



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

GIULLIA BRAGA DE ALBUQUERQUE MARANHÃO

**Design e desenvolvimento de um protótipo de dispositivo vestível para
monitoramento de sinais vitais**

Recife

2024

GIULLIA BRAGA DE ALBUQUERQUE MARANHÃO

**Design e desenvolvimento de um protótipo de dispositivo vestível para
monitoramento de sinais vitais**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheira Biomédica.

Orientadora: Prof.^a Marilú Gomes Netto Monte da Silva, D.Sc.

Recife

2024

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Maranhão, Giullia Braga de Albuquerque.

Design e desenvolvimento de um protótipo de dispositivo vestível para monitoramento de sinais vitais / Giullia Braga de Albuquerque Maranhão. - Recife, 2024.

82 : il., tab.

Orientador(a): Marilú Gomes Netto Monte da Silva

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Engenharia Biomédica - Bacharelado, 2024.

Inclui referências, apêndices.

1. dispositivos vestíveis. 2. eletrocardiograma. 3. fotopletismografia. 4. bluetooth low energy. 5. frequência cardíaca. I. Silva, Marilú Gomes Netto Monte da. (Orientação). II. Título.

620 CDD (22.ed.)

GIULLIA BRAGA DE ALBUQUERQUE MARANHÃO

Design e desenvolvimento de um protótipo de dispositivo vestível para monitoramento de sinais vitais

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheira Biomédica.

Aprovado em: 08/02/2024

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Orientadora)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Abner Corrêa Barros (Examinador Externo)
Universidade Federal Rural de Pernambuco

Dedico essa conquista à minha família, que sempre me ensinou a importância do estudo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar à minha família, em especial à minha mãe Geórgia, que sempre fez por mim tudo o que pôde, e meus avós Genilson e Neide, que me estimularam a me dedicar ao máximo durante o período universitário. Meus sinceros agradecimentos também à professora Marilú Gomes, que além de uma excelente docente, é uma pesquisadora excepcional. Sou extremamente grata pelo fomento a este projeto, que não teria sido possível sem o seu incentivo. Minha profunda gratidão também às outras professoras orientadoras fantásticas que me introduziram ao mundo da pesquisa: Alana da Gama, do Grupo de Pesquisa em Engenharia de Reabilitação e Adriana Fontes, do grupo de Nanotecnologia Biomédica.

Também devo agradecer às pessoas que fazem parte da minha vida, e que estiveram presentes ao longo desta etapa. A Heloisa, por todo o apoio constante, especialmente em etapas desafiadoras como esta. A meus amigos de vida e colegas de curso Sérgio e Nathália, que foram como uma família para mim durante estes anos. Aos amigos tão queridos Maria Eduarda, Gustavo e Pedro, por sempre me oferecerem suporte e acolhimento. Aos meus amigos do IFPE, que me incentivam e acompanham há tanto tempo. Aos meus companheiros de intercâmbio, que me acompanharam em tantas aventuras na França, em particular o meu colega de curso e grande amigo Haziél, e à minha companhia para todas as horas Saint Clair. Por fim, agradeço à Universidade Federal de Pernambuco e ao ensino público, por terem me proporcionado experiências com as quais sempre sonhei, e por terem me transformado em uma pesquisadora e, agora, Engenheira Biomédica.

RESUMO

Por meio dos avanços na tecnologia de dispositivos vestíveis, tornou-se possível a coleta contínua e não invasiva de sinais vitais. Em particular, os sinais fisiológicos de Fotopletismografia (PPG) e Eletrocardiograma (ECG) destacam-se como meios para a extração de parâmetros como a Frequência Cardíaca (FC) e a Saturação de Oxigênio (SpO₂). Nesse contexto, o objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um protótipo de vestível para aquisição de sinais de ECG e PPG e extração de sinais vitais. Para isso, foi realizada a elaboração do seu circuito elétrico, bem como o projeto de uma Placa de Circuito Impresso (PCI) específica para o dispositivo. Além disso, utilizando um microcontrolador, um sinal de ECG artificial foi lido e transmitido por Bluetooth Low Energy (BLE). A partir disso, construiu-se um website para recepção de amostras deste sinal, que comunica-se com uma API responsável por realizar o seu processamento. Este processamento baseou-se na adaptação de uma função da biblioteca NeuroKit2 para Python, e foram testadas diferentes combinações entre métodos de pré-processamento e detecção de picos, para as quais o erro percentual médio absoluto na medida de FC foi calculado. A combinação escolhida, por fim, obteve um erro relativamente baixo de 9,69%. Apesar das limitações enfrentadas, como atrasos na entrega de componentes eletrônicos, foi possível cumprir os objetivos do trabalho, gerando a versão inicial do protótipo para a construção futura de um dispositivo completo. As informações geradas podem contribuir para o desenvolvimento de estudos similares, estimulando a inovação em tecnologias vestíveis para monitoramento de sinais vitais.

Palavras-chaves: dispositivos vestíveis; eletrocardiograma; fotopletismografia; bluetooth low energy; frequência cardíaca.

ABSTRACT

Through advances in wearable devices technology, continuous and non-invasive collection of vital signs has become possible. In particular, the physiological signals of Photoplethysmography (PPG) and Electrocardiogram (ECG) stand out as means for the extraction of parameters such as heart rate (HR) and oxygen saturation (SpO₂). In this context, the objective of this work is the development of a prototype of a wearable for the acquisition of ECG and PPG signals and extraction of vital signs. For this, the elaboration of its electrical circuit, as well as the design of a specific Printed Circuit Board (PCB) device were accomplished. Additionally, by using a microcontroller, an artificial ECG signal was read and transmitted with Bluetooth Low Energy (BLE). From this, a website was built for receiving samples of this signal, which communicates with an API responsible for carrying out its processing. This processing was based on the adaptation of a function from the NeuroKit2 library for Python, and different combinations of pre-processing and peak detection were tested, for which the mean absolute percentage error in the HR measurement was calculated. The chosen combination obtained a relatively low error of 9.69%. Despite the limitations encountered, such as delays in delivery of electronic components, it was possible to fulfill the objectives of the work, generating the initial version of the prototype for the future construction of a complete device. The information generated can contribute to the development of similar studies, stimulating innovation in wearable technologies for vital signs monitoring.

Keywords: wearable devices; electrocardiogram; photoplethysmography; bluetooth low energy; heart rate.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Princípio de funcionamento da técnica de fotopletismografia.	20
Figura 2 – Sinais de PPG gerados a partir de LEDs no vermelho e infravermelho para cálculo da saturação de oxigênio sanguínea.	22
Figura 3 – Morfologia e características do sinal de ECG.	23
Figura 4 – Tela de aplicativo usado para visualização de dados gerados por um dispositivo vestível baseado em ECG e PPG.	26
Figura 5 – Esquema de montagem de hardware de um dispositivo vestível para captura de sinais de movimento e PPG.	27
Figura 6 – Estrutura do envio de informações por BLE 5.0.	29
Figura 7 – Representação gráfica da metodologia do projeto.	30
Figura 8 – Encapsulamento do Circuito Integrado (CI) MAX30003.	31
Figura 9 – Diagrama funcional do CI MAX30003.	32
Figura 10 – Esquemático referente ao CI MAX30003.	33
Figura 11 – Modelo 3D do eletrodo de ECG.	34
Figura 12 – Esquemático referente ao sistema de aquisição do sinal de ECG, incluindo eletrodos e filtro de entrada diferencial.	34
Figura 13 – Diagrama de aplicação de um sistema de aquisição de ECG de dois eletrodos, utilizando um filtro de entrada diferencial para amplificador de instrumentação.	35
Figura 14 – Encapsulamento do CI OV-7604-C7.	35
Figura 15 – Diagrama funcional do CI OV-7604-C7.	36
Figura 16 – Esquemático do CI do oscilador ativo OV-7604-C7.	36
Figura 17 – Encapsulamento do CI MAX86141.	37
Figura 18 – Diagrama funcional do CI MAX86141.	38
Figura 19 – Esquemático referente ao CI MAX86141.	38
Figura 20 – Encapsulamento do sensor de biomonitoramento SFH7072.	39
Figura 21 – Esquemático do circuito do SFH7072.	39
Figura 22 – CI LM3671.	40
Figura 23 – Esquemático do step-down LM3671.	40
Figura 24 – Visão frontal e traseira do módulo de bateria M120 M5Stack.	41

Figura 25 – Vista frontal e traseira do módulo de carregamento HT4928S.	42
Figura 26 – Placa do Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2.	42
Figura 27 – Sinal de ECG lido pelo osciloscópio.	45
Figura 28 – Raiz do esquema elétrico, incluindo Arduino e pinos importados da folha hierárquica do circuito de condicionamento.	51
Figura 29 – Folha hierárquica do circuito de condicionamento, composto pelos <i>Analog Front-End (AFE)s</i> MAX30003 e MAX86141 e CIs adicionais, além da folha hierárquica dos sensores.	52
Figura 30 – Folha hierárquica do circuito dos eletrodos de ECG e sensores de PPG.	52
Figura 31 – Vista frontal da placa de circuito impresso.	53
Figura 32 – Vista traseira da placa de circuito impresso.	53
Figura 33 – Placa de circuito impresso fabricada (frente e trás) ao lado do arduino para comparação de tamanho.	54
Figura 34 – Configuração do teste de funcionamento dos eletrodos.	54
Figura 35 – Modelo 3D da montagem física do protótipo.	55
Figura 36 – Sinal de ECG de 132 BPM lido pelo microcontrolador.	56
Figura 37 – Leitura do sinal por osciloscópio e por arduino.	57
Figura 38 – Sinal sendo lido pelo website e exibido no console.	58
Figura 39 – Console exibindo informações sobre o status da comunicação com a API e tela de resultados.	58
Figura 40 – Resultados do processamento do sinal de ECG com a função <i>ecg_process</i> da biblioteca NeuroKit2, utilizando o método 'elgendi'.	59
Figura 41 – Resultados do processamento do sinal de ECG com a função <i>ecg_process</i> da biblioteca NeuroKit2, utilizando o método 'neurokit'.	60
Figura 42 – Representação gráfica em boxplots do MAPE para os diversos métodos de <i>ecg_peaks</i>	60
Figura 43 – Representação gráfica em boxplots do MAPE para os diversos métodos de <i>ecg_peaks</i>	61
Figura 44 – Resultados do processamento do sinal de ECG utilizando método de "hamilton2002" para limpeza do sinal e "kalidas2017" para detecção de picos.	63
Figura 45 – Resultados do processamento do sinal de ECG utilizando método de "neurokit" para limpeza do sinal e "kalidas" para detecção de picos.	64
Figura 46 – Fluxograma do algoritmo da API desenvolvida.	65

