

# Sistema para Aquisição de ECG e Transmissão via BLE

Aluno: Laudiel Soares de Arruda

Orientador: Dr. Fábio Iaione

Coorientador: Dr. Luiz Eduardo Schardong Spalding

Faculdade de Computação – FACOM

Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS

## Resumo

O monitoramento constante de parâmetros fisiológicos desempenha um papel crucial no setor de saúde, resultando em uma crescente demanda por equipamentos especializados. O monitor multiparamétrico, um equipamento eletromédico, destaca-se ao fornecer informações em tempo real sobre diversos parâmetros fisiológicos, incluindo o eletrocardiograma. Além das pesquisas acadêmicas, no Brasil, observa-se o desenvolvimento de trabalhos no setor industrial voltados para aprimorar os monitores multiparamétricos. Um exemplo é o monitor desenvolvido por uma empresa nacional, que monitora, entre outros parâmetros, o eletrocardiograma de maneira convencional, utilizando eletrodos na superfície do corpo conectados por meio de cabos. Contudo, essa abordagem apresenta diversos inconvenientes, como desconforto para o paciente, artefatos de movimento no sinal registrado, desconexões acidentais entre cabos e eletrodos, e possíveis danos nos cabos após meses ou anos de uso. Diante desses desafios, o objetivo desse trabalho foi projetar e construir um dispositivo eficiente, com baixo consumo de energia, destinado à captação do sinal de eletrocardiograma e à sua transmissão via Bluetooth Low Energy para o monitor desenvolvido pela empresa, contribuindo para o progresso tecnológico da indústria brasileira.

## 1 Introdução

O monitor multiparamétrico (MP) é um equipamento eletromédico (EEM) responsável por indicar em tempo real os sinais vitais do paciente, possibilitando o acompanhamento da evolução do quadro clínico por meio de informações quantitativas e confiáveis, e gerando alarmes para os profissionais de saúde em caso de condições fora da normalidade, conforme (Ozkan et al, 2020). Esse equipamento é amplamente utilizado em estabelecimentos assistenciais de saúde e monitora parâmetros fisiológicos tais como: o eletrocardiograma (ECG), a frequência cardíaca, a oximetria de pulso, a pressão arterial, a temperatura e outros.

O ECG corresponde ao registro da atividade elétrica do coração durante o seu funcionamento, captada por eletrodos na superfície do corpo. Os potenciais elétricos produzidos pelo músculo cardíaco, na superfície do corpo, são gerados pela contínua

despolarização e repolarização das células musculares cardíacas individuais, que somadas dão origem ao sinal de ECG (Song et al, 2019). O registro do eletrocardiograma é um exame simples e seguro, utilizado em vários contextos clínicos. Normalmente, esse exame é utilizado para medir a frequência e o ritmo dos batimentos cardíacos, verificar a dimensão e a posição das câmaras cardíacas, detectar a presença de possíveis danos ao miocárdio ou ao sistema de condução, e monitorar os efeitos induzidos pelos medicamentos (Biagetti et al, 2020).

Embora o monitoramento de ECG em repouso seja uma prática padrão em hospitais, sua contraparte ambulatorial/residencial ainda enfrenta muitos desafios técnicos, sendo realizado por meio de um dispositivo comercial chamado Holter que acompanha o paciente em suas atividades diárias normais por até 48h (Hasan et al, 2019). Esses sistemas apresentam restrições consideráveis: autonomia da bateria limitada, aspecto volumoso e intrusivo, e conectividade sem fios inexistente ou limitada. Recentemente, o desenvolvimento de monitores de ECG, com baixo consumo de energia e conectividade sem fios, têm recebido significativo interesse industrial e acadêmico (Jung et al, 2021).

Como anteriormente explanado, o monitoramento contínuo dos sinais vitais é de suma importância na área de saúde, gerando uma demanda por EEMs com essa finalidade. Além dos trabalhos na área acadêmica, também existem no Brasil trabalhos na área industrial relativos ao desenvolvimento de MPs, como é o caso do Medidor do Multiparâmetros Clínicos, modelo MP3.5 desenvolvido e produzido por empresas no Rio Grande do Sul e Santa Catarina. Esse MP monitora a oximetria de pulso, a pressão arterial, a temperatura, e o sinal de ECG. O registro do ECG é realizado de forma convencional, com eletrodos na superfície do corpo do paciente, conectados ao MP por meio de cabos. A utilização de cabos conectados aos eletrodos apresenta vários inconvenientes, tais como: incômodo para o paciente; geração de artefato de movimento no ECG (devido à movimentação do eletrodo causada pela movimentação dos cabos); desconexão acidental entre cabo e eletrodo; e rompimento da parte condutora do cabo após meses ou anos de utilização.

Ante o exposto, o objetivo desse trabalho foi projetar e construir um dispositivo, com baixo consumo de energia, para captação do sinal de ECG e transmissão via Bluetooth Low Energy (BLE) para o MP citado, a fim de fornecer uma solução para facilitar e melhorar o registro do ECG, e contribuir com o avanço tecnológico e competitividade da indústria brasileira.

## 2 Revisão Bibliográfica

Nesta seção, abordaremos fundamentos teóricos relevantes para o sistema proposto. Exploraremos também trabalhos relacionados para situar o projeto no contexto da pesquisas existentes. A revisão visa fornecer uma base para o desenvolvimento do sistema, mostrando a inovação e contribuição do presente trabalho.

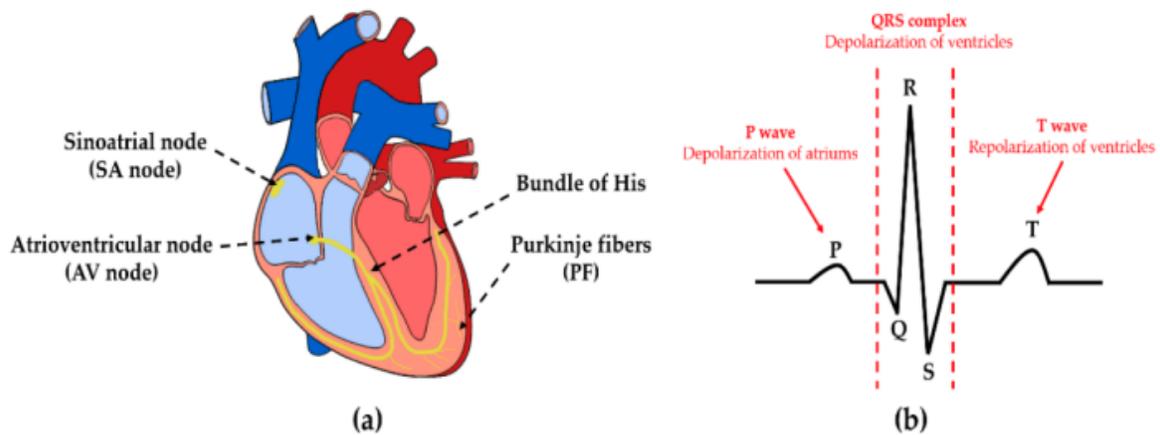
### 2.1 Eletrocardiograma

O coração é um “músculo oco”, localizado entre os pulmões, logo acima do diafragma. Em um indivíduo adulto, o coração possui uma massa de cerca de trezentos gramas, com um tamanho aproximadamente igual ao de um punho fechado (Donati et al, 2019).

Internamente, apresenta-se dividido em quatro cavidades. As cavidades superiores são denominadas de átrios (átrio direito e átrio esquerdo), e as cavidades inferiores são denominadas de ventrículos (ventrículo direito e esquerdo).

O coração se contrai e relaxa continuamente de forma rítmica, fazendo o sangue circular por todo o corpo. O nó sinoatrial (SA), localizado na parede do átrio direito, gera espontaneamente sinais elétricos, responsáveis pelo movimento rítmico do coração, sendo também controlado pelo sistema nervoso autônomo. Esses sinais elétricos fluem por todo o coração ao longo do nó atrioventricular (AV), do feixe de His e das fibras de Purkinje (PF), causando contração e relaxamento no músculo cardíaco (Figura 1(a)).

