



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

EDUARDO MONTEIRO DE SOUSA

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DE UM DISPOSITIVO
VESTÍVEL MULTIMODAL PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS CARDIOVASCULARES**

FORTALEZA

2026

EDUARDO MONTEIRO DE SOUSA

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DE UM DISPOSITIVO
VESTÍVEL MULTIMODAL PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS CARDIOVASCULARES

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Edilson Rocha Porfirio Filho

FORTALEZA

2026

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Sistema de Bibliotecas
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

- D32d Sousa, Eduardo Monteiro de.
Desenvolvimento e Avaliação Experimental de um Dispositivo Vestível Multimodal para Aquisição de Sinais Cardiovasculares / Eduardo de Sousa. – 2026.
61 f. : il. color.
- Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Centro de Tecnologia, Curso de Engenharia de Computação, Fortaleza, 2026.
Orientação: Prof. Esp. Edilson Rocha Porfirio Filho.
1. Dispositivos vestíveis. 2. Monitoramento cardiovascular. 3. Baixo custo. 4. ESP32. 5. Eletrodos secos. I. Título.

CDD 621.39

EDUARDO MONTEIRO DE SOUSA

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DE UM DISPOSITIVO
VESTÍVEL MULTIMODAL PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS CARDIOVASCULARES

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia de Computação.

Aprovada em: 27 de Janeiro de 2026

BANCA EXAMINADORA

Prof. Edilson Rocha Porfirio Filho (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Ricardo Jardel Nunes da Silveira
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Anaxágoras Maia Girão
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia
do Ceará (IFCE)

À minha família, por sua capacidade de acreditar e investir em mim. Mãe, seu cuidado e dedicação foram, em alguns momentos, a esperança para seguir. Pai, sua presença significou segurança e a certeza de que não estou sozinho nesta caminhada.

AGRADECIMENTOS

À minha família, em especial aos meus pais, Kaliandra Monteiro da Silva e Márcio Antônio de Sousa, pelo apoio incondicional, incentivo e por sempre acreditarem no meu potencial durante toda a minha trajetória acadêmica.

Ao meu orientador, Prof. Edilson Rocha Porfirio Filho, pela orientação técnica, paciência e pelas valiosas contribuições que tornaram possível a realização deste trabalho.

Aos professores do curso de Engenharia de Computação da Universidade Federal do Ceará (UFC), pelos ensinamentos compartilhados que fundamentaram a minha formação profissional.

Aos amigos e colegas de curso, pelo companheirismo, troca de experiências e pelos momentos de estudo em conjunto que tornaram essa caminhada mais leve.

Agradeço ao meu primo, Arthur Érico Monteiro de Sousa, pelo empréstimo do smartwatch utilizado nos testes experimentais, o que viabilizou a realização das comparações com dispositivos comerciais. Agradeço também ao meu irmão, Leonardo Monteiro de Sousa, pelo auxílio prático durante a instrumentação e posicionamento do dispositivo vestível nos testes experimentais.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a conclusão desta etapa.

“A persistência é o caminho do êxito.”

(Charlie Chaplin)

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um dispositivo vestível de baixo custo para aquisição e análise experimental de sinais cardiovasculares não invasivos. O sistema baseia-se na aquisição simultânea de sinais de Eletrocardiograma (ECG) e Fotopletismografia (PPG), processados por um microcontrolador ESP32-C3. Como foco principal, foi conduzida uma análise comparativa do desempenho de eletrodos secos de aço inoxidável e de prata 1000, avaliando métricas de qualidade do sinal de ECG, como nível de ruído, amplitude do complexo QRS e relação sinal-ruído. Adicionalmente, realizou-se uma comparação qualitativa com dispositivos comerciais de uso não clínico, como oxímetro de pulso domiciliar e smartwatch. Os resultados obtidos demonstram a viabilidade técnica do protótipo como plataforma experimental e educacional para aquisição de sinais cardiovasculares, respeitando as limitações inerentes a um protótipo acadêmico de baixo custo.

Palavras-chave: Dispositivos Vestíveis. Monitoramento Cardiovascular. Baixo Custo. ESP32. Eletrodos Secos.

ABSTRACT

This paper presents the development of a low-cost wearable device for the acquisition and experimental analysis of non-invasive cardiovascular signals. The system is based on the simultaneous acquisition of Electrocardiogram (ECG) and Photoplethysmography (PPG) signals, processed by an ESP32-C3 microcontroller. As a main focus, a comparative analysis of the performance of dry stainless steel and 1000 silver electrodes was conducted, evaluating ECG signal quality metrics such as noise level, QRS complex amplitude, and signal-to-noise ratio. Additionally, a qualitative comparison was made with commercial devices for non-clinical use, such as home pulse oximeters and smartwatches. The results obtained demonstrate the technical feasibility of the prototype as an experimental and educational platform for acquiring cardiovascular signals, respecting the limitations inherent to a low-cost academic prototype.

Keywords: Wearable Devices. Cardiovascular Monitoring. Low Cost. ESP32. Dry Electrodes.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama de blocos do sistema.	30
Figura 2 – Fluxograma de operação do Firmware.	31
Figura 3 – Protótipo vestível desenvolvido, apresentando o conjunto completo e os módulos do pulso esquerdo e do braço direito, em vistas internas e externas: o módulo esquerdo contém um eletrodo, um sensor PPG, um <i>front-end</i> ECG e o microcontrolador; já o módulo do braço direito é destinado à conexão elétrica com os eletrodos de ECG fixados no antebraço e da bateria que alimenta o dispositivo.	33
Figura 4 – Eletrodos utilizados na aquisição do sinal de ECG: eletrodos secos metálicos e eletrodo comercial a gel.	34
Figura 5 – Aquisição do sinal de ECG sem aplicação de filtragem digital, obtida diretamente do ADC do microcontrolador durante ensaio experimental em repouso. No canto inferior esquerdo, observa-se o protótipo vestível posicionado no usuário durante a aquisição.	36
Figura 6 – Comparação visual das métricas quantitativas do sinal de ECG para diferentes materiais de eletrodos.	38
Figura 7 – Trechos representativos do sinal de ECG obtido com diferentes tipos de eletrodos, nas mesmas condições experimentais.	39
Figura 8 – Trechos representativos da aquisição simultânea dos sinais de ECG e PPG utilizando eletrodos secos.	39
Figura 9 – Oxímetro de pulso comercial de uso domiciliar utilizado como referência funcional.	42
Figura 10 – Exemplo de leitura no oxímetro comercial, exibindo SpO ₂ , frequência de pulso (PR) e traçado fotopletismográfico simplificado.	42
Figura 11 – Smartwatch comercial utilizado na comparação qualitativa (<i>Samsung Galaxy Watch 6</i>).	42
Figura 12 – Tela do smartwatch exibindo frequência cardíaca (BPM) e onda ECG no <i>Samsung Galaxy Watch 6</i>	43
Figura 13 – Sinal ECG (<i>on-demand</i>) no <i>Samsung Galaxy Watch 6</i> extraído após a utilização.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estimativa de custos dos principais componentes do protótipo	35
Tabela 2 – Métricas quantitativas do sinal de ECG para diferentes tipos de eletrodos (avaliação interna do pipeline de processamento)	37
Tabela 3 – Comparação qualitativa entre eletrodos secos desenvolvidos e eletrodos comerciais a gel	40
Tabela 4 – Comparação qualitativa entre o protótipo desenvolvido e dispositivos comerciais para aquisição de sinais cardíacos e ópticos	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
ADC	Conversor Analógico-Digital (Analog-to-Digital Converter)
AUROC	Área Sob a Curva ROC (Area Under the ROC Curve)
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BHS	British Hypertension Society
BLE	Bluetooth Low Energy
dB	Decibel
ECG	Eletrocardiograma
GPS	Global Positioning System
I ² C	Inter-Integrated Circuit
IoMT	Internet das Coisas Médicas (Internet of Medical Things)
KNN	K-Nearest Neighbors
ML	Aprendizado de Máquina (Machine Learning)
MQTT	Message Queuing Telemetry Transport
OMS	Organização Mundial da Saúde
PA	Pressão Arterial
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PAS	Pressão Arterial Sistólica
PPG	Fotopletismografia
PTT	Tempo de Trânsito de Pulso (Pulse Transit Time)
RMS	Valor Quadrático Médio (Root Mean Square)
SGD	Descida do Gradiente Estocástica (Stochastic Gradient Descent)
SNR	Relação Sinal-Ruído (Signal-to-Noise Ratio)
SpO ₂	Saturação Periférica de Oxigênio
SVM	Máquina de Vetores de Suporte (Support Vector Machine)
WBAN	Wireless Body Area Network

LISTA DE SÍMBOLOS

α, β, γ	Coefficientes de calibração para estimativa de pressão
HR	Frequência Cardíaca (Heart Rate)
PA	Pressão Arterial estimada
PTT	Tempo de Trânsito de Pulso
t_{ECG}	Instante temporal do pico R do Eletrocardiograma
t_{PPG}	Instante temporal da chegada da onda de pulso

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1	Monitoramento Cardiovascular	17
<i>2.1.1</i>	<i>Bases Físicas dos Sinais ECG e PPG</i>	<i>17</i>
<i>2.1.2</i>	<i>Interface Eletrodo-Pele e Engenharia de Materiais</i>	<i>17</i>
<i>2.1.3</i>	<i>Arquitetura Eletrônica e Integridade de Sinais</i>	<i>18</i>
<i>2.1.4</i>	<i>Estimativa Heurística da Pressão Arterial</i>	<i>19</i>
<i>2.1.5</i>	<i>Processamento Embarcado e Aprendizado de Máquina</i>	<i>19</i>
<i>2.1.6</i>	<i>Otimização de Software e Eficiência Energética</i>	<i>20</i>
2.2	Estado da Arte	20
<i>2.2.1</i>	<i>Patches Biossensores Flexíveis e Multimodais</i>	<i>21</i>
<i>2.2.2</i>	<i>Plataformas IoMT para Monitoramento Cardiovascular</i>	<i>22</i>
<i>2.2.3</i>	<i>Aprendizado de Máquina para Interpretação de Sinais Vitais</i>	<i>22</i>
<i>2.2.4</i>	<i>Dispositivos Vestíveis e Redes de Sensores Corporais (WBANs)</i>	<i>23</i>
<i>2.2.5</i>	<i>Sensores e Materiais para Vestíveis Cardiovasculares</i>	<i>23</i>
<i>2.2.6</i>	<i>Desafios e Oportunidades de Pesquisa</i>	<i>24</i>
3	METODOLOGIA	25
3.1	Materiais e Ferramentas	25
3.2	Método de Comparação de Materiais	25
<i>3.2.1</i>	<i>Extração e cálculo das métricas do sinal de ECG</i>	<i>26</i>
<i>3.2.1.1</i>	<i>Baseline do sinal de ECG</i>	<i>26</i>
<i>3.2.1.2</i>	<i>Cálculo do RMS do ruído</i>	<i>26</i>
<i>3.2.1.3</i>	<i>Identificação do complexo QRS e do pico R</i>	<i>27</i>
<i>3.2.1.4</i>	<i>Amplitude do complexo QRS</i>	<i>27</i>
<i>3.2.1.5</i>	<i>Relação sinal-ruído do ECG</i>	<i>28</i>
<i>3.2.1.6</i>	<i>Considerações sobre a seleção manual</i>	<i>28</i>
4	DESENVOLVIMENTO	30
4.1	Arquitetura de Hardware	30
4.2	Implementação do Firmware e Algoritmos	30
<i>4.2.1</i>	<i>Configuração do ADC e Aquisição dos Sinais</i>	<i>31</i>

4.2.2	<i>Filtragem Digital do Sinal de ECG</i>	31
4.3	Projeto Mecânico e Integração Vestível	32
4.4	Eletrodos e Aquisição de ECG	32
4.5	Estimativa de Custos do Protótipo	35
5	RESULTADOS	36
5.1	Resultados da Aquisição de Sinais	36
5.1.1	<i>Taxa de Sucesso e Descarte de Medições</i>	36
5.2	Comparação: Eletrodos de Aço Inox, Prata 1000 e Silicone Gel	37
5.2.1	<i>Comportamento dos Materiais dos Eletrodos ao Longo do Tempo</i>	41
5.3	Comparação Qualitativa com Dispositivos Comerciais	41
6	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	45
6.1	Trabalhos Futuros	45
6.2	Limitações do Trabalho	45
	REFERÊNCIAS	47
	APÊNDICES	49
	APÊNDICE A – Código do Firmware no ESP32-C3	49
	APÊNDICE B – Trecho do Script Python para Seleção Manual	55
	ANEXOS	59
	ANEXO A – Especificações Técnicas do Oxímetro Incoterm OX320	60
	ANEXO B – Especificações Técnicas do Sensor PPG MAX30102	61
	ANEXO C – Especificações Técnicas do <i>Front-End</i> ECG AD8232	62

1 INTRODUÇÃO

As doenças cardiovasculares são atualmente a maior causa de morte no mundo. Mais de 80% dessas mortes decorrem de complicações de ataques cardíacos e de Acidente Vascular Cerebral (AVC) e até 30% delas são pessoas com menos de 70 anos, ou seja, mortes prematuras. Além disso, mais de 75% desses casos ocorrem em países de baixa e média renda, onde está incluso o Brasil, regiões estas em que grande parte da população não tem acesso a programas de detecção e tratamento voltados para grupos de risco para doenças cardíacas, o que traduz em um aumento da incidência de morte de pessoas em idade produtiva e em uma intensificação da pressão financeira na população e nos governos. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), é importante que as doenças cardiovasculares sejam detectadas o mais precocemente possível para que o manejo e tratamento da condição possam iniciar. Ela também destaca que o acesso a tecnologias médicas básicas em todas as unidades de cuidados médicos é essencial para garantir que as pessoas que mais necessitam tenham acesso a tratamentos apropriados e evitar que mortes prematuras ocorram. (World Health Organization, s.d.; World Health Organization, 2025)

Sabendo disso, torna-se evidente a necessidade de soluções tecnológicas acessíveis, contínuas e não invasivas que possibilitem o monitoramento precoce e a identificação de alterações cardiovasculares em populações amplas, especialmente em contextos de recursos limitados (PHAN *et al.*, 2022; ARSLAN *et al.*, 2024). Nesse cenário, os dispositivos vestíveis emergem como uma alternativa promissora, pois permitem a coleta contínua de sinais fisiológicos relevantes fora de ambientes hospitalares, reduzindo a dependência de infraestrutura especializada e favorecendo estratégias de prevenção e acompanhamento longitudinal da saúde (GANTI *et al.*, 2021; GUPTA *et al.*, 2024).

