

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE SÃO PAULO FACULDADE DE  
CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA ENGENHARIA BIOMÉDICA

FERNANDA CANTON

GIOVANNA BOUEIRI

***WEARABLE* DE CAPTAÇÃO DE SINAIS VITAIS COM INTERFACE PARA  
ACOMPANHAMENTO EM TEMPO REAL DE IDOSOS**

SÃO PAULO

2024

FERNANDA CANTON

GIOVANNA BOUEIRI

**WEARABLE DE CAPTAÇÃO DE SINAIS VITAIS COM INTERFACE PARA  
ACOMPANHAMENTO EM TEMPO REAL DE IDOSOS**

Monografia final apresentada à Pontifícia Universidade  
Católica de São Paulo, como requisito para a obtenção  
do título de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Lionel Fernel Gamarra

SÃO PAULO

2024

FERNANDA CANTON

GIOVANNA BOUEIRI

**WEARABLE DE CAPTAÇÃO DE SINAIS VITAIS COM INTERFACE PARA  
ACOMPANHAMENTO EM TEMPO REAL DE IDOSOS**

Monografia final apresentada à Pontifícia Universidade  
Católica de São Paulo, como requisito para a obtenção  
do título de Bacharel em Engenharia Biomédica.

São Paulo, 25 de novembro de 2024.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof Dr:

---

Prof Dr:

---

Prof Dr:

## **AGRADECIMENTOS**

À Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, incluindo professores, diretores, administradores e colaboradores pelo apoio recebido. Agradecemos aos docentes do curso de Engenharia Biomédica por nos fornecerem uma sólida base de conhecimento e por nos equiparem para o desenvolvimento pessoal e profissional ao longo dos cinco anos de curso.

Um agradecimento especial ao nosso orientador, o professor Dr. Lionel Fernel Gamarra, pelas valiosas orientações, por dedicar seu tempo e sabedoria, e pelo empenho e atenção detalhada na revisão e elaboração deste trabalho.

Aos nossos pais e familiares, nosso profundo agradecimento por caminharem conosco nesta jornada e por apoiarem nossas decisões, possibilitando a conclusão desta fase da nossa vida. A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para nossa formação acadêmica, oferecemos nossos sinceros agradecimentos.

## RESUMO

O envelhecimento populacional é um fenômeno global em rápida expansão, com um aumento significativo no número de pessoas com 60 anos ou mais. Este crescimento, impulsionado por avanços na medicina e melhores condições de vida, deverá fazer com que a população idosa alcance 2 bilhões até 2050. Esse cenário traz desafios de saúde pública, como o manejo de doenças crônicas e aumento da vulnerabilidade, destacando a importância do monitoramento contínuo dos sinais vitais dos idosos. Diante disso, este trabalho visa desenvolver um dispositivo *wearable* para medição e acompanhamento de sinais vitais integrado a uma interface gráfica, visando especialmente idosos em casas de repouso.

O trabalho foi desenvolvido em duas etapas. Como primeira etapa do projeto, foi realizado um estudo sobre o cenário de saúde relacionado ao envelhecimento e seu impacto, conectando-o às tecnologias de monitoramento da saúde em tempo real e seus benefícios. Na parte prática, foi desenvolvido um circuito eletrônico em *protoboard* que integra sensores de frequência cardíaca e saturação de oxigênio (MAX 30102) e de temperatura (MLX 90614) ao microcontrolador ESP-WROOM-32. Este microcontrolador foi programado em C/C++ usando a Arduino IDE versão 2.3.2 para registrar e exibir os dados em um display OLED LCD Gráfico 128X64 0.96 I2C Branco.

Na segunda etapa, foi desenvolvido o circuito em placa impressa com interface para um aplicativo, onde os usuários do *wearable* podem verificar os sinais capturados, bem como acessar outras funcionalidades, como histórico de dados e insights sobre os sinais medidos.

Em suma, o projeto mostrou-se viável e atingiu os objetivos, medindo com eficácia a frequência cardíaca, saturação e temperatura corporal. Considerando as limitações do protótipo, o *wearable* poderia capturar sinais vitais de forma mais rápida e precisa, com um sensor de temperatura mais sensível que não exija pressão firme. Além disso, o design poderia evoluir para uma pulseira fina, discreta e confortável. Com a funcionalidade validada, o *wearable* tem potencial para contribuir no monitoramento contínuo da saúde de idosos, promovendo o bem-estar.

**Palavras-chaves:** Envelhecimento, Saúde dos idosos, Dispositivo *wearable*, Dispositivos de saúde, Monitoramento de sinais vitais.

## ABSTRACT

Population aging is a rapidly expanding global phenomenon, with a significant increase in the number of people aged 60 and over. This growth, driven by advances in medicine and improved living conditions, is expected to bring the elderly population to 2 billion by 2050. This scenario poses public health challenges, such as managing chronic diseases and increased vulnerability, highlighting the importance of continuous monitoring of vital signs in the elderly. Considering this, this work aims to develop a *wearable* device for measuring and tracking vital signs integrated with a graphical interface, especially targeting elderly individuals in nursing homes.

The project was developed in two stages. The first stage involved a study of the health landscape related to aging and its impact, linking it to real-time health monitoring technologies and their benefits. In the practical part, an electronic circuit was developed on a protoboard, integrating heart rate and oxygen saturation sensors (MAX 30102) and a temperature sensor (MLX 90614) with the ESP-WROOM-32 microcontroller. This microcontroller was programmed in C/C++ using Arduino IDE version 2.3.2 to record and display the data on a 128X64 0.96 I2C White OLED LCD Graphic Display.

In the second stage, the circuit was developed on a printed board with an interface to an application, allowing *wearable* users to view captured vital signs and access other features, such as data history and insights into the measured signals.

In summary, the project proved viable and achieved its objectives, effectively measuring heart rate, saturation, and body temperature. Considering the limitations of the prototype, the *wearable* could capture vital signs more quickly and accurately with a more sensitive temperature sensor that does not require firm pressure. Furthermore, the design could evolve into a thin, discreet, and comfortable wristband. With its functionality validated, the *wearable* has the potential to contribute to continuous health monitoring in the elderly, promoting well-being.

**Keywords:** Aging, Elderly health, *Wearable* device, Health devices, Vital signs monitoring.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Projeções da População Brasileira por faixa de Idade.....	15
Figura 2: Princípio óptico de funcionamento da fotopleletismografia .....	24
Figura 3: Diferentes tipos de wearables para monitoramento de sinais vitais .....	26
Figura 4: Metodologia apresentada em diagrama.....	30
Figura 5: Esboço do projeto .....	39
Figura 6: Circuito eletrônico com ESP-WROOM-32 (A) e display de LCD Gráfico OLED (B) em funcionamento. ....	42
Figura 7: Saída dos valores do sensor MAX 30102 no monitor serial do Arduino IDE. ....	44
Figura 8: Circuito eletrônico com sensor MAX30102 (A) e ESP-WROOM-32 (B) em funcionamento.....	45
Figura 9: Saída dos valores de temperatura do ambiente e do objeto no monitor serial do Arduino IDE. ....	47
Figura 10: Circuito eletrônico com sensor MLX90614 (A) e ESP-WROOM-32 (B) em funcionamento.....	48
Figura 11: Circuito eletrônico final com componentes conectados em protoboard. A) Sensor de temperatura MLX90614. B) Sensor de frequência cardíaca e SpO <sub>2</sub> MAX30102. C) Display de LCD Gráfico OLED. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32.....	49
Figura 12: Circuito eletrônico final em funcionamento no modo de repouso. A) Sensor de temperatura MLX90614. B) Sensor de frequência cardíaca e SpO <sub>2</sub> MAX30102. C) Display de LCD Gráfico OLED. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32.....	51
Figura 13: Circuito eletrônico final em funcionamento no modo de monitoramento. A) Sensor de temperatura MLX90614. B) Sensor de frequência cardíaca e SpO <sub>2</sub> MAX30102. C) Display de LCD Gráfico OLED. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32.....	52
Figura 14: Bloco de regulação de tensão do esquemático.....	53
Figura 15: Bloco de programação UART do esquemático. ....	54
Figura 16: Bloco de Reset/Bootloader do esquemático. ....	55
Figura 17: Bloco de status do esquemático. ....	55

Figura 18: Bloco de alimentação com bateria CR2032 no esquemático. ....	56
Figura 19: Bloco de expansão no esquemático.....	56
Figura 20: Bloco do sensor <i>MLX90614</i> no esquemático. ....	57
Figura 21: Bloco do sensor <i>MAX30102</i> no esquemático.....	57
Figura 22: Bloco da <i>ESP32</i> no esquemático.....	57
Figura 23: Recurso <i>Assign</i> do software <i>KiCad</i> na produção do esquemático. ....	58
Figura 24: Tela do <i>PCB Editor</i> do software <i>KiCad</i> . ....	59
Figura 25: Exportando o arquivo <i>gerber</i> para a produção. ....	60
Figura 26: Circuito em placa impressa em vista frontal (A) e posterior (B). ....	61
Figura 27: Circuito em placa impressa com componentes soldados. A) Cavidades para acoplamento de baterias. B) Sensor <i>MAX30102</i> . C) Sensor <i>MLX90614</i> . D) Microcontrolador <i>ESP-WROOM-32</i> . E) Fios soldados para conexão com bateria <i>LiPo</i> . ....	63
Figura 28: Carregamento da bateria de <i>LiPo</i> utilizando o módulo <i>TP4056</i> . A) Módulo <i>TP4056</i> . B) Bateria de <i>LiPo</i> . ....	64
Figura 29: Faixa de braço com <i>wearable</i> acoplado. ....	65
Figura 30: Faixa de braço com <i>wearable</i> acoplado enrolada. ....	65
Figura 31: Mensagem de conexão com o <i>Blynk</i> exibida no monitor serial do <i>Arduino IDE</i> versão 2.3.2. ....	67
Figura 32: Aplicativo <i>web</i> em funcionamento. ....	68
Figura 33: Aplicativo móvel em funcionamento. ....	69
Figura 34: Gráfico de linha exibindo valores dos três sinais vitais. ....	70
Figura 35: Aba de gerenciamento de eventos no aplicativo. ....	71
Figura 36: Estrutura do e-mail enviado quando ocorre um evento. ....	72
Figura 37: Aba de notificações do aplicativo <i>web</i> . ....	73
Figura 38: Aba de notificações no aplicativo móvel. ....	74
Figura 39: Aba de usuários no aplicativo. ....	75

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Revisão Sistemática.....	20
Tabela 2: Tecnologias para o Monitoramento de Sinais Vitais.....	23

## LISTA DE ABREVIações E SÍMBOLOS

AHA	<i>American Heart Association</i>
ATA	<i>American Telemedicine Association</i>
AVD	Atividades da vida diária
CDC	<i>Centers for Disease Control and Prevention</i>
DCV	Doença cardiovascular
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
ECG / EKG	Eletrocardiograma
EDA	Atividade eletrodérmica ( <i>Electrodermal activity</i> )
EHR	Registros eletrônicos de saúde ( <i>Electronic medical records</i> )
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
JAMA	<i>Journal of the American Medicine Association</i>
mmHg	Milímetros de mercúrio
OMS / WHO	Organização Mundial da Saúde / <i>World Health Organization</i>
PPG	Fotopletismografia
PUC-SP	Pontifícia Universidade Católica de São Paulo
SMD	<i>Surface Mount Device</i>
SpO <sub>2</sub>	Saturação de oxigênio
UN DESA	<i>United Nations Department of Economic and Social Affairs</i>

## SUMÁRIO

<b>1. Introdução .....</b>	<b>14</b>
1.1. Desafios associados ao envelhecimento da população .....	15
1.2. Tecnologias para monitoramento da saúde em tempo real .....	17
1.3. Monitoramento de sinais vitais .....	21
1.4. Tecnologias de Monitoramento de sinais vitais .....	22
1.5. Wearables .....	25
1.6. Desafios Tecnológicos nos Wearables .....	27
<b>2. Objetivos .....</b>	<b>29</b>
2.1. Objetivo Geral .....	29
2.2. Objetivos Específicos .....	29
<b>3. Materiais e Métodos.....</b>	<b>30</b>
3.1. Desenvolvimento do circuito eletrônico do wearable .....	31
3.1.1 Esboço do circuito eletrônico e da interface de acompanhamento dos dados 31	
3.1.2 Descrição dos componentes .....	31
3.2. Montagem do circuito eletrônico e integração dos componentes em protoboard.....	33
3.2.1. Testes de funcionamento dos componentes em protoboard .....	33
3.2.2. Conexão dos componentes do circuito eletrônico em protoboard .....	33
3.2.3. Programação do microcontrolador para a etapa do circuito eletrônico em protoboard .....	34
3.2.4. Testes dos Sensores e Calibração .....	35
3.3. Montagem da placa de circuito impresso .....	35
3.4. Alimentação do circuito eletrônico.....	36
3.5. Estrutura física do wearable .....	36
3.6. Desenvolvimento da interface para acompanhamento dos sinais vitais .....	36

3.6.1. Conexão entre interface para acompanhamento dos sinais vitais e o wearable .....	36
3.6.2. Características da interface para acompanhamento dos sinais vitais ...	37
3.6.3. Programação do microcontrolador para integração com a interface para acompanhamento dos sinais vitais .....	38
3.7. Avaliação da Usabilidade .....	38
<b>4. Resultados .....</b>	<b>39</b>
4.1. Esboço do projeto .....	39
4.2. Montagem e testes dos componentes individualmente.....	40
4.3. Montagem final em protoboard integrando os componentes .....	48
4.4. Programação do microcontrolador para a etapa do circuito eletrônico em protoboard.....	49
4.4.1. Arduino IDE e conexão com o microcontrolador ESP-WROOM-32.....	49
4.4.2. Desenvolvimento do código de programação da primeira etapa .....	50
4.5. Circuito eletrônico final em funcionamento na protoboard .....	51
4.6. Circuito eletrônico em placa impressa.....	52
4.6.1. Esquemático .....	52
4.6.2. Fabricação da placa impressa .....	60
4.6.3. Soldagem dos componentes na placa impressa .....	61
4.7. Alimentação do circuito eletrônico em placa impressa.....	64
4.8. Estrutura física do wearable .....	65
4.9. Interface para acompanhamento dos sinais vitais .....	66
4.9.1. Conexão entre a interface para acompanhamento dos sinais vitais e o wearable .....	66
4.10. Características da interface para acompanhamento dos sinais vitais.....	67
4.10.1. Aplicativo web.....	68
4.10.2. Aplicativo para dispositivo móvel.....	68
4.10.3. Implementação de eventos e alertas ao usuário da interface para acompanhamento dos sinais vitais .....	70

4.10.4. Compartilhamento da interface para acompanhamento dos sinais vitais	74
4.10.5. Programação do microcontrolador para integração com a interface para acompanhamento dos sinais vitais .....	75
4.11. Testes finais.....	77
<b>5. Conclusão .....</b>	<b>78</b>
<b>APÊNDICE A – Código de programação desenvolvido na primeira etapa do projeto na plataforma Arduino IDE versão 2.3.2.....</b>	<b>89</b>
<b>APÊNDICE B – Código teste fornecido pela plataforma Blynk e implementado na segunda etapa do projeto.....</b>	<b>92</b>
<b>APÊNDICE C – Código de programação desenvolvido na segunda etapa do projeto na plataforma Arduino IDE versão 2.3.2.....</b>	<b>94</b>

## 1. Introdução

O mundo está vivenciando uma transformação demográfica sem precedentes, caracterizada pelo aumento proporcional do número de indivíduos idosos (Gu et al., 2021). À medida que a população global envelhece e a proporção de indivíduos idosos aumenta, novos desafios surgem na área da gestão da saúde (Christensen et al., 2009). Pessoas idosas frequentemente requerem monitoramento contínuo devido ao maior risco de doenças crônicas, como hipertensão, diabetes e condições cardiovasculares (Paré et al., 2007). Em casas de repouso, o monitoramento eficaz dos sinais vitais é fundamental para garantir intervenções médicas oportunas e manter a saúde geral (Mok et al., 2015).

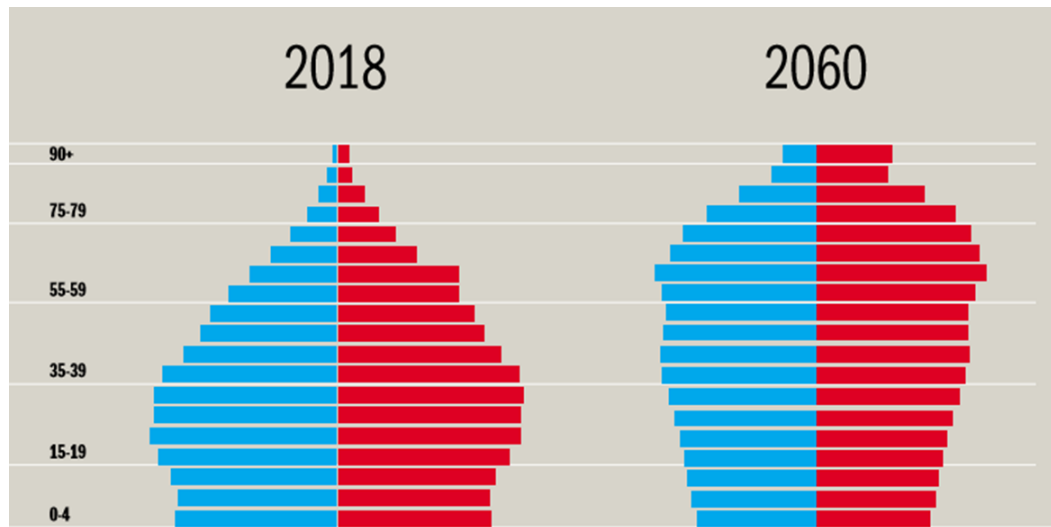
De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), espera-se que a população global com 60 anos ou mais quase dobre, passando de 12% em 2015 para 22% até 2050, o que representará cerca de 2 bilhões de idosos (Mitchell & Walker, 2020). Essa mudança é mais acentuada nos países desenvolvidos, onde a porcentagem da população idosa deverá alcançar níveis ainda mais elevados (Bloom et al., 2008). O Departamento de Assuntos Econômicos e Sociais das Nações Unidas destaca que, até 2050, uma em cada seis pessoas no mundo terá mais de 65 anos, em comparação com uma em cada onze pessoas em 2019 (Chang et al., 2019).

Essa mudança demográfica deve-se principalmente a avanços na assistência à saúde e à queda nas taxas de fertilidade (Galor, 2012). A melhoria da assistência à saúde ampliou significativamente a expectativa de vida em todo o mundo (Ranabhat et al., 2018). Por exemplo, a expectativa de vida média global aumentou mais de seis anos entre 2000 e 2019, alcançando quase 73 anos, segundo a OMS (Mitchell & Walker, 2020). Avanços na tecnologia médica, no gerenciamento de doenças e na infraestrutura de saúde têm permitido que mais pessoas vivam vidas mais longas e saudáveis (JACOBSEN, 2022).

Ao mesmo tempo, as taxas de fertilidade têm diminuído globalmente, em uma tendência que persiste há várias décadas (Baird et al., 2005). Segundo o Banco Mundial, a taxa global de fertilidade caiu de 5,0 nascimentos por mulher em 1960 para 2,3 em 2021 (Cheng et al., 2022). Esse declínio é atribuído a vários fatores, incluindo o aumento do acesso à educação e métodos contraceptivos, maior participação das mulheres na força de trabalho e mudanças nas normas sociais relativas ao tamanho da família e à parentalidade como um todo (Skakkebæk et al., 2022).

Esse fenômeno tem sido verificado de forma geral em todo o mundo, e em particular no Brasil, onde o aumento da expectativa de vida e a diminuição das taxas de natalidade têm provocado uma profunda alteração da pirâmide demográfica (Laura, 2005), como apresentado na Figura 1.

Figura 1: Projeções da População Brasileira por faixa de Idade.



Fonte:(Ferraz et al., 2015).

As implicações dessa transição demográfica são enormes, afetando as estruturas econômicas, os sistemas sociais e as necessidades de saúde (Eggleston, 2020). À medida que a população idosa cresce, aumenta a demanda por serviços de saúde, particularmente dos serviços relacionados com o atendimento de condições crônicas e desafios de mobilidade comuns entre os adultos mais velhos (de Meijer et al., 2013). Essa demanda destaca a importância de soluções inovadoras em saúde, como as tecnologias de monitoramento vestíveis (*wearable*), que poderão ser ferramentas importantes no aprimoramento do cuidado aos idosos ao fornecer atualizações contínuas do estado de saúde e possibilitar intervenções médicas oportunas e tempestivas (K.K et al., 2021).

### 1.1. Desafios associados ao envelhecimento da população

O envelhecimento da população global impõe desafios significativos aos sistemas de saúde, particularmente no manejo das complexas necessidades de saúde dos idosos (Mitchell & Walker, 2020). Adultos mais velhos são mais suscetíveis a doenças crônicas, limitações de mobilidade e um declínio geral na função fisiológica,

o que exige estratégias e serviços de saúde direcionados às necessidades específicas desta população (Maresova et al., 2019). Os problemas de saúde mais comuns na população idosa são (Abdi et al., 2019):

- Doenças cardiovasculares
  - Hipertensão arterial;
  - Acidente vascular cerebral;
  - Infarto agudo do miocárdio;
  - Insuficiência cardíaca;
  - Doença arterial carotídea;
  - Dislipidemias.
- Doenças respiratórias
  - Gripe;
  - Pneumonia;
  - Bronquite crônica e enfisema pulmonar;
- Transtornos mentais e doenças neurodegenerativas
  - Doença de Alzheimer;
  - Doença de Parkinson;
  - Depressão.
- Diabetes Tipo 2
- Catarata
- Osteoporose

Uma grande preocupação na saúde dos idosos é a alta prevalência de doenças crônicas, como doenças cardiovasculares (DCVs), diabetes e artrite (Panaszek et al., 2009). De acordo com os Centros de Controle e Prevenção de Doenças do Departamento de Saúde dos Estados Unidos, cerca de 85% dos adultos mais velhos têm pelo menos uma condição de saúde crônica, e 60% têm pelo menos duas (Toles et al., 2017). As doenças cardiovasculares permanecem como a principal causa de morte entre os adultos mais velhos, condição que é exacerbada por fatores de risco como hipertensão e aterosclerose, que aumentam com a idade (North & Sinclair, 2012).

As limitações de mobilidade são outro desafio importante, afetando quase um em cada três indivíduos com 65 anos ou mais (Webber et al., 2010). A Organização

Mundial da Saúde (OMS) relata que tais limitações são grandes contribuintes para condições de incapacitação entre os idosos, levando a uma maior dependência e redução na qualidade de vida (Briggs et al., 2016). O declínio funcional nas atividades da vida diária é prevalente, com problemas como redução da força muscular, problemas articulares e déficits neurológicos afetando a capacidade dos idosos de realizar tarefas rotineiras (Tieland et al., 2018).

O declínio cognitivo, incluindo condições como demência e doença de Alzheimer, também representa um desafio crítico para as populações que estão envelhecendo (Shatenstein et al., 2015). A Alzheimer's Association destaca que mais de 1 milhão de pessoas no Brasil vivem com alguma forma de demência (Suemoto et al., 2023). Nos Estados Unidos, a doença de Alzheimer, a forma mais comum de demência, afeta cerca de 6,2 milhões de americanos com 65 anos ou mais (Scheltens et al., 2021), representando um significativo desafio de saúde pública devido às necessidades de cuidado e custos associados.

Essas condições colocam uma pressão significativa sobre os sistemas de saúde, com aumento da demanda por serviços que vão desde cuidados agudos até cuidados de longa duração e reabilitação (Y. C. Wang et al., 2019). Inovações na tecnologia de saúde, como dispositivos vestíveis capazes de monitorar sinais vitais e detectar anomalias em tempo real, são críticos neste contexto (Tariq, 2024). Dispositivos que integram sensores para monitoramento contínuo da frequência cardíaca, saturação de oxigênio e outros sinais vitais podem auxiliar significativamente no manejo de condições crônicas e na prevenção de episódios agudos (Arpaia et al., 2022; Nemomssa & Raj, 2022).

O manejo eficaz da saúde dos idosos também depende de medidas preventivas e detecção precoce de problemas de saúde (Prince et al., 2015). Tecnologias que facilitam a detecção precoce e o monitoramento contínuo podem levar a intervenções oportunas, potencialmente reduzindo a gravidade dos resultados e melhorando a eficiência da utilização dos recursos de saúde.

## **1.2. Tecnologias para monitoramento da saúde em tempo real**

O advento das tecnologias de monitoramento de saúde em tempo real revolucionou a abordagem à assistência médica, particularmente para a população idosa (Nsubuga et al., 2006). Essas tecnologias facilitam a resposta imediata a

emergências médicas e aprimoram o gerenciamento do cuidado rotineiro, impactando significativamente os resultados de saúde (Prgomet et al., 2009).

Uma das tecnologias fundamentais nessa revolução é a telemedicina, que permite que profissionais de saúde forneçam consultas, diagnósticos e tratamentos à distância (Senbekov et al., 2020). De acordo com um relatório da Associação Americana de Telemedicina, a telemedicina é capaz de reduzir as taxas de readmissão hospitalar e melhorar a adesão dos pacientes aos protocolos de tratamento, especialmente entre aqueles com mobilidade reduzida (Chaet et al., 2017).

Os sistemas de monitoramento domiciliar são outro componente base desse tipo de tecnologia, que inclui uma gama de dispositivos capazes de monitorar diversos parâmetros de saúde e dados ambientais (Majumder et al., 2017). Os sistemas são conectados via internet, permitindo que os dados sejam enviados diretamente aos prestadores de serviços de saúde (Islam et al., 2015). Uma revisão sistemática publicada no *Journal of the American Medicine Association* sugere que os sistemas de monitoramento domiciliar podem reduzir significativamente a necessidade de visitas presenciais tradicionais, oferecendo assim uma maneira custo-efetiva de gerenciar condições crônicas (Rhoden et al., 2022).

As tecnologias vestíveis – os chamados *wearables* – também desempenham um papel vital neste ecossistema, sendo fundamentais para o monitoramento de saúde em tempo real (Yetisen et al., 2018). Esses dispositivos geralmente estão equipados com sensores que fornecem dados contínuos de saúde, muitas vezes fundamentais para intervenções médicas oportunas (Lu et al., 2020). Por exemplo, a análise de dados em tempo real pode alertar cuidadores e profissionais médicos sobre possíveis problemas de saúde antes que se tornem graves ou irreversíveis, permitindo assim uma intervenção precoce e um melhor gerenciamento de condições crônicas (Mohammed et al., 2019).

