

Desenvolvimento de um sistema de eletrocardiografia portátil para a aquisição e visualização de sinais cardíacos

Development of a portable electrocardiography system for cardiac signal acquisition and visualization

¹Paloma Anselmo Rosa, ²Clara Oliveira de Araújo, ³Pedro Henrique Lima Nascimento, ⁴Alcimar Barbosa Soares, ⁵Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

¹Graduanda em Engenharia Biomédica – Universidade Federal de Uberlândia – UFU
(palomaans.rosa@gmail.com)

²Graduanda em Engenharia Biomédica – Universidade Federal de Uberlândia – UFU
(oc.araujo@gmail.com)

³Graduando em Engenharia Biomédica – Universidade Federal de Uberlândia – UFU
(pedrohlma02@outlook.com)

⁴Professor Associado do Programa de Engenharia Biomédica – UFU
(alcimar@ufu.br)

⁵Professor Associado do Programa de Engenharia Biomédica – UFU
(srjesus@ufu.br)

RESUMO: Este artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema de eletrocardiograma (ECG) de uma derivação com fins educacionais, capaz de adquirir, condicionar, processar e visualizar sinais cardíacos em um aplicativo móvel. O sistema foi projetado com três eletrodos posicionados de acordo com o triângulo de Einthoven, com aquisição diferencial do sinal e condicionamento analógico com técnicas de amplificação e redução de ruído. O processamento digital foi realizado em um microcontrolador e incluiu etapas de multamostragem, sobreamostragem e filtragem digital, seguidas pela transmissão dos dados via Bluetooth Low Energy (BLE) para um aplicativo Android. No aplicativo, o sinal é reconstruído e processado para detecção de picos R, cálculo de intervalos RR e análise da variabilidade da frequência cardíaca pelo índice RMSSD, permitindo a identificação de alterações no ritmo cardíaco e a geração de alertas ao usuário. Testes com sinais simulados demonstraram desempenho satisfatório dos algoritmos e da comunicação sem fio. Entretanto, a validação com sinais reais apresentou resultados inconclusivos, evidenciando limitações na aquisição e no condicionamento do sinal, além da necessidade de melhorias na robustez do sistema. O dispositivo demonstrou potencial como ferramenta educacional para o estudo de sinais eletrocardiográficos e validação de técnicas de processamento digital de sinais, sem finalidade diagnóstica.

Palavras Chave: Eletrocardiograma. ECG de uma derivação. Instrumentação biomédica. Bluetooth low energy (BLE). Processamento de sinais biomédicos.

ABSTRACT: This paper presents the development of a single-lead electrocardiogram (ECG) system for educational purposes, capable of acquiring, conditioning, processing, and visualizing cardiac signals in a mobile application. The system was designed using three electrodes positioned according to Einthoven's triangle, with differential signal acquisition and analog conditioning through amplification and noise reduction techniques. Digital processing was performed on a microcontroller and included multisampling, oversampling, and digital filtering stages, followed by data transmission via Bluetooth Low Energy (BLE) to an Android application. In the application, the signal is reconstructed and processed for R-peak detection, RR interval calculation, and heart rate variability analysis using the RMSSD index, enabling the identification of cardiac rhythm alterations and the generation of user alerts. Tests with simulated signals demonstrated satisfactory performance of both the algorithms and the wireless communication system. However, validation with real signals yielded inconclusive results, highlighting limitations in signal acquisition and conditioning, as well as the need for improvements in system robustness. The device demonstrated potential as an educational tool for the study of electrocardiographic signals and the validation of digital signal processing techniques, without diagnostic purposes.

Recebido em:
25/06/2026
Publicado em:
13/07/2026

Keywords: Electrocardiogram. Single-lead ECG. Biomedical instrumentation. Bluetooth low energy (BLE). Biomedical signal processing.

1. INTRODUÇÃO

As doenças cardiovasculares permanecem como um dos principais desafios de saúde pública em escala global, sendo responsáveis por elevados índices de morbidade e mortalidade. No Brasil, esse cenário também se destaca, com um número expressivo de óbitos anuais associados a complicações cardíacas, o que reforça a necessidade de métodos acessíveis e eficazes para diagnóstico e monitoramento contínuo dessas condições (Nascimento et al. 2022; Oliveira et al. 2024).