A captação desses sinais elétricos na superfície do corpo dá origem ao ECG, que apresenta as ondas características chamadas de P, Q, R, S e T. Cada onda reflete uma etapa do ciclo cardíaco (Figura 1(b)), e por meio da análise das ondas no ECG, as doenças cardíacas podem ser diagnosticadas. O ECG é registrado por meio de no mínimo dois eletrodos, que medem a diferença de potencial entre dois pontos da superfície do corpo. A tensão elétrica medida está na casa dos milivolts e, portanto, precisa de amplificação antes de ser digitalizada, conforme (Song et al, 2019).



**Figura 1: (a) Ilustração da morfologia do coração. (b) Sinal de ECG com suas diferentes ondas.**

**Fonte: SONG et al. (2019).**

## 2.2 Registro do ECG

Para descrever completamente a atividade elétrica do coração, várias derivações devem ser registradas. Na prática, as derivações são tomadas no plano frontal (permite a visualização do coração pela parte frontal do indivíduo) e no plano transversal (perpendicular ao plano frontal). O uso de diferentes derivações permite avaliar o estado de regiões específicas do coração.

Existem três derivações básicas medidas no plano frontal, denominadas bipolares (Webster, 1997). Estas são derivadas de pares de eletrodos, quando estes encontram-se

localizados no braço direito (RA), no braço esquerdo (LA) e na perna esquerda (LL), resultando em:

- Derivação I = LA - RA (LA: entrada positiva do medidor, RA: entrada negativa do medidor);
- Derivação II = LL - RA (LL: entrada positiva do medidor, RA: entrada negativa do medidor); e
- Derivação III = LL - LA (LL: entrada positiva do medidor, LA: entrada negativa do medidor).

Os vetores dessas três derivações podem ser representados como um triângulo equilátero no plano frontal do corpo, conhecido como Triângulo de Eindhoven (Webster, 1997).

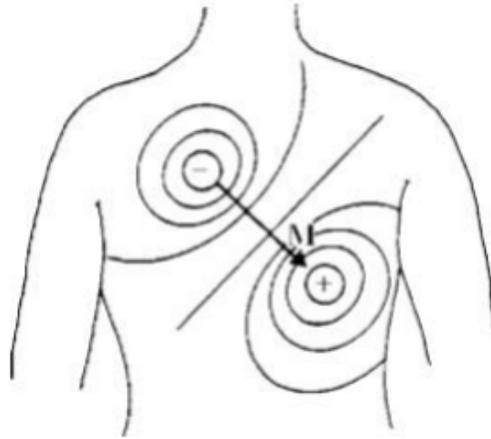
As derivações aumentadas e precordiais são denominadas unipolares, pois registram a média dos sinais de dois ou mais eletrodos. As derivações aumentadas (aVL, aVR e aVF) são medidas da seguinte forma:

- aVL: LA na entrada positiva do medidor, RA e LL na entrada negativa do medidor;
- aVR: RA na entrada positiva do medidor, LA e LL na entrada negativa do medidor; e
- aVF: LL na entrada positiva do medidor, RA e LA na entrada negativa do medidor.

As derivações precordiais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6) são medidas no plano transversal, fixando-se eletrodos em seis posições pré-definidas do tórax.

Para o registro dos sinais das doze derivações padronizadas (DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6) são utilizados dez eletrodos, considerando a existência do eletrodo RL, específico para reduzir a tensão em modo comum das entradas do amplificador. Entretanto, com três eletrodos já é possível obter as seis principais derivações (DI, DII, DIII, aVR, aVL e aVF).

A atividade elétrica do coração pode ser representada por meio de um vetor dipolo localizado no tórax (representado por M). O dipolo representa a atividade elétrica do coração em um instante de tempo específico. À medida que um ciclo cardíaco progride, a magnitude e a direção de M variam (Figura 2).



**Figura 2: Representação de um vetor dirigido da carga negativa para a carga positiva (M).**

**Fonte: Webster (1997).**

Para aumentar as possibilidades de diagnóstico por meio do ECG, foram desenvolvidos equipamentos para registro contínuo, na forma de portáteis, vestíveis e implantáveis. O monitor portátil Holter pode medir o ECG das 12 derivações usando vários eletrodos por períodos de 24 a 48 horas. Embora os monitores Holter sejam usados com sucesso, é desconfortável usá-los no cotidiano devido à inconveniência dos fios e eletrodos de gel (Ozkan et al, 2020).

Os dispositivos de *patch* são adesivos, permitindo serem colados ao corpo do paciente, garantindo assim que os movimentos naturais do paciente não sejam dificultados pelo dispositivo. Além disso, os sinais devem ser transmitidos com baixa potência, sem erros ou com o mínimo de erros. Uma ampla variedade de tecnologias de baixo consumo de energia são usadas para transmitir dados às unidades de processamento. O Bluetooth é o mais utilizado devido à sua ampla disponibilidade, robustez à obstáculos e estrutura de protocolo simples, além da gestão da mobilidade, conforme (Donati et al, 2019).

### **2.3 Medidor Multiparamétrico MP 3.5**

O medidor multiparamétrico modelo MP 3.5 foi desenvolvido anteriormente pela empresa Elomed LTDA, por meio de um projeto aprovado em agência de fomento (Seleção Pública MCTIC/FINEP/ FNDCT - Subvenção Econômica à Inovação - 02/2020), em parceria com a Universidade de Passo Fundo. Esse MP integra uma plataforma para registro de parâmetros fisiológicos em nuvem, desenvolvido pela empresa VisionnIT, e atualmente está em processo de certificação no INMETRO para ser produzido pela empresa Produza SA.

O hardware desse MP baseia-se no módulo de desenvolvimento rápido ESP-32, possui uma bateria recarregável com autonomia de 10 dias (no modo econômico), e possui as seguintes dimensões: 150 mm de comprimento, 80 mm de largura e 35 mm de altura,

com massa de 240 g. Ele possui um display gráfico de cristal líquido (50 mm x 35 mm) e é capaz de registrar os seguintes parâmetros fisiológicos: temperatura corporal por meio de um sensor de contato, oximetria de pulso por meio de sensores ópticos (PPG - fotopletismografia), pressão arterial por meio de manguito/braçadeira insuflados automaticamente, e sinal de eletrocardiograma por meio de três eletrodos, conectados por cabos, permitindo registrar uma derivação (Figura 3).



**Figura 3: Monitor multiparamétrico portátil, para registro do ECG**  
**Fonte: Elomed LTDA.**

## 2.4 Bluetooth Low Energy

O Bluetooth Low Energy (BLE) é uma tecnologia de rede de área pessoal (PAN) sem fios, desenvolvida e comercializada pela Bluetooth Special Interest Group. Em comparação ao Bluetooth clássico, o BLE visa proporcionar significativa redução no consumo de energia e custos, ao mesmo tempo que busca manter um alcance de comunicação similar (Rachin et al, 2016).

A característica fundamental do BLE é sua ênfase na eficiência energética. Dispositivos BLE operam predominantemente em modo sleep, sendo ativados somente quando necessário. Essa abordagem é especialmente adequada para aplicações que exigem a transmissão esporádica de dados, com o dispositivo saindo do modo sleep para estabelecer conexões breves, com duração de apenas milissegundos. Esse modo de operação resulta em picos de consumo de corrente atingindo 6 mA, com uma média extremamente baixa de apenas 1 uA, conforme evidenciado por Donati et al, (2019).

No âmbito da transmissão de dados utilizando o protocolo BLE, é vital configurar adequadamente as contagens máximas de bytes e os intervalos entre os pacotes. O intervalo entre pacotes no BLE é especificado entre 7,5 ms e 4 s. Adicionalmente, cada pacote pode transferir no máximo 27 bytes, dos quais 4 são destinados ao cabeçalho e 23 aos dados, conforme destacado por (Ozkan et al, 2020). Essas especificações são cruciais para otimizar não apenas a eficiência energética, mas também a confiabilidade e a precisão das comunicações BLE, garantindo uma transmissão eficaz de dados em ambientes diversos.

## 2.5 Trabalhos Relacionados

Visando contextualizar os trabalhos já desenvolvidos ao estudo proposto, serão brevemente apresentados alguns trabalhos e pesquisas científicas acerca deste tema.

