

SENSOR DE ECG PARA CUIDADOS IMEDIATOS COM INTEGRAÇÃO EM APLICATIVOS MÓVEIS

Dhyana Iris Peruchi Bardini¹, Luiz Carlos Custódio Fontana², Diorgines Mattos Machado³

Resumo: O presente trabalho descreve o desenvolvimento e a avaliação de um sistema portátil de monitoramento eletrocardiográfico de baixo custo, integrando o sensor biomédico AD8232 e o microcontrolador ESP32 a um aplicativo móvel desenvolvido em Flutter e conectado a serviços na nuvem do Firebase. O sistema foi projetado para realizar aquisições em Lead I a 250 Hz, com detecção de eletrodos desconectados, processamento local do sinal e registro individualizado por usuário e sessão. A pesquisa, de caráter exploratório e descritivo, envolveu a construção do protótipo e a validação experimental com cinco voluntários saudáveis, comparando os resultados obtidos com os de um equipamento profissional de eletrocardiograma. Os resultados indicaram concordância prática entre as medições, com desvio médio de 6,4 batimentos por minuto e influência direta da estabilidade da rede na precisão das leituras. A arquitetura ponta a ponta proposta, combinando hardware, aplicativo e nuvem, demonstrou viabilidade técnica, acessibilidade e potencial para aplicações em saúde digital. Conclui-se que o sistema representa uma solução eficaz e reproduzível para o monitoramento remoto de sinais cardíacos, especialmente em ambientes com recursos limitados.

Palavras-chave: eletrocardiograma; esp32; ad8232; internet das coisas; aplicativo móvel; saúde digital

¹Curso de Ciência da Computação, Universidade do Extremo Sul Catarinense (Unesc), dhyana_iris@unesc.net

²Coorientador. Curso de Medicina, Universidade do Extremo Sul Catarinense (Unesc), luizcarlosfontana@unesc.net

³Orientador. Curso de Ciência da Computação, Universidade do Extremo Sul Catarinense (Unesc), diorginesmattos@unesc.net

ABSTRACT: This study describes the development and evaluation of a low-cost portable electrocardiogram monitoring system that integrates the AD8232 biomedical sensor and the ESP32 microcontroller with a mobile application developed in Flutter and connected to Firebase cloud services. The system was designed to perform Lead I acquisitions at 250 Hz, with disconnected electrode detection, local signal processing, and user- and session-based data recording. The exploratory and descriptive research involved the construction of the prototype and its experimental validation with five healthy volunteers, comparing the results obtained with those of a professional electrocardiogram device. The results indicated practical agreement between the measurements, with an average deviation of 6.4 beats per minute and a direct influence of network stability on reading accuracy. The proposed end-to-end architecture, combining hardware, mobile application, and cloud services, demonstrated technical feasibility, accessibility, and strong potential for applications in digital health. It is concluded that the system represents an effective and reproducible solution for remote cardiac signal monitoring, particularly in environments with limited resources.

Keywords: electrocardiogram; esp32; ad8232; internet of things; mobile application; digital health.

1 INTRODUÇÃO

As doenças não comunicáveis (DNC) figuram entre os maiores desafios da saúde pública global, sendo responsáveis por mais de 70% das mortes no mundo e afetando indivíduos de todas as faixas etárias, com a maior incidência podendo ser observada entre idosos. Estima-se que 17 milhões de óbitos anuais relacionados às DNC acometam pessoas com menos de 70 anos, especialmente em comunidades de baixa renda, onde as doenças cardiovasculares (DCV) se destacam como a principal causa de mortalidade, totalizando aproximadamente 17,9 milhões de mortes por ano em escala mundial (World Health Organization, 2023). No Brasil, o cenário é igualmente alarmante, as DNC representam cerca de 72% das mortes registradas, sendo 30% atribuídas às DCV. Estes dados evidenciam a urgência por soluções tecnológicas acessíveis que ampliem a prevenção, a detecção precoce e o monitoramento contínuo de pacientes em risco (Oliveira et al., 2024).

O diagnóstico precoce e o tratamento contínuo são fundamentais para o controle eficaz da saúde do paciente, o que torna necessária a realização de diversos exames clínicos, como análises laboratoriais e exames

de imagem, que auxiliam na avaliação do estado geral de saúde. Entre estes procedimentos, o eletrocardiograma (ECG) destaca-se como uma das ferramentas mais utilizadas na prática médica, por fornecer informações essenciais sobre a atividade elétrica do coração, permitindo a identificação e o acompanhamento de diferentes doenças cardiovasculares (DCV), tendo ampla aplicabilidade, sendo empregado tanto em cuidados primários e ambientes ambulatoriais quanto em situações de automonitoramento, possibilitando a avaliação contínua da função cardíaca (Moreno-Sánchez et al., 2024).

Os avanços tecnológicos, especialmente a popularização dos smartphones e a expansão da Internet das Coisas (IoT), têm impulsionado o desenvolvimento de dispositivos portáteis voltados à saúde. Entre estas inovações, destacam-se as soluções *Point-of-Care* (PoC), que surgem como alternativas promissoras por permitirem resultados rápidos e precisos diretamente no ponto de atendimento, reduzindo a dependência de equipamentos hospitalares tradicionais e viabilizando diagnósticos em tempo real (Lingervelder et al., 2021; Larkins; Thombare, 2023). Além disso, dispositivos vestíveis e sensores biomédicos portáteis têm demonstrado qualidade técnica para transformar o cuidado clínico, ao possibilitar que os pacientes realizem o automonitoramento de seus sinais vitais em um ambiente domiciliar ou em unidades de saúde comunitárias (Alimbayeva et al., 2024; Hughes et al., 2023).

A integração dos dispositivos de eletrocardiograma (ECG) portáteis e de baixo custo representa uma oportunidade na busca de conhecimento e pesquisa para a saúde digital, permitindo que os pacientes acompanhem sua condição cardíaca de forma prática e contínua. Isso ajuda a reduzir a sobrecarga dos sistemas de saúde e minimiza a necessidade de internações e consultas presenciais. O uso do microcontrolador ESP32, que tem se destacado como uma plataforma *open-source* acessível e de fácil utilização, viabiliza o desenvolvimento de dispositivos conectados para monitoramento em tempo real (Hercog et al., 2023; Syam et al., 2024). Sua compatibilidade com sensores biomédicos, como o AD8232, o torna uma solução para sistemas de monitoramento cardíaco remoto, quando integrado a aplicativos móveis capazes de exibir os sinais de maneira clara e fácil de compreender (ANALOG DEVICES, 2012; Junior et al., 2023).