Entretanto, apesar dos avanços recentes, grande parte dos sistemas vestíveis disponíveis comercialmente apresenta limitações relacionadas ao custo, ao consumo energético, à dependência de conectividade constante com a nuvem e à baixa transparência dos métodos utilizados para inferência de parâmetros clínicos (ARSLAN *et al.*, 2024; GUPTA *et al.*, 2024). Além disso, muitos desses dispositivos utilizam arquiteturas proprietárias e modelos de processamento fechados, o que dificulta tanto a adaptação a diferentes contextos socioeconômicos quanto a validação científica independente dos resultados obtidos (PHAN *et al.*, 2022).

Diante desse contexto, torna-se relevante investigar e desenvolver soluções vestíveis de baixo custo e baixo consumo energético, capazes de realizar o monitoramento de sinais

cardiovasculares de forma confiável, utilizando arquiteturas abertas, processamento embarcado e técnicas de análise de sinais compatíveis com microcontroladores de recursos limitados (PHAN *et al.*, 2022; ARSLAN *et al.*, 2024). Nesse cenário, a avaliação de abordagens avançadas, como o aprendizado de máquina, é amplamente discutida na literatura como uma perspectiva promissora, embora sua aplicação prática em dispositivos de baixo custo ainda enfrente desafios computacionais e energéticos, sendo frequentemente abordada no contexto teórico e como diretriz para trabalhos futuros (PHAN *et al.*, 2022; ARSLAN *et al.*, 2024). A possibilidade de integrar múltiplos sensores, como Eletrocardiograma (ECG) e Fotopletismografia (PPG), permite ampliar a gama de informações fisiológicas extraídas e viabiliza abordagens indiretas para a estimativa de parâmetros hemodinâmicos, como a pressão arterial, sem a necessidade de dispositivos invasivos ou desconfortáveis (GANTI *et al.*, 2021; HUYNH *et al.*, 2018; THAMBIRAJ *et al.*, 2019).

Nesse sentido, este trabalho propõe o desenvolvimento e a avaliação experimental de um sistema vestível de baixo custo para a aquisição de sinais cardiovasculares não invasivos, com foco na robustez da aquisição dos sinais e na acessibilidade econômica.

Este trabalho não tem como objetivo substituir equipamentos médicos certificados, mas avaliar a viabilidade técnica de um protótipo vestível de baixo custo para aquisição e análise de sinais cardiovasculares em ambiente experimental.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Monitoramento Cardiovascular

O monitoramento cardiovascular por dispositivos vestíveis fundamenta-se na aquisição e interpretação de sinais bioelétricos e ópticos, como o ECG e a PPG. Esses sinais permitem inferir parâmetros fisiológicos essenciais, incluindo frequência cardíaca, saturação periférica de oxigênio e pressão arterial, sendo amplamente explorados em sistemas vestíveis de baixo custo e baixo consumo energético (PHAN *et al.*, 2022; ARSLAN *et al.*, 2024).

2.1.1 Bases Físicas dos Sinais ECG e PPG

O sinal de ECG resulta da propagação dos potenciais elétricos gerados pela atividade eletrofisiológica do miocárdio, sendo tipicamente adquirido por meio de eletrodos posicionados sobre a pele. A amplitude reduzida do sinal (ordem de microvolts a milivolts) torna a aquisição altamente sensível à impedância da interface eletrodo-pele, à interferência eletromagnética e a artefatos de movimento (PHAN *et al.*, 2022).

O sinal de PPG, por sua vez, baseia-se em princípios ópticos, medindo variações na absorção de luz associadas às oscilações volumétricas do sangue nos tecidos periféricos. Embora forneça informações valiosas como frequência cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio (SpO₂), o PPG é particularmente suscetível a ruídos mecânicos e variações de perfusão, exigindo técnicas de filtragem e validação de qualidade (GANTI *et al.*, 2021).

A combinação de ECG e PPG permite a extração de métricas temporais, especialmente o Tempo de Trânsito de Pulso (Pulse Transit Time) (PTT), amplamente utilizado na estimativa indireta da pressão arterial (HUYNH *et al.*, 2018; THAMBIRAJ *et al.*, 2019).

2.1.2 Interface Eletrodo-Pele e Engenharia de Materiais

A utilização de eletrodos metálicos secos apresenta vantagens práticas, como maior durabilidade e ausência de manutenção, porém impõe desafios relacionados à variabilidade da impedância de contato. Propriedades do material (condutividade, oxidação), geometria do eletrodo (diâmetro e área efetiva) e pressão mecânica aplicada influenciam diretamente a qualidade do sinal adquirido.

Nesse contexto, a instrumentação da interface com sensores de força permite quanti-

ficar o efeito do aperto sobre parâmetros como amplitude do ECG, estabilidade da linha de base e nível de ruído. A literatura recente destaca que a otimização mecânica é tão relevante quanto o condicionamento eletrônico para sistemas vestíveis baseados em eletrodos secos (PHAN *et al.*, 2022; SEMPIONATTO *et al.*, 2021).

O uso de dois eletrodos no módulo do braço direito, sendo um deles dedicado à rejeição de ruído, favorece a aplicação de técnicas de medição diferencial e contribui para a melhoria da rejeição de interferências em modo comum. Essa abordagem é amplamente utilizada em sistemas de aquisição de eletrocardiograma, pois aumenta a robustez do sinal frente a interferências eletromagnéticas, especialmente em ambientes não controlados (WEBSTER, 2010; ARSLAN *et al.*, 2024).

2.1.3 Arquitetura Eletrônica e Integridade de Sinais

A separação do sistema em dois módulos (um no pulso esquerdo e outro no braço direito), conectados por um cabo blindado, é motivada pela necessidade de reduzir interferências eletromagnéticas e preservar a integridade dos sinais bioelétricos. A blindagem minimiza acoplamentos capacitivos externos, fator crítico para sinais de ECG adquiridos com eletrodos distribuídos pelo corpo (WEBSTER, 2010). Como perspectiva para trabalhos futuros, podem ser investigadas alternativas à conexão por cabo, como a integração completa dos módulos em uma única unidade vestível ou o uso de enlaces sem fio de curto alcance com técnicas adicionais de mitigação de ruído, desde que mantidos os requisitos de integridade do sinal (ARSLAN *et al.*, 2024).

O módulo do braço direito abriga um microcontrolador RISC-V de baixo consumo (ESP32-C3) e uma bateria de íons de lítio de 250 mAh. A escolha dessa capacidade não decorre de um dimensionamento energético detalhado, mas de critérios práticos de projeto, incluindo a disponibilidade comercial, as dimensões físicas compatíveis com o formato vestível proposto, a tensão nominal adequada à eletrônica embarcada e a facilidade de recarga. Dessa forma, a bateria adotada atende aos requisitos de alimentação do protótipo durante os testes experimentais, sem a pretensão de otimização de autonomia nesta etapa do trabalho. A adoção de capacidades de bateria alternativas e estratégias mais avançadas de gerenciamento energético permanece como perspectiva para trabalhos futuros. A escolha dessa arquitetura está alinhada com tendências atuais de sistemas vestíveis que priorizam eficiência energética e miniaturização (ARSLAN *et al.*, 2024).

2.1.4 Estimativa Heurística da Pressão Arterial

A estimativa da pressão arterial sem manguito pode ser realizada a partir do PTT, definido como o intervalo temporal entre um evento elétrico cardíaco (tipicamente o pico R do ECG) e a chegada da onda de pulso detectada no PPG. O PTT pode ser expresso como:

$$PTT = t_{PPG} - t_{ECG} \quad (2.1)$$

Diversos estudos demonstram uma relação inversa entre o PTT e a pressão arterial, uma vez que o aumento da rigidez arterial acelera a propagação da onda de pulso (GANTI *et al.*, 2021; THAMBIRAJ *et al.*, 2019). Uma formulação heurística simplificada pode ser expressa como:

$$PA = \alpha + \beta \cdot \frac{1}{PTT} + \gamma \cdot HR \quad (2.2)$$

onde PA representa a pressão arterial estimada, HR a frequência cardíaca derivada do PPG, e α , β e γ são coeficientes ajustados empiricamente para cada indivíduo ou população.

Abordagens mais recentes utilizam aprendizado de máquina para modelar relações não lineares entre ECG, PPG e pressão arterial, reduzindo a dependência de modelos fisiológicos simplificados (PHAN *et al.*, 2022).

2.1.5 Processamento Embarcado e Aprendizado de Máquina

No contexto deste trabalho, técnicas de aprendizado de máquina são discutidas apenas do ponto de vista conceitual, não sendo implementadas no protótipo desenvolvido.

A análise de biosinais em microcontroladores de baixo consumo impõe restrições severas de memória, processamento e consumo energético. Nesse cenário, modelos leves de aprendizado de máquina implementados com TensorFlow Lite Micro tornam-se viáveis para tarefas como classificação de qualidade do sinal, detecção de artefatos e identificação de padrões fisiológicos (ARSLAN *et al.*, 2024).

Para atender às restrições energéticas inerentes a dispositivos vestíveis de baixo custo, estratégias de amostragem periódica ao longo do dia têm sido amplamente investigadas na literatura, reduzindo o tempo ativo do sistema sem comprometer a extração de informações relevantes (ARSLAN *et al.*, 2024; PHAN *et al.*, 2022). Nesse contexto, o armazenamento local

dos sinais em memória não volátil, associado ao processamento diferido, permite postergar etapas computacionalmente mais intensivas para períodos de menor demanda por monitoramento em tempo real, como intervalos noturnos (PHAN *et al.*, 2022; GUPTA *et al.*, 2024).

Essa abordagem possibilita a aplicação de técnicas de pré-seleção e descarte de sinais com baixa qualidade, bem como a análise focada em segmentos fisiologicamente relevantes, otimizando o uso dos recursos computacionais e energéticos do sistema (THAMBIRAJ *et al.*, 2019; HUYNH *et al.*, 2018). Tais estratégias são recorrentes em arquiteturas modernas de sistemas vestíveis e de monitoramento fisiológico baseados em processamento embarcado (ARSLAN *et al.*, 2024).

2.1.6 Otimização de Software e Eficiência Energética

A eficiência global do sistema depende fortemente da otimização do firmware executado no microcontrolador RISC-V. Técnicas como o uso de aritmética em ponto fixo, o controle rigoroso de estados de baixo consumo e o escalonamento eficiente de tarefas são amplamente descritas na literatura como fundamentais para a redução do consumo energético e a maximização da autonomia da bateria em sistemas embarcados e dispositivos vestíveis de baixo custo (ARSLAN *et al.*, 2024; PHAN *et al.*, 2022).

A necessidade de conciliar baixo custo, baixo consumo e confiabilidade fisiológica reforça a importância de uma abordagem de co-projeto hardware-software. Assim, decisões relacionadas a materiais, eletrônica e algoritmos devem ser avaliadas de forma integrada, conforme indicado pelas tendências atuais da literatura em sistemas vestíveis cardiovasculares (PHAN *et al.*, 2022; JAIME *et al.*, 2023).