Embora essas tecnologias ofereçam muitos benefícios, elas também trazem desafios, como preocupações com a privacidade dos dados, a necessidade de medidas robustas de cibersegurança e a exigência de educação tecnológica contínua para os usuários (Sivakumar et al., 2024). Apesar desses desafios, o potencial para melhores resultados para os pacientes e a entrega de um serviço de saúde mais eficiente continua a impulsionar a inovação e a adoção dessas tecnologias,

particularmente para populações vulneráveis, como os idosos (Ahmad et al., 2022). Após uma busca na literatura, foi possível elaborar a Tabela 1 com os principais artigos que abordavam tópicos semelhantes. A análise abrange um período de publicação entre 2021 e 2023, refletindo o interesse contínuo e recente na área. Em termos de tecnologia dos dispositivos, identificou-se uma diversidade, com um artigo focado em dispositivos *Bluetooth* para medição da frequência cardíaca, enquanto outros quatro artigos exploram transdutores vestíveis e sensores específicos como o MAX 30100 para monitoramento mais abrangente.

A conectividade dos dispositivos revela uma preferência por módulos *Bluetooth* em três dos artigos, um utilizando exclusivamente Wi-Fi e outro combinando Wi-Fi e *Bluetooth*, mostrando uma variação nas escolhas de tecnologia para garantir a transmissão eficiente de dados. Quanto aos sinais vitais monitorados, cinco artigos incluíram a frequência cardíaca em seus estudos, demonstrando a importância deste sinal vital no monitoramento da saúde. Além disso, quatro desses artigos expandem o escopo para incluir outros sinais como a saturação de oxigênio (SpO<sub>2</sub>), temperatura corporal, taxa de respiração e ECG. Quanto à interface e ao desenvolvimento, dois artigos utilizam aplicativos Android como meio de interação com o usuário, enquanto os outros três exploram interfaces alternativas, incluindo displays de LED e aplicativos para computadores.

Em relação às funcionalidades oferecidas, dois artigos destacam a análise de frequência cardíaca em tempo real e a detecção de anomalias como seus principais recursos, enquanto três enfocam a importância da visualização gráfica dos dados coletados e do gerenciamento do histórico de saúde, sublinhando a utilidade desses dispositivos no acompanhamento longitudinal da saúde do usuário. Por fim, todos os artigos realizaram experimentos para validar a precisão de suas medições, comparando-as com dispositivos de referência em condições controladas. Isso pode ser visualizado de forma mais clara e resumida na Tabela 1 abaixo.

Tabela 1: Revisão Sistemática.

Referência	Ano	Tipo de <i>Wearable</i>	Sinais Medidos	Funcionalidades	Resultado
(Schoettker et al., 2020)	2020	N/A	Pressão arterial: sistólica, diastólica e média	Medição da PA sem manguito e de forma não invasiva utilizando câmera de um smartphone	A divergência nos dados estava dentro do padrão ISO 81060–2:2018, indicando precisão
(Hadiyoso et al., 2021)	2021	Braçadeira	ECG, SpO <sub>2</sub> , pressão arterial, temperatura corporal e frequência cardíaca.	Visualização gráficos dados coletados	Precisão de 99% da temperatura corporal e desvios pouco significativos nas medições de saturação de oxigênio e dos picos de diástole e sístole
(Gwon et al., 2021)	2021	Faixa de cintura	ECG e frequência cardíaca	Monitoramento contínuo e em tempo real do ECG	Boa precisão na medição, com erros na faixa de 1 a 2% para frequência cardíaca
(Nemomssa & Raj, 2022)	2022	Oxímetro de pulso portátil	Frequência cardíaca e a saturação de oxigênio	Representação visual e imediata dos sinais medidos	Precisão entre 97 e 98% nas medições dos sinais
(De Fazio et al., 2022)	2022	Camiseta inteligente	Frequência cardíaca, temperatura corporal e saturação de oxigênio	Recebimento de dados via <i>bluetooth</i> , armazenamento em nuvem e visualização dos dados em tempo real	Eficácia no monitoramento contínuo e precisão
(Cuesta-Morales et al., 2022)	2022	Health device com <i>Bluetooth</i> que mede frequência cardíaca.	Frequência cardíaca	Captura e análise da frequência cardíaca em tempo real com base em atividades configuradas no app	O VARSE gerou gráficos de variação da frequência cardíaca para cada indivíduo a partir da frequência cardíaca gravada em 3 minutos
(Arpaia et al., 2022)	2022	Transdutor vestível	Frequência cardíaca e SpO <sub>2</sub> .	Medição de sinais vitais, detecção de anomalias baseada em IA, gestão de dados.	Precisão superior a 93% na detecção de anomalias
(Nemomssa & Alemneh, 2023)	2023	<i>Wearable</i> com sensores	Frequência cardíaca, temperatura corporal, taxa de respiração e SpO <sub>2</sub> .	Notificação baseada em IA para detecção de anomalias, gestão de dados através de plataformas <i>IOT</i>	Boa concordância com os sinais vitais padrões, exceto pela temperatura corporal

Fonte: Autoria Própria

### 1.3. Monitoramento de sinais vitais

O monitoramento dos sinais vitais em tempo real é uma prática essencial nos cuidados de saúde preventivos, especialmente na gestão da saúde dos idosos (Moura et al., 2024). O monitoramento contínuo em tempo real dos principais parâmetros fisiológicos – como frequência cardíaca, temperatura corporal, frequência respiratória, pressão arterial e saturação de oxigênio – fornece dados importantes para avaliar o estado de saúde dos indivíduos, permitindo intervenções médicas quando necessário (Zhang & Ling, 2020).

O monitoramento da frequência cardíaca é fundamental na detecção de condições cardiovasculares e na avaliação da saúde cardiovascular geral (Achten & Jeukendrup, 2003). A frequência cardíaca normal em repouso para adultos varia de 60 a 100 batimentos por minuto (Böhm et al., 2015). Desvios desta faixa podem indicar problemas de saúde subjacentes que requerem atenção médica, como arritmias ou insuficiência cardíaca.

A frequência respiratória é outro sinal vital importante, correspondendo ao número de respirações completas no período de um minuto (Cretikos et al., 2008). Em adultos, os valores normais de referência variam entre 12 a 20 movimentos respiratórios por minuto. Valores acima desse intervalo caracterizam a condição de taquipneia e valores abaixo a condição de bradipneia (Scott & Kaur, 2020). As alterações podem ser causadas por esforço físico intenso, choques emocionais ou doenças.

A pressão arterial é outro parâmetro vital importante da saúde cardiovascular, pois é uma medida da força com que o coração bombeia o sangue pelas artérias do corpo (Magder, 2018). Os valores normais da pressão arterial para um paciente adulto ficam entre de 90/60 a 129/84 mmHg, onde o intervalo de 90 a 129 mmHg corresponde à pressão sistólica, que é a pressão exercida quando o coração se contrai, e o intervalo de 60 a 80 mmHg corresponde à pressão diastólica, quando o músculo cardíaco se relaxa (Saghiv & Sagiv, 2020). Alterações nos valores da pressão arterial podem ser indicativos de crises e problemas agudos de saúde.

A temperatura corporal é outro sinal vital que ajuda a monitorar infecções, inflamações ou outras condições médicas (Geneva et al., 2019). A temperatura corporal normal para um adulto saudável varia de 36,5°C a 37,3°C. Desvios

persistentes podem indicar infecções sistêmicas, problemas de exposição ambiental ou outros problemas de saúde (Laganá et al., 1992).

A saturação de oxigênio ( $SpO_2$ ) é outro parâmetro crítico, refletindo a porcentagem de hemoglobina saturada de oxigênio no sangue (Liu et al., 2023). O valor normal de  $SpO_2$  está normalmente entre 95% e 100% (Seifi et al., 2018). Valores abaixo desta faixa podem sinalizar problemas respiratórios ou circulatórios e são particularmente importantes para monitoramento em pacientes com problemas respiratórios como Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) ou asma (Rodríguez-Molinero et al., 2013).

As tecnologias modernas têm permitido o monitoramento não invasivo desses sinais vitais por meio de diversos sensores e dispositivos (Yilmaz et al., 2010). Por exemplo, sensores de fotopletismografia (PPG) são amplamente utilizados em *wearables* para medir a frequência cardíaca e a saturação de oxigênio por meio de tecnologia baseada em luz (Sun & Thakor, 2016). Termistores ou sensores infravermelhos podem capturar com precisão a temperatura corporal sem contato físico (Wang et al., 2021).

O monitoramento contínuo dos parâmetros vitais pode ter um impacto significativo no atendimento ao paciente, facilitando a detecção precoce de potenciais problemas de saúde, permitindo uma resposta rápida a eventos médicos agudos e permitindo uma melhor gestão de condições crônicas (Khang et al., 2024). Nesse caso, o estabelecimento de valores de referência, calibrados com base em especificidades demográficas e de condições de saúde para garantir precisão e relevância, é importante para estabelecer limites para alertas e intervenções em ambientes clínicos (Baig & Gholamhosseini, 2013). O monitoramento contínuo também apoia uma abordagem mais personalizada aos cuidados de saúde, onde os tratamentos e intervenções podem ser ajustados em tempo real com base nos dados recolhidos (Hassanalieragh et al., 2015).

#### **1.4. Tecnologias de Monitoramento de sinais vitais**

O panorama de tecnologias disponíveis para monitoramento de sinais vitais expandiu-se significativamente, incorporando vários métodos e dispositivos para garantir o monitoramento preciso e contínuo do paciente (Soon et al., 2020). Estas tecnologias baseiam-se em princípios diferentes e são concebidas para satisfazer necessidades específicas de monitoramento clínico e pessoal.

Hospitais e clínicas tradicionalmente usam dispositivos de monitoramento padrão, como eletrocardiogramas (ECGs) para frequência e ritmo cardíacos, oxímetros de pulso para saturação de oxigênio e termômetros eletrônicos para temperatura corporal (Dias & Paulo Silva Cunha, 2018). Esses dispositivos fornecem alta precisão e são essenciais em ambientes de cuidados intensivos. Por exemplo, os ECG utilizam sinais elétricos para monitorizar a atividade do coração, garantindo informações detalhadas sobre a saúde cardíaca, possibilitando o diagnóstico de eventuais doenças (A & R, 2018). A Tabela 2, a seguir, apresenta as principais tecnologias disponíveis para o monitoramento contínuo de sinais vitais.

Tabela 2: Tecnologias para o Monitoramento de Sinais Vitais.

<b>Tecnologia</b>	<b>Função</b>
Eletrocardiograma (ECG ou EKG)	Monitora a frequência e o ritmo cardíaco.
Oximetria de pulso	Mede os níveis de saturação de oxigênio.
Monitores de pressão arterial	Podem ser manuais ou automáticos para medir as pressões sistólica e diastólica.
Capnografia	Mede a concentração de dióxido de carbono no ar exalado, indicando a eficácia respiratória.
Espirometria	Avalia a função pulmonar medindo o volume e a velocidade do ar que pode ser inspirado e expirado.
Termometria	Mede a temperatura corporal usando termômetros digitais, infravermelhos ou de mercúrio.
Fotopletismografia (PPG)	Usada em <i>wearables</i> como <i>smartwatches</i> para detectar alterações no volume sanguíneo.
Análise de Bioimpedância	Mede a composição corporal e o estado dos fluidos.
Sensores baseados em têxteis	Integrados em roupas para monitorar sinais fisiológicos através do contato com a pele.

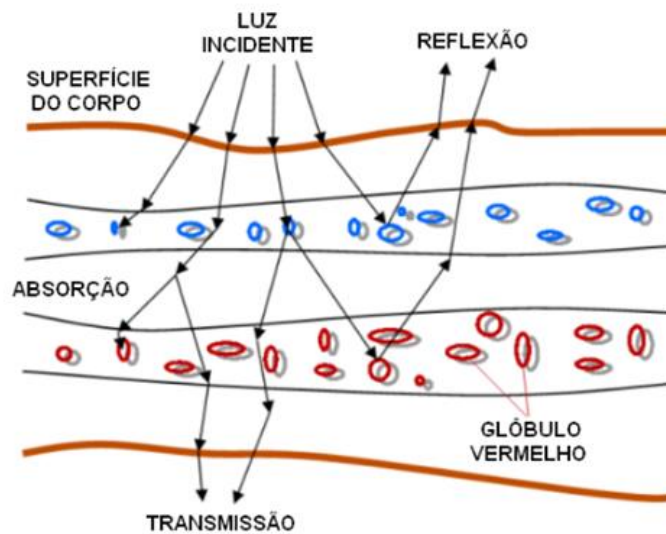
Fonte: (Dias & Paulo Silva Cunha, 2018; Manta et al., 2020)

Nos últimos anos, os dispositivos médicos inteligentes ganharam destaque. Esses dispositivos são versões avançadas dos equipamentos tradicionais, com a diferença que podem transmitir dados através à distância, permitindo o monitoramento

remoto (Cios et al., 2019). Oxímetros de pulso inteligentes e termômetros conectados permitem que os profissionais de saúde monitorem remotamente os sinais vitais dos pacientes, melhorando a capacidade de prestar cuidados sem a necessidade da presença física do paciente em uma unidade de saúde (Randazzo et al., 2020).

Nesse sentido, os *wearables* representam um avanço significativo no domínio do monitoramento da saúde pessoal (Fortune et al., 2021). Dispositivos como smartwatches e rastreadores de atividade física usam fotopleletismografia (PPG) para medir a frequência cardíaca, detectando alterações no volume sanguíneo no leito microvascular do tecido (Kim & Baek, 2023). A Figura 2 apresenta o princípio de funcionamento da fotopleletismografia, que realiza medições de frequência cardíaca a partir das propriedades óticas (transmissão e reflexão de luz) do fluxo sanguíneo (Kim et al., 2022).

Figura 2: Princípio óptico de funcionamento da fotopleletismografia



Fonte: adaptado de (Cloete et al., 2013).

Esta tecnologia é menos invasiva e altamente adequada para monitoramento contínuo, proporcionando aos utilizadores um *feedback* em tempo real sobre o seu estado fisiológico (Kim & Baek, 2023). Os *wearables* também podem medir outros sinais vitais, como passos dados, gasto calórico e até padrões de sono, tornando-os aparelhos muito versáteis (Zheng et al., 2014). O desenvolvimento de tais tecnologias alinha-se com a necessidade crescente de monitorização contínua e não invasiva,

especialmente adequada para cuidados a idosos, uma vez que podem ser usadas de forma confortável e discreta (Areia et al., 2021).

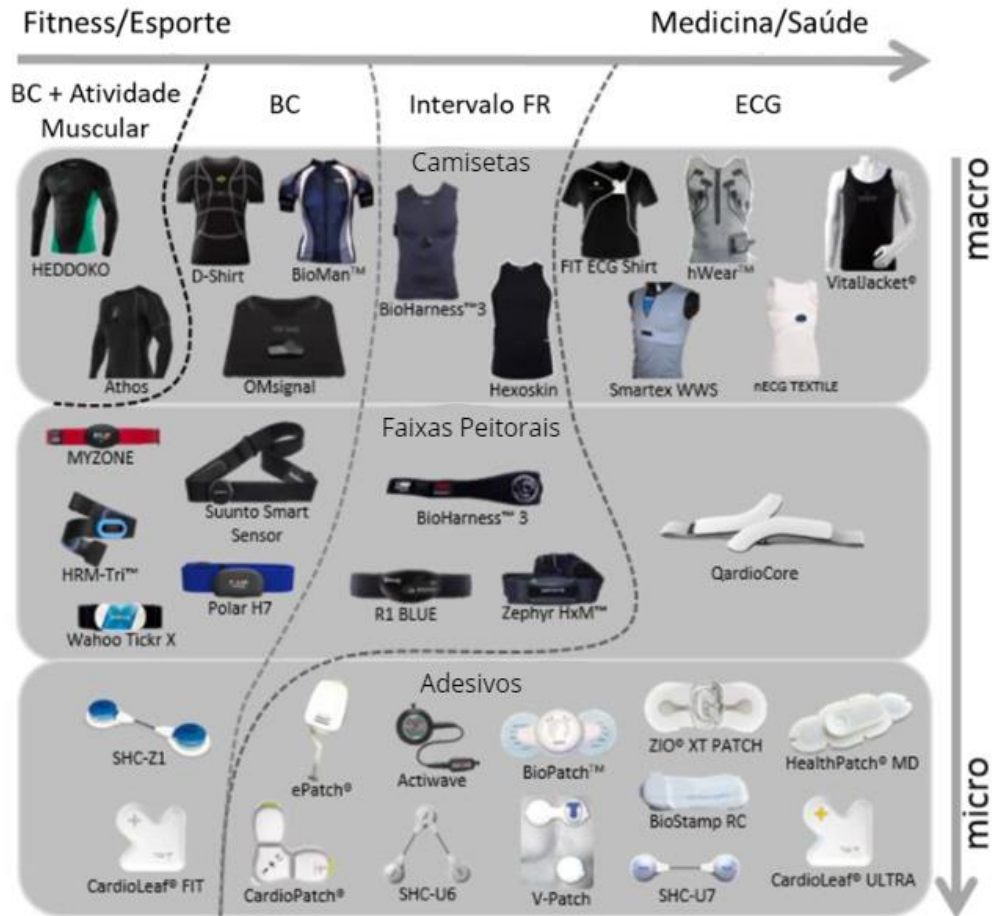
### **1.5. Wearables**

A tecnologia *wearable*, especialmente no contexto do monitoramento de saúde, registou um crescimento exponencial na última década (Song et al., 2023). Estes dispositivos, desde smartwatches a rastreadores de atividade e de saúde especializados, transformaram a gestão da saúde pessoal, proporcionando aos utilizadores um acesso sem precedentes a dados de saúde em tempo real (Mbunge et al., 2021).

O mercado de *wearables* se expandiu rapidamente, impulsionado pela crescente conscientização do consumidor e pelos avanços tecnológicos (Yang et al., 2021). De acordo com um relatório da Grand View Research (Lu et al., 2020), o tamanho do mercado global de tecnologia *wearable* foi avaliado em aproximadamente US\$ 61,3 bilhões em 2022 e deverá crescer a uma taxa de 14,6% ao ano de 2023 a 2030. Esse crescimento é alimentado pela crescente demanda por produtos de fitness e bem-estar que oferecem recursos como monitoramento de frequência cardíaca, monitoramento de atividades e estatísticas de sono (Guk et al., 2019).

A gama de produtos disponíveis engloba rastreadores básicos de atividade, smartwatches avançados que integram recursos de monitoramento de saúde e dispositivos vestíveis especializados projetados para fins médicos, como monitoramento contínuo de glicose, de batimentos cardíacos (BC) ou de frequência respiratória (FR) (Dunn et al., 2018). Empresas como Apple, Fitbit e Garmin lideram o mercado, oferecendo dispositivos que atendem a um amplo espectro de necessidades, desde o monitoramento geral de condicionamento físico até monitoramento específico de saúde (Vashist & Luong, 2018). A Figura 3 apresenta tipos de dispositivos *wearables* que podem ser utilizados para monitorar os sinais vitais para fins esportivos (à esquerda) ou médicos (à direita).

Figura 3: Diferentes tipos de wearables para monitoramento de sinais vitais



Fonte: (Dias & Paulo Silva Cunha, 2018).

As principais vantagens da tecnologia vestível são a conveniência e o monitoramento contínuo. Os *wearables* fornecem uma maneira não invasiva de monitorar continuamente sinais vitais, como frequência cardíaca e pressão arterial, fornecendo dados importantes para a detecção precoce de possíveis problemas de saúde (Liu et al., 2020). Além disso, estes dispositivos podem melhorar o envolvimento do usuário com a sua saúde e bem-estar através de funcionalidades que incentivam a atividade física, uma alimentação saudável e melhores padrões de sono (Spanakis et al., 2016).

Apesar dos benefícios, existem desafios e desvantagens a serem considerados (Canali et al., 2022). Uma grande preocupação é a precisão dos dados recolhidos pelos *wearables*, que por vezes podem ser menos confiáveis do que os equipamentos médicos tradicionais (Fuller et al., 2020). A privacidade e a segurança dos dados de saúde são outra questão significativa, uma vez que estes dispositivos recolhem uma

grande quantidade de informações pessoais que podem ser vulneráveis a violações (Abouelmehdi et al., 2018). Além disso, existe o risco de dependência excessiva da tecnologia para a gestão da saúde, podendo levar à ansiedade ou a consultas médicas desnecessárias devido a sintomas menores ou mal interpretados (Wimbarti et al., 2024).

### **1.6. Desafios Tecnológicos nos *Wearables***

O desenvolvimento e a implementação da tecnologia *wearable* envolvem a integração de vários componentes, tais como sensores, microcontroladores, unidades de processamento, interfaces, baterias, etc (Mamun & Yuce, 2019). A forma como esses componentes são integrados em uma única arquitetura é determinante na implantação eficaz de um dispositivo *wearables*, especialmente em aplicações de saúde (Aledhari et al., 2022).

O núcleo de qualquer dispositivo vestível são seus sensores, responsáveis pela aquisição de dados. Esses sensores devem ser altamente sensíveis, precisos e capazes de operar sob diferentes condições ambientais sem degradação do desempenho (Heikenfeld et al., 2018). A precisão de sensores como os usados na fotopletismografia (PPG) ou na atividade eletrodérmica (EDA) é fundamental para garantir um monitoramento confiável das condições de saúde (Ronca et al., 2023). No entanto, uma sensibilidade muito grande do sensor pode representar um desafio, causando problemas como ruído e interferência, que podem afetar a precisão dos dados (Banaee et al., 2013).

As interfaces de usuário em *wearables* precisam ser intuitivas e acessíveis para incentivar o uso regular e garantir que os usuários possam interpretar facilmente os dados apresentados (Nardelli & Bailón, 2023). Isto é particularmente importante para usuários idosos ou aqueles com conhecimento limitado de tecnologia (S. Wang et al., 2019). O desafio está em projetar interfaces que sejam abrangentes e não sobrecarregantes, fornecendo informações essenciais de maneira amigável.

Os *wearables* dependem de microcontroladores para processar dados coletados por sensores (Pantelopoulos & Bourbakis, 2010). A seleção de um microcontrolador é crítica, pois ele deve ter poder de processamento suficiente para lidar com os dados do sensor, executar o *software* do dispositivo e suportar protocolos de comunicação, ao mesmo tempo que é eficiente em termos energéticos para maximizar a vida útil da bateria (Callebaut et al., 2021). Equilibrar estes requisitos é

um desafio significativo, especialmente à medida que os dispositivos se tornam menores e as expectativas dos consumidores relativamente à duração da bateria aumentam (Nawaz et al., 2022).

Um dos maiores desafios da tecnologia vestível é garantir uma longa vida útil da bateria (Wall et al., 2024). Os *wearables* precisam ser alimentados de forma que possam operar continuamente sem recargas frequentes (Callebaut et al., 2021). Isto requer não apenas componentes energeticamente eficientes, mas também avanços na tecnologia de baterias (Wang et al., 2023). O desenvolvimento contínuo de baterias menores e mais eficientes é crucial para melhorar a praticidade e a aceitação dos *wearables* pelo usuário (Liang et al., 2019).

Além disso, para que os *wearables* sejam verdadeiramente eficazes num contexto de saúde, precisam de se integrar perfeitamente com outros sistemas de informação de saúde, como os registos eletrônicos de saúde (EHR) (Mamlin & Tierney, 2016). Esta integração permite que os dados recolhidos pelo *wearable* sejam utilizados de forma eficaz na tomada de decisões clínicas (Canali et al., 2022). No entanto, a interoperabilidade entre diferentes sistemas e a garantia da privacidade e segurança dos dados são obstáculos significativos que precisam de ser resolvidos (Azodo et al., 2020).

Finalmente, os materiais usados em dispositivos vestíveis devem ser duráveis, confortáveis e adequados para contato prolongado com a pele do usuário (Jin et al., 2017). Questões como reações alérgicas ou desconforto causado pelo dispositivo podem dissuadir os usuários do uso contínuo, limitando assim a eficácia do dispositivo (Mao et al., 2023). Os desenvolvimentos em tecnologia vestível ilustram os esforços contínuos para atender a essas demandas de saúde (Gill et al., 2023; Lutz et al., 2019). Após apresentar o panorama acima, o presente trabalho visa desenvolver um *wearable* integrado com sensores para captação de frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> e temperatura corporal com interface para acompanhamento dos dados capturados, visando especialmente o monitoramento da saúde de idosos em casas de repouso.

## 2. Objetivos

### 2.1. Objetivo Geral

Desenvolver e avaliar o desempenho e utilidade de um *wearable* que capta sinais vitais ligado a uma interface para acompanhamento de dados.

### 2.2. Objetivos Específicos

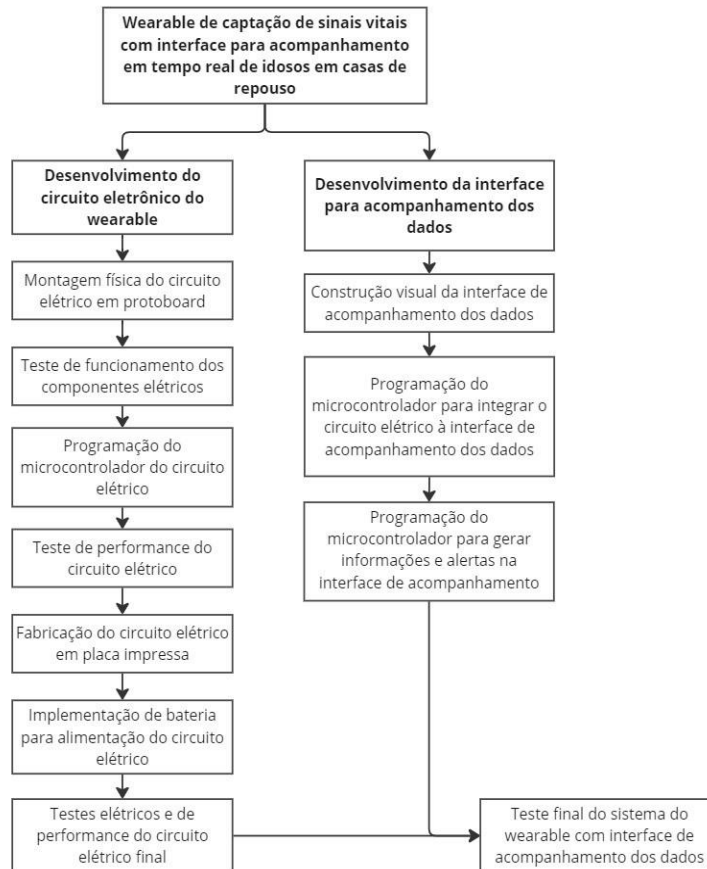
- Desenvolver o circuito eletrônico do *wearable* integrado com sensores para captação de frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> e temperatura corporal.
- Criar uma interface de usuário para visualização e monitoramento em tempo real dos sinais vitais coletados pelo *wearable*.
- Conduzir uma avaliação para validar a precisão das medições do *wearable* e a usabilidade da interface de monitoramento.

### 3. Materiais e Métodos

A metodologia utilizada no presente trabalho foi baseada no diagrama apresentado na Figura 4, representando as duas etapas do projeto, sendo elas referente à montagem do circuito do *wearable* na protoboard, depois a elaboração da placa impressa e a interface de dados.