No trabalho (Ozkan et al, 2020) foi discutida a transmissão de dados utilizando o protocolo de comunicação BLE, com contagens máximas de bytes. O intervalo entre pacotes para BLE foi especificado entre 7,5 ms e 4 s. Neste trabalho, 250 amostras por segundo de ECG são enviadas em tempo real. O BLE foi configurado para enviar 50 pacotes por segundo, com cada pacote contendo cinco amostras em 15 bytes. Com este esquema, as restrições na quantidade máxima de bytes por pacote e as taxas de transferência de pacote não são violadas. O sistema de monitoramento de tele-ECG portátil e vestível apresentado no artigo foi testado com sucesso em um estudo piloto com 20 pacientes. O sistema foi capaz de fornecer monitoramento cardíaco contínuo e em tempo real com alta qualidade de sinal. Os autores concluem que o sistema tem o potencial de melhorar a qualidade do atendimento cardíaco para pacientes em ambientes domésticos e clínicos, e que pode ser usado para detectar e diagnosticar arritmias cardíacas em tempo real.

No estudo (Song et al, 2019) os dados foram transmitidos pelo *link* BLE no modo *burst* e o rádio foi colocado no modo *sleep* entre os *bursts*. Em média, o rádio BLE ficou ativo 5 % do tempo, sendo a potência média total do SoC (*System On Chip*) de 769  $\mu$ W. O núcleo estava operando em 0,8 V e o restante do SoC em 1,2 V. O sistema completo consome em média 2 mW da bateria, dos quais 1 mW é consumido pelo SoC e o restante pelos LEDs, acelerômetros e outros componentes eletrônicos de suporte. O sistema usa duas baterias de 630 mAh, o que resulta em mais de 3 semanas de operação. O BLE consome até 7 mW quando ativo. O SoC integra leituras de ECG, BIOZ e PPG, e tecnologias de interface padrão, como USB e Bluetooth (BLE 4.2). O alto nível de integração permitiu aplicações de baixo custo, sem sacrificar a qualidade do sinal.

No trabalho (Rachim et al, 2016) diferentes posicionamentos de sensores foram propostos. Posicionamentos diferentes forneceriam formas diferentes do sinal de ECG, assim tentou encontrar o melhor local para medir o ECG. Este trabalho também focou no desenvolvimento de um sistema de monitoramento móvel, que usa bio-sinais para analisar as condições de saúde, sendo composto por um dispositivo de análise. Os pesquisadores utilizaram eletrodos capacitivamente acoplados, permitindo a medição de sinais fisiológicos através das roupas. O método também possibilitou a detecção de sinais de ECG através dos braços usando um dispositivo vestível. O sistema de pulseira proposto demonstrou ser uma alternativa viável para monitoramento de ECG. A capacidade de medir os sinais através dos braços sem contato direto com a pele é uma característica interessante para aplicações de saúde móvel.

No trabalho (Kim et al, 2020), o sistema de monitoramento de ECG proposto consiste em uma placa de circuito impresso (PCB), uma bateria e uma bobina receptora (Rx) para o WPT (*Wireless Power Transfer*). O processo de obtenção do ECG utiliza três eletrodos, conectados individualmente aos pinos de ECGP, ECGN e VCM de um *chip* analógico de front-end (AFE). ECGP e ECGN são pinos positivos e negativos, respectivamente, e VCM é um pino de modo comum. A diferença de tensão entre os pinos ECGP e ECGN é digitalizada (18 bits) no AFE, que possui também amplificador e filtro. A taxa de amostragem no AFE pode ser selecionada em 128, 256 e 512 amostras por segundo. O pino VCM é usado para manter uma tensão de modo comum adequada.

O AFE pode armazenar dados de até 32 amostras e, uma vez que as amostras são coletadas até o número definido, ele reseta o pino INTB do AFE para sinalizar o evento ao microcontrolador (MCU) que lê os dados do AFE por meio da interface (SPI). O dispositivo implantável baseado em WPT é uma alternativa promissora para monitoramento contínuo de ECG. A capacidade de carregar a bateria sem fio e transmitir dados em tempo real é uma vantagem significativa para aplicações médicas implantáveis.

No trabalho (Donati et al, 2019), o dispositivo desenvolvido é alimentado por uma bateria de 3 V, modelo CR2032. Por meio de três eletrodos, o sinal de ECG é aplicado a um AFE para amplificação e filtragem. Subsequentemente, o sinal pré-processado é convertido em sinal digital pelo módulo conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits do MSP430, a 200 amostras/s. Após o processamento de compactação, os dados são transmitidos para um *gateway* conectado ao servidor de nuvem de saúde (um telefone móvel ou uma estação base) por meio de um transceptor BLE. O AD8232 foi escolhido como AFE, um ECG AFE de derivação única totalmente integrado, que tem baixa corrente de alimentação 170  $\mu\text{A}$  e inclui vários amplificadores e filtros. Como uma ponte entre o nó e o *gateway*, o transceptor HM-11 fornece comunicação de dados sem fio BLE de curto alcance (10 m) e alto desempenho (até 1 Mbps de taxa de dados). A vida útil do nó é de 116 horas.

A pesquisa (Bulié et al, 2019) compara as diferentes velocidades das transmissões BLE. Um aspecto importante ao escolher uma solução Bluetooth Low Energy (BLE) é analisar seu consumo de energia para vários parâmetros de conexão, com desempenho desejado, permitindo baixo consumo de energia e estender a vida útil da bateria. A pilha do protocolo BLE é composta de duas partes principais: o controlador e o *host*. O controlador compreende a camada física e a camada de link e normalmente implementado como um pequeno *System-on-Chip* (SoC) com rádio integrado. No BLE existem quatro novos recursos significativos: uma taxa de bits mais alta de 2 Mbps, um modo de longo alcance com melhor sensibilidade em duas novas taxas de bits de 500 kbps e 125 kbps; uma melhoria de oito vezes na capacidade de transmissão e um algoritmo de seleção de canal aprimorado.

O trabalho (Biagetti et al, 2020) apresentou um sensor sem fio capaz de adquirir sinais de EMG ou ECG, com até três canais. Ele usa um rádio BLE para transmissão de dados de forma a minimizar o consumo de energia, e uma programação de transmissão cuidadosamente projetada permite maximizar a taxa de transferência de dados enquanto mantém a latência razoavelmente baixa, conforme demonstrado por extensa experimentação. Esta camada de adaptação recém-proposta no topo do BLE também permitem sincronização e fornecem confiabilidade na transmissão de dados.

No artigo (Jung et al, 2021) pesquisadores descrevem um novo sistema para capturar dados de eletrocardiograma (ECG) usando um dispositivo vestível. Este dispositivo utiliza Bluetooth Low Energy (BLE) para transmitir sem fio o sinal de ECG do pulso. O sistema oferece várias vantagens, incluindo facilidade de uso, uso confortável e coleta confiável de dados sem a necessidade de fios ou posicionamento específico do usuário. Os autores também propõem um método para analisar o sinal de ECG para identificar níveis de estresse nos usuários.

Na pesquisa (Webster, 1997), dois módulos foram usados para coletar os potenciais elétricos de ambos os pulsos e se comunicar um com o outro via BLE. O microcontrolador embutido no módulo possui blocos analógicos, como amplificador operacional para amplificar e filtrar os sinais, ADC para digitalizar os sinais temporizador para controlar

a taxa de amostragem, e um módulo BLE. Para sincronizar a comunicação entre os módulos, um temporizador/contador foi utilizado para amostrar os sinais em um ciclo definido. Os dados digitais foram gerados a cada 2 ms (500 Hz) e transmitidos para o módulo principal via BLE.

A Tabela 1 resume as informações extraídas dos trabalhos relacionados citados.

**Tabela 1: Trabalhos científicos relacionados e suas principais características.**

Artigo	Microcontrolador	Peso/Dimensões	Bateria	Autonomia
[1]	ARM Cortex-M3-M0 de 32 bits	-	CR2450 (620 mAh, 3,0 V)	14 dias
[2]	ARM Cortex M4f	MCU 18x130mm	Zinc Airx2(630 mAh)	3 semanas
[3]	-	-	-	-
[4]	ARM córtex-M3 (CC2640R2F)	24x17x8mm	FLPB301220 (48 mAh)	24 horas
[5]	MSP430	-	CR2032	116 horas
[6]	ARM Cortex-M4	-	-	-
[7]	System-on-Chip (SoC) nRF52840	-	-	-
[8]	MCU (CY8C4247LQI - BL493)	-	Polímero de Lítio de 3,7 V e 120 mAh	290 min
Artigo	Recarga	Canais/Taxa	Resolução da digitalização (número de bits)	Taxa de amostragem em cada canal
[1]	-	-	Unipolar 12 Bits	250 a/s
[2]	-	-	13 Bits	-
[3]	-	-	-	-
[4]	1h	-	16 Bits	128, 256, 512 a/s
[5]	-	-	12 Bits	-
[6]	-	6	12 bits	-
[7]	-	-	12 bits	-
[8]	-	12	-	500 a/s

### 3 Metodologia

Considerando o objetivo de desenvolver um pequeno dispositivo, com baixo consumo de energia, para ser fixado junto com os eletrodos no tórax do paciente, e transmitir o sinal de ECG via BLE (30s do ECG a cada hora) ao monitor multiparamétrico, utilizou-se a seguinte metodologia.