O uso da Internet das Coisas (IoT) junto ao microcontrolador ESP32 e a sensores de ECG abre caminho para soluções modernas conectadas à nuvem. Estas tecnologias permitem que os profissionais de

saúde acompanhem, em tempo real, informações importantes sobre os pacientes, facilitando o monitoramento contínuo e reduzindo custos com atendimentos presenciais (Hemalatha et al., 2025), onde o uso de aplicativos móveis torna esse processo ainda mais acessível, permitindo que os dados sejam enviados e visualizados de forma simples, com gráficos, relatórios e alertas automáticos (Vankamamidi; Reddi; Murthy, 2020; Alruwaili et al., 2023).

Entre as pesquisas que exploram tecnologias voltadas ao monitoramento remoto de sinais vitais, destaca-se o trabalho de Gabriel Bruch Mandelli, sob a orientação do Prof. Dr. Rogério Antônio Casagrande, desenvolvido na Universidade do Extremo Sul Catarinense (UNESC), no Curso de Ciência da Computação (2021). Este estudo propôs o desenvolvimento de um sistema de monitoramento de sinais vitais em academias, utilizando redes de sensores sem fio (RSSF), o protocolo *ZigBee* e sensores de ECG AD8232. Esta pesquisa demonstrou a viabilidade de soluções de baixo custo e alta eficiência no acompanhamento da frequência cardíaca em tempo real, contribuindo para o campo da saúde digital e para aplicações em *e-Health* (Mandelli; Casagrande, 2021). Em complemento, estudos como os de Carrasqueira, Mendes e Carrasqueira (2022), Tieppo (2021), Mitropoulos, Chalkiadakis e Christakis (2024), Junior et al. (2023), Martínez-Suárez et al. (2023) reforçam a tendência de integração entre microcontroladores ESP32, sensores biomédicos e plataformas IoT, fornecendo uma base teórica e experimental para o desenvolvimento deste trabalho.

O estudo desenvolvido tem como foco a criação de uma solução tecnológica voltada ao monitoramento de sinais eletrocardiográficos de forma acessível e eficiente, integrando o microcontrolador ESP32 ao sensor biomédico AD8232, com o uso de recursos da Internet das Coisas (IoT). Uma integração que permite a coleta, a transmissão e a visualização dos dados em tempo real por meio de um aplicativo móvel. A proposta busca contribuir para a área de sistemas digitais aplicados à saúde, oferecendo uma alternativa de baixo custo e fácil utilização para o acompanhamento de parâmetros cardíacos, especialmente em locais com infraestrutura limitada. Tem como principal objetivo o desenvolvimento de um aplicativo móvel capaz de armazenar e exibir sinais eletrocardiográficos coletados pelo sensor AD8232, utilizando um sistema baseado em ESP32 e IoT. Para alcançar esse propósito, o estudo foi estruturado em etapas que compreendem a pesquisa de aplicações do eletrocardiograma em ambientes de cuidados

imediatos, a elaboração de um modelo portátil de ECG utilizando o microcontrolador ESP32 integrado ao sensor AD8232, e a implementação de algoritmos de processamento de sinal voltados ao aprimoramento da visualização dos dados coletados. Para isso, foi realizado o desenvolvimento de um aplicativo móvel para o armazenamento e exibição das informações processadas, permitindo o acesso fácil aos resultados. Por fim, procedeu-se à comparação entre os sinais obtidos pelo protótipo e aqueles registrados por equipamentos profissionais, de modo a validar a precisão e a confiabilidade do sistema desenvolvido.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo caracteriza-se como uma pesquisa quantitativa, exploratória e descritiva, voltada ao desenvolvimento e avaliação de um sistema de monitoramento remoto de sinais eletrocardiográficos (ECG) de uma derivação. O projeto integra um front-end biomédico de baixo custo, um microcontrolador com conectividade sem fio e um aplicativo móvel, buscando verificar a viabilidade técnica da solução em condições controladas de uso.

As etapas metodológicas foram divididas em duas partes complementares:

1. Estudo das Tecnologias e Procedimentos Técnicos; no qual são organizados os métodos e procedimentos prévios à construção, incluindo o funcionamento do ECG e da estimativa de frequência cardíaca, a seleção de tecnologias e a definição do plano de coleta, análise e aspectos éticos.
2. Desenvolvimento do Protótipo; no qual são descritos os materiais e os métodos aplicados para construir o sistema proposto (hardware, software, arquitetura de dados e conectividade).

2.1 ESTUDO DAS TECNOLOGIAS E PROCEDIMENTOS TÉCNICOS

O levantamento bibliográfico estruturou a concepção do sistema de ECG de uma derivação integrado a um aplicativo móvel e a um serviço em nuvem, guiando as escolhas de hardware, software e arquitetura de dados, bem como o método de validação com voluntários e os procedimentos éticos. A revisão iniciou pelo front-end analógico AD8232, considerando sua aplicação como sensor de monitoramento cardíaco em derivação única, incluindo seu amplificador de instrumentação de baixo ruído e filtros

ativos integrados, projetados para favorecer a faixa passante típica do ECG, aproximadamente entre 0,5 e 40 Hz, conforme especificado no datasheet (ANALOG DEVICES, 2012) e corroborado em estudos experimentais com esse front-end (Junior et al., 2023; Martínez-Suárez et al., 2023). A partir dessas características, adotou-se a estratégia de preservar, no domínio analógico, a morfologia relevante do sinal e, complementarmente, no aplicativo, uma filtragem digital leve, além de padronizar o posicionamento dos eletrodos em *Lead I*.

Em sistemas embarcados com ESP32, o estudo destacou recursos essenciais para a aquisição confiável, como ADC de 12 bits e temporização por timer de alta resolução, práticas também observadas em projetos IoT biomédicos recentes (Hercog et al., 2023; Carrasqueira; Mendes; Carrasqueira, 2022). Esses recursos asseguram a manutenção da taxa de amostragem alvo de 250 Hz, um valor amplamente empregado em monitores portáteis e adequado para a detecção de complexos QRS, incluindo algoritmos derivados de Pan–Tompkins (Hemalatha et al., 2025; Mitropoulos; Chalkiadakis; Christakis, 2024). A adoção de um *ring buffer* para evitar perdas durante a transmissão segue as recomendações apresentadas na literatura técnica sobre sistemas de telemetria biomédica.

No desenvolvimento da aplicação móvel multiplataforma com Flutter, foram consideradas a reatividade da interface e a integração com bibliotecas de rede e serviços do Firebase, alinhadas ao que propõem soluções modernas de monitoramento em saúde digital (Alruwaili et al., 2023). Definiu-se, então, o pipeline de processamento no aplicativo, composto pela conversão das contagens do ADC para milivolts, filtragem digital por bi-quads (passa-altas, passa-baixas e rejeita-faixa quando necessário) e detecção de picos R por envoltória de energia com limiar adaptativo, metodologia inspirada no algoritmo de Pan–Tompkins, reconhecido por seu desempenho robusto em condições de ruído e amplamente empregado em monitores vestíveis e sistemas de aquisição de baixo custo (Martínez-Suárez et al., 2023; Hemalatha et al., 2025).

