

PROTÓTIPO DE AFERIÇÃO DE FREQUÊNCIA CARDIACA: uma solução de baixo custo usando placa de desenvolvimento ESP32

Maita Sousa Matos¹; Altair Fábio Silvério Ribeiro².

¹Estudante de Engenharia Elétrica, IFTM, Campus Paracatu, maita.matos@estudante.iftm.edu.br

² Professor do IFTM, Campus Paracatu, MG, altair@iftm.edu.br

Resumo: As doenças cardiovasculares são a causa de quase um terço das mortes no Brasil, afetando cerca de 14 milhões de pessoas. Apesar da gravidade da situação e da importância de medidas preventivas, uma parte significativa da população ainda não procura atendimento médico especializado, com 23% dos brasileiros nunca tendo consultado um cardiologista (Peixoto, 2023). Esses dados reforçam a necessidade de maior conscientização e prevenção na saúde cardiovascular. O projeto apresenta um protótipo de aferição de frequência cardíaca para a visualização e análise em tempo real. Os resultados da pesquisa mostraram que o protótipo de ECG apresentou uma tendência a superestimar a frequência cardíaca em comparação com o equipamento comercial, com uma média de 86,1 BPM, enquanto o equipamento comercial registrou 76,2 BPM. Essa discrepância pode ser explicada pela maior sensibilidade do protótipo a ruídos e interferências externas, como as geradas pela proximidade de linhas de transmissão. Embora o protótipo tenha mostrado potencial em certas medições, inconsistências foram observadas em casos específicos, sugerindo que melhorias são necessárias para garantir maior precisão na detecção dos picos R e na filtragem do sinal.

Palavras-chave: filtragem; ECG; ESP32; Frequência Cardíaca.

CARDIAC FREQUENCY MEASUREMENT PROTOTYPE: A low cost solution using ESP32 development plate

Abstract: Cardiovascular diseases are the cause of almost one-third of deaths in Brazil, affecting approximately 14 million people. Despite the severity of the situation and the importance of preventive measures, a significant portion of the population still does not seek specialized medical care, with 23% of Brazilians never having consulted a cardiologist (Peixoto, 2023). These data reinforce the need for greater awareness and prevention in cardiovascular health. The project presents a prototype for measuring heart rate for real-time visualization and analysis. The research results showed that the ECG prototype tended to overestimate heart rate compared to commercial equipment, with an average of 86.1 BPM, while the commercial equipment recorded 76.2 BPM. This discrepancy can be explained by the prototype's greater sensitivity to noise and external interference, such as those generated by the proximity of transmission lines. Although the prototype showed potential in certain measurements, inconsistencies were observed in specific cases, suggesting that improvements are needed to ensure greater accuracy in detecting R peaks and in filtering the signal.

Keywords: filtering; ECG ; ESP32; Heart Rate.

1 INTRODUÇÃO

O avanço tecnológico nas últimas décadas tem impulsionado significativamente o desenvolvimento de dispositivos médicos de alta precisão e eficiência. Dentre estes, os equipamentos de monitoramento cardíaco, como o eletrocardiograma (ECG), destacam-se pela sua relevância no diagnóstico e acompanhamento de doenças cardiovasculares, que são uma das principais causas de mortalidade global. O ECG é uma ferramenta fundamental na cardiologia, permitindo a análise detalhada da atividade elétrica do coração, como a frequência cardíaca, um importante parâmetro para a identificação precoce de anomalias que podem comprometer a saúde do paciente.

Assim, este trabalho visa contribuir com os estudos sobre o desenvolvimento e a aplicação de sensores de ECG, em especial, com ênfase no módulo AD8232, que é amplamente utilizado em projetos de monitoramento cardíaco devido à sua alta precisão e facilidade de integração com microcontroladores.

Nesse contexto, com o objetivo de contribuir para a modernização da área de equipamentos médicos hospitalares, este trabalho propôs o desenvolvimento de um protótipo de aferição de frequência cardíaca de baixo custo, utilizando placa microcontrolada ESP32.

Enfim, espera-se ao final deste trabalho, responder o seguinte problema de pesquisa: “É possível desenvolver e validar um protótipo de aferição de frequência cardíaca de baixo custo, utilizando placa microcontrolada ESP32?”.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Referencial Teórico

A temática sobre desenvolvimento de protótipos de baixo custo, com placa microcontrolada, visando atender o objetivo geral desse documento, ou outros tratando de objetivos semelhantes é pesquisada por diversos autores. Na sequência apresenta-se uma análise, de forma resumida, sobre aqueles trabalhos levantados pela Revisão Sistemática da Literatura, que foram considerados mais relevantes.

2.1.1 Análise dos trabalhos correlatos

O trabalho de Moreira (2020), apresenta um protótipo de monitor cardíaco capaz de calcular a frequência cardíaca de pacientes e a sua comparação com outras soluções encontradas no mercado, utilizando o microcontrolador ESP32 e o sensor AD8232 para monitoramento em tempo real. Dividido em três etapas principais, o

projeto conseguiu capturar dados diretamente do paciente, gerar gráficos de eletrocardiograma em tempo real e estimar a frequência cardíaca. Comparado a uma solução de monitoramento de um aplicativo de *smartphone*, o protótipo demonstrou resultados comparáveis, embora enfrentasse desafios com movimentos do paciente que afetavam a precisão dos dados. Concluiu-se, no referido trabalho, que melhorias na filtragem do sinal e adaptações para processamento embarcado poderiam potencialmente aprimorar a eficiência e a precisão do dispositivo. Em suma, o projeto evidenciou a viabilidade de um monitor cardíaco baseado em ESP32 para fins médicos, destacando suas capacidades e limitações comparativas com tecnologias existentes. As sugestões para futuras melhorias incluem a implementação de processamento de sinal no próprio microcontrolador e a integração com tecnologias sem fio para comunicação facilitada com dispositivos móveis, visando a aplicação em cenários de saúde e telemedicina.

O pesquisador Vidal (2018), desenvolveu um protótipo de um eletrodo sem fio capaz de medir sinais cardíacos e transmitir essas informações sem o uso de cabos, utilizando a placa microcontrolada ESP32 para a comunicação sem fio. Seu projeto buscou criar um protótipo que fosse adaptável aos aparelhos de Holter já existentes, garantindo que a transmissão do sinal fosse precisa e sem interferências. A metodologia incluiu uma revisão de literatura abrangente, análise de patentes e testes para determinar as características dos cabos, atualmente utilizados em exames de Holter. Inicialmente, o protocolo *Zigbee* foi considerado, mas, após análise, o BLE (*Bluetooth Low Energy*) foi escolhido por ser mais econômico e energeticamente eficiente.

Vidal (2018), destaca que, embora o protótipo tenha apresentado avanços significativos na transmissão sem fio, houve desafios técnicos que precisaram ser superados, como interferências e variações na medição de impedância e foi necessário fazer uma média dos valores para, dessa forma, calcular um valor médio de indutância. Problemas na comunicação entre os módulos ESP32 também foram identificados e atribuídos a interferências externas. O trabalho sugeriu a necessidade de um estudo mais aprofundado do protocolo de comunicação e da programação na plataforma ESP32 para aprimorar o sistema. Ainda, segundo o autor, com essas melhorias e a base sólida desenvolvida, o projeto tem potencial para ser comercialmente viável e adaptável aos dispositivos de Holter existentes.

Já no trabalho de Santos *et al.* (2022), o objetivo foi desenvolver um protótipo de eletrocardiograma com a placa microcontroladora ESP32, de baixo custo, para que possa ser facilmente utilizável, para monitorar a frequência cardíaca de cães de estimação. A pesquisa baseou-se em bibliografia disponível e utilizou sensores especializados para análise das atividades elétricas do coração. Com um custo total de R\$ 59,64, o protótipo mostrou-se economicamente viável, comparado aos aparelhos profissionais, o custo seria em torno de 10% em relação aos modelos mais baratos e por volta de 2% do custo em relação aos modelos mais caros, tornando acessível o monitoramento cardíaco de animais de estimação, algo que geralmente é limitado aos seres humanos devido aos altos custos.