Para captação do sinal de ECG, foi utilizado um módulo baseado na interface analógica (*analog front-end* – AFE) AD8232, conectado diretamente a um módulo microcontrolador com BLE, modelo XIAO nRF52840 seeed studio, selecionado devido a suas características adequadas para aplicação desejada. A Figura 4 mostra o diagrama de blocos do dispositivo construído.

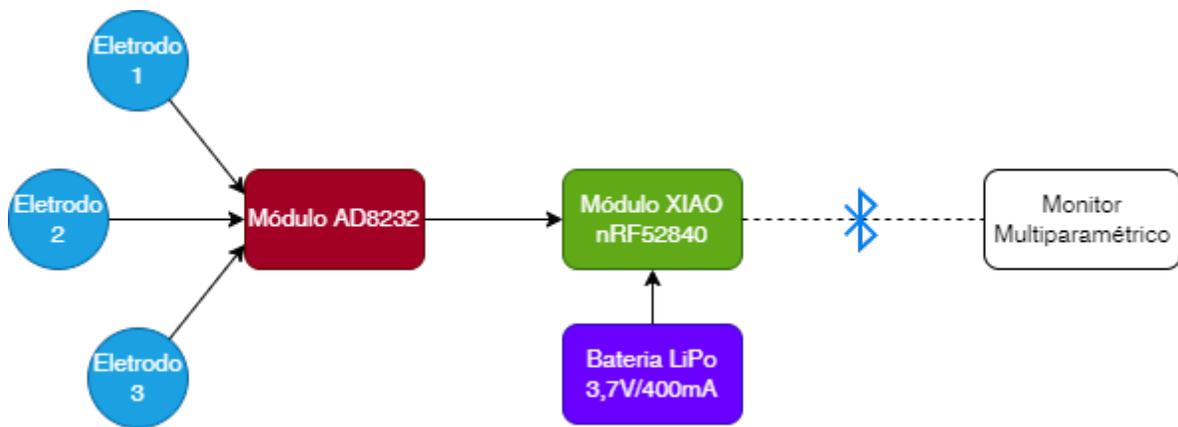


Figura 4: Arquitetura do hardware do dispositivo construído.  
Fonte: Elaboração própria.

### 3.1 Módulo AD8232

Existem no mercado módulos para aquisição do sinal de ECG, como como é o caso do módulo AD8232 (Figura 5). Esse módulo possui um circuito integrado AD8232 (ADC do Datasheet) e todos os componentes passivos (resistores e capacitores) necessários para configuração adequada dos filtros e registro do sinal de ECG.

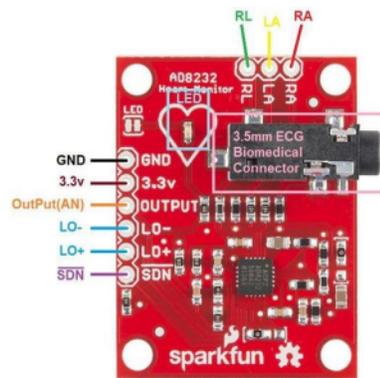


Figura 5: Imagem do módulo AD8232. Suas dimensões são 3 x 3 x 3 mm  
Fonte: <https://www.sparkfun.com/>

As principais especificações técnicas do módulo AD8232 são:

- Saída analógica (0V a 3,3V);
- Ganho: 1100;
- Tensão de alimentação: 3,3V;
- Corrente de operação: 170  $\mu$ A;

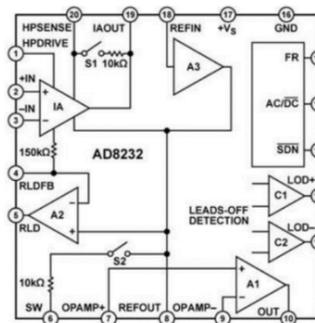
- Razão de rejeição em modo comum (0 a 60 Hz): 80 dB;
- Amplificador de perna direita integrado (RLD);
- Filtro de RFI integrado;
- Potencial de meia-célula máximo: +/- 300 mV

A tabela 2 mostra as funções dos pinos do módulo AD8232.

**Tabela 2: Descrição das funções dos pinos do módulo AD8232.**

Pin	Descrição
RL	Eletrodo da perna direita
LA	Eletrodo do braço esquerdo
RA	Eletrodo do braço direito
GND	Referência da alimentação
3.3V	Terminal de alimentação
AN	Saída analógica do módulo
LO-	Saída indicadora de cabo desconectado da entrada IN- do amplificador
LO+	Saída indicadora de cabo desconectado da entrada IN+ do amplificador
SDN	Entrada de controle de desligamento.

Figura 6 mostra o diagrama de blocos do *front-end* analógico AD8232. Este dispositivo foi projetado para captar, amplificar e filtrar biopotenciais registrados em condições ruidosas, como aquelas criadas pela movimentação de paciente.



**Figura 6: Arquitetura interna do circuito integrado do AD8232.**

Fonte: Fonte: Analog Devices (2020, p. 1 e 8)

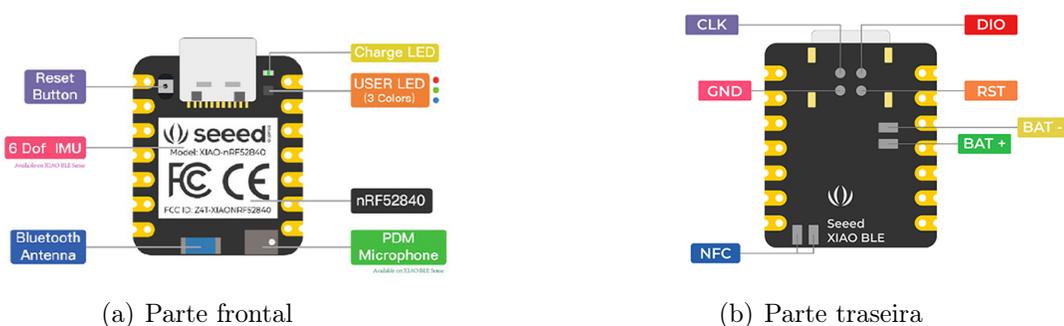
O AD8232 permite implementar um filtro passa-alta de dois polos para eliminar artefatos de movimento e o potencial de meia célula dos eletrodos, além de um filtro passa-baixa de três polos para remover ruídos. Para melhorar a rejeição em modo comum em 60 Hz e outras frequências indesejadas, o AD8232 possui um amplificador para implementar um circuito de controle da perna direita (*right leg drive*).

Por fim, o AD8232 possui um circuito de recuperação rápida para o filtro passa-alta, que após saturação provocada por variação abrupta na entrada (desconexão e reconexão de eletrodo), diminui automaticamente a constante de tempo do filtro para que o dispositivo volte a registrar o sinal rapidamente. As subseções seguintes discutem os componentes do dispositivo com mais detalhes.

### 3.2 Módulo XIAO nRF52840

O módulo XIAO nRF52840 (Figura 9) baseia-se no RFSoc (Radio Frequency System on Chip) nRF52840 (Nordic Semiconductor), que possui um microcontrolador ARM Cortex-M4 (64 MHz) com FPU (Float Point Unit), 1 MB de flash, 256 kB de RAM, e conectividade Bluetooth 5.0 (BLE). Esse módulo possui também antena integrada, regulador de 3,3V, circuito integrado para controle de carga da bateria (I<sub>carga</sub> de 50 mA ou 100 mA), memória flash de 2 MB, e interfaces: UART, I2C, SPI, NFC, 11 GPIOs (PWM), 6 ADCs (12 bits). Em relação ao seu consumo de energia, sua especificação indica um consumo de 5 uA para o modo deep sleep.