2.2 Estado da Arte

Para permitir a realização do projeto, iniciou-se com uma pequena análise da literatura entre os anos de 2022 e 2025 para encontrar o padrão ouro tanto em hardware (sensores, eletrodos, posicionamento, etc) quanto em software e algoritmos. As fontes consultadas foram IEEE Xplore, PubMed, ACM, SCOPUS e Web of Science através de adaptações da *string* de busca abaixo:

("wear*" OR "body-worn" OR "patient wearing") AND ("IoT" OR "Internet of Things" OR "Internet of Medical Things" OR "IoMT") AND ("monitor*") AND ("blood pres-

sure"OR "BP" OR "arterial pressure" OR "vascular pressure" OR "heart rate"OR "pulse rate" OR "pulse" OR "beats per minute" OR "bpm" OR "SpO₂"OR "oxygen saturation"OR "oxygenation"OR "O₂ saturation" OR "sO₂" OR "SaO₂") AND ("sensor"OR "pulse oximeter*"OR "PPG"OR "Photoplethysmograph*" OR "plethysmograph*" OR "ECG" OR "EKG" OR "electrocardiograph*" OR "cardiography")

Ao final do processo de revisão bibliográfica, foram inicialmente identificados 41 artigos alinhados ao tema da pesquisa e ao projeto de hardware proposto. Desses, um subconjunto foi selecionado para embasar diretamente a fundamentação teórica e as discussões apresentadas neste trabalho, enquanto os demais contribuíram para a compreensão do estado da arte e para a delimitação do escopo do projeto.

2.2.1 Patches Biossensores Flexíveis e Multimodais

Uma das abordagens mais avançadas da literatura atual é o desenvolvimento de patches biossensores totalmente flexíveis, capazes de monitorar múltiplos parâmetros fisiológicos de forma simultânea. Phan et al. (PHAN *et al.*, 2022) propõem um patch cutâneo conformável e mecanicamente extensível, incorporando monitoramento de ECG, temperatura corporal, pressão arterial, acelerometria e localização via Global Positioning System (GPS). A arquitetura de hardware integra um microcontrolador de baixo consumo (PIC16LF19186), um módulo Bluetooth Low Energy (BLE) (CC2650), o sensor de temperatura clínico MAX30205, a unidade inercial BNO055 e o *front-end* de ECG ADS1293, formando um sistema compacto (<0.1 mm de espessura, <5 g).

O dispositivo transmite dados fisiológicos por BLE para um gateway móvel, que os encaminha a uma plataforma Internet das Coisas Médicas (Internet of Medical Things) (IoMT) baseada em nuvem para armazenamento e análise. O patch flexível apresenta excelente conforto de uso prolongado, com simulações indicando tensões mecânicas abaixo do limiar de desconforto cutâneo (20 kPa). Os experimentos demonstram aquisição bem-sucedida de formas de onda de ECG, variabilidade da frequência cardíaca, intervalos RR, sinais de acelerometria para detecção de atividades e localização geográfica para situações de emergência.

O trabalho do autor também contribui com um método inovador de estimativa de Pressão Arterial (PA) sem manguito, baseado exclusivamente em ECG e utilizando uma rede neural convolucional unidimensional (1D-CNN). O modelo apresenta alta correlação com valores de referência clínicos ($r = 0.86$ para Pressão Arterial Sistólica (PAS), $r = 0.84$ para Pressão

Arterial Diastólica (PAD)), atendendo aos requisitos da Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) e British Hypertension Society (BHS). Essa solução supera métodos tradicionais baseados no tempo de PTT, que exigem sensores simultâneos de ECG e PPG e sofrem com ruídos e falhas de sincronização.

2.2.2 Plataformas IoMT para Monitoramento Cardiovascular

Arquiteturas IoMT permitem aquisição de dados em larga escala, monitoramento remoto e integração com sistemas de apoio à decisão clínica. No trabalho de Phan et al. (PHAN *et al.*, 2022), a IoMT é implementada por meio de *Firebase*, telemetria Message Queuing Telemetry Transport (MQTT) e painéis móveis/web, permitindo que profissionais de saúde acessem remotamente fluxos fisiológicos e métricas derivadas.

Além dessa implementação específica, tendências e desafios gerais da IoMT são discutidos por Osama et al. (OSAMA *et al.*, 2023) e Mishra & Singh (MISHRA; SINGH, 2024), que destacam interoperabilidade, segurança e eficiência energética como lacunas centrais da área. Jaime et al. (JAIME *et al.*, 2023) enfatizam a importância de mecanismos de segurança e privacidade em sistemas vestíveis e MEMS biomédicos, abordando soluções criptográficas embutidas na pilha de comunicação de sistemas inteligentes de saúde.

2.2.3 Aprendizado de Máquina para Interpretação de Sinais Vitais

Técnicas de aprendizado de máquina têm ganho destaque em pipelines de interpretação de sinais vitais, visando detectar anomalias, classificar estados fisiológicos ou estimar parâmetros hemodinâmicos. Arslan et al. (ARSLAN *et al.*, 2024) integram sensores vestíveis a modelos de Aprendizado de Máquina (Machine Learning) (ML) (K-Nearest Neighbors (KNN), Máquina de Vetores de Suporte (Support Vector Machine) (SVM) e Descida do Gradiente Estocástica (Stochastic Gradient Descent) (SGD)) para classificar estados de saúde com base em SpO₂, temperatura e frequência cardíaca. O sistema alcança Área Sob a Curva ROC (Area Under the ROC Curve) (AUROC) de até 0,9933, demonstrando a robustez de modelos leves para aplicações em tempo real em dispositivos vestíveis.

O uso de ML também se destaca na estimativa de PA. Pesquisas anteriores geralmente utilizam combinações PPG–ECG com PTT (GANTI *et al.*, 2021; HUYNH *et al.*, 2018; THAMBIRAJ *et al.*, 2019), mas tais métodos são sensíveis a artefatos de movimento e a problemas de sincronização entre sensores. A abordagem de Phan et al. (PHAN *et al.*, 2022)

diferencia-se ao eliminar completamente o PPG, utilizando apenas características morfológicas do ECG combinadas com aprendizado profundo, reduzindo a complexidade de hardware e melhorando a robustez ao ruído.

2.2.4 Dispositivos Vestíveis e Redes de Sensores Corporais (WBANs)

As redes de sensores corporais (Wireless Body Area Network (WBAN)) oferecem suporte para sensoriamento distribuído sobre o corpo humano, utilizando protocolos como *Bluetooth*, *ZigBee* e enlaces proprietários de baixo consumo. Arslan et al. (ARSLAN *et al.*, 2024) revisam os fundamentos das WBANs e evidenciam seu papel no monitoramento contínuo de saúde. Gupta et al. (GUPTA *et al.*, 2024) ampliam essa discussão ao abordar estratégias de integração multisensorial para monitoramento neurológico e hemodinâmico em ambientes clínicos avançados.

Esses sistemas ressaltam a importância de fusão sensorial, comunicação de baixa latência e design orientado à eficiência energética. Observa-se também uma tendência crescente de monitoramento multilocal (integrando patches torácicos, dispositivos de punho e sensores implantáveis) para formar ecossistemas completos de monitoramento.

2.2.5 Sensores e Materiais para Vestíveis Cardiovasculares

Os avanços recentes contemplam não apenas processamento de sinais, mas também materiais. Substratos flexíveis, condutores extensíveis e adesivos conformáveis melhoram a biocompatibilidade e o conforto do usuário. Sempionatto et al. (SEMPIONATTO *et al.*, 2021) desenvolveram um patch epidérmico capaz de medir simultaneamente biomarcadores hemodinâmicos e metabólicos, ilustrando como plataformas híbridas biofísicas–bioquímicas podem oferecer avaliações cardiovasculares mais completas.

Os módulos de sensores mais comuns nas arquiteturas de ponta incluem:

- **ECG:** *front-ends* baseados em ADS1293 para captura de biopotenciais cardíacos de alta resolução; suscetível a interferências elétricas e a variações na impedância da interface eletrodo-pele, especialmente em ambientes não controlados, o que pode introduzir artefatos de movimento e ruído em modo comum (WEBSTER, 2010; ARSLAN *et al.*, 2024).
- **PPG:** amplamente utilizado em estimativas baseadas em PTT; suscetível a artefatos de movimento devido ao seu princípio óptico de funcionamento, no qual variações na pressão de contato e no acoplamento sensor-pele alteram o caminho óptico da luz no tecido

(GANTI *et al.*, 2021; THAMBIRAJ *et al.*, 2019).

- **Acelerometria:** dispositivos como o BNO055 permitem estimar atividade, postura e detectar quedas.
- **Temperatura:** o MAX30205 fornece precisão clínica para detecção de febre e estresse fisiológico.
- **GPS:** módulos como o PAM-7Q permitem localização em situações de emergência.

Esses componentes refletem a convergência entre microsensores, microeletrônica, circuitos impressos flexíveis e módulos de comunicação em plataformas vestíveis integradas.

2.2.6 *Desafios e Oportunidades de Pesquisa*

Apesar das significativas evoluções, diversos desafios permanecem no monitoramento cardiovascular por vestíveis:

- **Artefatos de movimento e ruído:** especialmente críticos para estimativas de PA baseadas em PPG.
- **Restrições energéticas:** monitoramento contínuo exige otimização agressiva de consumo em microcontroladores, rádios e sensores (PHAN *et al.*, 2022).
- **Segurança e privacidade:** sistemas IoMT devem incorporar mecanismos fortes de criptografia e proteção de dados (JAIME *et al.*, 2023).
- **Generalização de modelos de ML:** muitos modelos são treinados em populações jovens e saudáveis, limitando a aplicabilidade clínica.
- **Precisão da PA sem manguito:** apesar dos avanços, a acurácia ainda enfrenta desafios para atender padrões clínicos em populações diversas.

3 METODOLOGIA

3.1 Materiais e Ferramentas

Para o desenvolvimento e validação do protótipo, foram utilizados componentes de hardware selecionados com base nos critérios de baixo custo, eficiência energética e disponibilidade no mercado nacional. A unidade central de processamento é o módulo **ESP32-C3 (Espressif Systems)**, escolhido por sua arquitetura RISC-V de baixo consumo e conectividade integrada.

Os sensores e materiais utilizados incluem:

- **Sensor de ECG:** Módulo de condicionamento de sinal AD8232, configurado para aquisição de biopotenciais cardíacos.
- **Sensor de PPG:** Módulo MAX30102 para oximetria de pulso e detecção da onda pletismográfica.
- **Eletrodos:** Foram confeccionados dois conjuntos de eletrodos secos para comparação de desempenho: Aço Inoxidável e Prata 1000 (pureza >99%), ambos com geometria circular idêntica para garantir a paridade nos testes. Além disso, foram utilizados eletrodos comerciais de silicone gel para comparação.

O firmware foi desenvolvido utilizando a framework Arduino na plataforma ArduinoIDE, com bibliotecas otimizadas para processamento de sinais em tempo real.

3.2 Método de Comparação de Materiais

Para avaliar a influência do material do eletrodo na qualidade do sinal de ECG, foi estabelecido um protocolo experimental no qual o mesmo indivíduo foi submetido à aquisição dos sinais utilizando, de forma alternada, eletrodos de aço inoxidável e de prata. A utilização de um único indivíduo tem como objetivo reduzir a variabilidade interindividual, permitindo uma comparação mais direta dos efeitos associados ao material do eletrodo, conforme práticas adotadas em estudos exploratórios de instrumentação biomédica (WEBSTER, 2010; SEMPIONATTO *et al.*, 2021).

As métricas de avaliação consideradas incluíram a estabilidade da linha de base e a relação Relação Sinal-Ruído (Signal-to-Noise Ratio) (SNR), bem como a nitidez visual do complexo QRS, parâmetros amplamente empregados na literatura para caracterização da

qualidade de sinais de ECG (WEBSTER, 2010; THAMBIRAJ *et al.*, 2019). Os testes foram realizados em condição de repouso sentado, de modo a minimizar a influência de artefatos de movimento e contrações musculares, procedimento comumente adotado em avaliações iniciais de sistemas de aquisição de biopotenciais (GANTI *et al.*, 2021).

3.2.1 *Extração e cálculo das métricas do sinal de ECG*

A avaliação quantitativa do sinal de ECG foi realizada por meio da extração de métricas de baseline, ruído, amplitude do complexo QRS e SNR, conforme práticas consolidadas na literatura de instrumentação biomédica (WEBSTER, 2010; THAMBIRAJ *et al.*, 2019). A seleção manual de trechos fisiologicamente relevantes é recorrente em estudos exploratórios e avaliações iniciais de sistemas de aquisição de ECG (GANTI *et al.*, 2021). As rotinas de seleção manual, identificação dos picos R e cálculo das métricas foram implementadas em scripts próprios desenvolvidos em Python, utilizados exclusivamente para análise off-line dos sinais adquiridos. O código correspondente encontra-se disponível para consulta no Apêndice B.

