

João Victor Bentes Soares

**Sistema de Monitoramento e Filtragem de
Sinais Eletrocardiográficos: Uma Abordagem
Comparativa Entre Filtros de Resposta Finita e
Infinita ao Impulso (IIR e FIR)**

Brasil

2024

João Victor Bentes Soares

**Sistema de Monitoramento e Filtragem de Sinais
Eletrocardiográficos: Uma Abordagem Comparativa Entre
Filtros de Resposta Finita e Infinita ao Impulso (IIR e FIR)**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à banca avaliadora do curso de Engenharia de Controle e Automação da Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas como pré-requisito para obtenção do título de Engenheiro de Controle e Automação.

Universidade do Estado do Amazonas – UEA

Escola Superior de Tecnologia – EST

Engenharia de Controle e Automação

Orientador: José Ruben Sicchar Vilchez

Brasil

2024

Ficha Catalográfica

Ficha catalográfica elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Sistema Integrado de Bibliotecas da Universidade do Estado do Amazonas.

B475s

Bentes Soares, João Victor

Sistema de Monitoramento e Filtragem de Sinais
Eletrocardiográficos: Uma Abordagem Comparativa Entre Filtros de
Resposta Finita e Infinita ao Impulso (IIR e FIR) / João Victor Bentes
Soares . Manaus : [s.n], 2024.

82 f.: color.; 21,0 cm.

TCC - Graduação em Engenharia de Controle e Automação-
Universidade do Estado do Amazonas, Manaus, 2024.

Orientador: José Ruben Sicchar Vilchez.

1. Monitoramento Remoto . 2. Processamento Digital de Sinais.. 3.
Telemedicina. 4. Filtragem de Sinais. 5. Sinais Eletrocardiográficos. I.
José Ruben Sicchar Vilchez (Orient.) II. Universidade do Estado do
Amazonas. III. Título

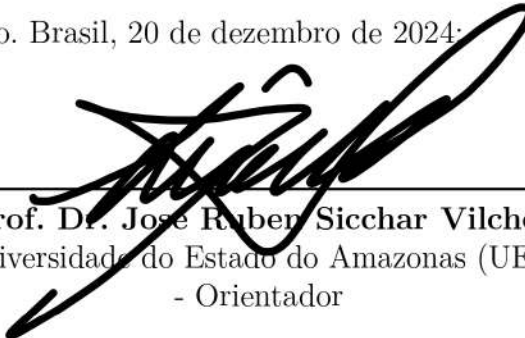
CDU(1997)681.5

João Victor Bentes Soares

Sistema de Monitoramento e Filtragem de Sinais Eletrocardiográficos: Uma Abordagem Comparativa Entre Filtros de Resposta Finita e Infinita ao Impulso (IIR e FIR)

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à banca avaliadora do curso de Engenharia de Controle e Automação da Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas como pré-requisito para obtenção do título de Engenheiro de Controle e Automação.


Trabalho aprovado. Brasil, 20 de dezembro de 2024:



Prof. Dr. José Ruben Sicchar Vilchez
Universidade do Estado do Amazonas (UEA)
- Orientador

Luiz Alberto Queiroz Cordovil Junior

Prof. Dr. Luiz Alberto Queiroz
Cordovil Junior
Sidia/Samsung e Universidade do Estado do
Amazonas (UEA)



Prof. Dr. Florindo Antonio de
Carvalho Ayres Júnior
Universidade Federal do Amazonas (UFAM)

Victor Vermehren Valenzuela

Prof. Dr. Victor Enrique Vermehren
Valenzuela
Universidade do Estado do Amazonas (UEA)

Brasil

2024

Agradecimentos

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus.

Aos meus pais, Aurenice Gama Bentes e José Edimar Soares Filho, meu eterno agradecimento pelo apoio incondicional e amor que sempre me deram. Vocês sempre acreditaram em mim, mesmo nos momentos mais desafiadores, e sua confiança foi uma fonte constante de motivação. Obrigado por serem meu alicerce e por toda a dedicação que vocês têm em me proporcionar uma educação e um futuro melhor.

Ao meu orientador, José Ruben Sicchar Vilchez, meu sincero agradecimento por toda a paciência, confiança, dedicação e pelos ensinamentos que foram além do campo acadêmico.

À minha parceira de pesquisa, Luana Ribeiro Gomes, minha gratidão por compartilhar comigo toda essa caminhada, desde o ciclo básico até a reta final. Nossa parceria rendeu não só produções acadêmicas e participações em eventos, mas também aprendizados e memórias que levarei para sempre.

Agradeço também ao meu amigo José Ricardo Barros, com quem já tive a oportunidade de publicar artigos e que sempre se dispôs a me ajudar no desenvolvimento e na elaboração do projeto. Sua amizade e apoio foram fundamentais em várias etapas desse processo.

E não poderia deixar de mencionar minha querida amiga Geanne Tereza Ferreira Olimpio, que esteve ao meu lado e contribuiu bastante durante a pesquisa, sempre oferecendo apoio e palavras encorajadoras. Sua presença tornou todo o processo mais leve.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para esta pesquisa. Cada apoio, sugestão e incentivo foram importantes para a concretização deste trabalho

“Se alguém procura a saúde, pergunta-lhe primeiro se está disposto a evitar no futuro as causas da doença; em caso contrário, abstém-te de o ajudar. ” (Sócrates)

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de monitoramento remoto de sinais biomédicos, abrangendo as etapas de aquisição, condicionamento, processamento e visualização de sinais eletrocardiográficos (ECG). A atividade elétrica do coração, captada pelo módulo sensor AD8232, pode ser afetada por ruídos indesejáveis, comprometendo sua análise clínica. Para mitigar esses efeitos e garantir a qualidade do sinal, foram aplicadas duas técnicas de filtragem digital: Resposta Finita ao Impulso (FIR) e Resposta Infinita ao Impulso (IIR), utilizando o *software* MATLAB, com o objetivo de compará-las na atenuação de interferências e na preservação das informações relevantes do ECG. Adicionalmente, foi desenvolvido um software para a visualização em tempo real dos sinais processados, favorendo possíveis aplicações na telemedicina. Os resultados demonstraram que as técnicas de processamento digital implementadas foram eficazes na redução significativa dos ruídos presentes no sinal, ressaltando a importância dessas abordagens para a extração de informações confiáveis de ECG e para o diagnóstico preciso.

Palavras-chave: Monitoramento Remoto, Sinais Eletrocardiográficos, Filtragem de Sinais, Processamento Digital de Sinais.

Abstract

This paper presents the development of a remote monitoring system for biomedical signals, encompassing the stages of acquisition, conditioning, processing, and visualization of electrocardiographic (ECG) signals. The electrical activity of the heart, captured by the AD8232 sensor module, can be affected by undesirable noise, compromising its clinical analysis. To mitigate these effects and ensure signal quality, two digital filtering techniques were applied: Finite Impulse Response (FIR) and Infinite Impulse Response (IIR), using MATLAB software, with the goal of comparing their performance in noise attenuation and the preservation of relevant ECG information. Additionally, software was developed for real-time visualization of processed signals, enabling potential applications in telemedicine. The results demonstrated that the implemented digital processing techniques were effective in significantly reducing noise in the signal, highlighting the importance of these approaches for extracting reliable ECG information and ensuring accurate diagnosis.

Keywords: Remote Monitoring, Electrocardiographic Signals, Signal Filtering, Digital Signal Processing.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Comportamento em frequência	17
Figura 2 – Comparativo em frequência dos sinais captado, medido e simulado . . .	18
Figura 3 – Gráficos da função de transferência dos filtros digitais	19
Figura 4 – Comparativo de Sinais sem e com Filtro FIR	20
Figura 5 – Fluxo típico de processamento digital de sinais	22
Figura 6 – Visualização de um sinal no domínio do tempo e da frequência	24
Figura 7 – Representação esquemática de um filtro	25
Figura 8 – Tipos de Filtros	26
Figura 9 – Três principais fases para desenvolvimento de um filtro.	28
Figura 10 – Filtros passa-baixas Butterworth de ordens 1 a 5.	31
Figura 11 – Curvas de resposta em frequência de quatro filtros lineares analógicos: Butterworth, Chebyshev tipos 1 e 2 e elíptico, todos de quinta ordem. . .	32
Figura 12 – Anatomia coração: Sístole e Diástole	34
Figura 13 – Triângulo de Einthoven	35
Figura 14 – Derivações padrões de ECG	36
Figura 15 – Derivações aumentadas de ECG	37
Figura 16 – Sinal eletrocardiográfico com suas identificações	38
Figura 17 – Amplificador Operacional Ideal	39
Figura 18 – Diagrama AD8232	40
Figura 19 – Diagrama pinagem ESP	41
Figura 20 – Módulo TP4056	42
Figura 21 – Módulos de desenvolvimento do projeto	43
Figura 22 – Principais etapas no desenvolvimento do protótipo	44
Figura 23 – Esquemático elétrico do protótipo	45
Figura 24 – Vista superior da PCB	46
Figura 25 – Vista tridimensional do protótipo	46
Figura 26 – Vista inferior da PCB	47
Figura 27 – Etapas de pré-processamento do sinal	49
Figura 28 – Espectro em Frequência do ECG	50
Figura 29 – Projeto Filtro Passa-Alta	50
Figura 30 – Projeto Filtro Rejeita-Banda	51
Figura 31 – Fluxograma de acesso do médico	55
Figura 32 – Fluxograma de acesso do paciente	55
Figura 33 – Fluxo de informações hardware-software	56
Figura 34 – Testes iniciais de aquisição de sinais utilizando o osciloscópio	57
Figura 35 – Vistas superior e inferior do protótipo de aquisição	58

Figura 36 – Sinal Eletrocardiográfico sem filtros	59
Figura 37 – Filtragem IIR Butterworth em cascata	60
Figura 38 – Comparação de sinais de eletrocardiograma (ECG) pré e pós-filtragem.	61
Figura 39 – Comparativo do espectro de frequência do sinal original, sinal com filtragem IIR e sinal com filtragem FIR	62
Figura 40 – Sobreposição do espectro de frequência do sinal original, sinal com filtragem IIR e sinal com filtragem FIR	63
Figura 41 – Espectograma dos Sinais	64
Figura 42 – Resposta em Magnitude dos filtros	65
Figura 43 – Resposta em Fase dos filtros	66
Figura 44 – Diagrama de Polos e Zeros	68
Figura 45 – Comparativo SNR Filtros IIR e FIR	69
Figura 46 – Identificação de Picos R	70
Figura 47 – Principais telas de acesso ao médico	71
Figura 48 – Principais telas de acesso ao paciente	71
Figura 49 – Testes de validação do protótipo de monitoramento	72
Figura 50 – Modelagem do <i>case</i> do protótipo no <i>software Inventor</i>	72
Figura 51 – Versão final do protótipo	73
Figura 52 – Comparação de BPM entre o oxímetro e o protótipo.	74

Lista de abreviaturas e siglas

DCVs	Doenças Cardiovasculares
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência Cardíaca
DC e AC	Tensão Contínua e Alternada
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca
FIR	Finite Impulse Response (Resposta Finita ao Impulso)
IIR	Infinite Impulse Response (Resposta Infinita ao Impulso)
FFT	Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)
ADC	Analog-to-Digital Converter (Conversor Analógico-Digital)
SNR	Signal-to-Noise Ratio (Relação Sinal-Ruído)
PCB	Printed Circuit Board (Placa de Circuito Impresso)
IoT	Internet of Things (Internet das Coisas)
bpm	Batimentos por Minuto
MIT-BIH	Massachusetts Institute of Technology - Beth Israel Hospital
BIDMC	Beth Israel Deaconess Medical Center

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivo geral	14
1.1.2	Objetivos específicos	14
2	TRABALHOS RELACIONADOS	15
2.1	Avanços Tecnológicos em Saúde para Monitoramento Cardíaco	15
2.2	Aquisição de Sinais Eletrocardiográficos	16
2.3	Filtragem de Sinais utilizando o MATLAB	17
2.4	Sinal Eletrocardiográfico com Filtros de Resposta Infinita ao Impulso - IIR	19
2.5	Sinal Eletrocardiográfico com Filtros de Resposta Finita ao Impulso - FIR	19
2.5.1	Comparativo Filtragem FIR e IIR	20
3	REFERENCIAL TEÓRICO	22
3.1	Processamento Digital de Sinais	22
3.2	Sinais e Sistemas Discretos	23
3.3	Análise do Domínio da Frequência	24
3.3.1	Transformada de Fourier de Tempo Discreto	24
3.4	Resposta no Domínio da Frequência	25
3.5	Projeto de Filtros	27
3.5.1	Especificação de Filtros	28
3.6	Projeto de Filtros FIR	29
3.6.1	Filtros de Médias Móveis	29
3.7	Projeto de Filtros IIR	30
3.7.1	Filtros de Butterworth	30
3.7.1.1	Características Principais	31
3.8	Processamento de Sinais Eletrocardiográficos	32
3.8.1	Filtros em sinais eletrocardiográficos	32
3.9	Fisiologia Cardiovascular	33
3.9.1	O coração	33
3.10	Eletrocardiograma	34
3.10.1	Derivações	34
3.10.2	Triângulo de Einthoven	35
3.10.3	Derivações aumentadas	35

3.10.4	Intervalos	36
3.10.5	Frequência Cardíaca	38
3.10.6	Condicionamento de Sinal	38
3.10.7	Amplificador Operacional	39
3.11	Sensor AD8232	39
3.12	ESP32-WROOM-32E	40
3.13	Módulo Carregador de Bateria TP4056	41
4	METODOLOGIA	43
4.1	Módulo de Aquisição	43
4.2	Módulo de Pré-Processamento	45
4.3	Módulo de Filtragem	48
4.3.1	Filtragem IIR	48
4.3.2	Filtragem FIR	52
4.3.3	Métricas para Comparação	52
4.4	Módulo de Visualização	54
5	RESULTADOS	57
5.1	Comparativo Sinais no Domínio do Tempo	58
5.1.1	Comparativo Espectro de Frequência	59
5.2	Comparativo de espectrogramas	61
5.3	Resposta em Magnitude dos Filtros	63
5.4	Resposta em Fase dos Filtros	65
5.5	Análise dos Diagramas de Polos e Zeros	67
5.6	Relação Sinal-Ruído - SNR	67
5.7	Detecção de Picos R	69
5.8	Visualização de Dados	70
5.9	Comparativo de medições cardíacas	73
6	CONCLUSÃO	75
6.1	Trabalhos Futuros	75
	REFERÊNCIAS	77
	ANEXOS	80

1 Introdução

As doenças cardiovasculares (DCV) representam uma das maiores preocupações em saúde pública, tanto no Brasil quanto em escala global. Segundo [Précoma et al. \(2019\)](#), as DCV são a principal causa de mortalidade, ocasionando aumento da morbidade, mortalidade prematura, incapacidades, perda da qualidade de vida e custos diretos e indiretos à saúde. [Roth et al. \(2020\)](#), citando estimativas do estudo *Global Burden of Disease* (GBD), destaca que os casos prevalentes de DCV aumentaram significativamente entre 1990 e 2019, passando de 271 milhões para 523 milhões, respectivamente.

Para a prevenção das DCV, torna-se necessário o fortalecimento das medidas de proteção e promoção da saúde, especialmente aquelas que promovem hábitos de vida saudáveis e o acesso às medidas para prevenção primária e secundária de DCV, conforme apontado por [Précoma et al. \(2019\)](#). Além disso, [Malta et al. \(2006\)](#) enfatiza que o monitoramento e a vigilância dos fatores de risco, juntamente com ações integradas, devem ser prioritários no enfrentamento dessas doenças, pois permitem o desenvolvimento de estratégias com maior custo-efetividade, baseadas em evidências.

O avanço das tecnologias na área da saúde tem proporcionado inovações significativas para o diagnóstico, monitoramento e tratamento de doenças, incluindo as cardiovasculares. Sensores biomédicos têm se destacado por sua capacidade de capturar informações precisas e em tempo real sobre a atividade fisiológica. ([JAVAID; KHAN, 2021](#)). No entanto, a presença de ruídos no sinal pode comprometer a qualidade dos dados coletados, tornando a interpretação das informações mais desafiadora. A busca por métodos de filtragem que atendam às especificações demandadas dentro de um contexto voltado para telemedicina é, portanto, de grande importância, a fim de assegurar a precisão e a confiabilidade das intervenções remotas.

Diante dessa perspectiva, propõe-se um sistema de monitoramento de sinais eletrocardiográficos, um parâmetro singular na avaliação da saúde cardiovascular, com uma abordagem comparativa de métodos de filtragem. Essa comparação permitirá identificar as técnicas mais eficazes na remoção de ruídos, garantindo a integridade dos dados e potencializando a adequação do sistema para uso clínico em telemedicina, o que pode resultar em melhorias significativas na prevenção e no manejo das DCV.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Desenvolver um sistema de monitoramento remoto para sinais eletrocardiográficos (ECG), integrando técnicas de aquisição, condicionamento e processamento digital para atenuação de ruídos indesejáveis e visualização em tempo real, com foco na melhoria da qualidade do sinal e na aplicação em telemedicina.

1.1.2 Objetivos específicos

1. Estudar as principais características do sinal de ECG, incluindo suas frequências de interesse e fontes comuns de ruídos;
2. Selecionar os dispositivos necessários para a implementação do protótipo do sistema de monitoramento;
3. Projetar uma placa de circuito impresso (PCB) com os dispositivos selecionados;
4. Utilizar a ferramenta *FilterDesigner* do *software* MATLAB para projetar e validar os filtros digitais aplicados ao sinal a partir da sua resposta em magnitude e fase.
5. Implementar técnicas de filtragem digital, como filtros passa-alta, rejeita-banda e passa-baixa, para atenuação de ruídos como *baseline wander* e interferência de 60 Hz;
6. Desenvolver um *software* de visualização em tempo real do sinal de ECG, com interface amigável, considerando dois níveis de acesso: médico e paciente;
7. Comparar o desempenho dos filtros digitais (IIR e FIR) em termos de eficiência na atenuação de ruídos e preservação das características do sinal;
8. Simular e analisar o comportamento do sinal no domínio do tempo e da frequência antes e após a aplicação das técnicas de filtragem.
9. Investigar os desafios e limitações no processamento de sinais biomédicos em sistemas embarcados e conectados à IoT (*Internet of Things*).
10. Demonstrar a eficácia do sistema na atenuação de ruídos e preservação das informações relevantes do ECG, por meio de análises comparativas e gráficos.

2 Trabalhos relacionados

O presente capítulo tem objetivo de apresentar estudos associados ao desenvolvimento de sistema de monitoramento. Serão abordados trabalhos científicos que exploram os aspectos de instrumentação biomédicas, bem como a perspectiva crítica dos resultados apresentados.

2.1 Avanços Tecnológicos em Saúde para Monitoramento Cardíaco

Segundo [Ji et al. \(2021\)](#), as complicações cardiovasculares, especialmente aquelas associadas à infecção por COVID-19, devem ser diagnosticadas e tratadas prontamente. A triagem e identificação de pacientes com base nos sintomas podem representar uma solução viável. Tecnologias de sensoriamento vestíveis e de saúde móvel (mHealth) podem fornecer medições remotas de parâmetros fisiológicos. [Ji et al. \(2021\)](#) destaca que, no contexto das doenças cardiovasculares, os parâmetros fisiológicos mais relevantes para monitoramento incluem temperatura corporal, frequência respiratória, saturação sanguínea (SpO₂), frequência cardíaca (FC) e elevação do segmento ST, que podem ser extraídos de sinais de eletrocardiografia (ECG) e pressão arterial (PA). (Visto na Tabela 1)

Tabela 1: Parâmetros Biomédicos e Advertências para Doenças Cardiovasculares (DCV)

Parâmetros	Unidades	Advertência prévia para DCV's
Frequência respiratória	bpm	≥ 20 bpm
Frequência cardíaca	bpm	≥ 100 bpm
Temperatura	$^{\circ}C$	$\geq 38^{\circ}C$
Saturação sanguínea (SpO ₂)	%	$\leq 94\%$
Eletrocardiograma (ECG)	mV	Arritmia
Pressão arterial	mmHg	$\geq 140/90$ mmHg

O estudo de [César \(2007\)](#) revisa a literatura epidemiológica e aborda a perspectiva de que a redução da frequência cardíaca pode influenciar positivamente o tempo de vida, especialmente em pacientes com doenças cardiovasculares, independentemente de outros fatores. Dessa forma, é ressaltada a importância do seu monitoramento. Sua obtenção precisa pode ser realizada por meio de técnicas como fotopletismografia e eletrocardiograma, oferecendo *insights* valiosos para o prognóstico e o manejo clínico de pacientes.

Nos próximos tópicos, serão abordados estudos e protótipos que se aplicam à instrumentação biomédica e estão diretamente relacionado com frequência cardíaca. Serão destacadas as características, metodologias e resultados desses estudos, bem como sua contribuição para o desenvolvimento de tecnologias de monitoramento e diagnóstico.

2.2 Aquisição de Sinais Eletrocardiográficos

Faruk et al. (2021) fornece uma revisão abrangente de sistemas de aquisição de ECG de baixo custo, enfatizando sua importância na mitigação da carga global de DCVs. O artigo ressalta como a falta de acesso a ferramentas de diagnóstico acessíveis em países de baixa e média renda agrava o atraso no diagnóstico e tratamento dessas doenças, que continuam sendo uma das principais causas de mortalidade no mundo. Nesse contexto, o desenvolvimento de sistemas de ECG seguros e financeiramente viáveis é apresentado como uma solução essencial para reduzir as disparidades no atendimento à saúde.

O *design* de sistemas de ECG de baixo custo enfrenta diversos desafios. Entre eles, destaca-se a necessidade de equilibrar custo, precisão e portabilidade, além de superar barreiras técnicas, como a eficiência energética, a confiabilidade na transmissão de dados e a redução de ruídos durante a aquisição do sinal.

Além disso, Faruk et al. (2021) explora tendências tecnológicas que estão revolucionando o monitoramento de ECG, como a integração de dispositivos com IoT, armazenamento em nuvem e dispositivos vestíveis. Essas inovações possibilitam a transmissão de dados em tempo real, o monitoramento de longo prazo e a integração com serviços de saúde remotos.

Os autores destacam lacunas importantes no estado da arte. Apesar dos avanços, ainda há espaço significativo para pesquisa e inovação, especialmente no desenvolvimento de soluções acessíveis que mantenham a eficácia diagnóstica.

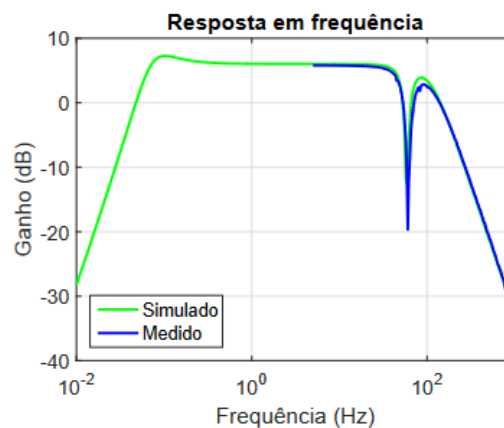
Nesse contexto, estudos práticos, como o de Silva (2020) têm uma contribuição significativa na abordagem da aquisição do sinal de ECG. Utilizando o sensor AD8232, dois eletrodos são colocados nos braços direito e esquerdo, enquanto o terceiro serve como referência, seguindo o padrão do triângulo de Einthoven. O sinal dos eletrodos passa por um conversor analógico-digital (ADC) para digitalização. Para remover ruídos de alta frequência causados por interferências eletromagnéticas, principalmente da rede elétrica, implementou-se um filtro digital passa-baixas com frequência de corte de 60 Hz. A equação abaixo representa a função de transferência desse filtro.

$$H(z) = \frac{0.12(1 + z^{-1})}{1 - 0.76z^{-1}}$$

No sistema de aquisição de sinais, além do filtro digital, foram incorporados capacitores eletrolíticos e cerâmicos, os quais foram conectados em paralelo com a alimentação do sistema e a referência. Silva (2020) justifica que esses componentes têm como função evitar a entrada de ruídos de diferentes faixas de frequência no sistema de alimentação. Isso é crucial para garantir a integridade da aquisição do sinal, pois qualquer interferência pode causar flutuações.