Em suas conclusões, Santos *et al.* (2022) destacaram que o protótipo é prático e de fácil utilização, permitindo que os donos e veterinários monitorem a saúde dos animais de estimação sem a necessidade de grandes conhecimentos técnicos. Embora os testes iniciais tenham sido realizados em um cachorro, o dispositivo pode ser adaptado para diferentes raças e animais, com potencial para incluir módulos adicionais para medir outros parâmetros vitais. Isso pode ampliar a variedade de dados recebidos, facilitando uma análise mais abrangente e melhorando o monitoramento da saúde dos pets, contribuindo para uma maior qualidade de vida e longevidade.

No trabalho dos autores Silva *et al.* (2021) é descrito o desenvolvimento de um protótipo em que o seu objetivo é estudar os princípios básicos das tecnologias de baixo custo aplicadas à saúde, utilizando conceitos de Internet das Coisas e sistemas embarcados, desenvolvendo um protótipo associado a um aplicativo de *smartphone* para captar sinais vitais do corpo humano. A metodologia envolveu a revisão teórica dos conceitos empregados, a confecção e programação do protótipo utilizando a placa NodeMCU ESP8266 e o aplicativo Blynk para controlar e reportar os dados captados.

Os resultados apresentados por Silva *et al.* (2021), indicaram que o protótipo desenvolvido funcionou de maneira eficiente, sendo capaz de captar sinais e frequências do corpo humano, demonstrando que pequenos dispositivos eletrônicos podem ser programados para tarefas de prevenção e manutenção da saúde. Mesmo considerando um aumento de 100% no valor gasto para o aperfeiçoamento do protótipo, seu custo final seria significativamente menor do que os eletrocardiogramas mais baratos disponíveis no mercado. Isso, segundo os referidos autores, comprova

a viabilidade do uso de tecnologias de baixo custo na área da saúde, oferecendo soluções acessíveis e eficazes.

Outro trabalho analisado foi o de Martins *et al.* (2021), que descreve o desenvolvimento de um protótipo com o objetivo de fazer um sistema de monitoramento remoto de sinais biomédicos utilizando o conceito de Internet das Coisas. O sistema faz uso de um microcontrolador, sensores de frequência cardíaca, oxigenação sanguínea e temperatura, e uma API (*Application Programming Interface*) *Cloud* para captação, armazenamento e consulta dos dados. A metodologia envolveu pesquisa exploratória para analisar o valor da IoT na área da saúde e desenvolvimento experimental para construção e validação de um protótipo.

Os achados, Martins *et al.* (2021), indicaram que o protótipo foi viável para o monitoramento de sinais biomédicos e mostrou grande potencial para ser expandido a outros indicadores de saúde, como pressão arterial e glicemia. Com o armazenamento de grandes volumes de dados de pacientes, futuros estudos podem utilizar *Data Analytics* para ajudar no diagnóstico e identificar padrões de saúde. Sugestões dos referidos autores para trabalhos futuros, incluem a medição outros indicadores de saúde e a criação de uma interface gráfica para facilitar a interação com os dados.

Outro interessante trabalho correlato analisado foi o de Ribas *et al.* (2023), onde é descrito o desenvolvimento de um protótipo para monitorar sinais vitais no atendimento domiciliar à saúde, utilizando a Internet das Coisas, o microcontrolador ESP32 e sensores de temperatura, frequência cardíaca e saturação de oxigênio no sangue. O sistema foi projetado para medir esses sinais vitais e enviar os dados imediatamente à equipe de saúde ou ao médico responsável, ajudando a mitigar a propagação de doenças e evitar internações hospitalares desnecessárias. A elaboração da comunicação, foi usado o módulo ESP32 para a conexão com a *Internet* via Wi-Fi, e por meio do protocolo MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*) enviar os valores de cada parâmetro colhido para a plataforma *ThingSpeak*, permitindo a visualização dos dados na *web*.

Ribas *et al.* (2023), apontam que os testes de validação compararam os valores medidos pelo sistema desenvolvido com os de dispositivos tradicionais, como um termômetro de mercúrio e um oxímetro digital. Embora o protótipo tenha permitido monitorar os sinais vitais à distância, houve problemas na precisão das leituras de temperatura com o sensor LM35 e na frequência cardíaca com o sensor MAX30100,

especialmente quando o dedo do usuário se movia. Esses resultados indicam a necessidade de aprimorar os sensores utilizados para garantir a precisão das medições.

Destaca-se que todos os trabalhos acima analisado, têm como objetivo comum desenvolver protótipos de baixo custo para monitoramento de sinais vitais, utilizando conceitos da Internet das Coisas e sistemas embarcados, visando melhorar a saúde e facilitar o diagnóstico médico. Há um enfoque na acessibilidade e viabilidade econômica, tornando os dispositivos mais acessíveis em comparação aos equipamentos médicos tradicionais. A possibilidade customização e escalabilidade, de adaptar e expandir os protótipos para monitorar diferentes sinais vitais e integrá-los com novas tecnologias e aplicações móveis também se apresentam como uma tendência entre os referidos trabalhos.

Quanto as principais diferenças entre os trabalhos, destacam-se as seguintes. O primeiro ponto foi o público alvo, Moreira (2020) e Martins *et al.* (2021), focam no monitoramento de sinais vitais em seres humanos, entretanto Santos *et al.* (2022), concentram-se no monitoramento de frequência cardíaca de cães de estimação.

No segundo aspecto pode ser notado na parte de metodologia e sensores, onde os autores, Ribas *et al.* (2023) enfrentaram problemas de precisão com os sensores LM35 e MAX30100. Enquanto o Vidal (2018), que usou BLE para comunicação sem fio, enfrentou desafios com interferências e variações de impedância. Já Moreira (2020) focou na filtragem do sinal para melhorar a precisão, sugerindo melhorias na filtragem de sinal e processamento embarcado.

Como terceiro aspecto, destaca-se que Silva *et al.* (2021) utilizaram a plataforma Blynk e a placa NodeMCU ESP8266. Os demais projetos usaram o protocolo MQTT e a plataforma ThingSpeak para transmissão e armazenamento dos dados.

Todos os trabalhos analisados destacam a viabilidade e os benefícios de se utilizar tecnologias de baixo custo e IoT no monitoramento de saúde, tanto em humanos quanto em animais de estimação. No entanto, a precisão dos sensores e a robustez da comunicação sem fio são áreas que ainda precisam de melhorias significativas. Outro ponto de convergência entre os trabalhos foi o uso de placas microcontroladoras como o ESP32, provavelmente em razão de ser uma escolha popular, devido à sua versatilidade e capacidade de processamento. Mas, também ficou enfatizado nos trabalhos analisados que a implementação de algoritmos de

filtragem de sinais e o desenvolvimento de circuitos mais robustos devem ser realizados a fim de melhorar a precisão dos dispositivos.

Também pode-se afirmar que a comparação entre os diferentes trabalhos revela que, apesar dos desafios técnicos, a adoção de estratégias como a criação de placas de circuito impresso e a escolha adequada de protocolos de comunicação podem reduzir custos e aumentar a eficiência. A integração com plataformas móveis e a utilização de *Data Analytics* para análise de grandes volumes de dados também são perspectivas promissoras para aprimorar o diagnóstico e monitoramento de saúde, proporcionando uma base sólida para estudos futuros e possíveis aplicações comerciais.

Com base na análise do referencial teórico aqui apresentado, visando o refinamento da análise, foi elaborado um quadro comparativo entre algumas das principais características dos trabalhos, conforme indicado no Quadro 1. Tais informações foram de suma importância para a auxiliar na concepção do protótipo desenvolvido no presente trabalho, uma vez que buscou adotar as boas soluções apresentadas nos trabalhos analisados, como o objetivo de melhorá-las, e desconsiderar as práticas que não tiveram bons resultados.

Quadro 1 - Dados comparativos sobre os trabalhos elencados no referencial teórico.