Quanto às arquiteturas de armazenamento em nuvem para dados fisiológicos, o estudo orientou a adoção do ecossistema Firebase (plano Spark), com autenticação por usuário e a organização dos registros por sessões de aquisição, preservando metadados essenciais para a integridade do traçado, conforme boas práticas de sistemas IoT biomédicos (Syam et al., 2024). O objetivo foi conciliar simplicidade operacional, baixo custo e rastreabilidade por usuário/sessão, assegurando um fluxo claro entre a

coleta, a visualização e o histórico.

2.1.1 Seleção e Definição dos Requisitos do Sistema

Do ponto de vista funcional, definiu-se: aquisição de ECG de uma derivação (*Lead I*) com taxa alvo de 250 Hz; indicação de eletrodos desconectados; transmissão local via Wi-Fi com descoberta por mDNS; visualização em tempo real no aplicativo; cálculo básico de frequência cardíaca; cadastro/autenticação de usuário; registro e consulta de sessões no banco em nuvem. Como requisitos não funcionais, priorizaram-se a portabilidade (Android), a operação com redes domésticas e dados móveis, o consumo controlado de energia no módulo IoT, a integridade e a privacidade dos dados (controle de acesso por usuário).

2.1.2 Construção e Integração das Etapas do Projeto Proposto

Com base no levantamento, definiu-se a integração em três camadas. No hardware, o AD8232 realiza o pré-condicionamento do sinal e o ESP32 amostra o canal analógico, aplicando uma suavização leve para reduzir *jitter* e preenchendo um *buffer* circular com numeração sequencial.

Na aplicação móvel, o cliente descobre o módulo por meio do mDNS, realiza o *health check* e consome blocos incrementais pelo endpoint HTTP de dados. Em seguida, converte as contagens para milivolts, aplica a cadeia de filtros digitais e executa a detecção de picos R por envoltória de energia com limiar adaptativo e período refratário, estimando a frequência cardíaca (média e estimador robusto).

Por fim, nos serviços em nuvem, a autenticação do usuário é feita no Firebase Authentication e o histórico é persistido no Cloud Firestore, com organização por usuário, sessões e lotes de amostras. Esse arranjo viabiliza listar o histórico, acessar uma sessão específica e reconstituir o traçado para visualização e reprocessamento.

2.1.3 Realização de Testes com Voluntários Saudáveis

A pesquisa envolve testes com voluntários saudáveis, maiores de 18 anos, em repouso e em ambiente controlado. O projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNESC (Anexo A) e possui carta de aceite (Anexo B) para o uso das dependências das clínicas integradas da UNESC para a realização das coletas de dados. Para inclusão, aplicou-se previamente um formulário breve de triagem de saúde e hábitos a fim de reduzir fatores de interferência.

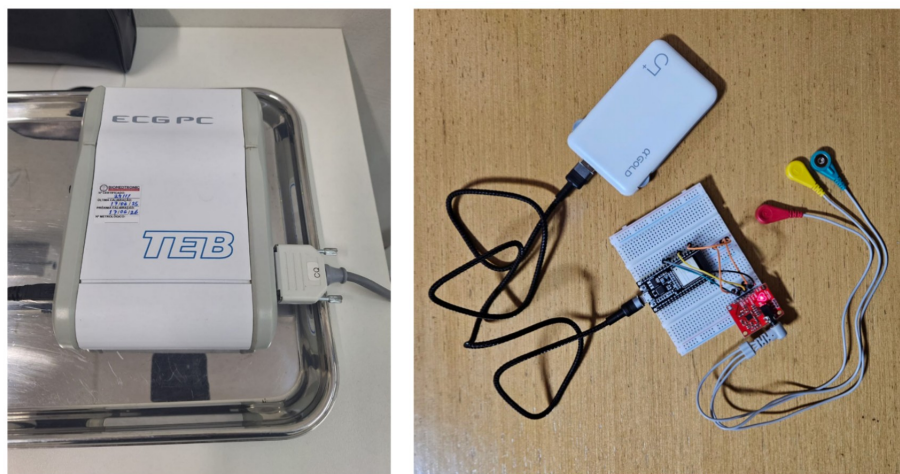
A validação experimental foi planejada em duas frentes. A pri-

meira comparação ocorreu nas Clínicas Integradas da UNESC com cinco voluntários, registrando-se, para cada participante, dois traçados em momentos separados: primeiro, em equipamento profissional (módulo de aquisição de ECG para computador TEB ECGPC) e, em seguida, no protótipo (ESP32 + AD8232). As aquisições foram independentes, com duração aproximada de dois minutos cada, para evitar interferência entre os equipamentos. O protótipo operou conectado por dados móveis 4G, enquanto o equipamento profissional seguiu seu fluxo habitual. Os participantes permaneceram em decúbito dorsal, com eletrodos descartáveis em configuração *Lead I* para o protótipo e posicionamento habitual para o ECG profissional, instruídos a não falar ou se mover durante as coletas.

A segunda frente avaliou a influência da conectividade no desempenho do protótipo. Um voluntário saudável realizou três coletas em uma rede Wi-Fi doméstica (modem DOCSIS 3.1, plano de 500 Mb/s), seguidas de três coletas em dados móveis 5G, com intervalos de 10 minutos entre as sessões em cada cenário. Mantiveram-se as mesmas condições de repouso, posicionamento e duração.

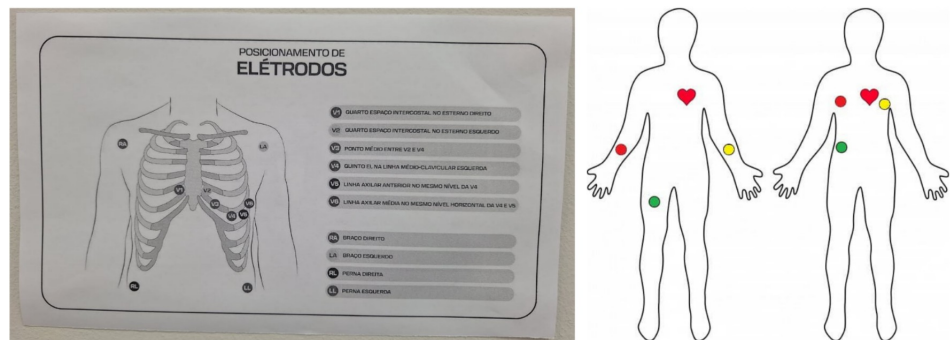
As Figuras 1 e 2 representam o equipamento disponibilizado pelas clínicas integradas e o protótipo, além do posicionamento dos eletrodos em ambos os equipamentos.