A Figura 7 mostra o módulo XIAO nRF52840, visão frontal (a) e visão traseira (b) que apresenta dimensões de 21,0 x 17,5 x 3,5 mm, e massa de 3 gramas, isso o torna um microcontrolador ultracompacto, do tamanho de um polegar.



**Figura 7: Imagem do módulo microcontrolador XIAO nRF52840**  
**Fonte: <https://wiki.seeedstudio.com/>**

Existe um conector USB-C no módulo XIAO nRF52840 por meio do qual é fornecida energia para seu funcionamento e para recarga da bateria. Além disso, quando conectado a um computador desktop por meio dessa porta USB, surgem portas seriais virtuais no PC que permitem a gravação do firmware no módulo e a transferência de dados.

Em relação a programação do módulo XIAO nRF52840, ele é compatível com as plataformas Arduino e CircuitPython, o que facilita e acelera significativamente sua programação.

### 3.3 Bateria

Considerando a definição inicial de que o dispositivo em desenvolvimento deveria coletar e transmitir 30 s de ECG a cada hora, o tipo de bateria compatível com o módulo XIAO nRF52840, e medidas preliminares da corrente de consumo, além das dimensões

da bateria, selecionou-se a bateria LiPo (lítio-polímero) de 3,7V e 400 mAh, modelo LH 602035 (Figura 8).



**Figura 8: Bateria LiPo LH 602035 (3,7V/400mAh) Dimensões de 35 mm x20 mm x 6mm.**  
**Fonte: Elaboração própria.**

A Tabela 3 mostra o consumo de energia do dispositivo, medido inicialmente por meio de um multímetro digital modelo MD-180L, marca EXBOM.

**Tabela 3: Consumo de energia do dispositivo desenvolvido, para 24h.**

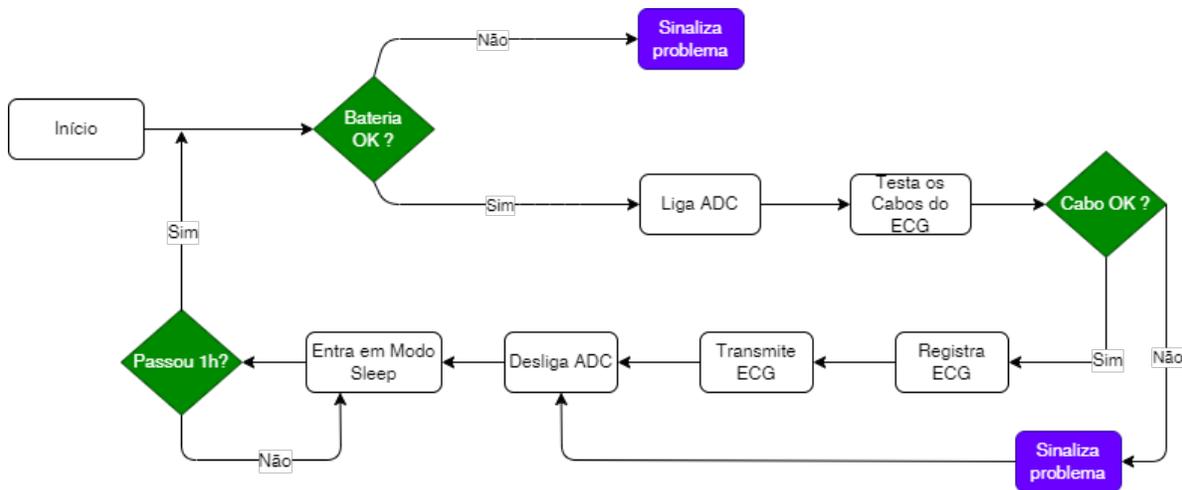
<b>Estado</b>	<b>Corrente média ± DPR</b>	<b>Tempo</b>	<b>mAh</b>
Registrando ECG	1,01 mA ± 0,47%	0,2 h (30 s x 24)	0,2020
Transmitindo	12,13 mA ± 2,25%	0,013 h (2 s x 24)	0,1617
Shutdown	0,99 mA ± 0,48%	23,787 h	23,5488
<b>TOTAL</b>	<b>-</b>	<b>24 h</b>	<b>23,91</b>

Com base nesse valor obtido de 23,91 mAh, calculou-se uma estimativa para a autonomia da bateria selecionada ( $400 \text{ mAh} / 23,91 \text{ mAh} = 16,7$  dias), considerada adequada para essa aplicação.

### 3.4 Firmware do dispositivo

O firmware para o módulo XIAO nRF52840 foi desenvolvido em linguagem C++ na plataforma Arduino (versão 2.0.3), instalada no Windows 11 Home Single Language. As seguintes bibliotecas foram instaladas na plataforma Arduino: Seeed Arduino rpcBLE (versão 1.0.0), Seeed nRF52 Boards (versão 1.1.1), e Arduino ESP32 Boards (versão 2.0.13).

A Figura 9 mostra o fluxograma do firmware desenvolvido, cujo código fonte possui 142 linhas (sem comentários e linhas em branco).



**Figura 9: Fluxograma da Firmware desenvolvida para o dispositivo.**  
**Fonte: Elaboração própria.**

A taxa de amostragem utilizada para aquisição do ECG foi 250 amostras/s, mantendo compatibilidade com o MMP, com resolução do ADC de 12 bits. Cada amostra digitalizada é convertida para milivolts e armazenada em uma variável do tipo ponto flutuante (precisão simples, 4 bytes), resultando 30.000 bytes para cada segmento de 30 s de ECG, que são enviados via BLE em 2 s. Os problemas de bateria descarregada e cabo desconectado são sinalizados por meio do LED presente no módulo XIAO nRF52840. A sinalização de bateria fraca é realizada quando sua tensão atinge um valor abaixo de 3,3 V.

### 3.5 Encapsulamento do dispositivo

O dispositivo foi encapsulado em uma caixa plástica, fabricada em uma impressora 3D, utilizando silicone para fixação e proteção dos componentes do dispositivo (Figura 10).



**Figura 10: Foto do dispositivo encapsulado na caixa plástica, medindo 3,5 mm x 4,0 mm x 1,5 mm.**  
**Fonte: Elaboração própria.**

O cabo para ligação dos três eletrodos é conectado ao dispositivo por meio de um conector P2, já existente no módulo AD8232.

Para recarga da bateria utiliza-se o conector USB-C, já existente no módulo XIAO nRF52840.

### 3.6 Testes do dispositivo

Para testar o dispositivo desenvolvido utilizou-se um módulo ESP-32, modelo WROOM-32, para simular o MP3.5. Esse ESP-32, rodando um firmware também elaborado neste trabalho, recebe as amostras via BLE e as reenvia para um desktop por meio de uma porta serial-USB, sendo visualizado na ferramenta Serial Ploter, da IDE Arduino, ou gravado em arquivo .txt no aplicativo Teraterm. Essa abordagem permitiu desenvolver o dispositivo sem a necessidade de ter acesso e de modificar os códigos fonte do firmware do MP 3.5 (propriedade industrial da empresa). Dessa forma, a equipe de desenvolvimento de firmware da empresa, com base no firmware desenvolvido neste trabalho para o ESP-32, pode integrar o dispositivo ao MP3.5.

Os testes realizados correspondem a alguns dos principais testes preconizados na norma ANSI/AAMI EC13:2002, que define os requisitos para monitores cardíacos e medidores de frequência cardíaca.

## 4 Resultados e Discussão

Essa seção apresenta os resultados obtidos nos testes realizados com o dispositivo construído, totalizando 14 registros (reg1 a reg14), com 30 s de sinal cada um. A seguir são descritos os circuitos utilizados, montados em uma matriz de contatos, e os respectivos resultados.

### 4.1 Teste da faixa de entrada

Nesse teste foi utilizado o circuito da Figura 11, CH1 e CH2 ambas na posição P1, para verificar a faixa de entrada do dispositivo.