LISTA DE CÓDIGOS

Código Fonte 1 – Adaptação da função <i>ecg_process</i>	72
Código Fonte 2 – Estrutura do website usado para captura dos dados transmitidos por BLE e exibição das informações processadas.	74
Código Fonte 3 – Lógica de programação do website usado para captura dos dados transmitidos por BLE e exibição das informações processadas.	74
Código Fonte 4 – Código referente à API construída para receber os dados do frontend e devolver resultados processados (versão completa inclui também bibliotecas e funções adaptadas do pacote NeuroKit).	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Avaliação estatística para determinação da influência da escolha dos métodos de pré-processamento e detecção de picos no <i>Mean Absolute Percentage Error</i> (MAPE) associado ao cálculo da frequência cardíaca.	61
Tabela 2 – Dez combinações entre métodos de pré-processamento e detecção de picos com menor MAPE.	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AFE	<i>Analog Front-End</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
API	<i>Application Programming Interface</i>
ATT	<i>Attribute Protocol</i>
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
BPM	Batimentos Por Minuto
CI	Circuito Integrado
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiografia
FC	Frequência Cardíaca
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FIFO	<i>First In First Out</i>
FR	Frequência Respiratória
GATT	<i>Generic Attribute Profile</i>
MAPE	<i>Mean Absolute Percentage Error</i>
OFE	<i>Optical Front-End</i>
PA	Pressão Arterial
PCI	Placa de Circuito Impresso
PPG	Fotopletismografia
PTT	<i>Pulse Transit Time</i>
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SpO2	Saturação de Oxigênio
SUS	Sistema Único de Saúde
SWT	<i>Stationary Wavelet Transform</i>

UUID

Universally Unique Identifier

VFC

Variabilidade da Frequência Cardíaca

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	OBJETIVOS	17
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1	SINAIS VITAIS EM DISPOSITIVOS VESTÍVEIS	19
2.1.1	Fotopletismografia	19
2.1.1.1	<i>Frequência Cardíaca</i>	20
2.1.1.2	<i>Saturação de Oxigênio</i>	21
2.1.2	Eletrocardiograma	23
2.2	DESIGN DE DIPOSITIVOS VESTÍVEIS	24
2.3	BLUETOOTH LOW ENERGY	28
3	MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1	HARDWARE	30
3.1.1	Módulo de ECG	31
3.1.1.1	<i>MAX30003</i>	31
3.1.1.2	<i>Eletrodos de ECG</i>	33
3.1.1.3	<i>OV-7604-C7</i>	35
3.1.2	Módulo de PPG	36
3.1.2.1	<i>MAX86141</i>	36
3.1.2.2	<i>SFH7072</i>	38
3.1.2.3	<i>LM3671</i>	40
3.1.3	Módulo de alimentação	40
3.1.3.1	<i>M120 M5Stack</i>	40
3.1.3.2	<i>HT4928S / SW8208S</i>	41
3.1.4	Microcontrolador	42
3.1.4.1	<i>Arduino Nano 33 BLE Sense</i>	42
3.2	ESQUEMA ELÉTRICO	43
3.3	PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO	44
3.4	FIRMWARE	45
3.5	WEBSITE	46

3.5.1	Frontend	47
3.5.2	Backend	47
3.5.2.1	<i>Processamento do sinal</i>	47
3.5.2.2	<i>Avaliação da performance</i>	48
3.5.2.3	<i>API</i>	49
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	51
4.1	ESQUEMA ELÉTRICO	51
4.2	DESIGN DO PROTÓTIPO	52
4.2.1	Placa de circuito impresso	52
4.2.2	Modelagem 3D	54
4.3	FIRMWARE	55
4.4	WEBSITE	57
4.4.1	Frontend	57
4.4.2	Backend	59
4.4.2.1	<i>Processamento do sinal</i>	59
4.4.2.2	<i>Avaliação de performance</i>	59
4.4.2.3	<i>API</i>	64
5	CONCLUSÃO	66
	REFERÊNCIAS	67
	APÊNDICE A – ADAPTAÇÃO DA FUNÇÃO ECG_PROCESS COM MÉTODOS SELECIONADOS	72
	APÊNDICE B – ALGORITMOS EM HTML E JAVASCRIPT PARA O WEBSITE	74
	APÊNDICE C – PARTES PRINCIPAIS DO CÓDIGO FONTE DA API	79

1 INTRODUÇÃO

Os sinais vitais correspondem a medidas básicas do corpo humano, como Frequência Cardíaca (FC), Pressão Arterial (PA), Frequência Respiratória (FR) e Saturação de Oxigênio (SpO₂). Alterações nestes parâmetros podem ser associadas à resultados clínicos como ataques cardíacos e óbitos (HONG et al., 2013). Nesse contexto, o monitoramento dos sinais vitais é uma prática hospitalar antiga e essencial para o cuidado do paciente, permitindo a identificação da deterioração do quadro clínico, além da geração de respostas rápidas a eventos adversos (CARDONA-MORRELL et al., 2016). Por isso, tem sido cada vez mais recorrente o uso de dados de sinais vitais como ferramenta para construção de modelos de previsibilidade com diversas aplicações como mortalidade hospitalar, choque séptico e até mesmo viroses como o COVID-19 (HYUN; HWANG; LEE, 2021; MOLLURA et al., 2020).

Mais recentemente, por meio de avanços na tecnologia de sensores biomédicos, dispositivos vestíveis, comunicação sem fio e disponibilidade de recursos de nuvem, o monitoramento de sinais vitais expandiu-se do contexto hospitalar e tornou-se disponível a um custo acessível para uso doméstico. Isso possibilitou o registro de informações de maneira contínua, permitindo o acompanhamento personalizado da saúde do paciente, a melhora na assistência à saúde de portadores de doenças crônicas, além da geração de um volume apreciável de dados biomédicos (FORKAN; KHALIL, 2017).

Em particular, a tecnologia de vestíveis apresenta-se como uma ferramenta crucial para o monitoramento contínuo de sinais vitais (BIN et al., 2022; HAHNEN et al., 2020). Esses dispositivos possibilitam a coleta de dados clínicos de maneira não invasiva e cômoda para o usuário, facilitando a construção de conjuntos de dados que, quando processados de maneira eficiente, podem contribuir para a prevenção e manejo de eventos clínicos adversos, como por exemplo de fibrilação atrial (BUMGARNER et al., 2018).

Em vestíveis com aplicações para a saúde, normalmente são captados sinais biomédicos do corpo do usuário, que em seguida são processados para realizar-se a extração dos parâmetros desejados. Em relógios inteligentes, por exemplo, utiliza-se frequentemente a tecnologia de Fotopletismografia (PPG), baseada na interação da luz com os tecidos corporais. Essa técnica gera o sinal de PPG, a partir do qual é possível extrair a FC, SpO₂ e até mesmo a FR em muitos casos. Contudo, a fotopletismografia está sujeita a diversas fontes de erro como artefatos de movimento e características variáveis dependendo do indivíduo, como obesidade,

idade, gênero, e até mesmo tom de pele (FINE et al., 2021). Mesmo grandes marcas seguem entregando dispositivos baseados na técnica de PPG com medidas imprecisas e com diferenças significativas em relação a valores de referência (STRIK et al., 2021). Portanto, existe ainda a necessidade de desenvolvimento de novos sensores, dispositivos e algoritmos baseados em fotopletismografia.

Outra opção para a extração de sinais vitais em vestíveis é a captura do sinal de Eletrocardiograma (ECG), fundamental para a monitoração da saúde cardiovascular. Aparelhos vestíveis são capazes de medir o sinal de ECG de maneira contínua, o que pode melhorar a taxa de detecção de arritmias cardíacas como fibrilação atrial e flutter atrial (KAMGA; MOSTAFA; ZAFAR, 2022). O sinal de ECG, embora também possa apresentar uma sensibilidade a ruídos de movimento (THOMSON et al., 2019), ainda é inferior ao que é observado em sinais de PPG (KIM et al., 2014). Isso é refletido numa maior aprovação por órgãos regulatórios desse tipo de tecnologia, a exemplo de relógios inteligentes de grandes marcas como Apple e Samsung, que conquistaram no ano de 2020 a aprovação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) como dispositivos médicos para seus aplicativos de medição de sinais de ECG (ANVISA, 2020).

Em um país como o Brasil, em que as doenças cardiovasculares são a causa de 30% dos óbitos e cerca de 14 milhões de pessoas têm alguma enfermidade cardíaca (PEIXOTO, 2023), o uso de dispositivos vestíveis para monitoramento da condição cardíaca poderia ser de grande valia. Contudo, o custo de dispositivos como estes ainda restringe a sua aplicação em larga escala, em particular no Sistema Único de Saúde (SUS).

Em outro âmbito, *wearables* que usam PPG e/ou ECG disponíveis no mercado raramente disponibilizam os seus dados brutos de maneira pública, limitando a aplicação desses dispositivos em pesquisas científicas. Portanto, existe a necessidade de bases públicas com dados mais completos, como sobre o próprio desenvolvimento dos dispositivos, os sinais brutos, os algoritmos utilizados para a extração dos sinais vitais a partir destes e os próprios sinais vitais extraídos de diferentes indivíduos.

1.1 OBJETIVOS

Buscando gerar uma contribuição para a resolução dos problemas relacionados ao desenvolvimento de dispositivos vestíveis previamente apresentados, o presente estudo tem por principal objetivo o design e desenvolvimento de um protótipo de dispositivo vestível para aquisição de

sinais de ECG e PPG com foco na extração de sinais vitais e geração de dados *open source*. Os objetivos específicos do projeto são:

- Seleção de componentes eletrônicos para montagem do hardware do dispositivo, com base nas escolhas realizadas por estudos analisados em revisão de literatura;
- Elaboração do esquema elétrico do dispositivo;
- Desenvolvimento de uma Placa de Circuito Impresso (PCI) específica para o dispositivo;
- Desenvolvimento de uma versão inicial do software responsável por gerenciar a aquisição, processamento e exibição dos dados gerados pelo protótipo do dispositivo proposto.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente trabalho está estruturado em quatro capítulos. Neste primeiro capítulo, destinado à introdução, serão apresentadas a motivação e os objetivos do projeto. O segundo capítulo tem por função a apresentação da fundamentação teórica, estudando os principais sinais captados por dispositivos vestíveis e as técnicas de extração de valores de sinais vitais a partir destes. Ainda neste segundo capítulo, será apresentada uma revisão da literatura na qual foram incluídos estudos de design e desenvolvimento de dispositivos vestíveis para extração de sinais vitais. No fechamento deste capítulo, serão apresentados os princípios de funcionamento do protocolo de *Bluetooth Low Energy* (*Bluetooth Low Energy* (BLE)), adotado pelo presente projeto como metodologia de transmissão de dados.