Dentre as ferramentas diagnósticas disponíveis, o eletrocardiograma (ECG) se consolida como um dos exames mais utilizados na prática clínica, principalmente por sua natureza não invasiva, baixo custo e capacidade de fornecer informações relevantes sobre a atividade elétrica cardíaca. O ECG permite a análise dos fenômenos de despolarização e repolarização do miocárdio ao longo do ciclo cardíaco, possibilitando a identificação de alterações no ritmo e na condução elétrica do coração (Guyton e Hall, 2017).

A interpretação do sinal eletrocardiográfico baseia-se na identificação de componentes característicos, como a onda P, associada à ativação atrial; o complexo QRS, relacionado à despolarização ventricular; e a onda T, que representa a repolarização dos ventrículos. Além disso, intervalos como o PR e o QT fornecem informações importantes sobre a condução elétrica e a duração do ciclo cardíaco, sendo fundamentais na detecção de possíveis anormalidades, incluindo arritmias (Webster, 2010; Guyton e Hall, 2017).

Embora sistemas clínicos convencionais utilizem múltiplas derivações para uma análise mais abrangente, configurações simplificadas, como o ECG de uma derivação, têm se mostrado eficazes para aplicações educacionais e monitoramento básico do ritmo cardíaco. Nesse contexto, a derivação DII é frequentemente adotada devido à boa definição das principais ondas do sinal, favorecendo a análise e interpretação dos dados (Webster, 2010).

Entretanto, a aquisição do sinal de ECG apresenta desafios técnicos relevantes, uma vez que se trata de um sinal de baixa amplitude e suscetível a diferentes fontes de interferência, como ruídos elétricos, movimentação do paciente e atividade muscular. Dessa forma, torna-se indispensável o uso de técnicas de condicionamento de sinal, incluindo amplificação adequada, filtragem analógica e processamento digital, a fim de garantir a qualidade e confiabilidade das informações obtidas (Rangayyan, 2015).

Diante desse contexto, o presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema de eletrocardiograma de uma derivação voltado para fins educacionais, com capacidade de aquisição, condicionamento e digitalização do sinal cardíaco, aliado à integração com uma aplicação digital para visualização e análise dos dados. A proposta visa não apenas facilitar o aprendizado dos princípios envolvidos na instrumentação biomédica, mas também permitir a identificação preliminar de possíveis alterações no ritmo cardíaco, contribuindo para a disseminação de tecnologias acessíveis na área da saúde.

2. MATERIAIS E MÉTODO

O desenvolvimento do Eletrocardiograma (ECG) consistiu em captar o sinal cardíaco, condicioná-lo por meio de amplificação e filtragem com o objetivo de aumentar o sinal da ordem de 4 mV e reduzir ruídos e artefatos. Os dados foram processados e enviados para um aplicativo móvel para gerar notificações em caso de detecção de arritmias.

2.1 Hardware

A primeira etapa projetada de Hardware foi a aquisição do sinal eletrocardiográfico, realizada por meio de três eletrodos, sendo dois de medição diferencial e um de referência, posicionados de acordo com o Triângulo de Einthoven, que estabelece uma configuração clássica para obtenção das derivações do ECG. Esse método posiciona os eletrodos de modo a formar um triângulo ao redor do coração, permitindo a captação adequada da atividade elétrica cardíaca.

Os cabos e eletrodos foram definidos de maneira a minimizar ruídos externos. Foram utilizados eletrodos de cloreto de prata posicionados na pele limpa. Os cabos de medição diferencial foram mantidos o mais próximos possível entre si para reduzir interferências eletromagnéticas, já o de referência foi um cabo blindado para também evitar ruídos.

Para alimentação do circuito eletrônico, utilizou-se uma bateria recarregável de 9 V convertida para 5 V por meio do regulador de tensão LM7805 para a faixa correta de operação de todos os componentes do projeto. O circuito de alimentação foi separado fisicamente na placa de circuito impresso em parte analógica e digital com o objetivo de evitar que o sinal analógico fosse contaminado por ruídos provenientes da parte digital.