Paralelamente ao estudo de monitoramento cardíaco, [Silva \(2018\)](#) também utiliza o sensor AD8232 com adendo de um circuito condicionador constituído de três filtros. A funcionalidade do circuito foi confirmada por meio da medição do comportamento em frequência com um analisador de redes, demonstrando operação a partir de uma frequência mínima de 5 Hz. A curva obtida pelo analisador de redes, juntamente com a resposta em frequência simulada no *software* LTSpiceIV vide [Figura 1](#), validou os resultados experimentais. Na [Figura 2](#) é possível notar uma redução do nível de ruído entre o sinal captado e os sinais medidos e simulados. Nestes dois últimos, podemos observar um aumento na amplitude.

Figura 1 – Comportamento em frequência



Fonte: [Silva \(2018\)](#)

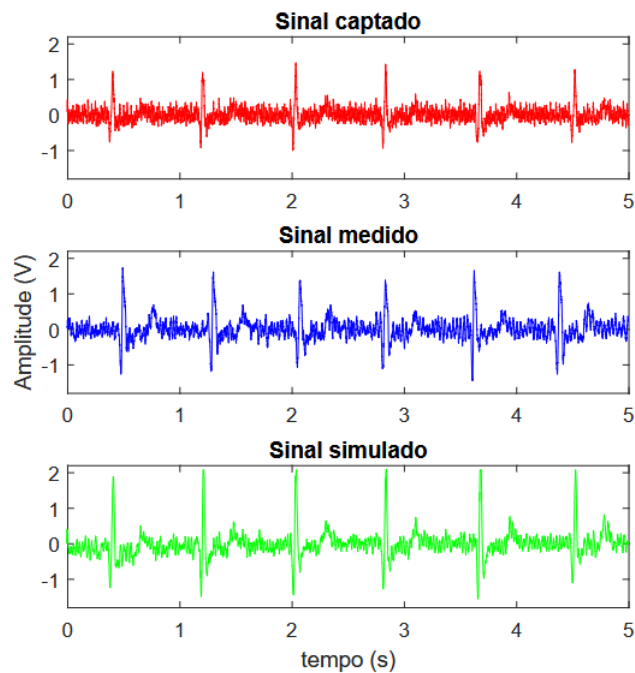
Atrelando monitoramento e telemedicina, o estudo realizado por [Prasad e Kavanashree \(2019\)](#) consiste em duas partes de *software*, onde a primeira parte controla o sinal de ECG extraído pelo sensor, e a segunda parte envia dados para o celular. Inicialmente, o sinal de ECG obtido do sensor AD8232 é convertido em dados digitais usando uma placa Arduino.. Os dados seriais convertidos em tensão, obtidos via USB, são recebidos e exibidos no monitor. Um programa em C é escrito para filtrar ruídos sem perder os dados importantes da forma de onda.

Uma aplicação Android é desenvolvida usando a linguagem de programação Java, que possui bibliotecas embutidas para conectividade *Bluetooth*. O sinal filtrado do Arduino é comparado com o valor de limiar, e a condição do paciente é exibida.

2.3 Filtragem de Sinais utilizando o MATLAB

A filtragem e análise de sinais utilizando o MATLAB é uma etapa essencial para o processamento de sinais digitais, especialmente no contexto de sistemas biomédicos.

Figura 2 – Comparativo em frequência dos sinais captado, medido e simulado



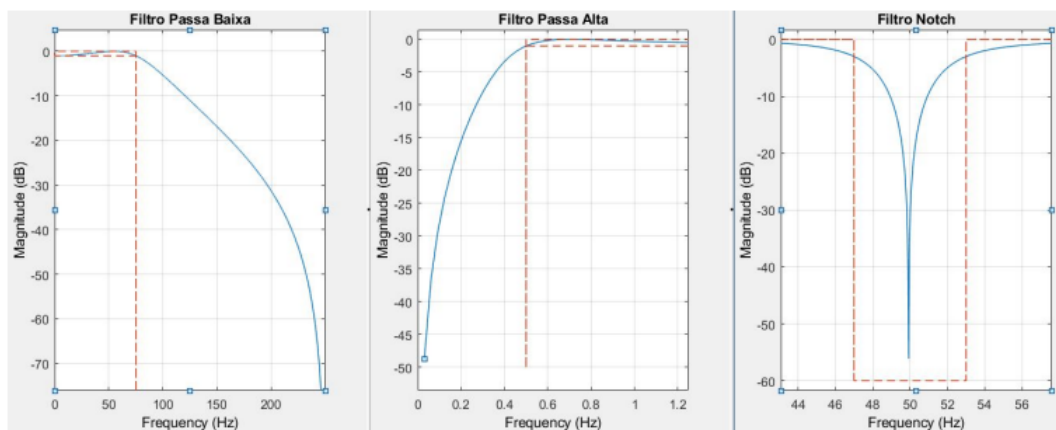
Fonte: [Silva \(2018\)](#)

[Júnior \(2022\)](#) ressalta que os filtros são sistemas seletivos cujo objetivo principal é limitar o espectro do sinal às faixas pretendidas de frequência, sendo fundamentais para o estudo de sinais e sistemas. Nesse contexto, a filtragem está presente em praticamente todo o sistema de processamento de sinais, incluindo os sistemas biomédicos, que utilizam filtros analógicos no hardware e filtros digitais no software.

No MATLAB, há uma ampla variedade de recursos para a configuração de filtros digitais, permitindo a definição de parâmetros como ordem, tipo de resposta (IIR - *Infinite Impulse Response* ou FIR - *Finite Impulse Response*), além de configurações específicas como filtros passa-alta, passa-baixa e passa-faixa. Após o desenvolvimento, os filtros digitais geram coeficientes que representam uma resposta complexa do sistema (H_{wj}), sendo compostos por partes reais e imaginárias. Esses coeficientes podem ser armazenados para posterior aplicação no processo de filtragem digital de sinais.

[Júnior \(2022\)](#) destaca uma filtragem digital realizada no MATLAB utilizando a técnica de transformação rápida de Fourier (FFT). Os filtros foram representados graficamente e ilustrados na Figura 3, que exibem os sinais filtrados do ECG e as funções de transferência dos filtros digitais ativados para uma largura de banda entre 0,5 Hz e 70 Hz, além de um filtro notch de 50 Hz de segunda ordem (dois polos).

Figura 3 – Gráficos da função de transferência dos filtros digitais



Fonte: Júnior (2022)

2.4 Sinal Eletrocardiográfico com Filtros de Resposta Infinita ao Impulso - IIR

Com o objetivo de analisar diferentes formas de eliminação de ruídos em sinais eletrocardiográficos, o estudo de Wisana, Nugraha e Rachman (2021) comparou a eficácia de filtros digitais IIR, como *Butterworth*, Chebyshev I, Chebyshev II e Elíptico. Este trabalho abordou a aplicação desses filtros em um módulo de ECG de baixo custo baseado em Arduino, avaliando a supressão de ruídos em frequências de 0,5 Hz a 100 Hz. O filtro *Butterworth* de ordem 8 apresentou os melhores resultados, destacando-se por sua ampla largura de banda e eficácia na inclusão de frequências fora da faixa de corte.

Além disso, o artigo explora as limitações de abordagens tradicionais, como filtros analógicos, que apresentam restrições na aplicação de ordens mais altas e dependência de componentes físicos. Comparativamente, os filtros digitais oferecem flexibilidade, menor custo de desenvolvimento e facilidade de ajuste para diferentes requisitos.

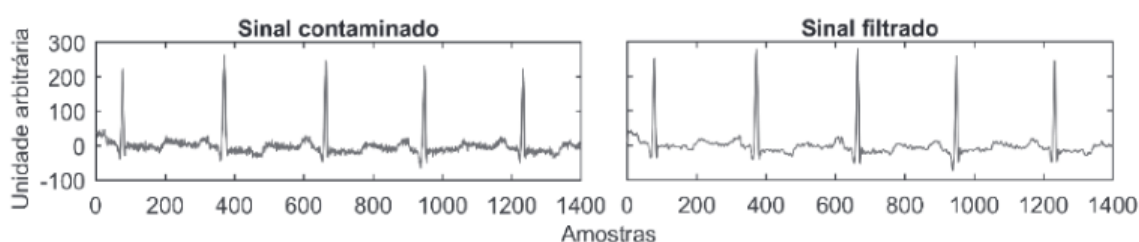
2.5 Sinal Eletrocardiográfico com Filtros de Resposta Finita ao Impulso - FIR

De forma análoga, o trabalho Silva e Duarte (2019) aborda a utilização de filtros FIR com o método da janela de Kaiser para a filtragem de sinais cardíacos. O objetivo principal foi atenuar diferentes tipos de ruídos presentes nos sinais de ECG, como ruído de rede elétrica (60 Hz), ruído de baixa frequência (0,001–0,5 Hz) e ruído de alta frequência (>50 Hz), preservando a integridade do sinal original para análises clínicas e diagnósticos médicos.

A metodologia envolve o uso de um filtro passa-baixa , seguido por dois filtros de rejeição implementados em MATLAB. A janela do Kaiser foi escolhida devido à sua flexibilidade, pois permite ajustar a ordem do filtro e a atenuação na banda de exclusão por meio do parâmetro β . O trabalho avaliou os filtros aplicados em três bancos de dados renomados: banco de dados de arritmia MIT-BIH , banco de dados de fibrilação atrial MIT-BIH e banco de dados de insuficiência cardíaca congestiva BIDMC , todos da plataforma PhysioNet.

Os resultados, vistos na Figura 4, indicaram que os filtros FIR com janela do Kaiser alcançaram um desempenho superior na relação sinal-ruído (SNR) em comparação aos métodos tradicionais, como o filtro de média móvel, que apresentou maior atenuação do sinal útil. Foi observado que, mesmo em diferentes bases de dados e condições de ruído, os filtros FIR mantiveram a forma e as características essenciais das ondas PQRST do ECG.

Figura 4 – Comparativo de Sinais sem e com Filtro FIR



Fonte: [Silva e Duarte \(2019\)](#)

2.5.1 Comparativo Filtragem FIR e IIR

[Reddy et al. \(2023\)](#) analisa a aplicação de filtros digitais FIR e IIR no processamento de sinais eletrocardiográficos. O objetivo principal do estudo é comparar o desempenho desses filtros na remoção de ruídos em sinais ECG, considerando diferentes frequências de amostragem e avaliando aspectos como preservação da morfologia do sinal e eficiência computacional. A qualidade do sinal foi mensurada por meio de métricas como SNR e erro médio quadrático (MSE).

Os sinais de ECG foram carregados do banco de dados BIT/MIH, combinados com sinais simulados e, posteriormente, acrescidos de ruído para condições simuladas reais.

Para expandir a análise, foram consideradas frequências de amostragem menores que 360Hz. Os resultados indicam que os filtros FIR, devido à sua resposta de fase linear, preservam melhor a morfologia do sinal e são mais adequados para análises planejadas, como em contextos clínicos. No entanto, ainda há maior ordem, o que aumenta a complexidade computacional, especialmente em sistemas embarcados.

No objetivo de remoção de ruídos de *baseline* em sinais de ECG, [Rani, Kaur e Ubhi \(2011\)](#) também apresenta um estudo comparativo entre os filtros FIR e IIR. Os autores identificam dois tipos principais de ruídos de *baseline*: *baseline drift* e *baseline wander*.

Os parâmetros de avaliação utilizados para comparar o desempenho dos filtros foram:

- Densidade Espectral de Potência (PSD): Este parâmetro representa a distribuição da potência do sinal ao longo das frequências, permitindo a análise do conteúdo espectral do ECG.
- Potência Média: Medida pela área sob a curva da PSD, fornece uma indicação da potência total do sinal filtrado.

Em conclusão, o estudo sugere que, embora ambos os tipos de filtros sejam eficazes na remoção de ruídos de *baseline*, os filtros IIR podem ser a melhor escolha devido à sua menor complexidade computacional.

3 Referencial Teórico

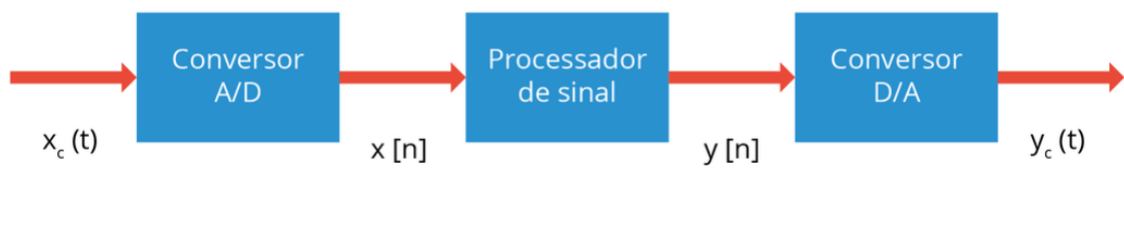
Neste capítulo, são apresentados os principais fundamentos teóricos que sustentam o desenvolvimento deste trabalho. Inicialmente, será feita uma introdução ao Processamento Digital de Sinais, abrangendo conceitos como a Transformada de Fourier, tipos de filtros e suas classificações. Em seguida, serão explorados tópicos específicos relacionados ao processamento de sinais eletrocardiográficos, destacando suas particularidades e relevância no contexto deste estudo.

3.1 Processamento Digital de Sinais

Processamento digital de sinais (PDS) é o tratamento que se aplica a um sinal de tempo discreto. Este processamento é executado por meios digitais: computadores ou processadores digitais. Com o advento dos computadores no início da década de 60, e com o desenvolvimento de algoritmos como o da FFT, tem início a uma nova etapa no campo de tratamento de sinais e suas aplicações. O desenvolvimento dos microprocessadores (década de 1970) e dos processadores digitais (década de 1980): ampliaram as aplicações de PDS. (JOAQUIM, 2010)

A maior parte dos sinais encontrados são contínuos no tempo, por exemplo, áudio, vídeo, temperatura. Assim, para o tratamento digital, tem-se necessidade de converter as informações em sinais elétricos de tempo contínuos por meio de transdutores e em seguida digitalizar estes sinais, isto é: converter do tempo contínuo para o tempo discreto (digital) utilizando conversores AD. Os principais componentes de um sistema PDS típico são mostrados na Figura 5.

Figura 5 – Fluxo típico de processamento digital de sinais



Fonte: Joaquim (2010)

O sinal analógico $x_c(t)$ é amostrado para o sinal $x[n]$, por meio de n amostras

coletadas por um conversor A/D (Analogico/Digital), e processado no sinal $y[n]$, por meio de um processador de sinal. Depois, ele é reconvertido no sinal analógico $y_c(t)$ pelo conversor D/A (Digital/Analógico).

Sendo que:

- $x_c(t)$ - representa um sinal analógico contínuo no tempo;
- $x[n]$ - representa o sinal $x_c(t)$ amostrado com n amostras, sinal este que agora é digital;
- $y[n]$ - representa o sinal digital $y[n]$ modificado, ou seja, foi realizado algum tipo de processamento para melhorar, comprimir ou transmitir o sinal original;
- $y_c(t)$ - representa o sinal modificado $y[n]$ convertido novamente em um sinal analógico.

3.2 Sinais e Sistemas Discretos

Em [Nalon \(2009\)](#) define-se sinais como informações que podem ser transmitidas ou processadas. Fisicamente, eles são obtidos através de sensores ou transdutores e transformados em sinais de tensão ou corrente, os quais são manipulados pelo circuito processador.

Matematicamente, qualquer sinal pode ser representado por uma função no domínio adequado - em geral o tempo, embora outros domínios também possam ser utilizados. Um sinal de voz captado por um microfone, por exemplo, pode ser visto como um sinal de tensão em função do tempo. Em cada instante de tempo, é possível calcular a intensidade da tensão para aquele momento específico. Pela própria natureza contínua do tempo, permite-se que seja possível obter a intensidade da tensão para qualquer instante desejado.

Entretanto, esses sinais não podem ser manipulados por um processador digital, pois é impossível lidar com números que não sejam inteiros. Isso ocorre devido à limitação de representação de números de forma contínua, já que os números podem flutuar em pontos variados ao longo do tempo. Como resultado, o processador digital não consegue lidar com um sinal analógico, que exige uma representação contínua de valores infinitos de pontos.

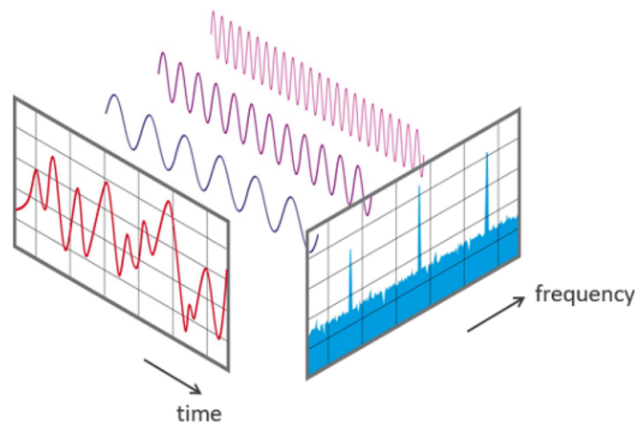
Ainda em [Nalon \(2009\)](#) é ressaltado que para o sinal ser manipulado pelo processador, ele precisa ser discretizado. O sinal discreto é aquele que existe apenas para valores específicos de seu domínio e pode ser representado por números inteiros. O processo de discretização de um sinal é denominado amostragem, que consiste na obtenção de valores do sinal a cada intervalo de tempo fixo, chamado de período de amostragem.

3.3 Análise do Domínio da Frequência

3.3.1 Transformada de Fourier de Tempo Discreto

A transformada de Fourier é uma ferramenta de análise de sinais e sistemas através de suas representações no domínio da frequência (Figura 6).

Figura 6 – Visualização de um sinal no domínio do tempo e da frequência



Fonte: Nalon (2009)

A transformada de Fourier de uma sequência discreta é uma função da variável contínua ω , que representa a frequência angular de cada componente do sinal. Por esse motivo, a representação do sinal na frequência é impossível para um processador digital, uma vez que a função precisa ser calculada para qualquer valor de ω . Pode-se contornar esse problema utilizando técnicas específicas baseadas na série de Fourier.

Define-se, então, a análise em frequência dada pela transformada de Fourier (FT, do inglês *Fourier Transform*) como:

$$X(\omega) = \mathcal{F}\{x[n]\} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j\omega n}$$

A equação (3.1) descreve a análise do sinal $x[n]$, e $X(\omega)$ é chamada de representação em frequência do sinal $x[n]$. $X(\omega)$ também é algumas vezes chamada de *espectro* do sinal $x[n]$, em analogia à decomposição da luz branca em ondas de diferentes frequências por um prisma.

A exponencial complexa $e^{j\omega n}$ pode ser escrita como $e^{j\omega n} = \cos(\omega n) + j \sin(\omega n)$. A grandeza ω , portanto, representa a frequência analisada. Pode-se ver que a transformada de Fourier é uma função complexa da variável real ω , a frequência dada em radianos.

Como toda variável complexa, além da parte real e da parte imaginária, pode-se escrever a *amplitude* e o *espectro de fase* do sinal como:

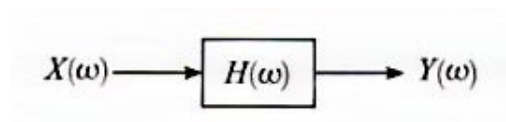
$$X(\omega) = |X(\omega)|e^{j\Theta(\omega)}$$

onde $\Theta(\omega)$ é a fase de $X(\omega)$. Como a exponencial complexa tem período 2π , a fase de um número complexo pode ser determinada por valores associados aos múltiplos inteiros de 2π . Refere-se ao valor principal da fase quando está limitada ao intervalo $-\pi \leq \Theta(\omega) \leq \pi$.

3.4 Resposta no Domínio da Frequência

Nalon (2009) aponta que filtros são normalmente especificados no domínio da frequência exatamente porque sua utilidade é selecionar do sinal de entrada as frequências que devem estar presentes no sinal de saída. A seleção é feita por faixas de frequência (também chamadas bandas), e o filtro é especificado a partir da escolha das faixas que devem ser aceitas ou rejeitadas. A banda que contém as frequências aceitas é chamada *banda de passagem* (porque as frequências aceitas “passam” através do filtro), e a banda que contém as frequências rejeitadas é chamada *banda de rejeição*. Esquemáticamente, um filtro é representado como na Figura 7.

Figura 7 – Representação esquemática de um filtro



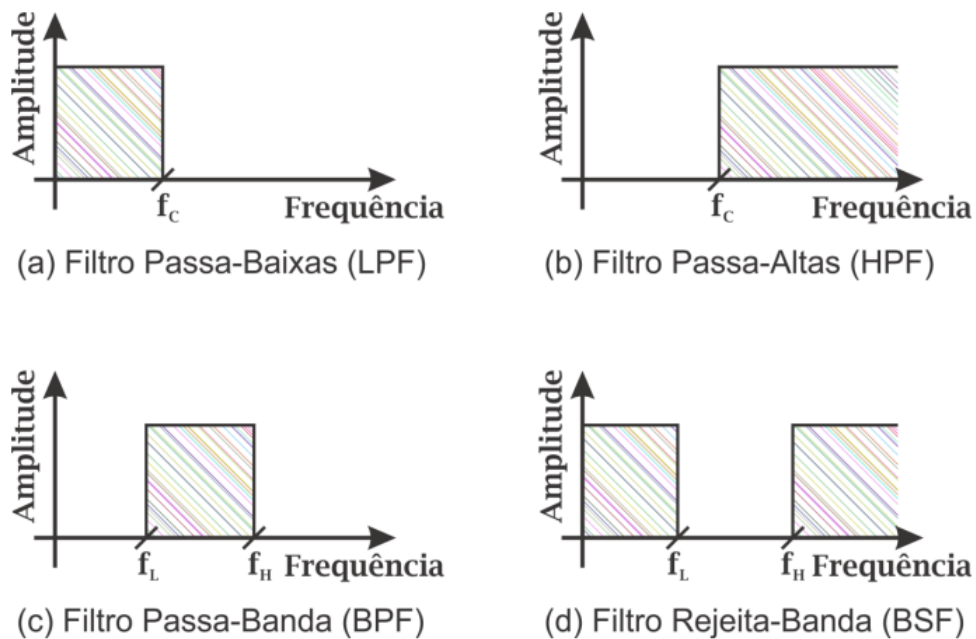
Fonte: Nalon (2009)

Um filtro passa-baixas é um filtro cuja banda de passagem contém as componentes de baixas frequências do sinal de entrada, enquanto a banda de rejeição contém as componentes de altas frequências. Assim, ele permite a passagem de frequências mais baixas e rejeita as mais altas. Por outro lado, um *filtro passa-alta* funciona de forma inversa, permitindo a passagem de altas frequências e rejeitando as baixas. Já um *filtro passa-banda* rejeita tanto as baixas quanto as altas frequências, permitindo a passagem apenas de uma faixa específica de frequências. Por fim, um *filtro rejeita-faixa* atua como o complementar do passa-banda, bloqueando uma faixa de frequências e permitindo a passagem das demais.