A primeira parte é a montagem do circuito na protoboard, testes de funcionamento elétrico, programação do microcontrolador e visualização dos valores no Display OLED. A segunda parte envolve a fabricação do circuito elétrico em placa impressa, implementação da alimentação do sistema via bateria, testes de performance do circuito completo, a elaboração da interface de acompanhamento dos dados, programação do microcontrolador para integração da interface ao circuito elétrico e implementação de comandos no código para gerar as informações apresentadas na interface de dados. Por fim, ambas as etapas se unem no processo de teste final do sistema completo.

Figura 4: Metodologia apresentada em diagrama.



Fonte: Autoria Própria

### 3.1. Desenvolvimento do circuito eletrônico do *wearable*

Nesta seção estão apresentadas as etapas iniciais para a construção do circuito eletrônico do *wearable*, contemplando o esboço feito para visualização mais clara do projeto e a descrição dos componentes necessários para seu desenvolvimento.

#### 3.1.1 Esboço do circuito eletrônico e da interface de acompanhamento dos dados

O esboço do projeto foi feito utilizando o *software* de desenho gráfico Canvas 2024 e incluirá uma ilustração do *wearable* no corpo de um idoso, destacando sua localização e ergonomia, representações dos componentes-chave do circuito eletrônico (sensores de frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub>, temperatura corporal e microcontrolador) e o fluxo de dados usando flechas para mostrar a sequência das ações que ocorrem da captação de sinais vitais do *wearable* até a transmissão dos dados à interface de monitoramento através da comunicação sem fio.

#### 3.1.2 Descrição dos componentes

O Sensor de Frequência Cardíaca e SpO<sub>2</sub> (MAX 30102), fabricado pela empresa *Maxim Integrated*, com sede em San Jose, Califórnia, EUA, foi utilizado para captar os sinais de frequência cardíaca e saturação de oxigênio do sangue. É composto por dois LEDs, um vermelho e um infravermelho, e seu funcionamento segue o princípio da fotopletismografia. Para a medição da frequência cardíaca utilizando o MAX30102, a luz infravermelha é emitida através da pele e a quantidade de luz refletida varia conforme o fluxo sanguíneo arterial. Essa variação é detectada pelo fotodetector, gerando uma forma de onda que representa os batimentos cardíacos. Já o cálculo da saturação de oxigênio no sangue baseia-se no princípio de que a quantidade de luz vermelha e infravermelha absorvidas varia dependendo da quantidade de oxigênio no sangue.

O sensor de temperatura corporal (MLX90614), produzido pela empresa *Microelectronic Integrated Systems (Melexis)*, com sede em Ypres, Bélgica, foi utilizado para aferir a temperatura corporal do usuário. É um dispositivo de medição de temperatura sem contato, de forma que captura e transforma a radiação infravermelha emitida por objetos e corpos em sinais elétricos à distância.

O microcontrolador ESP-WROOM-32, desenvolvido pela *Espressif Systems*, com sede em Xangai, China, foi utilizado para armazenar os dados captados pelos sensores, calcular os níveis de frequência cardíaca e saturação de oxigênio, e exibir as informações em um display. Este dispositivo se destaca por possuir integrações de Wi-Fi e *Bluetooth*, além de alta capacidade de processamento e versatilidade. Sendo assim, o microcontrolador é útil para realizar o processamento dos dados dos sensores e viabilizar a comunicação sem fio com a interface do usuário.

Para o desenvolvimento da primeira parte do projeto, foi utilizado um display de LCD Gráfico OLED 128x64 0.96 I2C Branco, fabricado pela empresa *Solomon Systech*, com sede em Hong Kong, China, a fim de exibir os valores calculados de frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> e temperatura corporal de forma a representar a interface gráfica desenvolvida na segunda parte do projeto.

Na confecção da placa em circuito impresso, foi utilizado O CH340C, produzido pela empresa *Jiangsu Qin Heng (WCH)*, com sede em Jiangsu, China, um conversor USB para serial, permitindo a programação da placa.

O resistor SCR0603F1K, produzido pela empresa VO, com sede em Shenzhen, China, foi utilizado para limitar a corrente elétrica no circuito de forma a proteger os demais componentes.

O botão *EN/BOOT* são do modelo *SKRKAAEE020*, produzido pela empresa *ALPSALPINE*, com sede em Tóquio, Japão, foi empregado para enviar um sinal para receber o código e resetar.

O regulador de tensão *LD1117S33TR*, produzido pela empresa *STMicroelectronics*, com sede em Genebra, Suíça, foi utilizado para garantir um fornecimento de tensão estável de 3.3V para os componentes eletrônicos.

O transistor *AO3400-SOT23*, produzido pela empresa *PUOLOP*, com sede em Shenzhen, China, foi utilizado para amplificação de sinais e chaveamento de correntes elétricas no circuito a fim de programação.

Os LED são do modelo *D-060306B1*, produzido pela empresa *ARKLED (Wuxi ARK Tech Elec)*, com sede em Wuxi, China, foi utilizado como um indicador luminoso para fornecer feedback visual ao usuário.

O capacitor cerâmico do modelo *0603B104K250CT*, produzido pela empresa *Walsin Tech Corp*, com sede em Taipé, Taiwan, foi utilizado para estabilizar e filtrar sinais elétricos no circuito.

O conector USB *MicroQTJ*, produzido pela empresa *SHOU HAN*, com sede em Dongguan, China, foi utilizado para conectar o dispositivo a uma interface USB, permitindo a transferência de dados e energia.

O capacitor de modelo *CL10A226MP8NUNE*, produzido pela empresa *Samsung Electro-Mechanics*, com sede em Suwon, Coreia do Sul, foi utilizado para estabilizar e filtrar sinais elétricos no circuito.

O diodo *BAT60A*, produzido pela empresa *Sikor (SLKORMICRO Elec.)*, com sede em Shenzhen, China, foi utilizado para direcionar o fluxo de corrente em um único sentido, protegendo o circuito contra inversões de polaridade.

### **3.2. Montagem do circuito eletrônico e integração dos componentes em *protoboard***

Esta seção aborda a integração entre os componentes do circuito eletrônico montado em *protoboard*, definindo as pinagens e sua devida conexão com o restante do circuito. Além disso, também contempla o desenvolvimento do código de programação em C/C++ na plataforma Arduino IDE versão 2.3.2 para programar o microcontrolador ESP-WROOM-32.

#### **3.2.1. Testes de funcionamento dos componentes em *protoboard***

Para garantir que os componentes estavam operando adequadamente, foram realizados testes em *protoboard*, nos quais os sensores MAX 30102, MLX90614 e o display de LCD Gráfico OLED 128x64 0.96 I2C Branco foram conectados individualmente ao microcontrolador ESP-WROOM-32 de forma a testar seu funcionamento elétrico para verificar se não havia defeitos nas placas, pinos ou *jumpers* utilizados para conexão. Para isso foram desenvolvidos três códigos de programação na plataforma Arduino IDE versão 2.3.2, implementados no microcontrolador para realizar o teste de cada componente.

#### **3.2.2. Conexão dos componentes do circuito eletrônico em *protoboard***

Para a montagem do circuito eletrônico, os componentes foram posicionados em uma *protoboard*, conectados via *jumpers*, para facilitar testes e ajustes na disposição, permitindo alterar a posição dos componentes de maneira independente.

Referente à pinagem e conexão dos sensores ao microcontrolador ESP-WROOM-32, os pinos de alimentação VIN e GND do Sensor de Frequência Cardíaca e SpO<sub>2</sub> (MAX 30102) foram conectados às respectivas saídas de alimentação do microcontrolador, 3V3 e GND. Quanto aos pinos de comunicação I2C do sensor, o SDA e SCL, foram conectados às saídas D21 e D22 do microcontrolador.

De forma similar ao sensor MAX 30102, o sensor de temperatura corporal (MLX90614) teve seu pino de alimentação VIN conectado ao 3V3 do microcontrolador e o pino GND ao GND. Quanto aos pinos de comunicação I2C do sensor, o SDA e SCL, foram conectados às saídas D22 e D21 do microcontrolador.

O display de LCD Gráfico OLED 128X64 0.96 I2C Branco, a fim de unir os dados capturados pelos sensores e mostrá-los em sua tela, teve seus 4 pinos (VDD, GND, SCK e SDA) conectados aos três componentes anteriores. Mais especificamente, o pino GND foi conectado aos pinos GND do restante, o VDD foi conectado ao 3V3 do microcontrolador, ao VIN do sensor MAX 30102 e ao VIN do sensor MLX90614, o SCK foi conectado ao D22 do microcontrolador, ao SCL do sensor MAX 30102 e ao SCL do sensor MLX90614 e, finalmente, o pino SDA foi conectado ao D21 do microcontrolador, ao SDA do sensor MAX 30102 e ao SDA do sensor MLX90614.

### **3.2.3. Programação do microcontrolador para a etapa do circuito eletrônico em *protoboard***

Para realizar a leitura, armazenamento e posterior disponibilização dos dados de frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> e temperatura corporal capturados pelos sensores MAX 30102 e MLX90614 no display de LCD Gráfico OLED, o microcontrolador ESP-WROOM-32 foi alimentado com um código em linguagem de programação baseada em C/C++, desenvolvido utilizando a plataforma Arduino IDE versão 2.3.2.

Para implementar o código, primeiramente foi necessário conectar o microcontrolador ESP-WROOM-32 ao Arduino IDE. Em seguida foram instaladas as bibliotecas referentes à conexão entre o microcontrolador, os sensores e o display. Assim, foi possível seguir com a elaboração do código, que envolveu a definição das variáveis para cálculo da frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> e para especificações referentes ao display de LCD Gráfico OLED. Após esses passos foram construídos os códigos destinados às duas seções principais do programa, o `setup()`, na qual são definidas

as ações iniciais, e o loop (), estrutura de comandos que será executada de forma constante.

#### **3.2.4. Testes dos Sensores e Calibração**

O sistema foi submetido a testes para validar o funcionamento do circuito eletrônico, a leitura correta dos sensores, a estabilidade da alimentação e a conexão entre os componentes. Para isso, os sensores foram submetidos a testes de funcionamento para garantir que o posicionamento e a conexão da pinagem foram feitos corretamente, seguidos por testes de resposta para verificar a capacidade e confiabilidade de detecção dos dados. Também foram realizados testes de interoperabilidade nos quais os sensores foram testados em conjunto para verificar se haveria interferências ou incompatibilidades entre eles.

Por fim, os valores medidos pelo sistema foram comparados a valores padrão em dispositivos vestíveis comerciais, que atuaram como referência para avaliar o funcionamento do sistema e confiabilidade dos dados.

### **3.3. Montagem da placa de circuito impresso**

Para a segunda etapa do projeto, o circuito eletrônico foi construído em placa impressa utilizando o software KiCad. Inicialmente, foi realizado o desenvolvimento do esquemático, que consistiu na definição do circuito eletrônico e na seleção dos componentes necessários.

Para cada componente, foram analisados os respectivos datasheets, a fim de verificar suas características e especificações técnicas. Em seguida, foi realizada a separação e organização dos componentes no projeto, e o processo de "assign footprint" (atribuição de pegada) foi efetuado para associar os componentes aos seus respectivos modelos físicos.

Após essa etapa, foi feito o cálculo das trilhas, assegurando que a largura e o espaçamento estivessem de acordo com as necessidades de corrente e tensões do projeto. O posicionamento dos componentes na placa foi otimizado visando ocupar o mínimo de espaço possível para reduzir o tamanho da placa. O roteamento das conexões entre os componentes foi realizado de forma manual, respeitando as distâncias necessárias e minimizando possíveis interferências.

Posteriormente, foi realizada a simulação 3D da placa, permitindo uma visualização tridimensional da montagem e auxiliando na identificação de possíveis problemas físicos. Após a verificação, os arquivos *gerber* foram exportados, contendo as informações necessárias para a fabricação da placa. Por fim, os arquivos foram enviados à empresa JLCPCB para a produção da placa.

### **3.4. Alimentação do circuito eletrônico**

A alimentação do circuito eletrônico foi realizada utilizando uma bateria de polímero de lítio (LiPo), conectada diretamente à placa de circuito impresso para fornecer a energia necessária para o funcionamento do sistema. Para o carregamento da bateria foi utilizado um Módulo Carregador de Baterias de Lítio TP4056, desenvolvido pela *Waveshare*, com sede em Shenzhen, China, que pode ser recarregado via cabo USB C.

### **3.5. Estrutura física do *wearable***

A fim de garantir conforto ao usuário do *wearable* e eficácia na captação dos sinais vitais, foi utilizada uma faixa de punho para comportar o circuito eletrônico em placa impressa e a bateria de LiPo. Para isso, foi costurado um bolso interno na faixa onde foram inseridos os componentes, sendo que os sensores ficaram expostos para contato direto com o punho. É importante destacar que a faixa possui velcro nas extremidades, o que permite ajuste para adaptar-se a qualquer tamanho de punho.

### **3.6. Desenvolvimento da interface para acompanhamento dos sinais vitais**

Nesta seção estão apresentados os tópicos referentes ao desenvolvimento da interface de monitoramento dos sinais vitais utilizando a plataforma *Blynk*, um recurso disponível gratuitamente para criar aplicativos móveis e interfaces gráficas que controlam e monitoram dispositivos *IOT* de forma remota.

#### **3.6.1. Conexão entre interface para acompanhamento dos sinais vitais e o *wearable***

Inicialmente, para viabilizar a conexão da plataforma *Blynk* com o circuito eletrônico, foi necessário instalar a *bibIOTeca* do *Blynk* na plataforma de programação Arduino IDE versão 2.3.2. Além disso, foi configurado o modelo do

microcontrolador (ESP-WROOM-32) e o tipo de conexão (Wi-Fi), para que o dispositivo pudesse conectar-se à internet e comunicar-se com o *Blynk*. Para finalizar a integração, foi implementado no microcontrolador o código teste disponibilizado pela plataforma *Blynk* a fim de confirmar a conexão.

Assim, a plataforma *Blynk* cria automaticamente o ambiente para desenvolvimento da interface, disponibilizando o identificador único (*Template ID*) que deve ser especificado no código do microcontrolador para comunicação. Para transferir os dados dos sinais vitais do circuito eletrônico para a interface, a plataforma *Blynk* contém os *Datastreams*, que são essencialmente canais de transferência de dados onde devem ser definidos o tipo de pino (virtual, digital ou analógico) e o tipo de variável (inteiro ou texto) utilizados na conexão.

### **3.6.2. Características da interface para acompanhamento dos sinais vitais**

A interface foi construída para operar de duas maneiras, sendo elas via aplicativo para dispositivos móveis ou via aplicativo *web*. Para isso, foram adicionados três *widgets* de gráficos de linha para demonstrar os valores de frequência cardíaca, saturação de oxigênio e temperatura corporal, juntamente a três *widgets* de etiqueta para demonstrar o valor capturado pelos sensores em tempo real. Especificamente para o aplicativo móvel, a plataforma *Blynk* disponibiliza um widget de gráfico de linha ao qual é possível adicionar mais de um dado. Isso foi feito para unir os três sinais vitais e visualizá-los simultaneamente.

Para garantir um acompanhamento eficaz dos sinais vitais e manter o usuário do aplicativo informado sobre alterações nos valores captados pelo *wearable*, a plataforma *Blynk* oferece os recursos de “Eventos” e “Notificações”. Basicamente, um evento é definido por um nome, uma descrição e um código, e possui a opção de ativar notificações, que enviam um alerta por e-mail ou telefone quando o evento ocorre. Neste projeto, foram definidos eventos para indicar altos e baixos níveis dos sinais vitais, com notificações configuradas para serem enviadas por e-mail.

Quanto ao acesso ao aplicativo, a plataforma *Blynk* oferece uma aba específica para usuários, permitindo que o administrador envie convites a novos integrantes, que recebem o link de acesso via e-mail e podem acessar via *web* ou baixar o aplicativo móvel.

### **3.6.3. Programação do microcontrolador para integração com a interface para acompanhamento dos sinais vitais**

Para viabilizar a integração e envio de dados à interface de acompanhamento dos sinais vitais, o código de programação desenvolvido na primeira etapa do projeto foi complementado com os comandos referentes à identificação do aplicativo, inclusão da biblioteca *Blynk*, inicialização do *Blynk*, sua inserção no loop principal, envio dos valores dos sinais vitais ao aplicativo e execução dos eventos.

### **3.7. Avaliação da Usabilidade**

Foi conduzida uma avaliação da usabilidade do sistema completo, envolvendo testes práticos com usuários finais para validar a interface de usuário e a precisão dos dados de sinais vitais coletados. Durante os testes, os usuários foram solicitados a realizar tarefas usuais enquanto os sinais vitais são medidos. Além disso, foram coletadas as percepções dos usuários quanto ao uso do dispositivo, a clareza das informações apresentadas e a confiabilidade das medições.

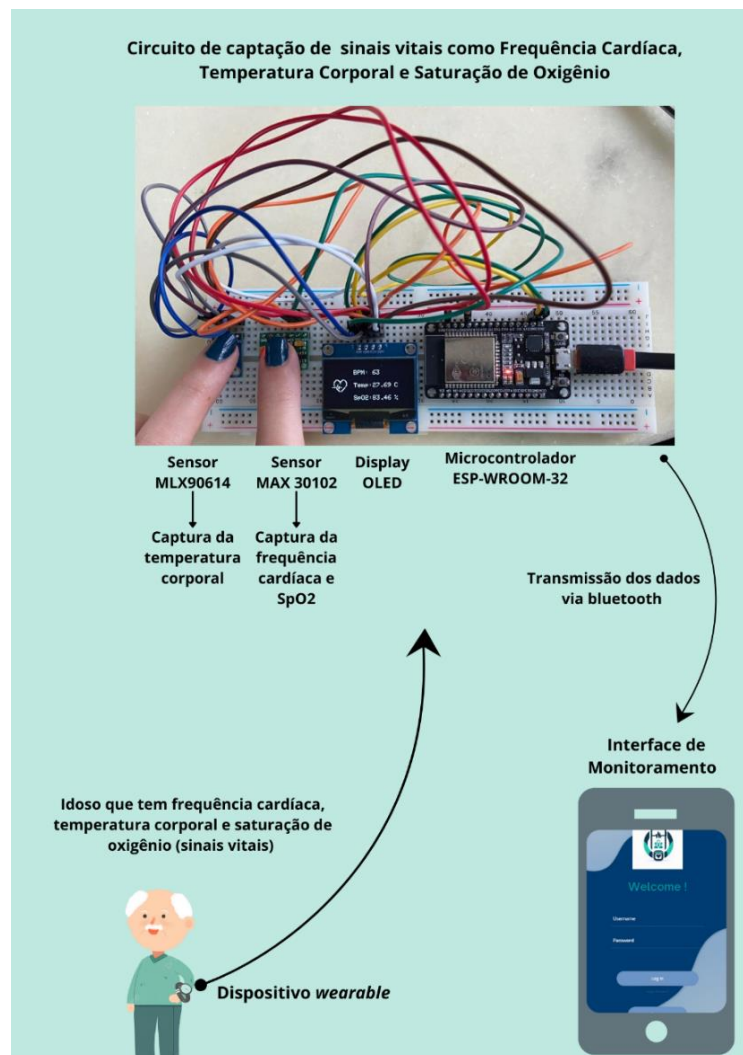
## 4. Resultados

Nesta seção são apresentados os resultados referentes ao desenvolvimento do projeto, incluindo o esquema do circuito eletrônico junto à interface de acompanhamento de dados, os testes realizados para averiguar o funcionamento dos componentes, a montagem do circuito em *protoboard*, o desenvolvimento do circuito em placa impressa, a programação do microcontrolador e a implementação da interface gráfica em aplicativo para acompanhamento dos dados.

### 4.1. Esboço do projeto

Para melhor visualização e entendimento do projeto como um todo, na primeira parte do projeto, foi desenvolvido o esboço apresentado na figura 5, mostrando o fluxo de captura dos dados desde o usuário até a interface de monitoramento.

Figura 5: Esboço do projeto



Fonte: Autoria Própria.

Como pode ser analisado no fluxo, o projeto propõe que o usuário idoso vista o dispositivo *wearable*, cujo circuito eletrônico contém sensores de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub> (MAX30102) e de temperatura corporal (MLX90614), e um microcontrolador ESP-WROOM-32. Dessa forma, o circuito captura os dados dos sinais vitais e os transmite a uma interface de monitoramento e acompanhamento dos dados via conexão *Wi-Fi*.

#### 4.2. Montagem e testes dos componentes individualmente

Para realizar os testes iniciais de cada componente os circuitos eletrônicos foram construídos em *protoboard* seguindo a conexão descrita no tópico 3.2.2 da seção Materiais e Métodos, e os códigos de programação foram implementados utilizando a plataforma Arduino IDE versão 2.3.2.

Inicialmente o display de LCD Gráfico OLED foi conectado ao microcontrolador ESP-WROOM-32 seguindo a pinagem adequada. Para testar o funcionamento do display e sua conexão ao microcontrolador, foi desenvolvido um código de programação que configura e utiliza o display para exibir o texto “Display OLED Funcionando”. Para isso, foi necessário baixar as bibliotecas Adafruit BusIO, Adafruit GFX e Adafruit SH110X. O código está disponível abaixo e cada seção está delimitada pela sua função, sendo que os comandos estão em colorido e as frases em cinza apenas indicam o que está sendo feito.

```
//----- Inclusão de BibliOTecas -----
-----
// Inclui as bibliOTecas necessárias para controlar o display OLED e a
comunicação I2C
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>

//----- Definição de Variáveis -----
-----
// Define o endereço I2C do display OLED
#define i2c_Address 0x3c

// Define as dimensões da tela OLED
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64

// Define o pino de reset da tela OLED (não usado neste caso)
```

```

#define OLED_RESET -1

// Inicializa o objeto display com as dimensões e a comunicação I2C
Adafruit_SH1106G display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

//----- Configuração Inicial -----
--
void setup() {
  // Inicializa a comunicação com o display OLED
  display.begin(i2c_Address, 0x3c);
  // Limpa a tela do display
  display.clearDisplay();
}

//----- Loop Principal -----
void loop() {
  // Limpa a tela do display
  display.clearDisplay();

  // Configura o tamanho e a cor do texto
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(SH110X_WHITE);

  // Define a posição do cursor e imprime o texto na tela
  display.setCursor(0, 0);
  display.print("Display OLED");
  display.setCursor(0, 10);
  display.print("Funcionando");

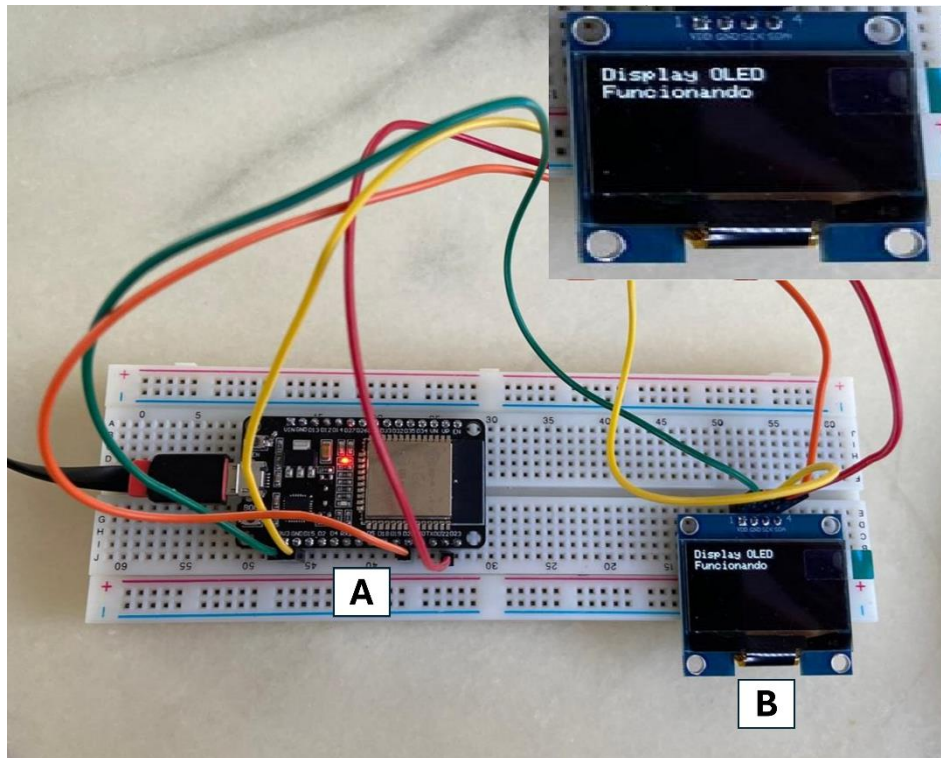
  // Atualiza o display para mostrar o texto
  display.display();

  // Pausa de 2 segundos
  delay(2000);
}

```

Sendo assim, foi verificado que o display estava em bom funcionamento e sua conexão ao microcontrolador estava correta. O circuito em funcionamento pode ser visto na figura 6, que apresenta a tela do display ampliada para melhor visualização.

Figura 6: Circuito eletrônico com ESP-WROOM-32 (A) e display de LCD Gráfico OLED (B) em funcionamento.



Fonte: Autoria própria.

Em seguida, o sensor de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub> MAX 30102 foi conectado ao microcontrolador seguindo a pinagem adequada também de maneira individual, a fim de verificar se havia inconsistências em sua placa, na medição e na conexão com o microcontrolador. Para testar o funcionamento do MAX30102 e sua conexão ao microcontrolador, foi utilizado o código de programação `Example1_Basic_Readings` disponibilizado pela biblioteca *SparkFun MAX3010x Pulse and Proximity Sensor*. A instalação dessa biblioteca foi necessária para estabelecer a comunicação entre o sensor e o microcontrolador. O código teve a função de ler os valores brutos de luz vermelha, infravermelha e verde do sensor e imprimi-los no monitor serial. Durante o teste, um dedo foi posicionado sobre o sensor MAX30102 por alguns segundos e posteriormente retirado. Cada seção do código está delimitada pela sua função, como visto abaixo, sendo que os comandos estão em colorido e as frases em cinza apenas indicam o que está sendo feito. A impressão no monitor serial pode ser vista na figura 7, na qual é possível analisar números mais altos no momento de contato com o dedo e mais baixos ao retirá-lo.

```

//----- Inclusão de BibliOTecas -----
//-----
// Inclui as bibliOTecas necessárias para o funcionamento do sensor MAX30102
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"

//----- Definição de Variáveis -----
//-----
// Inicializa o objeto do sensor MAX30102
MAX30105 particleSensor;

// Define a interface de depuração (debug) como Serial
#define debug Serial // Descomente esta linha se estiver usando um Uno ou ESP
//#define debug SerialUSB // Descomente esta linha se estiver usando um SAMD21

//----- Configuração Inicial -----
//-----
void setup()
{
  // Inicializa a comunicação serial para depuração
  debug.begin(115200);
  debug.println("MAX30102 Basic Readings Example");

  // Inicializa o sensor MAX30105
  if (particleSensor.begin() == false)
  {
    debug.println("MAX30102 was not found. Please check wiring/power.");
    while (1); // Fica em loop infinito se o sensor não for encontrado
  }

  // Configura o sensor com valores padrão. Usa 6.4mA para o drive do LED
  particleSensor.setup();
}

//----- Loop Principal -----
//-----
void loop()
{
  // Lê e imprime os valores de Red, IR e Green do sensor
  debug.print(" R[");
  debug.print(particleSensor.getRed());
  debug.print("] IR[");
  debug.print(particleSensor.getIR());
  debug.print("] G[");
  debug.print(particleSensor.getGreen());
  debug.print("]");
}

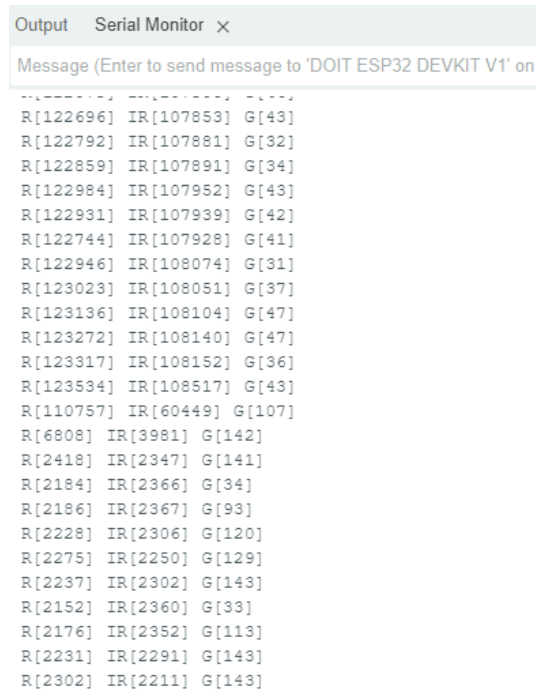
```

```

    debug.println(); // Move para a próxima linha para o próximo conjunto de
    leituras
}

```

Figura 7: Saída dos valores do sensor MAX 30102 no monitor serial do Arduino IDE.