Também foi implementado um circuito de referência utilizando um divisor de tensão para gerar um nível de referência estável de 2,5 V. Essa tensão foi utilizada para polarizar os estágios de amplificação em operação com alimentação simples, evitando a saturação do sinal e permitindo o correto processamento do sinal de ECG.

O primeiro estágio de tratamento do sinal foi o amplificador de instrumentação INA133 com ganho ajustado de 20, responsável por atenuar interferências, como o ruído de 60 Hz proveniente da rede elétrica. Características como a alta Razão de Rejeição em Modo Comum (CMRR), que permite rejeitar sinais iguais presentes nas duas entradas e amplificar apenas o sinal diferencial de interesse, a alta impedância de entrada, que evita distorções do sinal vindo da pele, e a baixa corrente de polarização (bias), que reduz offsets, são fundamentais para garantir uma amplificação adequada e a redução de ruídos no sinal.

Para filtragem do sinal, minimização de componentes DC e offsets foi utilizado um filtro passa-alta passivo (FPAp), por meio de resistor-capacitor (RC). Esse tipo de filtro permite a atenuação de componentes de baixa frequência, mantendo a passagem das frequências de interesse do sinal de ECG. A frequência de corte do filtro foi definida em aproximadamente 0,15 Hz, determinada pela relação entre o resistor e o capacitor do circuito por meio da Equação 1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

em que f_c é a frequência de corte do filtro passa-alta, em hertz (Hz); R é a resistência elétrica do resistor, em ohms (Ω); e C é a capacitância do capacitor, em farads (F); e π é a constante matemática aproximadamente igual a 3,1416.

Dessa forma, os valores de R e C foram estabelecidos de acordo com valores comerciais disponíveis, de modo a atender à frequência de corte desejada.

Em seguida, o segundo ganho foi definido em 16, implementado por meio do amplificador operacional MCP601, atuando como um buffer, com o objetivo de elevar o nível do sinal. Para a atenuação de ruídos de alta frequência, empregou-se um filtro passa-baixa ativo de três polos, com frequência de corte definida em aproximadamente 150 Hz, que preserva as componentes relevantes do sinal eletrocardiográfico, ao mesmo tempo em que atenua frequências indesejadas. Esse filtro tem como objetivo reduzir ruídos de alta

frequência que não fazem parte do sinal cardíaco. Além disso, por ser de três polos, apresenta maior atenuação fora da banda de interesse (-60 dB/década), garantindo melhor rejeição de ruídos em comparação a filtros de ordem inferior.

Posteriormente, foi implementado o terceiro estágio de amplificação, também na configuração não inversora, com ganho de aproximadamente 4, responsável pelo ajuste final da amplitude do sinal.

A distribuição do ganho em três estágios (amplificador de instrumentação, buffer e amplificador operacional) foi adotada com a finalidade de evitar saturação em cada etapa do circuito, além de ampliar e preservar a integridade do sinal de ECG ao longo do sistema.

O ganho total necessário foi determinado a partir da relação entre a amplitude do sinal de saída desejado e a amplitude do sinal de entrada, conforme a Equação 2.

$$G_{total} = \frac{5V}{4mV} = 1250 \quad (2)$$

em que G_{total} é o ganho total do sistema, 5 V é a tensão de saída desejada em volts e 4 mV é a tensão de entrada do sinal em milivolts. Assim, obteve-se um ganho total da ordem de 1250.

Dessa forma, o ganho foi distribuído e ajustado entre os estágios do circuito de modo a atingir um valor próximo ao ganho total necessário. O valor obtido de 1280 representa uma aproximação do ganho calculado teoricamente (1250), decorrente da utilização de valores comerciais de resistores, evitando saturação e garantindo melhor desempenho na amplificação do sinal, conforme a Equação 3.

$$G_{ia} + G_{buffer} + G_{ao} = 20 \times 16 \times 4 = 1280 \quad (3)$$

em que G_{ia} é o ganho do estágio de amplificação inicial, G_{buffer} é o ganho do estágio buffer e G_{ao} é o ganho do amplificador operacional final.