O terceiro capítulo, por sua vez, tem como objetivo detalhar os materiais e métodos utilizados neste trabalho, indicando as ferramentas utilizadas e suas limitações. O quarto capítulo apresenta e discute os resultados obtidos, e o quinto e último capítulo apresenta a conclusão do trabalho, perspectivas futuras e possíveis melhorias.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SINAIS VITAIS EM DISPOSITIVOS VESTÍVEIS

Atualmente, os dois principais sinais fisiológicos capturados por meio de dispositivos vestíveis são o eletrocardiograma e o sinal de fotopletismografia. Nesta seção, serão discutidas suas características, morfologia, princípios de funcionamento dos dispositivos utilizados para a sua aquisição e aplicações para extração de sinais vitais bem como para identificação de afecções.

2.1.1 Fotopletismografia

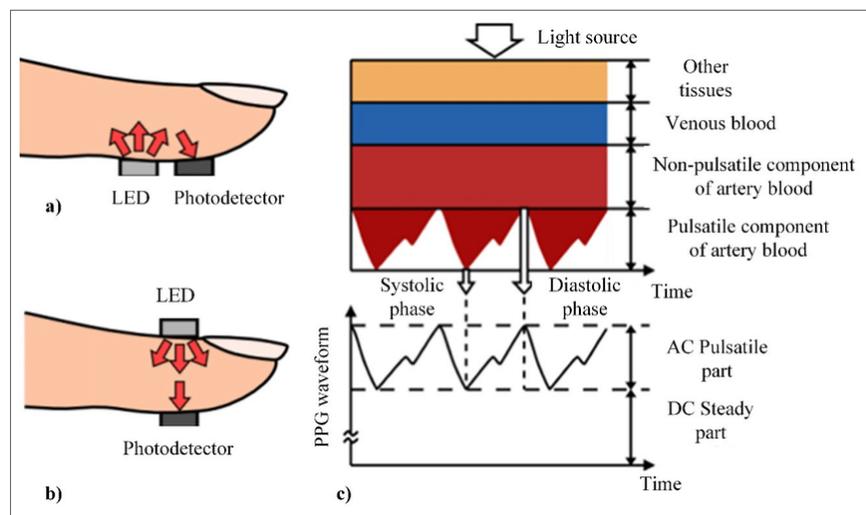
A fotopletismografia consiste no uso não invasivo de interações da luz com tecidos, vasos sanguíneos e sangue que, por possuírem propriedades ópticas distintas, possibilitam estimar parâmetros dos sistemas cardiovascular e respiratório. Um sensor de PPG geralmente contém um emissor de luz sendo mais comuns os LEDs (diodo emissor de luz), além de um fotodetector, comumente um fotodiodo. A posição do fotodetector em relação aos LEDs define o modo da fotopletismografia, que pode ser de transmissão ou reflexão. No modo de transmissão, a luz do LED atravessa o tecido e o fotorreceptor captura um sinal referente à luz transmitida; já no modo de reflexão, o sensor captura a porção da luz que é refletida pelo tecido (FINE et al., 2021). A grande maioria dos dispositivos vestíveis disponíveis comercialmente utiliza reflexão, embora alguns como o Oxitone 1000M utilizem transmissão (HEDAYATIPOUR; MCFARLANE, 2020).

O sinal de PPG possui duas componentes: uma componente quasi-DC, associada a alterações de baixa frequência, que reflete aspectos relacionados aos tecidos e a componentes sanguíneas não pulsáteis. É considerada quasi-DC pois pode variar lentamente devido à respiração, atividade vasomotora, ondas vasoconstritoras e termorregulação. Já a componente AC, ou pulsátil, é gerada pela variação associada ao volume de sangue arterial. A ocorrência de um pulso sistólico ou diastólico provoca variação no diâmetro dos vasos sanguíneos, e conseqüentemente também no volume sanguíneo. Assim, há uma mudança na luz detectada pelo fotodiodo, que é transformada proporcionalmente em corrente elétrica (FINE et al., 2021; DZEDZICKIS; KAKLAUSKAS; BUŽINSKAS, 2020).

A Figura 1 ilustra os modos de fotopletismografia, bem como o sinal de PPG separado entre as componentes pulsátil (AC) e não pulsátil (quasi-DC). Nesta imagem, observa-se que este

o sinal possui dois picos, um pico sistólico, de maior amplitude, e um diastólico. O sinal de PPG está diretamente relacionado ao ciclo cardíaco, possuindo dois picos de onda periódicos: um que ocorre durante a sístole, e outro durante a diástole. A distância entre dois picos sistólicos é o período do sinal de PPG, que pode ser convertido para uma frequência em Hertz, a partir da qual é possível obter a FC em outra unidade: Batimentos Por Minuto (BPM). Dispositivos que medem continuamente FC, por exemplo, durante exercícios físicos, precisam de uma boa Relação sinal-ruído (do inglês, *Signal-to-Noise Ratio* (SNR)). Para isso, esses equipamentos normalmente utilizam LEDs com comprimento de onda na faixa do verde, pois, por esta ser uma luz melhor absorvida pela hemoglobina, é gerada uma maior variação no sinal de PPG durante o ciclo cardíaco (quando os vasos sanguíneos se expandem, absorvem mais luz verde).

Figura 1 – Princípio de funcionamento da técnica de fotopletismografia.



Fonte: DZEDZICKIS; KAKLAUSKAS; BUČINSKAS (2020)

Com esse mesmo sinal, ainda é possível extrair diversos outros sinais vitais, como a Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), a PA, a FR e a SpO₂. Para isso, variam-se elementos do sensor, como tipos de LEDs, e do algoritmo de extração de dados utilizado.

2.1.1.1 Frequência Cardíaca

Para o cálculo da FC a partir do sinal de PPG, o método mais direto é a detecção de picos. Existem diversos algoritmos que podem realizar este trabalho, sendo o mais simples a definição de um limiar a partir do qual o pico é considerado (OLIVEIRA, 2015). Em uma abordagem um pouco mais robusta, é possível obter a derivada do sinal para identificar as subidas sistólicas (MATSUURA; KUWABARA; OGASAWARA, 2022). Outras estratégias para a

redução de erros empregam recursos variados, como: filtragem; algoritmos adaptativos, que se adaptam às mudanças observadas no sinal; métodos de janelamento, que consistem em separar o sinal e avaliá-lo em diversas janelas, o que permite lidar com variações de ruído além do próprio valor da frequência; além de um pré- e pós-processamento eficientes. Também podem ser aplicadas técnicas de correlação, que comparam o sinal original com versões deslocadas no eixo do tempo e obtém o deslocamento de tempo em que a correlação é maximizada (BISWAS et al., 2019; CHARLTON et al., 2022).

Passando ao domínio da frequência, a forma mais direta de se obter a FC é por meio do uso da Transformada Rápida de Fourier, em inglês *Fast Fourier Transform* (FFT). A FFT permite a decomposição de sinais em senoides cujas frequências são as componentes espectrais do sinal. A frequência da componente senoidal de maior amplitude normalmente corresponde ao valor da frequência cardíaca em Hertz, que então é convertido para a unidade de BPM. Ferramentas semelhantes são as transformadas de wavelet, que baseiam-se em decompor sinais em versões deslocadas e em diferentes escalas de uma *wavelet*.

Wavelets são oscilações de decaimento rápido, em forma de onda, e permitem representar o sinal em diferentes componentes não só de frequência, mas também escala, o que é útil para sinais com regiões transientes, como no de PPG. Similarmente, a análise dos componentes resultantes permite a identificação da frequência cardíaca em um sinal fotopleletismográfico. As transformadas wavelet podem ser contínuas ou discretas, como também é o caso de transformadas de fourier. Um exemplo de transformada wavelet discreta aplicada com sucesso para medida da FC a partir do sinal de PPG é a Transformada Wavelet Estacionária, em inglês *Stationary Wavelet Transform* (SWT), desenvolvida por (VADREVU; MANIKANDAN, 2019), que apresentou uma acurácia geral de 99,55%.

Por fim, ainda é possível utilizar técnicas de aprendizado de máquina como Redes Neurais para realizar a predição da FC, como (REISS et al., 2019), que desenvolveram uma rede neural convolucional para extrair a FC a partir do espectro tempo-frequência de sinais de PPG. Os autores utilizaram dois conjuntos de dados diferentes, apresentando resultados superiores a métodos clássicos aplicados aos mesmos dados.

2.1.1.2 Saturação de Oxigênio

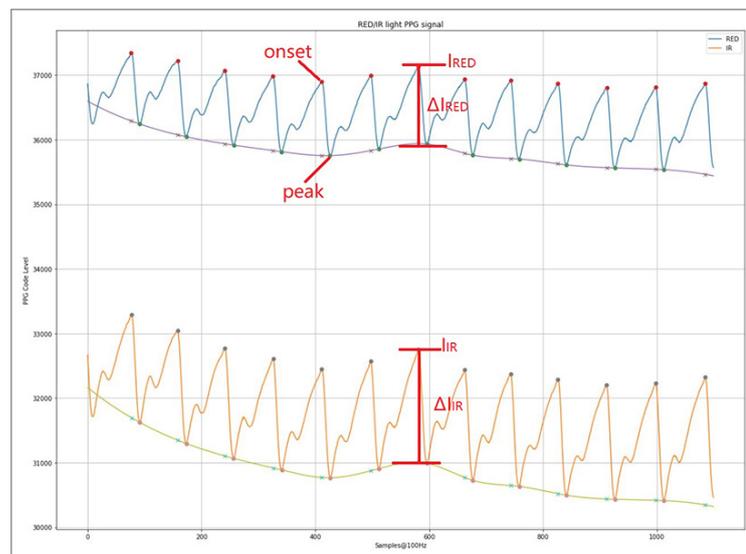
Para obter o valor da SpO₂ a partir do sinal de PPG,   realizado um cálculo baseado nos sinais gerados por dois comprimentos de onda distintos, normalmente o vermelho e infra-

vermelho, como ilustrado na Figura 2. Isto porque a diferença de absorbância (ΔA) da luz transmitida pelo sangue na fase sistólica e diastólica pode ser calculada como a razão entre os valores AC e DC do sinal de PPG de cada comprimento de onda (CHARLTON et al., 2022). A razão de intensidade de luz (*light ratio*) é a razão entre as diferenças de absorbância no vermelho e no infravermelho, e a partir deste valor a saturação de oxigênio pode ser obtida diretamente por:

$$R = \frac{\Delta A_{\text{vermelho}}}{\Delta A_{\text{infravermelho}}} = \frac{\frac{AC_{\text{vermelho}}}{DC_{\text{vermelho}}}}{\frac{AC_{\text{infravermelho}}}{DC_{\text{infravermelho}}}} = \frac{Eo_{\text{vermelho}} \cdot S + Er_{\text{vermelho}} \cdot (1 - S)}{Eo_{\text{vermelho}} \cdot S + Er_{\text{infravermelho}} \cdot (1 - S)}, \quad (2.1)$$

onde S representa o valor da SpO_2 , e Eo e Er são constantes e representam os coeficientes de extinção (constantes associadas à absorção da luz nos comprimentos de onda especificados), respectivamente da oxihemoglobina e da desoxihemoglobina (TAMURA, 2019).