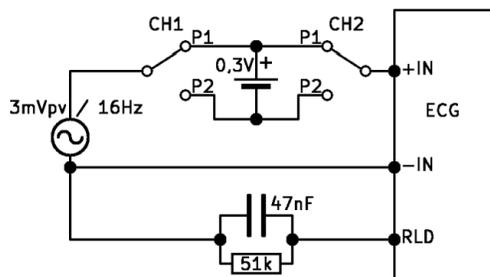
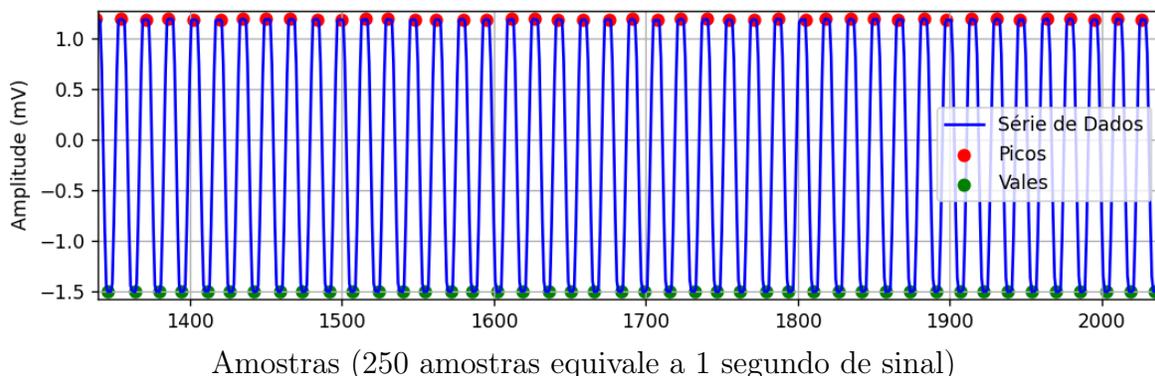


Figura 11: Circuito utilizado para verificar a faixa de entrada e a tolerância ao potencial de meia-célula. A fonte de tensão CA foi obtida por meio de um gerador de sinais modelo MFG-4221, marca Minipa, e de um divisor de tensão resistivo. A fonte de CC de 0,3 V foi obtida por meio de uma pilha CR2032 e de um divisor de tensão resistivo.

Fonte: Elaboração própria.

Inicialmente, a tensão da fonte CA foi ajustada até um valor pico-vale ( $V_{p-v} = 3,0 \text{ mV}$ ) que não apresentasse saturação no sinal registrado (cortes nos picos e/ou nos vales), sendo depois adquirido o registro reg1 (Figura 11).



**Figura 12:** Segmento do registro reg1, adquirido por meio do circuito da Figura 11.

Fonte: Elaboração própria.

Uma análise do registro reg1, realizada no aplicativo Matlab, indicou: média dos valores de pico ( $MED_p$ ) de  $1,1878 \text{ mV}$ , desvio padrão relativo dos picos ( $DPR_p$ ) de  $0,24 \%$ , média dos valores de vale ( $MED_v$ ) de  $-1,4986 \text{ mV}$ , desvio padrão relativo dos vales ( $DPR_v$ ) de  $0,09 \%$ . O valor pico-vale médio registrado ( $VR_{p-v}$ ) foi  $2,6864 \text{ mV}$ .

Esse teste revelou que o dispositivo não atende ao requisito da norma ANSI/AAMI EC13:2002, que exige uma faixa de entrada (pico-vale) de  $10 \text{ mV}$ . A faixa de medição pode ser aumentada facilmente, alterando os resistores que definem o ganho do amplificador no módulo AD8232, entretanto, os testes envolvendo o registro de ECG real não indicaram essa necessidade.

## 4.2 Teste de tolerância ao potencial de meia-célula

Nesse teste foi utilizado o circuito da Figura 11, para verificar a tolerância do dispositivo ao potencial de meia-célula gerado pela interface pele-gel-eletrodo. O registro reg2 foi realizado com CH1 na posição P2 e CH2 na posição P1, e o registro reg3 com as duas posições invertidas. A Tabela 4 mostra os resultados obtidos, juntamente com os resultados para o registro reg1, usado como referencia.

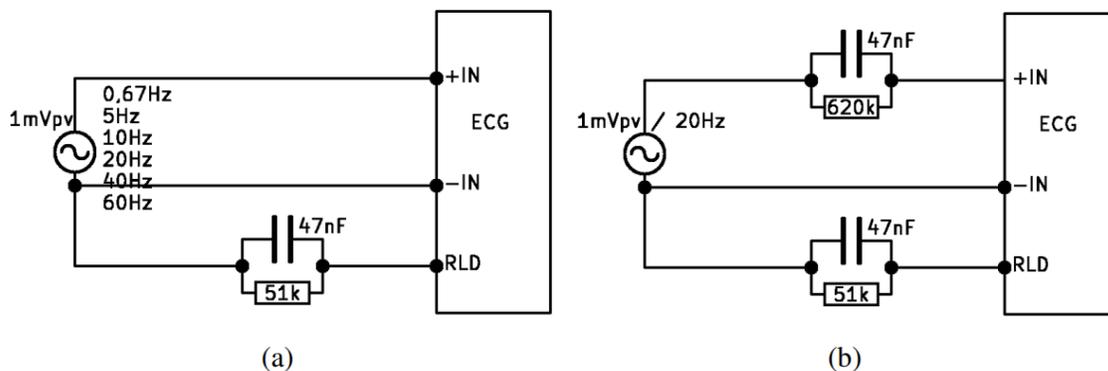
**Tabela 4.** Resultados obtidos para os registros reg1, reg2 e reg3.

	$MED_p$ (mV)	$DPR_p$ (%)	$MED_v$ (mV)	$DPR_v$ (%)	$VR_{p-v}$ (mV)
reg1	1,1878	0,24	-1,4986	0,09	2,6864
reg2	1,1872	0,26	-1,4985	0,10	2,6858
reg3	1,1871	0,28	-1,4984	0,11	2,6855
reg2-reg1	-	-	-	-	-0,02%
reg3-reg1	-	-	-	-	-0,03%

Em relação à tolerância ao potencial de meia-célula, o dispositivo atendeu perfeitamente o limite de  $\pm 10\%$  na tensão pico-vale registrada com a presença de potencial de meia-célula de 0,3 V, com polaridades invertidas.

### 4.3 Teste da resposta em frequência

Nesse teste foi utilizado o circuito da Figura 13 (a), para verificar a adequação da resposta em frequência do dispositivo. Os registros reg4, reg5, reg6, reg7, e reg9 correspondem às frequências de 0,67 Hz, 5 Hz, 10 Hz, 20 Hz, e 40 Hz.



**Figura 13:** Circuito utilizado para verificar a resposta em frequência, ajustando a frequência da fonte CA para diferentes valores (a); e circuito utilizado para obter o registro reg8, usado na verificação da impedância de entrada (b).

Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 5 mostra os valores obtidos a partir dos registros realizados.

**Tabela 5.** Resultados obtidos para os registros reg4, reg5, reg6, reg7, e reg9.

	MEDp (mV)	DPRp (%)	MEDv (mV)	DPRv (%)	VRp-v (mV)
reg4 (0,67Hz)	0,6908	4,66	-0,9035	0,53	1,5943
reg5 (5Hz)	0,7376	1,03	-0,9191	0,87	1,6568
reg6 (10 Hz)	0,7332	0,93	-0,9402	0,79	1,6735
reg7 (20 Hz)	0,7355	1,28	-0,9422	1,01	1,6778
reg9 (40 Hz)	0,7814	4,18	-0,9830	3,35	1,7645
reg4-reg5					-3,8 %
reg6-reg5					1,0 %
reg7-reg5					1,3 %
reg9-reg5					6,5 %

Em relação à resposta em frequência, a norma indica um limite de  $+10\%$  na tensão pico-vale registrada nas frequências de 0,67 Hz, 10 Hz, 20 Hz e 40 Hz, em relação a frequência de 5 Hz. Pode-se observar na tabela que o dispositivo atende essa exigência.

## 4.4 Teste de impedância de entrada

Nesse teste foi utilizado o registro reg7, obtido no teste anterior, e o reg8, registrado com o circuito da Figura 13 (b).

A Tabela 6 mostra os valores obtidos para esses dois registros.