Autor(es)	Placa microcontrolada	Sensores, módulo e componentes	Parâmetros Monitorados	Interface de monitoramento
Vidal (2018)	ESP32	AFG-3000, ET-3100, Osciloscópio MVB DSO, Multímetro digital ET-1002	Sinais cardíacos	Não se aplica.
Moreira (2020)	ESP32.	AD8232	Frequência cardíaca.	FreeRTOS
Silva <i>et al.</i> (2021)	NodeMCU ESP8266	MAX30102 e AD8232	Frequência cardíaca, oxigenação	Aplicativo Blynk

Martins <i>et al.</i> (2021)	ESP32	MAX30100 e LM35	Frequência cardíaca, oxigenação Sanguínea e temperatura corporal.	API (desenvolvida em linguagem Java).
Santos <i>et al.</i> (2022)	ESP32.	AD8232	Frequência cardíaca de cães de estimação	Plataforma Ubidots
Ribas <i>et al.</i> (2023)	ESP32	<i>Max30100 e LM35</i>	Temperatura, frequência cardíaca, saturação de oxigênio no sangue	Plataforma ThingSpeak via protocolo MQTT

Fonte: Autora, 2024.

Enfim, após concluída a análise dos trabalhos correlatos, evolui-se para a etapa de planejamento de construção do protótipo. Esse objetivou analisar um determinado parâmetro físico, além de fazer uso de diferentes componentes e módulos eletrônicos que trabalharam em um contexto de uma dada tecnologia. Na sequência, esses assuntos serão descritos de forma resumida.

2.1.2 Parâmetro físico monitorado

O parâmetro físico monitorado pelo protótipo desenvolvido neste trabalho foi a atividade elétrica do coração, especificamente a frequência cardíaca. Essa se apresenta por padrão de uma forma rítmica, sendo diretamente relacionada com as contrações cardíacas ao longo da vida. A área de atuação dessa atividade elétrica é uma rede de fibras musculares cardíacas especializadas, chamadas fibras autorrímicas, porque são autoexcitáveis. As fibras autorrímicas produzem repetidamente potenciais de ação que desencadeiam contrações cardíacas. Elas continuam estimulando o coração a contrair, mesmo após terem sido removidas do corpo – como por exemplo quando o coração é retirado para ser transplantado para outra pessoa – e todos os seus nervos foram seccionados (Tortora; Derrickson, 2017).

Conforme os potenciais de ação se propagam ao longo do coração, eles produzem correntes elétricas que podem ser detectadas na superfície do corpo. O eletrocardiograma (ECG) é um registro desses sinais elétricos. Segundo Tortora e

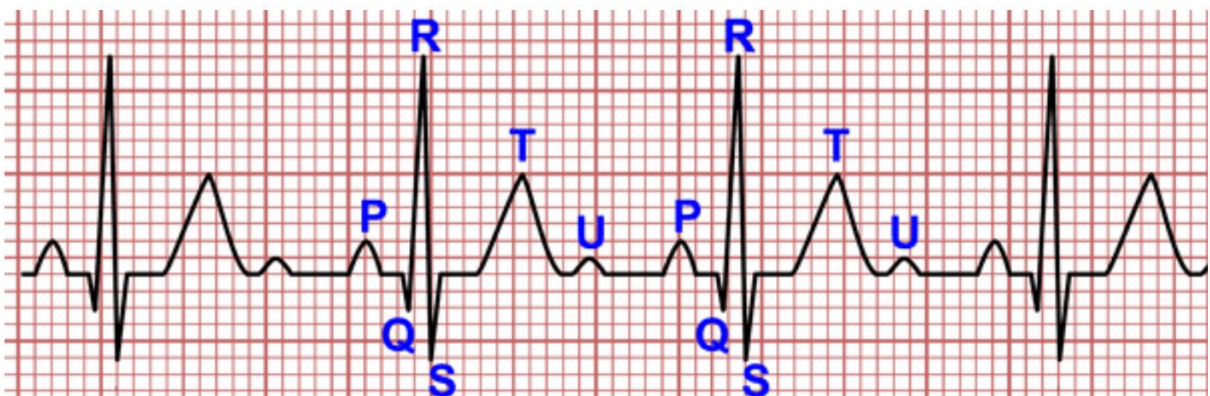
Derrickson (2017), o ECG é composto pelo registro do potencial de ação produzido por todas as fibras musculares do coração durante cada batimento cardíaco.

A eletrocardiografia nasceu e desenvolveu-se graças a pesquisadores ilustres que souberam captar o desenvolvimento da eletrofisiologia e de novas tecnologias na elaboração de uma ferramenta diagnóstica sem precedentes. Einthoven pode ser considerado o pai da eletrocardiografia, já que seu galvanômetro de corda permitiu registros fidedignos e com padronização empregada até hoje. Thomas Lewis foi outro grande estudioso das arritmias, sucessor de Einthoven, e professor de Frank N. Wilson. As derivações unipolares de Wilson permitiram o registro dos potenciais elétricos em qualquer parte do corpo (Giffoni *et al.*, 2010).

Basicamente, a eletrocardiografia consiste em produzir um diagrama de tensão por tempo da atividade elétrica do coração. Em condições normais de saúde este gráfico, das atividades elétricas, segue um padrão chamado ritmo sinusal normal (Moreira, 2020).

Um típico ciclo de um eletrocardiograma é composto, em geral, por cinco ondas (P, Q, R, S, T), conforme mostrado na Figura 1. As três centrais são chamadas de complexo QRS. O complexo QRS é o resultado da ativação ventricular e mede o tempo de despolarização ventricular (Gomes; Ferreira, 2019).

Figura 1 – Representação de um sinal de ECG.



Fonte: Myekg, 2013.

Para realizar a análise proposta neste presente trabalho, deve ser observado o intervalo RR, definido como ciclo ventricular. Tal ciclo é definido como o período entre os picos presente no trecho QRS (onde o ponto Q é o primeiro mínimo, o ponto R é o pico e o ponto S é o segundo mínimo) (Modenezi, 2018). Por meio desse período será possível medir a frequência cardíaca em batimentos por minuto (BPM).

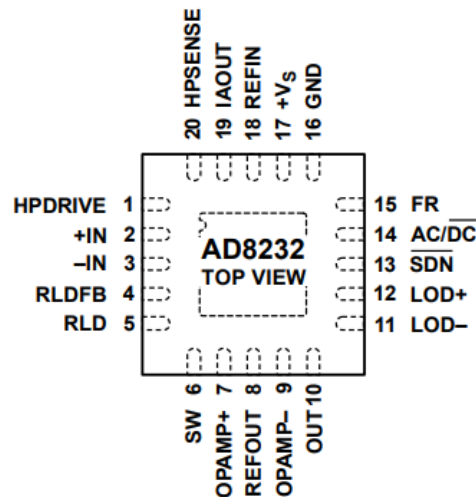
A leitura é feita através das ondas do ECG que representam a atividade elétrica do coração e são fundamentais para avaliar sua função. Cada uma dessas ondas é crucial para identificar e diagnosticar diferentes condições cardíacas, como arritmias, infartos, e outras anomalias no ritmo ou na estrutura do coração. A análise do formato, duração e intervalo entre essas ondas permite uma avaliação detalhada da saúde cardíaca. Cada onda segue um estímulo. Onda P: Representa a despolarização dos átrios, que é o processo de preparação para a contração dos átrios, permitindo o bombeamento de sangue para os ventrículos. Complexo QRS: Composto por três deflexões: Onda Q: Pequena deflexão negativa que pode ou não estar presente, representando a despolarização inicial dos ventrículos. Onda R: Grande deflexão positiva, indicando a despolarização principal dos ventrículos, momento em que eles se contraem para ejetar sangue para os pulmões e o corpo. Onda S: Deflexão negativa que segue a onda R, completando a despolarização dos ventrículos. Onda T: Representa a repolarização dos ventrículos, que é o processo de recuperação das células cardíacas para que possam despolarizar novamente. Onda U (opcional): Nem sempre presente, a onda U pode indicar a repolarização final dos ventrículos ou outra atividade elétrica residual. (Telemedicina, 2018).