A Figura 8 mostra a resposta em frequência de um filtro ideal de cada tipo. Geralmente, é desejável que os filtros projetados sejam simétricos em relação ao eixo

vertical das frequências (isto é, deseja-se que os filtros sejam pares). Isso porque, uma função no domínio da frequência resulta em uma sequência real no domínio do tempo discreto, e como um sistema desse tipo pode ser implementado mais facilmente. Por esse motivo, é costume especificar os filtros apenas por faixas de frequência positivas.

Figura 8 – Tipos de Filtros



Fonte: Nalon (2009)

Se um filtro tem resposta ao impulso $h[n]$ e resposta em frequência $H(\omega)$, então a sequência de saída $y[n]$, com transformada de Fourier $Y(\omega)$, a um sinal de entrada $x[n]$ com transformada de Fourier $X(\omega)$ é dada por:

$$y[n] = x[n] * h[n]$$

e, conseqüentemente, no domínio da frequência

$$Y(\omega) = X(\omega)H(\omega)$$

Considerando que $Y(\omega)$ é uma função complexa, pode-se avaliar a equação em termos correspondentes de magnitude e a fase da resposta, ou seja,

$$|Y(\omega)| = |X(\omega)||H(\omega)|$$

e

$$\Theta_Y(\omega) = \Theta_X(\omega) + \Theta_H(\omega)$$

A Equação $Y(\omega)$ representa o comportamento da magnitude do sinal de entrada pela resposta ao filtro. Por exemplo, se para uma determinada frequência ω o valor de $|H(\omega)|$ for sensivelmente baixo, essa componente de frequência do sinal de entrada será atenuada no sinal de saída. Da mesma forma, se a resposta para uma determinada frequência for alta, o sinal de saída terá essa frequência amplificada. Por esse motivo, a expressão $|H(\omega)|$ é chamada resposta em magnitude, ou ganho em frequência do filtro $H(\omega)$.

A Equação $\Theta_Y(\omega)$ representa uma variação da fase do sinal de entrada, e por isso recebe o nome de resposta em fase ou distorção de fase. É importante notar que as fases são aditivas, não multiplicativas, e que essa distorção pode gerar discontinuidades no espectro de fase do sinal de saída se o valor principal da fase for considerado. Devido à periodicidade da fase, no entanto, isso não se torna um problema.

Um dado essencial para o projeto de um filtro é a frequência, ou a frequência de corte, que separa a banda de passagem da banda de rejeição. Essas frequências recebem o nome de frequência de corte.

3.5 Projeto de Filtros

Em Nalon (2009) é explorado o conceito de que um filtro é um sistema que seleciona características específicas e desejadas de um sinal. Se o filtro é linear, as características selecionadas (filtradas) consistem nas componentes em frequência do sinal de entrada. A operação de filtragem linear consiste na convolução realizada no domínio do tempo entre o sinal de entrada e a resposta ao impulso do filtro.

Em relação à resposta ao impulso, filtros podem ser classificados em dois tipos. Se o sistema é implementado através de uma equação de diferenças que não contém termos recursivos (ou seja, a saída não é realmente a entrada), então o filtro pode ser implementado diretamente através da convolução. Como a resposta ao impulso deve ser finita para ser implementável, esse tipo de filtro é chamado FIR (do inglês *InFinite Impulse Response*, Resposta Finita ao Impulso).

Outro tipo de filtro contém realimentação, ou seja, se a saída do filtro for $y[n]$, então ela depende, em maior ou menor grau, dos valores de suas amostras passadas $y[n-k]$. Esse tipo de filtro é chamado IIR (do inglês *Infinite Impulse Response*, Resposta Infinita ao Impulso).

A realização de um filtro de tempo discreto exige três etapas, apontadas na Figura 9

Figura 9 – Três principais fases para desenvolvimento de um filtro.



Fonte: Nalon (2009) (Adaptado)

3.5.1 Especificação de Filtros

Ainda em Nalon (2009) é descrito que um filtro pode ser especificado diretamente no domínio da frequência de tempo discreto. Nesse caso, todas as frequências especificadas devem estar entre 0 e π . O caso comum, no entanto, é fazer o projeto no domínio da frequência de tempo contínuo, aproveitando toda a teoria já desenvolvida para o tratamento de filtros analógicos (como as técnicas de aproximação vistas mais adiante). Nesse caso, é importante lembrar que as frequências estão relacionadas por:

$$\omega = \Omega T_a$$

e que o filtro, ao ser convertido da frequência de tempo contínuo para a de tempo discreto, sofrerá a replicação periódica. Isso significa que a conversão poderá causar *aliasing* no filtro discreto. Dependendo do método de projeto, portanto, deve-se projetar apenas o valor principal do filtro, ou seja, a resposta do filtro na parte de seu espectro contida entre $-\pi/T_a \leq \Omega \leq \pi/T_a$ e garantir que a resposta seja desprezível para $|\Omega| > \pi/T_a$. Outros métodos se utilizam de outras formas de evitar o aliasing ou torná-lo aceitável.

Para evitar a transição abrupta entre as bandas, é aceitável permitir pequenas modificações na especificação do filtro, desde que sua introdução não acarrete distorções significativas no sinal filtrado.

Existem várias funções de aproximação possíveis para adaptar a resposta em frequência que siga as especificações. Entre as mais utilizadas estão as funções de *Butterworth* e os polinômios de Chebyshev. Essas funções são adaptadas diretamente da teoria de filtros analógicos, mas podem ser utilizadas com poucas modificações para o projeto

de filtros discretos, uma vez que a transformada de Fourier de uma sequência discreta é função de uma variável contínua.

3.6 Projeto de Filtros FIR

Os filtros FIR são amplamente utilizados devido à sua característica de fase linear, essencial para aplicações que exigem preservação da forma do sinal, como em áudio, imagem e transmissão de dados. Esses filtros são não-recursivos, garantindo estabilidade, embora demandem uma maior ordem para atender aos mesmos requisitos de um filtro IIR. O comportamento de um filtro FIR pode ser descrito pela seguinte equação de diferenças: (BECARI et al., 2017)

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n - 1] + \dots + b_Mx[n - M] = \sum_{k=0}^M b_kx[n - k]$$

onde b_k são os coeficientes do filtro, $x[n]$ é a entrada e $y[n]$ é a saída do sistema. O projeto de um filtro FIR consiste em determinar os coeficientes b_k de maneira que a resposta ao impulso satisfaça as especificações de frequência desejadas.

3.6.1 Filtros de Médias Móveis

Filtros de médias móveis (no inglês *Moving Average Filters*) são extremamente comuns em processamento digital de sinais, pois são bastante intuitivos, de fácil implementação e ótimos para a redução de ruído. Além disso, podem ser implementados recursivamente, exigindo um mínimo de cálculos, o que resulta também em filtros bastante rápidos, podendo ser utilizados em sistemas pouco poderosos. Por fim, um filtro dessa natureza possui fase linear sem necessidade de esforço de projeto. (NALON, 2009)

Um sistema de médias móveis de ordem $N - 1$ é definido por:

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x[n - k]$$

O sistema recebe o nome de *média móvel* pois o resultado de sua aplicação é a obtenção da média das N amostras posicionadas sobre a n -ésima amostra da sequência de entrada. A equação pode ser reescrita na forma de uma convolução:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} x[k]h[n - k]$$

em que $h[n]$ é um filtro definido por:

$$h[n] = \begin{cases} \frac{1}{N}, & 0 \leq n < N \\ 0, & \text{fora do intervalo} \end{cases}$$

3.7 Projeto de Filtros IIR

Os filtros IIR (Infinite Impulse Response) são recursivos, calculando a saída atual com base nos valores passados da entrada e da saída. Sua equação de diferenças é definida como: (BECARI et al., 2017)

$$y[n] = \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] - \sum_{l=1}^N a_l y[n-l]$$

onde b_k e a_l são os coeficientes do filtro, M e N correspondem às ordens do numerador e denominador, respectivamente, e $x[n]$ e $y[n]$ representam a entrada e a saída.

Os filtros IIR apresentam resposta ao impulso infinita e requerem menos coeficientes que os filtros FIR para atender a especificações similares, resultando em maior eficiência computacional. No entanto, são mais suscetíveis a instabilidades e erros de quantização devido à presença de polos em sua função de transferência.

A implementação de filtros IIR geralmente se baseia em protótipos analógicos, transformados para o domínio digital. Os principais tipos incluem:

- **Butterworth:** Resposta suave na banda de passagem, sem ondulações.
- **Chebyshev:** Menor largura de transição, mas com ondulações na banda de passagem ou rejeição.
- **Elíptico:** Combinação de ondulações nas bandas de passagem e rejeição, com largura de transição ainda menor.

3.7.1 Filtros de Butterworth

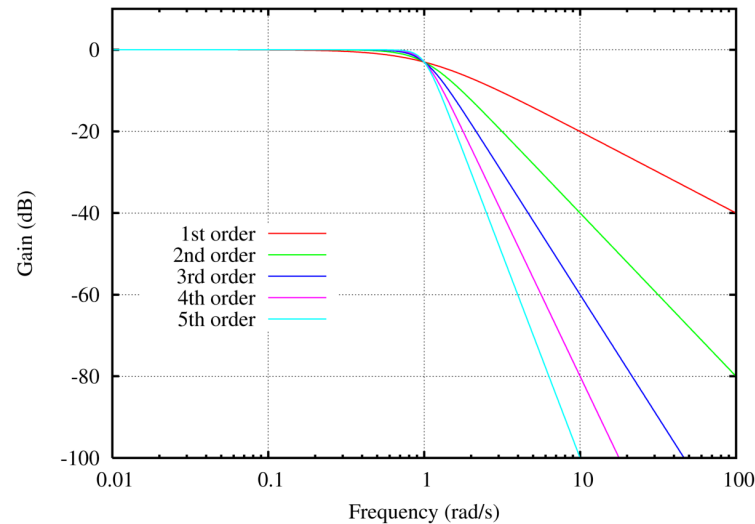
A função de *Butterworth* tem a forma

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}}$$

em que N é a ordem do filtro resultante e Ω_c é a frequência de corte. Um filtro projetado segundo essa função é chamado filtro de *Butterworth*. Essa função tem a forma

mostrada no gráfico da Figura 10, para vários valores de N . Com o crescimento da ordem do filtro, a largura da banda de transição decresce, e o perfil da função se aproxima do filtro ideal. A função de Butterworth descreve monotonicamente a partir de ganho unitário na frequência mais baixa, atingindo $1/\sqrt{2}$ de frequência de corte e caindo assimetricamente para zero conforme Ω tende ao infinito. (NALON, 2009)

Figura 10 – Filtros passa-baixas Butterworth de ordens 1 a 5.



Fonte: Ciesla (2022)

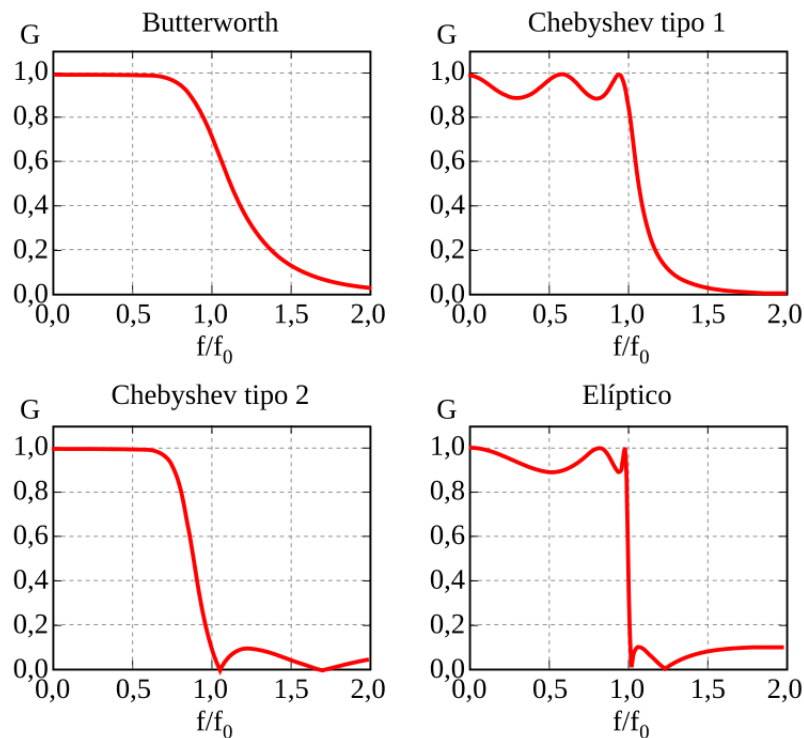
O filtro *Butterworth* é amplamente utilizado devido à sua **resposta suave e uniforme** na banda passante, sem ondulações (*ripple*), tornando-o ideal para aplicações onde a integridade do sinal é essencial, como no processamento de sinais biomédicos.

3.7.1.1 Características Principais

- Plana na banda passante: Preserva o sinal sem oscilações.
- Atenuação na banda rejeitada: Progressiva e linear em gráficos logarítmicos.
- Mantém o mesmo formato geral para qualquer ordem, diferentemente de outros filtros (ex.: Chebyshev, Bessel), que alteram o comportamento em ordens mais altas.

O filtro *Butterworth* é ideal para situações em que é necessário um comportamento previsível e suave. Observa-se na Figura 11 comparativo com outros filtros.

Figura 11 – Curvas de resposta em frequência de quatro filtros lineares analógicos: Butterworth, Chebyshev tipos 1 e 2 e elíptico, todos de quinta ordem.



Fonte: (CIESLA, 2022)

3.8 Processamento de Sinais Eletrocardiográficos

O processamento digital de sinais é uma área amplamente utilizada na engenharia biomédica, sendo aplicado para a análise, interpretação e manipulação de sinais fisiológicos, como o ECG. O ECG é um exemplo clássico de aplicação, pois captura a atividade elétrica do coração, essencial para o diagnóstico e o monitoramento de condições cardiovasculares. Originalmente, o sinal de ECG é um sinal analógico, ou seja, contínuo no tempo e na amplitude. Para que ele seja processado digitalmente, é necessário um processo de conversão analógico-digital (ADC), que consiste nas etapas de amostragem e quantização. A amostragem transforma o sinal contínuo em um conjunto de valores discretos no tempo, enquanto a quantização converte esses valores em representações numéricas compatíveis com sistemas digitais.

3.8.1 Filtros em sinais eletrocardiográficos

Os sinais do corpo humano têm amplitude muito pequena e, portanto, são suscetíveis a interferências. [Fernandes et al. \(2017\)](#) infere que para reduzir significativamente essa distorção, é necessário o uso de filtros eletrônicos. Esses filtros podem ser projetados para separar frequências indesejadas de um sinal específico, permitindo o tratamento dos sinais

tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência.

Existem duas principais categorias de filtros: analógicos e digitais. Os filtros analógicos são compostos por componentes ativos ou passivos, enquanto os filtros digitais representam os sinais por meio de uma matriz numérica indicando a amplitude do sinal em cada intervalo de tempo.

Ruídos comuns em sinais ECG são identificados como interferências recorrentes em diversas pesquisas, e geralmente são encontrados em determinadas faixas de frequência. A tabela apresentada por [Fernandes et al. \(2017\)](#) exemplifica as causas desses ruídos e os filtros aplicados de acordo com as frequências de corte.

Tabela 1 – Justificativa dos filtros, tipo de filtro e frequência de corte

Justificativa dos filtros	Tipo de filtro	Frequência de corte (Hz)
Interferências ocasionadas por sinais espúrios e ruídos musculares	Passa-alta (FPA)	0,5
Ruído causado pela rede elétrica	Rejeita-faixa (FRF)	60
Banda de frequência para o monitoramento	Passa-baixa (FPB)	40

3.9 Fisiologia Cardiovascular

A principal função do sistema circulatório é transportar nutrientes, sais minerais, gases e metabólitos através da circulação do sangue por todo o corpo. ([TEIXEIRA, 2021](#)) afirma que a circulação é realizada através do bombeamento de sangue executado pelo coração, um órgão protagonista deste sistema.

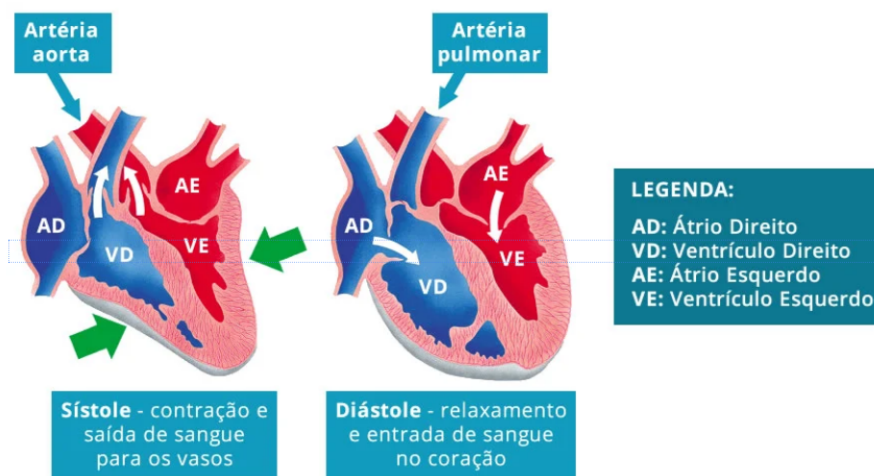
3.9.1 O coração

O coração humano como descrito anteriormente é o principal órgão do sistema cardiovascular, está localizado na parte central da caixa torácica, pouco inclinado para a esquerda e constituído de uma câmara oca com quatro cavidades: dois átrios e dois ventrículos.

[Teixeira \(2021\)](#) pontua que as cavidades cardíacas possuem papel fundamental na dinâmica de contrações cardíacas denominadas como sístole e no relaxamento do coração, denominado diástole. Portanto, o átrio direito comunica-se com o ventrículo direito e o átrio esquerdo comunica-se com o ventrículo esquerdo. Entre os átrios e os ventrículos existem válvulas que regulam o fluxo do sangue e impedem seu refluxo, ou seja, o retorno do sangue dos ventrículos para os átrios. São as chamadas válvulas atrioventricular direita e a válvula

atrioventricular esquerda. (Figura 12) Por muito tempo, as válvulas atrioventriculares eram denominadas tricúspide (direita) e bicúspide ou mitral (esquerda).

Figura 12 – Anatomia coração: Sístole e Diástole



Fonte: (FLORES, 2020)

3.10 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma é o somatório dos potenciais elétricos da atividade celular do músculo cardíaco, captados por eletrodos posicionados normalmente no tórax do paciente. Por meio de distúrbios elétricos, é possível diagnosticar muitos problemas cardíacos e diversas anomalias, como infarto no miocárdio em evolução, arritmias potencialmente fatais, efeitos crônicos de hipertensão, embolia pulmonar maciça e capacidade de realização de exercícios físicos. O eletrocardiógrafo, equipamento utilizado para o registro das atividades cardíacas, é um galvanômetro que amplia, filtra e registra a atividade elétrica do coração. (CHAVES, 2016)

Para descrever a atividade cardíaca, Chaves (2016) destaca que são utilizadas derivações, obtidas por meio da colocação de eletrodos sobre diferentes regiões do corpo. Em pacientes com patologias cardíacas, geralmente são utilizados módulos com dez derivações, permitindo uma avaliação mais completa da atividade elétrica do coração.

3.10.1 Derivações

Chaves (2016) ainda ressalta que a ativação elétrica do coração gera na superfície corporal uma diferença de potencial passível de registro, mensuração e análise. O corpo humano possui infinitas derivações em sua superfície, sendo necessário convencionar os

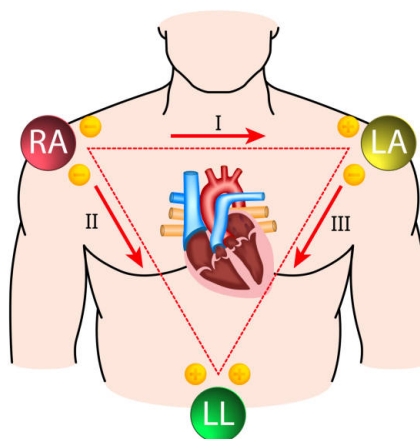
resultados coletados destas para objeto de estudo e comparação. Por meio de transdutores e outras tecnologias, é possível construir pontos de referência que permitem a captação, reconstrução, estudo e análise destes registros.

O eletrocardiograma consiste em 12 derivações, divididas em unipolares, bipolares e precordiais, cada uma analisando o coração de modo específico.

3.10.2 Triângulo de Einthoven

O Triângulo de Einthoven é um método proposto pelo pesquisador holandês Einthoven em 1913, com o objetivo de estudar as forças eletromotrizas geradas pelo coração. Neste método, essas forças são substituídas por dipolos localizados no centro de um triângulo equilátero, em cada instante da atividade elétrica cardíaca. (SOUZA, 2015). A Figura 13 ilustra o Triângulo de Einthoven.

Figura 13 – Triângulo de Einthoven



Fonte: (Alfa Medical Doctors, 2023) (Adaptado)

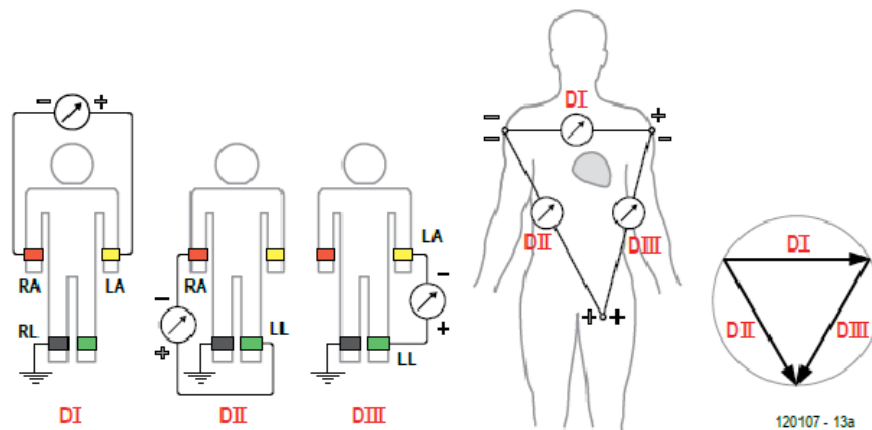
3.10.3 Derivações aumentadas

Uma derivação de ECG consiste em um par de eletrodos dispostos na superfície do corpo, cujo eixo é obtido pela direção entre os eletrodos positivo e negativo. O padrão do ECG possui doze derivações, cada uma oferecendo uma visão diferente de um mesmo fenômeno físico. Na aquisição de sinais de ECG, podem ser utilizadas derivações monopolares. (SOUZA, 2015).

As derivações monopolares têm como objetivo medir potenciais locais do coração. Cada derivação é determinada pelo posicionamento do eletrodo explorador em um ponto específico. Por exemplo, a derivação VR é obtida ao posicionar o eletrodo explorador no braço direito; a derivação VL, no braço esquerdo; e, quando o eletrodo está localizado

na perna esquerda, obtém-se a derivação VF. Nos monitores cardíacos, as derivações aumentadas (aVF, aVR e aVL) são amplamente utilizadas devido à sua importância na análise eletrocardiográfica. A Figura 14 apresenta as derivações padrão DI, DII e DIII, enquanto a Figura 15 ilustra as derivações aumentadas (SOUZA, 2015).