The screenshot shows the Serial Monitor window with the following output:

```

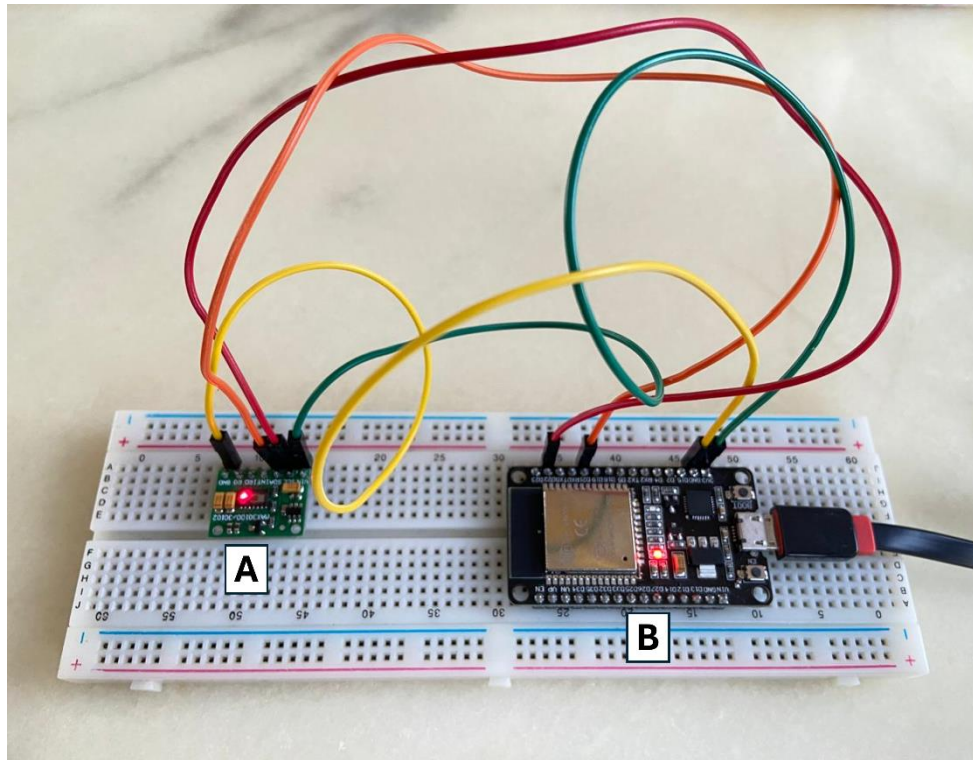
Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'DOIT ESP32 DEVKIT V1' on
-----
R[122696] IR[107853] G[43]
R[122792] IR[107881] G[32]
R[122859] IR[107891] G[34]
R[122984] IR[107952] G[43]
R[122931] IR[107939] G[42]
R[122744] IR[107928] G[41]
R[122946] IR[108074] G[31]
R[123023] IR[108051] G[37]
R[123136] IR[108104] G[47]
R[123272] IR[108140] G[47]
R[123317] IR[108152] G[36]
R[123534] IR[108517] G[43]
R[110757] IR[60449] G[107]
R[6808] IR[3981] G[142]
R[2418] IR[2347] G[141]
R[2184] IR[2366] G[34]
R[2186] IR[2367] G[93]
R[2228] IR[2306] G[120]
R[2275] IR[2250] G[129]
R[2237] IR[2302] G[143]
R[2152] IR[2360] G[33]
R[2176] IR[2352] G[113]
R[2231] IR[2291] G[143]
R[2302] IR[2211] G[143]

```

Fonte: Autoria própria.

Sendo assim, foi verificado que o sensor MAX30102 estava em bom funcionamento e sua conexão ao microcontrolador estava correta. O circuito em funcionamento pode ser visto na figura 8.

Figura 8: Circuito eletrônico com sensor MAX30102 (A) e ESP-WROOM-32 (B) em funcionamento.



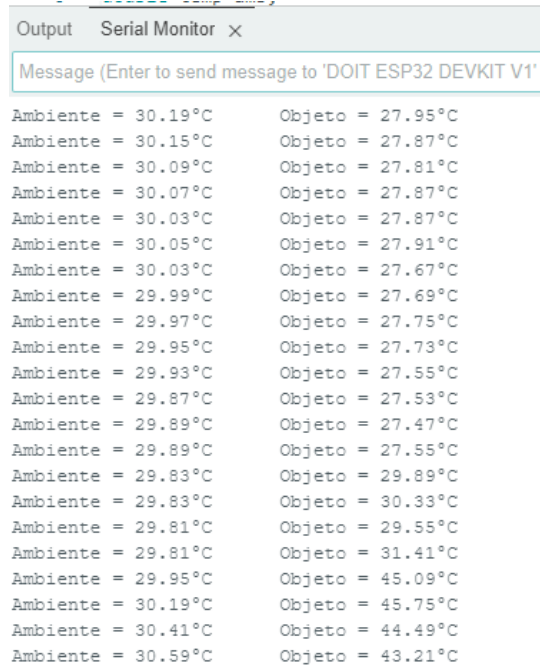
Fonte: Autoria própria.

Por fim, o sensor de temperatura MLX90614 foi conectado unicamente ao microcontrolador, assim como os anteriores, seguindo a pinagem adequada, de forma a identificar se havia falhas na medição da temperatura ou na conexão como microcontrolador. Para testar o funcionamento do sensor foi desenvolvido um código de programação que lê a temperatura ambiente e a temperatura de um objeto e exibe os valores no monitor serial. Para viabilizar a conexão entre o sensor e o microcontrolador foi necessário instalar a bibliOTeca Adafruit MLX90614. Durante o teste, um dedo foi posicionado sobre o sensor MLX90614, que nesse caso seria o objeto, e posteriormente retirado, para averiguar a diferença entre a medição de temperatura do dedo e temperatura ambiente. O código está disponível abaixo, com as seções delimitadas por função, onde os comandos estão em colorido e a descrição em cinza. A impressão no monitor serial pode ser vista na figura 9.

```
//----- Inclusão de BibliOTecas -----
// Inlui as bibliOTecas necessárias para o funcionamento do sensor MLX90614
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MLX90614.h>
```

```
//----- Definição de Variáveis -----  
-----  
// Inicializa o objeto do sensor MLX90614  
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();  
  
// Declaração de variáveis para armazenar as temperaturas  
double temp_amb;  
double temp_obj;  
  
//----- Configuração Inicial -----  
-----  
void setup()  
{  
  // Inicializa a comunicação serial para depuração  
  Serial.begin(115200);  
  Serial.println("Sensor de temperatura MLX90614");  
  
  // Inicializa o sensor MLX90614  
  mlx.begin();  
}  
  
//----- Loop Principal -----  
-----  
void loop()  
{  
  // Lê a temperatura ambiente e a temperatura do objeto  
  temp_amb = mlx.readAmbientTempC();  
  temp_obj = mlx.readObjectTempC();  
  
  // Imprime as temperaturas no monitor serial  
  Serial.print("Ambiente = ");  
  Serial.print(temp_amb);  
  Serial.print("°C\tObjeto = ");  
  Serial.print(temp_obj);  
  Serial.println("°C");  
  
  // Pausa de 1 segundo antes da próxima leitura  
  delay(1000);  
}
```

Figura 9: Saída dos valores de temperatura do ambiente e do objeto no monitor serial do Arduino IDE.



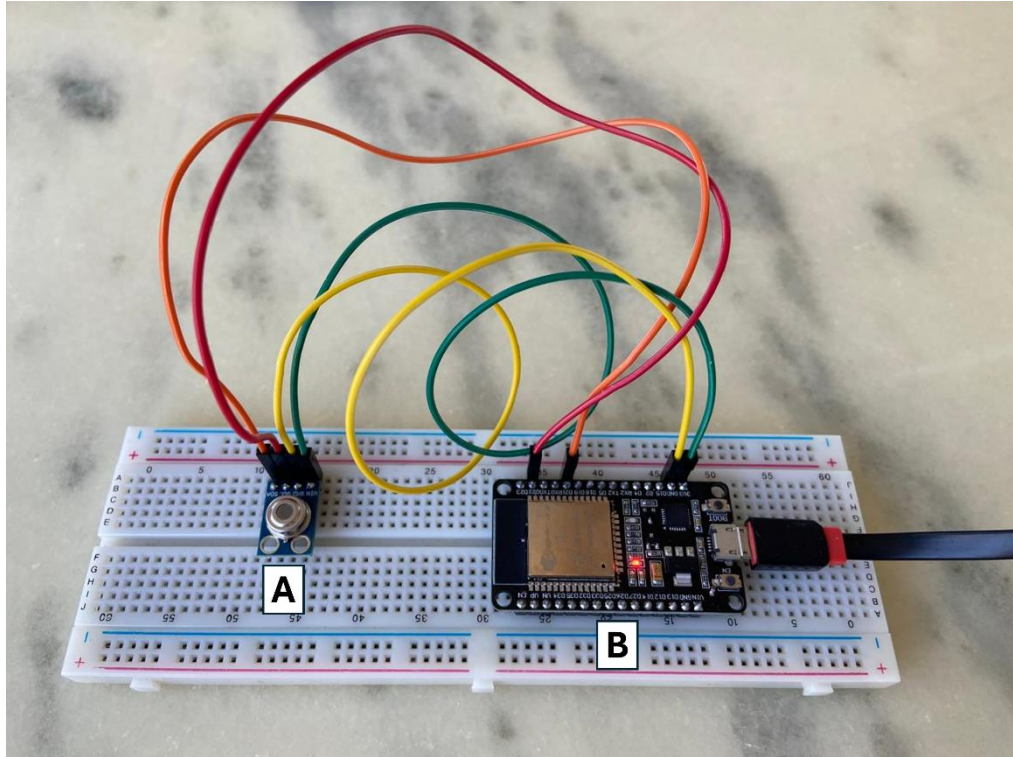
The image shows a screenshot of the Arduino IDE Serial Monitor window. The window title is "Output Serial Monitor x". Below the title bar, there is a text input field with the placeholder "Message (Enter to send message to 'DOIT ESP32 DEVKIT V1')". The main area of the window displays a list of temperature readings in two columns. The left column is labeled "Ambiente" and the right column is labeled "Objeto". Each row contains a temperature value in degrees Celsius for both categories.

Ambiente	Objeto
30.19°C	27.95°C
30.15°C	27.87°C
30.09°C	27.81°C
30.07°C	27.87°C
30.03°C	27.87°C
30.05°C	27.91°C
30.03°C	27.67°C
29.99°C	27.69°C
29.97°C	27.75°C
29.95°C	27.73°C
29.93°C	27.55°C
29.87°C	27.53°C
29.89°C	27.47°C
29.89°C	27.55°C
29.83°C	29.89°C
29.83°C	30.33°C
29.81°C	29.55°C
29.81°C	31.41°C
29.95°C	45.09°C
30.19°C	45.75°C
30.41°C	44.49°C
30.59°C	43.21°C

Fonte: A autoria própria.

Portanto, foi verificado que o sensor MLX90614 estava em bom funcionamento e sua conexão ao microcontrolador estava correta. O circuito em funcionamento pode ser visto na figura 10.

Figura 10: Circuito eletrônico com sensor MLX90614 (A) e ESP-WROOM-32 (B) em funcionamento.

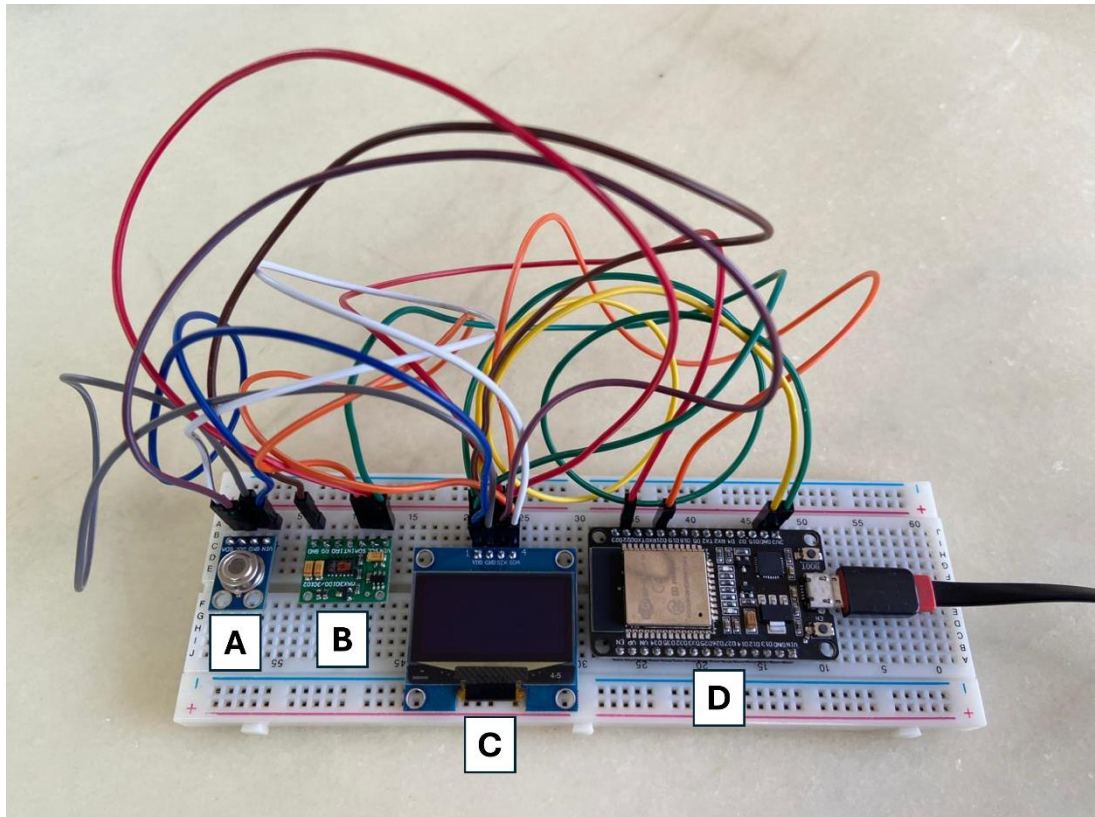


Fonte: Autoria própria.

#### 4.3. Montagem final em *protoboard* integrando os componentes

Para realizar a montagem do circuito eletrônico final, foi necessário seguir as pinagens indicadas para cada componente a fim de conectá-los da maneira adequada ao restante. Foram utilizados *jumpers* e os componentes foram posicionados conjuntamente em *protoboard*. O circuito pode ser observado na figura 11, com os componentes identificados.

Figura 11: Circuito eletrônico final com componentes conectados em protoboard. A) Sensor de temperatura MLX90614. B) Sensor de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub> MAX30102. C) Display de LCD Gráfico OLED. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32.



Fonte: Autoria própria.

#### 4.4. Programação do microcontrolador para a etapa do circuito eletrônico em *protoboard*

Esta seção aborda a estrutura do código de programação implementado na primeira etapa do projeto, em que o circuito eletrônico foi desenvolvido em protoboard e possuía um display OLED para exibir os valores dos sinais vitais.

##### 4.4.1. Arduino IDE e conexão com o microcontrolador ESP-WROOM-32

Para desenvolver os códigos de programação envolvidos neste projeto, foi necessário instalar o aplicativo desktop do Arduino IDE versão 2.3.2 e seguir os passos para conectar a plataforma ao microcontrolador ESP-WROOM-32. Primeiramente foi vinculada a URL específica para microcontroladores ESP32 dentro das configurações da plataforma e em seguida foi instalada a biblioteca *ESP32 by Espressif Systems*. Para conectar a plataforma com o microcontrolador escolhido no

projeto, foi preciso definir o modelo usado, sendo ele o DOIT ESP32 DEVKIT V1, e baixar o driver CP210x Windows para identificar a porta do microcontrolador que seria utilizada para conectá-lo aos componentes e receber os dados. A porta utilizada foi a COM3 *Serial Port* (USB).

#### **4.4.2. Desenvolvimento do código de programação da primeira etapa**

A elaboração do código de programação na plataforma Arduino IDE se iniciou com a instalação das bibliotecas Adafruit BusIO, Adafruit GFX e Adafruit SH110X para o funcionamento do display OLED, SparkFun MAX3010x Pulse and Proximity Sensor para o funcionamento do sensor MAX30102, e Adafruit MLX90614 para o funcionamento do sensor MLX90614.

Assim, o código da primeira etapa foi dividido em quatro seções: declaração das variáveis e objetos, configuração inicial, loop principal e atualização do display OLED. Na primeira seção foram declarados os objetos para ativar os sensores MAX30102 e MLX90614 e o display OLED, além das variáveis que seriam necessárias para os cálculos de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub>. Por fim, foram definidas as configurações do display OLED utilizado.

Na segunda seção houve a definição dos comandos dentro do setup (), ou configuração inicial do código, na qual apenas se inicia a operação do display OLED e dos sensores MAX30102 e MLX90614.

A terceira seção representa a parte principal do código, onde são implementados comandos dentro do loop () para realizar a leitura dos sensores, armazenamento e processamento de seus dados, e os cálculos implementados para obter os valores médios de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub>.

Por fim, na quarta e última seção do código foram implementados os comandos referentes à exibição da frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> e temperatura, nessa ordem, na tela do display OLED de forma contínua. É importante pontuar que foi definida a mensagem “Sem leitura” para quando os sensores e display estão operando junto ao microcontrolador, mas não há contato de um usuário com os sensores. Uma vez que há contato, a mensagem é substituída pelos valores, que aparecem posicionados ao lado de um coração com um sinal de batimento cardíaco em seu interior para simbolizar que o projeto é um dispositivo de saúde.

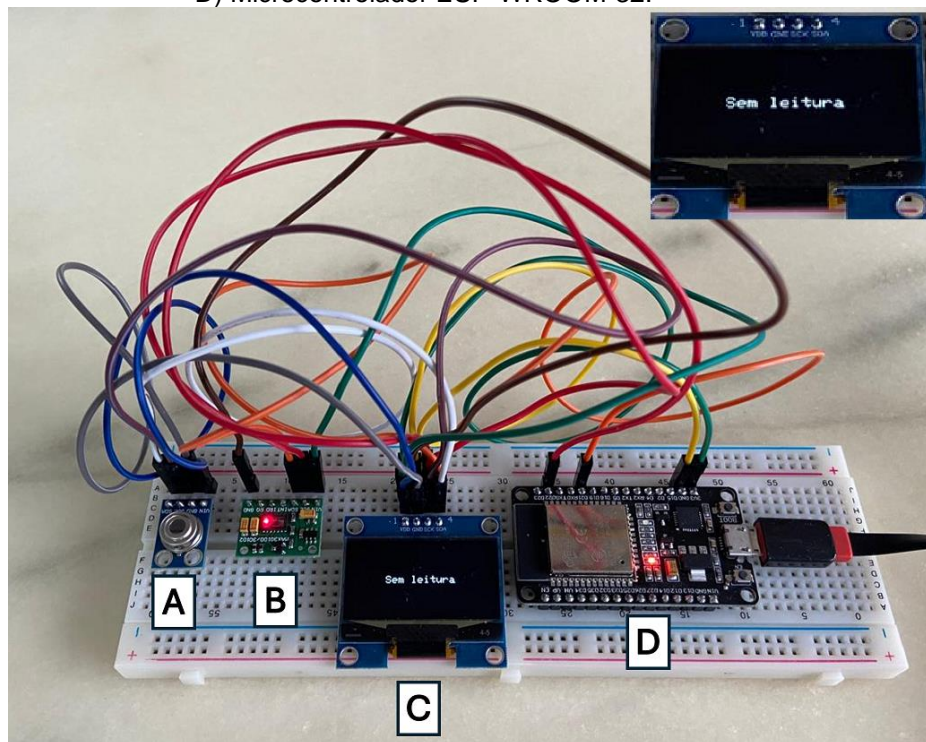
O código completo da primeira etapa com as seções definidas está disponível

no tópico Apêndice A deste trabalho.

#### 4.5. Circuito eletrônico final em funcionamento na protoboard

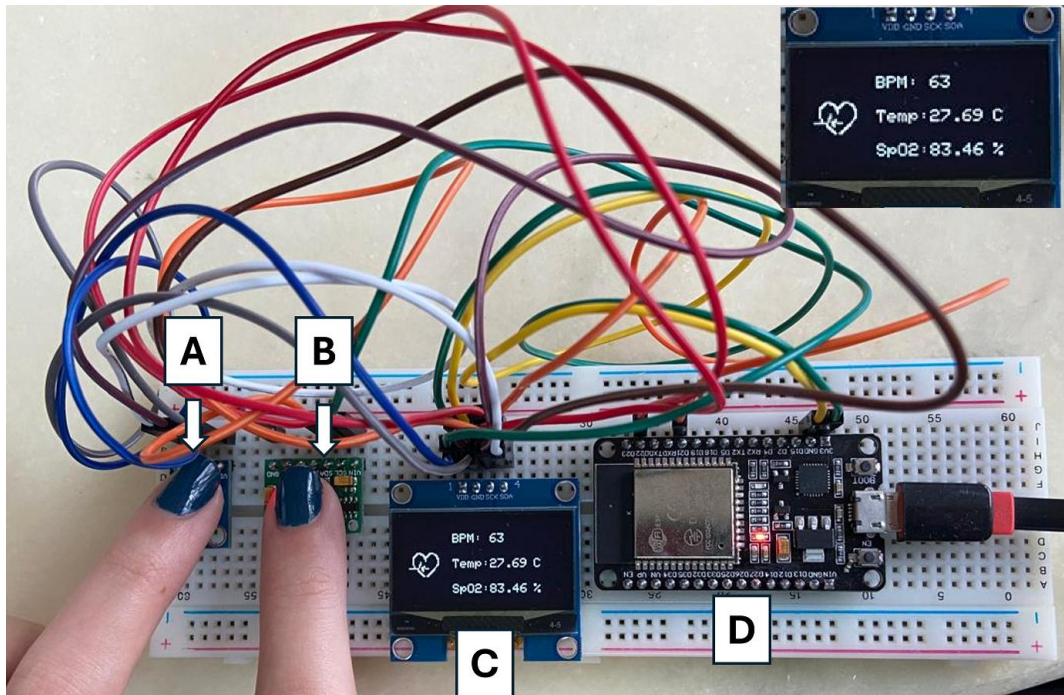
Para implementação da primeira parte do projeto, o código desenvolvido foi configurado para alimentar o microcontrolador, que estava em conexão com os sensores MAX30102 e MLX90614, e o display OLED conforme apresentado na figura 11 do tópico 4.3 deste projeto. Sendo assim, o circuito eletrônico do *wearable* foi projetado para operar de dois modos, em repouso, no qual não há captura de dados e o display exibe a frase “Sem leitura”, e em monitoramento, no qual há contato físico do usuário com os sensores e o circuito passa a captar os dados, exibindo-os na tela do display. A figura 12 apresenta o circuito em modo de repouso e a figura 13 apresenta o circuito em monitoramento, no qual foram posicionados um dedo sobre o sensor MAX30102 para captura de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub> e outro sobre o sensor MLX90614 para captura da temperatura corporal. Ambas as figuras possuem a tela do display ampliada no canto superior direito para melhor visualização.

Figura 12: Circuito eletrônico final em funcionamento no modo de repouso. A) Sensor de temperatura MLX90614. B) Sensor de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub> MAX30102. C) Display de LCD Gráfico OLED. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32.



Fonte: Autoria própria.

Figura 13: Circuito eletrônico final em funcionamento no modo de monitoramento. A) Sensor de temperatura MLX90614. B) Sensor de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub> MAX30102. C) Display de LCD Gráfico OLED. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32.



Fonte: Autoria própria.

Como pode ser analisado ao comparar as figuras 12 e 13, o circuito eletrônico funcionou conforme esperado, mantendo a mensagem “Sem leitura” na tela do display até que fossem posicionados os dedos sobre os sensores MLX90614 e MAX30102. Nesse momento, os valores de frequência cardíaca (BPM), Temperatura (Temp) e SpO<sub>2</sub> passam a ser exibidos na tela do display de forma contínua e atualizada.

#### 4.6. Circuito eletrônico em placa impressa

Neste tópico são contempladas as etapas da segunda parte do projeto, para o desenvolvimento do circuito eletrônico em placa impressa, incluindo o esquemático dos componentes elétricos do circuito, o envio para impressão e o processo de soldagem dos componentes após finalização da placa impressa.

##### 4.6.1. Esquemático

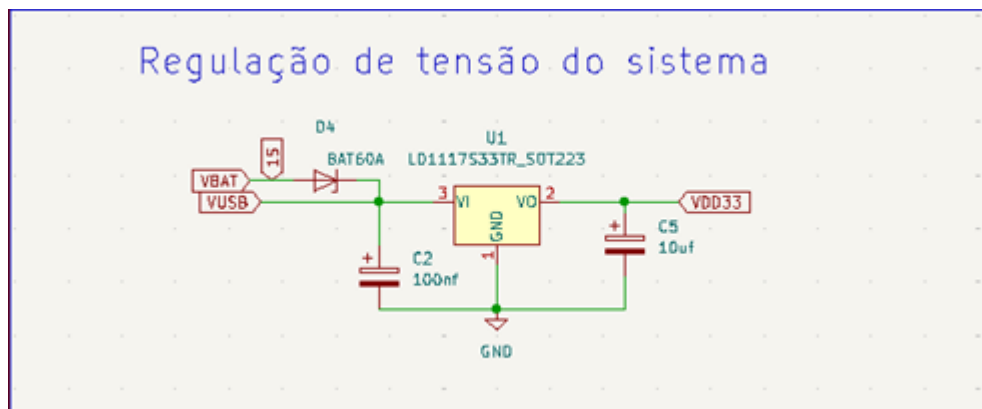
Para a produção das placas de circuito impresso, é necessário um esquemático, que consiste em uma representação gráfica de um circuito eletrônico, na qual cada componente é disposto simbolicamente e interligado conforme suas conexões

elétricas. No desenvolvimento do esquemático apresentado, foi utilizado o software *KiCad*, uma ferramenta de código aberto amplamente empregada na criação de projetos eletrônicos, abrangendo desde o desenho esquemático até o layout da placa de circuito impresso (PCB).