O papel utilizado no eletrocardiograma é milimetrado, com cada quadrado pequeno medindo 1 mm. A cada 5 quadrados pequenos, há uma linha mais grossa que forma um quadrado maior de 5 mm. O eixo vertical representa a amplitude da corrente elétrica. Como regra geral, 10 mm de altura correspondem a 1 mV. Portanto, cada milímetro de altura no papel do ECG equivale a 0,1 mV, e cada quadrado grande representa 0,5 mV. Sabendo disso, pode-se concluir que, em um eletrocardiograma normal, cada segundo, existem cinco quadrados grandes, e em um minuto, 300 quadrados grandes. Com isso, pode-se calcular a frequência cardíaca através da medição do intervalo RR. O valor de batimentos cardíacos (frequência cardíaca) para uma pessoa saudável adulta em repouso geralmente varia entre 60 a 100 batimentos por minuto (bpm).

2.1.3 Sensor

O circuito integrado AD8232 é um sensor de monitoramento cardíaco produzido pela *Analog Devices*, tal dispositivo foi utilizado no protótipo. Apresenta baixo consumo de energia e filtragem interna do sinal do eletrocardiograma. Sua pinagem é apresentada na Figura 2.

Figura 2 - Pinagem do sensor AD8232.



Fonte: Analog Devices, 2024.

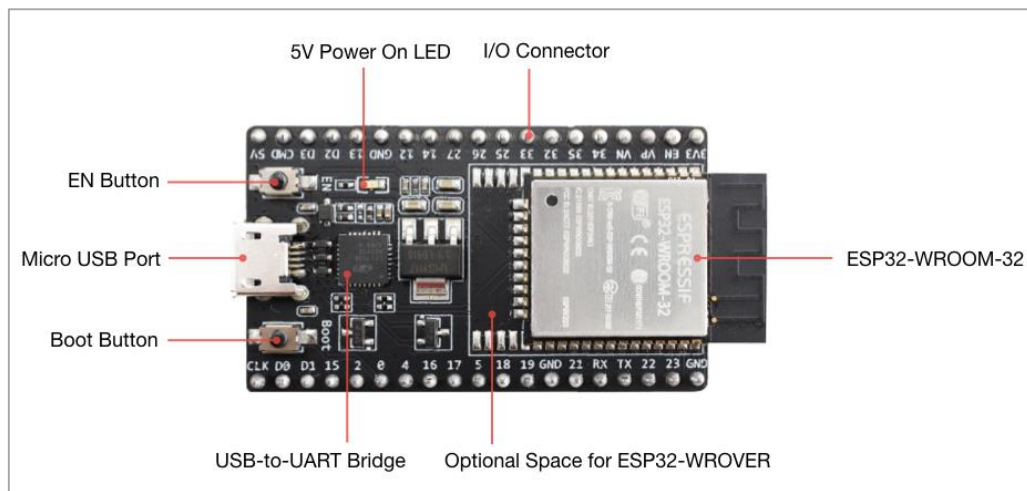
O módulo inclui filtros de alta e baixa frequência para eliminar ruídos indesejados, como os causados por movimentos musculares e interferências de alta frequência. Isso garante que o sinal ECG capturado seja o mais limpo e preciso. O sensor amplifica os pequenos sinais elétricos gerados pelo coração para níveis que podem ser facilmente processados por microcontroladores e sistemas de gravação de dados.

Segundo Santos (2022), utilizando do módulo sensor ECG AD8232, é possível realizar o mapeamento da atividade elétrica, este dispositivo eletrônico é projetado para extrair, amplificar e filtrar os sinais biopotenciais recebidos pelos 3 eletrodos conectados ao corpo. Os eletrodos são conectados ao módulo, que processa os sinais e fornece uma saída que pode ser lida por um microcontrolador ou outro sistema de processamento.

2.1.4 Unidade Central de Controle

O sistema de controle eletrônico do protótipo a ser construído será realizado pela placa microcontroladora ESP32. Tal plataforma foi desenvolvida especialmente para eletrônicos vestíveis, dispositivos móveis e aplicações IoT. A Figura 3 apresenta a imagem da placa ESP32.

Figura 3 – Placa microcontroladora ESP32.



Fonte: Espressif, 2023.

Uma placa microcontroladora contém além do microcontrolador, circuitos integrados e demais componentes eletrônicos que trabalham em conjunto para executar comandos através de um *software* armazenado em sua memória. Desta forma o microcontrolador que visa tratar os dados recebidos por sensores e as interações do usuário, além de enviar ações para os atuadores, estabelecendo uma implementação lógica almejando realizar as ações a partir dos dados recebidos.

Fabricado pela *Espressif Systems*, a família de microcontroladores ESP32 é muito utilizada em aplicações de IoT por causa de seu baixo consumo de energia, alta performance e custo reduzido. O *kit* de desenvolvimento utilizado neste projeto integra um microprocessador de dois núcleos de 32 bits com Wi-Fi (*Wireless Fidelity*) e Bluetooth, além de todo o circuito analógico necessário para a regulação da tensão de alimentação e do circuito responsável pela comunicação USB (*Universal Serial Bus*). Por ser compatível com *protoboards* padrões, a prototipagem de circuitos com este módulo é simples e não requer soldagem (Moreira, 2020).

A ESP32 é capaz de funcionar em um ambiente industrial com temperaturas que podem variar de -40°C até 125°C (Ribas; *et al.*, 2023). Segundo Santos (2022), comparado ao *Arduino UNO*, a ESP32 possui maior poder de processamento.

2.1.5 Interface de Monitoramento

A visualização dos dados medidos pelo protótipo descrito neste trabalho, será realizada pela janela do Monitor Serial do Arduino IDE. IDE significa “*Integrated Development Environment*”, que consiste em um *software* oficial introduzido por Arduino.CC, que é usado principalmente para editar, compilar e carregar o código no dispositivo Arduino (Fezari, 2018).

Mais especificamente os dados coletados pelo protótipo serão representados de forma gráfica por uma das ferramentas do Arduino IDE, chamada “*Serial Plotter*”. Ainda segundo Fezari (2018), o referido recurso permite a geração de um gráfico em tempo real dos seus dados seriais, facilitando a análise dos dados por meio de uma exibição visual.

2.1.6 ECG comercial utilizado como comparativo ao protótipo no procedimento de validação

Segundo Micromed (2022), modelo “Wincardio Air” é um Eletrocardiógrafo digital de 12 derivações simultâneas para realização de exame de repouso, com filtros que garantem maior qualidade do traçado. Seu *software* possui detecção automática do eletrocardiógrafo, guia de sintomas e comorbidades na anamnese (é o processo de coleta de informações detalhadas sobre a história clínica e os sintomas de um paciente, realizado por um profissional de saúde).

Figura 4 – ECG Comercial.



Fonte: Micromed, 2022.