Figura 14 – Derivações padrões de ECG



Fonte: Souza (2015) (Adaptado)

$$\text{Derivação DI :} \quad DI = LA - RA \quad (1)$$

$$\text{Derivação DII :} \quad DII = LL - RA \quad (2)$$

$$\text{Derivação DIII :} \quad DIII = LL - LA \quad (3)$$

$$\text{Derivação aVF (Augmented Voltage Foot) :} \quad aVF = LL - \frac{1}{2}(LA + RA) \quad (4)$$

$$\text{Derivação aVR (Augmented Voltage Right Arm) :} \quad aVR = RA - \frac{1}{2}(LA + LL) \quad (5)$$

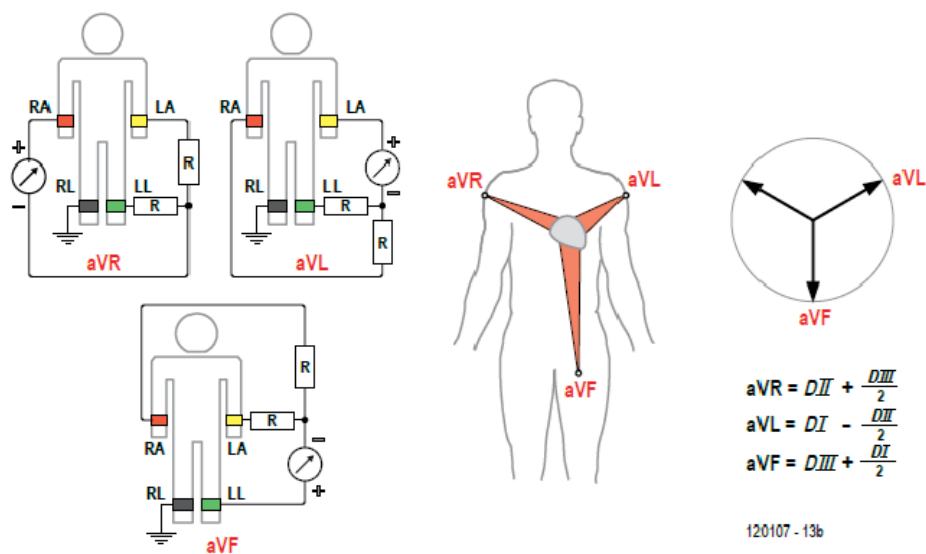
$$\text{Derivação aVL (Augmented Voltage Left Arm) :} \quad aVL = LA - \frac{1}{2}(RA + LL) \quad (6)$$

3.10.4 Intervalos

O sinal cardíaco é composto por diversas deflexões positivas e negativas, assinaladas pelas letras P, Q, R, S e T vide Figura 16, que servem de referência para definir intervalos temporais (segmentos) e conjuntos de ondas (complexos).

Cada elemento de onda que compõe o ECG típico representa uma característica do comportamento do coração: (QUINTEROS, 2023)

Figura 15 – Derivações aumentadas de ECG



Fonte: Souza (2015) (Adaptado)

- A onda P representa a contração atrial;
- O complexo QRS, a contração ventricular;
- A onda T indica a repolarização dos ventrículos;
- A onda U nem sempre aparece no traçado do ECG típico.

A ausência ou alteração de cada uma dessas ondas pode representar diversas patologias cardíacas, como fibrilações, isquemias ou ainda lesões no músculo cardíaco.

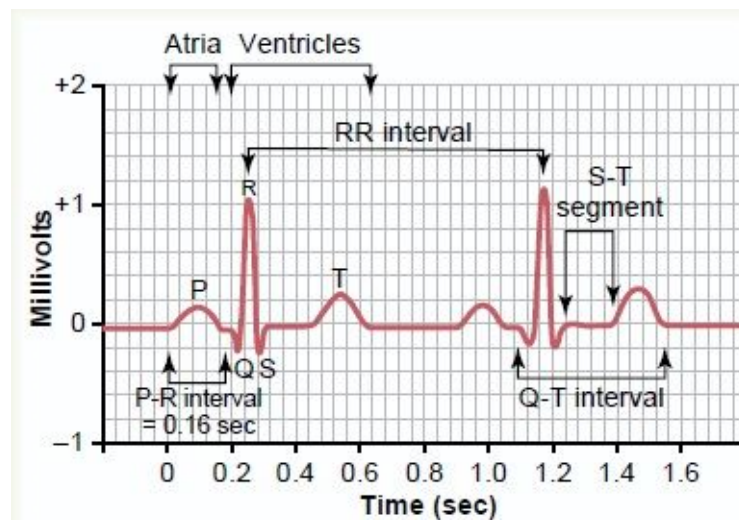
Associada ao ECG está a Frequência Cardíaca que, conforme sua variação, serve como ferramenta de identificação para alguma patologia no músculo cardíaco, bem como de alerta para o médico.

A Tabela 2 traz parâmetros e valores dos pulsos cardíacos adotados como normais, segundo as informações contidas em Pastore e al. (2016) .

Tabela 2 – Valores de amplitude e duração considerados normais

Parâmetro	Amplitude	Duração
Onda P	0,25 mV	Intervalo PR: 0,12 a 0,20 s
Onda R	1,60 mV	Intervalo QT: 0,35 a 0,44 s
Onda Q	25% da Onda R	Intervalo ST: 0,05 a 0,15 s
Onda T	0,10 a 0,50 mV	Intervalo Onda P: 0,11 s
Intervalo QRS	0,09 s	

Figura 16 – Sinal eletrocardiográfico com suas identificações



Fonte: FEUP (2012) (Adaptado)

3.10.5 Frequência Cardíaca

Consoante Araujo (2019) FC refere-se ao número de batimentos cardíacos por minuto (bpm), determinado pelo complexo QRS registrado no ECG. Em repouso, a FC varia entre 50 e 100 bpm, podendo chegar a 200 bpm durante o exercício.

A FC é um parâmetro que depende das condições fisiológicas, como o estado de repouso, exercício físico, vigília, sono, condicionamento físico ou patologia. Pode ser medida manualmente, palpando a artéria radial, ou através de monitores multiparamétricos em ambientes clínicos. (ARAUJO, 2019)

Para monitorar os sinais de ECG e FC, é necessário estabelecer conexão entre o corpo humano e o sistema de condicionamento dos sinais bioelétricos, geralmente realizado por meio de eletrodos.

3.10.6 Condicionamento de Sinal

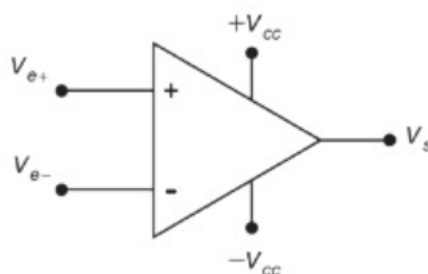
Um sistema de aquisição de ECG inicia com a leitura realizada nos eletrodos, que conduzem a corrente elétrica até o sensor, onde o sinal é filtrado. Em seguida, o sinal elétrico do coração é amplificado e o processo de rejeição de artefatos, ruídos biológicos e ambientais é iniciado com o uso de um amplificador diferencial. Posteriormente, o sinal adquirido é amplificado e sua resposta em frequência é ajustada para permitir a visualização, processamento ou transmissão para análise adequada. (Ministério da Saúde, 2002)

3.10.7 Amplificador Operacional

O amplificador operacional é um componente eletrônico versátil composto por resistências, transistores, capacitores, entre outros componentes, encapsulados em um único dispositivo. Ele é um amplificador com entrada diferencial e saída simples. (Figura 17) (QUINTEROS, 2023)

Em Sedra e Smith (2007) conclui-se que característica importante dos amplificadores operacionais é que eles são dispositivos diretamente acoplados, amplificando sinais de baixa frequência ou mesmo sinais de corrente contínua.

Figura 17 – Amplificador Operacional Ideal



Fonte: (QUINTEROS, 2023)

Este tipo de amplificador apresenta característica de diferença de sinal, ou seja, é um dispositivo projetado que opera como um sensor da diferença entre os sinais de tensão aplicados nos seus dois terminais de entrada, isto é, $(V_{e+} - V_{e-})$. O Amp Op responde apenas à diferença de sinal $(V_{e+} - V_{e-})$, portanto, ignora qualquer sinal comum a ambas as entradas, ou seja, se $(V_{e+} = V_{e-}) = 1V$, então, teoricamente $V_{out} = 0$. Conclui-se a partir dessa afirmação que o amplificador operacional rejeita o modo comum, ou equivalentemente, possui uma rejeição de modo comum infinita. O Amp Op ideal apresenta algumas outras características específicas do modelo, como ganho infinito, impedância de entrada tendendo ao infinito e impedância de saída tendendo a zero. (QUINTEROS, 2023)

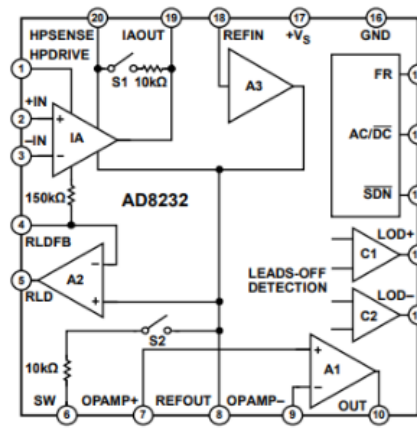
O monitor AD8232 tem integrado à sua placa um circuito de rejeição de modo comum CMRR, com o intuito de atenuar alguns sinais indesejados, que poluiriam a leitura final do ECG. O processo de leitura e condicionamento (filtragem e amplificação) do sinal de ECG obtido é realizado pelo dispositivo integrado AD8232, apresentado na próxima seção. (QUINTEROS, 2023)

3.11 Sensor AD8232

O AD8232 é um monitor integrado de condicionamento de sinais bioelétricos, ECG e FC. (Analog Devices, 2020) Este dispositivo foi projetado para extrair, amplificar e filtrar

pequenos potenciais bioelétricos, mesmo na presença de ruídos causados por movimento ou pela posição dos eletrodos. Ele é composto por um amplificador de instrumentação (IA), um amplificador operacional (A1), um amplificador RLD (Red Leg Drive) (A2) e um buffer de referência (A3), que permite a recuperação do sinal mesmo após a reconexão dos eletrodos. O diagrama de blocos funcional do AD8232 é representado na Figura 18.

Figura 18 – Diagrama AD8232



Fonte: [Analog Devices \(2020\)](#)

O princípio de funcionamento consiste em um amplificador operacional não inversor e um filtro passa baixas de três pólos na entrada do AD8232, para amplificar o sinal e remover ruídos intrínsecos a ele, como por exemplo, os ruídos provenientes de movimentos do corpo humano. ([Analog Devices, 2020](#)).

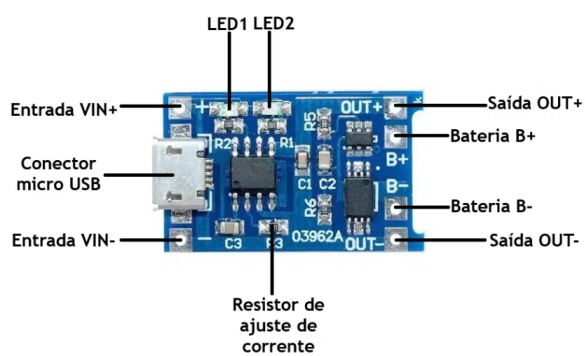
Com o avanço das aplicações IoT em sistemas de monitoramento remoto de saúde, o AD8232 ganha no contexto de processamento de sinais biomédicos, os quais podem ser processados e transmitidos por meio de módulos integrados como o ESP32-WROOM-32E.

3.12 ESP32-WROOM-32E

O ESP32-WROOM-32E é um módulo Wi-Fi MCU versátil, com um conjunto amplo de periféricos, sendo uma ótima opção para diversas aplicações relacionadas à Internet das Coisas (IoT). Ele é amplamente utilizado em sistemas embarcados, automação residencial, dispositivos vestíveis e, especialmente, em aplicações voltadas para *Health Care*. ([SYSTEMS, 2024](#))

Este módulo possui uma CPU eficiente e memória integrada com 448 KB de ROM e 520 KB de SRAM, oferecendo boa capacidade de processamento, conectividade Wi-Fi/*Bluetooth* integrada e baixo consumo de energia.

Figura 20 – Módulo TP4056



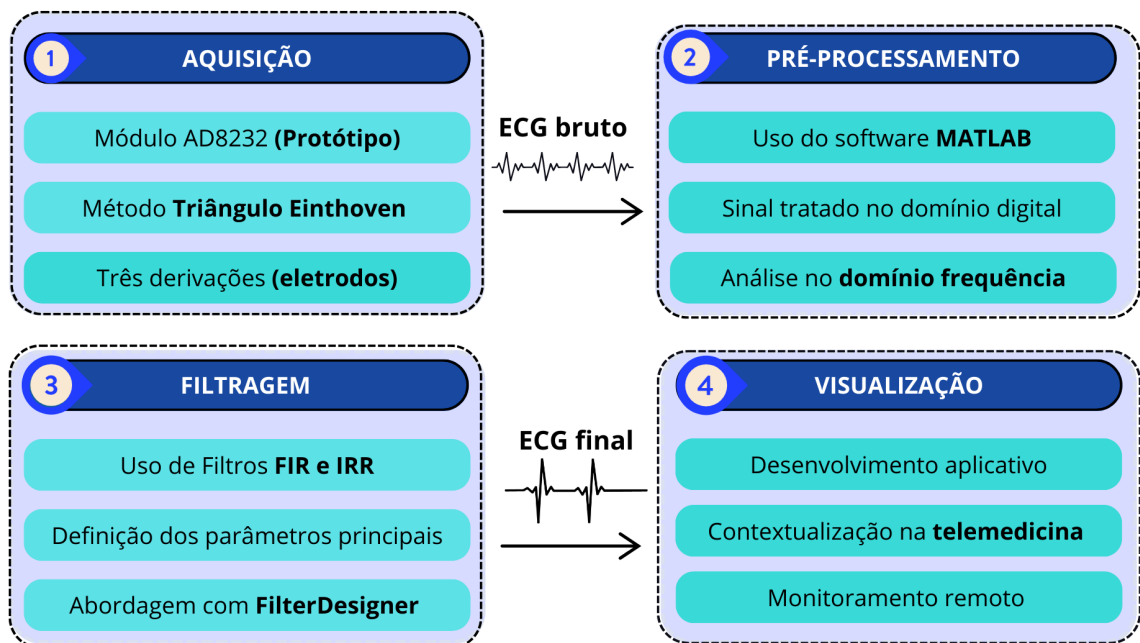
Fonte: [Systems \(2024\)](#)

4 Metodologia

A metodologia foi estruturada em quatro módulos principais, conforme ilustrado na Figura 21: aquisição do sinal, pré-processamento, filtragem e visualização. Esses módulos foram organizados de forma a garantir a captura, tratamento e exibição adequados do sinal eletrocardiográfico, garantindo a funcionalidade e a confiabilidade do sistema.

Na etapa de aquisição do sinal, foi utilizado o módulo AD8232, que realiza a coleta do sinal de ECG por meio de três eletrodos adquiridos no paciente, seguindo o método de Einthoven. O módulo é responsável por amplificar e realizar um pré-condicionamento básico no sinal, que apresenta baixa amplitude e está sujeito a interferências externas. Após o condicionamento inicial, o sinal é transmitido ao microcontrolador ESP-WROOM-32E, onde é processado digitalmente.

Figura 21 – Módulos de desenvolvimento do projeto



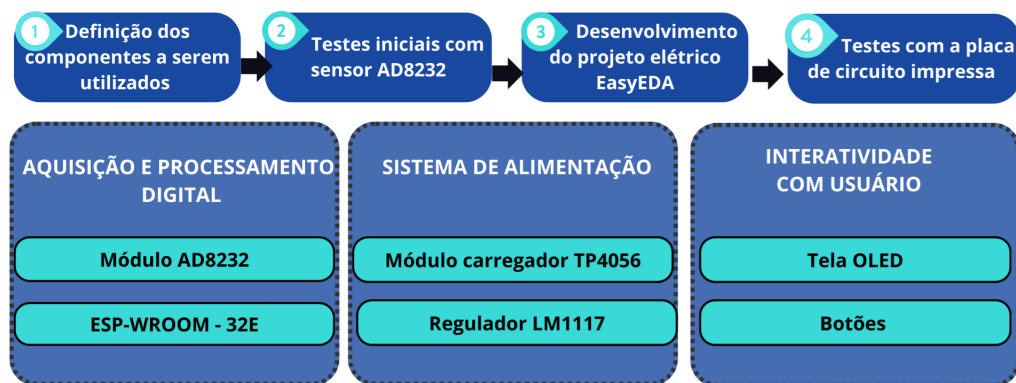
Fonte: Autor.

4.1 Módulo de Aquisição

O desenvolvimento do sistema de monitoramento, apresentado na Figura 22, incluiu a definição detalhada de todos os componentes necessários para a montagem e integração do protótipo. O módulo AD8232 foi selecionado devido à sua capacidade de amplificação

e filtragem inicial do sinal de ECG. O microcontrolador ESP-WROOM-32E foi escolhido por sua eficiência na conversão analógico-digital, alta capacidade de processamento e na comunicação com outros componentes do sistema.

Figura 22 – Principais etapas no desenvolvimento do protótipo



Fonte: Autor.

Para a alimentação do circuito, foi utilizado o módulo carregador TP4056, que gerencia a recarga de uma bateria LiPo, possibilitando a portabilidade do dispositivo. O regulador LM1117 foi empregado para converter a tensão de 5V, proveniente da bateria, para 3,3V, que é necessário para alimentar os circuitos digitais. Além disso, o sistema conta com um display OLED, LEDs indicadores e botões de controle, que possibilitam a interação com o usuário e a visualização do sinal processado.

Testes iniciais foram realizados com o módulo AD8232 para avaliar seu funcionamento e identificar possíveis interferências no sinal. Foi realizado um teste com o auxílio de um osciloscópio, o que possibilitou a análise de ruídos gerados por movimentos do paciente.

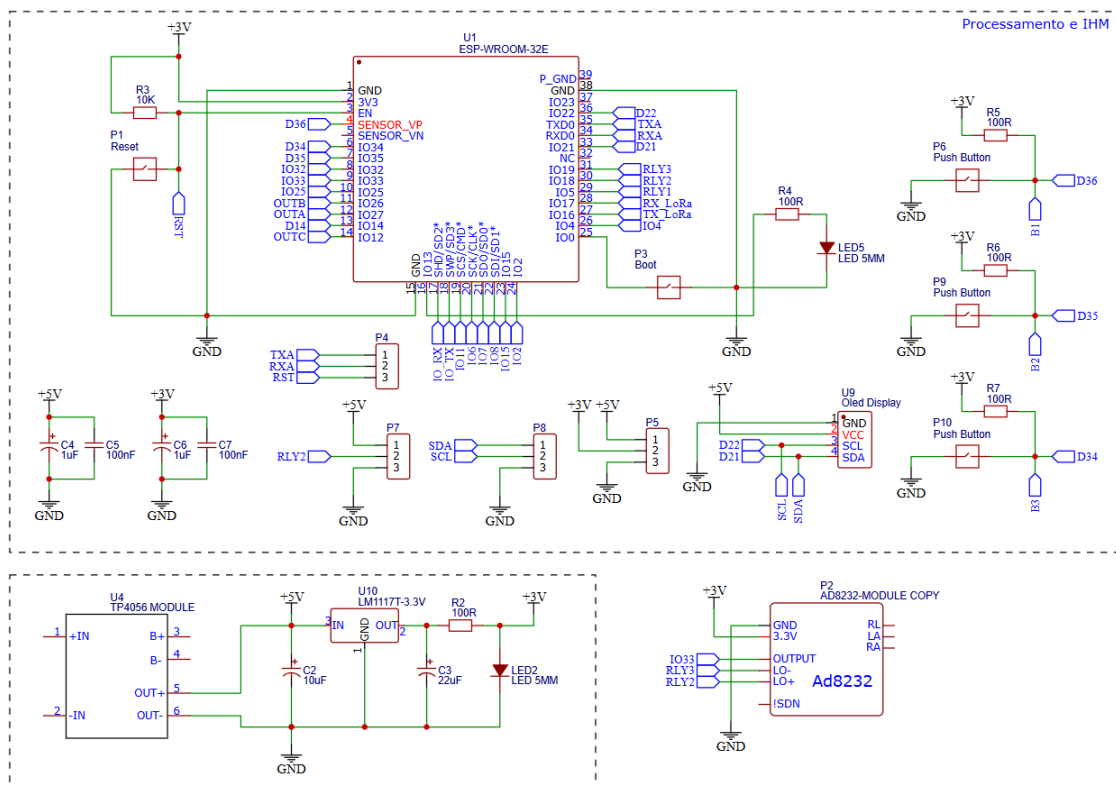
Após a definição da lista de materiais e a validação dos testes iniciais, o circuito foi projetado no *software* EasyEDA, possibilitando o desenvolvimento do *layout* da placa de circuito impresso (PCB). A placa foi projetada para integrar de forma compacta e funcional todos os componentes necessários, otimizando o espaço físico e a organização elétrica. Com a fabricação da PCB, iniciou-se a fase de testes finais, onde foi avaliada a integração entre os módulos e o desempenho do sistema como um todo.

O esquema elétrico é apresentado na Figura 23. Em U1 visualiza-se o microcontrolador ESP-WROOM-32E, responsável pelo processamento digital e controle geral do sistema. A aquisição do sinal é realizada pelo módulo AD8232, que amplifica e condiciona o sinal bruto, tornando-o adequado para posterior processamento no microcontrolador. O circuito de alimentação utiliza o módulo TP4056 para carregamento de baterias, em conjunto com o regulador LM1117 para fornecer uma tensão estabilizada. Além disso,

capacitores desacopladores (como C4, C5, C6 e C7) estão estrategicamente posicionados para filtrar ruídos da alimentação, garantindo estabilidade elétrica.

Na interação com o usuário, o sistema conta com botões de entrada e um display OLED conectado via interface I2C (pinos SDA e SCL) para exibição de dados, como informações do ECG ou status do dispositivo. Além disso, o circuito conta com dois LEDs: um destinado a indicar a energização da placa e outro que sinaliza os batimentos cardíacos, funcionando de acordo com a frequência registrada.

Figura 23 – Esquemático elétrico do protótipo



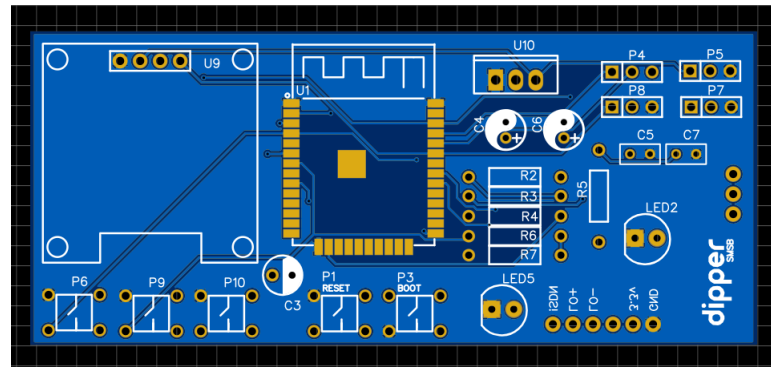
Fonte: Autor.

Nas Figuras 24 e 25, é apresentado o *layout* em 2D da PCB, destacando a disposição dos componentes e as trilhas de conexão elétrica. A Figura 26 mostra a visão em 3D da parte frontal da placa, evidenciando elementos como o ESP-WROOM-32E, o regulador LM1117 e o *display* OLED.