Por fim, para a digitalização do sinal de ECG, foi utilizado o conversor analógico-digital ADS1220, escolhido por apresentar alta resolução e baixo nível de ruído, características essenciais para a aquisição de sinais biopotenciais de baixa amplitude. O ADS1220 possui resolução de 24 bits, permitindo maior precisão na conversão do sinal analógico. Esse dispositivo apresenta comunicação digital via interface SPI, facilitando a integração com o microcontrolador utilizado no sistema.

Para o processamento dos dados e transmissão das informações foi escolhido o ESP32 Dev Kit V1 de 30 pinos devido à sua conectividade integrada, especialmente por meio do Bluetooth, possibilitando o envio dos dados para um aplicativo móvel. Dessa forma, a utilização do ADS1220 em conjunto com o ESP32 possibilitou a aquisição do sinal de ECG, bem como sua transmissão eficiente para análise em tempo real.

2.2 Software

Em vista do objetivo de desenvolver um dispositivo portátil de uso cotidiano, foram necessárias adequações do software para atender às demandas deste tipo de aplicação, começando pela definição do meio de comunicação entre o hardware para leitura do sinal de eletrocardiografia (ECG) por meio do módulo embarcado ESP32, integrando-o a um aplicativo móvel desenvolvido no Android Studio. A comunicação entre o dispositivo e o aplicativo é realizada por meio do protocolo Bluetooth Low Energy (BLE), escolhido devido ao seu baixo consumo energético e ampla utilização em dispositivos vestíveis.

O sinal ECG é inicialmente adquirido por meio do conversor analógico-digital (ADC) interno do microcontrolador. Para melhorar a qualidade do sinal e reduzir ruídos associados, foi desenvolvido um estágio de tratamento de dados seguindo o fluxograma da Figura 1.

Figura 1 - Fluxograma de tratamento dos dados.



O estágio é dividido em duas etapas, sendo a primeira um multisampling do sinal visando à remoção de possíveis glitches de leitura ocorridos nas amostras. Em seguida, foi aplicado o oversampling do sinal, elevando a quantidade de leituras das amostras em quatro vezes a frequência definida. Tal procedimento visa reduzir a influência de variações presentes na leitura do conversor AD, pois realiza a média das amostras, diminuindo assim o desvio padrão entre elas e gerando amostras com maior estabilidade para o processo de filtragem.

Após essa etapa, o sinal é submetido a um processo de filtragem digital. Inicialmente, é aplicado um filtro notch em 60 Hz, com o objetivo de eliminar interferências provenientes da rede elétrica que ainda possam persistir nesse estágio. Em seguida, utiliza-se um filtro digital passa-baixa do tipo IIR, responsável por suavizar o sinal e reduzir componentes de altas frequências indesejadas.

Após o processamento, as amostras do sinal ECG são organizadas em pacotes contendo 10 amostras cada. Esses pacotes são transmitidos periodicamente via BLE para o aplicativo móvel. A escolha do tamanho do pacote foi realizada visando um equilíbrio entre eficiência de transmissão e latência, reduzindo o overhead de comunicação sem comprometer a integridade temporal do sinal.

No aplicativo desenvolvido, os dados recebidos são reconstruídos para formar o sinal ECG contínuo. Em seguida, o sinal é submetido a uma função de detecção de picos R, correspondentes à despolarização ventricular no complexo QRS. A partir da identificação dos picos R, são calculados os intervalos RR, que representam o tempo entre batimentos cardíacos consecutivos, amplamente utilizados para análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC).

Para a análise de possíveis eventos de arritmia, foram considerados diferentes métodos de interpretação da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), sendo eles RMSSD (Root Mean Square of Successive Differences), pNN50 e SDNN (desvio padrão dos intervalos NN normais). Dentre esses, foi adotado o RMSSD devido à sua robustez em análises de curto prazo. A partir de dados presentes na literatura, foram definidos limites de valores para RMSSD inferiores a 15 ms ou superiores a 120 ms para indicar alterações na variabilidade da frequência cardíaca, de modo que o aplicativo gerasse uma notificação sempre que algum desses limiares fosse ultrapassado, mantendo o usuário alerta. Esses limiares e a interpretação da VFC são consistentes com recomendações clássicas de análise de variabilidade da frequência cardíaca propostas pela Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Ressalta-se que o projeto não possui finalidade diagnóstica, mas sim de alerta preliminar ao usuário sobre um possível evento de arritmia (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996; Vanderlei et al. (2009).