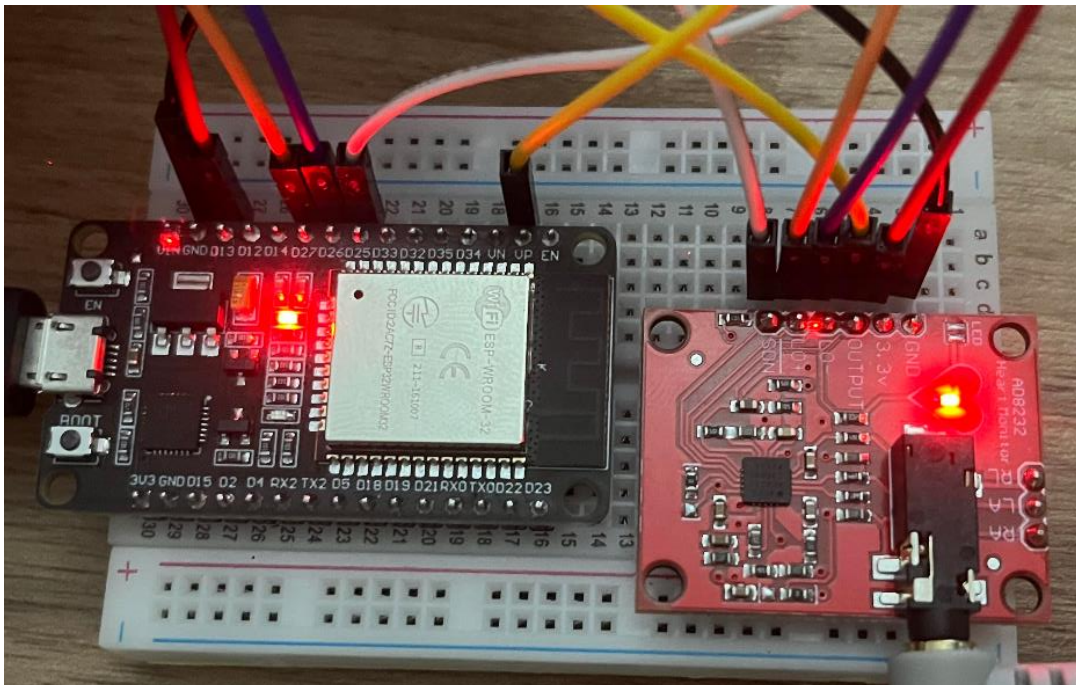
2.2 Material e Métodos

Para desenvolver o trabalho aqui proposto, foi utilizada uma pesquisa de natureza aplicada, com abordagem quantitativa e objetivo descritivo (Gil, 2008). Na sequência serão descritas, de forma resumida, todas as etapas de criação do protótipo, contemplando a parte de *software* e *hardware*, indicando as tecnologias, esquemas construtivos e ferramentas utilizadas no processo de desenvolvimento. Após a construção do protótipo, esse passou pelo procedimento de validação, onde os dados foram coletados, planilhados e gerados gráficos para facilitar a análise e finalmente as conclusões foram apontadas, visando responder o problema de pesquisa já apresentado neste documento. O desenvolvimento do protótipo foi dividido em cinco etapas:

Etapa 1 - Montagem do protótipo

Para a realização dos testes iniciais, o protótipo foi montado em uma *protoboard*. A Figura 5 mostra essa montagem:

Figura 5 – Protótipo montado na *protoboard*.

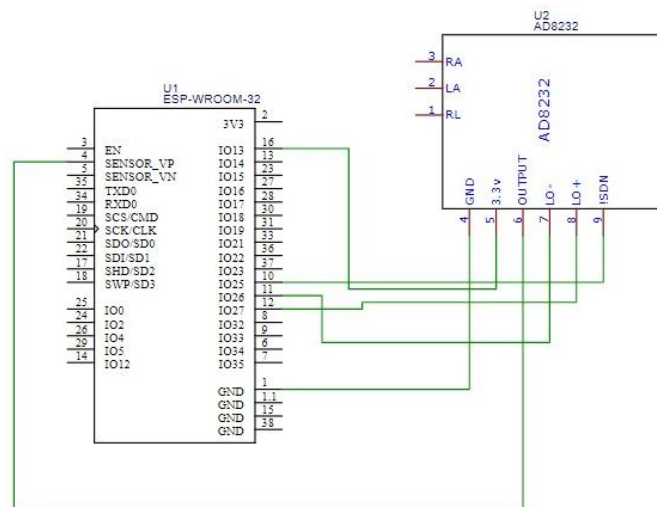


Fonte: Autora, 2024.

Com base na montagem em referência, destaca-se que, tanto a placa microcontrolada quanto o sensor foram conectados à alimentação de 3.3V. Para o

protótipo, a alimentação foi feita através de um cabo USB conectado a um computador. A saída analógica “OUTPUT” do sensor foi conectada ao pino VP do módulo, que corresponde ao canal 0 do conversor analógico digital 2, como mostra a Figura 6. Já as saídas LO- e LO+ foram conectadas aos pinos do ESP32 D27 e D26, respectivamente, que foram configurados como entradas digitais para que possa ser detectado problemas na conexão dos eletrodos, o pino 13 para habilitar o sensor e SDN conecta no pino D25.

Figura 6 - Sistema Eletrônico.



Fonte: Autora, 2024.

Etapa 2 - Programação do *software* embarcado

O código inicia configurando a comunicação serial para *debug* e pisca o LED do módulo ESP32 para indicar que o sistema está funcionando. As duas funções importantes: `init_led_indication_start()`: Responsável por inicializar e piscar o LED no início, indicando que o dispositivo foi ligado corretamente. `init_sensor()`: Configura os pinos e habilita o sensor AD8232 para a captura do sinal do ECG. Na sequência lê os valores analógicos do sensor ECG e verifica se há perda de contato através dos pinos LO+ e LO-. Posteriormente calcula os BPM com base na detecção dos pulsos do ECG. Se um minuto tiver passado, o BPM é reinicializado.

A lógica de controle e o fluxo dos dados são geridos pelas funções específicas executadas dentro da função “void loop”, garantindo uma operação contínua e não bloqueante do sistema. O código desenvolvido para o funcionamento do protótipo pode ser consultado acessando o seguinte endereço:

https://drive.google.com/file/d/1cHgE_KMIHjnnEPNW5WcbXids6SaTsN8-/view?usp=sharing

Aplicando-se a Equação 1, com os valores acima mencionados, obtém-se um valor de $T_J = 1,5$ s. Como toda a janela do Serial Plotter existem 5 graticulas, ao longo dos 1,5 s, cada graticula terá 0,3 s. Agora, pela inspeção visual do gráfico da Figura 5, pode-se extrair que o tempo aproximado entre as ondas sucessivas de RR do ECG (t_{RR}) é igual a 0,66 s.

Dando continuidade à análise do exemplo, pode-se determinar a frequência cardíaca em batimentos por segundo (f_{bps}), usando a Equação 2.

$$f_{bps} = 1 / t_{RR} \quad (2)$$

Aplicando-se a Equação 2, com os valores acima mencionados, obtém-se um valor de $f_{bps} = 1,51$ bps. O próximo e último passo, consiste no cálculo da frequência cardíaca em batimentos por minuto (f_{bpm}), usando a Equação 3.

$$f_{bpm} = 60 \times f_{bps} \quad (3)$$

Enfim, aplicando-se a Equação 3, com os valores acima mencionados, obtém-se um valor de $f_{bpm} = 90,6$ bpm. A presente lógica para a determinação da frequência cardíaca em bpm, foi aplicada a todos os dez gráficos apresentados no Quadro - IMAGENS DOS ECG's" e os valores, em bpm, correspondentes extraídos, de cada um dos gráficos gerados pelo protótipo (usando Serial Plotter), são apresentados no Quadro 3.

No Quadro 2, são apresentados os itens utilizados para a construção do protótipo.

Quadro 2 - Recursos utilizados para implementar o projeto.

Descrição	Unidade	Quantidade	Valor	Total
Placa de desenvolvimento ESP32	Peça	1	R\$ 46,64	R\$ 46,64
Caixa acrílica	Peça	10	R\$ 29,90	R\$ 29,90
Sensor AD8323	Peça	1	R\$ 59,61	R\$ 59,61
Protobord	Peça	1	R\$ 15,00	R\$ 15,00
Kit Jumper	Kit	60	R\$ 19,00	R\$ 19,00
Eletrodos ECG descartável	Kit	50	R\$ 40,00	R\$ 40,00
Cabo Micro USB para Arduino	Peça	1	R\$ 10,00	R\$ 10,00
TOTAL				R\$ 256,05

Fonte: Autora, 2024.

Etapa 4 - Procedimento de validação do protótipo

1- Seleção de usuários

- Gênero: Mulher.
- Idade: Entre 36 anos.
- Condições de Saúde: Participante que possui histórico de problemas cardíacos, como pré-hipertensão e arritmias.
- Para garantir uma análise abrangente do desempenho do sistema, a aplicação do protótipo, foi realizada dez vezes.

2- Preparação dos dispositivos

O objetivo é comparar a precisão e a qualidade dos sinais de ECG capturados pelo protótipo de ECG (ESP32 e AD8232) e um dispositivo comercial de ECG de 12 derivações. O teste foi realizado em um consultório médico, que era um ambiente controlado para garantir que as condições sejam consistentes e que os resultados sejam comparáveis.