4.2 Módulo de Pré-Processamento

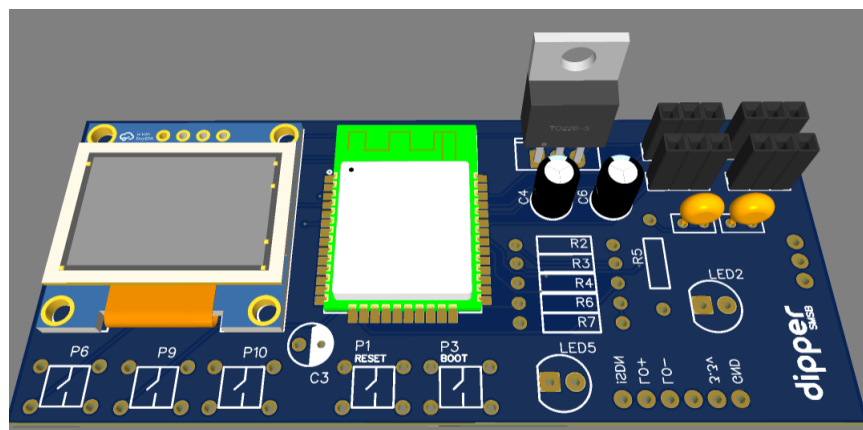
O módulo de pré-processamento, estruturado na Figura 27, se justifica pela necessidade de transformar o sinal bruto captado pelo módulo AD8232 em um formato adequado para análise, tanto no domínio do tempo quanto no domínio de frequência.

Figura 24 – Vista superior da PCB



Fonte: Autor.

Figura 25 – Vista tridimensional do protótipo

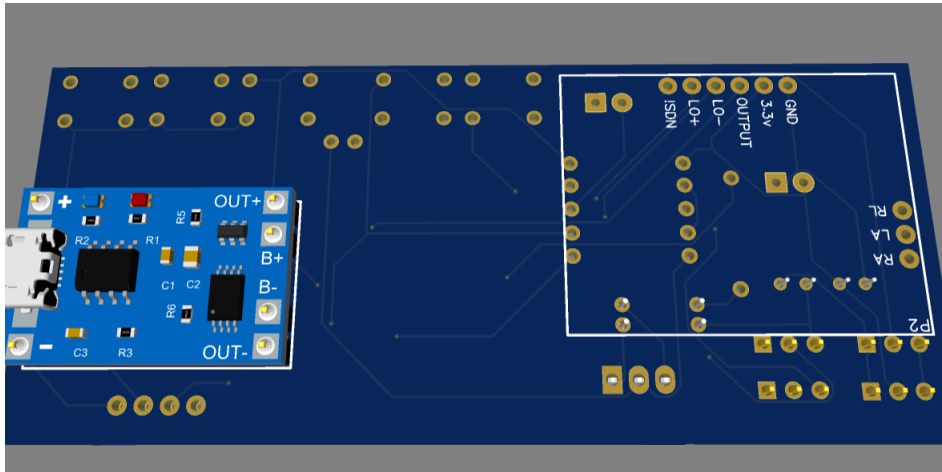


Fonte: Autor.

Na Parte I , o sinal de ECG bruto, originalmente captado pelo módulo AD8232 e armazenado no microcontrolador, é convertido para o formato .mat para ser carregado no *software* MATLAB. Esse formato permite maior flexibilidade para manipulações e análises subsequentes. Uma vez carregado no ambiente de trabalho, o sinal passa por um ajuste de amplitude , aplicando-se um fator de escala, de modo que o sinal ajustado representa corretamente os valores fisiológicos do ECG.

Após o ajuste de amplitude, é gerado um vetor de tempo que corresponde aos pontos do sinal. Esse vetor correlaciona cada amostra do ECG ao tempo de aquisição, permitindo análises temporais precisas. O vetor é definido com base na frequência de amostragem. O comprimento do vetor de tempo corresponde ao número total de amostras do sinal, garantindo uma representação consistente e sincronizada do ECG ao longo do tempo.

Figura 26 – Vista inferior da PCB



Fonte: Autor.

Na Parte II, o sinal é submetido a dois procedimentos: centralização e normalização. O objetivo desses processos é remover desvios de amplitude e escalas inconsistentes, o que facilita a análise, filtragem e outras operações de processamento do sinal, como no caso de filtros digitais ou modelos de aprendizado de máquina.

A centralização remove a média do sinal, de forma que ele fique centrado em torno de zero. A fórmula para centralizar um sinal $x[n]$ é dada por:

$$x_c[n] = x[n] - \mu_x$$

onde:

- $x[n]$ é o sinal original;
- μ_x é a média do sinal, calculada como:

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x[n]$$

- $x_c[n]$ é o sinal centralizado.

A normalização ajusta a amplitude do sinal para uma faixa específica, garantindo que o desvio padrão seja igual a 1. A fórmula para normalizar o sinal centralizado $x_c[n]$ é:

$$x_n[n] = \frac{x_c[n]}{\sigma_x}$$

onde:

- $x_n[n]$ é o sinal normalizado;

- σ_x é o desvio padrão do sinal centralizado, calculado como:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_c[n])^2}$$

As etapas de centralização e normalização podem ser combinadas em uma única fórmula, aplicada diretamente ao sinal $x[n]$:

$$x_{\text{final}}[n] = \frac{x[n] - \mu_x}{\sigma_x}$$

Após as adaptações no domínio do tempo, o sinal é transformado para o domínio da frequência utilizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT). Esta etapa é realizada para compreender o conteúdo espectral do ECG e identificar as frequências predominantes, bem como possíveis ruídos presentes no sinal. A FFT converte o sinal do tempo para a frequência, permitindo a obtenção de um gráfico onde o eixo das abscissas representa a frequência (em Hertz) e o eixo das ordenadas representa a magnitude normalizada.

A Transformada de Fourier destaca-se como uma etapa necessária no pré-processamento, pois fornece uma visão quantitativa e qualitativa das características do sinal no domínio da frequência, permitindo a definição precisa dos parâmetros dos filtros a serem colocados.

Com esse conjunto de operações realizadas, o sinal é devidamente preparado para as etapas de filtragem digital e análise subsequentes, garantindo que ruídos e interferências sejam minimizados e que as informações cardíacas sejam preservadas para análise e visualização.

4.3 Módulo de Filtragem

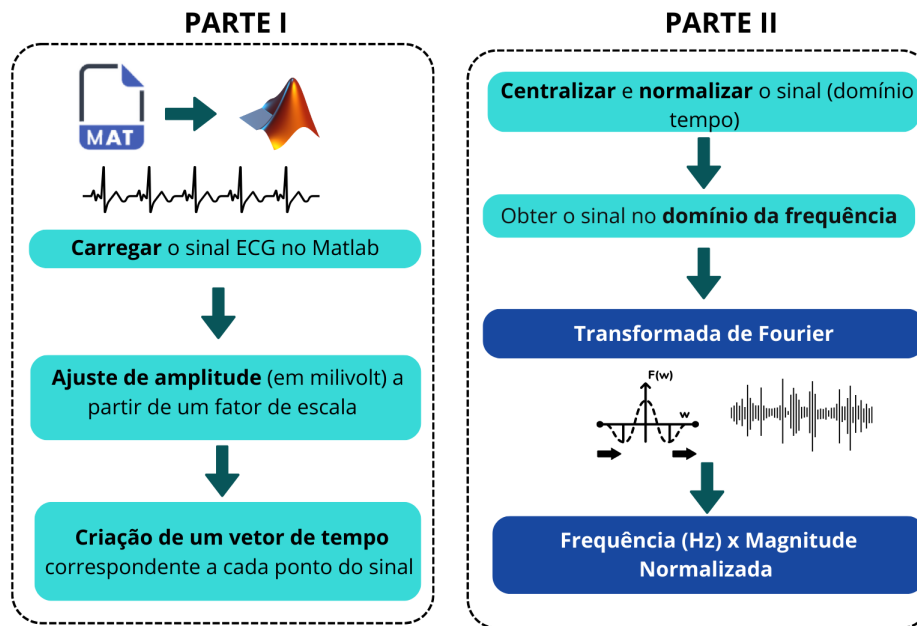
O módulo de filtragem tem como objetivo principal remoção de ruídos e interferências, garantindo a preservação das características fisiológicas fundamentais do sinal eletrocardiográfico. Para atender a esse objetivo, foram implementados e avaliados dois métodos distintos de filtragem digital: filtros IIR e filtros FIR.

Para o projeto dos filtros, optou-se pela utilização do *software* MATLAB, especificamente da ferramenta *FilterDesigner*, amplamente reconhecida pela sua praticidade e robustez na elaboração de filtros digitais. Ao inserir os parâmetros como frequências de corte, ordem do filtro e tipo de resposta, é gerado código correspondente. As frequências de corte foram selecionadas com base em uma análise teórica da banda relevante para a análise de ECG, considerando a análise espectral do sinal bruto, mostrado na Figura 28.

4.3.1 Filtragem IIR

Os filtros IIR foram projetados com base na tipologia *Butterworth* devido às suas vantagens, como a capacidade de atender aos requisitos de atenuação com baixa ordem

Figura 27 – Etapas de pré-processamento do sinal



Fonte: Autor.

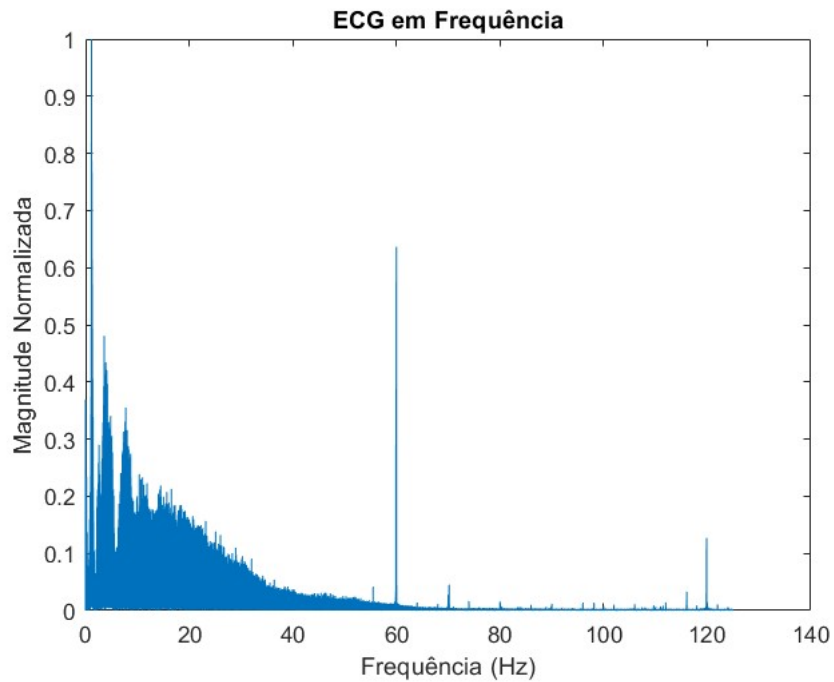
e sua resposta suave na banda de passagem. A implementação utilizou três filtros em cascata, cada um projetado para eliminar um tipo específico de interferência. O primeiro filtro é um passa-alta de segunda ordem, com frequência de corte em 0,45 Hz, projetado para remover a variação lenta da linha de base (*baseline wander*), geralmente causada por movimentos respiratórios ou artefatos de movimento. A implementação deste filtro pode ser visualizada na Figura 29.

Função de Transferência Filtro IIR PA

$$H(z) = \frac{0.9920 - 1.9841z^{-1} + 0.9920z^{-2}}{1 - 1.9840z^{-1} + 0.9841z^{-2}}$$

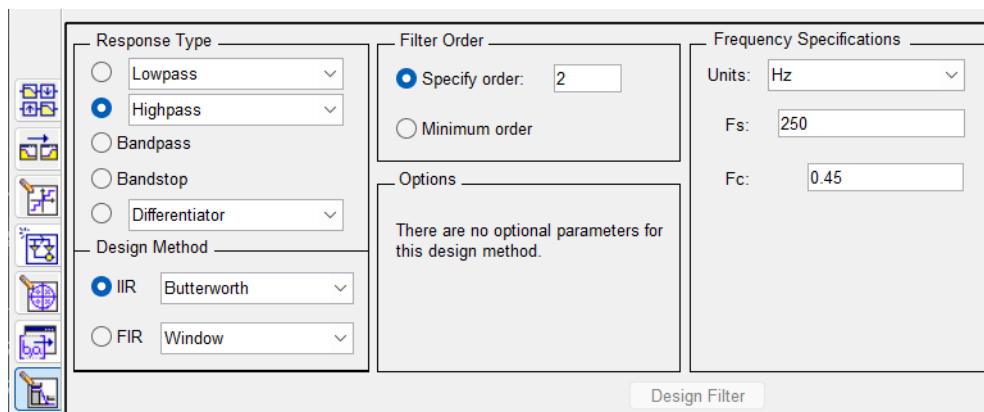
O segundo filtro utilizado foi um rejeita-banda de quarta ordem, com frequências de corte inferior e superior em 59,7 Hz e 60,3 Hz (Figura 30), respectivamente, projetado para atenuar o ruído de 60 Hz proveniente da rede elétrica. Esse ruído é uma das interferências mais comuns em sinais biológicos, especialmente em ambientes clínicos, sendo indispensável sua remoção para uma análise do sinal.

Figura 28 – Espectro em Frequência do ECG



Fonte: Autor.

Figura 29 – Projeto Filtro Passa-Alta



Fonte: Autor.

Função de Transferência Filtro IIR RB

$$H(z) = \frac{0.9902 - 5.7746z^{-1} + 16.5894z^{-2} - 29.5985z^{-3} + 35.6724z^{-4}}{1.0000 - 5.8174z^{-1} + 16.6712z^{-2} - 29.6712z^{-3} + 35.6721z^{-4}}$$

+

$$\frac{-29.5985z^{-5} + 16.5894z^{-6} - 5.7746z^{-7} + 0.9902z^{-8}}{-29.5254z^{-5} + 16.5078z^{-6} - 5.7321z^{-7} + 0.9805z^{-8}}$$

Coefficientes: Numerador (b_k):

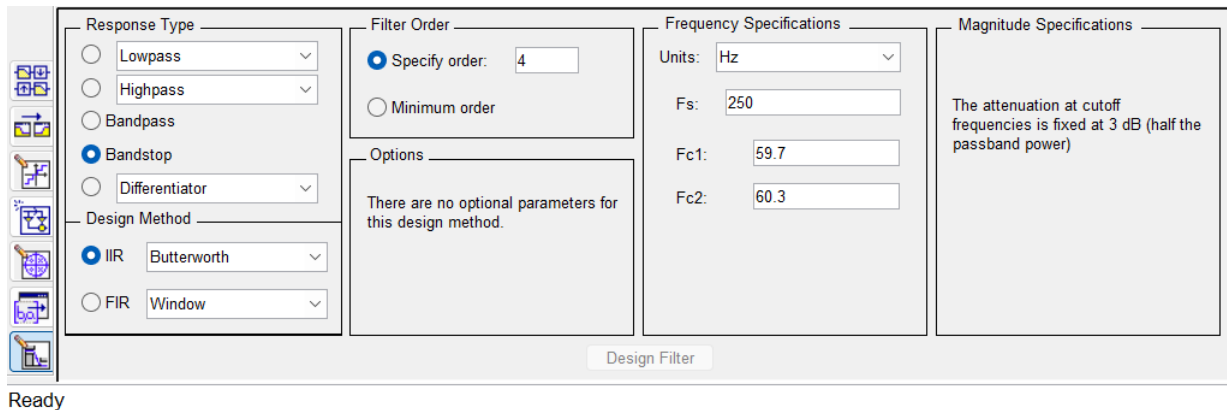
$$b = [0.9902, -5.7746, 16.5894, -29.5985, 35.6724, -29.5985, 16.5894, -5.7746, 0.9902]$$

Denominador (a_k):

$$a = [1.0000, -5.8174, 16.6712, -29.6712, 35.6721, -29.5254, 16.5078, -5.7321, 0.9805]$$

A ordem do filtro é $N = 4$, mas devido à sua natureza rejeita-banda, o grau do polinômio no numerador e no denominador é 8. Essa função de transferência rejeita a banda de frequências em torno de 60 Hz, com estabilidade e comportamento simétrico no plano z .

Figura 30 – Projeto Filtro Rejeita-Banda



Fonte: Autor.

Por fim, foi implementado um filtro passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte em 69,8 Hz, destinado a reduzir componentes de alta frequência que não possuem relevância clínica, como ruídos eletrônicos ou musculares. A presença de altas frequências pode comprometer a clareza do sinal, sendo o passa-baixa uma solução complementar a atenuação de ruídos remanescentes.

Função de Transferência Filtro IIR PB

$$H(z) = \frac{0.3488 + 0.6975z^{-1} + 0.3488z^{-2}}{1 + 0.2152z^{-1} + 0.1798z^{-2}}$$

Na tabela 3 elenca-se um resumo prévio da frequência de corte de cada filtro, bem como a justificava sua implementação no projeto.

Tabela 3 – Filtros IIR em Cascata

Filtro	Frequência de Corte	Justificativa
Passa-Alta	0.45 Hz	Elimina flutuações de baixa frequência causadas por respiração ou movimento.
Rejeita-Banda	59.7-60.3 Hz	Garante rejeição efetiva da faixa estreita de interferência de 60 Hz
Passa-Baixa	69.8 Hz	Frequências altas podem representar ruídos eletrônicos ou musculares.

4.3.2 Filtragem FIR

Complementarmente, também foi avaliada a filtragem FIR baseada em um filtro simples de média móvel. Este filtro foi projetado para suavizar o sinal reduzindo ruídos de alta frequência, mantendo, ao mesmo tempo, a morfologia geral do ECG. O filtro foi implementado com uma janela de tamanho 5, que representa o número de amostras usadas para calcular a média. Essa escolha garante um equilíbrio entre suavização e preservação das características do sinal.

Função Transferência FIR Média Móvel

$$H(z) = 0.2 + 0.2z^{-1} + 0.2z^{-2} + 0.2z^{-3} + 0.2z^{-4}$$

O kernel do filtro FIR, essencial para o cálculo da média, é composto por valores iguais a 1/5, distribuídos de forma uniforme. A filtragem foi realizada com o comando *filtfilt*, que aplica o filtro de forma bidirecional, eliminando os atrasos típicos introduzidos pela filtragem e garantindo alinhamento temporal com o sinal original. Após a filtragem, o sinal foi normalizado para restaurar sua amplitude original, evitando distorções na análise subsequente. Na tabela 4, elenca-se um resumo prévio acerca da utilização do filtro.

Tabela 4 – Filtro FIR Média Móvel

Filtro	Tamanho da Janela	Justificativa
Média Móvel	5 amostras	Preserva a morfologia geral do sinal enquanto reduz oscilações rápidas

4.3.3 Métricas para Comparação

Com o objetivo de obter parâmetros quantitativos que favoreçam a comparação entre os métodos aplicados, utilizou-se a métrica de SNR (Signal-to-Noise Ratio, ou Relação Sinal-Ruído). Essa métrica é de grande importância no processamento de sinais, pois

permite avaliar a qualidade do sinal filtrado em relação ao ruído presente. Quanto maior o valor da SNR, melhor é a preservação do sinal útil e menor a influência do ruído residual.

O cálculo da SNR baseia-se na razão entre a potência do sinal útil e a potência do ruído, expressa em decibéis (dB). Inicialmente, considera-se o sinal original ($x_{\text{original}}[n]$), que contém tanto o sinal útil quanto o ruído, e o sinal filtrado ($x_{\text{filtrado}}[n]$), obtido após a aplicação do filtro. O sinal filtrado é utilizado como uma aproximação do sinal útil. O ruído residual ($e[n]$) é então calculado subtraindo-se o sinal filtrado do sinal original, conforme a equação:

$$e[n] = x_{\text{original}}[n] - x_{\text{filtrado}}[n]$$

A potência do sinal útil (P_{sinal}) é obtida pela média dos quadrados das amplitudes do sinal filtrado:

$$P_{\text{sinal}} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_{\text{filtrado}}[n])^2$$

De maneira similar, a potência do ruído ($P_{\text{ruído}}$) é calculada a partir do ruído residual:

$$P_{\text{ruído}} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (e[n])^2$$

Por fim, a SNR é determinada como a razão entre essas potências, sendo expressa em dB pela fórmula:

$$\text{SNR (dB)} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{\text{sinal}}}{P_{\text{ruído}}} \right)$$

Essa metodologia permite quantificar a eficiência de cada filtro utilizado. Além disso, para validar o desempenho do protótipo, foi realizado um experimento comparativo com um oxímetro digital de alta precisão (modelo Della Med, confiabilidade de 98%). O estudo contou com cinco indivíduos de diferentes faixas etárias (15, 23, 30, 42 e 56 anos), com medições realizadas de maneira simultânea. Essa abordagem permitiu uma análise direta e objetiva entre as frequências cardíacas medidas em batimentos por minuto.

A frequência cardíaca em BPM foi obtida a partir dos intervalos *RR* do sinal de ECG, calculados como o tempo entre dois picos consecutivos:

$$\text{BPM} = \frac{60}{\text{RR (em segundos)}}$$

Os valores de BPM registrados pelo protótipo e pelo oxímetro foram comparados diretamente para avaliar a precisão do sistema. O desvio relativo entre as medições do oxímetro e do protótipo foi determinado pela fórmula:

$$\text{Desvio Relativo (\%)} = \frac{|\text{Oxímetro} - \text{Protótipo}|}{\text{Oxímetro}} \times 100$$

Este cálculo quantifica a diferença percentual entre os dois dispositivos, permitindo uma análise detalhada de sua correspondência. A confiabilidade do protótipo foi expressa como uma porcentagem de precisão em relação ao oxímetro, utilizando a fórmula:

$$\text{Confiabilidade (\%)} = 100 - \left(\frac{\text{Média dos desvios relativos}}{\text{Oxímetro}} \times 100 \right)$$

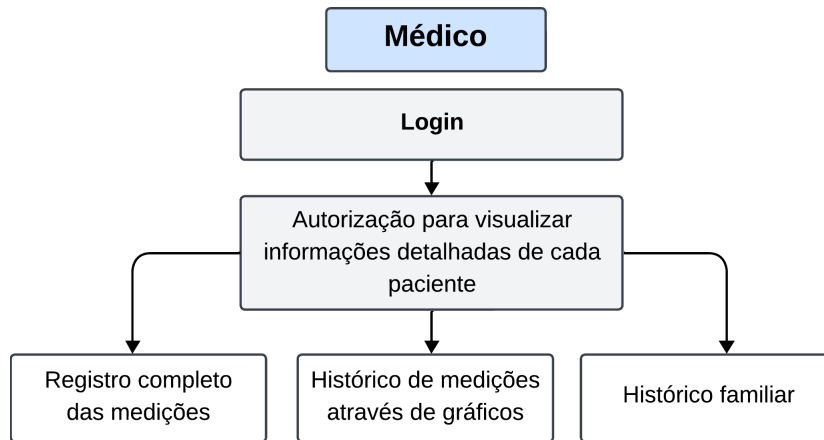
4.4 Módulo de Visualização

O sistema de monitoramento remoto é uma adição, porém não substitutiva, ao papel dos profissionais de saúde, pois a interpretação precisa dos dados e as intervenções médicas requerem conhecimento especializado. A colaboração entre pacientes e profissionais de saúde através de um aplicativo, permite os diagnósticos e recomendações médicas baseadas nos dados obtidos. Com isso, foi desenvolvida uma versão inicial de um aplicativo, em estágio de prototipação, que contempla dois níveis de acesso: um destinado aos médicos e outro aos pacientes, conforme ilustrado nas Figuras 31 e 32. Essa versão inicial visa validar as funcionalidades básicas do sistema, permitindo ajustes e melhorias futuras com base no uso e *feedback* dos usuários.