A escolha pelo *KiCad* deve-se à sua ampla gama de recursos e à grande comunidade de suporte, o que facilita o desenvolvimento de projetos de diferentes complexidades. Na elaboração do esquemático, foram selecionados os componentes necessários para o funcionamento ideal da placa, bem como para o seu sensoriamento e comunicação. Com os componentes separados, estes foram organizados em blocos para facilitar a visualização e a compreensão.

O bloco de regulação, representado na Figura 14, é responsável por toda a alimentação do sistema, uma vez que, na placa, haverá diferentes tensões em função das necessidades dos componentes. As entradas de alimentação são: VBAT, VUSB e 1S, que correspondem, respectivamente, à bateria CR2032 de 3 V, totalizando 6 V, ao USB de 5 V e à bateria LiPo com tensão de 4,2 V. Como a soma dessas alimentações excederia a tensão suportada pelos componentes, utilizou-se o diodo *Schottky BAT60A* para proteger o regulador contra tensões inversas ou correntes de retorno.

Figura 14: Bloco de regulação de tensão do esquemático.



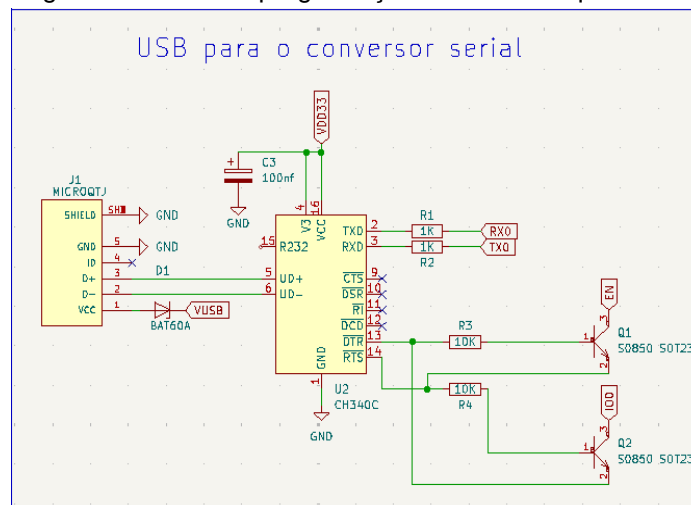
Fonte: Autoria própria.

O capacitor C2 (100 nF) é um capacitor de desacoplamento, responsável por filtrar ruídos de alta frequência na entrada do regulador (VI). Esse valor de 100 nF é comumente utilizado em reguladores para evitar que flutuações de tensão interfiram no funcionamento adequado do regulador. Em conjunto com o capacitor C5 (10  $\mu$ F), o C2 é colocado na saída do regulador (VO). Ele contribui para estabilizar a tensão de

saída e fornecer corrente quando o circuito conectado à saída requer transientes rápidos.

O valor de  $10\ \mu\text{F}$  é típico para reguladores, garantindo que variações bruscas na corrente de carga sejam suavizadas. Por fim, o *LD1117S33* é o regulador de tensão linear utilizado. Ele recebe uma tensão de entrada ( $V_{\text{BAT}}/V_{\text{USB}}$ ) e regula para uma saída estável de  $3,3\ \text{V}$  ( $V_{\text{DD33}}$ ). O modelo *LD1117S33* é específico para fornecer uma saída de  $3,3\ \text{V}$ .

Figura 15: Bloco de programação UART do esquemático.

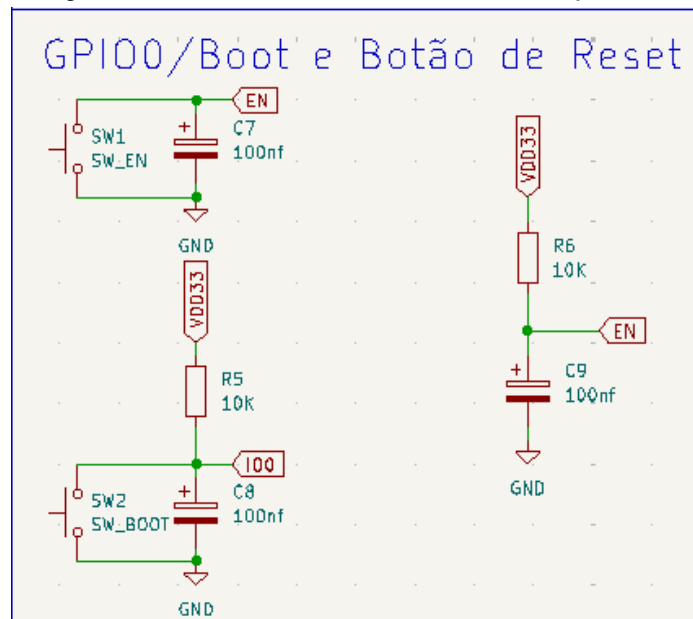


Fonte: Autoria própria.

O bloco representado na Figura 15 é responsável pela programação do módulo *WROOM32*. Tanto os dados quanto a alimentação ( $V_{\text{USB}}$ ) são conectados via USB. Os dados são enviados para o conversor serial *CH340C*, um circuito integrado que converte os sinais USB para sinais de comunicação serial (TX/RX). O capacitor presente no circuito desempenha a mesma função do bloco anterior, enquanto os resistores em série têm a função de proteger o microcontrolador caso o *CH340C* esteja operando com uma tensão mais alta ( $5\ \text{V}$ ), visto que a *ESP32* opera em  $3,3\ \text{V}$ .

Os transistores *S0850*, conectados ao conversor serial e aos botões *BOOT* e *EN*, têm a função de colocar o microcontrolador no modo de *bootloader*, permitindo o upload de um novo código ou, alternativamente, reiniciá-lo.

Figura 16: Bloco de Reset/Boot loader do esquemático.



Fonte: Autoria própria.

O bloco representado na Figura 16 atua em conjunto com o bloco anterior, da Figura 15. Os capacitores têm a função de *debounce* (eliminação de ruídos) e estabilização do sinal de controle, além de prevenir resets indesejados. Dessa forma, evitam problemas mecânicos no acionamento, pois, sem o capacitor, pequenos picos de ruído poderiam ser interpretados como comandos de *reset* ou *boot*. Os resistores são do tipo *pull-up*, com a função de manter o nível lógico alto.

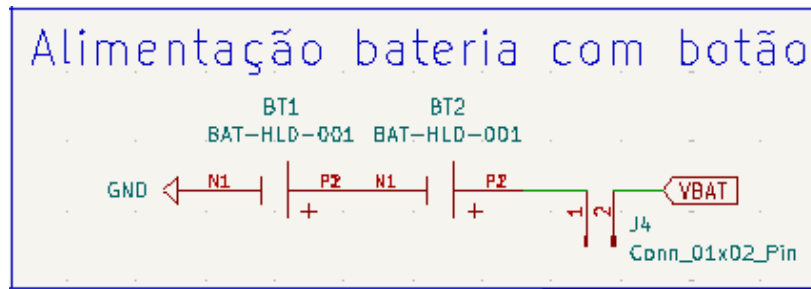
Figura 17: Bloco de status do esquemático.



Fonte: Autoria própria.

Quando há entrada de alimentação na placa, o regulador de tensão recebe a tensão, regula-a e alimenta o circuito, acendendo o *LED* que indica que a placa está energizada. Isso pode ser visto na Figura 17.

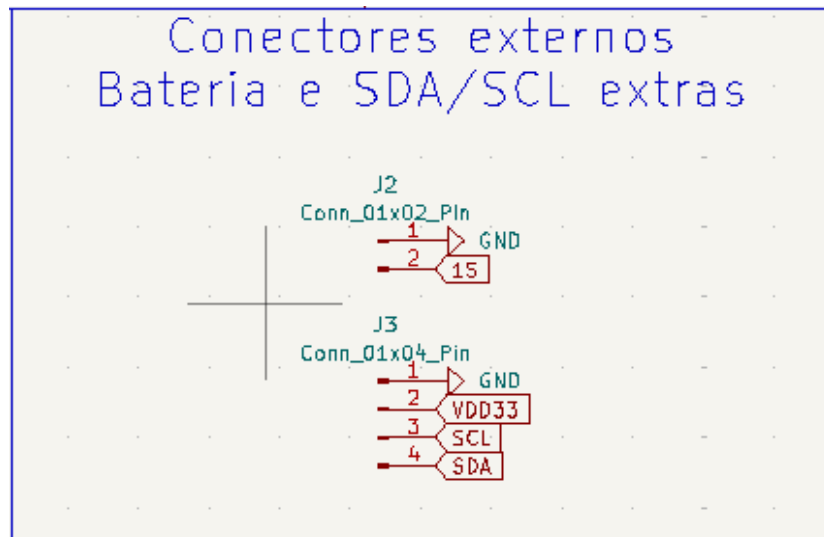
Figura 18: Bloco de alimentação com bateria CR2032 no esquemático.



Fonte: Autoria própria.

Assim como existe a entrada para alimentação via USB, a placa também oferece suporte para baterias de lítio tipo *CR2032* de 3v conectadas em série, além de um botão interruptor com a função de liga e desliga. Essa parte do esquemático está representado pela Figura 18.

Figura 19: Bloco de expansão no esquemático.

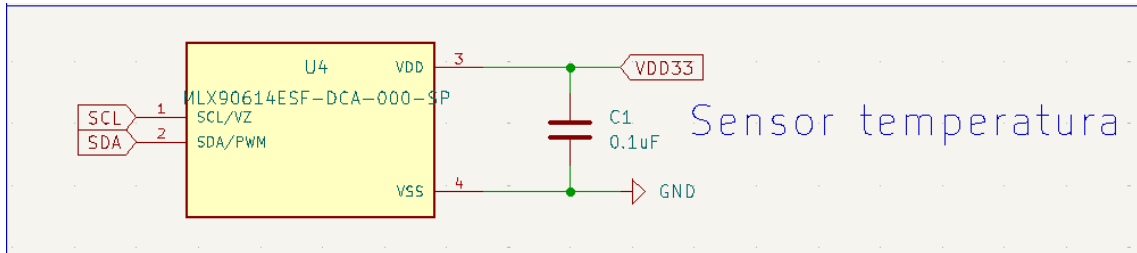


Fonte: Autoria própria.

No bloco da Figura 19, estão disponíveis pinos de expansão para a utilização de um novo sensor, caso necessário, e um conector para baterias de LiPo de 1 célula, com tensão nominal de 3,7 V.

Para o sensor de temperatura *MLX90614*, foi necessário importar o componente da biblioteca do fabricante, garantindo que os pinos e o *footprint* (pegada) estejam de acordo com as especificações reais. Assim como em outros componentes, o capacitor tem a função principal de filtrar ruídos e estabilizar a alimentação. Isso é representado pela Figura 20.

Figura 20: Bloco do sensor *MLX90614* no esquemático.



Fonte: Autoria própria.

Como o sensor *MAX30102* necessita de duas tensões diferentes para o seu funcionamento, foi necessário adicionar um regulador linear de 3,3 V para 1,8 V, garantindo a alimentação adequada do sensor e dos *LEDs* internos, representado pela Figura 21.

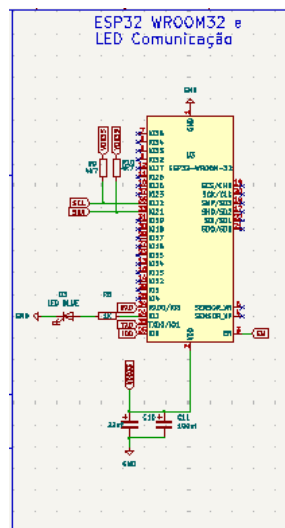
Figura 21: Bloco do sensor *MAX30102* no esquemático.



Fonte: Autoria própria.

Por fim, o bloco do microcontrolador, representado pela Figura 22, onde há a integração de outros blocos que convergem na *ESP32*, também há um *LED* cujo objetivo é visualizar a comunicação está ativa.

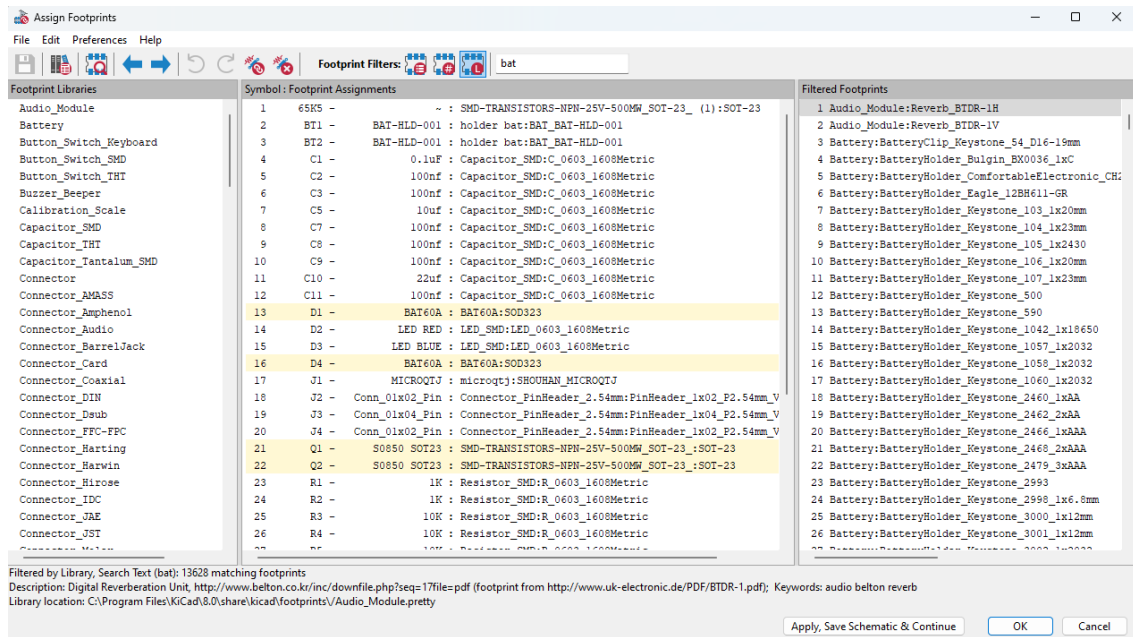
Figura 22: Bloco da *ESP32* no esquemático.



Fonte: Autoria própria.

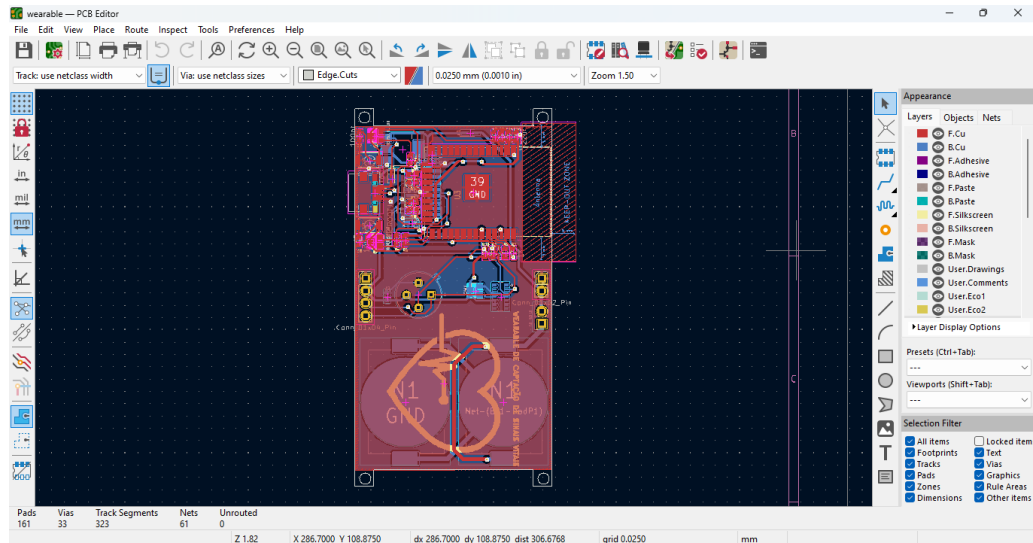
Após a construção do esquemático e de todas as suas respectivas ligações, é necessário determinar o tamanho e o espaçamento que os componentes ocuparão na placa de circuito impresso. No *KiCad*, existe uma biblioteca específica onde é possível selecionar o componente exato que será soldado nas próximas etapas. Isso pode ser visto na Figura 23.

Figura 23: Recurso *Assign* do software *KiCad* na produção do esquemático.



Fonte: Autoria própria.

Com os componentes assimilados, é necessário apenas importar todo o esquemático para o *PCB editor* do *KiCad*, e posicioná-los para que atenda às necessidades da placa final.

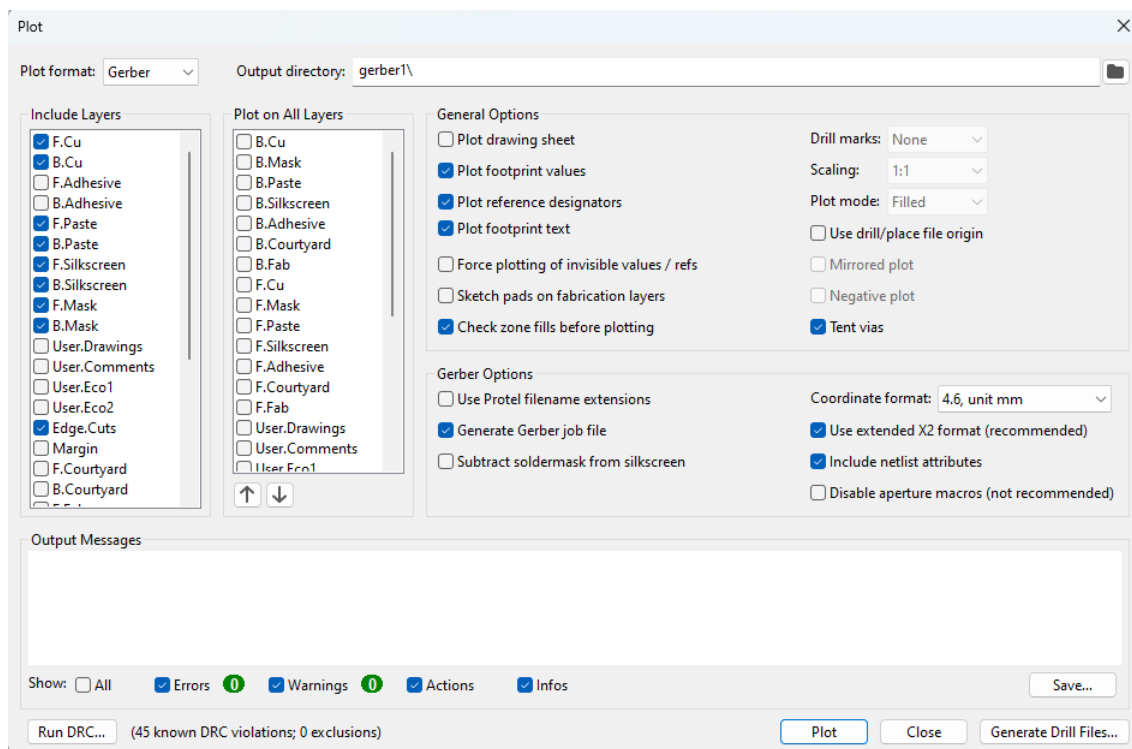
Figura 24: Tela do *PCB Editor* do software *KiCad*.

Fonte: Autoria própria.

Com todas as trilhas definidas, o *KiCad* realiza uma simulação para identificar possíveis erros nas trilhas e determinar o espaçamento ideal entre os componentes. Também é possível visualizar a placa em 3D, conforme visto na Figura 24, oferecendo uma prévia de como os componentes estarão dispostos na placa.

O dimensionamento das trilhas na placa de circuito impresso foi realizado utilizando a calculadora do *KiCad*, que auxilia na determinação da largura apropriada das trilhas com base na corrente que cada uma deve conduzir. Para isso, foram analisadas as especificações dos componentes, consultando os respectivos datasheets para entender as correntes máximas e mínimas necessárias para o funcionamento ideal de cada elemento do circuito. Essa abordagem garantiu que as trilhas fossem dimensionadas de forma adequada, evitando o superaquecimento e assegurando a confiabilidade do projeto.

Para enviar o projeto para produção, é necessário exportar alguns arquivos do *KiCad*, conhecidos como arquivos *gerber*. Este processo está ilustrado na Figura 25. Os arquivos *gerber* constituem um conjunto de documentos necessários para a produção de placas de circuito impresso, incluindo camadas de cobre, furações, trilhas, máscaras de solda, linhas de corte e camadas de pintura.

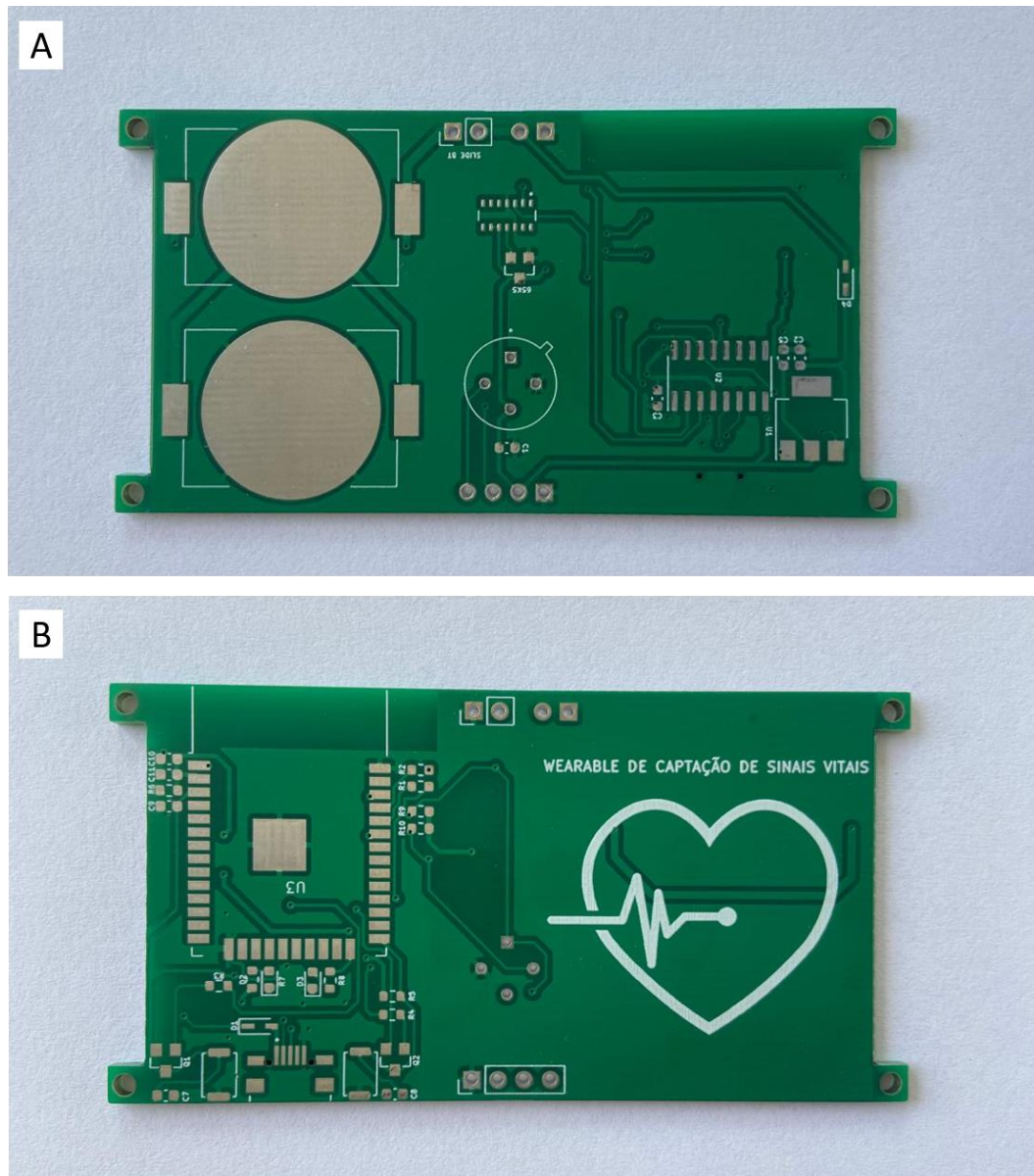
Figura 25: Exportação do arquivo *gerber* para a produção.

Fonte: Autoria própria.

#### 4.6.2. Fabricação da placa impressa

Para assegurar a qualidade do circuito eletrônico impresso e evitar falhas na comunicação entre os componentes, o esquemático do circuito foi submetido à *JLCPCB*, uma empresa chinesa especializada na fabricação de placas de circuito impresso, para realizar a produção da placa. Para isso, foi necessário anexar o arquivo *gerber* gerado pelo esquemático no *KiCad* e requisitar a produção de cinco placas, quantidade mínima fabricada pela empresa. Cada placa apresenta dimensões de 7,5cm x 4 cm e a figura 26 apresenta sua estrutura de ambos os lados.

Figura 26: Circuito em placa impressa em vista frontal (A) e posterior (B).



Fonte: Autoria própria.