3.2.1.1 *Baseline do sinal de ECG*

O baseline do ECG representa o nível de referência elétrica do sinal na ausência de atividade ventricular. Para sua determinação, foi selecionado manualmente um trecho correspondente ao segmento TP, localizado após a onda T e antes da onda P subsequente, priorizando-se regiões com menor inclinação e menor presença de ruído, conforme descrito na literatura de instrumentação biomédica (WEBSTER, 2010; THAMBIRAJ *et al.*, 2019). O valor do baseline foi calculado como a média aritmética das amostras do sinal nesse intervalo, de acordo com:

$$\text{Baseline} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3.1)$$

em que x_i corresponde às amostras do ECG no segmento TP e N ao número de amostras consideradas.

3.2.1.2 *Cálculo do RMS do ruído*

O nível de ruído do sinal foi estimado a partir do cálculo do valor Valor Quadrático Médio (Root Mean Square) (RMS) em um trecho do ECG sem a presença de complexos QRS,

tipicamente o segmento TP, abordagem amplamente utilizada na literatura para a caracterização da qualidade de sinais eletrocardiográficos (WEBSTER, 2010; THAMBIRAJ *et al.*, 2019). Inicialmente, o valor médio do trecho foi removido, de modo a eliminar componentes de *offset DC*. Em seguida, o RMS do ruído foi calculado conforme:

$$\text{RMS}_{\text{ruído}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2} \quad (3.2)$$

em que y_i são as amostras do trecho selecionado e \bar{y} sua média.

3.2.1.3 Identificação do complexo QRS e do pico R

A identificação dos complexos QRS foi realizada de forma semiautomática, através de um *script python* de autoria própria. Inicialmente, selecionou-se manualmente pontos próximos ao topo do pico R. Em seguida, o algoritmo executou uma busca local em uma janela temporal ao redor do ponto selecionado, identificando o máximo local correspondente ao pico R real. Esse procedimento reduz erros associados à seleção manual e aumenta a reprodutibilidade das medidas.

3.2.1.4 Amplitude do complexo QRS

A amplitude do complexo QRS foi definida como a diferença entre o valor do pico R e o baseline previamente calculado, abordagem amplamente adotada na literatura para a caracterização da intensidade do sinal eletrocardiográfico (WEBSTER, 2010). Para cada batimento k , a amplitude foi determinada por:

$$A_k = R_k - \text{Baseline} \quad (3.3)$$

A partir desse conjunto de amplitudes, foram calculadas duas métricas: a amplitude média do QRS e a amplitude RMS do QRS. A amplitude média foi obtida por:

$$A_{QRS,\text{média}} = \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M A_k \quad (3.4)$$

em que M representa o número total de batimentos analisados. Já a amplitude RMS foi calculada conforme:

$$A_{QRS,rms} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{k=1}^M A_k^2} \quad (3.5)$$

A utilização do valor RMS permite reduzir a influência de batimentos atípicos e fornece uma métrica mais robusta para análises comparativas de sinais de ECG, conforme discutido na literatura (THAMBIRAJ *et al.*, 2019).

3.2.1.5 Relação sinal-ruído do ECG

A SNR do ECG foi definida como a razão entre a amplitude RMS do complexo QRS e o RMS do ruído de base, métrica amplamente empregada na literatura para a avaliação da qualidade de sinais eletrocardiográficos (WEBSTER, 2010; THAMBIRAJ *et al.*, 2019). Inicialmente, a SNR foi calculada em escala linear, conforme:

$$SNR_{lin} = \frac{A_{QRS,rms}}{RMS_{ruído}} \quad (3.6)$$

Posteriormente, o valor foi convertido para Decibel (dB) por meio da relação:

$$SNR_{dB} = 20 \cdot \log_{10}(SNR_{lin}) \quad (3.7)$$

Essa definição utiliza métricas baseadas em RMS tanto para o sinal quanto para o ruído, garantindo consistência na avaliação e independência em relação a offsets do sinal, conforme descrito na literatura de instrumentação biomédica (WEBSTER, 2010).

3.2.1.6 Considerações sobre a seleção manual

A seleção manual dos trechos fisiologicamente relevantes foi adotada com o objetivo de assegurar maior controle sobre a definição do baseline, do nível de ruído e da identificação dos picos R. Como alternativa, técnicas automáticas de detecção de batimentos e segmentação do sinal, baseadas em limiares adaptativos ou algoritmos de detecção de QRS, são amplamente descritas na literatura. Entretanto, tais abordagens podem apresentar desempenho limitado em sinais adquiridos por protótipos em fase experimental, especialmente na presença de ruído e variabilidade de contato dos eletrodos. Dessa forma, a seleção manual foi adotada neste trabalho

como estratégia adequada para a validação inicial do sistema e para a comparação direta entre os materiais de eletrodo avaliados.

4 DESENVOLVIMENTO

4.1 Arquitetura de Hardware

O sistema foi projetado para operar de forma modular. O diagrama de blocos abaixo (Figura 1) ilustra as conexões entre a unidade de processamento e os periféricos. O ESP32-C3 comunica-se com o sensor de PPG via barramento Inter-Integrated Circuit (I²C) e recebe o sinal analógico de ECG através de suas entradas Conversor Analógico-Digital (Analog-to-Digital Converter) (ADC).

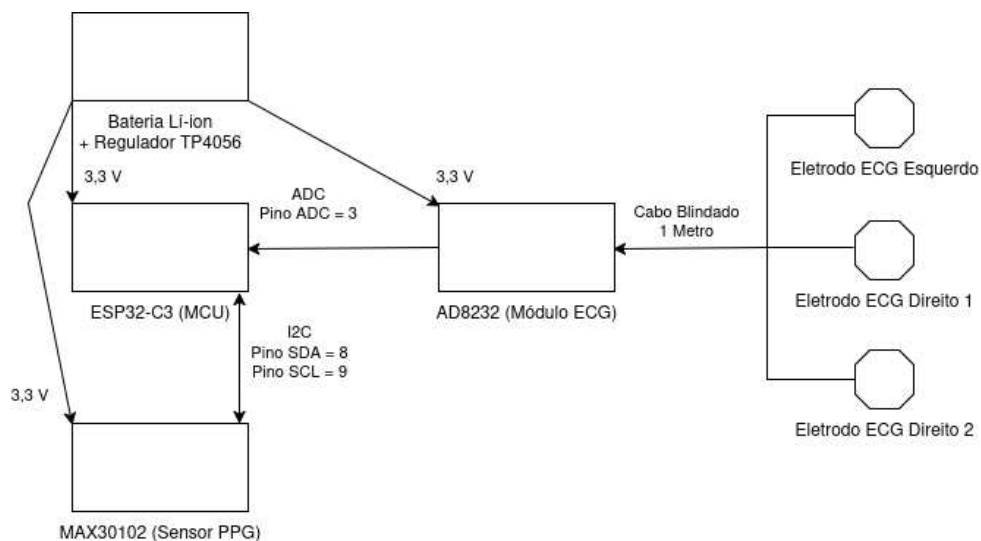


Figura 1 – Diagrama de blocos do sistema.

A alimentação é fornecida por uma bateria de Li-Ion de 250 mAh, gerenciada por um circuito de carga TP4056, garantindo a portabilidade necessária para um dispositivo vestível.

O sinal de ECG é adquirido pelo front-end analógico AD8232 e encaminhado ao conversor analógico-digital (ADC) do microcontrolador ESP32-C3, utilizando o pino GPIO 3. O sensor de PPG (MAX30102) comunica-se com o microcontrolador por meio do barramento I²C, utilizando os pinos GPIO 8 (SDA) e GPIO 9 (SCL).

4.2 Implementação do Firmware e Algoritmos

A lógica de funcionamento do dispositivo baseia-se em um ciclo contínuo de aquisição e processamento dos sinais, conforme detalhado no fluxograma da Figura 2. O firmware realiza a leitura dos sensores a uma taxa de amostragem definida e aplica filtros digitais passa-faixa do tipo *Butterworth*, com o objetivo de atenuar interferências de rede elétrica (60 Hz) e

reduzir flutuações da linha de base do sinal. O código-fonte do *firmware* desenvolvido encontra-se disponível para consulta no Apêndice A.

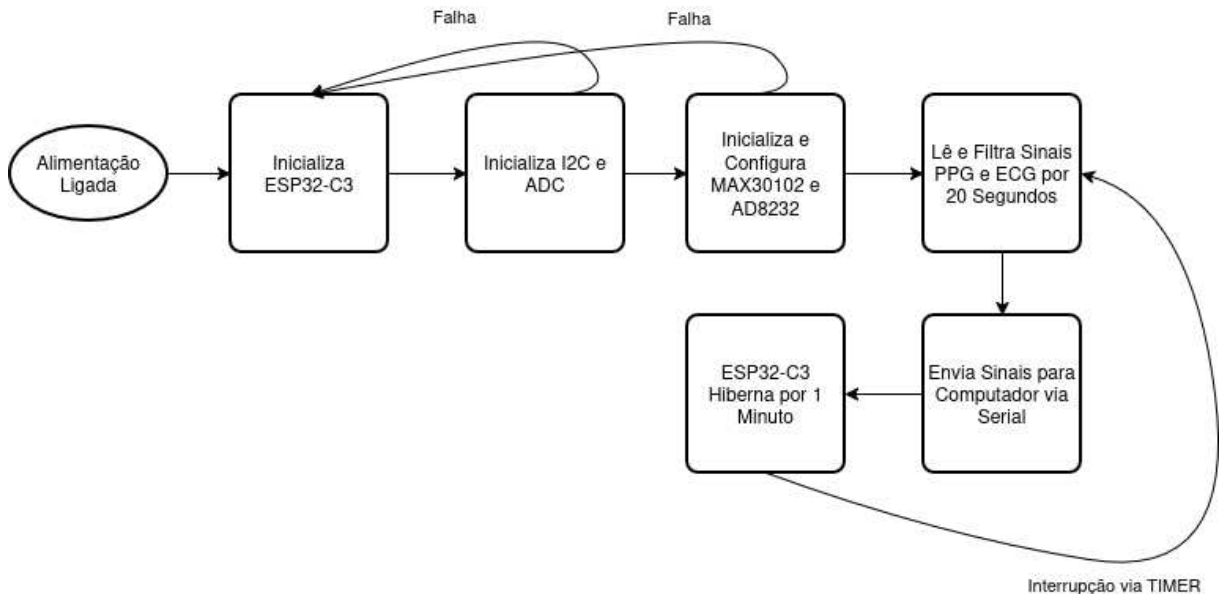


Figura 2 – Fluxograma de operação do Firmware.

4.2.1 Configuração do ADC e Aquisição dos Sinais

A aquisição do sinal de ECG foi realizada por meio do conversor analógico-digital (ADC) interno do ESP32-C3, configurado com resolução de 12 bits, resultando em 4096 níveis de quantização. O sinal proveniente do front-end AD8232 é amostrado a uma taxa de 250 Hz, valor compatível com a faixa espectral de interesse do eletrocardiograma e amplamente adotado na literatura.

O sinal de PPG foi adquirido por meio do sensor MAX30102, configurado para operar com taxa de amostragem de 100 Hz, utilizando apenas o LED infravermelho. A comunicação ocorre via barramento I²C em modo rápido (400 kHz), reduzindo latência e jitter na aquisição.

A separação das taxas de amostragem (ECG a 250 Hz e PPG a 100 Hz) permite otimizar o uso dos recursos computacionais do microcontrolador, respeitando as diferentes características espectrais dos sinais fisiológicos.

4.2.2 Filtragem Digital do Sinal de ECG

O sinal de ECG passou por uma etapa de filtragem digital passa-faixa implementada diretamente no firmware. O filtro é composto por um filtro passa-altas com frequência de corte

aproximada de 0,5 Hz, destinado à remoção de flutuações lentas da linha de base, seguido de um filtro passa-baixas com frequência de corte aproximada de 40 Hz, responsável por atenuar ruídos de alta frequência.

Ambos os filtros foram implementados como seções biquad do tipo Butterworth, garantindo resposta em frequência suave e sem ondulações na banda passante. A implementação em ponto flutuante foi utilizada nesta etapa devido à simplicidade do protótipo e à capacidade de processamento do ESP32-C3.