Figura 2 – Sinais de PPG gerados a partir de LEDs no vermelho e infravermelho para cálculo da saturação de oxigênio sanguínea.



Fonte: YU (2023)

A escolha dos comprimentos de onda no vermelho e no infravermelho deve-se ao fato de que a hemoglobina presente no sangue absorve melhor a luz infravermelha quando está oxigenada, e a luz vermelha quando desoxigenada. Isto proporciona uma maior diferença entre a absorbância dos sinais, o que facilita o cálculo da razão de intensidade de luz. Além disso, esses comprimentos de onda têm uma melhor penetração nos tecidos biológicos.

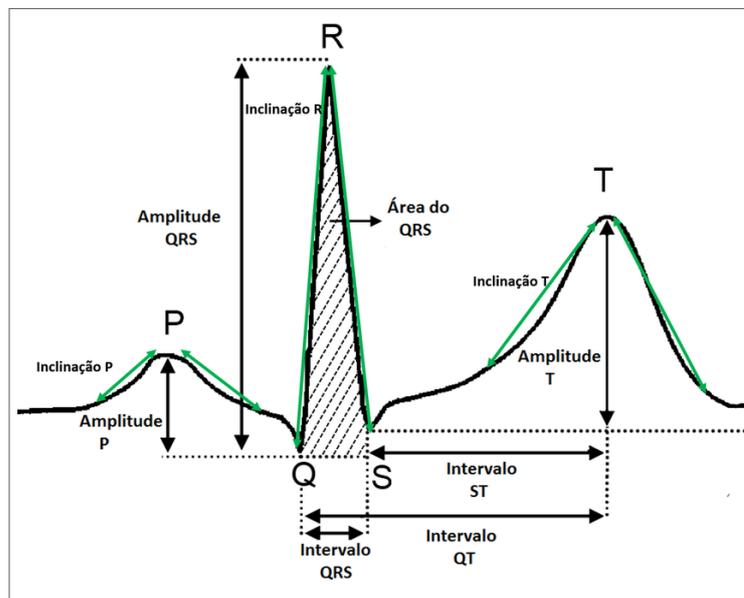
Embora a literatura explorando a extração da saturação de oxigênio a partir do sinal de PPG não seja tão extensa como para a frequência cardíaca, tendo em vista também que a incorporação dessa medida aos dispositivos de mercado é recente, estudos têm explorado

diversas técnicas dentre as mencionadas na seção 2.1.1.1, como transformadas de wavelet (CAMPBELL et al., 2018) e aprendizado de máquina (KOTESKA et al., 2022).

2.1.2 Eletrocardiograma

O sinal de eletrocardiograma é um dos sinais biológicos mais conhecidos, utilizado para medir a atividade elétrica dos músculos cardíacos. É composto por uma sequência repetitiva de três elementos: a onda P, que representa a despolarização atrial que antecede a sístole atrial; as ondas Q, R e S, também chamadas de complexo QRS, que representam a despolarização ventricular anterior à sístole ventricular, e a onda T, que representa a repolarização ventricular que antecede a diástole (TEODORO et al., 2015). A Figura 3 exibe o sinal de ECG, destacando os diversos intervalos entre ondas e inclinações, informações também relevantes para a identificação de patologias cardiovasculares.

Figura 3 – Morfologia e características do sinal de ECG.



Fonte: TEODORO et al. (2015)

Por meio do sinal de ECG, é possível identificar a frequência cardíaca em BPM, de maneira similar ao que ocorre no sinal de PPG. O princípio básico para a extração da FC a partir deste sinal é a detecção de picos, em particular os das ondas R, que por apresentarem maior amplitude em relação às outras ondas são de mais simples identificação. A forma mais direta de realizar a identificação desses picos é a partir da definição de um limiar. Caso uma porção do sinal esteja acima desse valor, esta coordenada fica registrada como um pico de onda R.

Contudo, técnicas simples como são muitas vezes insuficientes para obter uma boa acurácia na medida da FC, especialmente em dispositivos vestíveis, em que o sistema de aquisição do sinal é limitado. Normalmente, wearables utilizam apenas dois eletrodos para capturar o sinal de ECG, diferentemente do ambiente hospitalar, em que são empregados seis eletrodos precordiais, três nos membros do paciente, e mais um de referência na perna direita. Ademais, as medições de ECG realizadas por *wearables* são significativamente sensíveis ao ruído gerado por movimento, associado a alterações no contato dos eletrodos com a pele, além de possíveis interferências causadas pelo sinal de Eletromiografia (EMG), que é gerado pela atividade muscular esquelética (MATSUURA; KUWABARA; OGASAWARA, 2022). Estes artefatos podem corromper a forma de onda do ECG, introduzindo flutuações na amplitude do sinal, o que por consequência limita o uso da técnica baseada em limiares.

Nesse contexto, podem ser também aplicadas as diversas técnicas que são utilizadas para extrair a FC a partir do sinal de PPG, descritas na seção 2.1.1.1. No trabalho de (MATSUURA; KUWABARA; OGASAWARA, 2022), por exemplo, empregou-se uma metodologia que se baseia na derivada temporal invertida do sinal para definir os limiares do sinal adaptativamente (MATSUURA; KUWABARA; OGASAWARA, 2022). Esse algoritmo demonstrou correlação significativa com um dispositivo de referência.

Além da extração da FC, é possível empregar algoritmos para obter diagnósticos diretos de arritmias cardíacas, como a fibrilação atrial ou doença arterial coronariana (NERI et al., 2023). (JEON et al., 2020), por exemplo, utilizaram o dispositivo Samsung S-Patch 2 na aquisição de sinais de ECG, e um modelo de redes neurais recorrentes com o objetivo de identificar e classificar batimentos anormais. Esse algoritmo de inteligência artificial atingiu acurácia de 99,80%, e assim como outros exemplos com alto desempenho, amplamente presentes na literatura, pode ser utilizado como ferramenta de apoio ao diagnóstico de doenças cardiovasculares.

2.2 DESIGN DE DIPOSITIVOS VESTÍVEIS

Para orientar a escolha de componentes eletrônicos para a montagem do hardware do protótipo, foi necessário realizar uma revisão de literatura para estudar trabalhos de desenvolvimento de dispositivos vestíveis. Foram observados com cuidado as escolhas realizadas para sinais adquiridos, montagem de hardware, transferência de dados, processamento e visualização dos sinais.

O trabalho de mestrado realizado por (REINERI, 2022) consistiu na atualização de um

dispositivo previamente desenvolvido para medição de ECG e SpO₂, incorporando novas funcionalidades: temperatura corporal e identificação de movimento. O protótipo final, um relógio inteligente, foi modularizado em quatro placas de circuito impresso conectadas por meio de cabos do tipo *flat*. A escolha de componentes ficou limitada não somente aos requisitos do projeto, mas às questões logísticas de disponibilidade no mercado e prazo de entrega.

Diversos componentes foram incorporados ao dispositivo final. O microcontrolador utilizado foi o CC2640R2F (Texas Instruments), responsável pela leitura dos sinais, controle de outros componentes do sistema e vantajoso devido ao suporte de BLE, protocolo que permite uma conexão Bluetooth com reduzido consumo de energia. O sistema de aquisição de dados MAX86161 (Analog Devices) foi utilizado para aquisição do sinal de PPG, contendo três drivers para LEDs e um fotodiodo com canal de leitura óptica. Para a leitura da temperatura corporal, foi utilizado o CI MAX30205 (Analog Devices).

O projeto também utilizou o acelerômetro Memsic MXC6655XA, um dispositivo que mede inclinações de objetos ao detectar a direção da gravidade da Terra. Com três eixos, gera variação de tensão em cada eixo, indicando a posição do objeto. Em dispositivos vestíveis, acelerômetros podem ter aplicações como contagem de passos, identificação de movimento e redução de artefatos de movimento na aquisição de sinais biomédicos por meio de técnicas de filtragem adaptativa e processamento de sinais.

Ademais, foram inclusos componentes de uso comum, como amplificadores operacionais, transistores do tipo MOSFET e TBJ, um módulo JTAG para conectar o microcontrolador ao computador e permitir sua programação, além do módulo de fornecimento de energia do dispositivo, contendo bateria, circuito de carregamento e circuito de proteção. Diversos testes foram realizados para testar o sensor de temperatura e acelerômetro incorporados ao dispositivo previamente existente, garantindo que as funcionalidades pré-existentes não foram afetadas. Os sinais de ECG e PPG são transmitidos via BLE e apresentados na tela de um aplicativo (Figura 4), assim como o valor da frequência cardíaca, pressão sistólica e pressão diastólica.

Em outra abordagem, (FERREIRA; GEHIN; MASSOT, 2020) desenvolveram um protótipo de dispositivo vestível para pulso com o objetivo de avaliar a eficiência de um sensor de fluxo óptico na redução de ruído de movimento no sinal de PPG. Nesse tipo de sensor, uma fonte de luz não coerente passa por uma lente colimadora e ilumina a superfície a qual se quer medir o movimento relativo ao sistema óptico. A luz refletida pela superfície atinge um fotodiodo, que transmite o sinal a um processador de sinais embarcado para determinar a amplitude e direção do movimento. Nesse estudo, foi utilizado o sensor PMW3360DM (PixArt).

Figura 4 – Tela de aplicativo usado para visualização de dados gerados por um dispositivo vestível baseado em ECG e PPG.