Após um evento ser detectado, os valores de RMSSD e o horário da detecção são armazenados localmente no dispositivo móvel utilizando a API SharedPreferences, que permite o armazenamento persistente de pequenas quantidades de dados em arquivos XML no armazenamento interno, possibilitando a implementação de um histórico de eventos e, se necessário, o download dessas informações.

3. RESULTADOS/ DISCUSSÕES

3.1 Hardware

A placa eletrônica do projeto, desenvolvida no software KiCad, foi dimensionada para acomodar todos os componentes do circuito, tendo seu layout projetado com foco na portabilidade e na usabilidade do sistema. Também foi realizada a separação das malhas de terra em área analógica e digital, com o objetivo de minimizar a interferência de ruídos provenientes da parte digital sobre os sinais analógicos.

Além disso, foram considerados os acessórios necessários ao funcionamento do dispositivo, como os três cabos de eletrodos e a bateria. Todos esses componentes foram integrados em uma caixa impressa em 3D em ABS, com dimensões de $8,6 \times 10,4 \times 2$ cm, projetada para garantir organização estrutural e proteção ao sistema. Na Figura 2, apresenta-se o protótipo final desenvolvido.

Figura 2 – Hardware completo do projeto



Durante as fases de testes, o conversor analógico-digital ADS1220 inicialmente previsto para a aquisição do sinal não pôde ser utilizado em razão de danos ao componente. Como alternativa, a aquisição do sinal foi realizada por meio do conversor analógico-digital interno do microcontrolador ESP32, utilizando uma das entradas analógicas disponíveis.

Nessa configuração, o sinal proveniente do estágio de condicionamento foi aplicado diretamente a uma das entradas do ESP32, possibilitando a continuidade dos testes e a avaliação parcial do sistema. No entanto, essa adaptação implica limitações, uma vez que o ADC interno do ESP32 apresenta menor resolução, não linearidade e maior suscetibilidade a ruídos quando comparado ao ADS1220, especialmente para sinais de baixa amplitude. Como consequência, observou-se perda de detalhes das ondas P e T do sinal eletrocardiográfico, o que pode ter impactado na qualidade final do sinal adquirido e na precisão das análises realizadas.

3.2 Software

Para a validação do aplicativo, foram realizadas diferentes etapas de teste com o objetivo de simular implementações em situações reais de uso. A sequência de testes iniciou-se com a análise de um sinal eletrocardiográfico gerado dentro do próprio ambiente de desenvolvimento do Android Studio, com o intuito de validar as funções implementadas, incluindo a detecção de picos R, o cálculo dos intervalos RR e a obtenção do índice RMSSD. Além disso, foi possível verificar o correto funcionamento do sistema de notificações. Os

resultados indicaram que os algoritmos implementados operaram conforme esperado, como apresentado na Figura 3.

Figura 3 – Interface do aplicativo.



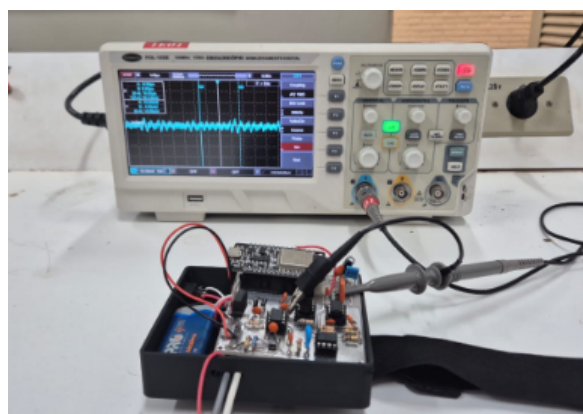
Com as funções internas do aplicativo em funcionamento, realizou-se a próxima etapa de testes para validação do sistema, consistindo na interpretação de um sinal emulado externamente ao Android Studio, sendo desta vez produzido pelo módulo embarcado ESP32. Essa etapa teve como finalidade testar a comunicação via BLE, tanto na recepção dos dados externos quanto na descompactação dos pacotes para análise. Observou-se que a comunicação ocorreu de forma consistente, com correta recepção dos pacotes e adequada reconstrução do sinal ECG, demonstrando a viabilidade da estratégia de comunicação adotada. O protocolo BLE tem sido empregado em sistemas vestíveis para monitoramento da saúde devido ao seu baixo consumo energético, confiabilidade e compatibilidade com dispositivos móveis, o que favorece sua aplicação em sistemas de monitoramento contínuo (Almalki e Alshehri 2022).