O *back-end* do sistema de monitoramento remoto desempenha funções como a autenticação de usuários, o armazenamento seguro dos dados dos pacientes, a comunicação entre profissionais de saúde e pacientes, a representação gráfica das informações e a geração de relatórios consolidados para análise médica. Já o *front-end* do aplicativo de monitoramento remoto proporciona recursos fundamentais para assegurar uma experiência otimizada para o usuário. Entre esses recursos estão a autenticação segura, uma entrada de dados intuitiva para pacientes e acesso rápido para médicos, além da possibilidade de medições realizadas diretamente pelos pacientes e da visualização gráfica clara dos dados históricos.

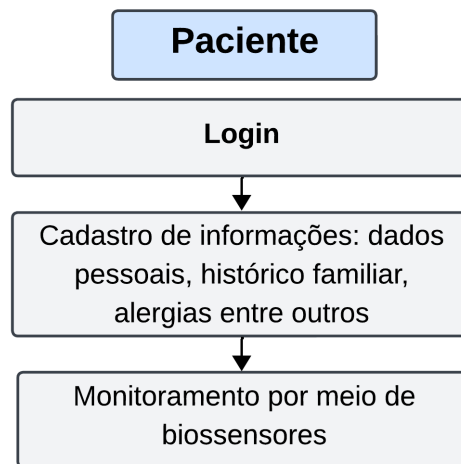
No que diz respeito à integração tecnológica, foram adotadas ferramentas como o ReactJS para o desenvolvimento do *front-end* da aplicação *web*, oferecendo uma interface amigável e intuitiva, com suporte a JavaScript, TypeScript, HTML e CSS. Para o gerenciamento de banco de dados, autenticação de usuários e envio de notificações, foi utilizado o

Figura 31 – Fluxograma de acesso do médico



Fonte: Autor.

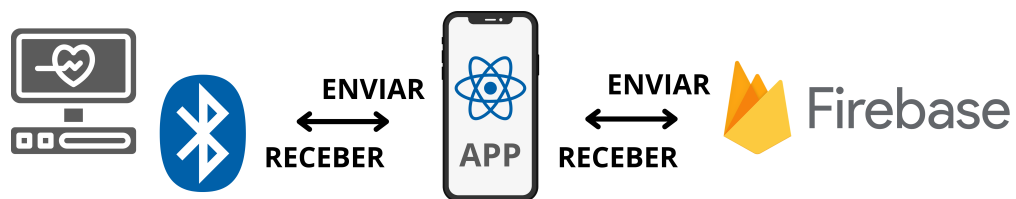
Figura 32 – Fluxograma de acesso do paciente



Fonte: Autor.

Firebase, uma plataforma de *back-end* em nuvem que facilita a integração. O *hardware* responsável pelas medições de ECG e saturação transmite os dados via *Bluetooth*, que são armazenados no *Firebase* para consulta futura e referência histórica. O fluxo completo de informações é detalhado no diagrama apresentado na Figura 33.

Figura 33 – Fluxo de informações hardware-software

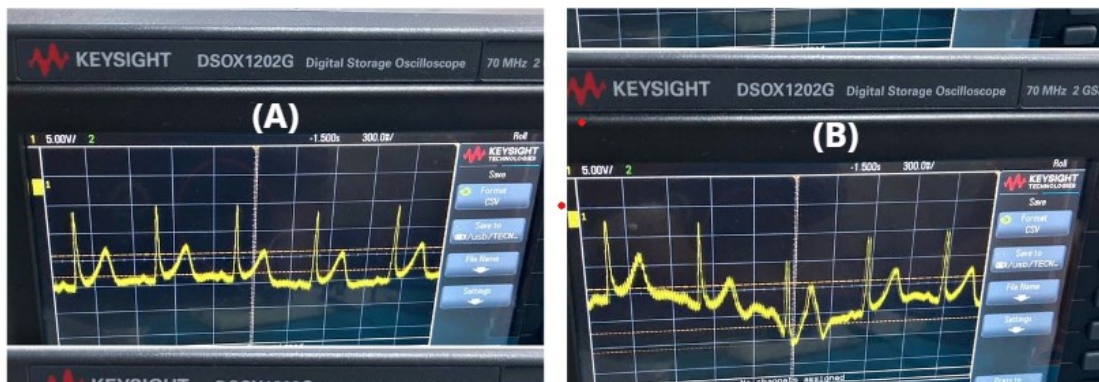


Fonte: Autor.

5 Resultados

O processamento dos sinais de ECG apresentou resultados satisfatórios, atendendo plenamente às expectativas no contexto de filtragem digital. Inicialmente, testes de aquisição do sinal foram realizados utilizando o sensor AD8232, conforme mostrado na Figura 34. Para uma melhor compreensão do comportamento do módulo cardíaco, identificação de possíveis ruídos e visualização do sinal foi utilizado um osciloscópio. Esses testes iniciais permitiram observar a presença de variações na linha de base e interferências externas, aspectos que orientaram a etapa de processamento e filtragem do sinal. Na Figura (A), é exibido o sinal referente a um indivíduo, sem movimentos bruscos, porém, após expirar, em (B), observa-se um alto nível de ruído na linha de base, evidenciando a influência de fatores externos na integridade do sinal captado.

Figura 34 – Testes iniciais de aquisição de sinais utilizando o osciloscópio



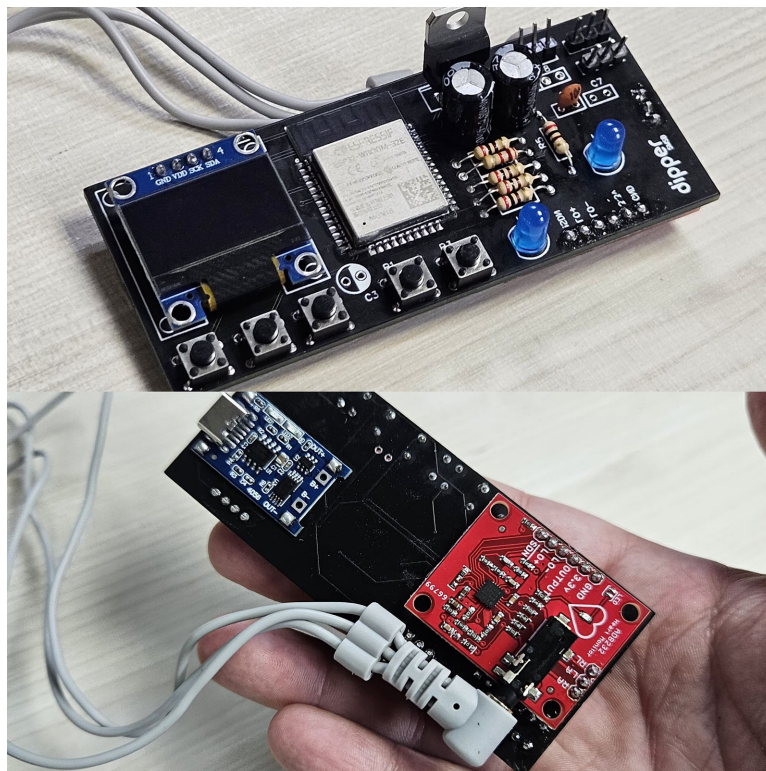
Fonte: Autor.

Finalizados os testes iniciais, foi projetada a PCB para o sistema de monitoramento, apresentada na Figura 35.

Na Figura 36, observa-se o carregamento do sinal no *software* MATLAB no formato .mat, onde o sinal bruto foi convertido para análise digital. Nesta etapa, foi definido um vetor de tempo correspondente às amostras coletadas, o que permitiu organizar o sinal no domínio do tempo por 10 segundos. O sinal resultante é caracterizado como eletrocardiográfico, pois apresenta as principais características do ECG, como ondas P, complexos QRS e ondas T, fundamentais para o diagnóstico médico.

Na Figura 37 apresentada, observa-se a evolução do sinal eletrocardiográfico (ECG) ao longo das etapas de processamento utilizando filtros IIR, representadas por cores diferentes. O sinal bruto, destacado em vermelho, apresenta oscilações indesejadas e

Figura 35 – Vistas superior e inferior do protótipo de aquisição



Fonte: Autor.

interferências de alta frequência.

Após a aplicação do filtro passa-alta, representado pela cor rosa ainda na 37, que remove componentes de frequência abaixo de 0,45 Hz, nota-se uma estabilização da linha de base. Em seguida, o filtro rejeita-banda, representado em preto, elimina ruídos específicos na faixa de 59,7 a 60,3 Hz. Após essa etapa, é evidente uma redução significativa dos ruídos periódicos, resultando em um sinal mais uniforme e limpo.

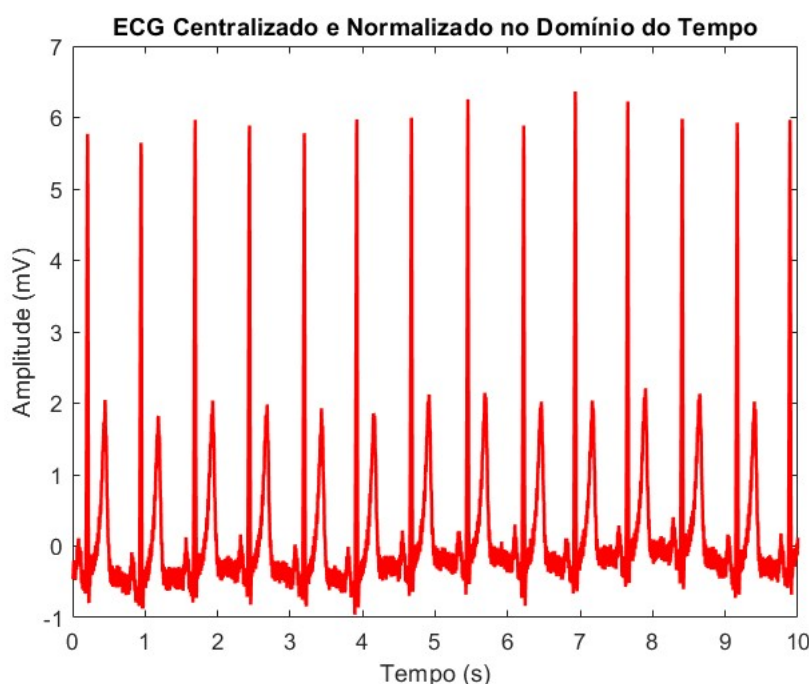
Finalmente, o filtro passa-baixa, destacado em azul, atenua os ruídos residuais de alta frequência. O sinal final obtido é mais claro e com as ondas características bem definidas, demonstrando a eficácia dos filtros IIR em aprimorar a qualidade do sinal eletrocardiográfico.

5.1 Comparativo Sinais no Domínio do Tempo

Na Figura 38, apresenta-se um comparativo entre os métodos de filtragem, aplicados ao sinal eletrocardiográfico (ECG) bruto. Em ambos os casos, é evidente a atenuação de ruídos indesejados, proporcionando uma maior clareza do sinal processado.

No gráfico superior, correspondente ao filtro IIR *Butterworth* em cascata, observa-se

Figura 36 – Sinal Eletrocardiográfico sem filtros



Fonte: Autor.

que o sinal filtrado (azul) apresenta uma redução mais expressiva dos ruídos, mantendo as características fisiológicas, de forma bem definida e com baixa distorção. Este método demonstra maior precisão na eliminação de interferências de baixa e alta frequência, o que o torna adequado para a preservação da qualidade do sinal.

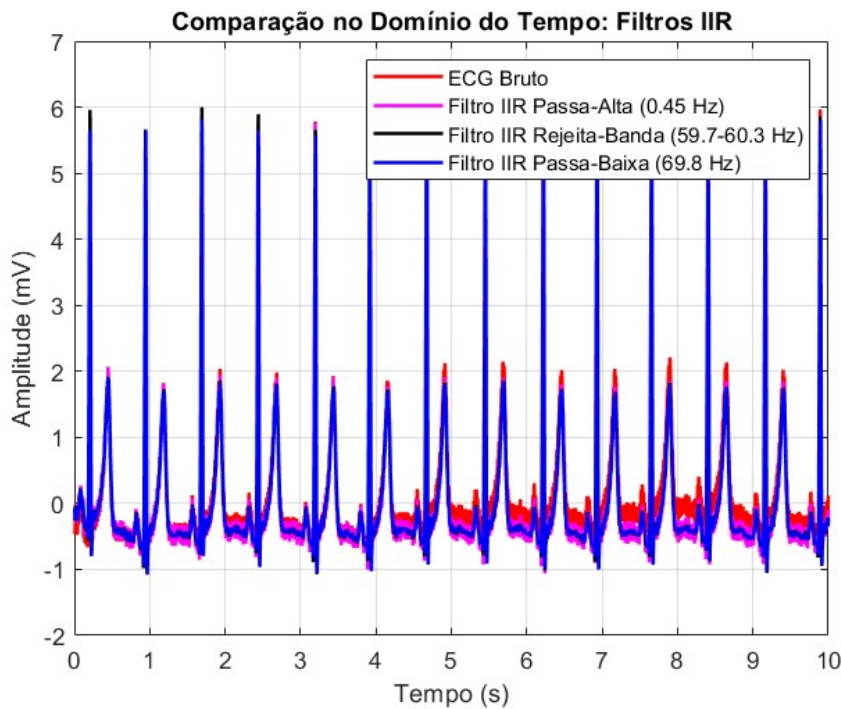
Já no gráfico inferior, que representa a filtragem por meio do filtro FIR baseado na média móvel, nota-se também uma redução dos ruídos, porém com menor eficácia na preservação das características mais sutis do ECG. O sinal filtrado (azul) apresenta suavizações adicionais, que podem comprometer detalhes importantes.

5.1.1 Comparativo Espectro de Frequência

Nas Figuras 39 e 40, observa-se a comparação do espectro de frequência do sinal eletrocardiográfico bruto com os espectros resultantes dos dois métodos de filtragem, o filtro IIR (em azul) e o filtro FIR (em verde). No espectro do sinal bruto (vermelho), destacam-se dois aspectos principais: picos evidentes em frequências específicas, e um componente de baixa frequência mais acentuado. O espectro apresenta também uma contribuição significativa de ruídos em frequências médias e altas, que comprometem a qualidade do sinal.

O filtro IIR (azul) mostrou-se eficiente na atenuação de ruídos em diferentes faixas

Figura 37 – Filtragem IIR Butterworth em cascata



Fonte: Autor.

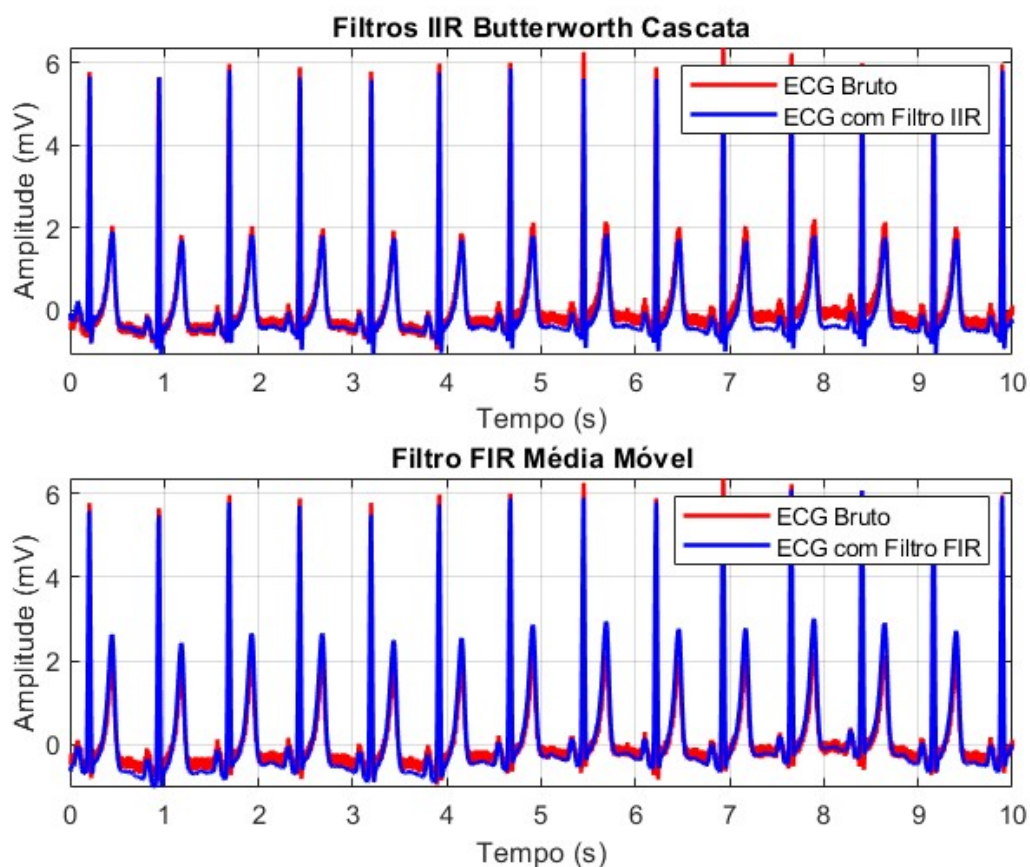
de frequência. No espectro, percebe-se que os componentes indesejados em torno de 60 Hz foram substancialmente reduzidos. Além disso, há uma diminuição significativa das amplitudes nas altas frequências, mantendo, no entanto, as componentes mais baixas relacionadas às informações fisiológicas do ECG.

A transição entre as frequências filtradas é nítida, característica de filtros IIR, mas pode apresentar leve distorção de fase, o que não é visível diretamente no espectro, mas pode impactar o sinal no domínio do tempo.

Por outro lado, o filtro FIR (verde) também conseguiu atenuar ruídos em frequências médias e altas, mas de maneira diferente. No espectro, nota-se uma suavização mais gradual das componentes de alta frequência. Isso reflete a principal característica dos filtros FIR, que é a minimização da distorção de fase devido à simetria da resposta ao impulso.

Contudo, a rejeição do ruído em torno de 60 Hz foi menos eficiente quando comparada ao filtro IIR. O filtro FIR apresenta uma transição mais lenta, o que pode resultar na inclusão de algumas componentes residuais de ruído, especialmente nas bordas das faixas de frequência alvo.

Figura 38 – Comparação de sinais de eletrocardiograma (ECG) pré e pós-filtragem.



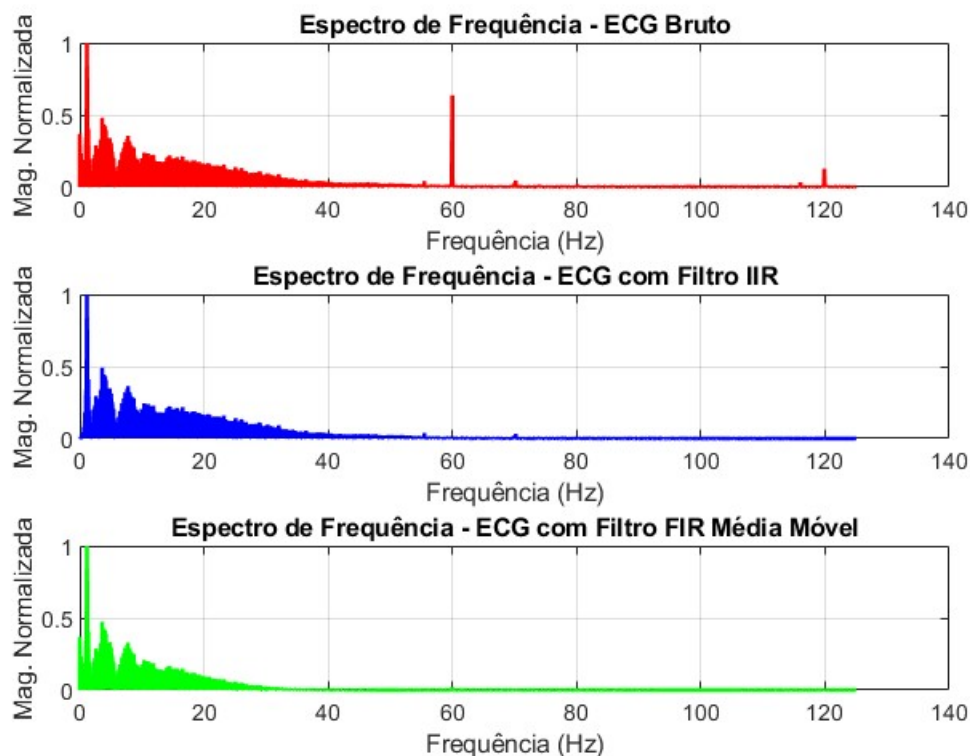
Fonte: Autor.

5.2 Comparativo de espectrogramas

O espectrograma é uma ferramenta visual que permite uma análise alternativa do sinal. Ele representa, em um único gráfico, a relação entre o tempo, a frequência e a intensidade das frequências. No espectrograma, o eixo horizontal indica o tempo, permitindo observar como o conteúdo do sinal evolui ao longo de sua duração. O eixo vertical mostra as frequências presentes no sinal, desde as mais baixas, próximas de 0 Hz, até as mais altas. Já as cores utilizadas no gráfico representam a intensidade ou energia das frequências: tons mais quentes, como amarelo e laranja, indicam alta intensidade, enquanto tons mais frios, como azul e verde, sugerem baixa intensidade ou a presença de ruído.

No primeiro espectrograma apresentado na Figura 41, correspondente ao ECG bruto, é possível observar o sinal original sem nenhuma filtragem. Ele contém tanto as componentes fisiológicas do ECG, que estão concentradas em frequências mais baixas (entre 0 e 50 Hz), quanto ruídos indesejados, que aparecem como dispersões de energia em

Figura 39 – Comparativo do espectro de frequência do sinal original, sinal com filtragem IIR e sinal com filtragem FIR



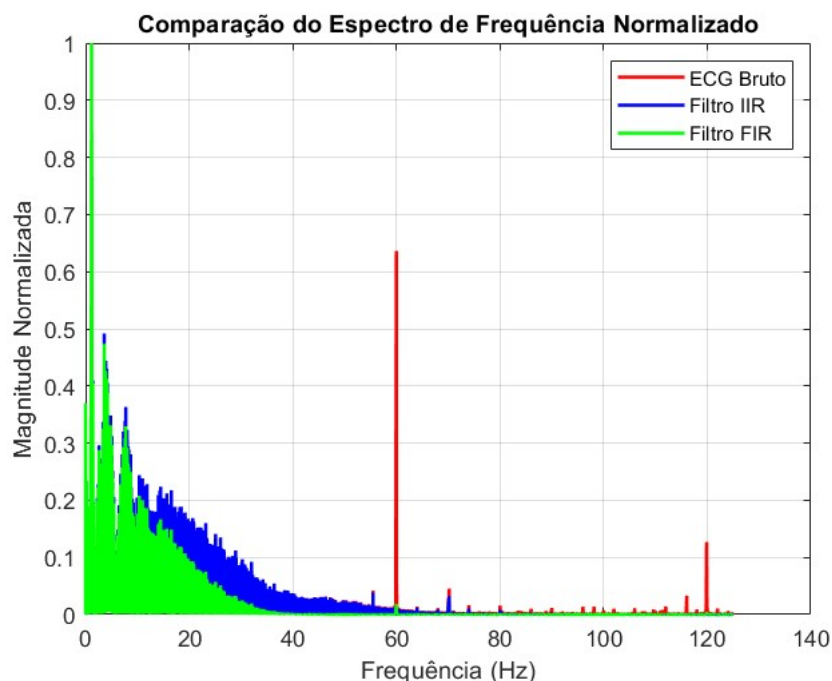
Fonte: Autor.

frequências mais altas.