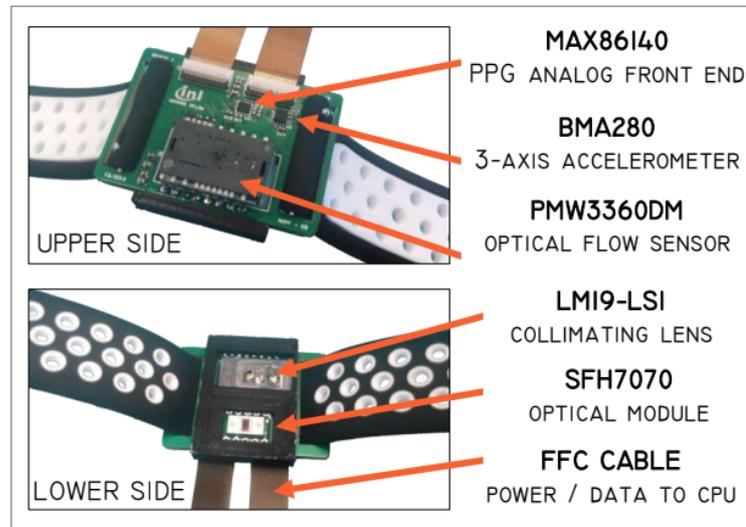


Fonte: REINERI (2022)

Para a aquisição do sinal de PPG, foi utilizado o módulo SFH7070 (Osram Biofy), que contém dois LEDs verdes (526 nm) e um fotodiodo. O sinal gerado é então direcionado ao MAX86140, um front-end analógico (*Analog Front-End -AFE*), que consiste em um conjunto de circuitos de condicionamento de sinal analógico. A montagem deste protótipo está ilustrada na Figura 5. Todos os sinais adquiridos são transmitidos para a placa de desenvolvimento MAX32630FTHR via comunicação do tipo *Serial Peripheral Interface* (SPI). Foi realizado o pré-processamento dos sinais e em seguida uma filtragem adaptativa por meio de algoritmo de Mínimos Quadrados Recursivo implementado no software MATLAB. Resultados preliminares mostram uma boa concordância entre o sinal de PPG filtrado e um sinal de ECG tomado como referência, com coeficiente de correlação de Pearson de r^2 0.98.

(GANTI et al., 2020) também se valeram da praticidade de circuitos integrados miniaturizados para o desenvolvimento de protótipos de vestíveis. O dispositivo desenvolvido realiza a aquisição de três sinais bioelétricos: ECG, PPG medido no esterno e no pulso, seismocardiograma, que permite o registro das batidas cardíacas por meio das vibrações que induzem no corpo. O *Pulse Transit Time* (PTT) é computado a partir destes três sinais, e então é utilizado para a extração da pressão arterial. A versão 2.0 do SeismoWatch consiste em um *wearable* similar a um relógio inteligente contendo três PCIs. Dentre os CIs utilizados, destacam-se

Figura 5 – Esquema de montagem de hardware de um dispositivo vestível para captura de sinais de movimento e PPG.



Fonte: FERREIRA; GEHIN; MASSOT (2020)

o MAX86141 (Analog Devices) e o SFH7072 (Osram Biofy), respectivamente similares aos MAX86140 e SFH7070 utilizados por (FERREIRA; GEHIN; MASSOT, 2020). Foram utilizados para leitura do sinal de PPG no pulso três AFEs MAX86141, que possui uma entrada para fotodiodo a mais do que o MAX86140, e três módulos SFH7072. Este CI incorpora um fotodiodo a mais em relação ao SFH7070, além de um LED vermelho e um infravermelho, que servem neste estudo o propósito de monitorar artérias mais profundas para a medida do PTT. O sinal de PPG do esterno utilizou três SFH7060, que possui uma maior área de superfície dos fotodiodos e três AFEs MAX86140.

Para a medida de ECG, foram utilizados dois eletrodos e a AFE ADS1291 (Texas Instruments). Também foram inclusos o microcontrolador ATSAM4LS8B (Microchip Technology), um acelerômetro, um giroscópio (detecção da direção em que o dispositivo está rotacionado), um sensor de ambiente (detecção da temperatura e umidade do ambiente), cartão SD para armazenamento das informações posteriormente transmitidas via cabo USB e circuitos de carregamento. Para avaliar a acurácia desse dispositivo, 21 voluntários saudáveis realizaram um protocolo de 24 horas em que realizaram medições de PA a cada 1h utilizando o vestível e um equipamento de referência. O processamento dos sinais foi realizado utilizando o software MATLAB, e após calibração o dispositivo obteve uma raiz do erro médio quadrático de 2,72 mmHg, que sugere que as medições não invasivas de PTT têm correlação com a pressão arterial.

2.3 BLUETOOTH LOW ENERGY

Em qualquer dispositivo de aquisição de sinais, é necessário incluir recursos para armazenar os dados adquiridos e disponibilizá-los para análise. Dispositivos como os desenvolvidos por (GANTI et al., 2020), que armazena dados em um cartão de memória SD, e o de (FERREIRA; GEHIN; MASSOT, 2020), que os transmite diretamente a um computador por meio de um cabo *flat* FFC, apresentam uma desvantagem em relação àqueles como o de (REINERI, 2022), que transmite os dados por meio do protocolo BLE.

Nos dois primeiros estudos, as informações geradas necessitam de uma conexão física a um computador para serem então processadas e exibidas, o que dificulta a sua transmissão. Contudo, ao transmitir dados por BLE, como no feito no terceiro trabalho, o vestível pode estabelecer comunicação com qualquer outro dispositivo mesmo a distância, o que facilita o monitoramento contínuo dos sinais vitais. Em relação às demais tecnologias de transmissão de dados sem fio, o Bluetooth Low Energy destaca-se devido ao baixo consumo de energia, ideal para aplicações miniaturizadas.

A tecnologia de BLE é composta por uma pilha de três camadas: o *Controller*, que está associado ao hardware responsável pelos aspectos físicos da comunicação Bluetooth; o *Host*, que inclui a lógica responsável pelas operações como descoberta de dispositivos, conexão e troca de dados; e por fim o *App*, que representa a interface direta com o usuário. Ainda, as camadas de Host e Controller possuem internamente protocolos responsáveis por gerenciar toda a comunicação BLE (TOSI et al., 2017).

Dentre estes, destacam-se o *Attribute Protocol* (ATT) e o *Generic Attribute Profile* (GATT), da camada de Host. O protocolo ATT define os papéis da arquitetura cliente-servidor, na qual o servidor envia dados para os clientes, que tem como papel solicitar esses dados. O ATT é encapsulado no GATT, que utiliza a definição dos papéis de cliente e servidor do ATT para gerenciar as conexões com outros dispositivos. Organiza as informações em contêineres intitulados serviços, que agrupam atributos denominados características, que contêm um tipo específico de dado a ser comunicado. Os serviços, características e mesmo o próprio dispositivo possuem um identificador *Universally Unique Identifier* (UUID). Além disso, as características também têm propriedades que definem as operações que o cliente pode realizar. Uma característica pode ser por exemplo "*readable*", o que significa que o cliente pode apenas ler o seu valor, ou "*writable*", que permite alterá-lo (TOSI et al., 2017).

Quando a conexão BLE é estabelecida, as informações são enviadas seguindo uma sequên-

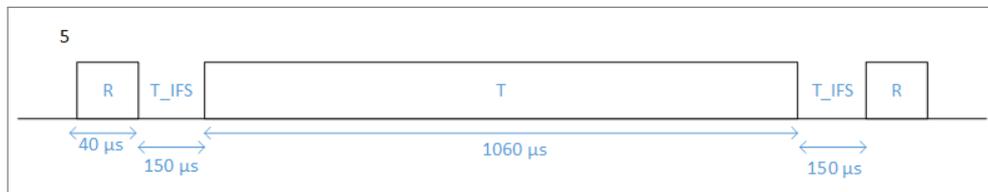
cia que se inicia pelo pacote T, que contém os dados enviados pelo dispositivo cliente. Esse pacote é dividido em porções com informações diferentes, como a *payload*, que corresponde aos dados úteis que se deseja transmitir. Em seguida, o dispositivo servidor envia um pacote R, que indica se a transmissão do pacote T foi bem sucedida. Entre o envio de cada pacote, é configurado um intervalo de tempo chamado *inter frame space* ou T_IFS (REN, 2017).

Desse modo, um período completo de envio corresponde ao tempo dos pacotes T e R somados a dois intervalos T_IFS. No contexto do BLE 5.0, a versão mais atual do Bluetooth Low Energy, este somatório é de 1400 μ s ou 1,4 ms, como mostra a Figura 6. Este intervalo está relacionado ao *throughput* da transmissão, ou seja: a quantidade de dados úteis que podem ser transmitidos com sucesso pela conexão em um período. O throughput pode ser calculado como

$$throughput = \frac{\text{tamanho da payload}}{\text{período completo de envio}}. \quad (2.2)$$

Tendo em vista que na versão 5.0 a payload possui 251 bytes, o seu throughput corresponde a 1,4 Mbs (REN, 2017).

Figura 6 – Estrutura do envio de informações por BLE 5.0.

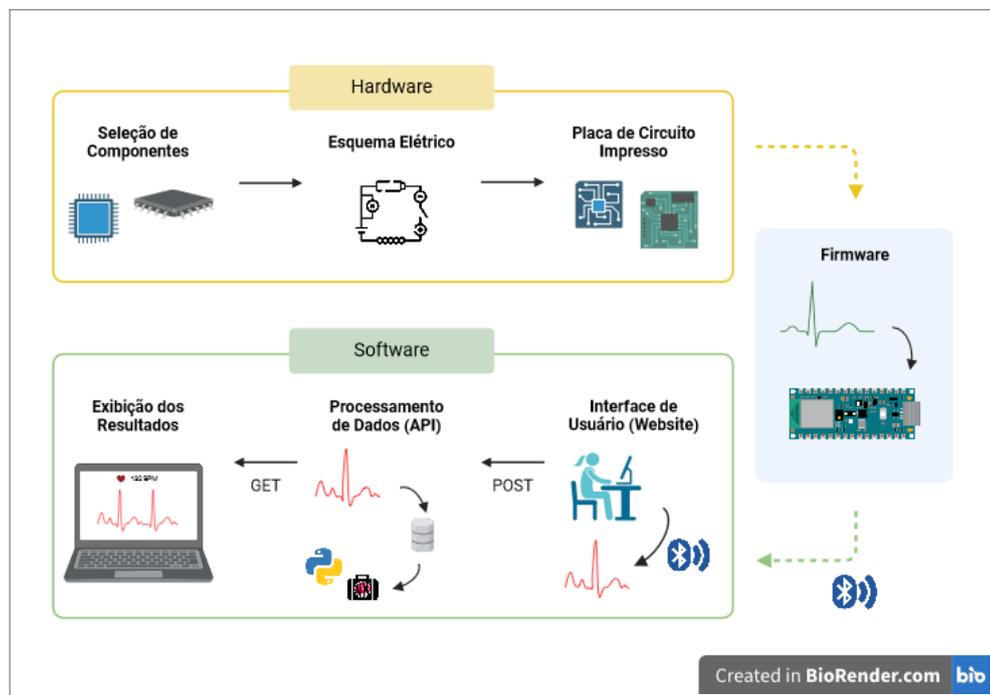


Fonte: REN (2017)

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento deste projeto foi dividido em 4 (quatro) etapas: projeto do hardware, em que são apresentados os componentes eletrônicos comerciais selecionados, além da confecção de eletrodos de ECG; elaboração do esquema elétrico e PCI; elaboração de um firmware para leitura e transmissão BLE de sinais de ECG artificiais; e o desenvolvimento de um website, sendo apresentados o frontend e backend (processamento do sinal e API). Um resumo da metodologia descrita está apresentado na Figura 7.