4.3 Projeto Mecânico e Integração Vestível

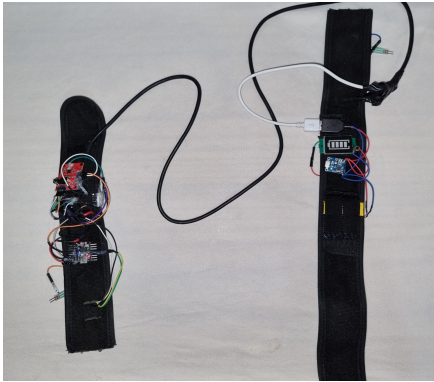
A Figura 3 apresenta o protótipo vestível desenvolvido, evidenciando a arquitetura modular adotada, com um módulo localizado no pulso esquerdo e outro no braço direito, bem como as vistas internas e externas de cada componente. A fixação dos módulos ao corpo foi realizada por meio de uma estrutura têxtil elástica improvisada, confeccionada e costurada manualmente com tecido elástico de uso ortopédico. Ambos os módulos utilizam sistema de fechamento em velcro, permitindo o ajuste do nível de aperto conforme a anatomia do usuário, facilitando a colocação e remoção do dispositivo e contribuindo para a obtenção de pressão de contato adequada entre sensores e pele.

4.4 Eletrodos e Aquisição de ECG

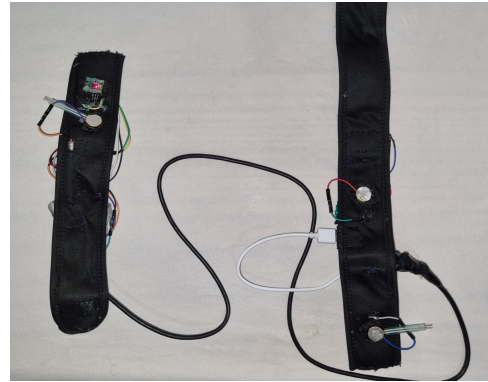
Para avaliar o impacto do material do eletrodo na aquisição do sinal de ECG, foram utilizados três tipos de eletrodos: eletrodo seco de aço inoxidável, eletrodo seco de prata 1000 e eletrodo comercial a gel.

Os eletrodos secos de aço inoxidável e de prata 1000 empregados neste estudo foram confeccionados pelo autor, com caráter experimental, sendo utilizados exclusivamente para fins de pesquisa e comparação qualitativa.

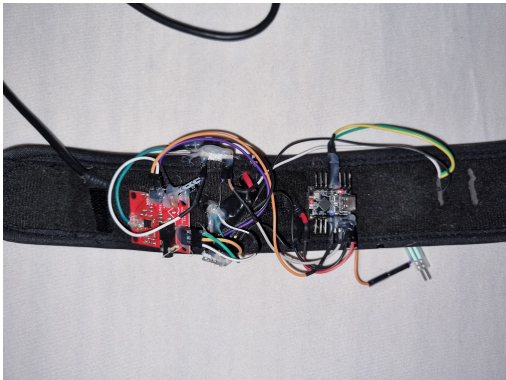
Os eletrodos secos foram desenvolvidos visando reutilização e integração vestível, enquanto o eletrodo a gel foi empregado como referência para comparação qualitativa da qualidade do sinal no mesmo *front-end* de aquisição.



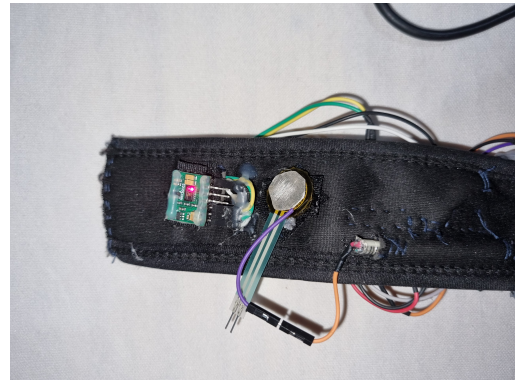
(a) Visão externa do conjunto completo do dispositivo vestível.



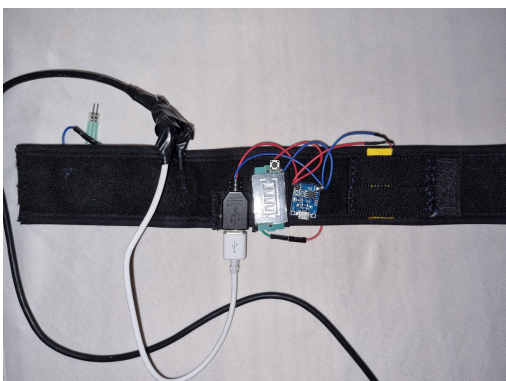
(b) Visão interna do conjunto completo do dispositivo vestível.



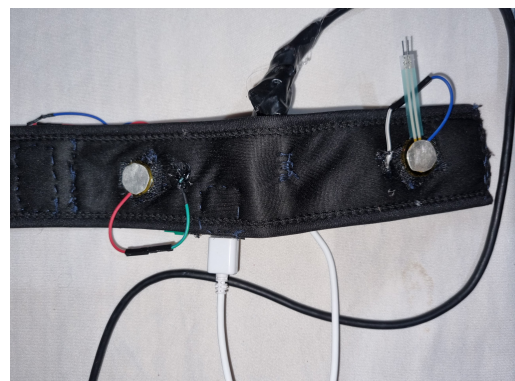
(c) Módulo do pulso esquerdo – vista externa.



(d) Módulo do pulso esquerdo – vista interna.



(e) Módulo do braço direito – vista externa.

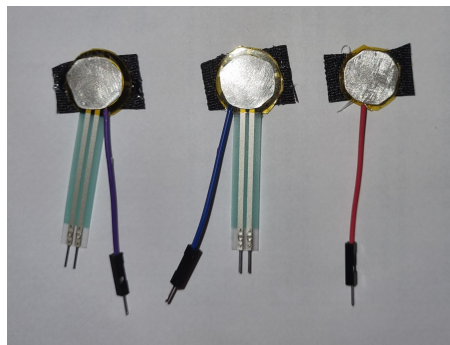


(f) Módulo do braço direito – vista interna.

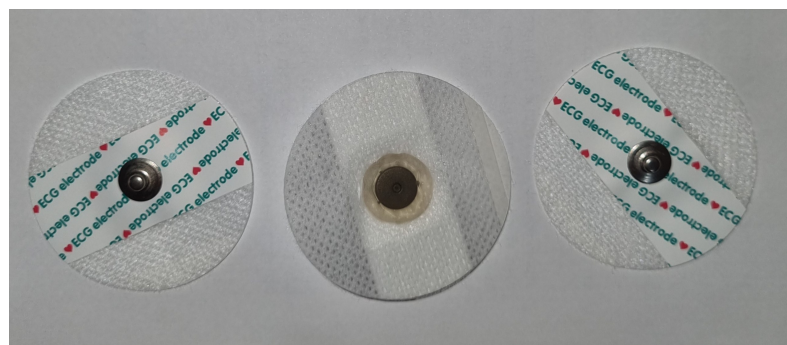
Figura 3 – Protótipo vestível desenvolvido, apresentando o conjunto completo e os módulos do pulso esquerdo e do braço direito, em vistas internas e externas: o módulo esquerdo contém um eletrodo, um sensor PPG, um *front-end* ECG e o microcontrolador; já o módulo do braço direito é destinado à conexão elétrica com os eletrodos de ECG fixados no antebraço e da bateria que alimenta o dispositivo.



(a) Eletrodo seco de aço inoxidável.



(b) Eletrodo seco de prata 1000 (com FSR).



(c) Eletrodo comercial a gel.

Figura 4 – Eletrodos utilizados na aquisição do sinal de ECG: eletrodos secos metálicos e eletrodo comercial a gel.

4.5 Estimativa de Custos do Protótipo

Com o objetivo de avaliar a viabilidade econômica do protótipo desenvolvido, foi realizada uma estimativa dos custos dos principais componentes utilizados na implementação do sistema. Os valores apresentados referem-se à aquisição de componentes em comércio varejista e à construção de um protótipo acadêmico, não representando custos de produção em escala.

Tabela 1 – Estimativa de custos dos principais componentes do protótipo

Componente	Custo estimado (R\$)
Microcontrolador ESP32-C3	30,00
Módulo ECG (AD8232)	70,00
Sensor PPG (MAX30102)	25,00
Eletrodos secos (aço inox)	5,00
Eletrodos secos (prata 1000)	120,00
Bateria + Módulo de Carga	31,00
Cabo Blindado	20,00
Material Têxtil	20,00
Custo total estimado (aço inox)	201,00
Custo total estimado (prata 1000)	316,00

Ressalta-se que os custos apresentados referem-se a um protótipo acadêmico desenvolvido com componentes adquiridos no varejo e módulos prontos. Em um cenário de desenvolvimento mais avançado, é esperado que o custo total possa ser reduzido por meio da utilização de placas de circuito impresso customizadas, aquisição de componentes diretamente com fornecedores, redução de redundâncias de hardware e otimização do processo de integração mecânica e elétrica. Dessa forma, a estimativa apresentada representa um limite superior para o custo do sistema, não um custo mínimo de produção.

5 RESULTADOS

5.1 Resultados da Aquisição de Sinais

O sistema demonstrou capacidade satisfatória na aquisição simultânea dos sinais vitais. A Figura 5 apresenta uma das formas de onda obtida pelo protótipo antes da realização da filtragem. É possível identificar claramente o complexo QRS no canal de ECG e os picos sistólicos no canal de PPG, validando o *frontend* analógico desenvolvido.



Figura 5 – Aquisição do sinal de ECG sem aplicação de filtragem digital, obtida diretamente do ADC do microcontrolador durante ensaio experimental em repouso. No canto inferior esquerdo, observa-se o protótipo vestível posicionado no usuário durante a aquisição.

5.1.1 Taxa de Sucesso e Descarte de Medições

Durante a etapa experimental, nem todas as aquisições resultaram em sinais adequados para análise. Parte das medições iniciais foi descartada devido à presença excessiva de ruído, instabilidade da linha de base ou baixa qualidade do sinal fotopleletismográfico, especialmente durante o ajuste da pressão de contato dos sensores e do posicionamento dos eletrodos.

De forma empírica, observou-se que foram necessárias, em média, aproximadamente 6 tentativas de posicionamento e ajuste para que fossem obtidos sinais de ECG e PPG com qualidade suficiente para análise visual e extração das métricas quantitativas. Considerando o conjunto total de tentativas realizadas, estima-se que cerca de 70% a 75% das medições iniciais não atenderam aos critérios mínimos de estabilidade e relação sinal-ruído, sendo descartadas antes da análise final.

Esse comportamento evidencia a forte dependência da qualidade do sinal em relação à pressão de contato, à acomodação mecânica do dispositivo vestível e à adaptação do usuário, especialmente em protótipos experimentais que utilizam eletrodos secos e sensores ópticos sem mecanismos ativos de controle de pressão.

5.2 Comparação: Eletrodos de Aço Inox, Prata 1000 e Silicone Gel

A análise quantitativa do sinal de ECG, apresentada na Tabela 2, evidencia diferenças no comportamento dos eletrodos avaliados. O eletrodo comercial a gel apresentou menor nível de ruído e maior relação sinal-ruído, resultado esperado devido à melhor adaptação à interface eletrodo–pele. Entre os eletrodos secos, o aço inoxidável apresentou maior relação sinal–ruído, porém com maior variabilidade da amplitude do complexo QRS, indicando maior sensibilidade a variações de contato. Por sua vez, o eletrodo de prata 1000 apresentou menor variabilidade morfológica do QRS, ainda que com nível de ruído mais elevado nas condições do experimento. Ressalta-se que essas métricas referem-se a uma avaliação interna do sistema de aquisição e não configuram validação clínica do sinal.