Para a última etapa de testes, foi realizada a interação do software com o hardware, substituindo os sinais emulados na ESP32 por sinais analógicos captados pelo conversor analógico-digital (ADC) nativo do módulo. Os resultados desta etapa mostraram-se inconclusivos, destacando a necessidade de revisões em diferentes níveis do projeto, além da realização de novos testes e adequações para que o sistema atinja plenamente seu objetivo inicial.

3.3 Desempenho do Sistema

A verificação do sinal foi realizada por meio da observação da saída do sistema em um osciloscópio, conforme apresentado na Figura 4. Observou-se que o sinal adquirido apresentou ruídos significativos, não sendo possível visualizar com clareza o formato característico da onda de ECG. Ainda assim, foi possível identificar um padrão semelhante ao sinal esperado, indicando que o sistema possui potencial de funcionamento.

Figura 4 – Sinal visualizado no osciloscópio.



Apesar de o sistema apresentar resposta satisfatória para a proposta inicial, o sinal mostrou-se bastante suscetível a interferências, principalmente ruídos provenientes da rede elétrica (60 Hz) e movimentação dos eletrodos. Isso evidencia que, embora tenham sido implementadas técnicas de filtragem, ainda ocorreram interferências relevantes no sinal final observado.

Além disso, os resultados obtidos foram limitados por dificuldades enfrentadas ao longo do desenvolvimento do projeto. Não foi possível realizar a integração completa entre o microcontrolador do hardware e o software desenvolvido, o que impediu a avaliação do desempenho dos filtros digitais sobre o sinal real. Dessa forma, não foi possível verificar se o processamento digital seria capaz de melhorar significativamente a qualidade do sinal adquirido.

Adicionalmente, a utilização do ADC interno do ESP32 em substituição ao ADS1220 pode ter contribuído para a degradação do sinal observado, devido à menor resolução, não linearidade e maior suscetibilidade a ruídos desse conversor. Como consequência, detalhes importantes do sinal eletrocardiográfico, como as ondas P e T, não puderam ser identificados com clareza na saída observada no osciloscópio. A literatura destaca que a presença de ruídos e artefatos pode comprometer significativamente a identificação de características morfológicas do ECG, exigindo técnicas adequadas de filtragem e condicionamento do sinal (Islam et al. 2021).

4. CONCLUSÃO/ CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho apresentou o desenvolvimento de um sistema de eletrocardiograma de uma derivação voltado para fins educacionais, contemplando as etapas de aquisição, condicionamento, digitalização e visualização do sinal cardíaco por meio da integração com um aplicativo móvel. A proposta buscou aliar conceitos de instrumentação biomédica e sistemas embarcados, visando a construção de uma plataforma acessível para estudo e análise preliminar de sinais cardíacos.

No que se refere ao hardware, foi possível implementar um sistema de aquisição do sinal eletrocardiográfico utilizando configuração baseada no triângulo de Einthoven e técnicas de condicionamento analógico, como amplificação e estratégias de mitigação de ruídos. O desenvolvimento da placa eletrônica e da estrutura física demonstrou viabilidade do ponto de vista construtivo e de portabilidade.

Em relação ao software, os testes realizados com sinais simulados indicaram que os algoritmos de processamento implementados, incluindo detecção de picos R, cálculo dos intervalos RR e análise da variabilidade da frequência cardíaca por meio do índice RMSSD,

apresentaram desempenho satisfatório. Além disso, a comunicação via Bluetooth Low Energy (BLE) mostrou-se adequada para a transmissão de dados e reconstrução do sinal no aplicativo móvel.