Figura 7 – Representação gráfica da metodologia do projeto.



Fonte: autora, criado com BioRender.

3.1 HARDWARE

Os componentes eletrônicos utilizados no desenvolvimento do protótipo foram escolhidos com base na praticidade, qualidade, custo e disponibilidade de aquisição. Contudo, é importante ressaltar que, por se tratarem de chips e módulos miniaturizados e de alta qualidade, a maioria necessitou de importação, o que gera limitações associadas a prazos de entrega e impostos. Ademais, alguns possuem um encapsulamento complexo, como o MAX86141, o que dificulta o roteamento das trilhas quando no design de uma placa de PCI, além de tornar a

soldagem mais complexa.

A versão inicial do protótipo conta com a funcionalidade de medição de ECG, tendo sido desenvolvida e fabricada uma PCI para o módulo responsável pela aquisição deste sinal (apresentado na Seção 3.1.1). Contudo, o esquema elétrico conta com todo o hardware selecionado para a aquisição dos dois sinais fisiológicos: PPG e ECG. Portanto, futuramente, o projeto irá contar com o desenvolvimento de uma placa exclusiva para medição fotopleletismográfica.

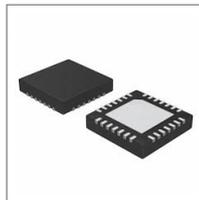
Nesta seção, é apresentado o hardware desenvolvido neste trabalho, incluindo a descrição e modo de funcionamento. Além disso, é justificada a inclusão de cada componente selecionado, e esclarecidas as interconexões com as demais partes do circuito. Por fim, é apresentada a metodologia para construção do esquema elétrico, bem como do design da placa de circuito do módulo de ECG.

3.1.1 Módulo de ECG

3.1.1.1 MAX30003

O MAX30003 (Analog Devices) é uma solução completa para aquisição e condicionamento de sinal de ECG de dois eletrodos, tratando-se de um AFE idealizado para o desenvolvimento de dispositivos vestíveis com aplicações em saúde. Além de um consumo ultra low power, esse circuito integrado com encapsulamento TQFN de 28 pinos (Figura 8) tem alta impedância de entrada, ganho programável e opções selecionáveis de filtro passa-baixa e passa-alta. É ideal para projetos que requerem miniaturização e simplificação, pois reúne todo necessário para garantia de uma aquisição e condicionamento eficientes.

Figura 8 – Encapsulamento do CI MAX30003.



Fonte: Analog Devices (2021)

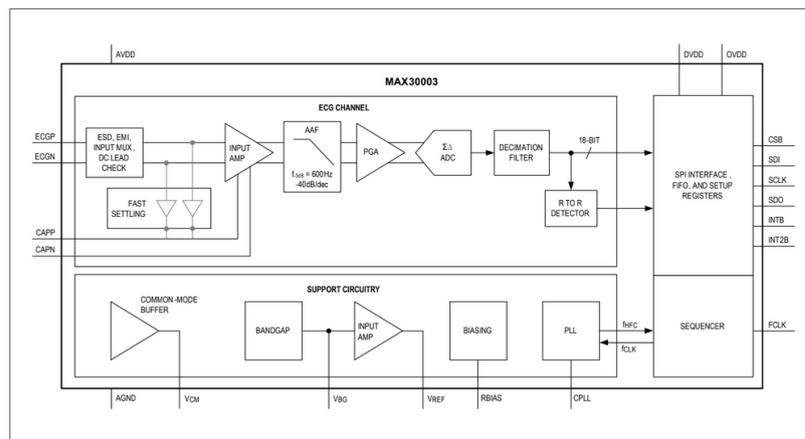
A Figura 9 apresenta o diagrama funcional do circuito interno do MAX30003, em que pode ser observada a sua pinagem, e melhor compreendido o seu funcionamento. O circuito principal inicia-se com as entradas para os eletrodos de ECG, ECGP (positiva) e ECGN (ne-

gativa), que são interligadas ao módulo responsável por garantir proteção contra interferência eletromagnética e descarga eletrostática, além de detectar se os eletrodos estão devidamente em contato com a pele (*DC leads-off detection*).

Em seguida, o sinal passa por um amplificador de entrada, com rejeição de nível DC cuja frequência de corte pode ser configurada de acordo com os valores de um capacitor externo de $0,01 \mu\text{F}$ para 5 Hz; $1 \mu\text{F}$ para 0,5 Hz; ou $10 \mu\text{F}$ para 0,05 Hz. A etapa seguinte é um filtro passa-baixa, com frequência de corte de 600 Hz, e um amplificador de ganho programável (PGA) entre 20, 40, 80 e 160. A seleção deste ganho, bem como de alguns outros parâmetros reguláveis do circuito de condicionamento do sinal de ECG deste chip, é realizada por meio do registrador de leitura/escrita "CNFG_ECG".

Este mesmo registrador configura a taxa de amostragem do conversor analógico-digital de alta resolução do tipo sigma-delta, a etapa de processamento do sinal seguinte ao amplificador. Este conversor possui resolução de 18 bits e taxa de amostragem programável dentre 125, 250 ou 512 amostras por segundo. Em seguida, o sinal passa por um processo de decimação que subamostra o sinal e utiliza um filtro passa baixa do tipo FIR, que também é regulável por meio do CNFG_ECG, com frequência de corte dentre 40Hz, 100Hz, e 150Hz. Por fim, além de transmitido diretamente para uma interface SPI de alta velocidade, o sinal de ECG também é direcionado para um detector de intervalo R-R, que possibilita o cálculo da frequência cardíaca.

Figura 9 – Diagrama funcional do CI MAX30003.



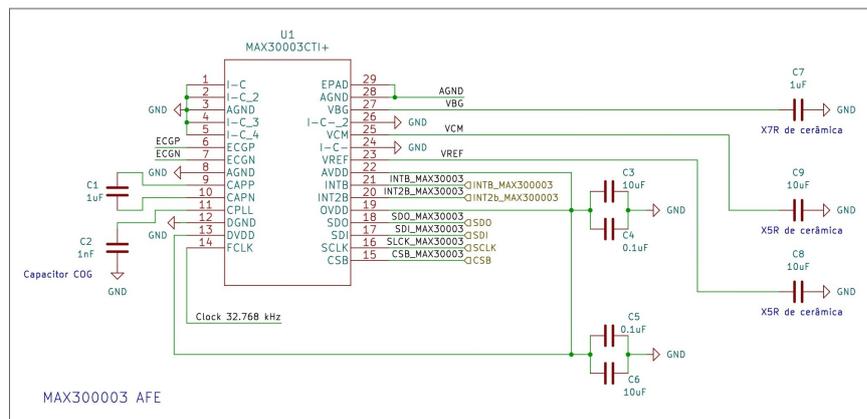
Fonte: Analog Devices (2021)

Para a definição da configuração do MAX30003 no esquema elétrico do protótipo, foi estudado o datasheet do fabricante, que fornece instruções sobre a configuração correta de cada pino, além de um circuito de aplicação típica. A frequência de corte do filtro passa-alta do amplificador de entrada foi definida como 0,5 Hz por meio do uso de uma capacitância de

1 μF entre as entradas CAPN e CAPP. Ademais, destacam-se as conexões com a placa do microcontrolador para a transmissão de dados via interface SPI, além das conexões com os eletrodos de ECG nos pinos ECGP e ECGN. Os registradores de leitura/escrita são configurados por meio do firmware carregado no Arduino.

O pino FCLK requer um clock de 31.968,78 Hz, 32.000 Hz ou 32.768 Hz para a definição da frequência do clock principal, que configura a resolução temporal do circuito. Para este projeto foi escolhido o valor de 32.768 Hz, gerado por um oscilador de cristal ativo descrito na Seção 3.1.1.3, promovendo assim uma resolução de 15,26 μs . Os demais pinos seguiram as configurações recomendadas pelo datasheet do fabricante (Analog Devices, 2021), e o esquemático pode ser observado na Figura 10.

Figura 10 – Esquemático referente ao CI MAX30003.



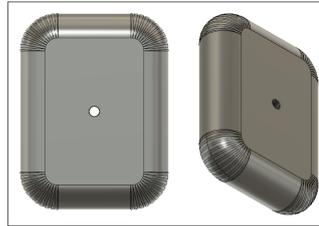
Fonte: autora.

3.1.1.2 Eletrodos de ECG

Eletrodos de ECG em aplicações de dispositivos vestíveis devem ser miniaturizados e, devido à falta de disponibilidade de eletrodos adequados no mercado, foi necessário desenvolver os eletrodos deste projeto. Utilizando o software KiCad 7.0, foi desenvolvida uma footprint para um eletrodo de ECG, composta por uma área metálica retangular na placa. Uma vez fabricada a placa de circuito impresso, esta área foi pintada com uma tinta eletrocondutiva de carbono, com o objetivo de proporcionar o contato com a pele do usuário e aquisição do sinal. Foi realizado um teste para verificar o funcionamento destes eletrodos, em que um sinal de ECG artificial, disponibilizado no gerador de sinais Agilent 33500B Series, foi posicionado em contato com estes. Para a geração de um modelo 3D deste eletrodo, a footprint foi exportada do KiCad

e importada para o software Fusion 360 (Figura 11).

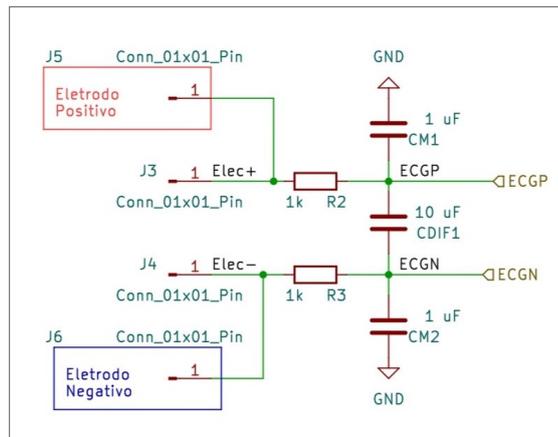
Figura 11 – Modelo 3D do eletrodo de ECG.



Fonte: autora.

No esquemático apresentado na Figura 12, os eletrodos desenvolvidos estão representados como J5 e J6. Os conectores macho J3 e J4 foram inclusos com o objetivo de ligá-los a eletrodos adesivos de ECG comumente utilizados em ambiente hospitalar, a fim de realizar a comparação entre um eletrodo comercial e o projetado.

Figura 12 – Esquemático referente ao sistema de aquisição do sinal de ECG, incluindo eletrodos e filtro de entrada diferencial.



Fonte: autora.