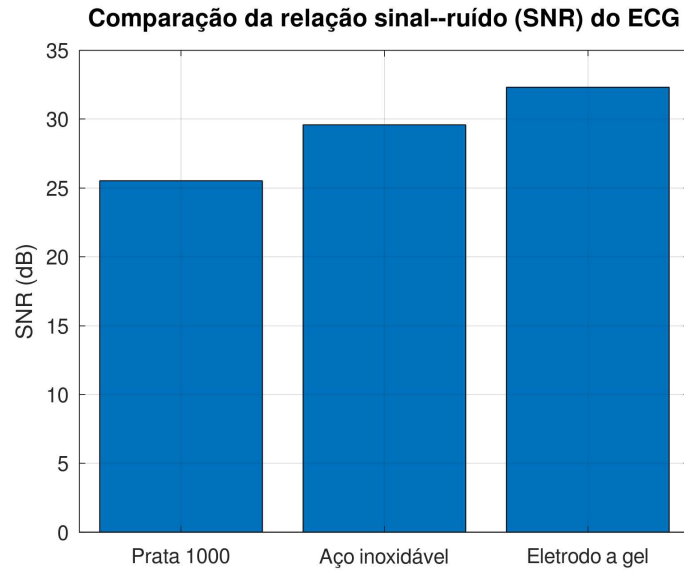
Tabela 2 – Métricas quantitativas do sinal de ECG para diferentes tipos de eletrodos (avaliação interna do pipeline de processamento)

Eletrodo	<i>n_{batimentos}</i>	RMS ruído	Média QRS	DP QRS	SNR (dB)
Prata 1000	10	75.50	1422.99	117.97	25.53
Aço inoxidável	10	45.47	1357.05	194.78	29.59
Eletrodo a gel	10	42.36	1743.71	139.83	32.32

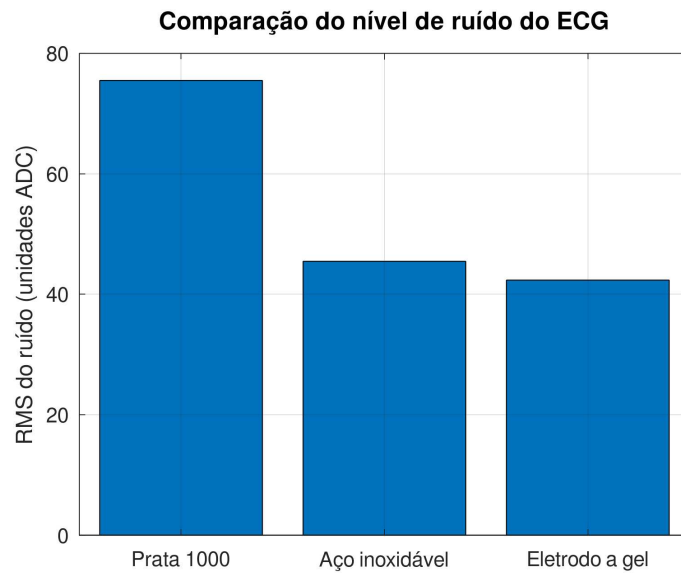
A Figura 6 apresenta, de forma ilustrativa, a comparação visual entre a relação sinal–ruído e o nível de ruído do ECG para os diferentes materiais de eletrodos avaliados. Os gráficos têm caráter exploratório e visam facilitar a interpretação das métricas quantitativas apresentadas na Tabela 2.

Além da análise quantitativa apresentada, os sinais de ECG adquiridos foram avaliados visualmente a partir de trechos representativos, com o objetivo de verificar a morfologia do traçado, a estabilidade do sinal e a presença de ruídos ou artefatos. A inspeção visual constitui prática recorrente na análise de sinais eletrocardiográficos, sendo amplamente empregada como etapa complementar às métricas quantitativas para a verificação da integridade e da qualidade do sinal (WEBSTER, 2010; THAMBIRAJ *et al.*, 2019).

Observa-se que os trechos apresentados corroboram as métricas obtidas, evidenci-

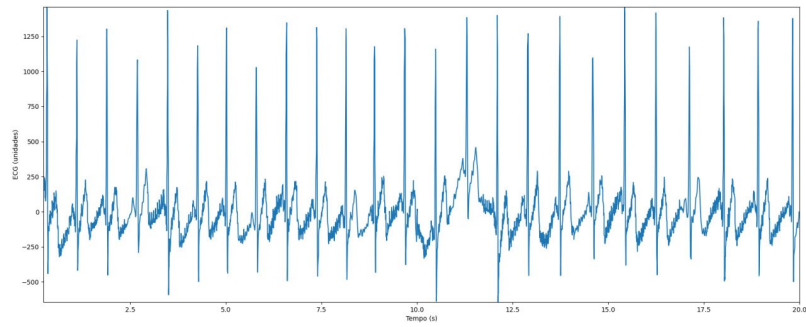


(a) Relação sinal-ruído (SNR) do ECG.

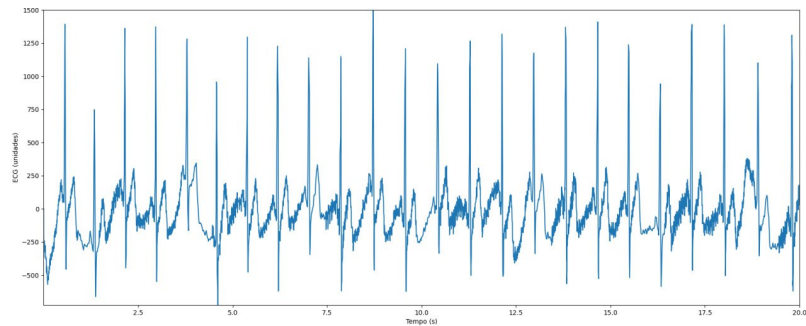


(b) Nível de ruído (RMS) do sinal de ECG.

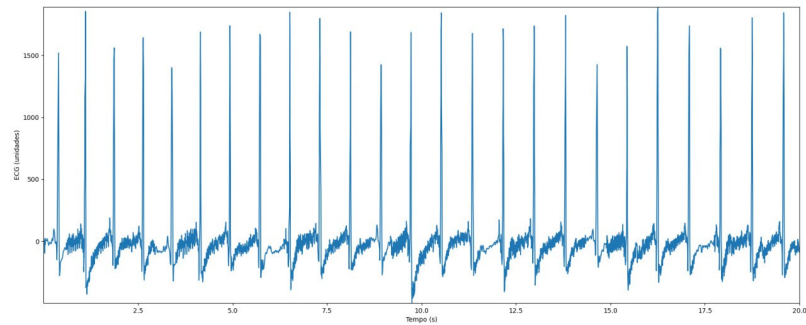
Figura 6 – Comparação visual das métricas quantitativas do sinal de ECG para diferentes materiais de eletrodos.



(a) ECG obtido com eletrodo seco de prata 1000.

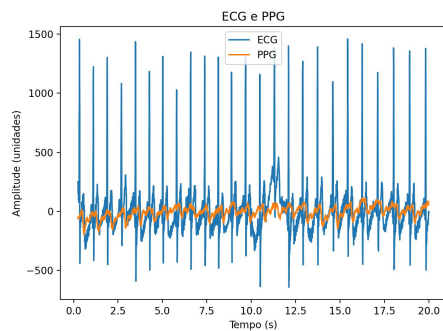


(b) ECG obtido com eletrodo seco de aço inoxidável.

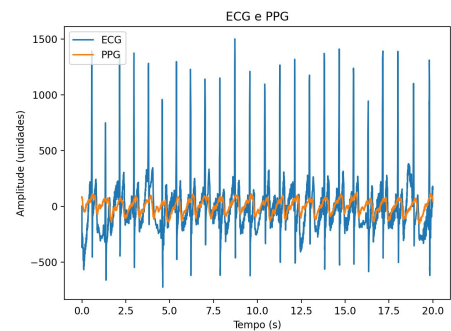


(c) ECG obtido com eletrodo comercial a gel.

Figura 7 – Trechos representativos do sinal de ECG obtido com diferentes tipos de eletrodos, nas mesmas condições experimentais.



(a) Aquisição simultânea de ECG e PPG com eletrodo seco de prata 1000.



(b) Aquisição simultânea de ECG e PPG com eletrodo seco de aço inoxidável.

Figura 8 – Trechos representativos da aquisição simultânea dos sinais de ECG e PPG utilizando eletrodos secos.

ando diferenças no nível de ruído, na amplitude do complexo QRS e na estabilidade do traçado entre os eletrodos avaliados. No caso da aquisição simultânea de ECG e PPG, verifica-se a viabilidade da coexistência dos sinais no mesmo sistema de aquisição, ainda que com caráter exploratório.

A Tabela 3 apresenta uma comparação qualitativa entre os eletrodos secos desenvolvidos neste trabalho e eletrodos comerciais a gel, baseada em características amplamente discutidas na literatura de instrumentação biomédica. Os critérios considerados, bem como sua classificação qualitativa, foram definidos a partir de estudos prévios sobre interface eletrodo-pele, conforto, estabilidade do sinal e reutilização (WEBSTER, 2010; SEMPIONATTO *et al.*, 2021; THAMBIRAJ *et al.*, 2019).

Tabela 3 – Comparação qualitativa entre eletrodos secos desenvolvidos e eletrodos comerciais a gel

Critério	Eletrodos Secos	Eletrodos a Gel
Preparação da pele	Não necessária	Necessária
Conforto em uso prolongado	Alto	Médio
Relação sinal-ruído	Moderada	Alta
Estabilidade do sinal	Dependente da pressão	Alta
Reutilização	Alta	Baixa
Custo por uso	Baixo	Médio

Além dos aspectos técnicos relacionados à qualidade do sinal, a escolha do material do eletrodo também impacta diretamente o custo do sistema, sendo relevante avaliar a relação entre desempenho e custo dos eletrodos analisados. Considerando os resultados obtidos, observa-se que o eletrodo seco de prata 1000 apresentou menor variabilidade da amplitude do complexo QRS, sugerindo maior consistência morfológica entre batimentos. Entretanto, o eletrodo de aço inoxidável apresentou maior relação sinal-ruído nas condições avaliadas, além de custo significativamente inferior. Assim, no contexto deste protótipo e do escopo experimental do trabalho, a diferença de custo entre a prata 1000 e o aço inoxidável não se mostrou proporcional aos benefícios observados, indicando o aço inoxidável como alternativa mais vantajosa para aplicações de ultra-baixo custo. Ressalta-se que a escolha do material pode depender de requisitos adicionais, tais como durabilidade, corrosão e repetibilidade de fabricação, os quais podem ser investigados em estudos futuros.

5.2.1 *Comportamento dos Materiais dos Eletrodos ao Longo do Tempo*

Além das diferenças observadas na qualidade do sinal entre os eletrodos de aço inoxidável e de prata 1000, é relevante considerar aspectos relacionados à durabilidade e estabilidade dos materiais quando expostos a condições de uso prolongado. Resultados da literatura indicam que diferentes materiais de eletrodos apresentam comportamento distinto em termos de impedância de contato e estabilidade eletroquímica ao longo do tempo. Por exemplo, eletrodos de prata e seus derivados, como Ag/AgCl, são comumente utilizados em medições clínicas devido à sua menor impedância e maior estabilidade de interface eletrodo-pele em comparação com eletrodos de aço inoxidável, que tendem a apresentar impedâncias mais altas e menor capacidade de transferência de carga sem gel condutor. (ALBULBUL, 2016; KIM *et al.*, 2019)

Essa diferença decorre, em parte, das propriedades físico-químicas inerentes aos materiais: a prata é um condutor comumente associado a bons níveis de condutividade e menor impedância de interface, enquanto o aço inoxidável, embora resistente à corrosão em muitas aplicações, possui propriedades de acoplamento eletrodo-pele que podem variar mais com o tempo, especialmente em presença de eletrólitos como suor. Revisões sobre eletrodos secos destacam que materiais metálicos secos, incluindo aço inoxidável, estão sujeitos a variações de impedância e desafios de contato prolongado quando comparados a eletrodos com gel condutor, o que pode influenciar a estabilidade do sinal em medições contínuas ou de longa duração. (ALBULBUL, 2016; KIM *et al.*, 2019)

Esse comportamento justifica, em parte, as observações experimentais de variabilidade nas medições com eletrodos secos durante diferentes sessões de aquisição e reforça a necessidade de investigação adicional sobre a durabilidade e a estabilidade de contato sob condições reais de uso como potencial trabalho futuro.

5.3 **Comparação Qualitativa com Dispositivos Comerciais**

Para contextualizar o protótipo desenvolvido, realizou-se uma comparação qualitativa com dispositivos comerciais de uso não clínico amplamente disponíveis no mercado, incluindo um oxímetro de pulso domiciliar e um smartwatch (*Samsung Galaxy Watch 6*). Esta análise não tem como objetivo estabelecer equivalência clínica, mas observar tendências, limitações e diferenças funcionais entre as abordagens e níveis de acesso aos dados.

Segundo informações do fabricante, o oxímetro apresenta faixa de medição de SpO₂



Figura 9 – Oxímetro de pulso comercial de uso domiciliar utilizado como referência funcional.



Figura 10 – Exemplo de leitura no oxímetro comercial, exibindo SpO₂, frequência de pulso (PR) e traçado fotopleletismográfico simplificado.

entre 70% e 99%, com resolução de 1% e exatidão declarada de $\pm 2\%$ para valores entre 80% e 100%.

O oxímetro de pulso comercial foi utilizado como referência funcional para observação da frequência de pulso, saturação periférica de oxigênio e da morfologia básica do sinal fotopleletismográfico exibido em seu visor. Ressalta-se que o equipamento não foi tratado como padrão clínico, sendo empregado exclusivamente para comparação qualitativa de tendência dos sinais.



Figura 11 – Smartwatch comercial utilizado na comparação qualitativa (*Samsung Galaxy Watch 6*).



Figura 12 – Tela do smartwatch exibindo frequência cardíaca (BPM) e onda ECG no *Samsung Galaxy Watch 6*.