Figura 1 - Equipamento Profissional e Protótipo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 2 - Posicionamento dos Eletrodos.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

2.1.4 Formulário de Triagem do Participante

Antes de cada coleta, foi aplicado um formulário eletrônico para confirmar o consentimento, caracterizar minimamente o participante e identificar fatores que pudessem interferir no traçado. O instrumento inicia com um resumo do estudo (procedimento em repouso, riscos mínimos, anonimato por código e voluntariedade) e só libera as demais perguntas após a concordância explícita. As perguntas aplicadas estão presentes na Tabela 1.

Tabela 1 - Questionário de Triagem do Participante

Seção	Pergunta
Consentimento	Leu o termo e concorda em participar do estudo?
Perfil Básico	Q1. Idade (anos). Q2. Sexo. Q3. Altura (cm). Q4. Peso (kg).
Estilo de Vida	Q5. Fumante atualmente? Q6. Pratica atividade física (≥ 3x/semana)? Q7. Horas de sono na ultima noite. Q8. Consumiu café/energético nas ultimas 4 horas?
Triagem de Saúde	Q9. Diagnóstico cardíaco conhecido? Q10. Uso regular de medicamentos cardiovasculares? Q11. Hipertensão diagnosticada?
Pós-teste	Q12. Como se sentiu durante/depois do exame?

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.1.5 Análise dos Dados Coletados

A análise foi conduzida de forma descritiva, sem testes inferenciais. Para cada sessão gravada no protótipo, o próprio aplicativo calculou o BPM por meio do *pipeline* descrito anteriormente (conversão para mV →

filtragem em biquads → detecção de picos R com limiar adaptativo e período refratário). Na consolidação dos dados, blocos marcados com *lead-off* ou trechos evidentemente saturados foram descartados. O BPM de cada leitura do protótipo foi, então, obtido pelo estimador robusto (mediana dos intervalos RR com *trim*) e, quando útil para a conferência, também pela média simples. Os valores do ECG hospitalar foram registrados ao término de cada aquisição, em iguais condições de repouso.

Com as leituras validadas, os dados foram organizados em uma planilha. Para o comparativo entre o equipamento profissional e o protótipo (Tabela 4), calculou-se, para cada voluntário, o BPM hospitalar, o BPM do protótipo (estimador robusto) e o desvio médio absoluto.

$$\Delta_i = \text{BPM}_{\text{prototipo}, i} - \text{BPM}_{\text{hospitalar}, i}$$

Para a avaliação de conectividade (Tabelas 5 e 6), um voluntário realizou três leituras em Wi-Fi doméstico e três em dados móveis (*hotspot*). Computou-se o BPM de cada leitura, a média por condição e, em seguida, a diferença em relação ao valor de referência hospitalar e a diferença entre as médias (Wi-Fi × Dados Móveis).

As respostas do questionário de triagem (Tabela 1) foram resumidas por contagem de categorias (sexo, hábitos, ingestão de cafeína, sono) e pela listagem direta das idades, compondo a Tabela 3.

2.2 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

O sistema foi estruturado em três camadas integradas: aquisição IoT, composta pelo front-end analógico AD8232 e pelo microcontrolador ESP32; aplicação móvel desenvolvida em Flutter/Dart, responsável por descobrir o dispositivo na rede local, consumir e processar os dados, e apresentar as informações ao usuário; e serviços em nuvem (Firebase) para autenticação e histórico das sessões. A organização priorizou baixo custo, reprodutibilidade e simplicidade operacional em um ambiente acadêmico.

Para evidenciar o baixo custo da solução proposta em comparação ao equipamento profissional utilizado na validação, elaborou-se um orçamento detalhado contendo os valores individuais dos componentes do protótipo e o preço do eletrocardiograma clínico empregado nos testes. A Tabela 2 apresenta essa comparação.

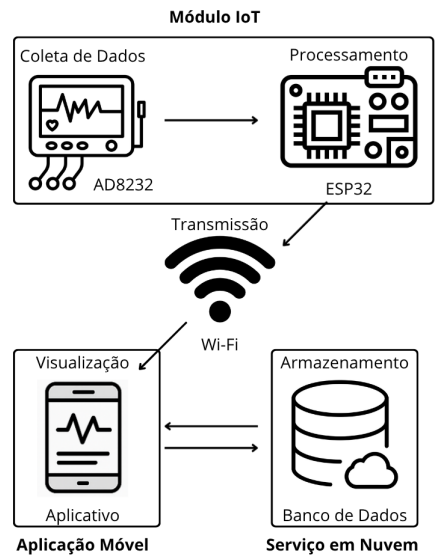
Tabela 2 - Orçamento Protótipo x Equipamento Profissional

Item	Quantidade	Valor Unitário (R\$)	Total (R\$)
AD8232	1	76,90	76,90
ESP32	1	59,90	59,90
Protoboard	2	8,90	17,80
Kit Jumper	1	11,90	11,90
Power-bank	1	50,00	50,00
Cabo Micro USB	1	20,00	20,00
Subtotal Protótipo	—	—	236,50
ECG TEB ECGPC	1	10000,00	10000,00

Fonte: Elaborado pelo autor.

A arquitetura proposta está resumida na Figura 3.

Figura 3 - Arquitetura geral do sistema de monitoramento ECG.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

2.2.1 Módulo IoT

O módulo de aquisição utiliza o AD8232 para o condicionamento do ECG de uma derivação (*Lead I*), expondo uma saída analógica estável (OUTPUT) e os sinais de detecção de eletrodo solto (LO⁺/LO⁻). O ESP32 realiza a digitalização no ADC de 12 bits, com atenuação de 11 dB e amostragem temporizada a 250 Hz por *timer* de alta resolução. As amostras são inseridas em um *buffer* circular de 2048 posições sob seção crítica, e uma suavização exponencial leve ($\alpha \approx 0,85$) reduz o *jitter* sem distorcer o complexo QRS.

A montagem elétrica foi realizada em *protoboard* com *jumpers* curtos, ligando OUTPUT ao GPIO34 (ADC), LO⁺ ao GPIO25 e LO⁻ ao GPIO26. O pino SDN do AD8232 permaneceu em 3,3 V para operação

contínua. A alimentação do conjunto ocorreu por meio de um carregador portátil USB (3,3 V regulados no ESP32), com terra comum entre os módulos.

Antes do envio em rede, o firmware organiza a aquisição em ciclos curtos (lotes de ≈ 80 amostras, $\approx 320\text{ ms}$ a 250 Hz), drenando o *ring buffer* de forma não bloqueante. Em cada lote, são empacotados o vetor de amostras, o contador sequencial interno (um índice crescente que permite reconstruir a série), as leituras instantâneas de LO^+/LO^- e a taxa efetiva de amostragem estimada no intervalo. Esse empacotamento em blocos pequenos reduz a latência, evita o estouro de *buffer* e facilita que o aplicativo descarte trechos inválidos quando houver *lead-off*, mantendo a continuidade do traçado durante a coleta.