Ambos são conduzidos a um filtro de entrada diferencial externo, para filtragem externa de interferência eletromagnética, e que gera por fim as entradas ECGP e ECGN do MAX30003. O uso deste filtro baseou-se no datasheet do fabricante do MAX30003, no qual é fornecido o exemplo de um diagrama de aplicação referente a um sistema de aquisição com dois eletrodos, exibido na Figura 13. Para o projeto dos valores de capacitância e resistência, cálculos teóricos foram realizados com base nas equações fornecidas em (KAY; GREEN, 2019):

$$C_{DIF} \geq 10 \cdot C_{CM1} \quad (3.1)$$

$$R_{IN1} = R_{IN2} \quad (3.2)$$

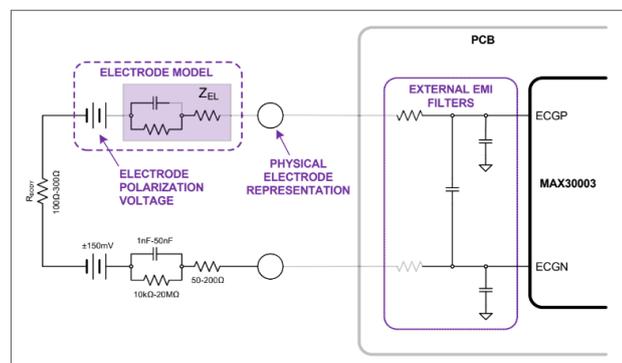
$$C_{CM1} = C_{CM2} \quad (3.3)$$

$$f_{CM} = \frac{1}{2\pi R_{IN1} C_{CM1}} \quad (3.4)$$

$$f_{DIF} = \frac{1}{2\pi(2R_{IN1}) \left(C_{DIF} + \frac{1}{2C_{CM1}} \right)}. \quad (3.5)$$

Por fim, o filtro foi montado em uma protoboard, recebendo uma entrada senoidal cuja frequência foi manualmente variada enquanto a saída do filtro foi lida.

Figura 13 – Diagrama de aplicação de um sistema de aquisição de ECG de dois eletrodos, utilizando um filtro de entrada diferencial para amplificador de instrumentação.



Fonte: Analog Devices (2021)

3.1.1.3 OV-7604-C7

O OV-7604-C7 (Figura 14) é um oscilador SMD de baixa frequência, que incorpora um CI de CMOS com um cristal. Tratando-se de um oscilador ativo, que requer alimentação de 3,3 V em uma de suas entradas, é capaz de fornecer uma onda com frequência muito mais precisa que um cristal passivo. O componente consome baixa potência, e seu tamanho e peso reduzidos o tornam ideal para aplicações em dispositivos vestíveis.

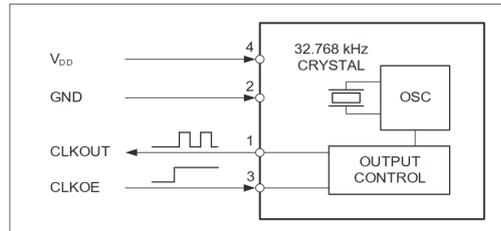
Figura 14 – Encapsulamento do CI OV-7604-C7.



Fonte: Micro Crystal (2021)

A Figura 15 exibe o diagrama funcional deste CI, que possui quatro pinos: V_{DD} , que recebe a alimentação de 3,3V, o terra GND, CLKOE, que habilita o chip para começar a transmitir o clock de 32,678 kHz, que é o output do pino CLKOUT.

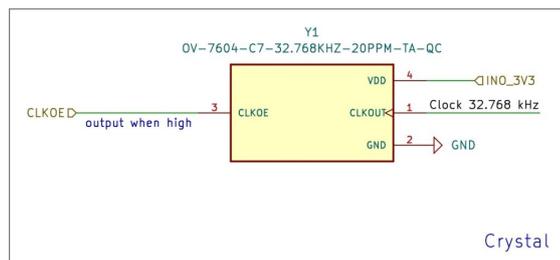
Figura 15 – Diagrama funcional do CI OV-7604-C7.



Fonte: Micro Crystal (2021)

Conforme pode ser visualizado na Figura 16, esse oscilador foi utilizado para alimentar o pino de entrada FCLK do MAX30003.

Figura 16 – Esquemático do CI do oscilador ativo OV-7604-C7.



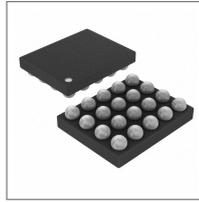
Fonte: autora.

3.1.2 Módulo de PPG

3.1.2.1 MAX86141

Para o condicionamento do sinal de PPG, foi utilizado o componente MAX86141 (Analog Devices), exposto na Figura 17. Este circuito integrado é um sistema de aquisição de dados completo, com três drivers para LED, que podem suportar até seis LEDs utilizando um multiplexador externo 3x2x1, além de dois canais para leitura de sinais ópticos que operam simultaneamente. Trata-se de um AFE robusto e *ultra-low power*, com condicionamento de sinais que proporciona baixo nível de ruído e cancelamento de luz ambiente. Pode ser empregado em diversos sistemas de sensoriamento óptico, como oximetria de pulso e medição de frequência cardíaca.

Figura 17 – Encapsulamento do CI MAX86141.



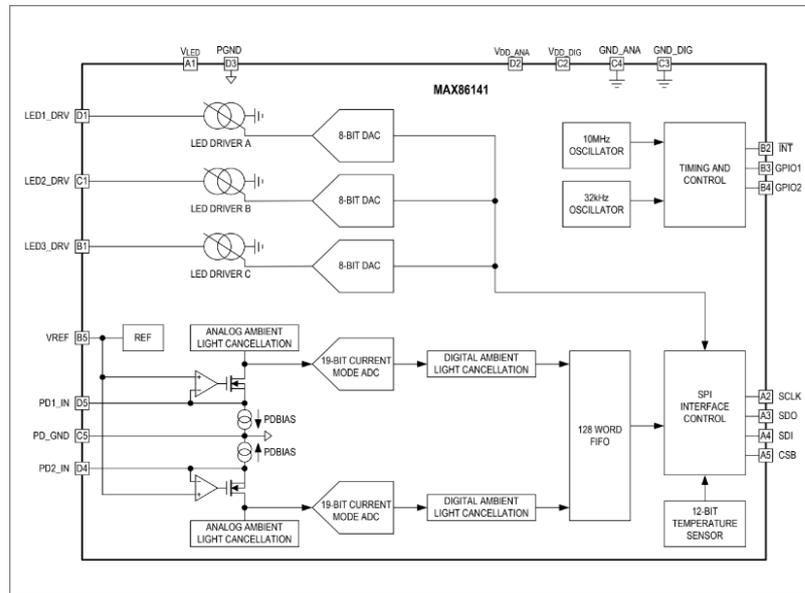
Fonte: Analog Devices (2023)

A Figura 18 apresenta o diagrama funcional do circuito interno do MAX86141, em que pode ser observada a sua pinagem, e melhor compreendido o seu funcionamento. O chip possui internamente três drivers para LEDs, que são entradas para os LEDs do SFH7072, descrito na Seção 3.1.2.2, e que passam cada um a um conversor analógico-digital de 8 bits antes de serem transmitidos ao microcontrolador via porta SPI. Além disso, dois pinos servem como entrada para o sinal proveniente dos fotodiodos do SFH7072, que passam por um sistema de cancelamento de luz ambiente analógico e outro digital, após conversão.

Antes de finalmente serem encaminhados à interface SPI, os sinais passam por um sistema *First In First Out* (FIFO), um método de processamento de dados em que a ordem de chegada é preservada. No MAX86141, o FIFO é utilizado não somente para enviar os sinais de ambos os fotodiodos e de um sensor de temperatura em fila, como também controla algumas das configurações disponíveis para o circuito integrado, dentre as quais: controle de sequência de registro dos LEDs, que podem ser até dois para cada driver por meio do uso de multiplexadores, bem como a largura do pulso dos LEDs e a taxa de amostragem de aquisição de sinal de PPG.

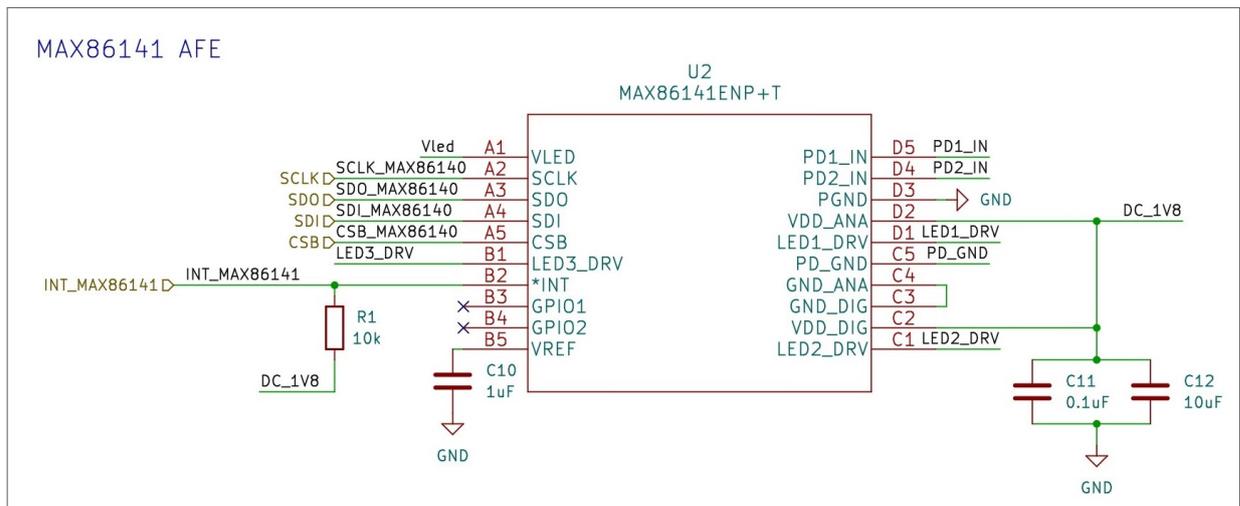
Para a definição da configuração do MAX86141 no esquema elétrico do circuito, foi estudado o datasheet do fabricante, que fornece instruções sobre a configuração correta de cada pino, além de um circuito de aplicação típica. Destacam-se as conexões com a placa de Arduino para transmissão de dados via interface SPI, além das conexões com LEDs e fotodiodos. Ademais, o CI opera numa voltagem de 1,8V, e portanto necessitou de conexões com o step-down LM3671, descrito na Seção 3.1.2.3. Os pinos de GPIO, são utilizados apenas caso se deseje utilizar um multiplexador para incorporar mais LEDs, o que não foi necessário para o presente projeto. Os demais pinos seguiram as configurações recomendadas pelo fabricante, e o esquemático pode ser observado na Figura 19.

Figura 18 – Diagrama funcional do CI MAX86141.



Fonte: Analog Devices (2023)

Figura 19 – Esquemático referente ao CI MAX86141.