No segundo espectrograma (b), após aplicar um filtro IIR em cascata, é evidente que houve uma significativa redução dos ruídos. Como resultado, o espectrograma mostra um sinal mais limpo, com a energia concentrada na faixa de frequência fisiológica do ECG.

No terceiro espectrograma (c), que mostra o ECG após a aplicação de um filtro FIR por média móvel, observa-se um efeito diferente. Embora o filtro também tenha atenuado os ruídos de alta frequência, o sinal resultante está mais suavizado. O filtro FIR funciona realizando uma média dos valores do sinal em uma janela deslizante, o que reduz variações rápidas. Contudo, essa suavização pode levar à perda de detalhes importantes, especialmente em picos ou transições rápidas do ECG. Isso pode ser um problema em aplicações onde esses detalhes são críticos, como no diagnóstico de arritmias ou outras condições cardíacas.

Figura 40 – Sobreposição do espectro de frequência do sinal original, sinal com filtragem IIR e sinal com filtragem FIR



Fonte: Autor.

5.3 Resposta em Magnitude dos Filtros

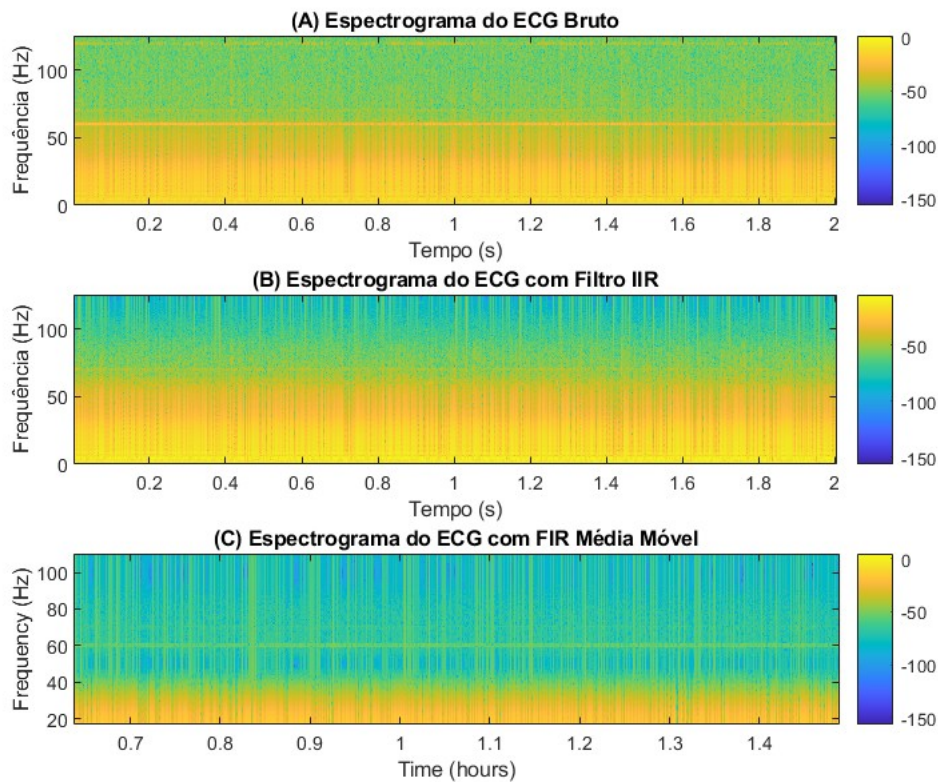
A análise da resposta em magnitude de um filtro auxilia no entendimento de como ele processa diferentes componentes de frequência de um sinal. Os gráficos em dB facilitam a interpretação, já que decibéis são uma escala logarítmica que representa a razão entre a potência do sinal de entrada e saída.

O gráfico da Figura 42(a) mostra que o filtro mantém frequências acima de 0.45 Hz (banda de passagem), enquanto atenua frequências mais baixas (banda de rejeição). A banda de transição é estreita, demonstrando uma mudança rápida na atenuação em torno de 0.45 Hz. A magnitude começa em cerca de -20 dB em frequências próximas de 0.2 Hz, indicando forte rejeição, e se aproxima de 0 dB acima de 0.5 Hz, onde o sinal passa sem atenuação significativa.

Em (b) O filtro apresenta uma forte atenuação na faixa de frequência centralizada em 60 Hz, com limites de corte inferiores e superiores em 59.7 Hz e 60.3 Hz, respectivamente. Fora dessa banda, o filtro mantém uma resposta plana com magnitude de 0 dB, indicando que as frequências fora da banda passam sem distorção.

(c) O filtro permite a passagem de frequências abaixo de 69.8 Hz, com atenuação significativa acima dessa frequência. A magnitude cai rapidamente para valores abaixo de

Figura 41 – Espectrograma dos Sinais

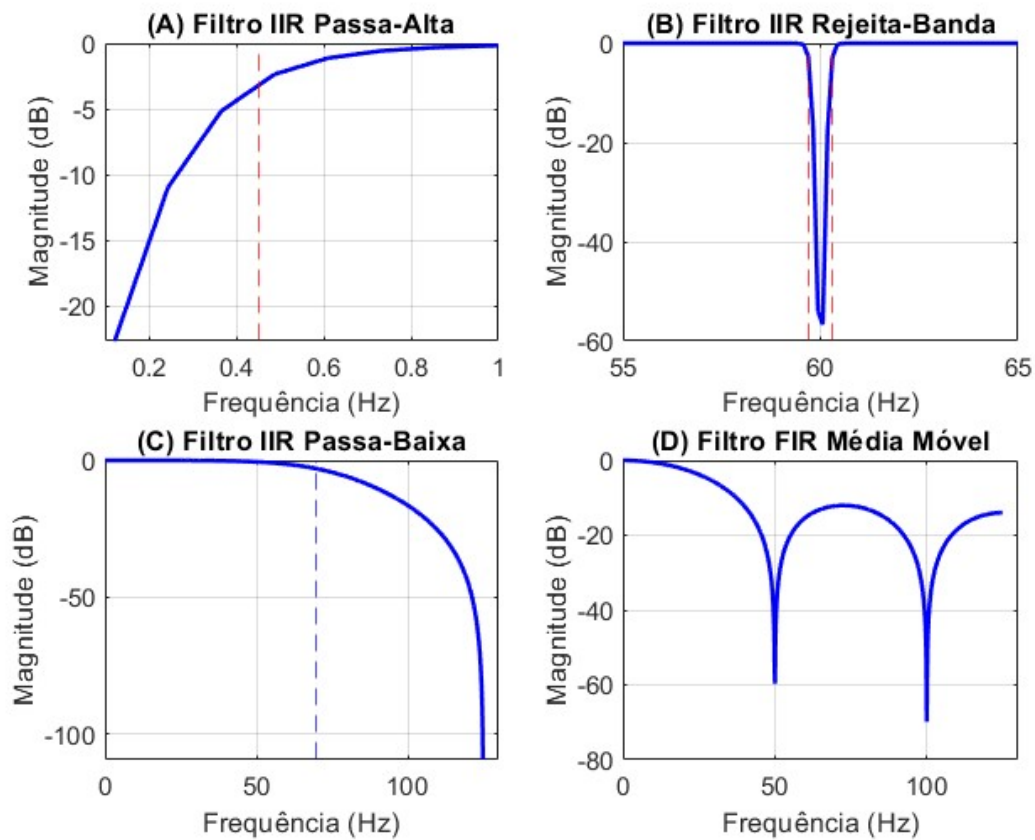


Fonte: Autor.

-50 dB em frequências superiores a 100 Hz. A banda de passagem apresenta magnitude próxima de 0 dB, enquanto a banda de rejeição demonstra forte atenuação.

O gráfico da Figura 42(d) exibe uma banda de passagem inicial onde as frequências baixas passam sem atenuação significativa (magnitude próxima de 0 dB). Além da banda de passagem, a resposta do filtro apresenta bandas de rejeição periódicas, com nulos (valores de magnitude muito baixos) localizados em frequências específicas. Esses nulos ocorrem em múltiplos da frequência inversa da janela, como 50 Hz, 100 Hz e assim por diante, no caso de uma janela de 5 amostras e frequência de amostragem de 250 Hz. Esses picos de rejeição são uma característica intrínseca da natureza harmônica do filtro FIR e representam frequências onde o filtro cancela completamente a contribuição ao sinal. O filtro também apresenta uma banda de transição relativamente larga entre a banda de passagem e as regiões de rejeição. Isso é esperado, dado o curto tamanho da janela, que limita a seletividade do filtro.

Figura 42 – Resposta em Magnitude dos filtros



Fonte: Autor.

5.4 Resposta em Fase dos Filtros

A análise da fase determina se o filtro distorce a forma do sinal, o que é especialmente relevante em sinais biomédicos.

No gráfico da Figura 43(a) observa-se uma transição suave no comportamento da fase à medida que a frequência aumenta. Frequências muito baixas, que pertencem à banda de rejeição, apresentam uma fase relativamente plana, enquanto a banda de passagem, mantém a fase alinhada e consistente. Essa transição indica que o filtro altera minimamente a relação de fase entre as componentes dentro da banda de passagem, preservando a forma geral do sinal útil. Contudo, a leve curvatura na banda de transição reflete um pequeno atraso de fase.

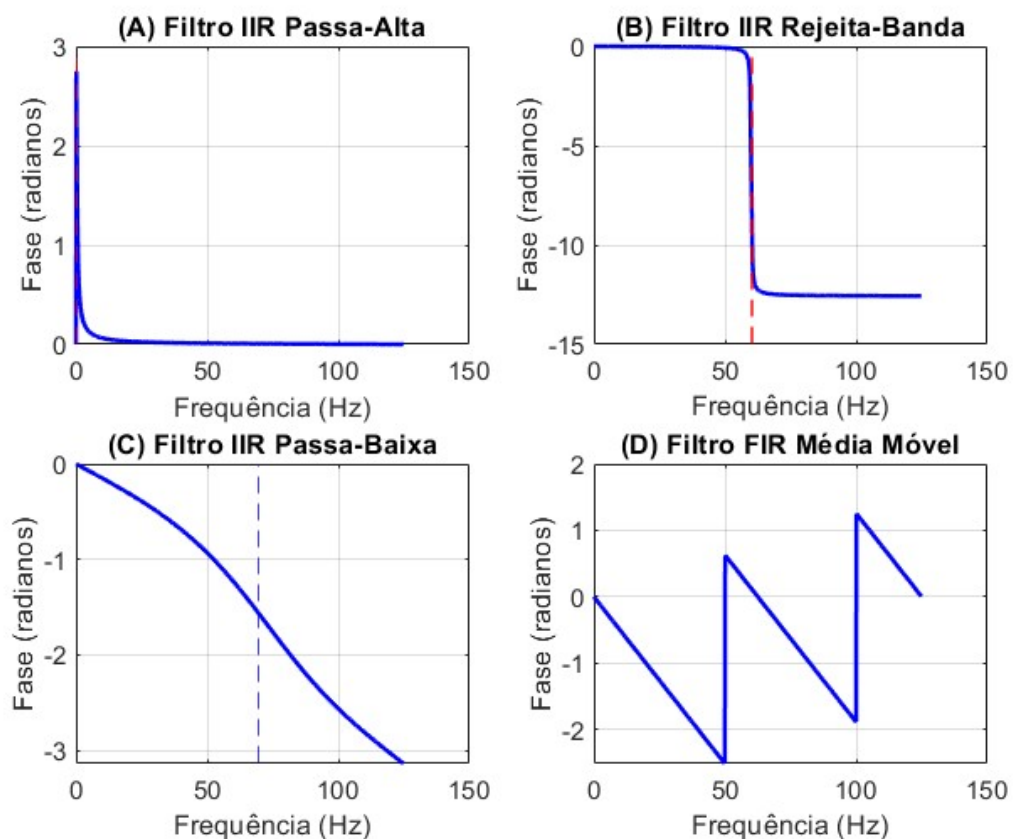
A resposta em fase do filtro IIR Rejeita-Banda (b) apresenta mudanças rápidas nas proximidades da banda rejeitada. Esse comportamento é típico de filtros IIR, como o *Butterworth*, que possuem fase não linear. Embora essa não linearidade possa introduzir distorções de fase, ela não é crítica em aplicações como a remoção de ruídos específicos,

desde que as frequências de interesse sejam preservadas fora da banda rejeitada.

O gráfico (c) apresenta um comportamento progressivo, com uma inclinação negativa que se intensifica à medida que a frequência aumenta. Essa inclinação é mais perceptível a partir da frequência de corte do filtro. Na banda de passagem, a fase permanece relativamente estável, garantindo que as frequências abaixo de 69.8 Hz passem com pouca ou nenhuma distorção de fase.

A resposta em fase (d) mostra um comportamento em "dentes de serra", típico de filtros FIR simples. Essa forma ocorre porque o filtro possui periodicidade em sua resposta em magnitude, com nulos regulares em frequências como 50 Hz e 100 Hz. Apesar disso, uma característica marcante dos filtros FIR é sua fase linear, o que significa que todas as frequências na banda de passagem sofrem o mesmo atraso temporal.

Figura 43 – Resposta em Fase dos filtros



Fonte: Autor.

5.5 Análise dos Diagramas de Polos e Zeros

Os diagramas de polos e zeros dos quatro filtros fornecem informações sobre suas características e comportamentos no domínio da frequência, além de ajudar a entender a estabilidade de cada filtro e sua eficácia no processamento do sinal.

Na Figura 44(a) é apresentado dois polos próximos do círculo unitário, posicionados dentro dele ($|z| < 1$) no eixo real. Esses polos garantem a estabilidade do filtro e estão localizados estrategicamente para definir a transição entre a banda de rejeição (frequências baixas) e a banda de passagem (frequências altas). Os dois zeros do filtro estão em $z = 1$, no círculo unitário, exatamente no ponto onde o eixo real intercepta o círculo.

No digrama de polos e zeros (b), observa-se que os polos estão posicionados próximos ao círculo unitário, dentro dele ($|z| < 1$), em pares conjugados complexos. A simetria entre polos e zeros no plano z reforça o comportamento seletivo do filtro, rejeitando a banda especificada enquanto mantém estabilidade e preservação das frequências fora dessa região.

Possui dois polos localizados dentro do círculo unitário, garantindo estabilidade (c), e dois zeros em $z = -1$, no círculo unitário, alinhados no eixo real. Essa configuração reduz o ganho em frequências altas, preservando as componentes de baixa frequência do sinal. O comportamento do filtro é eficiente para atenuar ruídos eletrônicos ou musculares, frequentemente localizados em frequências altas, sem comprometer as informações fisiológicas relevantes do ECG.

Já em (d) apresenta apenas zeros, uniformemente distribuídos ao longo do círculo unitário. Como um filtro FIR não possui polos dinâmicos, ele é inerentemente estável, pois todos os polos triviais estão em $z = 0$. A ausência de polos complexos e a simetria dos zeros no círculo unitário são características que ajudam a suavizar o sinal, reduzindo ruídos de alta frequência, enquanto preservam a morfologia geral do sinal.

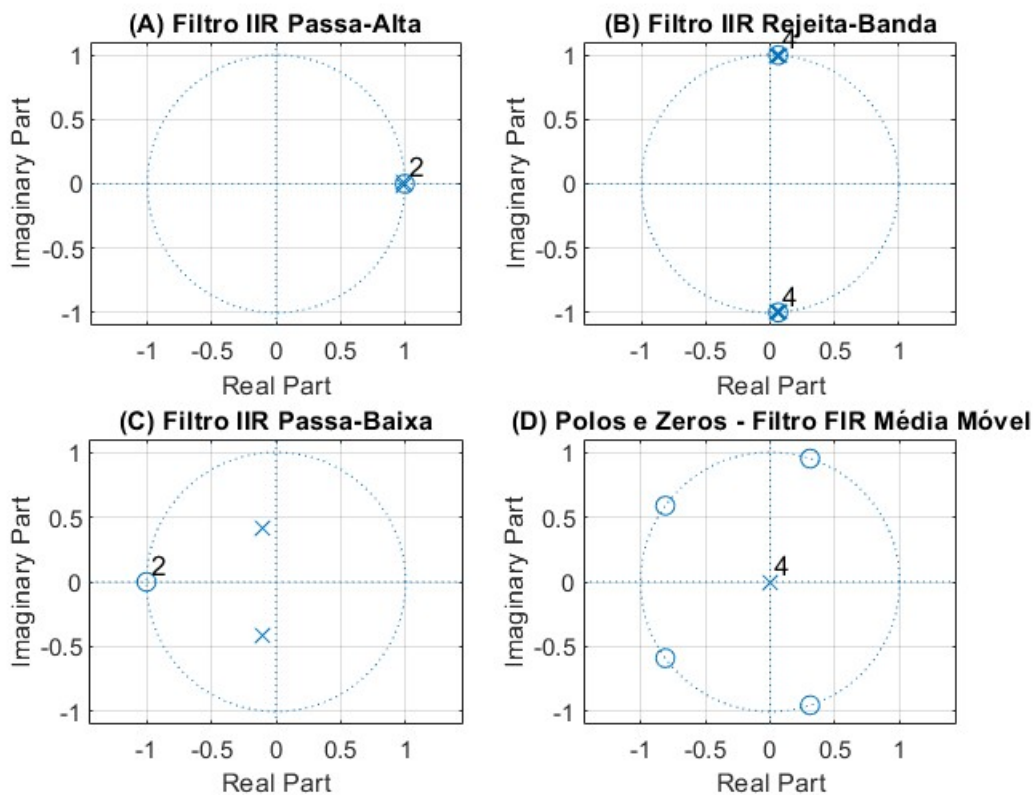
De forma geral, todos os filtros atendem aos objetivos específicos de processamento, com as configurações de polos e zeros explicando os comportamentos observados.

5.6 Relação Sinal-Ruído - SNR

A SNR entre os filtros IIR em cascata e o filtro FIR média móvel revela diferenças significativas, evidenciando as particularidades de cada abordagem. O sistema de filtragem utilizando os três filtros IIR Butterworth em cascata apresentou um aumento de aproximadamente 52.57% na SNR em comparação ao filtro FIR média móvel, com valores de 12.19 dB para os IIR e 7.99 dB para o FIR. A comparação gráfica é apresentada na Figura 45.

$$\text{Aumento (\%)} = \frac{\text{SNR}_{\text{IIR}} - \text{SNR}_{\text{FIR}}}{\text{SNR}_{\text{FIR}}} \times 100 \approx 52.57\%$$

Figura 44 – Diagrama de Polos e Zeros



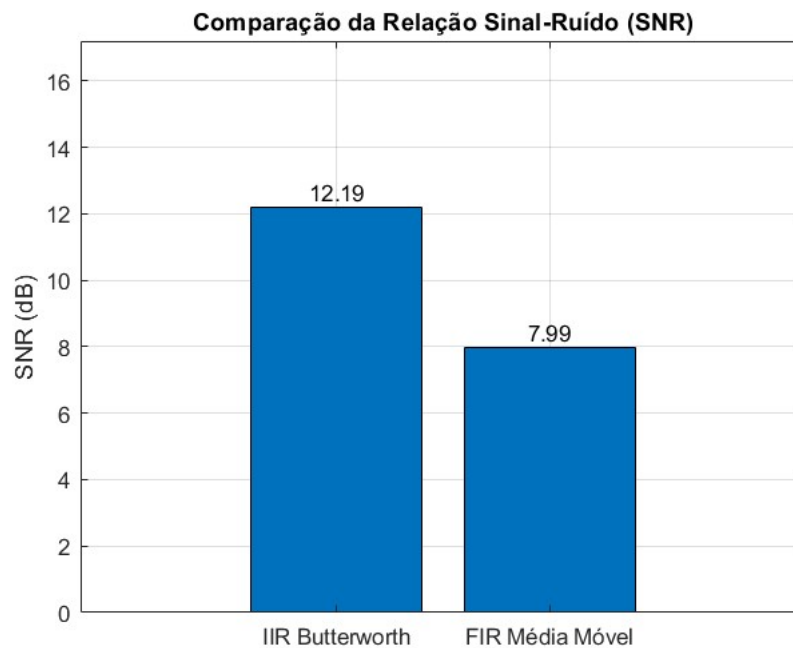
Fonte: Autor.

A aplicação de três filtros IIR em cascata permite um tratamento detalhado e segmentado das principais fontes de ruído no sinal de ECG. Essa abordagem em cascata é particularmente eficiente em sistemas de monitoramento remoto com restrições de recursos computacionais e de memória, características frequentemente presentes em dispositivos embarcados conectados via *Bluetooth* para aplicações de telemedicina. Filtros IIR, conhecidos por sua eficiência computacional devido ao menor número de coeficientes, são, portanto, ideais para contextos em que o desempenho deve ser equilibrado com limitações de hardware.

Por outro lado, o filtro FIR média móvel, embora tenha apresentado uma SNR inferior, também possui vantagens relevantes. Sua principal característica é a linearidade de fase, que garante que todos os componentes do sinal sejam alinhados no tempo, preservando a integridade temporal das ondas do ECG. Além disso, o FIR média móvel é notavelmente simples de projetar, demandando apenas a definição de uma janela fixa de coeficientes, o que facilita sua implementação e compreensão.

Também é válido pontuar que o FIR média móvel apresenta estabilidade garantida, independentemente dos coeficientes utilizados, pois seus polos estão localizados exatamente

Figura 45 – Comparativo SNR Filtros IIR e FIR



Fonte: Autor.

na origem ou dentro do círculo unitário no plano z . Essa característica intrínseca torna os filtros FIR, como o média móvel, mais previsíveis em termos de comportamento, o que é uma vantagem significativa em sistemas críticos onde a instabilidade pode comprometer a operação.

Portanto, enquanto os filtros IIR em cascata se destacam por sua eficiência computacional e elevada SNR, o FIR média móvel apresenta vantagens relacionadas à linearidade de fase e simplicidade de projeto.

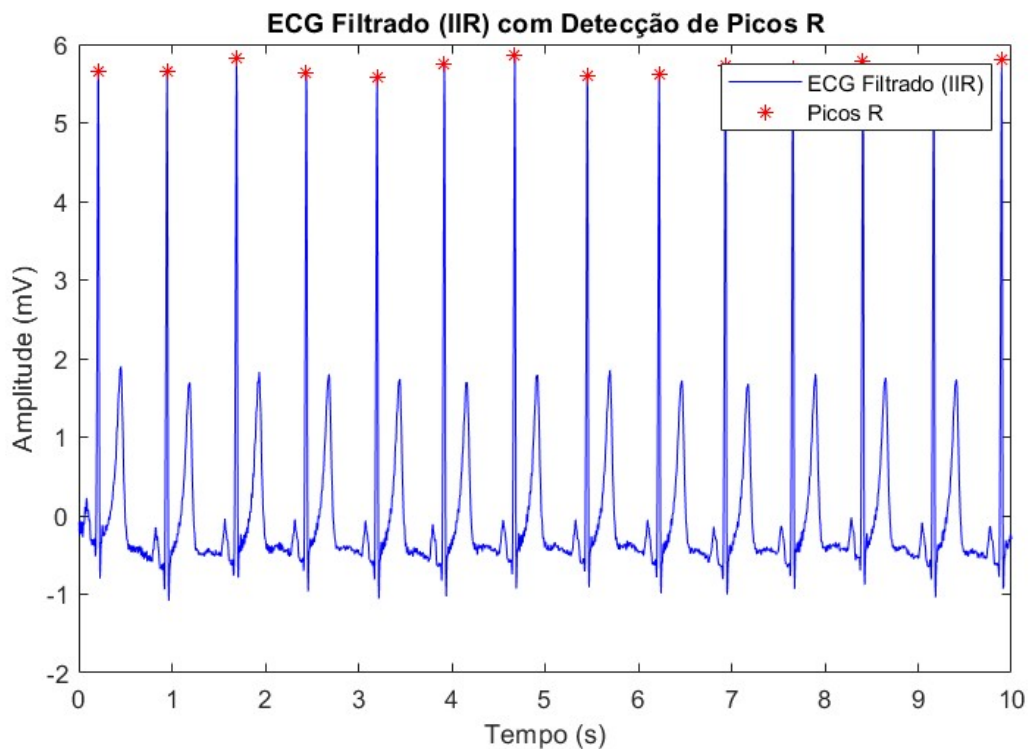
5.7 Detecção de Picos R

Na Figura 46, é apresentado o resultado da detecção dos picos R do sinal de ECG processado com filtros IIR em cascata.