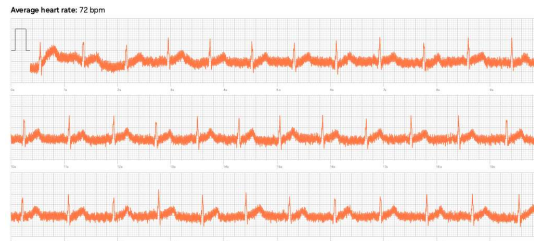


Figura 13 – Sinal ECG (*on-demand*) no *Samsung Galaxy Watch 6* extraído após a utilização.

Ressalta-se que o smartwatch não fornece acesso irrestrito aos sinais brutos e, tipicamente, apresenta resultados derivados por algoritmos proprietários. Além disso, a medição de ECG em smartwatches é geralmente realizada sob demanda e com configurações de eletrodos integrados ao próprio dispositivo, não se caracterizando como aquisição bruta contínua comparável à instrumentação do protótipo. Assim, o smartwatch é utilizado nesta seção exclusivamente como referência funcional de mercado, sem implicar validação clínica do sistema desenvolvido.

Durante os testes exploratórios com o smartwatch, observou-se que a funcionalidade de ECG apresenta dependência significativa das condições de contato e posicionamento, resultando, em alguns casos, em medições classificadas como inválidas pelo próprio dispositivo. Tal comportamento evidencia a sensibilidade operacional de soluções comerciais fechadas e reforça a importância do controle explícito da interface eletrodo-pele e do acesso aos sinais brutos, características contempladas no protótipo desenvolvido.

A comparação apresentada possui caráter qualitativo e tem como objetivo contextualizar o protótipo frente a soluções comerciais de uso não clínico, não representando validação clínica.

Tabela 4 – Comparação qualitativa entre o protótipo desenvolvido e dispositivos comerciais para aquisição de sinais cardíacos e ópticos

Critério	Protótipo	Oxímetro de Pulso	Smartwatch
Aquisição de PPG	Sim	Sim	Sim
Aquisição de ECG	Sim	Não	Sim (sob demanda)
Frequência cardíaca (BPM)	Sim	Sim	Sim
Forma de onda	Sim (sinal bruto)	Sim (simplificada)	Sim (visualização)
Acesso aos dados brutos	Total	Nenhum	Limitado
Finalidade principal	Pesquisa/educacional	Monitoramento domiciliar	Uso pessoal
Certificação médica	Não	Não informada	Não informada

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho atingiu seu objetivo principal ao desenvolver e avaliar experimentalmente um dispositivo vestível multimodal de baixo custo para a aquisição de sinais cardiovasculares não invasivos, com foco em aplicações acadêmicas e de pesquisa. A utilização do microcontrolador ESP32-C3 mostrou-se viável do ponto de vista técnico, oferecendo capacidade suficiente para a aquisição e filtragem digital dos sinais de ECG e PPG analisados.

A análise experimental dos eletrodos permitiu observar diferenças no comportamento dos materiais avaliados. O eletrodo comercial a gel apresentou maior relação sinal-ruído, como esperado, enquanto os eletrodos secos de aço inoxidável e de prata 1000 apresentaram desempenhos distintos, com *trade-offs* entre nível de ruído e estabilidade morfológica do complexo QRS. Esses resultados indicam a viabilidade do uso de eletrodos secos em contextos experimentais e acadêmicos, respeitando as limitações inerentes à interface eletrodo-pele.

Os resultados obtidos devem ser interpretados dentro das limitações experimentais do estudo, não havendo validação clínica ou certificação médica do sistema desenvolvido. Ainda assim, os experimentos realizados permitem discutir de forma fundamentada a viabilidade técnica do protótipo e os impactos do material dos eletrodos na qualidade do sinal de ECG em um contexto vestível.

6.1 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, sugere-se a implementação de métodos de estimativa indireta da pressão arterial baseados em PTT, bem como a incorporação de algoritmos de aprendizado de máquina embarcados (TinyML) para calibração individual e classificação da qualidade do sinal. Adicionalmente, a miniaturização da placa de circuito impresso e a integração mecânica otimizada podem melhorar o conforto ergonômico e a robustez do sistema. Além disso, recomenda-se a caracterização do consumo energético e a otimização do gerenciamento de energia do sistema.

6.2 Limitações do Trabalho

O presente trabalho apresenta limitações inerentes ao seu caráter acadêmico e experimental. O protótipo desenvolvido não possui validação clínica nem certificação para uso médico, sendo destinado exclusivamente a fins de pesquisa e aprendizado. As análises realizadas

baseiam-se em métricas internas de qualidade do sinal e em comparações qualitativas, não permitindo inferências clínicas ou diagnósticas.

Além disso, embora técnicas como a estimativa indireta da pressão arterial por meio do Tempo de Trânsito de Pulso (PTT) e o uso de algoritmos de aprendizado de máquina sejam discutidas ao longo do trabalho, tais abordagens não foram implementadas no protótipo final, permanecendo como possibilidades para estudos futuros. Os testes experimentais foram conduzidos em condições controladas e com número limitado de amostras, o que restringe a generalização dos resultados obtidos.

REFERÊNCIAS

- ALBULBUL, A. Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements. **Sensors**, MDPI, v. 16, n. 4, p. 1–15, 2016. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/16/4/434>>.
- ARSLAN, M. M.; YANG, X.; ZHANG, Z.; RAHMAN, S. U.; ULLAH, M.; ABBASI, Q. H. Advancing healthcare monitoring: Integrating machine learning with innovative wearable and wireless systems for comprehensive patient care. **IEEE Sensors Journal**, IEEE, v. 24, n. 18, p. 29199–29210, 2024.
- GANTI, V. G.; CAREK, A. M.; NEVIUS, B. N.; HELLER, J. A.; ETEMADI, M.; INAN, O. T. Wearable cuff-less blood pressure estimation at home via pulse transit time. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, IEEE, v. 25, n. 6, p. 1926–1937, 2021.
- GUPTA, N.; KASULA, V.; SANMUGANANTHAN, P.; PANICO, N.; DUBIN, A. H.; SYKES, D. A. W.; D'AMICO, R. S. Smartwear body sensors for neurological and neurosurgical patients: A review of current and future technologies. **World Neurosurgery: X**, Elsevier, v. 21, p. 100247, 2024.
- HUYNH, T. H.; JAFARI, R.; CHUNG, W.-Y. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and impedance plethysmography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 66, n. 4, p. 967–976, 2018.
- JAIME, F. J.; MUÑOZ, A.; RODRÍGUEZ-GÓMEZ, F.; JEREZ-CALERO, A. Strengthening privacy and data security in biomedical microelectromechanical systems by iot communication security and protection in smart healthcare. **Sensors**, MDPI, v. 23, n. 21, p. 8944, 2023.
- KIM, J.; CAMPBELL, A. S.; ÁVILA, B. E.-F. de; WANG, J. Wearable biosensors for healthcare monitoring. **Nature Biotechnology**, v. 37, n. 4, p. 389–406, 2019. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/s41587-019-0045-y>>.
- MISHRA, S.; SINGH, A. Iot ml driven holistic health monitoring and fitness assessment empowering proactive wellbeing management. In: IEEE. **2024 IEEE Students Conference on Engineering and Systems (SCES)**. [S.l.], 2024. p. 1–6.
- OSAMA, M.; ATEYA, A. A.; SAYED, M. S.; HAMMAD, M.; PŁAWIAK, P.; EL-LATIF, A. A. A.; ELSAYED, R. A. Internet of medical things and healthcare 4.0: Trends, requirements, challenges, and research directions. **Sensors**, MDPI, v. 23, n. 17, p. 7435, 2023.
- PHAN, D. T.; NGUYEN, C. H.; NGUYEN, T. D. P.; TRAN, L. H.; PARK, S.; CHOI, J.; LEE, B.-i.; OH, J. A flexible, wearable, and wireless biosensor patch with internet of medical things applications. **Biosensors**, MDPI, v. 12, n. 3, p. 139, 2022.
- SEMPIONATTO, J. R.; LIN, M.; YIN, L.; PAZ, E. D. L.; PEI, K. *et al.* An epidermal patch for the simultaneous monitoring of haemodynamic and metabolic biomarkers. **Nature Biomedical Engineering**, Nature Publishing Group, v. 5, n. 7, p. 737–748, 2021.
- THAMBIRAJ, G.; GANDHI, U.; DEVANAND, V.; MANGALANATHAN, U. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time, womersley number, and photoplethysmogram intensity ratio. **Physiological Measurement**, IOP Publishing, v. 40, n. 7, p. 075001, 2019.

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

World Health Organization. **Cardiovascular diseases (CVDs)**. 2025. Disponível em: <[https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))>. Acesso em: 26 nov. 2025.

World Health Organization. **Cardiovascular diseases**. s.d. Disponível em: <<https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases>>. Acesso em: 26 nov. 2025.

APÊNDICE A – CÓDIGO DO FIRMWARE NO ESP32-C3**Código-fonte 1 – Código do firmware para aquisição e filtragem do ECG e do PPG**

```
1 // Disponível em: https://github.com/cerebralpie/  
   Vestivel_Cardiovascular/tree/main  
2  
3 #include <Arduino.h>  
4 #include <Wire.h>  
5 #include "MAX30105.h"  
6  
7 // Configuracao  
8 #define PLOTTER_MODE 0 // Serial Monitor ou Plotter (0  
   ou 1)  
9 #define SERIAL_BAUD 115200  
10  
11  
12 // PINOS  
13 static const int PIN_ECG_ADC = 3;  
14 static const int PIN_I2C_SDA = 8;  
15 static const int PIN_I2C_SCL = 9;  
16  
17  
18 MAX30105 max3010x;  
19  
20 // TAXAS  
21 static const uint32_t ECG_FS_HZ = 250;  
22 static const uint32_t PPG_FS_HZ = 100;  
23 static const uint32_t ECG_PERIOD_US = 1000000UL / ECG_FS_HZ  
   ;  
24 static const uint32_t PPG_PERIOD_US = 1000000UL / PPG_FS_HZ  
   ;  
25
```

```
26 // FILTRO ECG
27 struct Biquad {
28     float b0, b1, b2, a1, a2;
29     float x1=0, x2=0, y1=0, y2=0;
30     inline float step(float x) {
31         float y = b0*x + b1*x1 + b2*x2 - a1*y1 - a2*y2;
32         x2=x1; x1=x; y2=y1; y1=y;
33         return y;
34     }
35 };
36
37 // fs=250Hz, HPF ~0.5Hz
38 static Biquad hpf = { 0.9911536f, -1.9823073f, 0.9911536f,
39     -1.9822289f, 0.9823857f };
40 // fs=250Hz, LPF ~40Hz
41 static Biquad lpf = { 0.2065721f, 0.4131442f, 0.2065721f,
42     -0.3695274f, 0.1958157f };
43
44 inline float ecg_filter(float x) {
45     return lpf.step(hpf.step(x));
46 }
47
48 // PPG
49 static float ppg_dc = 0.0f;
50 static const float PPG_DC_ALPHA = 0.95f;
51 float ppg_plot_val = 0.0f;
52 bool first_ppg = true;
53
54 // timing
55 uint32_t t_ecg = 0, t_ppg = 0;
56
57 static inline void logln(const char* s) {
```

```
56 #if !PLOTTER_MODE
57     Serial.println(s);
58 #else
59     (void)s;
60 #endif
61 }
62
63 void setup() {
64     Serial.begin(SERIAL_BAUD);
65     delay(800);
66
67 #if !PLOTTER_MODE
68     logln("Iniciando...");
69 #endif
70
71     analogReadResolution(12);
72     pinMode(PIN_ECG_ADC, INPUT);
73
74     Wire.begin(PIN_I2C_SDA, PIN_I2C_SCL);
75     Wire.setClock(400000);
76
77     bool ok = max3010x.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST);
78     if (!ok) {
79 #if !PLOTTER_MODE
80         logln("MAX30102 falhou");
81 #endif
82         while (true) delay(200);
83     }
84
85     // MAX30102 (so IR, sem media pra minimizar delay)
86     byte ledBrightness = 0x3F;
87     byte sampleAverage = 1;
```

```
88  byte ledMode = 2;
89  int  sampleRate = 100;
90  int  pulseWidth = 411;
91  int  adcRange = 4096;
92
93  max3010x.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode,
94                sampleRate, pulseWidth, adcRange);
95  max3010x.setPulseAmplitudeIR(ledBrightness);
96  max3010x.setPulseAmplitudeRed(0x00);
97  max3010x.clearFIFO();
98
99  t_ecg = micros();
100  t_ppg = micros();
101
102 #if PLOTTER_MODE
103 //
104 #else
105   logln("Pronto para o Plotter");
106 #endif
107 }
108
109 void loop() {
110   // Mantem o driver alimentado
111   max3010x.check();
112
113   const uint32_t now = micros();
114
115   // Timer PPG (100 Hz), atualiza ppg_plot_val quando tiver
116   amostra
117   if ((uint32_t)(now - t_ppg) >= PPG_PERIOD_US) {
118     t_ppg += PPG_PERIOD_US;
119   }
```

```
118     if (max3010x.available()) {
119         uint32_t raw_ir = max3010x.getIR();
120         max3010x.nextSample();
121
122         if (first_ppg) {
123             ppg_dc = (float)raw_ir;
124             first_ppg = false;
125         }
126         ppg_dc = PPG_DC_ALPHA * ppg_dc + (1.0f - PPG_DC_ALPHA
127             ) * (float)raw_ir;
128         ppg_plot_val = (float)raw_ir - ppg_dc;
129     }
130
131     // Timer ECG(250 Hz), imprime linha
132     if ((uint32_t)(now - t_ecg) >= ECG_PERIOD_US) {
133         t_ecg += ECG_PERIOD_US;
134
135         int ecg_raw = analogRead(PIN_ECG_ADC);
136         float x = (float)ecg_raw - 2048.0f;
137         float ecg_f = ecg_filter(x);
138
139         #if PLOTTER_MODE
140             Serial.print((int)ecg_f);
141             Serial.print(' ');
142             Serial.println((int)ppg_plot_val);
143         #else
144             Serial.print(ecg_f, 2);
145             Serial.print(' ');
146             Serial.println(ppg_plot_val, 2);
147         #endif
148     }
```