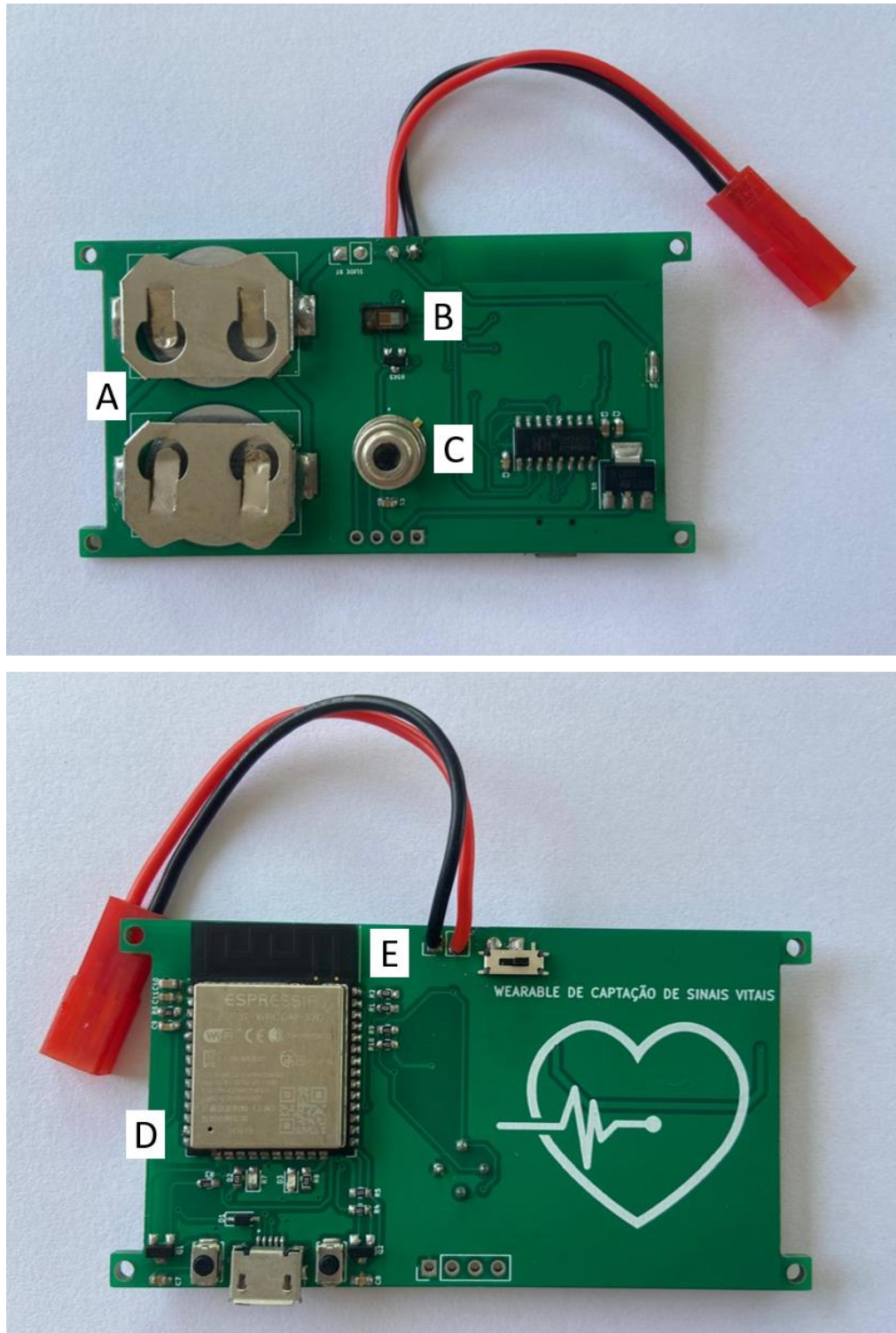
#### 4.6.3. Soldagem dos componentes na placa impressa

Tendo em vista que a placa impressa foi fabricada visando o conforto do usuário do *wearable*, todos os componentes foram soldados na placa impressa utilizando a técnica de soldagem *SMD* (*Surface Mount Device*), mantendo apenas as partes funcionais de cada componente. O processo de soldagem do microcontrolador *ESP-WROOM-32* é crucial para garantir seu funcionamento adequado. Inicialmente, a placa de circuito impresso é posicionada sobre a superfície de trabalho. Em seguida, aplica-se uma pasta de solda, composta por estanho e fluxo, em toda a superfície de cobre da placa.

Após alinhar precisamente os componentes em seus respectivos *pads* (espaços de cobre), a placa é aquecida com um soprador térmico para derreter o estanho e unir os componentes aos seus pads. Por fim, realiza-se uma verificação da continuidade das conexões, assegurando que todos os componentes estejam corretamente soldados e funcionais.

Para os sensores *MAX30102* e *MLX90614*, foram soldadas as partes que capturam os sinais vitais. Quanto à alimentação do circuito, a placa possui duas alternativas, sendo elas a conexão com uma bateria de LiPo via fio soldado ou o acoplamento de duas baterias em formato de moeda diretamente em duas cavidades soldadas à placa. A figura 27 apresenta a estrutura final da placa impressa com os componentes soldados e identificados.

Figura 27: Circuito em placa impressa com componentes soldados. A) Cavidades para acoplamento de baterias. B) Sensor MAX30102. C) Sensor MLX90614. D) Microcontrolador ESP-WROOM-32. E) Fios soldados para conexão com bateria LiPo.



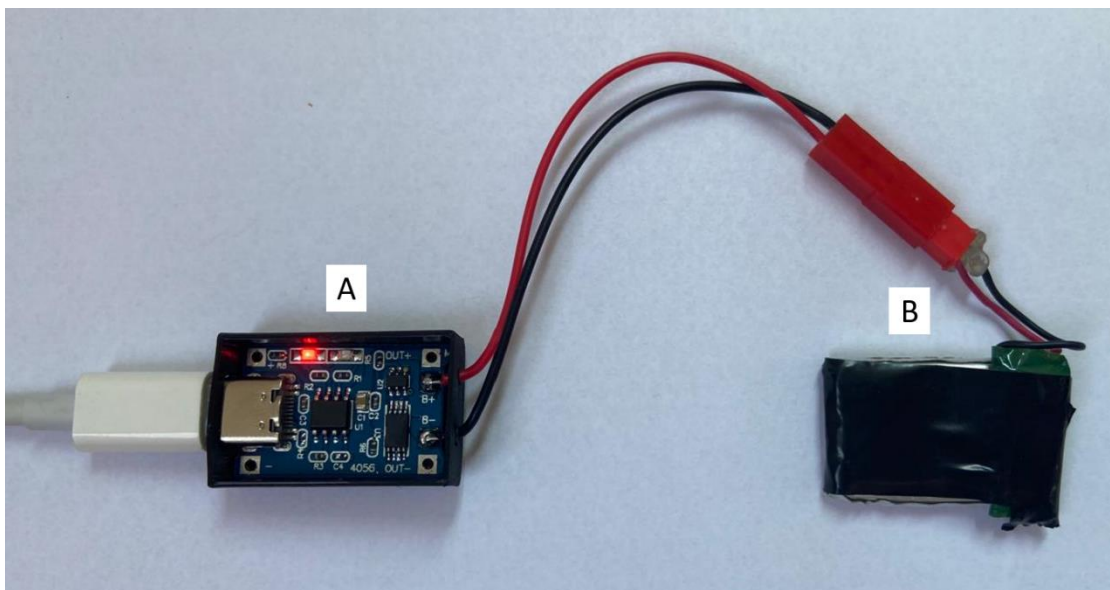
Fonte: Autoria própria.

#### 4.7. Alimentação do circuito eletrônico em placa impressa

Para viabilizar o funcionamento do circuito eletrônico posicionado no interior do *wearable*, foi utilizada uma bateria 1S LiPo de 4.2V e 250mAh como fonte de alimentação. Assim, a bateria foi conectada via fios soldados na placa impressa e sua duração foi calculada para aproximadamente 1 hora de operação. Para realizar a estimativa de consumo do circuito, foram considerados consumo de 200mA para o microcontrolador ESP-WROOM-32 utilizando Wi-Fi, 2mA para o sensor MLX90614 e 21 mA para o sensor MAX30102, considerando sua tensão contínua de funcionamento e as tensões dos LEDs. Assim, o consumo total aproximado seria de 223mA. Considerando a capacidade de 250mAh da bateria, é possível concluir pela divisão de 250 por 223 que o circuito operaria por 1 hora até o descarregamento da bateria.

Como a bateria de LiPo é recarregável, foi utilizado o módulo de carregamento TP4056, que fornece carga total da bateria em aproximadamente 15 minutos. A figura 28 apresenta a conexão entre a bateria e o módulo TP4056 durante carregamento, sendo que enquanto o LED está vermelho a bateria está carregando, tornando-se azul quando atinge carga total.

Figura 28: Carregamento da bateria de LiPo utilizando o módulo TP4056. A) Módulo TP4056. B) Bateria de LiPo.



Fonte: Autoria própria.

#### 4.8. Estrutura física do *wearable*

Para desenvolver a estrutura física do *wearable* foi adquirida uma faixa de punho para acoplar o circuito eletrônico em placa impressa e a bateria de LiPo. A faixa custou R\$ 20,90 e é fabricada pela empresa AOLIKES.

Conforme apresentado na figura 29, foi costurado um bolso interno na faixa para comportar os componentes eletrônicos. Como a parte do circuito eletrônico onde estavam posicionados os sensores MAX30102 e MLX90614 deveria ficar exposta e em contato direto com a pele do usuário, foi feita uma abertura no bolso interno para comportar os sensores, garantindo obtenção dos sinais vitais. A faixa é enrolada no braço do usuário, de maneira que os sensores fiquem em contato com a pele de forma firme e resistente, conforme visto na figura 30.

Figura 29: Faixa de braço com *wearable* acoplado.



Fonte: Autoria própria.

Figura 30: Faixa de braço com *wearable* acoplado enrolada.



Fonte: Autoria própria.

## 4.9. Interface para acompanhamento dos sinais vitais

Neste tópico estão contemplados os resultados referentes ao desenvolvimento da interface para acompanhamento dos sinais vitais, englobando o estabelecimento da conexão com o circuito eletrônico, as características visuais do aplicativo e o desenvolvimento do código de programação utilizado para a integração e envio de dados do microcontrolador ao aplicativo.

### 4.9.1. Conexão entre a interface para acompanhamento dos sinais vitais e o wearable

O primeiro passo realizado para estabelecer a conexão entre a interface e o *wearable* consistiu na escolha do microcontrolador ESP-WROOM-32 e da conexão Wi-Fi como parâmetros dentro da plataforma *Blynk*. Assim, para efetivamente configurar a integração foi implementado o código teste fornecido pela plataforma *Blynk* no microcontrolador ESP-WROOM-32. Basicamente, o código configura o ESP-WROOM-32 para se conectar ao *Blynk* e interagir com a interface do usuário por meio de pinos virtuais. A função `BLYNK_WRITE(V0)` é acionada sempre que há uma mudança no pino virtual V0, lê o valor recebido e o replica no pino V1, confirmando a resposta do dispositivo a comandos remotos. Quando a conexão com o servidor do *Blynk* é estabelecida, `BLYNK_CONNECTED()` altera a imagem e o URL do botão virtual V3 para exibir uma mensagem de "parabéns", confirmando a conexão visualmente. A função `myTimerEvent()` é chamada a cada segundo e envia o tempo de operação do dispositivo para o pino virtual V2, monitorando a estabilidade da conexão. No `setup()`, o código conecta o ESP ao *Blynk* com as credenciais de Wi-Fi e configura a função temporizada, enquanto no `loop()`, `Blynk.run()` mantém a conexão ativa, e `timer.run()` executa a função temporizada continuamente. Sendo assim, a conexão foi estabelecida com sucesso, o que foi comprovado pela mensagem exibida no monitor serial, apresentado na figura 31. O código teste está disponível no Apêndice B deste trabalho.



#### 4.10.1. Aplicativo web

O aplicativo *web* foi nomeado “Monitoramento Sinais Vitais” e sua estrutura foi construída utilizando três gráficos de linha, um para cada sinal vital, e três cartões para mostrar os valores exatos registrados. Para a inclusão desses *widgets* foi necessário indicar a qual *datastream* cada um seria conectado e especificamente para os gráficos, foi escolhido exibir a média dos valores, que são atualizados a cada minuto, o que permite acompanhamento em tempo real. Além disso, o aplicativo possui a funcionalidade de filtrar o período em que se deseja analisar os valores dos sinais vitais, podendo ser ao vivo, nas últimas horas, na semana anterior, nos 3 ou 6 meses anteriores, e no ano anterior. A figura 32 apresenta o aplicativo *web* em funcionamento durante o uso do *wearable*.

Figura 32: Aplicativo *web* em funcionamento.

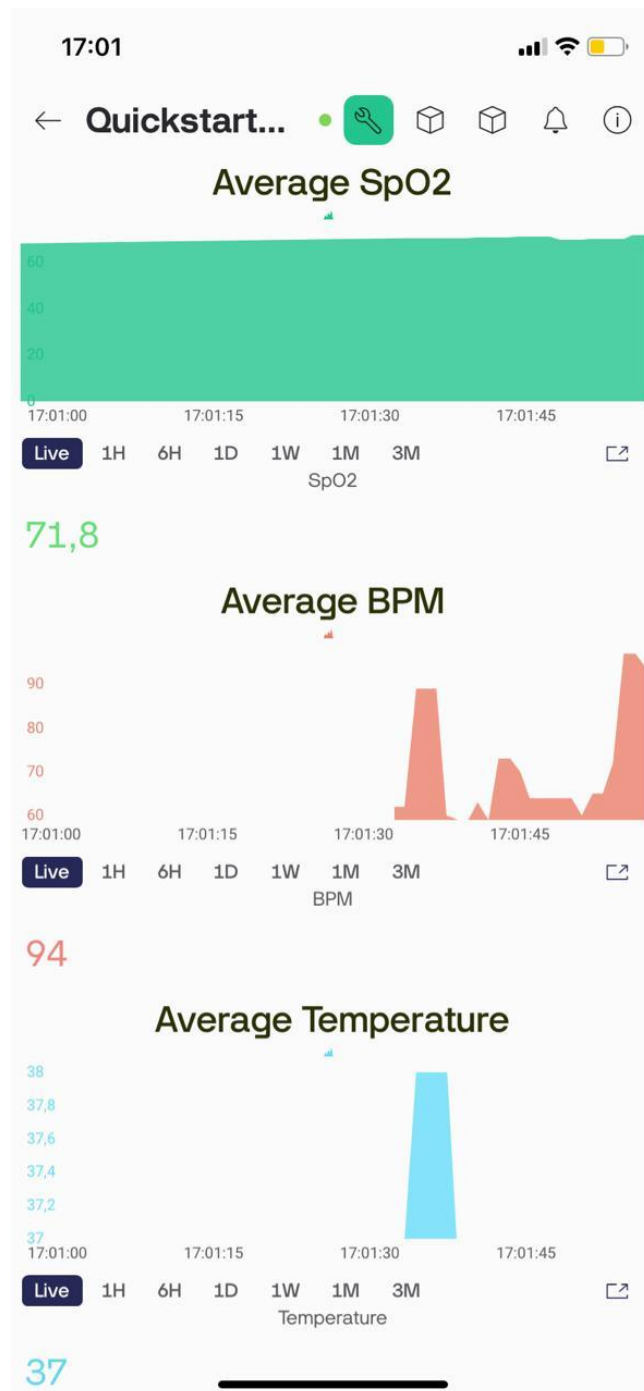


Fonte: Autoria própria.

#### 4.10.2. Aplicativo para dispositivo móvel

Seguindo o mesmo conceito do aplicativo *web*, a estrutura do aplicativo móvel também foi construída utilizando três gráficos de linha e três cartões para visualizar os valores, sendo cada *widget* atrelado ao *datastream* do sinal vital que fosse exibir. O aplicativo móvel em funcionamento está apresentado na figura 33.

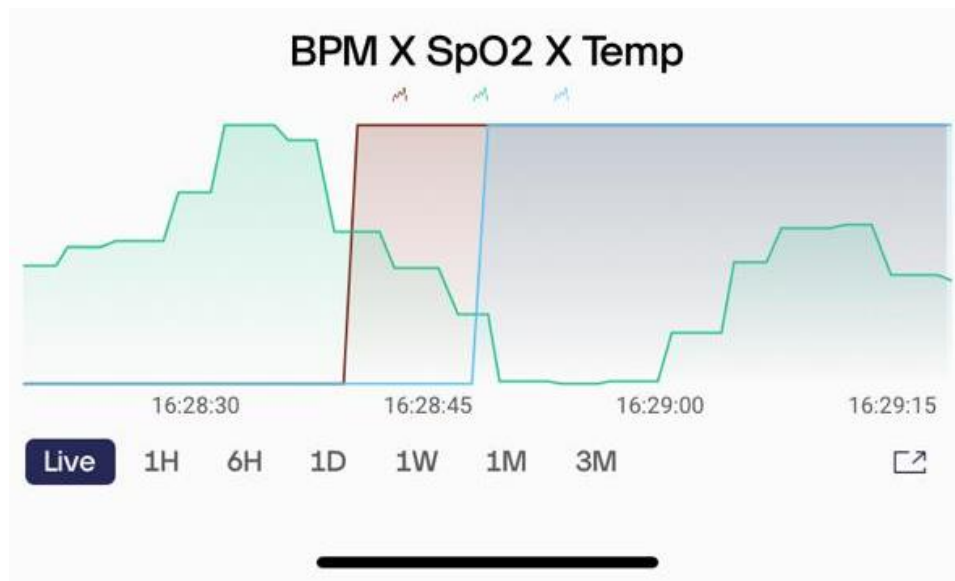
Figura 33: Aplicativo móvel em funcionamento.



Fonte: Autoria própria.

Além desses visuais, foi implementado um gráfico de linha conectado aos três *datastreams*, recurso disponível apenas para a versão móvel. Dessa forma, o gráfico foi capaz de mostrar os valores de frequência cardíaca, saturação de oxigênio e temperatura corporal simultaneamente em tempo real, o que pode ser visto na figura 34.

Figura 34: Gráfico de linha exibindo valores dos três sinais vitais.



Fonte: Autoria própria.

#### 4.10.3. Implementação de eventos e alertas ao usuário da interface para acompanhamento dos sinais vitais

Para garantir que o monitoramento dos sinais vitais seja eficaz e o usuário seja notificado sobre os baixos e altos níveis de cada sinal vital, foram implementados cinco eventos nos aplicativos *web* e móvel com mensagens de alerta, sendo todos classificados como críticos. Para a frequência cardíaca, foram criados os eventos de baixo nível, para quando o valor atingisse menos de 60 e de alto nível, para quando fosse maior que 100. Para a saturação de oxigênio foi criado apenas o evento de baixo nível, que seria acionado quando atingisse menos de 95%. Por fim, para a temperatura corporal também foram criados dois eventos, sendo o de baixo nível acionado quando o valor atingisse temperaturas inferiores a 36 graus, e o de alto nível quando atingisse temperaturas acima de 38 graus. A figura 35 apresenta a aba do aplicativo que permite criar, editar e armazenar os eventos criados.

Figura 35: Aba de gerenciamento de eventos no aplicativo.

Id	Name	Code	Color	Type	Notifications	Description	Expose to Automations	Actions
4	Alta temperatura	high_temp	Red	Critical	Enabled	Temperatura acima de ...	CONDITION <input type="checkbox"/>	ACTION <input type="checkbox"/>
5	Baixa SpO2	low_spo2	Red	Critical	Enabled	SpO2 abaixo de 95%	CONDITION <input type="checkbox"/>	ACTION <input type="checkbox"/>
6	Baixa temperatura	low_temp	Red	Critical	Enabled	Temperatura está abaix...	CONDITION <input type="checkbox"/>	ACTION <input type="checkbox"/>
7	Baixa BPM	low_bpm	Red	Critical	Enabled	BPM abaixo de 60.	CONDITION <input type="checkbox"/>	ACTION <input type="checkbox"/>
8	Alta BPM	high_bpm	Red	Critical	Enabled	BPM acima de 100.	CONDITION <input type="checkbox"/>	ACTION <input type="checkbox"/>

Fonte: Autoria própria.

Em cada evento criado foi habilitado o envio de notificações e foi escolhido enviá-las via e-mail a cada 30 minutos caso o evento ocorresse. Também foi definido que as notificações poderiam ser exibidas na tela dos aplicativos móvel e *web*. A figura 36 apresenta um exemplo da estrutura do e-mail que é enviado ao destinatário quando um evento ocorre, sendo que o título é composto pelo nome do aplicativo seguido pelo nome do evento e o corpo do e-mail contém a mensagem de alerta definida ao criar o evento.

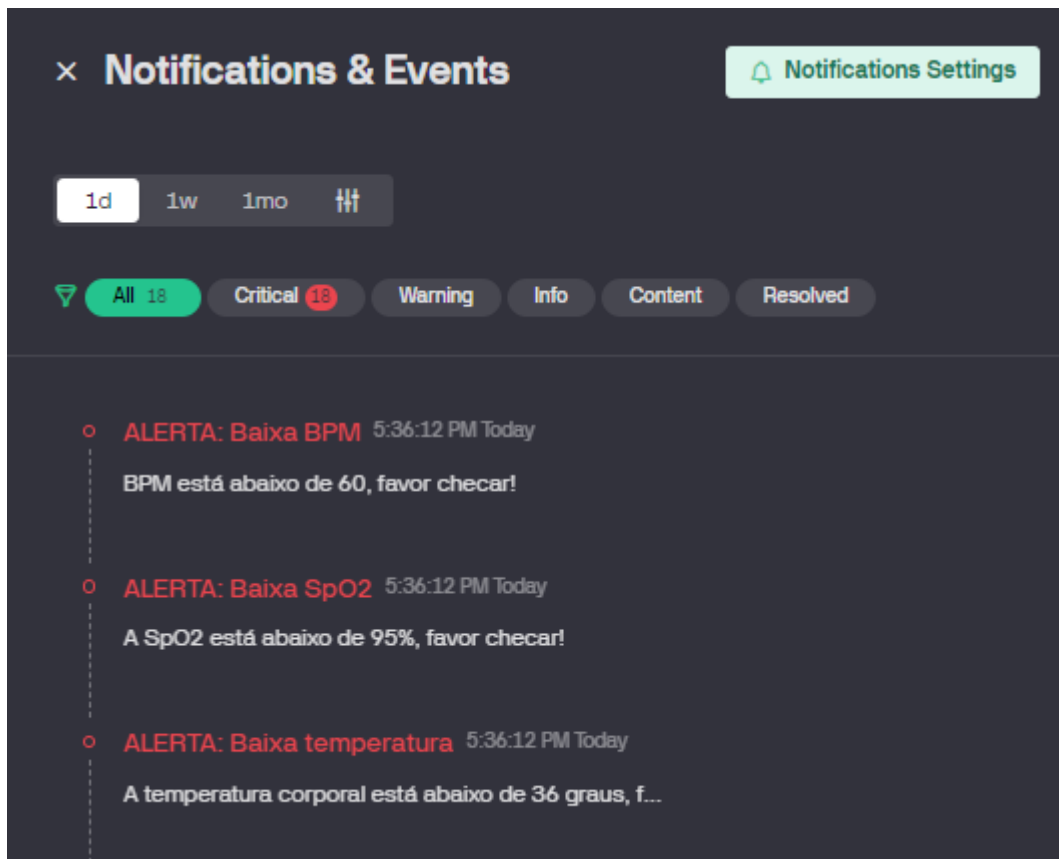
Figura 36: Estrutura do e-mail enviado quando ocorre um evento.



Fonte: Autoria própria.

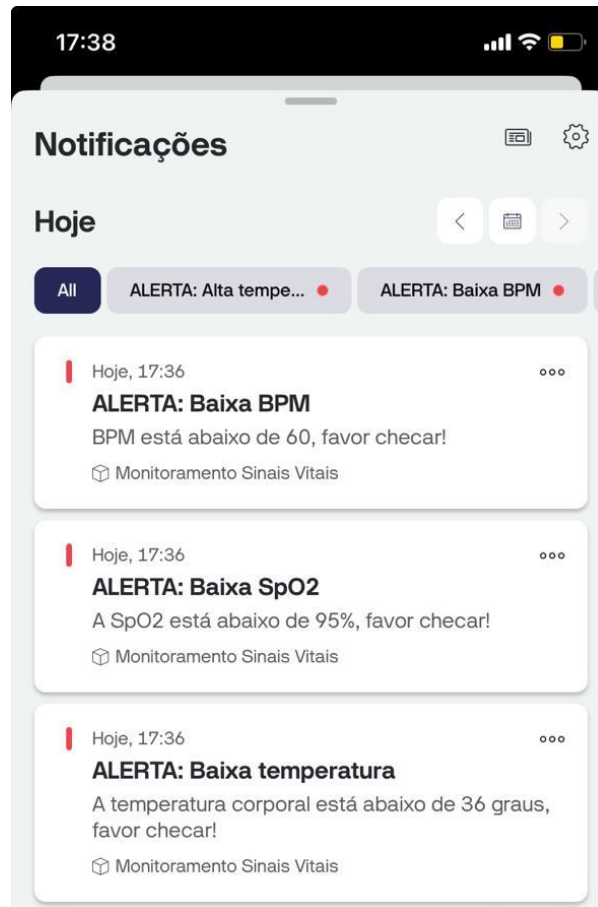
À medida que os eventos ocorrem e os e-mails de alerta são enviados ao destinatário, o histórico de eventos é armazenado nos aplicativos *web* e móvel na aba de “Notificações” para consulta. Nela é possível filtrar por evento, por criticidade ou por período em que ocorreu. As figuras 37 e 38 apresentam as abas nos aplicativos *web* e móvel, respectivamente.

Figura 37: Aba de notificações do aplicativo web.



Fonte: Autoria própria.

Figura 38: Aba de notificações no aplicativo móvel.

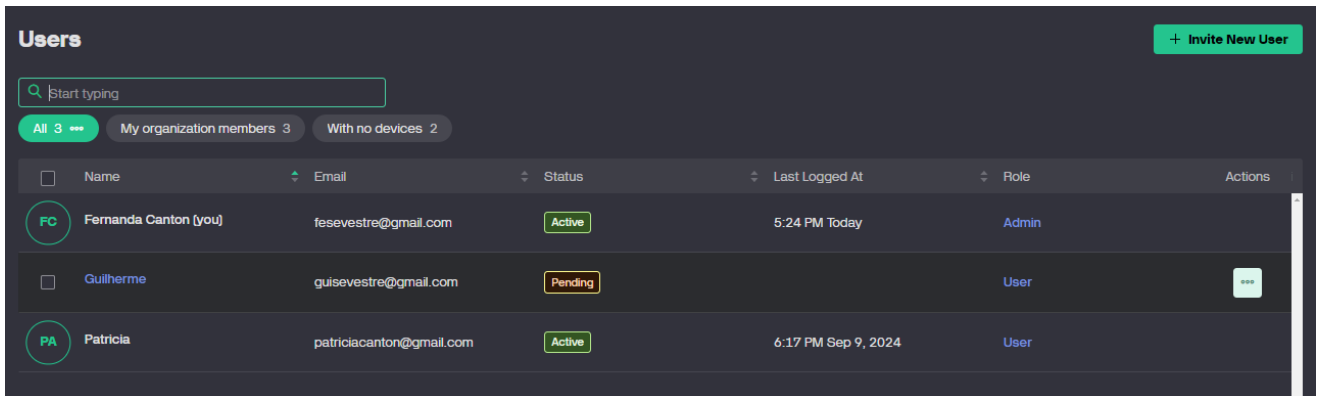


Fonte: Autoria própria.

#### 4.10.4. Compartilhamento da interface para acompanhamento dos sinais vitais

O acesso aos aplicativos *web* e móvel pode ser compartilhado com os usuários que o administrador desejar. Para testar a funcionalidade foram enviados convites para dois usuários via aplicativo *web* apenas indicando seus e-mails. A figura 39 apresenta a aba de usuários disponível na plataforma, onde o administrador pode visualizar o nome da pessoa, seu e-mail, o status da atividade (Ativo ou Inativo), indicando se o usuário acessou o aplicativo, quando foi seu último acesso e seu tipo de acesso (Administrador ou Usuário).