Na transmissão Wi-Fi, foi utilizada a biblioteca *WiFiManager* para abrir um ponto de acesso temporário e configurar as credenciais da rede local. Após ser configurado, o ESP32 ingressa nessa rede e anuncia o serviço por mDNS (*hostname* "cardioview.local"). A comunicação com o aplicativo se dá por HTTP: uma rota de verificação ("/") e a rota de dados ("/samples"), que entrega blocos incrementais em JSON contendo um vetor de amostras, estados de *lead-off* e um contador sequencial (lido no aplicativo como "since/next") para consumo contínuo sem perdas. O firmware também estima e envia a taxa efetiva de amostragem para monitorar a estabilidade temporal durante a coleta.

2.2.2 Aplicação Móvel

A aplicação foi desenvolvida em Flutter (v. 3.35.1) no Visual Studio Code (v. 1.104.3, 2025), com Firebase Authentication para controle de acesso. Em operação, o aplicativo resolve "cardioview.local" por mDNS, realiza o *health check* em "/" e consome janelas de amostras de "/samples" com *timeouts* curtos e atualização de status de conexão.

O processamento local segue três etapas principais:

1. Conversão para milivolts: centralização do meio-escala do ADC (remoção do offset DC), escalonamento pela referência do conversor e compensação do ganho do AD8232, obtendo a amplitude aproximada no eletrodo.
2. Filtragem digital: *pipeline* leve de biquads (DF-II transposto) com passa-altas ($\approx 0,5\text{ Hz}$) para remover a deriva lenta, passa-baixas ($\approx 40\text{ Hz}$) para reduzir o EMG e, quando necessário, rejeita-faixa de 60 Hz para reduzir a interferência da rede.

3. Detecção de picos R e BPM: método inspirado em Pan–Tompkins, no qual a derivada do sinal filtrado é elevada ao quadrado e suavizada por média móvel (≈ 150 ms) para formar uma envoltória de energia. Picos acima de um limiar adaptativo são refinados no traçado para localizar o R. Um período refratário de algumas centenas de milissegundos e uma guarda contra ondas T reduzem a dupla contagem. A frequência cardíaca é estimada a partir dos intervalos RR válidos, com cálculo médio e um estimador robusto baseado na mediana (com *trim*) para maior resistência a artefatos.

Encerrada a captura e o processamento, o aplicativo oferece a opção de salvar a sessão e os lotes de amostras. Ao confirmar, os registros são organizados e enviados ao serviço em nuvem, preservando carimbos temporais e indicadores de integridade do traçado.

2.2.3 Banco de Dados em Nuvem (Cloud Firestore)

O histórico é mantido no Cloud Firestore com separação por usuário autenticado e por sessão de ECG. A estrutura segue o padrão hierárquico, favorecendo a consulta e a rastreabilidade:

- Documento de perfil do usuário.
`users/{uid}`
- Documento de sessão de ECG.
`users/{uid}/ecgSessions/{sessionId}`
- Documentos de amostras (lotes).
`users/{uid}/ecgSessions/{sessionId}/samples/{sampleId}`

Esse arranjo permite listar rapidamente as sessões de um usuário (ordenadas por data de início) e, ao abrir uma sessão, recuperar seus lotes de amostras e os metadados associados.

Os modelos foram definidos para refletir essa hierarquia e facilitar a navegação no aplicativo. Conforme ilustra a Figura 4, o mapeamento entre código e coleções segue três papéis principais:

- UserModel (A): concentra a identificação do usuário (UID, nome e e-mail) e metadados de criação/último acesso, além de campos opcionais de perfil de saúde (idade, altura, peso e gênero) e um identificador lógico do dispositivo (ex.: esp32-01).

- EcgSessionModel (B): descreve cada aquisição, com carimbos de início/fim, duração, status (*recording/finished*), indicação de auto-salvamento, identificação do dispositivo, campos de nome da sessão (*name*) e observações (*notes*) e a média de BPM (*bpmAvg*).
- EcgSampleModel (C): armazena os lotes de amostras da sessão, registrando o *timestamp* do lote, o vetor de contagens do ADC e o estado de integridade do *lead* observado naquele intervalo.

Figura 4 - Coleções Usadas na Aplicação.

<pre>class UserModel { final String uid; final String name; final String email; final DateTime? createdAt; final DateTime? lastLogin; final int? age; final double? height; final double? weight; final String? gender; static const String deviceId = "esp32-01"; }</pre>	<pre>class EcgSessionModel { final String id; final DateTime? startTime; final DateTime? endTime; final String status; final bool autoSaved; final int? duration; final String? deviceId; final String? notes; final String? name; final double? bpmAvg; }</pre>	<pre>class EcgSampleModel { final String id; final DateTime? timestamp; final List<int> values; final String leadStatus; }</pre>
(A)	(B)	(C)

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Tendo os modelos definidos, a persistência foi organizada em etapas sucessivas e tolerantes a falhas de rede. Ao iniciar a captura, o aplicativo cria o documento da sessão com o status "*recording*" e o horário de início. A cada lote recebido do ESP32, grava-se um *sample* com seu *timestamp*, vetor de valores e indicador de *lead*. No encerramento, a sessão é atualizada com o horário de término, a duração, o status final e a média de BPM. Esse desenho mantém a sessão íntegra mesmo diante de falhas pontuais de rede e facilita a reconstituição do traçado.

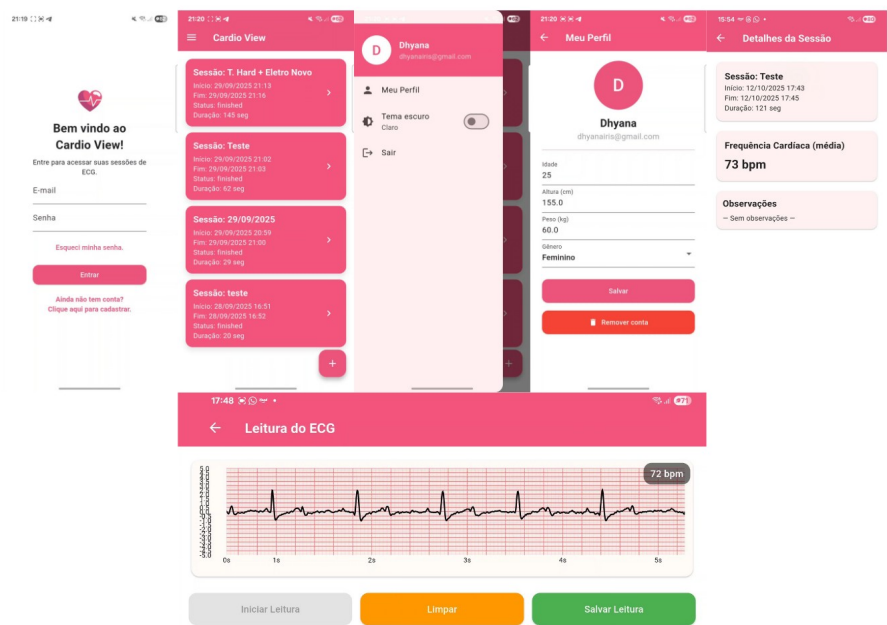
Na tela Home, o aplicativo consulta "users/uid/ecgSessions" ordenando por início decrescente para listar o histórico. Ao abrir uma sessão, carregam-se metadados e, sob demanda, os lotes em amostras para renderização do traçado e exibição de métricas, média de BPM e observações. O acesso é restrito ao próprio usuário autenticado, com gravações feitas em lotes enxutos e índices simples para consultas eficientes.