Para identificar os picos R, foram definidos dois limiares principais:

- O limiar de amplitude foi configurado para garantir que apenas picos com amplitudes relevantes fossem detectados, eliminando ruídos ou interferências menores no sinal.
- O limiar de distância determinou o intervalo mínimo esperado entre dois picos consecutivos, evitando a detecção de múltiplos picos em eventos próximos, o que

Figura 46 – Identificação de Picos R



Fonte: Autor.

poderia comprometer a precisão da análise.

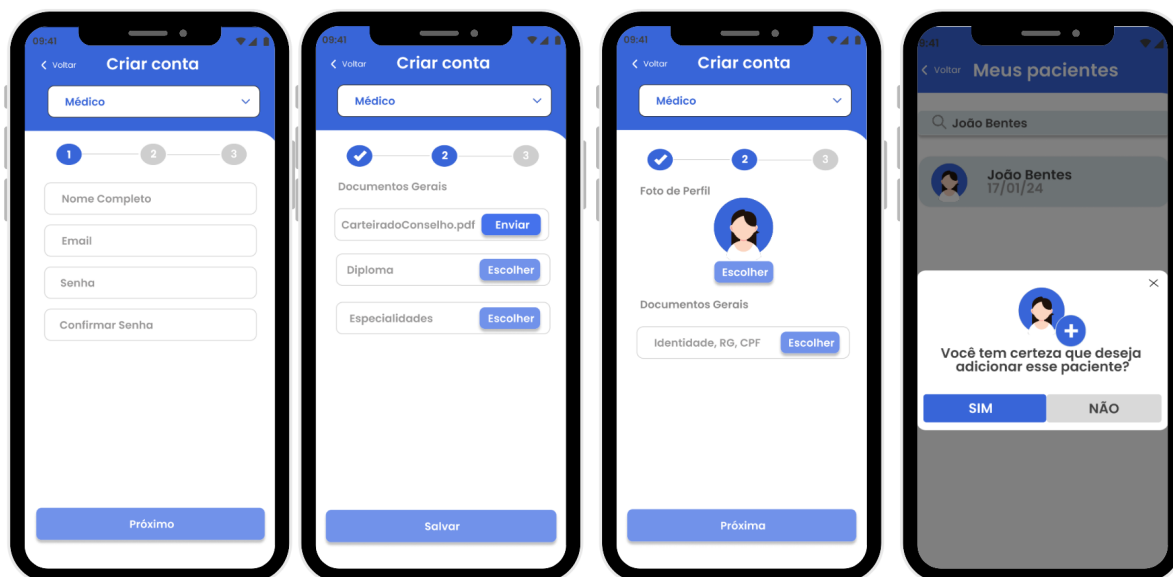
Com os limiares estabelecidos, utilizou-se a função *findpeaks* para localizar os picos R. Essa função é capaz de identificar os máximos locais do sinal que atendem aos critérios previamente definidos. O resultado desse processo incluiu:

As amplitudes dos picos R, que indicam a intensidade dos picos detectados no ECG. No gráfico, o sinal filtrado é exibido pela linha azul, enquanto os picos R detectados são destacados por marcadores vermelhos, evidenciando sua posição ao longo do tempo.

5.8 Visualização de Dados

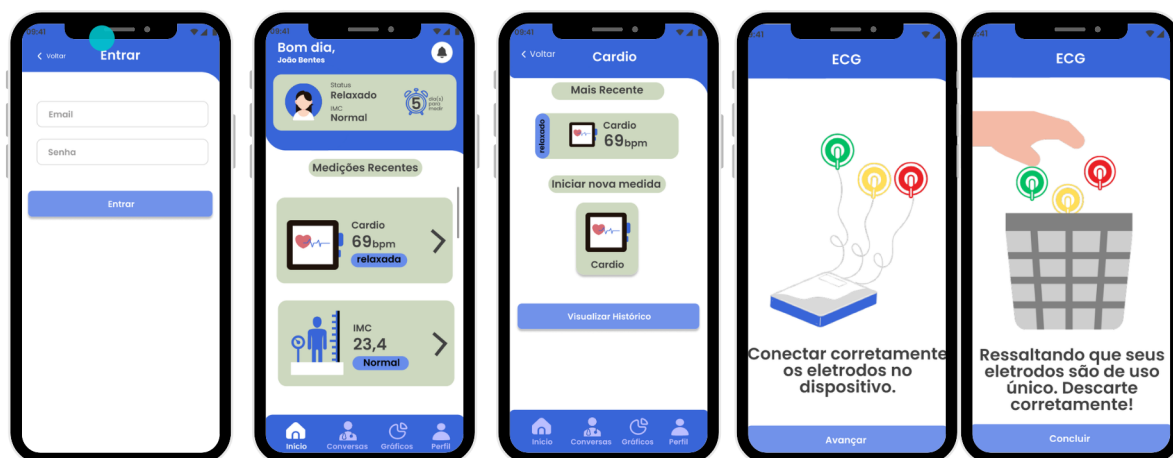
Com o objetivo de atender às demandas do contexto da telemedicina, foi desenvolvida uma prototipação inicial de um aplicativo para a visualização de sinais eletrocardiográficos já filtrados. Embora o protótipo contemple funcionalidades básicas que foram devidamente testadas, ainda se faz necessária a implementação de telas adicionais, bem como a validação completa do sistema. Nas Figuras 47 e 48, são apresentadas, respectivamente, as telas destinadas aos médicos e aos pacientes, evidenciando os dois níveis distintos de acesso previstos na aplicação.

Figura 47 – Principais telas de acesso ao médico



Fonte: Autor.

Figura 48 – Principais telas de acesso ao paciente



Fonte: Autor.

No nível de acesso médico, verifica-se planejamento de funcionalidades que facilitem a supervisão dos pacientes, garantindo um monitoramento mais eficiente e seguro. Para os pacientes, é previsto investir em recursos que aprimorem a usabilidade, como tutoriais detalhados, *dashboards* informativos e ferramentas que permitam o acompanhamento da variabilidade cardíaca de forma clara e acessível.

A Figura 49 apresenta o protótipo em funcionamento, evidenciando a integração dos componentes eletrônicos, com destaque para os LEDs indicadores que sinalizam o

status operacional e a leitura de batimentos cardíacos, exibida no display OLED, com um valor de 86 BPM.

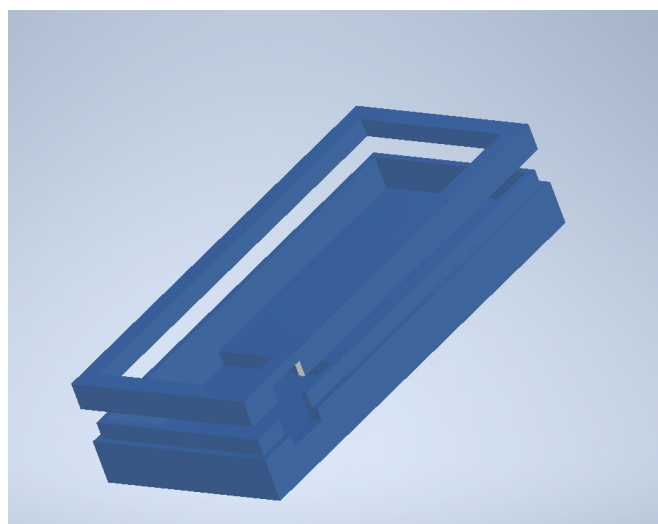
Na Figura 50, é mostrada a modelagem do *case* no *software Autodesk Inventor*, projetado para oferecer um design funcional e estético. Já a Figura 51 exibe a versão final do protótipo montada no *case*.

Figura 49 – Testes de validação do protótipo de monitoramento



Fonte: Autor.

Figura 50 – Modelagem do *case* do protótipo no *software Inventor*



Fonte: Autor.

Figura 51 – Versão final do protótipo



Fonte: Autor.

5.9 Comparativo de medições cardíacas

Em relação à comparabilidade estatística dos dados de frequência cardíaca com uma amostra, os dados registrados demonstraram que as medições realizadas pelo protótipo apresentaram consistência em relação ao oxímetro digital, com desvios relativos dentro de um intervalo aceitável, considerando a incerteza de ± 2 BPM do oxímetro. A tabela 5 resume as medições obtidas.

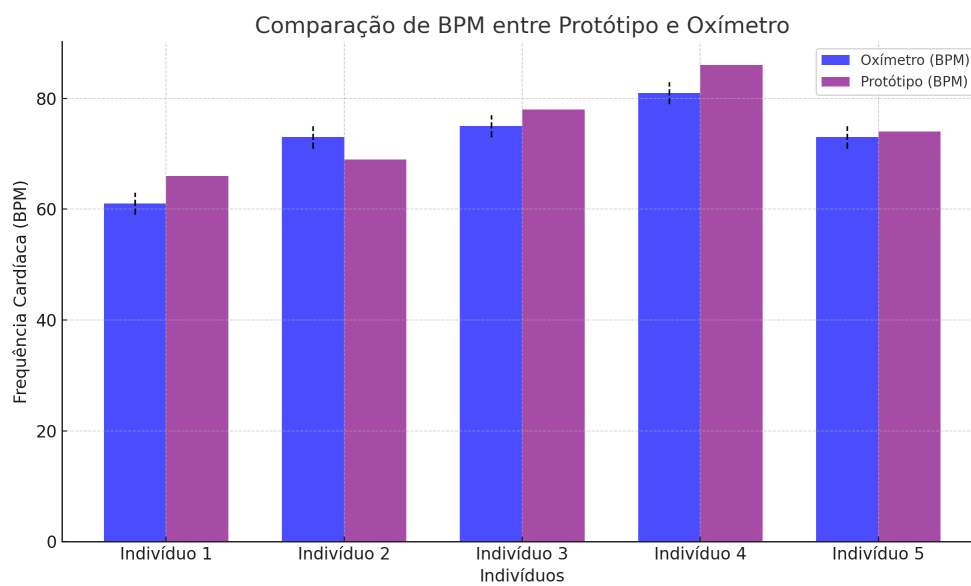
Tabela 5 – Resumo das medições realizadas pelo oxímetro e pelo protótipo.

Indivíduo	Idade (anos)	Oxímetro (BPM)	Protótipo (BPM)	Desvio Relativo (%)
1	15	61	66	8.20
2	23	73	69	5.48
3	30	75	78	4.00
4	42	81	86	6.17
5	56	73	74	1.37

O gráfico apresentado na Figura 52 exibe uma comparação visual das medições realizadas pelo oxímetro e pelo protótipo para cada indivíduo. As barras azuis representam os valores do oxímetro, enquanto as roxas correspondem aos valores do protótipo. As linhas pretas pontilhadas indicam o intervalo de desvio de ± 2 BPM, conforme especificado pelo fabricante do oxímetro. A taxa de confiabilidade do protótipo em relação ao oxímetro foi de 94.96%.

Os resultados demonstraram que o protótipo possui desempenho consistente em

Figura 52 – Comparação de BPM entre o oxímetro e o protótipo.



Fonte: Autor.

diferentes faixas etárias, validando sua viabilidade para aplicações em monitoramento de frequência cardíaca em tempo real.

6 Conclusão

O sistema de supervisão e monitoramento clínico remoto confirma-se como uma solução promissora para auxiliar pacientes com doenças cardiovasculares, especialmente dentro do contexto da telemedicina. Com benefícios tangíveis, como o acompanhamento contínuo, a prevenção de complicações e o fornecimento de informações valiosas para os pacientes, o sistema incentiva o autocuidado e a tomada de decisões embasadas em dados concretos, promovendo melhorias significativas na qualidade do atendimento e na gestão da saúde.

A análise comparativa dos filtros digitais IIR e FIR reforçou a eficácia de ambos para o processamento de sinais, evidenciando características técnicas e operacionais distintas. O filtro IIR *Butterworth* destacou-se por sua resposta em frequência plana, excelente rejeição em bandas estreitas e eficiência computacional, sendo ideal para aplicações com restrições de recursos computacionais e de memória. Já o filtro FIR de média móvel, apesar de apresentar uma relação sinal-ruído inferior, evidenciou vantagens como simplicidade de projeto, estabilidade intrínseca e preservação da linearidade de fase, o que o torna adequado para contextos onde a integridade temporal é essencial.

No contexto do monitoramento remoto, onde eficiência no processamento e baixo consumo de memória são fatores críticos, o filtro IIR mostrou ser a escolha mais adequada para a aplicação telemédica avaliada. Durante os testes, demonstrou maior relação sinal-ruído e um desempenho consistente, atendendo às demandas computacionais e clínicas do sistema. Entretanto, destaca-se a necessidade de estudos adicionais com amostras mais robustas para validar os resultados de forma abrangente.

Por lidar com dados sensíveis de saúde, o projeto foi submetido à avaliação ética na Plataforma Brasil, garantindo conformidade com as diretrizes e normativas aplicáveis, o que reforça sua viabilidade para aplicações práticas.

6.1 Trabalhos Futuros

Como perspectivas futuras, sugere-se a ampliação da análise comparativa de filtros digitais, explorando outras topologias de IIR que possam agregar ainda mais eficiência e precisão ao sistema. Além disso, a implementação de funcionalidades adicionais no aplicativo, como *dashboards* mais intuitivos e suporte ao acompanhamento remoto por equipes médicas, pode melhorar significativamente a experiência do usuário e ampliar a integração clínica.

Por fim, a realização de testes clínicos mais abrangentes, com amostras maiores e

critérios definidas, é essencial para validar e consolidar a aplicação do sistema em cenários reais, fortalecendo seu impacto no campo da telemedicina e no tratamento de doenças cardiovasculares.

Referências

- Alfa Medical Doctors. *CG de Derivações de Membros Padrão - Triângulo de Einthoven - Eletrocardiograma*. 2023. Disponível em: <<https://www.istockphoto.com/br/vetor/ecg-de-deriva%C3%A7%C3%B5es-de-membros-padr%C3%A3o-tri%C3%A2ngulo-de-einthoven-eletrocardiograma-gm1472401180-502766181>>. Citado na página 35.
- Analog Devices. *Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232*. 1. ed. [S.l.], 2020. [S.l.: s.n.]. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 40.
- ARAUJO, E. R. *Implantação de monitor multiparamétrico com acesso remoto em leito de UTI para cirurgia cardíaca*. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual da Paraíba, Campina Grande-PB, 2019. Citado na página 38.
- BECARI, W. et al. Plataforma didática para processamento digital de sinais: Aplicações em filtros digitais em tempo real. *Revista de Ensino de Engenharia*, v. 36, n. 1, p. 35–48, 2017. ISSN 2236-0158. Educational Platform for Real-Time Digital Signal Processing: Practical Applications of Digital Filters. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- CHAVES, L. A. *Desenvolvimento de um sistema embarcado para aquisição de potenciais cardíacos*. Dissertação (TCC) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, PR, Brasil, 2016. Citado na página 34.
- CIESLA, R. Manipulating the spectrum. In: _____. *Sound and Music for Games: The Basics of Digital Audio for Video Games*. Berkeley, CA: Apress, 2022. ISBN 978-1-4842-8661-6. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-1-4842-8661-6_3>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- CÉSAR, L. A. M. Frequência cardíaca e risco cardiovascular. *Revista da Associação Médica Brasileira*, v. 53, n. 5, October 2007. Citado na página 15.
- FARUK, N. et al. A comprehensive survey on low-cost ecg acquisition systems: Advances on design specifications, challenges and future direction. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, v. 41, n. 2, p. 474–502, 2021. ISSN 0208-5216. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0208521621000115>>. Citado na página 16.
- FERNANDES, A. et al. Sistema de aquisição de sinais ecg processado pelo labview com comunicação wi-fi por meio do módulo esp8266. *Revista Principia - Divulgação Científica e Tecnológica do IFPB*, v. 1, p. 62, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.
- FEUP. *O Eletrocardiograma*. 2012. Disponível em: <<https://paginas.fe.up.pt/~ee07135/ecg.html>>. Citado na página 38.
- FLORES, D. *Sístole e diástole*. 2020. Acessado em 01/02/2024. Disponível em: <<https://escolaeducacao.com.br/sistole-e-diastole/>>. Citado na página 34.
- JAVAID, M.; KHAN, I. H. Internet of things (iot) enabled healthcare helps to take the challenges of covid-19 pandemic. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, v. 11, p. 209–214, 2021. Citado na página 13.

JI, N. et al. Recommendation to use wearable-based mhealth in closed-loop management of acute cardiovascular disease patients during the covid-19 pandemic. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, v. 25, n. 4, p. 903–908, April 2021. Citado na página 15.

JOAQUIM, M. B. *Processamento Digital de Sinais*. São Carlos: [s.n.], 2010. 162 p. Disponível online em alan.eng.br. Disponível em: <https://www.alan.eng.br/grad/pds/apostila_pds_marcelobj.pdf>. Citado na página 22.

JÚNIOR, J. I. F. *Uma solução baseada em simulação para a validação de sistemas de aquisição de sinais biomédicos*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal de Alagoas, Maceió, Brasil, 2022. Disponível em: <<http://www.repositorio.ufal.br/jspui/handle/123456789/11919>>. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.

MALTA, D. C. et al. A construção da vigilância e prevenção das doenças crônicas não transmissíveis no contexto do sistema Único de saúde. *Epidemiol. Serv. Saúde*, v. 15, n. 3, 2006. Citado na página 13.

Ministério da Saúde. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção*. 1. ed. [S.l.]: Brasília-DF: Ministério da Saúde, 2002. Citado na página 38.

NALON, J. A. *Introdução ao Processamento Digital de Sinais*. Rio de Janeiro: LTC, 2009. ISBN 978-85-216-1646-7. Citado 8 vezes nas páginas 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29 e 31.

PASTORE, C.; AL. et. Diretrizes da sociedade brasileira de cardiologia sobre análise e emissão de laudos eletrocardiográficos. *Arq. Bras. Cardiol.*, São Paulo, v. 106, n. 4, supl. 2, p. 1–23, 2016. Citado na página 37.

PRASAD, A. S.; KAVANASHREE, N. Ecg monitoring system using ad8232 sensor. In: *2019 International Conference on Communication and Electronics Systems (ICCES)*. [S.l.: s.n.], 2019. Citado na página 17.

PRÉCOMA, D. B. et al. Updated cardiovascular prevention guideline of the brazilian society of cardiology - 2019. *Arq Bras Cardiol*, v. 113, n. 4, p. 787–891, 2019. Citado na página 13.

QUINTEROS, C. P. M. *Monitor de atividade cardíaca online*. TCC — Instituto Federal de Educação da Paraíba / Unidade Acadêmica de Processos Industriais, Paraíba, Brasil, 2023. 39 f. : il. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 39.

RANI, S.; KAUR, A.; UBHI, J. S. Comparative study of fir and iir filters for the removal of baseline noises from ecg signal. In: . [s.n.], 2011. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:15190383>>. Citado na página 21.

REDDY, V. V. et al. Comparison of fir and iir filters using ecg signal with different sampling frequencies. *International Research Journal of Modernization in Engineering Technology and Science (IRJMETS)*, Seshadri Rao Gudlavalleru Engineering College, Andhra Pradesh, India, v. 5, n. 4, April 2023. ISSN 2582-5208. Disponível em: <<https://www.irjmets.com>>. Citado na página 20.

ROTH, G. A. et al. Global burden of cardiovascular diseases and risk factors, 1990-2019: Update from the gbd 2019 study. *J Am Coll Cardiol*, v. 76, n. 25, p. 2982–3021, 2020. Citado na página 13.

- SEDRA, A.; SMITH, K. C. *Microeletrônica*. 5. ed. [S.l.]: São Paulo: Pearson, 2007. Citado na página 39.
- SILVA, E. d. N. Sistema de aquisição de sinais cardíacos utilizando conceitos de internet das coisas. *Revista Científica UMC*, v. 5, n. 3, dezembro 2020. Citado na página 16.
- SILVA, I. Condicionamento de sinal para ecg. In: *1º Seminário de Ciência e Inovação Tecnológica em Protótipos (SCIPROT)*. [S.l.: s.n.], 2018. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.
- SILVA, V. G. Ribeiro da; DUARTE, D. D. N. Filtragem de sinais cardíacos utilizando filtros fir. *Interfaces Científicas - Exatas e Tecnológicas*, v. 3, n. 3, p. 65–74, dez. 2019. Disponível em: <<https://periodicosgrupotiradentes.emnuvens.com.br/exatas/article/view/7430>>. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.
- SOUZA, P. V. E. d. *Sistema de Aquisição de Sinais de EMG e ECG para Plataforma Android TM*. 114 p. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro de Tecnologia e Geociências. Citado 3 vezes nas páginas 35, 36 e 37.
- SYSTEMS, E. *ESP32-WROOM-32E & ESP32-WROOM-32UE Datasheet*. [S.l.], 2024. Acessado em: 9 dez. 2024. Disponível em: <https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32e_esp32-wroom-32ue_datasheet_en.pdf>. Citado 3 vezes nas páginas 40, 41 e 42.
- TEIXEIRA, D. A. *Fisiologia Humana*. Teófilo Otoni/MG: Editora Teixeira, 2021. ISBN 978-65-992205-4-8. Citado na página 33.
- WISANA, I. D. G. H.; NUGRAHA, P. C.; RACHMAN, R. A. Development of a low-cost and efficient ecg devices with iir digital filter design. *Indonesian Journal of Electronics, Electromedical Engineering, and Medical Informatics*, v. 3, n. 1, 2021. Citado na página 19.

Anexos


CARTA DE ANUÊNCIA

Manaus, 08 de maio de 2024.

Ao Comitê de Ética da Universidade do Estado do Amazonas-5016,

Declaro, na qualidade de dirigente máximo da Instituição ou representante legal, (anexar portaria de designação), do (a) (informar nome da instituição), com sede à (informar endereço), anuência ao projeto de desenvolvimento científico-tecnológico “Sistema de Monitoramento de Sinais Biomédicos” (SMSB), coordenado pelo professor Dr. José Ruben Sicchar Vilchez, professor Adjunto B, desde 2008, lotado no curso de Eng. De Controle e Automação da EST-UEA.

O referido projeto vem sendo desenvolvido na modalidade de iniciação científica, no âmbito do programa STEM pilar Permanência e pelo Laboratório de Automação Inteligente e Controle de Processos do curso de Eng. Controle e Automação, contando, todavia, com a parceria do curso de Medicina da ESA-UEA. O objetivo deste projeto é desenvolver uma ferramenta de auxílio, no monitoramento da saúde cardiovascular e respiratória da comunidade acadêmica.



JUCIMAR MAIA DA SILVA JUNIOR
Diretor da Escola Superior de Tecnologia
Portaria Nº 754/2023-GR/UEA

Assinatura e carimbo do dirigente máximo da instituição
ou representante legal (anexar portaria de designação)