Entretanto, durante a etapa de integração entre hardware e software utilizando sinais biológicos reais, os resultados obtidos mostraram-se inconclusivos. O sinal adquirido apresentou níveis significativos de ruído e não permitiu a visualização clara das características típicas do eletrocardiograma, limitando a validação completa do sistema em condições reais de operação. Adicionalmente, a substituição do conversor ADS1220 pelo ADC interno do ESP32 pode ter contribuído para a degradação da qualidade do sinal, devido às limitações de resolução e linearidade desse conversor.

Dessa forma, embora o sistema tenha demonstrado potencial como ferramenta educacional para estudo de sinais eletrocardiográficos e validação de técnicas de processamento digital, os resultados obtidos ainda não permitem afirmar sua funcionalidade adequada para monitoramento confiável de sinais cardíacos reais. Assim, tornam-se necessários aprimoramentos adicionais, especialmente no condicionamento analógico, na rejeição de ruídos, na aquisição do sinal e na integração entre hardware e software.

Como trabalhos futuros, sugere-se a utilização de conversores analógico-digitais de maior precisão, otimização dos estágios de filtragem, implementação de técnicas mais robustas de processamento digital de sinais e realização de validações experimentais mais rigorosas com sinais biológicos reais.

Por fim, destaca-se que o dispositivo proposto não possui finalidade diagnóstica, sendo destinado exclusivamente a fins educacionais e de pesquisa em instrumentação biomédica.

5. REFERÊNCIAS

ALMALKI, F. A.; ALSHEHRI, M. D. Bluetooth Low Energy for Wearable Healthcare Systems: A Review. *Sensors*, v. 22, n. 3, 2022.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Tratado de fisiologia médica. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

ISLAM, M. K.; AHMAD, M. O.; SWAMY, M. N. S. Noise Reduction Techniques in ECG Signal Processing: A Survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 68, 2021.

NASCIMENTO, Bruno Ramos et al. Burden of Cardiovascular Diseases Attributable to Risk Factors in Portuguese-Speaking Countries: Data from the Global Burden of Disease 2019 Study. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 118, n. 6, p. 1028–1048, 2022.

OLIVEIRA, Gláucia Maria Moraes de et al. Estatística Cardiovascular – Brasil 2023. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 121, n. 2, e20240079, 2024. DOI: 10.36660/abc.20240079.

RANGAYYAN, R. M. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach. 2. ed. Hoboken: Wiley-IEEE Press, 2015.

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. Heart Rate

Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use. Circulation, v. 93, n. 5, p. 1043–1065, 1996.

VANDERLEI, Luiz Carlos Marques; PASTRE, Carlos Marcelo; HOSHI, Ricardo Akio; CARVALHO, Tatiane Dias de; GODOY, Moacir Fernandes de. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery, v. 24, n. 2, p. 205–217, 2009. DOI: 10.1590/S0102-76382009000200018.

WEBSTER, J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2010.

NOTAS

CONTRIBUIÇÃO DE AUTORIA

Concepção e elaboração do manuscrito: P. A. Rosa; C.O. Araújo de; P. H. L. Nascimento

Coleta de dados: P. A. Rosa; C.O. Araújo de; P. H. L. Nascimento

Análise de dados: P. A. Rosa; C.O. Araújo de; P. H. L. Nascimento

Discussão dos resultados: P. A. Rosa; C.O. Araújo de; P. H. L. Nascimento

Revisão e aprovação: A. S. Soares; S. R. de J. Oliveira

PREPRINTS

O manuscrito não é um preprint.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e à Faculdade de Engenharia Elétrica (FEELT) pelo apoio no desenvolvimento deste trabalho. Agradecem, especialmente, aos professores orientadores Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares e Prof. Dr. Sérgio Ricardo Oliveira de Jesus, pelas contribuições ao longo de todas as etapas deste projeto.

CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

DISPONIBILIDADE DE DADOS DE PESQUISA E OUTROS MATERIAIS

Os dados foram publicados e que todo o conjunto de dados está incluído no corpo do artigo.

ANUÊNCIA DE AVALIAÇÃO ABERTA

Não aplicável.



O conteúdo deste trabalho pode ser usado sob os termos da licença Creative Commons Attribution 4.0. Qualquer outra distribuição deste trabalho deve manter a atribuição ao(s) autor(es) e o título do trabalho, citação da revista e DOI.