2.1 - Ambiente:

- Local: Utilizou uma sala limpa e tranquila, uma sala em um ambiente clínico controlado.
- Condições: A temperatura e a umidade em níveis estáveis.

2.2 - Preparação do Usuário:

- Preparação da Pele: A pele é limpa com álcool 70% nas áreas onde os eletrodos serão colocados.
- Posição: O usuário fica o tempo todo do teste em posição de repouso.

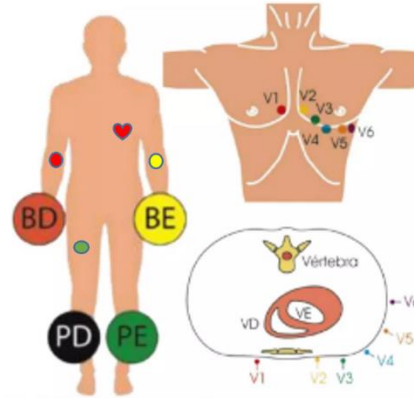
2.3 - Posicionamento dos Eletrodos usando o protótipo

Foram colocados os eletrodos do protótipo de ECG (com ESP32 e AD8232) nos locais apropriados conforme o *design* do protótipo: cabo vermelho em braço direito, cabo amarelo em braço e cabo verde em perna esquerda.

2.4- Posicionamento dos Eletrodos usando o Dispositivo Comercial:

Os eletrodos do dispositivo comercial de 12 derivações foram aplicados nos pontos designados, conforme as instruções do fabricante para garantir uma colocação correta e completa, conforme mostrado na Figura 6.

Figura 8 – Posicionamento dos eletrodos do ECG comercial.



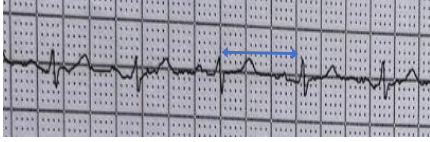
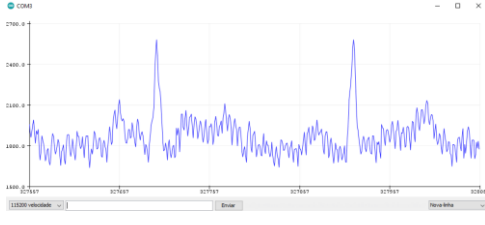
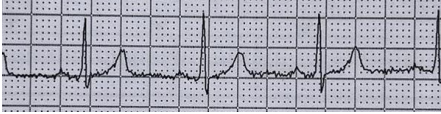
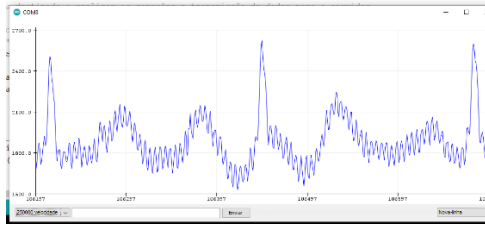
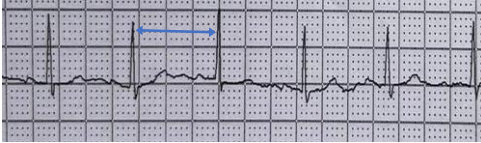
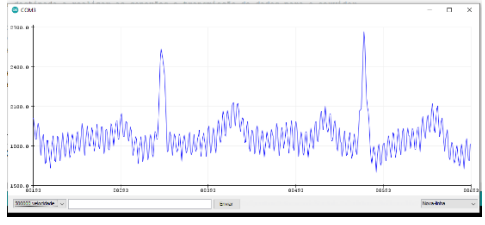
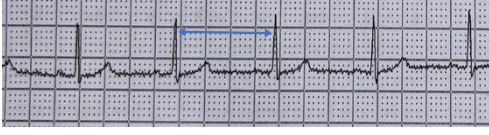
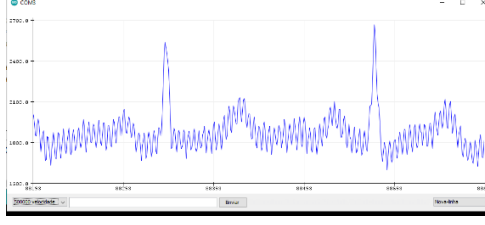
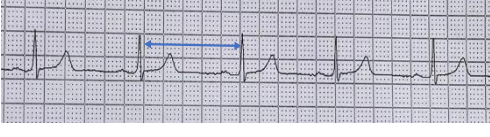
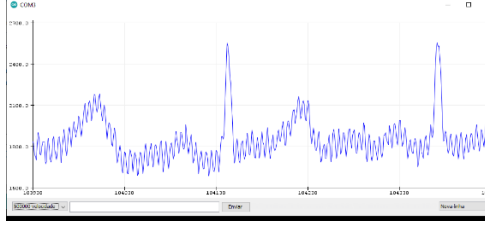
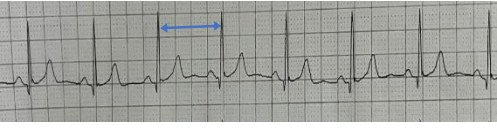
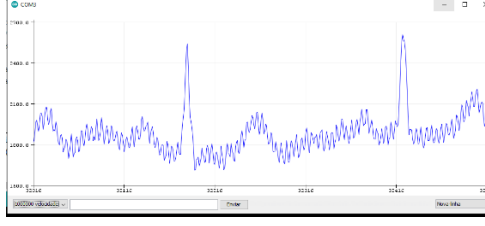
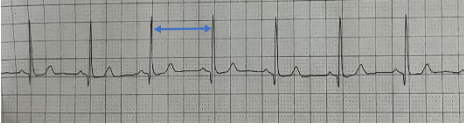
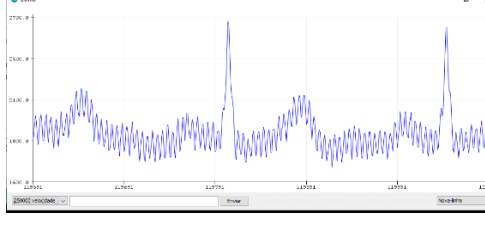
Fonte: Autora, 2024.

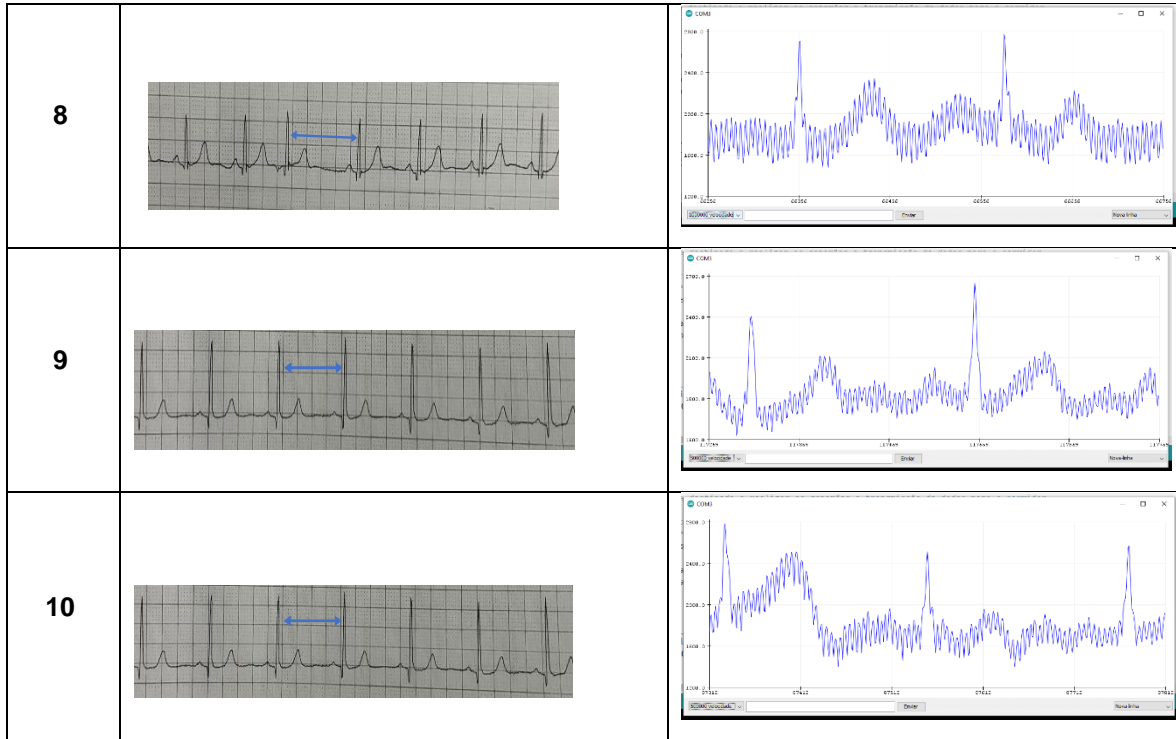
De acordo com a Figura 8, as braçadeiras dos membros (braços e pernas) foram conectadas com o cabo vermelho no braço direito, cabo amarelo no braço esquerdo, cabo verde na perna esquerda e cabo preto em perna direita. Já os eletrodos da região do tórax, ficaram da seguinte forma: v1 no 4º espaço intercostal na borda esternal direita, v2 no 4º espaço intercostal na borda esternal esquerda, v3 no meio do caminho entre v2 e v4, v4 no 5º espaço intercostal na linha clavicular média e, v5 no 5º espaço intercostal na linha axilar anterior (meio caminho entre v4 e v6). Por último o v6 no 5º espaço intercostal na linha axilar média, nivelado com v4. (Sanar 2021).