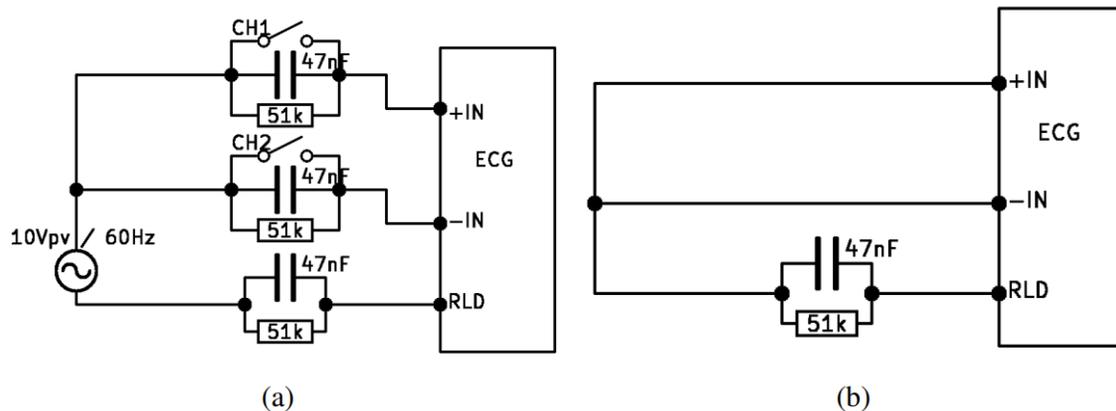
**Tabela 6. Resultados obtidos para os registros reg7 e reg8.**

	MED <sub>p</sub> (mV)	DPR <sub>p</sub> (%)	MED <sub>v</sub> (mV)	DPR <sub>v</sub> (%)	VR <sub>p-v</sub> (mV)
reg7 (20 Hz)	0,7355	1,28	-0,9422	1,01	1,6778
reg8 (20 Hz)	0,7345	11,84	-0,9432	9,18	1,6777
reg8-reg7	-	-	-	-	-0,006 %

Em relação a impedância de entrada, esse teste mostrou que o dispositivo respeita o limite de -20 % na tensão pico-vale registrada no circuito da Figura 13 (b), em relação ao registrado na Figura 13 (a). Cabe observar que os desvios padrão relativos (DPR<sub>p</sub> e DPR<sub>v</sub>) maiores para o registro reg8 são normais, uma vez que esse sinal foi registrado com uma impedância elevada (620 k//47 nF) entre a fonte CA e a entrada do sistema, favorecendo a influência de ruídos eletromagnéticos externos e internos.

## 4.5 Teste de rejeição em modo comum

Nesse teste foi utilizado o registro reg10, obtido com o circuito da Figura 13 (a), e os registros reg12, reg13 e reg14, obtidos com o circuito da Figura 14 (a).



**Figura 14: Circuito para obter os registros utilizados na verificação da rejeição em modo comum (CMRR), considerando situações de desequilíbrio na impedância de entrada: reg12 (CH1-ON e CH2-ON), reg13 (CH1-OFF e CH2-ON), e reg14 (CH1-ON e CH2-OFF) (a); e circuito utilizado para obter o registro reg11 e verificar o ruído intrínseco do dispositivo (b).**

Fonte: Elaboração própria.

Esse teste utilizou como base a norma ANSI/AAMI EC13:2002, que preconiza a simulação de desequilíbrio nas impedâncias de entrada durante a avaliação do CMRR.

A Tabela 6 mostra os valores obtidos nos quatro registros utilizados para o cálculo da rejeição em modo comum, calculado por meio da equação abaixo.

$$\text{CMRR regx} = 20 \log (\text{reg10}/1\text{mV}) / (\text{regx}/10\text{V})$$

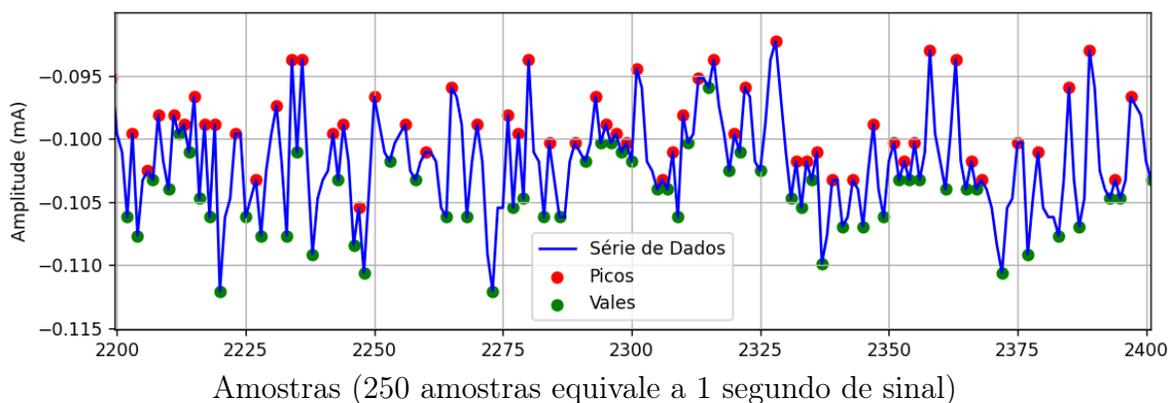
**Tabela 6. Resultados obtidos na verificação da rejeição em modo comum.**

	MEDp (mV)	DPRp (%)	MEDv (mV)	DPRv (%)	VRp-v (mV)
req10	0,4106	10,72	-0,6135	7,16	1,0241
req12	0,0651	27,65	-0,1253	8,46	0,1904
req13	1,1979	0,25	1,1907	0,32	0,0072
req14	-1,4934	0,16	-1,4987	0,11	0,0053
CMRR reg12					<b>95 dB</b>
CMRR reg13					<b>123 dB</b>
CMRR reg14					<b>126 dB</b>

A norma ANSI/AAMI EC13:2002 não indica um limite de CMRR em decibéis, mas considerando a tensão aplicada em modo comum e a tensão registrada recomendadas, verifica-se um CMRR mínimo de 86 dB, que é atendido pelo dispositivo. Os DPRs menores para os registros reg13 e reg14, coletados com desequilíbrio nas impedâncias de entrada, podem ser explicados pelas correntes de polarização do amplificador de entrada, que geram uma tensão nos resistores de 51k e um offset no sinal registrado, diminuindo os DPRs. No registro reg12, sem os resistores de 51k, a linha base registrada é mais próxima de zero (MEDp=0,0651 mV e MEDv=-0,1253 mV) do que para os registros reg13 e reg14.

## 4.6 Teste de ruído intrínseco

O teste de ruído intrínseco foi realizado por meio do registro reg11, adquirido com o circuito da Figura 14 (b).



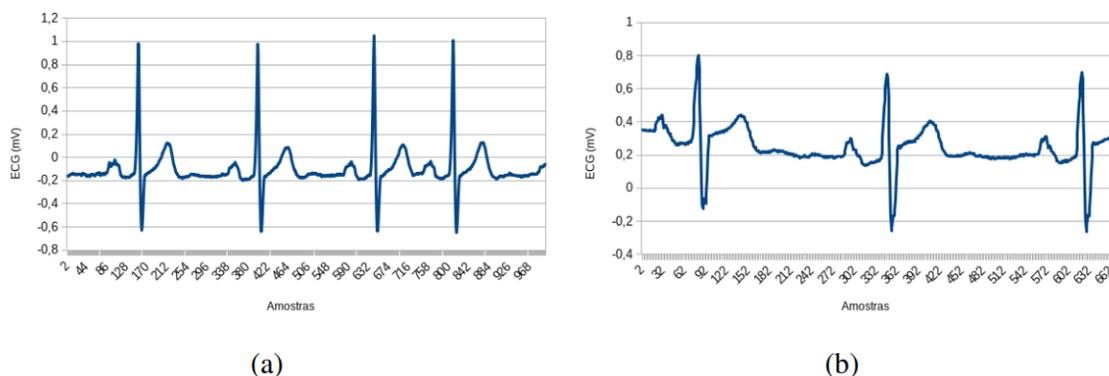
**Figura 15: Segmento do registro reg11, utilizado para verificar o ruído intrínseco do dispositivo.**

Fonte: Elaboração própria.