Figura 39: Aba de usuários no aplicativo.



Fonte: Autoria própria.

#### 4.10.5. Programação do microcontrolador para integração com a interface para acompanhamento dos sinais vitais

Para a segunda etapa do projeto, foi necessário complementar o código de programação desenvolvido na primeira etapa para incluir os comandos referentes à conexão com a plataforma *Blynk* e envio dos valores dos sinais vitais aos aplicativos *web* e móvel. No entanto, o código final manteve a estrutura básica e as funções principais do primeiro código para monitorar os sinais vitais usando os sensores MAX30105 e MLX90614, o que foi apresentado no tópico 4.5.2 deste trabalho. De maneira geral foram mantidos a lógica de leitura dos dados dos sensores, a lógica de cálculo e filtragem para frequência cardíaca e saturação de oxigênio, a verificação de presença do dedo e a média dos batimentos cardíacos, com base na taxa de amostragem (`RATE_SIZE`), assegurando a continuidade nas leituras e exibições dos dados vitais.

Para complementar o primeiro código também foi utilizada a plataforma de programação Arduino IDE 2.3.2 e inicialmente, o primeiro complemento feito foi a inclusão das variáveis para permitir a conexão com a plataforma *Blynk*. Isso foi feito introduzindo as quatro linhas de código abaixo ao início do código, sendo as duas primeiras identificadoras do modelo de aplicativo usado no projeto, a terceira um código de autenticação do dispositivo na plataforma e a quarta a habilitação de imprimir mensagens de depuração no monitor serial para acompanhar o desempenho da conexão.

```
#define BLYNK_TEMPLATE_ID "TMPL2S10fVgC2"
#define BLYNK_TEMPLATE_NAME "Quickstart Template"
#define BLYNK_AUTH_TOKEN "wUP-7zPOVYaCj3WQBf5z6A5i1DFq0jhB"
```

```
#define BLYNK_PRINT Serial
```

Em seguida foram incluídas as bibliotecas do *Blynk* e de conectividade (<*Blynk.h*>, <*WiFi.h*>, <*WiFiClient.h*>, e <*BlynkSimpleEsp32.h*>). Para ativar a conexão via internet foram definidas as variáveis da rede Wi-Fi e senha (char *ssid*[] e char *pass*[]). Outra variável definida foi a *BlynkTimer* timer para gerenciar intervalos de tempo para o envio de dados à plataforma *Blynk*.

A principal mudança adicionada ao código da segunda etapa foi a inclusão dos comandos de envio dos valores dos sinais vitais à plataforma *Blynk*. Para isso, foi criada a função *sendDataToBlynk()*, onde primeiramente são armazenados os valores captados pelos sensores e em seguida é verificado se há contato com os sensores. Em caso positivo, os valores de frequência cardíaca média (*beatAvg*), temperatura (*temp\_obj*) e a estimativa de saturação de oxigênio (*ESpO<sub>2</sub>*) são enviados para a plataforma *Blynk* utilizando *Blynk.virtualWrite()*. Cada valor é associado a um *virtual pin* específico. Também é nesta seção em que o código verifica os valores dos sinais vitais e dispara os eventos apropriados listados abaixo:

- Se a temperatura (*temp\_obj*) for maior que 38°C, registra um evento de "Alta temperatura" com *Blynk.logEvent("high\_temp")*.
- Se a temperatura for menor que 36°C, registra um evento de "Baixa temperatura" com *Blynk.logEvent("low\_temp")*.
- Se a saturação de oxigênio (*ESpO<sub>2</sub>*) for menor que 95, registra um evento de "Baixa SpO<sub>2</sub>" com *Blynk.logEvent("low\_spo2")*.
- Se a frequência cardíaca média (*beatAvg*) for maior que 100 BPM, registra um evento de "Alta BPM" com *Blynk.logEvent("high\_bpm")*.
- Se for menor que 60 BPM, registra um evento de "Baixa BPM" com *Blynk.logEvent("low\_bpm")*.

Se não for identificado contato com os sensores, o código envia valores zerados aos *virtual pins* da plataforma *Blynk*, limpando os dados.

Na parte do *setup()* do código foram incluídos o comando de inicialização da conexão com a plataforma *Blynk* (*Blynk.begin(auth, ssid, pass)*) e de configuração de um temporizador que chama a função *sendDataToBlynk()* utilizando a variável *timer* para enviar os dados aos aplicativos a cada segundo ((*timer.setInterval(1000L,*

`sendDataToBlynk()`). Por fim, na parte do loop () do código foram incluídos os comandos `Blynk.run()` para manter a conexão *wearable*-aplicativo ativa e `timer.run()` para verificar se algum temporizador foi acionado, o que garante que a função `sendDataToBlynk()` seja chamada a cada segundo, como configurado anteriormente.

O código completo da segunda etapa com as seções definidas está disponível no tópico Apêndice C deste trabalho.

#### **4.11. Testes finais**

Para avaliar a usabilidade do sistema completo, foram realizados testes práticos com usuários finais para validar a interface de usuário e a precisão dos sinais vitais coletados. Os usuários foram solicitados a realizar tarefas usuais e enquanto isso, seus sinais vitais foram medidos.

O *wearable*, acoplado à faixa, não impediu os usuários de realizarem tarefas como caminhar, sentar-se e conversar. Os dados coletados foram precisos e condizentes com os parâmetros esperados. Os usuários também avaliaram sua experiência com o dispositivo, indicando que a faixa era confortável e não causava desconforto durante as atividades. Além disso, consideraram o aplicativo intuitivo, com boa visualização dos parâmetros e fácil de usar, relatando que adorariam adquirir esse *wearable*.

Foram realizados testes também com o *wearable* e seus respectivos referenciais: Apple Watch para a frequência cardíaca, oxímetro para a saturação e termômetro para a temperatura corporal. Os sinais vitais medidos apresentaram resultados próximos aos dos dispositivos de referência. A frequência cardíaca ficou cerca de 3 bpm abaixo do Apple Watch, enquanto a saturação apresentou valores idênticos ao oxímetro. A temperatura corporal, no entanto, ficou cerca de 2 graus abaixo do termômetro de referência.

## 5. Conclusão

Este trabalho buscou o desenvolvimento de um *wearable* para monitoramento de sinais vitais em idosos, abrangendo diversas áreas da Engenharia Biomédica, como eletrônica, programação e integração de sistemas. A primeira parte do projeto envolveu a construção do circuito eletrônico utilizando um sensor de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub>, um sensor de temperatura corporal, um microcontrolador ESP-WROOM-32 e um display OLED.

Na montagem do circuito eletrônico, os componentes foram integrados em uma *proto-board*. Foram realizados testes individuais dos sensores e do display, além da programação do microcontrolador para leitura e exibição dos dados capturados. Os testes de funcionamento confirmaram a operação adequada dos componentes e a correta conexão das pinagens, além de mostrar a viabilidade do projeto.

A segunda parte do projeto envolveu a fabricação do circuito elétrico em placa impressa, implementação da alimentação do sistema via bateria, testes de performance do circuito completo, a elaboração da interface de acompanhamento dos dados, programação do microcontrolador para integração da interface ao circuito elétrico e implementação de comandos no código para gerar as informações apresentadas na interface de dados. Ambas as etapas se unem no processo de teste final do sistema completo.

Quanto às limitações, em relação ao desenvolvimento do código, houve dificuldade na primeira conexão entre o microcontrolador ESP-WROOM-32 e a plataforma de programação Arduino IDE, sendo necessário uma pesquisa para entender qual biblioteca seria adequada para a comunicação e qual seria o *driver* necessário instalar para haver comunicação com a porta serial do microcontrolador. Contudo, essa limitação foi devidamente solucionada.

Um desafio do projeto atual é a sensibilidade que o sensor MAX30102 possui ao realizar medições, se mostrando necessário estar com a faixa bem presa para que o sensor esteja firmemente em contato com a pele, e por mais tempo para garantir a leitura dos sinais de frequência cardíaca e SpO<sub>2</sub>.

O *wearable* mostrou-se eficiente na captação de sinais vitais, medindo com precisão a frequência cardíaca, saturação e temperatura corporal. Além disso, oferece uma interface intuitiva e fácil de usar, proporcionando uma experiência amigável para

o usuário e contribuindo significativamente para o monitoramento contínuo e proativo da saúde de idosos.

## 6. Referências

- A, D. I. C., & R, D. E. L. (2018). Clinical implications of long-term ECG monitoring: from loop recorder to devices remote control. *Minerva Cardioangiol*, 66(1), 40-48. <https://doi.org/10.23736/s0026-4725.17.04474-7>
- Abdi, S., Spann, A., Borilovic, J., de Witte, L., & Hawley, M. (2019). Understanding the care and support needs of older people: a scoping review and categorisation using the WHO international classification of functioning, disability and health framework (ICF). *BMC Geriatr*, 19(1), 195. <https://doi.org/10.1186/s12877-019-1189-9>
- Abouelmehdi, K., Beni-Hessane, A., & Khaloufi, H. (2018). Big healthcare data: preserving security and privacy. *Journal of Big Data*, 5. <https://doi.org/10.1186/s40537-017-0110-7>
- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med*, 33(7), 517-538. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333070-00004>
- Ahmad, I., Asghar, Z., Kumar, T., Li, G., Manzoor, A., Mikhaylov, K., . . . Harjula, E. (2022). Emerging Technologies for Next Generation Remote Health Care and Assisted Living. *IEEE Access*, 10, 1-1. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3177278>
- Aledhari, M., Razzak, R., Qolomany, B., Al-Fuqaha, A., & Saeed, F. (2022). Biomedical *IoT*: Enabling Technologies, Architectural Elements, Challenges, and Future Directions. *IEEE Access*, 10, 31306-31339. <https://doi.org/10.1109/access.2022.3159235>
- Areia, C., Biggs, C., Santos, M., Thurley, N., Gerry, S., Tarassenko, L., . . . Vollam, S. (2021). The impact of *wearable* continuous vital sign monitoring on deterioration detection and clinical outcomes in hospitalised patients: a systematic review and meta-analysis. *Crit Care*, 25(1), 351. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03766-4>
- Arpaia, P., Crauso, F., De Benedetto, E., Duraccio, L., Improta, G., & Serino, F. (2022). Soft Transducer for Patient's Vitals Telemonitoring with Deep Learning-Based Personalized Anomaly Detection. *Sensors (Basel)*, 22(2). <https://doi.org/10.3390/s22020536>
- Azodo, I., Williams, R., Sheikh, A., & Cresswell, K. (2020). Opportunities and Challenges Surrounding the Use of Data From *Wearable* Sensor Devices in Health Care: Qualitative Interview Study. *J Med Internet Res*, 22(10), e19542. <https://doi.org/10.2196/19542>
- Baig, M. M., & Gholamhosseini, H. (2013). Smart health monitoring systems: an overview of design and modeling. *J Med Syst*, 37(2), 9898. <https://doi.org/10.1007/s10916-012-9898-z>
- Baird, D. T., Collins, J., Egozcue, J., Evers, L. H., Gianaroli, L., Leridon, H., . . . Tarlatzis, B. (2005). Fertility and ageing. *Hum Reprod Update*, 11(3), 261-276. <https://doi.org/10.1093/humupd/dmi006>
- Banaee, H., Ahmed, M. U., & Loutfi, A. (2013). Data mining for *wearable* sensors in health monitoring systems: a review of recent trends and challenges. *Sensors (Basel)*, 13(12), 17472-17500. <https://doi.org/10.3390/s131217472>
- Bloom, D., Canning, D., & Fink, G. (2008). Population Aging and Economic Growth.

- Böhm, M., Reil, J. C., Deedwania, P., Kim, J. B., & Borer, J. S. (2015). Resting heart rate: risk indicator and emerging risk factor in cardiovascular disease. *Am J Med*, 128(3), 219-228. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2014.09.016>
- Briggs, A. M., Cross, M. J., Hoy, D. G., Sánchez-Riera, L., Blyth, F. M., Woolf, A. D., & March, L. (2016). Musculoskeletal Health Conditions Represent a Global Threat to Healthy Aging: A Report for the 2015 World Health Organization World Report on Ageing and Health. *Gerontologist*, 56 Suppl 2, S243-255. <https://doi.org/10.1093/geront/gnw002>
- Callebaut, G., Leenders, G., Van Mulders, J., Ottoy, G., De Strycker, L., & Van der Perre, L. (2021). The Art of Designing Remote *IOT* Devices-Technologies and Strategies for a Long Battery Life. *Sensors (Basel)*, 21(3). <https://doi.org/10.3390/s21030913>
- Canali, S., Schiaffonati, V., & Aliverti, A. (2022). Challenges and recommendations for *wearable* devices in digital health: Data quality, interoperability, health equity, fairness. *PLOS Digit Health*, 1(10), e0000104. <https://doi.org/10.1371/journal.pdig.0000104>
- Chaet, D., Clearfield, R., Sabin, J. E., & Skimming, K. (2017). Ethical practice in Telehealth and Telemedicine. *J Gen Intern Med*, 32(10), 1136-1140. <https://doi.org/10.1007/s11606-017-4082-2>
- Chang, A. Y., Skirbekk, V. F., Tyrovolas, S., Kassebaum, N. J., & Dieleman, J. L. (2019). Measuring population ageing: an analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet Public Health*, 4(3), e159-e167. [https://doi.org/10.1016/s2468-2667\(19\)30019-2](https://doi.org/10.1016/s2468-2667(19)30019-2)
- Cheng, H., Luo, W., Si, S., Xin, X., Peng, Z., Zhou, H., . . . Yu, Y. (2022). Global trends in total fertility rate and its relation to national wealth, life expectancy and female education. *BMC Public Health*, 22(1), 1346. <https://doi.org/10.1186/s12889-022-13656-1>
- Christensen, K., Doblhammer, G., Rau, R., & Vaupel, J. W. (2009). Ageing populations: the challenges ahead. *Lancet*, 374(9696), 1196-1208. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(09\)61460-4](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(09)61460-4)
- Cios, K., Krawczyk, B., Cios, J., & Staley, K. (2019). *Uniqueness of Medical Data Mining: How the new technologies and data they generate are transforming medicine*.
- Cloete, G., Fourie, P. R., & Scheffer, C. (2013). Development and testing of an artificial arterial and venous pulse oximeter. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2013, 4042-4045. <https://doi.org/10.1109/embc.2013.6610432>
- Cretikos, M. A., Bellomo, R., Hillman, K., Chen, J., Finfer, S., & Flabouris, A. (2008). Respiratory rate: the neglected vital sign. *Med J Aust*, 188(11), 657-659. <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.2008.tb01825.x>
- Cuesta-Morales, P., Perez-Schofield, B. G., Rodríguez-Liñares, L., Lado, M. J., Méndez, A. J., & Vila, X. A. (2022). VARSE: Android app for real-time acquisition and analysis of heart rate signals. *Int J Med Inform*, 160, 104692. <https://doi.org/10.1016/j.ijmedinf.2022.104692>
- De Fazio, R., Al-Hinnawi, A.-R., De Vittorio, M., & Visconti, P. (2022). An Energy-Autonomous Smart Shirt Employing *Wearable* Sensors for Users' Safety and Protection in Hazardous Workplaces. 12(6), 2926. <https://www.mdpi.com/2076-3417/12/6/2926>

- de Meijer, C., Wouterse, B., Polder, J., & Koopmanschap, M. (2013). The effect of population aging on health expenditure growth: a critical review. *Eur J Ageing*, 10(4), 353-361. <https://doi.org/10.1007/s10433-013-0280-x>
- Dias, D., & Paulo Silva Cunha, J. (2018). *Wearable Health Devices-Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies*. *Sensors (Basel)*, 18(8). <https://doi.org/10.3390/s18082414>
- Dunn, J., Runge, R., & Snyder, M. (2018). *Wearables and the medical revolution*. *Per Med*, 15(5), 429-448. <https://doi.org/10.2217/pme-2018-0044>
- Eggleston, K. (2020). *Fateful Decisions*
6. Demographic and Health Care Challenges. In T. Fingar & J. C. Oi (Eds.), *Choices That Will Shape China's Future* (pp. 151-179). Stanford University Press. <https://doi.org/doi:10.1515/9781503612235-010>
- Ferraz, F. H., Corrente, J. E., Opromolla, P., Padovani, C. R., & Schellini, S. A. (2015). Refractive errors in a Brazilian population: age and sex distribution. *Ophthalmic Physiol Opt*, 35(1), 19-27. <https://doi.org/10.1111/opo.12164>
- Fortune, E., Crenshaw, J. R., & Sosnoff, J. J. (2021). Editorial: *Wearable Sensors for Remote Health Monitoring and Intelligent Disease Management* [Editorial]. 3. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.788165>
- Fuller, D., Colwell, E., Low, J., Orychock, K., Tobin, M. A., Simango, B., . . . Taylor, N. G. A. (2020). Reliability and Validity of Commercially Available *Wearable* Devices for Measuring Steps, Energy Expenditure, and Heart Rate: Systematic Review. *JMIR Mhealth Uhealth*, 8(9), e18694. <https://doi.org/10.2196/18694>
- Galor, O. (2012). The Demographic Transition: Causes and Consequences. *Clometrica (Berl)*, 6(1), 1-28. <https://doi.org/10.1007/s11698-011-0062-7>
- Geneva, II, Cuzzo, B., Fazili, T., & Javaid, W. (2019). Normal Body Temperature: A Systematic Review. *Open Forum Infect Dis*, 6(4), ofz032. <https://doi.org/10.1093/ofid/ofz032>
- Gill, J. M., Chico, T. J., Doherty, A., Dunn, J., Ekelund, U., Katzmarzyk, P. T., . . . Stamatakis, E. (2023). Potential impact of *wearables* on physical activity guidelines and interventions: opportunities and challenges. *Br J Sports Med*, 57(19), 1223-1225. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-106822>
- Gu, D., Andreev, K., & Dupre, M. E. (2021). Major Trends in Population Growth Around the World. *China CDC Wkly*, 3(28), 604-613. <https://doi.org/10.46234/ccdcw2021.160>
- Guk, K., Han, G., Lim, J., Jeong, K., Kang, T., Lim, E. K., & Jung, J. (2019). Evolution of *Wearable* Devices with Real-Time Disease Monitoring for Personalized Healthcare. *Nanomaterials (Basel)*, 9(6). <https://doi.org/10.3390/nano9060813>
- Gwon, D., Cho, H., & Shin, H. (2021). Feasibility of a Waistband-Type Wireless *Wearable* Electrocardiogram Monitoring System Based on a Textile Electrode: Development and Usability Study. *JMIR Mhealth Uhealth*, 9(5), e26469. <https://doi.org/10.2196/26469>
- Hadiyoso, S., Tulloh, R., Rohmah, Y. S., & Alfaruq, A. (2021). Design and Development Armband Vital Sign Monitor for Health-Care Monitoring. *J Med Signals Sens*, 11(3), 208-216. [https://doi.org/10.4103/jmss.JMSS\\_29\\_20](https://doi.org/10.4103/jmss.JMSS_29_20)
- Hassanalieragh, M., Page, A., Soyata, T., Sharma, G., Aktas, M., Mateos, G., . . . Andreescu, S. (2015). *Health Monitoring and Management Using Internet-of-*

- Things (IOT) Sensing with Cloud-Based Processing: Opportunities and Challenges.* <https://doi.org/10.1109/SCC.2015.47>
- Heikenfeld, J., Jajack, A., Rogers, J., Gutruf, P., Tian, L., Pan, T., . . . Kim, J. (2018). *Wearable sensors: modalities, challenges, and prospects.* *Lab Chip*, 18(2), 217-248. <https://doi.org/10.1039/c7lc00914c>
- Islam, S. M. R., Kwak, D., Kabir, M. H., Hossain, M., & Kwak, K. (2015). The Internet of Things for Health Care: A Comprehensive Survey. *IEEE Access*, 3, 678-708. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2015.2437951>
- JACOBSEN, K. H. (2022). *Introduction to global health.* (Vol. 4). Jones & Bartlett Learning.
- Jin, H., Abu-Raya, Y. S., & Haick, H. (2017). Advanced Materials for Health Monitoring with Skin-Based Wearable Devices. *Adv Healthc Mater*, 6(11). <https://doi.org/10.1002/adhm.201700024>
- K.K, S., Dua, A., & Gupta, S. (2021). Role of emerging technologies in future IOT-driven Healthcare 4.0 technologies: a survey, current challenges and future directions. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing.* <https://doi.org/10.1007/s12652-021-03302-w>
- Khang, A., Abdullayev, V., Hrybiuk, O., & Shukla, A. (2024). *Computer Vision and AI-integrated IOT Technologies in Medical Ecosystem.* <https://doi.org/10.4018/9781003429609>
- Kim, K. B., & Baek, H. (2023). Photoplethysmography in Wearable Devices: A Comprehensive Review of Technological Advances, Current Challenges, and Future Directions. *Electronics*, 12, 2923. <https://doi.org/10.3390/electronics12132923>
- Kim, S., Xiao, X., & Chen, J. (2022). Advances in Photoplethysmography for Personalized Cardiovascular Monitoring. *Biosensors (Basel)*, 12(10). <https://doi.org/10.3390/bios12100863>
- Laganá, M. T. C., Faro, A. C. M. e., & Araújo, T. L. (1992). A PROBLEMÁTICA DA TEMPERATURA CORPORAL ENQUANTO UM PROCEDIMENTO DE ENFERMAGEM: CONCEITOS E MECANISMOS REGULADORES. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, 26.
- Laura, W. (2005). Demographic bonuses and challenges of the Age structural transition in Brazil.
- Liang, Y., Zhao, C.-z., Yuan, H., Chen, Y., Zhang, W., Huang, J.-Q., . . . Zhang, Q. (2019). A review of rechargeable batteries for portable electronic devices. *InfoMat*, 1. <https://doi.org/10.1002/inf2.12000>
- Liu, J., Liu, M., Bai, Y., Zhang, J., Liu, H., & Zhu, W. (2020). Recent Progress in Flexible Wearable Sensors for Vital Sign Monitoring. *Sensors (Basel)*, 20(14). <https://doi.org/10.3390/s20144009>
- Liu, Q., Wu, X., Li, Y., Wang, H., An, R., Dou, D., . . . Ding, J. (2023). Effect of hemoglobin and oxygen saturation on adverse outcomes in children with tetralogy of fallot: a retrospective observational study. *BMC Anesthesiology*, 23(1), 346. <https://doi.org/10.1186/s12871-023-02290-y>
- Lu, L., Zhang, J., Xie, Y., Gao, F., Xu, S., Wu, X., & Ye, Z. (2020). *Wearable Health Devices in Health Care: Narrative Systematic Review.* *JMIR Mhealth Uhealth*, 8(11), e18907. <https://doi.org/10.2196/18907>
- Lutz, J., Memmert, D., Raabe, D., Dornberger, R., & Donath, L. (2019). *Wearables for Integrative Performance and Tactic Analyses: Opportunities, Challenges, and*

- Future Directions. *Int J Environ Res Public Health*, 17(1). <https://doi.org/10.3390/ijerph17010059>
- Magder, S. (2018). The meaning of blood pressure. *Crit Care*, 22(1), 257. <https://doi.org/10.1186/s13054-018-2171-1>
- Majumder, S., Mondal, T., & Deen, M. J. (2017). *Wearable Sensors for Remote Health Monitoring*. *Sensors (Basel)*, 17(1). <https://doi.org/10.3390/s17010130>
- Mamlin, B. W., & Tierney, W. M. (2016). The Promise of Information and Communication Technology in Healthcare: Extracting Value From the Chaos. *Am J Med Sci*, 351(1), 59-68. <https://doi.org/10.1016/j.amjms.2015.10.015>
- Mamun, M. A. A., & Yuce, M. (2019). Sensors and Systems for *Wearable Environmental Monitoring Toward IOT-Enabled Applications: A Review*. *IEEE Sensors Journal*, PP, 1-1. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2919352>
- Manta, C., Jain, S. S., Coravos, A., Mendelsohn, D., & Izmailova, E. S. (2020). An Evaluation of Biometric Monitoring Technologies for Vital Signs in the Era of COVID-19. *Clin Transl Sci*, 13(6), 1034-1044. <https://doi.org/10.1111/cts.12874>
- Mao, P., Li, H., & Yu, Z. (2023). A Review of Skin-Wearable Sensors for Non-Invasive Health Monitoring Applications. *Sensors (Basel)*, 23(7). <https://doi.org/10.3390/s23073673>
- Maresova, P., Javanmardi, E., Barakovic, S., Barakovic Husic, J., Tomsone, S., Krejcar, O., & Kuca, K. (2019). Consequences of chronic diseases and other limitations associated with old age - a scoping review. *BMC Public Health*, 19(1), 1431. <https://doi.org/10.1186/s12889-019-7762-5>
- Mbunge, E., Muchemwa, B., Jiyane, S. e., & Batani, J. (2021). Sensors and healthcare 5.0: transformative shift in virtual care through emerging digital health technologies. *Global Health Journal*, 5. <https://doi.org/10.1016/j.glohj.2021.11.008>
- Mitchell, E., & Walker, R. (2020). Global ageing: successes, challenges and opportunities. *Br J Hosp Med (Lond)*, 81(2), 1-9. <https://doi.org/10.12968/hmed.2019.0377>
- Mohammed, K. I., Zaidan, A. A., Zaidan, B. B., Albahri, O. S., Alsalem, M. A., Albahri, A. S., . . . Hashim, M. (2019). Real-Time Remote-Health Monitoring Systems: a Review on Patients Prioritisation for Multiple-Chronic Diseases, Taxonomy Analysis, Concerns and Solution Procedure. *J Med Syst*, 43(7), 223. <https://doi.org/10.1007/s10916-019-1362-x>
- Mok, W., Wang, W., Cooper, S., Ang, E. N., & Liaw, S. Y. (2015). Attitudes towards vital signs monitoring in the detection of clinical deterioration: scale development and survey of ward nurses. *Int J Qual Health Care*, 27(3), 207-213. <https://doi.org/10.1093/intqhc/mzv019>
- Moura, E., Makiya, I., & Silva, M. (2024). Technological development in telemedicine: bibliometric analysis, research gaps, and literature trendsDesarrollo tecnológico en telemedicina: análisis bibliométrico, lagunas en la investigación y tendencias en la literaturaTechnological development in telemedicine: bibliometric analysis, research gaps, and literature trends. *Revista Eletrônica de Comunicação, Informação & Inovação em Saúde*, 18, 182-207. <https://doi.org/10.29397/reciis.v18i1.3572>
- Nardelli, M., & Bailón, R. (2023). Advances in *Wearable Photoplethysmography Applications in Health Monitoring*. *Sensors (Basel)*, 23(16). <https://doi.org/10.3390/s23167064>

- Nawaz, M., Ahmed, J., & Abbas, G. (2022). Energy-efficient battery management system for healthcare devices. *Journal of Energy Storage*, 51, 104358. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.est.2022.104358>
- Nemomssa, H. D., & Alemneh, T. B. (2023). Device for remote and realtime monitoring of neonatal vital signs in neonatal intensive care unit using internet of things: proof-of-concept study. *J Clin Monit Comput*, 37(2), 585-592. <https://doi.org/10.1007/s10877-022-00929-8>
- Nemomssa, H. D., & Raj, H. (2022). Development of Low-Cost and Portable Pulse Oximeter Device with Improved Accuracy and Accessibility. *Med Devices (Auckl)*, 15, 121-129. <https://doi.org/10.2147/meder.S366053>
- North, B. J., & Sinclair, D. A. (2012). The intersection between aging and cardiovascular disease. *Circ Res*, 110(8), 1097-1108. <https://doi.org/10.1161/circresaha.111.246876>
- Nsubuga, P., White, M. E., Thacker, S. B., Anderson, M. A., Blount, S. B., Broome, C. V., . . . Trostle, M. (2006). Public Health Surveillance: A Tool for Targeting and Monitoring Interventions. In D. T. Jamison, J. G. Breman, A. R. Measham, G. Alleyne, M. Claeson, D. B. Evans, P. Jha, A. Mills, & P. Musgrove (Eds.), *Disease Control Priorities in Developing Countries*. The International Bank for Reconstruction and Development / The World Bank

Oxford University Press

Copyright © 2006, The International Bank for Reconstruction and Development/The World Bank Group.