2.2.4 Telas e Fluxos Principais do Aplicativo

Abaixo estão listadas as telas e o fluxo de navegação do aplicativo, desde a autenticação até a visualização dos registros salvos, incluindo o gerenciamento do perfil do usuário. Para referência visual, a Figura 5 reúne as principais interfaces descritas a seguir e a Figura 6 apresenta os códigos das funções citadas no texto.

- Autenticação: acesso por e-mail/senha e controle da sessão do usuário.
- Início (Home): lista de sessões salvas com ordenação temporal e acesso ao detalhe. A atualização do histórico ocorre em tempo real pela função "listenSessions(uid)"(A), que assina os *snapshots* ordenados por data de início e mapeia cada documento para *EcgSession-Model*.
- Perfil do usuário: exibe dados básicos (nome e e-mail) e permite ajustar informações do perfil e excluir a conta.
- Captura: *status* de conexão ao ESP32, gráfico do traçado em tempo quase real, indicadores de integridade (*lead-off*) e BPM, ação para iniciar/encerrar e salvar. A aquisição por blocos é realizada pela função "fetchSamples(since)"(B), que requisita o endpoint "/samples" com um *timeout* curto, retorna o conteúdo JSON do lote e atualiza o estado de conectividade do dispositivo.
- Detalhe da sessão: visualização do traçado salvo, BPM médio/robusto, metadados e observações.

Figura 5 - Telas da Aplicação Móvel.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 6 - Códigos das Funções.

(A)

```
Stream<List<EcgSessionModel>> listenSessions(String uid) {
    return _sessionsRef(uid)
        .orderBy("startTime", descending: true)
        .snapshots()
        .map((query) => query.docs
            .map((doc) => EcgSessionModel.fromJson(doc.id, doc.data()! as Map<String, dynamic>))
            .toList());
}
```

(B)

```
Future<Map<String, dynamic>?> fetchSamples({int? since}) async {
    if (_baseUrl == null) { await init(); if (_baseUrl == null) return null; }

    final uri = Uri.parse("${_baseUrl}/samples")
        .replace(queryParameters: since != null ? {'since': '$since'} : null);

    try {
        final response = await http.get(uri).timeout(const Duration(seconds: 2));
        if (response.statusCode == 200) {
            _updateStatus(Esp32Status.connected);
            return json.decode(response.body) as Map<String, dynamic>;
        } else {
            _updateStatus(Esp32Status.notFound);
        }
    } catch (_) {
        _updateStatus(Esp32Status.notFound);
    }
    return null;
}
```

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram selecionados cinco voluntários saudáveis (3 mulheres e 2 homens), com idades entre 22 e 42 anos. Todos declararam não ter diagnóstico cardiovascular, não usar medicação cardíaca e não ter consumido cafeína nas quatro horas anteriores à coleta. O sono da noite anterior variou entre 5 e 6 horas e mais de 8 horas. Ao final, todos relataram bem-estar. A Tabela 3 resume as respostas do formulário.

Tabela 3 - Respostas do Questionário de Triagem do Participante

Voluntários	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12
V01	25	Masculino	169	82	Não	Não	7-8h	Não	Não	Não	Não	Bem
V02	26	Feminino	158	65	Não	Não	>8h	Não	Não	Não	Não	Bem
V03	22	Feminino	160	50	Não	Não	7-8h	Não	Não	Não	Não	Bem
V04	42	Masculino	177	112	Não	Sim	5-6h	Não	Não	Não	Não	Bem
V05	31	Feminino	172	85	Não	Sim	>8h	Não	Não	Não	Não	Bem

Fonte: Elaborado pelo autor.

O questionário cumpriu o papel de controlar fatores simples de interferência, como ingestão de cafeína, privação de sono e diagnóstico cardíaco prévio, além de caracterizar a amostra.

A comparação entre o equipamento profissional e o protótipo foi realizada em momentos distintos, por decisão metodológica, uma vez que ensaios preliminares mostraram que a aquisição simultânea com o ECG hospitalar interferia no traçado do protótipo, alterando a leitura. Assim, para cada voluntário, registrou-se primeiro o ECG no equipamento profissional e, em seguida, a leitura no protótipo, com cerca de dois minutos por coleta e nas mesmas condições de repouso. A Tabela 4 apresenta os valores médios de BPM por voluntário. Observou-se um desvio médio absoluto de 6,4 BPM, com concordância prática em V01, V02 e V04 ($\Delta \leq 4$ BPM) e discrepâncias mais amplas em V03 ($\Delta = 10$ BPM) e V05 ($\Delta = 12$ BPM), com tendência à superestimação do BPM pelo protótipo.

Tabela 4 - Dados ECG Hospitalar x ECG Protótipo

Voluntários	ECG Hospitalar	ECG Protótipo	Diferença
V01	82	85	3
V02	82	85	3
V03	88	98	10
V04	86	90	4
V05	73	85	12
Média	82,2	88,6	6,4

Fonte: Elaborado pelo autor.

A principal hipótese para essas discrepâncias decorre do meio de conectividade utilizado durante as coletas. Para o protótipo, foi necessário operar com dados móveis (*smartphone* em *hotspot*) em uma área de recepção irregular. Na prática, observou-se que, nesse cenário, a passagem dos blocos de amostras entre o ESP32 e o aplicativo apresentava instabilidade (atrasos e eventuais perdas), o que pode provocar janelas com conteúdo parcial e afetar o detector de picos R, especialmente quando as janelas são curtas.

Para investigar esse efeito, foi conduzida uma segunda experiência controlada, comparando Wi-Fi doméstico e dados móveis (*smartphone* em *hotspot*) com o mesmo voluntário, em sessões alternadas e separadas por 10 minutos. Conforme as Tabelas 5 e 6, as três leituras em Wi-Fi resultaram em uma média de 78 BPM, praticamente alinhada ao valor do ECG profissional de referência (76 BPM, diferença de +2 BPM), enquanto as três leituras em dados móveis apresentaram uma média de 92,33 BPM (diferença de +16,33 BPM). A diferença entre as médias de Wi-Fi e dados móveis foi de 14,33 BPM.