149

}



APÊNDICE B – TRECHO DO SCRIPT PYTHON PARA SELEÇÃO MANUAL

Código-fonte 2 – Trecho do Script Python para Seleção Manual de Pontos do ECG

```
1
2 #Codigo completo em: https://github.com/cerebralpie/
   Vestivel_Cardiovascular/tree/main
3
4 def interactive_metrics(t, ecg):
5     """
6     Voc vai marcar com o mouse:
7     1) Dois cliques definindo um trecho sem QRS -> RMS do
       ru do naquele trecho.
8     2) Dois cliques definindo baseline (n vel de
       refer ncia).
9     3) V rios cliques nos picos R (um por batimento).
       Enter finaliza.
10    """
11    t = np.asarray(t)
12    ecg = np.asarray(ecg)
13
14    fig, ax = plt.subplots()
15    ax.plot(t, ecg)
16    ax.set_title(
17        "Selecao manual:\n"
18        "1) clique 2x (inicio/fim) trecho SEM QRS p/ RMS\n"
19        "2) clique 2x (inicio/fim) trecho BASELINE\n"
20        "3) clique nos picos R (varios). Pressione Enter
       para finalizar."
21    )
22    ax.set_xlabel("Tempo (s)")
23    ax.set_ylabel("ECG (unidades)")
24    plt.tight_layout()
```

```
25
26 # Evita que zoom/pan interfira com ginput e mant m
    escala fixa durante a sele o
27 ax.set_xlim(float(t[0]), float(t[-1]))
28 ax.set_ylim(float(np.min(ecg)), float(np.max(ecg)))
29 try:
30     # Desliga atalhos de navega o (zoom/pan)
        enquanto seleciona
31     fig.canvas.toolbar_visible = False
32 except Exception:
33     pass
34
35 # 1) RMS: pega 2 pontos
36 # ginput s vezes pega clique "errado" se toolbar/zoom
    estiverem ativos.
37 # Aqui for amos pegar 2 cliques reais.
38 pts = fig.ginput(2, timeout=0)
39 if len(pts) < 2:
40     print("Selecao RMS cancelada.")
41     plt.close(fig)
42     return None
43
44 t1, _ = pts[0]
45 t2, _ = pts[1]
46 a, b = sorted([t1, t2])
47 # Garante que a sele o est dentro do intervalo do
    sinal
48 a = max(float(t[0]), min(float(t[-1]), float(a)))
49 b = max(float(t[0]), min(float(t[-1]), float(b)))
50 if b - a <= 0:
51     print("Sele o inv lida (cliques fora da janela)
        .")
```

```
52     plt.close(fig)
53     return None
54
55     idx = (t >= a) & (t <= b)
56     if idx.sum() < 5:
57         print("Trecho RMS muito curto.")
58         plt.close(fig)
59         return None
60
61     seg = ecg[idx]
62     rms = float(np.sqrt(np.mean((seg - np.mean(seg))**2)))
63     ax.axvspan(a, b, alpha=0.2)
64     ax.text(a, np.max(ecg), f"RMS={rms:.2f}", va="top")
65
66     # 2) baseline: 2 pontos -> m dia nesse trecho
67     pts2 = plt.ginput(2, timeout=0)
68     if len(pts2) < 2:
69         print("Selecao baseline cancelada.")
70         plt.close(fig)
71         return None
72
73     tb1, _ = pts2[0]
74     tb2, _ = pts2[1]
75     c, d = sorted([tb1, tb2])
76     idxb = (t >= c) & (t <= d)
77     if idxb.sum() < 5:
78         print("Trecho baseline muito curto.")
79         plt.close(fig)
80         return None
81
82     baseline = float(np.mean(ecg[idxb]))
83     ax.axhline(baseline, linestyle="--")
```

```
84 ax.axvspan(c, d, alpha=0.2)
85
86 # 3) picos R: v rios cliques, Enter termina
87 rpts = plt.ginput(n=-1, timeout=0)
88 if len(rpts) == 0:
89     print("Nenhum pico R selecionado.")
90     plt.close(fig)
91     return None
92
93 r_times = np.array([p[0] for p in rpts])
94 # "Snap" para o pico local mais pr ximo (procura
95     m ximo em uma janela)
96 SNAP_MS = 80 # ajuste: 50 120 ms
97 sn = SNAP_MS / 1000.0
98
99 r_idx = []
100 for rt in r_times:
101     i0 = np.searchsorted(t, rt - sn)
102     i1 = np.searchsorted(t, rt + sn)
103     i0 = max(0, i0)
104     i1 = min(len(t) - 1, i1)
105     if i1 <= i0:
106         r_idx.append(np.searchsorted(t, rt))
107         continue
108     # ndice do m ximo local dentro da janela
109     i_peak = i0 + int(np.argmax(ecg[i0:i1+1]))
110     r_idx.append(i_peak)
111
112 r_idx = np.array(r_idx, dtype=int)
113 r_times = t[r_idx]
114 r_amps = ecg[r_idx]
```

```
115 r_amps = np.interp(r_times, t, ecg)
116 qrs_amps = r_amps - baseline
117 qrs_mean = float(np.mean(qrs_amps))
118 qrs_std = float(np.std(qrs_amps))
119
120 # SNR do ECG (em dB) usando amplitude RMS do QRS / RMS
    do ru do
121 qrs_amp_rms = float(np.sqrt(np.mean(qrs_amps**2)))
122 snr_linear = qrs_amp_rms / (rms + 1e-12)
123 snr_db = float(20.0 * np.log10(snr_linear + 1e-12))
124
125
126 ax.scatter(r_times, r_amps, marker="x")
127 ax.set_title(
128 f"RMS ruido={rms:.2f} | QRS mean={qrs_mean:.2f} (std={
    qrs_std:.2f}) | "
129 f"SNR={snr_db:.1f} dB")
130 plt.show()
131
132 return {
133     "rms_noise": rms,
134     "baseline": baseline,
135     "qrs_mean": qrs_mean,
136     "qrs_std": qrs_std,
137     "qrs_amp_rms": qrs_amp_rms,
138     "ecg_snr_linear": float(snr_linear),
139     "ecg_snr_db": snr_db,
140     "n_beats": len(rpts),}
```

ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO OXÍMETRO INCOTERM OX320

ESPECIFICAÇÕES

Visor:

Dados: % SpO₂, PR (Frequência de pulso) e curva Pletismográfica, ícone de status das pilhas.

Tempo de atualização da medida: 2s

Tipo de visor: OLED

Alarme

Alarme: Para valores de %SpO₂ e PR (Frequência de pulso)

Tipos de alarme: Alarme sonoro, alarme visual (valor pisca).

SpO₂

Faixa de medição: 70% a 99%

Resolução: 1%

Exatidão: $\pm 2\%$ para faixa de 80% a 100%

$\pm 3\%$ para faixa de 70% a 79%

PR (FREQUÊNCIA DE PULSO):

Faixa de medição: 30 a 240 bpm (batimentos por minuto).

Resolução: 1 bpm

Exatidão: ± 1 bpm ou 1% (o que for maior)

LED	Comprimento de onda	Potência radiante
VERMELHO	660 \pm 2nm	1.8mW
INFRAVERMELHO	905 \pm 2nm	2.0mW

ANEXO B – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO SENSOR PPG MAX30102

Click [here](#) for production status of specific part numbers.

MAX30102

High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health

General Description

The MAX30102 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor module. It includes internal LEDs, photodetectors, optical elements, and low-noise electronics with ambient light rejection. The MAX30102 provides a complete system solution to ease the design-in process for mobile and wearable devices.

The MAX30102 operates on a single 1.8V power supply and a separate 3.3V power supply for the internal LEDs. Communication is through a standard I²C-compatible interface. The module can be shut down through software with zero standby current, allowing the power rails to remain powered at all times.

Applications

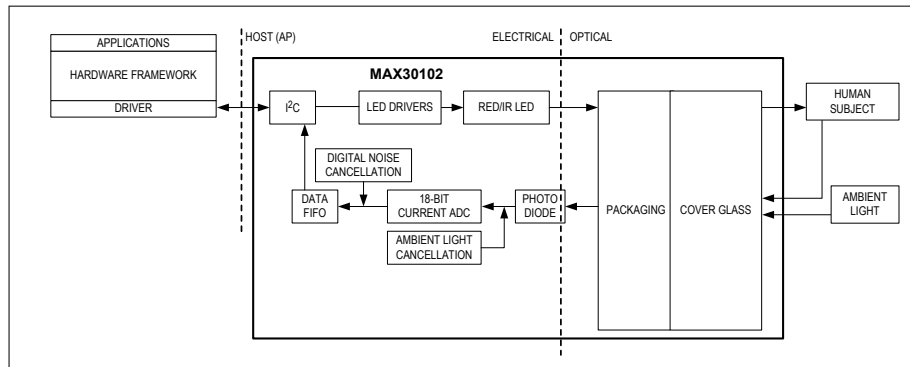
- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices
- Smartphones
- Tablets

Benefits and Features

- Heart-Rate Monitor and Pulse Oximeter Sensor in LED Reflective Solution
- Tiny 5.6mm x 3.3mm x 1.55mm 14-Pin Optical Module
 - Integrated Cover Glass for Optimal, Robust Performance
- Ultra-Low Power Operation for Mobile Devices
 - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
 - Low-Power Heart-Rate Monitor (< 1mW)
 - Ultra-Low Shutdown Current (0.7μA, typ)
- Fast Data Output Capability
 - High Sample Rates
- Robust Motion Artifact Resilience
 - High SNR
- -40°C to +85°C Operating Temperature Range

Ordering Information appears at end of data sheet.

System Diagram



ANEXO C – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO FRONT-END ECG AD8232



Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End

Data Sheet

AD8232

FEATURES

- Fully integrated single-lead ECG front end
- Low supply current: 170 μ A (typical)
- Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
- Two or three electrode configurations
- High signal gain ($G = 100$) with dc blocking capabilities
- 2-pole adjustable high-pass filter
- Accepts up to ± 300 mV of half cell potential
- Fast restore feature improves filter settling
- Uncommitted op amp
- 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
- Leads off detection: ac or dc options
- Integrated right leg drive (RLD) amplifier
- Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
- Integrated reference buffer generates virtual ground
- Rail-to-rail output
- Internal RFI filter
- 8 kV HBM ESD rating
- Shutdown pin
- 20-lead, 4 mm \times 4 mm LFCSP and LFCSP_SS package
- Qualified for automotive applications

APPLICATIONS

- Fitness and activity heart rate monitors
- Portable ECG
- Remote health monitors
- Gaming peripherals
- Biopotential signal acquisition

GENERAL DESCRIPTION

The AD8232 is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The AD8232 can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the AD8232 to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

Rev. D

[Document Feedback](#)

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

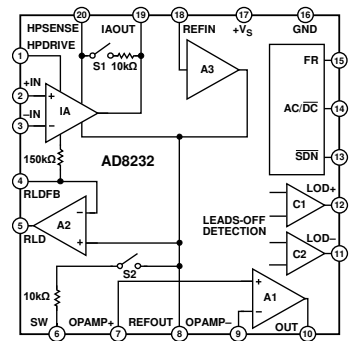


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the AD8232 includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The AD8232 includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the AD8232 automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the AD8232 to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The AD8232 is available in a 4 mm \times 4 mm, 20-lead LFCSP and a LFCSP_SS package. Performance for the A grade models is specified from 0°C to 70°C and the models are operational from -40°C to +85°C. Performance for the W grade models is specified over the automotive temperature range of -40°C to +105°C.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 ©2012–2020 Analog Devices, Inc. All rights reserved.
Technical Support www.analog.com