- Panaszek, B., Machaj, Z., Bogacka, E., & Lindner, K. (2009). Chronic disease in the elderly: a vital rationale for the revival of internal medicine. *Pol Arch Med Wewn*, 119(4), 248-254.
- Pantelopoulos, A., & Bourbakis, N. (2010). A Survey on *Wearable* Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis. *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, 40, 1-12. <https://doi.org/10.1109/TSMCC.2009.2032660>
- Paré, G., Jaana, M., & Sicotte, C. (2007). Systematic review of home telemonitoring for chronic diseases: the evidence base. *J Am Med Inform Assoc*, 14(3), 269-277. <https://doi.org/10.1197/jamia.M2270>
- Prgomet, M., Georgiou, A., & Westbrook, J. I. (2009). The impact of mobile handheld technology on hospital physicians' work practices and patient care: a systematic review. *J Am Med Inform Assoc*, 16(6), 792-801. <https://doi.org/10.1197/jamia.M3215>
- Prince, M. J., Wu, F., Guo, Y., Gutierrez Robledo, L. M., O'Donnell, M., Sullivan, R., & Yusuf, S. (2015). The burden of disease in older people and implications for health policy and practice. *Lancet*, 385(9967), 549-562. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(14\)61347-7](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(14)61347-7)
- Ranabhat, C. L., Atkinson, J., Park, M. B., Kim, C. B., & Jakovljevic, M. (2018). The Influence of Universal Health Coverage on Life Expectancy at Birth (LEAB) and Healthy Life Expectancy (HALE): A Multi-Country Cross-Sectional Study. *Front Pharmacol*, 9, 960. <https://doi.org/10.3389/fphar.2018.00960>

- Randazzo, V., Ferretti, J., & Pasero, E. (2020). A *Wearable Smart Device to Monitor Multiple Vital Parameters—VITAL ECG*. *Electronics*, 9, 300. <https://doi.org/10.3390/electronics9020300>
- Rhoden, P. A., Bonilha, H., & Harvey, J. (2022). Patient Satisfaction of Telemedicine Remote Patient Monitoring: A Systematic Review. *Telemed J E Health*, 28(9), 1332-1341. <https://doi.org/10.1089/tmj.2021.0434>
- Rodríguez-Moliner, A., Narvaiza, L., Ruiz, J., & Gálvez-Barrón, C. (2013). Normal respiratory rate and peripheral blood oxygen saturation in the elderly population. *J Am Geriatr Soc*, 61(12), 2238-2240. <https://doi.org/10.1111/jgs.12580>
- Ronca, V., Martinez-Levy, A. C., Vozzi, A., Giorgi, A., Aricò, P., Capotorto, R., . . . Di Flumeri, G. (2023). *Wearable Technologies for Electrodermal and Cardiac Activity Measurements: A Comparison between Fitbit Sense, Empatica E4 and Shimmer GSR3*. *Sensors (Basel)*, 23(13). <https://doi.org/10.3390/s23135847>
- Saghiv, M., & Sagiv, S. (2020). *Basic Exercise Physiology: Clinical and Laboratory Perspectives*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-48806-2>
- Scheltens, P., De Strooper, B., Kivipelto, M., Holstege, H., Chételat, G., Teunissen, C. E., . . . van der Flier, W. M. (2021). Alzheimer's disease. *Lancet*, 397(10284), 1577-1590. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(20\)32205-4](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(20)32205-4)
- Schoettker, P., Degott, J., Hofmann, G., Proença, M., Bonnier, G., Lemkaddem, A., . . . Wuerzner, G. (2020). Blood pressure measurements with the OptiBP smartphone app validated against reference auscultatory measurements. *Sci Rep*, 10(1), 17827. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-74955-4>
- Scott, J. B., & Kaur, R. (2020). Monitoring Breathing Frequency, Pattern, and Effort. *Respir Care*, 65(6), 793-806. <https://doi.org/10.4187/respcare.07439>
- Seifi, S., Khatony, A., Moradi, G., Abdi, A., & Najafi, F. (2018). Accuracy of pulse oximetry in detection of oxygen saturation in patients admitted to the intensive care unit of heart surgery: comparison of finger, toe, forehead and earlobe probes. *BMC Nursing*, 17(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s12912-018-0283-1>
- Senbekov, M., Saliev, T., Bukeyeva, Z., Almabayeva, A., Zhanaliyeva, M., Aitenova, N., . . . Fakhradiyev, I. (2020). The Recent Progress and Applications of Digital Technologies in Healthcare: A Review. *Int J Telemed Appl*, 2020, 8830200. <https://doi.org/10.1155/2020/8830200>
- Shatenstein, B., Barberger-Gateau, P., & Mecocci, P. (2015). Prevention of Age-Related Cognitive Decline: Which Strategies, When, and for Whom? *J Alzheimers Dis*, 48(1), 35-53. <https://doi.org/10.3233/jad-150256>
- Sivakumar, C., Mone, V., & Abdumukhtor, R. (2024). Addressing privacy concerns with *wearable health monitoring technology*. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Data Mining and Knowledge Discovery*, 14. <https://doi.org/10.1002/widm.1535>
- Skakkebak, N. E., Lindahl-Jacobsen, R., Levine, H., Andersson, A. M., Jørgensen, N., Main, K. M., . . . Juul, A. (2022). Environmental factors in declining human fertility. *Nat Rev Endocrinol*, 18(3), 139-157. <https://doi.org/10.1038/s41574-021-00598-8>
- Song, Z., Zhou, S., Qin, Y., Xia, X., Sun, Y., Han, G., . . . Zhang, Q. (2023). Flexible and *Wearable Biosensors for Monitoring Health Conditions*. *Biosensors (Basel)*, 13(6). <https://doi.org/10.3390/bios13060630>
- Soon, S., Svavarsdottir, H., Downey, C., & Jayne, D. (2020). *Wearable devices for remote vital signs monitoring in the outpatient setting: An overview of the field*.

- BMJ Innovations*, 6, bmjinnov-2019. <https://doi.org/10.1136/bmjinnov-2019-000354>
- Spanakis, E. G., Santana, S., Tsiknakis, M., Marias, K., Sakkalis, V., Teixeira, A., . . . Tziraki, C. (2016). Technology-Based Innovations to Foster Personalized Healthy Lifestyles and Well-Being: A Targeted Review. *J Med Internet Res*, 18(6), e128. <https://doi.org/10.2196/jmir.4863>
- Suemoto, C. K., Mukadam, N., Brucki, S. M. D., Caramelli, P., Nitrini, R., Laks, J., . . . Ferri, C. P. (2023). Risk factors for dementia in Brazil: Differences by region and race. *Alzheimers Dement*, 19(5), 1849-1857. <https://doi.org/10.1002/alz.12820>
- Sun, Y., & Thakor, N. (2016). Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging. *IEEE Trans Biomed Eng*, 63(3), 463-477. <https://doi.org/10.1109/tbme.2015.2476337>
- Tariq, M. U. (2024). Advanced *Wearable* Medical Devices and Their Role in Transformative Remote Health Monitoring. In (pp. 308-326). <https://doi.org/10.4018/979-8-3693-3661-8.ch015>
- Tieland, M., Trouwborst, I., & Clark, B. C. (2018). Skeletal muscle performance and ageing. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*, 9(1), 3-19. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12238>
- Toles, M., Moriarty, H., Coburn, K., Marcantonio, S., Hanlon, A., Mauer, E., . . . Naylor, M. D. (2017). Managing Chronic Illness. *J Appl Gerontol*, 36(4), 462-479. <https://doi.org/10.1177/0733464815602115>
- Vashist, S. K., & Luong, J. (2018). *Wearable* Technologies for Personalized Mobile Healthcare Monitoring and Management. In (pp. 235-259). <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-811810-8.00012-9>
- Wall, C., Celik, Y., Hetherington, V., McMeekin, P., Walker, R., Graham, L., . . . Godfrey, A. (2024). Considering and understanding developmental and deployment barriers for *wearable* technologies in neurosciences. *Front Neurosci*, 18, 1379619. <https://doi.org/10.3389/fnins.2024.1379619>
- Wang, F. K., Shih, J. Y., Juan, P. H., Su, Y. C., & Wang, Y. C. (2021). Non-Invasive Cattle Body Temperature Measurement Using Infrared Thermography and Auxiliary Sensors. *Sensors (Basel)*, 21(7). <https://doi.org/10.3390/s21072425>
- Wang, L., Zhang, Y., & Bruce, P. G. (2023). Batteries for *wearables*. *Natl Sci Rev*, 10(1), nwac062. <https://doi.org/10.1093/nsr/nwac062>
- Wang, S., Bolling, K., Mao, W., Reichstadt, J., Jeste, D., Kim, H. C., & Nebeker, C. (2019). Technology to Support Aging in Place: Older Adults' Perspectives. *Healthcare (Basel)*, 7(2). <https://doi.org/10.3390/healthcare7020060>
- Wang, Y. C., Chou, M. Y., Liang, C. K., Peng, L. N., Chen, L. K., & Loh, C. H. (2019). Post-Acute Care as a Key Component in a Healthcare System for Older Adults. *Ann Geriatr Med Res*, 23(2), 54-62. <https://doi.org/10.4235/agmr.19.0009>
- Webber, S. C., Porter, M. M., & Menec, V. H. (2010). Mobility in older adults: a comprehensive framework. *Gerontologist*, 50(4), 443-450. <https://doi.org/10.1093/geront/gnq013>
- Wimbarti, S., Kairupan, B. H. R., & Tallei, T. E. (2024). Critical review of self-diagnosis of mental health conditions using artificial intelligence. *Int J Ment Health Nurs*, 33(2), 344-358. <https://doi.org/10.1111/inm.13303>
- Yang, B., Jiang, X., Fang, X., & Kong, J. (2021). *Wearable* chem-biosensing devices: from basic research to commercial market. *Lab Chip*, 21(22), 4285-4310. <https://doi.org/10.1039/d1lc00438g>

- Yetisen, A. K., Martinez-Hurtado, J. L., Ünal, B., Khademhosseini, A., & Butt, H. (2018). *Wearables in Medicine*. *Adv Mater*, 30(33), e1706910. <https://doi.org/10.1002/adma.201706910>
- Yilmaz, T., Foster, R., & Hao, Y. (2010). Detecting vital signs with *wearable* wireless sensors. *Sensors (Basel)*, 10(12), 10837-10862. <https://doi.org/10.3390/s101210837>
- Zhang, K., & Ling, W. (2020). Health Monitoring of Human Multiple Physiological Parameters Based on Wireless Remote Medical System. *IEEE Access*, PP, 1-1. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2987058>
- Zheng, Y. L., Ding, X. R., Poon, C. C., Lo, B. P., Zhang, H., Zhou, X. L., . . . Zhang, Y. T. (2014). Unobtrusive sensing and *wearable* devices for health informatics. *IEEE Trans Biomed Eng*, 61(5), 1538-1554. <https://doi.org/10.1109/tbme.2014.2309951>

## APÊNDICE A – Código de programação desenvolvido na primeira etapa do projeto na plataforma Arduino IDE versão 2.3.2.

```
//----- Inclusão de BibliOTecas -----
-----
// Inclui as bibliOTecas necessárias para o funcionamento dos sensores e do
display OLED
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "heartRate.h"
#include <Adafruit_MLX90614.h>

//----- Declaração de Variáveis e Objetos -----
-----
// Declaração dos objetos para os sensores e o display OLED
MAX30105 particleSensor;
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();

// Variáveis para cálculo da frequência cardíaca e SpO2
const byte RATE_SIZE = 4;
byte rates[RATE_SIZE];
byte rateSpot = 0;
long lastBeat = 0;
float beatsPerMinute;
int beatAvg;
float ESpO2 = 0; // Estimativa inicial de SpO2
double FSpO2 = 0.7; // Fator de filtro para SpO2
double frate = 0.95;
double avered = 0;
double aveir = 0;
double sumirrms = 0;
double sumredrms = 0;
int i = 0;
int Num = 100;

// Constantes e definições
#define TIMETOBOOT 3000
#define SCALE 88.0
#define SAMPLING 100
#define FINGER_ON 30000
#define USEFIFO

// Definições para o display OLED
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1
```

```

#define i2c_Address 0x3c

Adafruit_SH1106G display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

//----- Código do Coração -----
-----
// Código do desenho do coração para o display OLED
static const unsigned char PROGMEM logo2_bmp[] =
{ 0x03, 0xC0, 0xF0, 0x06, 0x71, 0x8C, 0x0C, 0x1B, 0x06, 0x18, 0x0E, 0x02,
  0x10, 0x0C, 0x03, 0x10,
  0x04, 0x01, 0x10, 0x04, 0x01, 0x10, 0x40, 0x01, 0x10, 0x40, 0x01, 0x10, 0xC0,
  0x03, 0x08, 0x88,
  0x02, 0x08, 0xB8, 0x04, 0xFF, 0x37, 0x08, 0x01, 0x30, 0x18, 0x01, 0x90, 0x30,
  0x00, 0xC0, 0x60,
  0x00, 0x60, 0xC0, 0x00, 0x31, 0x80, 0x00, 0x1B, 0x00, 0x00, 0x0E, 0x00, 0x00,
  0x04, 0x00, };

//----- Configuração Inicial -----
-----
// Configuração inicial dos sensores e do display OLED
void setup() {
  display.begin(i2c_Address, 0x3c);
  delay(3000);

  particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST);
  particleSensor.setup();
  particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A);

  mlx.begin();
}

//----- Loop Principal -----
-----
// Loop principal para leitura dos sensores e atualização do display OLED
void loop() {
  long irValue = particleSensor.getIR();

  //----- Cálculo da Frequência Cardíaca -----
  -----
  if (irValue > 7000) { // Verifica se há um dedo no sensor
    if (checkForBeat(irValue) == true) { // Verifica se há um batimento
      cardíaco
        long delta = millis() - lastBeat;
        lastBeat = millis();

        beatsPerMinute = 60 / (delta / 1000.0); // Calcula o BPM
    }
  }
}

```

```

    if (beatsPerMinute < 255 && beatsPerMinute > 20) { // Verifica se o BPM
está dentro de um intervalo válido
        rates[rateSpot++] = (byte) beatsPerMinute;
        rateSpot %= RATE_SIZE;

        beatAvg = 0;
        for (byte x = 0; x < RATE_SIZE; x++)
            beatAvg += rates[x];
        beatAvg /= RATE_SIZE; // Calcula a média dos BPMs
    }
} else {
    beatAvg = 0;
}

//----- Leitura da Temperatura -----
-----
float temp_obj = mlx.readObjectTempC(); // Lê a temperatura do dedo

//----- Cálculo da Saturação de Oxigênio (SpO2) -----
-----
uint32_t ir, red;
double fred, fir;
double SpO2 = 0;

if (irValue > 7000) { // Verifica se há um dedo no sensor
    red = particleSensor.getRed();
    ir = particleSensor.getIR();

    i++;
    fred = (double)red;
    fir = (double)ir;
    avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate); // Filtrando o
valor vermelho
    aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); // Filtrando o valor
infravermelho
    sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); // Soma dos quadrados dos
resíduos vermelhos
    sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir); // Soma dos quadrados dos
resíduos infravermelhos

    if ((i % Num) == 0) {
        double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir); //
Calcula o valor de R
        SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100; // Calcula o SpO2 baseado no valor de R
        ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2; // Filtra o valor de SpO2
estimado
        sumredrms = 0.0;
    }
}

```

```

        sumirrms = 0.0;
        i = 0;
    }
}

//----- Atualização do Display OLED -----
-----
display.clearDisplay();
display.setTextSize(1);
display.setTextColor(SH110X_WHITE);
display.setCursor(30, 10);

if (irValue < 7000) {
    display.setCursor(30,30);
    display.println("Sem leitura"); // Mostra mensagem se não houver leitura
} else {
    display.setCursor(40,10);
    display.println("BPM:");
    display.setCursor(70,10);
    display.println(beatAvg); // Mostra a média dos BPMs

    display.setCursor(40, 30);
    display.println("Temp:");
    display.setCursor(70, 30);
    display.println(temp_obj); // Mostra a temperatura
    display.setCursor(105, 30);
    display.print("C");

    display.setCursor(40, 50);
    display.println("SpO2:");
    aceiacea}

display.display(); // Atualiza o display
}

```

**APÊNDICE B** – Código teste fornecido pela plataforma *Blynk* e implementado na segunda etapa do projeto.

```

/*****
This is a simple demo of sending and receiving some data.
Be sure to check out other examples!
*****/
/* Fill-in information from Blynk Device Info here */
#define BLYNK_TEMPLATE_ID          "TMPL2S10fVgC2"
#define BLYNK_TEMPLATE_NAME        "Quickstart Template"
#define BLYNK_AUTH_TOKEN           "V0NgjNA6Ip_szNQ13LjMt3t2E7Qdqc98"
/* Comment this out to disable prints and save space */
#define BLYNK_PRINT Serial

```

```

#include <WiFi.h>
#include <WiFiClient.h>
#include <BlynkSimpleEsp32.h>
// Your WiFi credentials.
// Set password to "" for open networks.
char ssid[] = "Nome da rede Wi-Fi";
char pass[] = "Senha da rede Wi-Fi";
BlynkTimer timer;
// This function is called every time the Virtual Pin 0 state changes
BLYNK_WRITE(V0) {
  // Set incoming value from pin V0 to a variable
  int value = param.asInt();
  // Update state
  Blynk.virtualWrite(V1, value);
}
// This function is called every time the device is connected to the
Blynk.Cloud
BLYNK_CONNECTED() {
  // Change Web Link Button message to "Congratulations!"
  Blynk.setProperty(V3, "offImageUrl", "https://static-
image.nyc3.cdn.digitaloceanspaces.com/general/fte/congratulations.png");
  Blynk.setProperty(V3, "onImageUrl", "https://static-
image.nyc3.cdn.digitaloceanspaces.com/general/fte/congratulations_pressed.png"
);
  Blynk.setProperty(V3, "url", "https://docs.Blynk.io/en/getting-started/what-
do-i-need-to-Blynk/how-quickstart-device-was-made");
}
// This function sends Arduino's uptime every second to Virtual Pin 2.
void myTimerEvent() {
  // You can send any value at any time.
  // Please don't send more that 10 values per second.
  Blynk.virtualWrite(V2, millis() / 1000);
}
void setup() {
  // Debug console
  Serial.begin(115200);
  Blynk.begin(BLYNK_AUTH_TOKEN, ssid, pass);
  // You can also specify server:
  //Blynk.begin(BLYNK_AUTH_TOKEN, ssid, pass, "Blynk.cloud", 80);
  //Blynk.begin(BLYNK_AUTH_TOKEN, ssid, pass, IPAddress(192,168,1,100), 8080);
  // Setup a function to be called every second
  timer.setInterval(1000L, myTimerEvent);
}
void loop() {
  Blynk.run();
  timer.run();
  // You can inject your own code or combine it with other sketches.
  // Check other examples on how to communicate with Blynk. Remember

```

```

    // to avoid delay() function!
}

```

**APÊNDICE C** – Código de programação desenvolvido na segunda etapa do projeto na plataforma Arduino IDE versão 2.3.2.

```

//----- Definições de Blynk -----
-----
#define BLYNK_TEMPLATE_ID "TMPL2S10fVgC2"
#define BLYNK_TEMPLATE_NAME "Quickstart Template"
#define BLYNK_AUTH_TOKEN "wUP-7zPOVYaCj3WQBf5z6A5i1DFq0jhB"
#define BLYNK_PRINT Serial

//----- Inclusão de BibliOTecas -----
-----
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "heartRate.h"
#include <Adafruit_MLX90614.h>
#include <Blynk.h>
#include <WiFi.h>
#include <WiFiClient.h>
#include <BlynkSimpleEsp32.h>

//----- Declaração de Variáveis e Objetos -----
-----
// Sensores e display OLED
MAX30105 particleSensor;
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();

// Variáveis de sensores
const byte RATE_SIZE = 4;
byte rates[RATE_SIZE];
byte rateSpot = 0;
long lastBeat = 0;
float beatsPerMinute;
int beatAvg;
float ESpO2 = 0;
double FSpO2 = 0.7;
double frate = 0.95;
double avered = 0;
double aveir = 0;
double sumirrms = 0;
double sumredrms = 0;
int i = 0;
int Num = 100;

```

```

// WiFi e Blynk
char auth[] = BLYNK_AUTH_TOKEN;
char ssid[] = "Floquinho";
char pass[] = "ozzy$656";
BlynkTimer timer;

// Constantes e definições
#define TIMETOBOOT 3000
#define SCALE 88.0
#define SAMPLING 100
#define FINGER_ON 30000
#define USEFIFO

// Definições para o display OLED
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1
#define i2c_Address 0x3c

Adafruit_SH1106G display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

//----- Coração -----
-
static const unsigned char PROGMEM logo2_bmp[] = {
  0x03, 0xC0, 0xF0, 0x06, 0x71, 0x8C, 0x0C, 0x1B, 0x06, 0x18, 0x0E, 0x02,
  0x10, 0x0C, 0x03, 0x10,
  0x04, 0x01, 0x10, 0x04, 0x01, 0x10, 0x40, 0x01, 0x10, 0x40, 0x01, 0x10,
  0xC0, 0x03, 0x08, 0x88,
  0x02, 0x08, 0xB8, 0x04, 0xFF, 0x37, 0x08, 0x01, 0x30, 0x18, 0x01, 0x90,
  0x30, 0x00, 0xC0, 0x60,
  0x00, 0x60, 0xC0, 0x00, 0x31, 0x80, 0x00, 0x1B, 0x00, 0x00, 0x0E, 0x00,
  0x00, 0x04, 0x00,
};

//----- Configuração Inicial -----
-----
void setup() {
  Serial.begin(115200);

  // Inicializa o Blynk
  Blynk.begin(auth, ssid, pass);

  // Inicializa o sensor MAX30105
  if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) {
    Serial.println(F("MAX30105 not found. Please check wiring/power."));
    while (1);
  }
}

```

```

particleSensor.setup(50, 1, 2, 100, 69, 4096);

// Inicializa o sensor MLX90614
mlx.begin();

// Inicializa o display OLED
display.begin(i2c_Address, OLED_RESET);
display.clearDisplay();
display.display();

// Configura o timer para enviar dados ao Blynk a cada segundo
timer.setInterval(1000L, sendDataToBlynk);
}

//----- Loop Principal -----
-----
void loop() {
  Blynk.run();
  timer.run();

  long irValue = particleSensor.getIR();

  //----- Cálculo da Frequência Cardíaca -----
  -----
  if (irValue > 7000) {
    if (checkForBeat(irValue) == true) {
      long delta = millis() - lastBeat;
      lastBeat = millis();
      beatsPerMinute = 60 / (delta / 1000.0);

      if (beatsPerMinute < 255 && beatsPerMinute > 20) {
        rates[rateSpot++] = (byte)beatsPerMinute;
        rateSpot %= RATE_SIZE;
        beatAvg = 0;
        for (byte x = 0; x < RATE_SIZE; x++) {
          beatAvg += rates[x];
        }
        beatAvg /= RATE_SIZE;
      }
    }
  } else {
    beatAvg = 0;
  }

  //----- Leitura da Temperatura -----
  -----
  float temp_obj = mlx.readObjectTempC();

```

```

//----- Cálculo da Saturação de Oxigênio (SpO2)
-----
if (irValue > 7000) {
  uint32_t ir = particleSensor.getIR();
  uint32_t red = particleSensor.getRed();
  i++;
  double fred = (double)red;
  double fir = (double)ir;
  avered = avered * frate + fred * (1.0 - frate);
  aveir = aveir * frate + fir * (1.0 - frate);
  sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered);
  sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir);

  if ((i % Num) == 0) {
    double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
    double SpO2 = -23.3 * (R - 0.4) + 100;
    ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2;
    sumredrms = 0.0;
    sumirrms = 0.0;
    i = 0;
  }
}

//----- Atualização do Display -----
-----
updateDisplay(beatAvg, temp_obj, ESpO2);
}

//----- Envio de Dados para Blynk -----
-----
void sendDataToBlynk() {
  long irValue = particleSensor.getIR();
  float temp_obj = mlx.readObjectTempC();

  if (irValue > 7000) {
    Blynk.virtualWrite(V3, beatAvg);
    Blynk.virtualWrite(V2, temp_obj);
    Blynk.virtualWrite(V4, ESpO2);

    // Verifica as condições e dispara os eventos apropriados
    if (temp_obj > 38) {
      Blynk.logEvent("high_temp"); // Evento "Alta temperatura"
    } else if (temp_obj < 36) {
      Blynk.logEvent("low_temp"); // Evento "Baixa temperatura"
    }
  }

  if (ESpO2 < 95) {

```

```

    Blynk.logEvent("low_spo2");    // Evento "Baixa SpO2"
  }

  if (beatAvg > 100) {
    Blynk.logEvent("high_bpm");    // Evento "Alta BPM"
  } else if (beatAvg < 60) {
    Blynk.logEvent("low_bpm");    // Evento "Baixa BPM"
  }
} else {
  Blynk.virtualWrite(V0, 0);
  Blynk.virtualWrite(V4, 0);
  Blynk.virtualWrite(V1, 0);
}
}

//----- Atualização do Display -----
-----
void updateDisplay(int bpm, float temp, float spo2) {
  display.clearDisplay();
  display.drawBitmap(0, 0, logo2_bmp, 32, 32, 1);
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(SH110X_WHITE);
  display.setCursor(40, 10);
  display.print("BPM:");
  display.setCursor(70, 10);
  display.print(bpm);
  display.setCursor(40, 30);
  display.print("Temp:");
  display.setCursor(70, 30);
  display.print(temp);
  display.setCursor(40, 50);
  display.print("SpO2:");
  display.setCursor(70, 50);
  display.print(spo2);
  display.display();
}

```