Etapa 5 - Coleta dos dados

Para cada teste, com duração de 2 (dois) minutos, foi realizada a coleta dos dados simultaneamente, em ambos os dispositivos. Os sinais de ECG foram capturados por ambos os dispositivos durante o teste e suas imagens estão apresentadas na Quadro 3.

Quadro 3 - Imagens dos ECG's".

Teste	ECG equipamento comercial	ECG protótipo
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		



Fonte: Autora, 2024.

Realizou-se o teste 10 vezes para garantir a consistência dos resultados e para confirmar a precisão dos dados capturados por ambos os dispositivos. Ressalta-se que, os ECG's foram analisados pelo método de análise no domínio do tempo, por ser considerado o mais simples por sua natureza direta, acessibilidade e aplicabilidade intuitiva, especialmente em aplicações como o monitoramento de sinais de ECG. Esse método envolve a análise direta dos valores dos sinais em função do tempo, sem transformações complexas para outros domínios (como o domínio da frequência). O Quadro 4 apresenta os resultados obtidos nos testes.

Quadro 4 – Resultados obtidos nos testes.

Teste	Frequência cardíaca com equipamento comercial [bpm]	Frequência cardíaca com protótipo [bpm]	Erro = $ \text{leitura equipamento comercial} - \text{leitura protótipo} / \text{leitura equipamento comercial}$
1	93	90	0,03
2	75	81	0,08
3	88	88	0,00
4	75	81	0,08
5	55	89	0,62
6	75	85	0,13
7	79	84	0,06
8	60	79	0,32
9	100	94	0,06
10	62	90	0,45
Média	76.2	86.1	

Fonte: Autora, 2024.

2.3 Resultados e Discussão

Foi feita a análise quantitativa que focou em medir e comparar os intervalos R-R capturados por ambos os dispositivos, gerando os dados indicados no Quadro 4. A média das medições com o protótipo (86.1 bpm) é maior do que a média do equipamento comercial (76.2 bpm), sugerindo que o protótipo tende a registrar uma frequência cardíaca mais alta, em média, e pode ter ocorrido porque o protótipo pode estar mais sensível a ruídos ou variações nos sinais do sensor, resultando em leituras mais altas.

Em alguns casos, como nos testes 3 e 9, as leituras entre os dois dispositivos são muito próximas, mas há outros testes (por exemplo, o teste 5) onde a diferença é significativa. A maior diferença foi observada no teste 5, com o protótipo registrando 34 bpm a mais do que o equipamento comercial. Este valor fora do padrão pode ser indicador que há um problema isolado, e pode ter ocorrido um movimento brusco, resultando em ruído no sinal ou erro de leitura. Isso indicou que o protótipo pode não estar calibrado de forma precisa para replicar os resultados do ECG comercial.

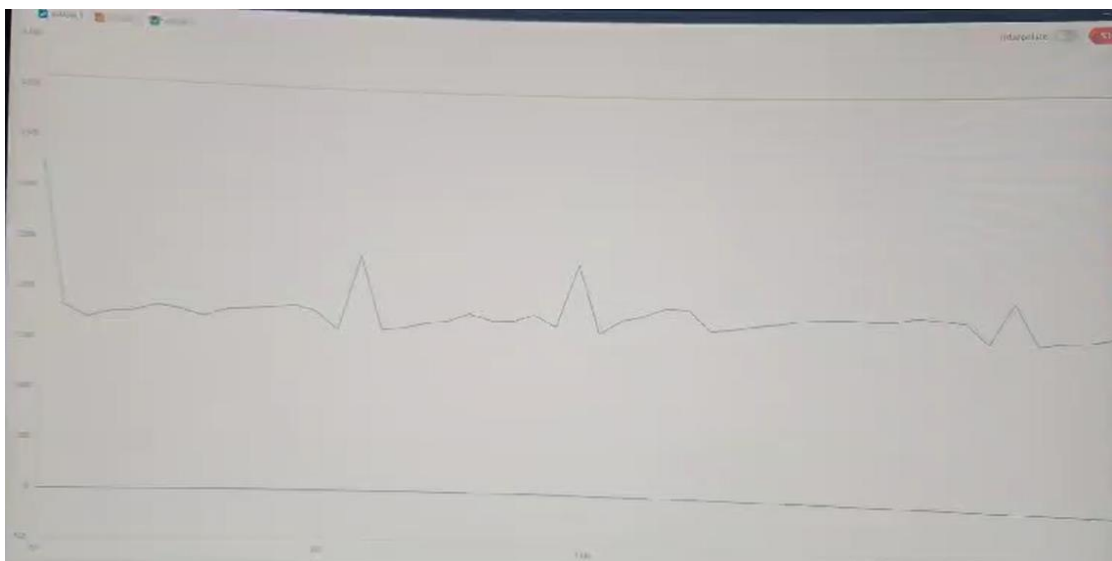
Um dos principais resultados observados, foi a diferença nos intervalos R-R. Em média, os intervalos R-R registrados pelo protótipo mostraram variações em relação ao ECG comercial de 12 derivações. Visto que o protótipo tendeu a apresentar intervalos R-R ligeiramente mais curtos, o que levou a uma superestimação da

frequência cardíaca em relação ao ECG comercial. Embora, em alguns testes, o protótipo tenha fornecido leituras próximas ao ECG comercial, em outras situações, houve inconsistências consideráveis, resultando em diferenças significativas entre os dois dispositivos. Entre as possíveis causas dessas diferenças observadas, entre o protótipo e o ECG comercial, aponta-se as seguintes suspeitas.

O ECG comercial de 12 derivações captura dados de múltiplos pontos no corpo, fornecendo uma visão mais abrangente da atividade elétrica do coração. Em contraste, o protótipo de uma única derivação coleta dados de uma área muito mais limitada, o que pode resultar em uma menor precisão na detecção dos picos R. O protótipo enfrenta mais dificuldades em detectar com precisão esses picos, especialmente em sinais com ruído ou quando ocorre movimento, o que pode explicar os intervalos R-R mais curtos observados. E por depender de uma única fonte de sinal, acaba sendo mais suscetível a interferências, o que pode distorcer a medição dos intervalos R-R.

Outra suspeita se deu em razão de que o local onde os testes foram realizados, fica próximo à uma subestação de energia elétrica, o seja, uma possível fonte de ruído eletromagnético. Objetivando verificar essa suspeita, um novo teste foi realizado, em outro local, supostamente sem as mesmas interferências, obtendo o resultado mostrado na Figura 9.

Figura 9 – Resultado do teste em local distante de subestação de energia elétrica.



Fonte: Autora, 2024.