Tabela 5 - Dados Coletados Wi-Fi x Dados Móveis			
Leituras	Wi-Fi	Dados Móveis	ECG Hospitalar
1	80	98	76
2	76	86	
3	78	93	
Média	78	92,33	

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 - Diferenças Wi-Fi x Dados Móveis	
Métrica	Valor
Wi-Fi x Dados Móveis	14,33
Diferença do ECG Hospitalar (Wi-Fi)	2
Diferença do ECG Hospitalar (Dados Móveis)	16,33

Fonte: Elaborado pelo autor.

Embora a rede não altere a fisiologia, no contexto deste protótipo, a transmissão intermitente por dados móveis pode ter causado atrasos e perdas de blocos durante o *pooling*. Quando o aplicativo demora a buscar novos dados, partes antigas podem ser descartadas no servidor, e o cálculo de BPM passa a operar sobre janelas menores e irregulares, o que favorece contagens excessivas. Esse comportamento foi coerente com a experiência prática na clínica: nos testes via *hotspot*, os valores recebidos estavam "alterados" apesar de o voluntário permanecer em repouso.

Tomados em conjunto, os achados sugerem que a qualidade da rede afeta o desempenho final do protótipo nas condições atuais de operação: em Wi-Fi estável, os valores se mantiveram próximos ao equipamento de referência; em dados móveis com sinal irregular, a estimativa de BPM foi sistematicamente mais alta, coerente com a percepção de janelas com amostras alteradas e/ou insuficientes. Assim, as maiores discrepâncias observadas em V03 e V05 (Tabela 4) são compatíveis com o comportamento observado quando o protótipo opera em dados móveis (Tabelas 5 e 6).

Em estudos semelhantes, Mandelli e Casagrande (2021) adotaram o módulo *XBee* e o protocolo *ZigBee* em vez do Wi-Fi para realizar a transmissão de dados. Neste trabalho, a escolha do ESP32 com Wi-Fi foi feita pensando na simplicidade de integração com os demais módulos do protótipo; porém, foram observadas oscilações durante a transmissão em momentos de instabilidade do sinal. Neste cenário, o uso do protocolo *ZigBee* tende a oferecer um enlace mais estável e previsível, reforçando que a estabilidade da comunicação é indispensável para o bom funcionamento do protótipo.

4 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo desenvolver e avaliar um sistema de monitoramento eletrocardiográfico (ECG) de baixo custo, integrando o sensor biomédico AD8232 e o microcontrolador ESP32 a um aplicativo móvel desenvolvido em Flutter, conectado a serviços em nuvem. O protótipo atendeu aos requisitos estabelecidos, realizando aquisições em *Lead I* a 250 Hz, com detecção automática de *lead-off*, processamento local do traçado e registro individualizado por usuário e sessão. Durante as coletas em repouso, observou-se concordância prática com o equipamento profissional nas condições de rede estável, confirmando a viabilidade técnica e o potencial de aplicação da solução proposta em contextos de monitoramento remoto e em ambientes com recursos limitados.

Entre as principais contribuições do estudo, destacam-se a arquitetura ponta a ponta, que integra hardware, aplicativo e nuvem; o *pipeline* otimizado de filtragem e detecção de picos R, inspirado em Pan–Tompkins; a modelagem de dados estruturada no Firestore, que assegura rastreabilidade e integridade das sessões; e o protocolo de coleta com triagem de voluntários. Tais aspectos reforçam o caráter inovador do projeto, que integra acessibilidade, confiabilidade e reprodutibilidade em um sistema biomédico voltado à saúde e tecnologia.

As principais limitações observadas concentram-se no tamanho reduzido da amostra ($n = 5$), nas aquisições não simultâneas com o equipamento de referência, devido à interferência entre dispositivos, e na sensibilidade do desempenho à qualidade da rede, o que pode introduzir variações no cálculo da frequência cardíaca. Ademais, não foram aplicados testes inferenciais por se tratar de uma análise descritiva inicial.

Como trabalhos futuros, recomenda-se a implementação de um modo totalmente *offline*, com armazenamento local no dispositivo e transferência via cabo, reduzindo a dependência da conectividade e a variabilidade causada por redes móveis. Sugere-se também ampliar o número de participantes, realizar validações simultâneas com isolamento elétrico adequado, incorporar índices de qualidade do traçado e adotar mecanismos de comunicação mais robustos, com sequenciamento e reenvio automático de pacotes.

Em síntese, o estudo evidencia que a integração entre ESP32, AD8232, IoT e aplicativos móveis multiplataforma representa uma alternativa eficaz e acessível para o monitoramento eletrocardiográfico remoto,

contribuindo para o avanço das tecnologias biomédicas e para a democratização da saúde digital.

REFERÊNCIAS

ALIMBAYEVA, Z. et al. **Wearable ecg device and machine learning for heart monitoring**. Sensors, 2024, v. 24, n. 13. ISSN 1424-8220. Acesso em: 30 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/24/13/4201>>.

ALRUWAILI, M. et al. **A health monitoring system using iot-based android mobile application**. Computer Systems Science and Engineering, 2023, v. 47, n. 2, p. 2293–2311. Acesso em: 1 de set. 2025. Disponível em: <<http://www.techscience.com/csse/v47n2/53659>>.

ANALOG DEVICES. **Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232 Data Sheet**. [S.l.], 2012. Acesso em: 31 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.analog.com/en/products/ad8232.html>>.

CARRASQUEIRA, R.; MENDES, O. L.; CARRASQUEIRA, A. **Protótipo de um eletrocardiograma utilizando esp32**. Revista Interface Tecnológica, 2022, Interface Tecnológica, v. 19, p. 141–150. Acesso em: 6 de set. 2025. Disponível em: <<https://revista.fatectq.edu.br/interfacetecnologica/article/view/1489>>.

HEMALATHA, R. J. et al. **IoT-Enabled Hemodynamic Surveillance System: AD8232 Bioelectric Signal Processing with ESP32**. 2025. Acesso em: 1 de set. 2025. Disponível em: <<https://arxiv.org/abs/2505.18173>>.

HERCOG, D. et al. **Design and implementation of esp32-based iot devices**. Sensors, 2023, v. 23, n. 15. ISSN 1424-8220. Acesso em: 31 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/23/15/6739>>.

HUGHES, A. et al. **Wearable devices in cardiovascular medicine**. Circulation Research, 2023, v. 132, n. 5, p. 652–670. Acesso em: 30 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/CIRCRESAHA.122.322389>>.

JUNIOR, J. J. A. M. et al. **Ad8232 to biopotentials sensors: Open source project and benchmark**. Electronics (Switzerland), 2023, MDPI, v. 12. ISSN 20799292. Acesso em: 31 de ago. 2025. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/electronics12040833>>.