Os resultados obtidos foram:  $MED_p = -0,0985$  mV,  $DPR_p = 3,88$  %,  $MED_v = -0,1039$  mV,  $DPR_v = 3,56$  %, e  $VR_{p-v} = 0,0054$  mV ( $5,4$   $\mu$ V). Esse teste revelou que o dispositivo atende ao requisito da norma ANSI/AAMI EC13:2002, que exige um limite de  $30$   $\mu$ V (p-v RTI) para o ruído registrado.

## 4.7 Teste com ECG real

A Figura 16 (a) mostra um sinal de ECG registrado em um indivíduo normal, durante repouso, com os três eletrodos posicionados para registro da derivação DII.



**Figura 16: ECG (derivação DII) registrado em um indivíduo normal (a), e ECG registrado com os eletrodos afastados 12 cm (b)**

**Fonte: Elaboração própria.**

Percebe-se que o sinal registrado corresponde ao esperado e apresenta um aspecto “limpo”, sem ruídos. A Figura 16 (b) mostra o sinal registrado com os dois eletrodos (+IN e -IN) afastados 12 cm, um sobre o apêndice xifóide e o outro sobre o corpo do esterno, entre as mamas.

Percebe-se que o sinal registrado assemelha-se a derivação aVF. Esse teste indica a viabilidade de fixação do dispositivo nessa região, com os eletrodos ligados ao dispositivo sem a necessidade de cabos, e com uma adequação no encapsulamento para aumentar seu comprimento e diminuir sua espessura (dispositivo do tipo *patch*).

## 4.8 Teste de autonomia

A autonomia do dispositivo foi testada considerando o regime de aquisição e transmissão de 30 s de ECG uma vez por hora. Iniciando com a bateria completamente carregada (100 %), utilizou-se o dispositivo até a tensão da bateria decrescer para 3,38 V, valor correspondente à aproximadamente 2 % de carga, e obteve-se 4,5 dias de funcionamento.

Esse resultado divergiu significativamente da autonomia estimada (17 dias) e necessita de uma investigação. Entretanto, a autonomia obtida não inviabiliza a utilização do dispositivo. Além disso, é viável utilizar uma bateria com dimensões maiores e com capacidade maior. Ainda, a Tabela 3 mostrou que a redução de consumo em shutdown deve ser priorizada, uma vez que é determinante no consumo total do dispositivo.

## 4.9 Considerações finais

O módulo AD8232 demonstrou sua eficácia na captação dos sinais de ECG, e o módulo XIAO nRF52840 permitiu a criação de um dispositivo eficiente para monitoramento cardíaco. A utilização do nRF52840, para a transmissão sem fio via BLE, adicionou conectividade confiável e com baixo consumo de energia ao dispositivo. A arquitetura simples do dispositivo favoreceu a eficiência energética, uma consideração crucial para dispositivos médicos portáteis, garantindo uma vida útil prolongada da bateria,

A redução de tamanho não apenas atende demandas por dispositivos mais discretos, mas também tem implicações diretas na portabilidade e conforto do paciente. A capacidade de incorporar tecnologia avançada em dispositivos pequenos é essencial para a criação de soluções médicas mais acessíveis e práticas.

## 5 Conclusão

Nesse trabalho projetou-se e construiu-se um dispositivo eletrônico de baixo custo, com baixo consumo de energia, para captação do sinal de ECG e transmissão via BLE, para ser integrado ao MP desenvolvido por uma empresa brasileira.

O hardware do dispositivo foi construído com componentes de baixo custo (total de US\$ 35,00 FOB) e que podem ser adquiridos facilmente no mercado especializado, resultando em um produto final com custo acessível e comercializável, adequado à necessidade apresentada pela empresa, que motivou essa pesquisa.

O firmware desenvolvido para o dispositivo controla-o de forma eficiente. O firmware desenvolvido para o ESP-32 permitiu desenvolver o dispositivo sem utilizar o código fonte do firmware do MP (propriedade industrial da empresa). Dessa forma, a equipe de desenvolvimento de firmware da empresa, com base no firmware desenvolvido neste trabalho para o ESP-32, pode integrar facilmente o dispositivo ao MP.

Os testes baseados na norma ANSI/AAMI EC13:2002 e os testes de registro real do ECG mostraram resultados promissores, validando o dispositivo proposto. Em relação a segurança elétrica da pessoa monitorada, o dispositivo não apresenta nenhum risco, pois funciona com bateria de 3,7 V e transmite os dados de forma *wireless*, sem conexão com rede elétrica e com qualquer outro equipamento.

Uma limitação do dispositivo a ser destacada é o seu encapsulamento, inadequado atualmente para ser fixado no tórax como um dispositivo do tipo *patch*. Portanto, sugere-se o desenvolvimento de um novo encapsulamento, de preferência flexível, com comprimento de 120 mm, largura de 30 mm e espessura de 6 mm, abrigando os módulos e a bateria um ao lado do outro.

Como trabalhos futuros, sugere-se também a integração do dispositivo ao MP da empresa e a verificação da viabilidade de processar o ECG no dispositivo desenvolvido, detectando alterações no ECG e informando o MP para sinalização de eventos de risco ao paciente.

Concluindo, acredita-se que o presente trabalho contribuiu com a área de computação aplicada à saúde, trazendo uma nova solução para o registro do sinal de ECG.

## Referências

- [1] Haydar Ozkan, Orhan Ozhan, Yasemin Karadana, Muhammed Gulcu, Samet Macit, and Fasahath Husain. "A Portable Wearable Tele-ECG Monitoring System." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 69, no. 1, 2020, pp. 173-182.
- [2] Shuang Song, Mario Konijnenburg, Roland van Wegberg, Jiawei Xu, Hyunsoo Ha, Wim Sijbers and Stefano Stanzione. "A 769 W Battery-Powered Single-Chip SoC With BLE for Multi-Modal Vital Sign Monitoring Health Patches." *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, no. 6, 2019, pp. 1506-1517.
- [3] Rachim, Vega Pradana, and Wan-Young Chung. "Wearable Noncontact Armband for Mobile ECG Monitoring System." *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 10, no. 6, 2016, pp. 1112-1118.
- [4] Junho Kim, Hyeok Kim, Dongwook Kim, Hun-Jun Park, Kiwon Ban, Seungyoung Ahn and Sung-Min Park. "A Wireless Power Transfer Based Implantable ECG Monitoring Device." *Energies (Basel)*, vol. 13, no. 4, 2020, p. 905.
- [5] Massimiliano Donati, Alessio Celli, Alessio Ruiu, Sergio Saponara, and Luca Fanucci. "A Telemedicine Service System Exploiting BT/BLE Wireless Sensors for Remote Management of Chronic Patients." *Technologies (Basel)*, vol. 7, no. 1, 2019, p. 13.
- [6] Bulić, Patricio, Gašper Kojek, and Anton Biasizzo. "Data Transmission Efficiency in Bluetooth Low Energy Versions." *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 19, no. 17, 2019, p. 3746.
- [7] Giorgio Biagetti, Paolo Crippa, Laura Falaschetti, and Claudio Turchetti. "A Multi-Channel Electromyography, Electrocardiography and Inertial Wireless Sensor Module Using Bluetooth Low-Energy." *Electronics (Basel)*, vol. 9, no. 6, 2020, p. 934.
- [8] Jaehyo Jung, Siho Shin, Mingu Kang, Kyeong Ho Kang, and Youn Tae Kim. "Development of Wearable Wireless Electrocardiogram Detection System Using Bluetooth Low Energy." *Electronics (Basel)*, vol. 10, no. 5, 2021, p. 608.
- [9] Webster, John. *Medical Instrumentation: Application and Design*, Wiley, 3rd ed., 1997.
- [10] Microchip. (2024). *ECG Demo Board - Wearable Electrocardiogram Reference Design User's Guide*. Disponível em: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70005345A.pdf> (20/01/2024).
- [11] Nordic Semiconductor. (2019). *nRF52840 Product Specification. Data Sheet. v1.1*.
- [12] Omegawave. (2024). *BLE Sensor*. Disponível em: <https://www.omegawave.com/shop/product/ble-sensor/> (15/01/2024).

- [13] Rassoft. (2024). Electronics Wearable Heart Signal ECG Sensor Module with Bluetooth using BMD101 Chip for Arduino. Disponível em: <http://shop.rassoft.net.sy/en/arduino/37-electronics-wearable-heart-signal-ecg-sensor-module-with-bluetooth-using-bmd101-chip-for-arduino.html> (21/01/2024).