Pela análise da Figura 9, pode ser constatado que ao ruído no sinal medido foi reduzido consideravelmente, logo acredita-se que realmente as linhas de transmissão de alta tensão da subestação, geram campos eletromagnéticos que podem induzir correntes parasitas nos cabos e componentes do protótipo. Conseqüentemente tal fato pode introduzir ruído no sinal ECG, tornando as leituras imprecisas ou ilegíveis.

Embora considerando o sensor AD8232 uma solução prática e econômica para capturar sinais de ECG em projetos de protótipos, ele apresentou várias limitações durante o desenvolvimento do trabalho. Seus principais pontos negativos incluem a sensibilidade ao ruído, a dependência de um posicionamento preciso dos eletrodos, e a capacidade limitada de captura de dados. Sugere-se, para melhorar a qualidade do de leitura do protótipo e torná-lo mais viável, a implementação de técnicas de filtragem mais avançadas, processamento de sinais, ou até mesmo o uso de sensores mais robustos e precisos.

2 CONCLUSÃO

Embora o protótipo de ECG de uma única derivação tenha mostrado potencial na captura dos intervalos R-R, ele ainda apresenta limitações em comparação com o ECG comercial de 12 derivações. As principais diferenças nos intervalos R-R resultam em leituras de frequência cardíaca que tendem a ser superestimadas. Essas discrepâncias podem ser atribuídas à menor complexidade do protótipo, à maior suscetibilidade ao ruído e à precisão limitada na detecção dos picos R. Deve também ser levado em consideração o fato que, os teste foram feitos próximo a uma subestação elétrica, visto que o sensor AD8232 é um módulo projetado para capturar sinais ECG, que são sinais elétricos de baixa amplitude, e podem ser facilmente influenciados por interferências eletromagnéticas provenientes de fontes externas, como as linhas de transmissão de alta tensão.

Em uma visão geral, considera-se que o trabalho apresentou potencial, porém ainda será necessário realizar mais estudos para capturar, e processar os sinais de forma confiável. Como aspecto positivo, aponta-se que a escolha do sensor AD8232 e a utilização do ESP32, garantiu uma solução compacta e de baixo consumo energético.

Enfim, o trabalho mostrou-se importante por desenvolver um protótipo que busca solucionar um problema de relevância. Assim, entende-se que a questão de pesquisa definida neste trabalho, por meio da pergunta “É possível desenvolver e

validar um protótipo de aferição de frequência cardíaca de baixo custo, utilizando placa microcontrolada ESP32?”, pode ser respondida da seguinte forma. Tomando como base todo o processo de validação apresentado, considera-se que, em relação à concepção de toda a parte de *hardware* e de *software*, tal implementação é possível, porém o protótipo apresentado neste trabalho ainda requer melhorias em relação a sua precisão de leitura, demandando mais estudos para que seja considerado um equipamento seguro para aferir a frequência cardíaca humana, portando neste estágio de desenvolvimento a sua utilização não é recomendada.

Para sugestão de trabalhos futuros, a partir dos aprendizados apresentados no presente trabalho, recomenda-se o uso da Transformada Rápida de Fourier, visando encontrar os valores das frequências de ruído e a partir disso construir filtros para eliminar tais sinais. Outra sugestão consiste em realizar testes adicionais em uma variedade de condições e com diferentes perfis de usuários para identificar possíveis melhorias e garantir maior consistência nos resultados.

REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES. **Data sheet AD8232**. 2024. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>. Acesso em: 29 ago. 2024.

ESPRESSIF. **Hardware ESP32**. 2024. Disponível em: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>. Acesso em: 29 ago. 2024.

FEZARI, Mohamed; AL DAHOUD, Ali. **Integrated development environment “IDE” for Arduino**. WSN applications, v. 11, p. 1-12, 2018.

GIFFONI, R. T.; TORRES, R. M. Breve história da eletrocardiografia. **Revista Médica de Minas Gerais**, Belo Horizonte, v. 20, n. 2, p. 263-270, 2010.

GIL, A. C. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2002.

GOMES, G. S. P; FERREIRA, L. H. C. Uma solução leve para filtragem de ECG e localização de complexos QRS. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA-CBA. 2019.

MICROMED. **Descrição Wincardio Air**. 2022. Disponível em: <https://store.micromed.ind.br/wincardio-air/p>. Acesso em: 10 ago. 2024

MODENEZI, Igor Kuczuk. **Eletrocardiograma de baixo custo com análise de batimentos cardíacos utilizando Neuro-Fuzzy**. [2018]. Trabalho de Conclusão de em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/server/api/core/bitstreams/80d0e2c2-1c4b-4f9d-a5e7-55df2e51f42a/content>. Acesso em: 12 ago. 2024.

MOREIRA, P. L. T. Protótipo de monitor cardíaco utilizando ESP32 e sensor AD8232. **Revista de Tecnologia em Saúde**, v. 10, n. 2, p. 40-50, 2020.

MYEKG. **Ondas do Eletrocardiograma. 2013.** Disponível em: <https://pt.myekg.com/generalidades-ecg/ondas-eletrocardiograma.html>. Acesso em: 25 ago. 2024.

OLIVEIRA, R. A Física e o eletrocardiograma. **Física na Escola**, v.20, n.1, p.17-23. Disponível em: <https://www1.fisica.org.br/fne/phocadownload/Vol20-Num1/FnE-20-1-210707.pdf>. Acesso em: 30 ago. 2024.

PEIXOTO, R. **Doenças do coração matam quase um terço dos brasileiros; estilo de vida é um dos fatores de risco.** G1. 28 ago. 2023. Disponível em: <https://g1.globo.com/saude/noticia/2023/08/28/doencas-do-coracao-matam-quase-um-terco-dos-brasileiros-estilo-de-vida-e-um-dos-fatores-de-risco.ghtml>. Acesso em: 20 jun. 2024.

RIBAS, A. R.; OLIVEIRA, A. A. M. de. **Desenvolvimento de um protótipo para monitorar sinais vitais no atendimento domiciliar à saúde utilizando IoT.** 2023. 60 folhas. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Computação) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2023.

SANAR. **Posição dos eletrodos no ECG: a forma correta.** Sanar Medicina. Disponível em: <https://sanarmed.com/posicao-dos-eletrodos-no-ecg-a-forma-correta-sanarecg/>. Acesso em: 16 ago. 2024

SILVA, A. D; JESUS, A. M. de. **Desenvolvimento de um protótipo para estudo das tecnologias de baixo custo aplicadas à saúde utilizando IoT e sistemas embarcados.** 2021. 55 folhas. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2021. Disponível em: <https://ojs.brazilianjournals.com.br/ojs/index.php/BRJD/article/view/29489>. Acesso em: 10 jun. 2024.”

SILVA, F. M. **Projeto e Desenvolvimento de um Sistema de Monitorização de Sinais Vitais** (Dissertação de Mestrado, ISCTE – Instituto Universitário de Lisboa, Portugal). 2020. Disponível em: https://repositorio.iscte-iul.pt/bitstream/10071/21822/1/Master_Francisco_Matos_Silva.pdf (p. 62). Acesso em: 30 ago. 2024.

TELEMEDICINA MORSCH. **Ondas do eletrocardiograma: como interpretar e analisar o traçado de um ECG.** Disponível em: <https://telemedicinamorsch.com.br/blog/ondas-do-eletrocardiograma>. Acesso em: 07 ago. 2024.

TORRES, R. M. **Análise de Eletrocardiograma.** Núcleo de Educação em Saúde Coletiva (NESCON) – Faculdade de Medicina da UFMG, 2018. Disponível em: https://www.nescon.medicina.ufmg.br/biblioteca/imagem/REA/propedeutica_cardiovascular/Info6/. Acesso em: 25 ago. 2024.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. H. **Princípios de Anatomia e Fisiologia.** 14. ed. São Paulo: Artmed, 2017.

VIDAL, A. B. **Desenvolvimento de um protótipo de eletrodo sem fio para aplicação no exame de Holter.** 2018. 63 folhas. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Eletrônica) – Universidade de Brasília – UnB. Faculdade UnB Gama – FGA, 2018.