LARKINS, M. C.; THOMBARE, A. **Point-of-Care Testing**. StatPearls Publishing, 2023. Acesso em: 30 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK592387/>>.

LINGERVELDER, D. et al. **Health economic evidence of point-of-care testing: a systematic review**. PharmacoEconomics-Open, 2021, Springer, v. 5, p. 157–173. Acesso em: 30 de ago. 2025. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s41669-020-00248-1>>.

MANDELLI, G. B.; CASAGRANDE, R. A.

MONITORAMENTO DE SINAIS VITAIS EM ALUNOS DE ACADEMIAS UTILIZANDO REDE DE SENSORES SEM FIO, 2021. Acesso em: 6 de set. 2025. Disponível em: <<http://repositorio.unesc.net/handle/1/9143>>.

MARTÍNEZ-SUÁREZ, F. et al. **Low-power long-term ambulatory electrocardiography monitor of three leads with beat-to-beat heart rate measurement in real time**. Sensors, 2023, v. 23, n. 19. ISSN 1424-8220. Acesso em: 6 de set. 2025. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/23/19/8303>>.

MITROPOULOS, S.; CHALKIADAKIS, P.; CHRISTAKIS, I. **Integrated low-cost wearable electrocardiograph system for primary assessment of cases of rural residents †**. Engineering Proceedings, 2024, Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), v. 82. ISSN 26734591. Acesso em: 6 de set. 2025. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2673-4591/82/1/71>>.

MORENO-SÁNCHEZ, P. A. et al. **Ecg-based data-driven solutions for diagnosis and prognosis of cardiovascular diseases: A systematic review**. Computers in Biology and Medicine, 2024, v. 172, p. 108235. ISSN 0010-4825. Acesso em: 25 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482524003196>>.

OLIVEIRA, G. M. M. d. et al. **Estatística cardiovascular–brasil 2023**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, 2024, SciELO Brasil, v. 121, n. 2, p. e20240079. Acesso em: 25 de ago. 2025. Disponível em: <<https://doi.org/10.36660/abc.20240079>>.

SYAM, R. et al. **Design a simple portable electrocardiograph based on the iot concept**. Journal of Physics: Conference Series, 2024, IOP Publishing, v. 2866, n. 1, p. 012057. Acesso em: 31 de ago. 2025. Disponível em: <<https://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/2866/1/012057>>.

TIEPPO, B.

SISTEMA DE MONITORAMENTO REMOTO DE SINAIS ECG BASEADO EM DISPOSITIVOS DE POINT-OF-CARE, 2021. Acesso em: 6 de set. 2025. Disponível em: <<https://dspace.mackenzie.br/handle/10899/29081>>.

VANKAMAMIDI, N.; REDDI, S.; MURTHY, N. V. **Secure lightweight iot integrated rfid mobile healthcare system**. Wireless Communications and Mobile Computing, 2020. Acesso em: 1 de set. 2025. Disponível em: <<https://doi.org/10.1155/2020/1468281>>.

World Health Organization. **Noncommunicable Diseases**. 2023. Acesso em: 25 de ago. 2025. Disponível em: <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>>.

Anexo A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DO EXTREMO
SUL CATARINENSE - UNESC



Continuação do Parecer: 7.938.512

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Brochura Pesquisa	TCC___Dhyana_Iris_Peruchi_Bardin.pdf	29/10/2025 08:20:21	Marco Antônio da Silva	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_DHYANA_atualizado.pdf	29/10/2025 08:20:10	Marco Antônio da Silva	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_DHYANA_atualizadoendereco.pdf	23/10/2025 09:03:39	Marco Antônio da Silva	Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2631367.pdf	22/10/2025 15:56:30		Aceito
Outros	CartaDeAceite.pdf	22/10/2025 15:56:20	DIORGINES MATTOS MACHADO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_.pdf	22/10/2025 08:50:42	DIORGINES MATTOS MACHADO	Aceito
Outros	folhaDeRosto_assinado_diorgenes_assinado.pdf	19/09/2025 12:14:03	Marco Antônio da Silva	Aceito
Folha de Rosto	FolhadeRostos.pdf	17/09/2025 23:16:54	DIORGINES MATTOS MACHADO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PI1_20251_Dhyana_Iris_Peruchi_Bardin.i.pdf	31/08/2025 15:02:28	DIORGINES MATTOS MACHADO	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado
Necessita Apreciação da CONEP:
Não

CRICIUMA, 31 de Outubro de 2025

Assinado por:
Marco Antônio da Silva
(Coordenador(a))

Endereço: Avenida Universitária, 1.105 Bloco R1, sala 109, primeiro andar
Bairro: UniversitárioCEP: 88.806-000
UF: SCMunicípio: CRICIUMA
Telefone: (48)3431-2606E-mail: cep@unesc.net

Anexo B – Carta de Aceite para utilização das dependências das Clínicas Integradas da UNESC

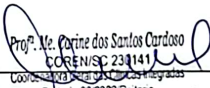


Carta de Aceite

Declaramos, para fins de pesquisa acadêmica, que concordamos em ceder os espaços físicos das Clínicas Integradas, conforme disponibilidade, para coleta de dados, de paciente atendido pela Clínica Escola de Medicina, no ambulatório de Cardiologia, na Universidade do Extremo Sul Catarinense (UNESC), localizada na Avenida Universitária, nº 1105, bairro Universitário, Criciúma (SC), CEP 88806-000, para o desenvolvimento do projeto intitulado **"SENSOR DE ECG PARA CUIDADOS IMEDIATOS COM INTEGRAÇÃO EM APLICATIVOS MÓVEIS."**, sob a responsabilidade da professor orientador Diorgines Mattos Machado, telefone (48) 99937-8807; e Luiz Carlos Custódio Fontana, telefone (48) 98409-5901 e pesquisadora Dhyana Iris Peruchi Bardini (48) 99123-6770, do Curso de Ciência da Computação da UNESC, pelo período de execução previsto no referido projeto.

Outrossim, informamos que a pesquisa somente poderá ser iniciada após comprovada a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNESC, através do envio do documento ao setor da Coordenação das Clínicas, bem como aplicação do Termo de Confidencialidade. Além disso, informamos que procedimentos invasivos não são autorizados no Serviço de Medicina, em obediência a normas do Conselho Federal de Medicina.

Criciúma, 22 de Outubro de 2025.


Profª Carine dos Santos Cardoso
Coordenadora Geral das Clínicas Integradas

FUCRI - FUNDAÇÃO EDUCACIONAL DE CRICIÚMA (MANTENEDORA)

Avenida Universitária, 1105 - Bairro Universitário - Cx. Postal 3167 - Fone: (0**48) 3431-2500 - Fax: (0**48) 3431-2750 - CEP 88806-000 - CRICIÚMA - SC
Cód. 4052 <http://www.unesc.net>

Digitalizado com CamScanner