Fonte: autora.

3.1.2.2 SFH7072

O módulo SFH7072 (Figura 20) consiste em um sensor de biomonitoramento da empresa Osram Biofy, uma empresa de semicondutores ópticos. Qualifica-se como um *Optical Front-End* (OFE), combinando os LEDs e fotodiodos apropriados para a captura de sinais de PPG em uma única solução *multichip*. Este sistema foi selecionado devido à sua praticidade e consistência, à otimização para geração de um sinal de PPG forte, além do tamanho de 7,5 mm x 3,9 mm x 0,9 mm, apropriado para a implementação em dispositivos miniaturizados.

Figura 20 – Encapsulamento do sensor de biomonitoramento SFH7072.

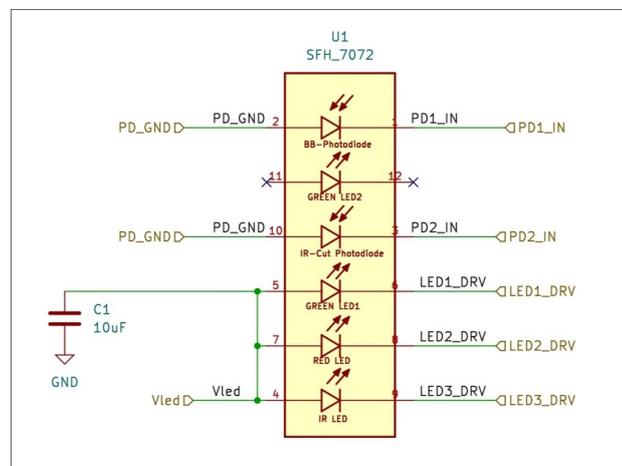


Fonte: OSRAM Biofy (2023)

O módulo possui quatro LEDs em comprimentos de onda diferentes: dois verdes (513-545 nm), um vermelho (635-666 nm), e um infravermelho (>800 nm), permitindo a medição da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio. Estes servem como emissores de luz do sistema de aquisição de PPG, enquanto dois fotodiodos servem para capturar e transmitir o sinal: um com detecção em uma ampla faixa, incluindo a luz visível e infravermelha (410-1100 nm), e outro *IR-cut*, isto é, capaz de filtrar a luz infravermelha (402-694 nm).

O esquemático do SFH7072 está apresentado na Figura 21. Dentre os quatro LEDs, foram selecionados apenas três para este projeto: um segundo LED verde não foi considerado necessário para a medida da FC, e adicionaria complexidade ao sistema ao impor a necessidade de utilizar multiplexadores na entrada do MAX86141. Os três LEDs são alimentados com 3,3V fornecidos pelo Arduino, e as suas saídas assim como as dos fotodiodos, servem como entradas para os pinos do MAX86141.

Figura 21 – Esquemático do circuito do SFH7072.



Fonte: autora.

3.1.2.3 LM3671

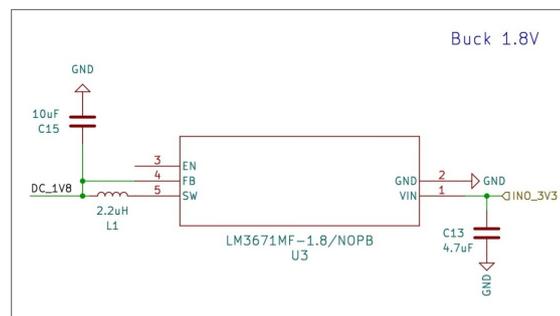
O LM3671 (Texas Instruments) é um CI (Figura 22) de conversor DC-DC step-down, ou seja, recebe como uma de suas entradas um valor de tensão que converte para outro menor de maneira controlada. Para este projeto, utilizou-se um LM3671 com tensão de saída fixada em 1,8V, necessária para a alimentação do MAX86141. A montagem do circuito do LM3671 (Figura 23) seguiu a orientação do datasheet do fabricante para chips com voltagem fixada.

Figura 22 – CI LM3671.



Fonte: Texas Instruments (2016)

Figura 23 – Esquemático do step-down LM3671.



Fonte: autora.

3.1.3 Módulo de alimentação

O módulo de alimentação é responsável pelo fornecimento de energia ao microcontrolador, que é então responsável por alimentar as demais partes do circuito. É composto por uma bateria de 1500 mAh e a placa de circuito de carregamento HT4928S, amplamente disponível no mercado.

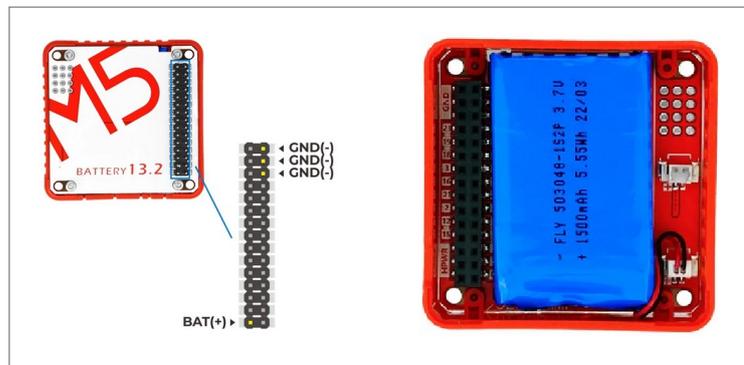
3.1.3.1 M120 M5Stack

O módulo de bateria 13.2, de código M120 da empresa M5Stack conta com uma bateria de 1500 mAh de polímero de lítio, com circuitos de proteção para prevenção de sobrecar-

ga/descarga, além de um módulo de expansão. É uma solução particularmente eficiente para dispositivos que requerem fontes de energia de longa duração, como é o caso de vestíveis.

A Figura 24 exibe as vistas frontal, em que pode observar-se a localização dos pinos de alimentação e terra no módulo de expansão, e a traseira, onde está a bateria de alta capacidade. A voltagem padrão é de 3,7V, enquanto a de carregamento completo é de 4,2V e mínima de descarga, de 3V. Um ponto negativo para o uso em dispositivos vestíveis é o seu tamanho, de 54,2 x 54,2 x 13,2 mm com a expansão. Por isso, a bateria principal foi descolada, e seus terminais diretamente conectados à placa HT4928S / SW8208S, descrita na seção 3.1.3.2.

Figura 24 – Visão frontal e traseira do módulo de bateria M120 M5Stack.



Fonte: M5Stack (2024)

3.1.3.2 HT4928S / SW8208S

O módulo HT4928S / SW8208S, exposto na Figura 25 é uma placa de circuito contendo um step-up de 5V para bateria, proteção contra sobrecarga e descarga, um chip de gerenciamento de carregamento e um módulo de indicação de status de carregamento. Possui duas entradas para conexão com os polos positivo e negativo da bateria, que pode ser recarregada por meio de uma entrada micro-USB. Ademais, uma entrada USB do tipo A é conectada diretamente ao Arduino via cabo USB, que então é capaz de fornecer a energia necessária para alimentar os demais circuitos do protótipo.

Figura 25 – Vista frontal e traseira do módulo de carregamento HT4928S.



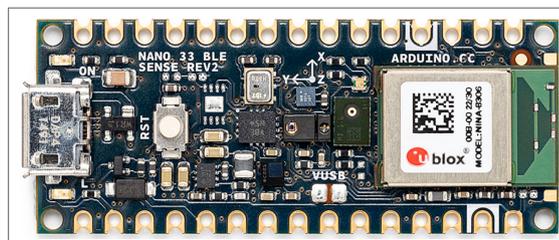
Fonte: SP MicroTech (2024)

3.1.4 Microcontrolador

3.1.4.1 *Arduino Nano 33 BLE Sense*

O dispositivo de controle empregado neste projeto foi o Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2 (Figura 26) combina o tamanho reduzido de 18 x 45 mm da série Nano com diversos sensores, possibilitando medições diretas de cor, proximidade, movimento, temperatura, umidade e áudio. O fato de os sensores já estarem inclusos na própria placa do controlador simplifica o processo de desenvolvimento e prototipação. Para dispositivos vestíveis, em particular, a detecção de movimento é fundamental para a otimização da acurácia, como observado no Capítulo 2, e sensores de umidade e temperatura são importantes para verificação do estado do aparelho.

Figura 26 – Placa do Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2.



Fonte: Arduino (2024a)

Ainda, este Arduino possibilita a incorporação de Inteligência Artificial usando o TensorFlow Lite e o ambiente MicroPython, versões respectivamente da biblioteca TensorFlow e da linguagem Python para microcontroladores. Os sensores podem ser combinados ao aprendizado

de máquina para construção de algoritmos inovadores em vestíveis. Além destas robustas vantagens, o módulo de BLE, já integrado na placa, permite a transmissão de dados por meio de comunicação sem fio com baixo consumo de energia. Dentre as suas principais características, estão:

- Processador 64 MHz Arm® Cortex®-M4F;
- Bluetooth® Low Energy;
- Interface SPI 32 MHz;
- Suporte para Micropython e TensorFlow Lite;
- BMI270: módulo contendo acelerômetro e giroscópio;
- BMM150: magnetômetro de três eixos;
- LPS22HB: módulo contendo barômetro e sensor de temperatura;
- HS3003: sensor de umidade e temperatura;
- APDS-9960: sensor de proximidade, gestos, luz ambiente e RGB.

No esquema elétrico do projeto, a placa de Arduino cumpre funções essenciais: pela interface SPI, realiza a aquisição dos sinais fisiológicos de ECG e PPG condicionados pelos AFEs e, além disso, recebe energia do módulo de alimentação e redistribui para as demais partes do circuito.

3.2 ESQUEMA ELÉTRICO

Para construir o esquema de circuito associado ao presente projeto, foi utilizado o software de código aberto KiCad 7.0, que permite a criação de arquivos de esquemáticos, bem como de PCBs que podem ser associadas a esses esquemas. Esta integração fornece recursos para a verificação da correspondência entre os componentes e conexões elétricas presentes em ambos os documentos.

Para uma melhor organização dos esquemas elétricos, o KiCad 7.0 permite o uso de diversos rótulos (*labels*). Os mais utilizados são os rótulos locais, utilizados para marcar pontos específicos no circuito, permitindo referenciar esses pontos dentro do mesmo documento. No

entanto, em projetos mais complexos, é aconselhável dividir partes do esquema elétrico em arquivos separados chamados folhas hierárquicas. Rótulos hierárquicos são empregados para conectar pontos entre folhas, possibilitando que uma folha hierárquica superior importe outra inferior. Isso é visualizado por meio de uma representação gráfica que inclui um retângulo com pinos associados aos rótulos hierárquicos da folha importada. Essa abordagem simplifica a compreensão e a gestão de projetos elétricos mais extensos, e por isso foi utilizada no presente trabalho.

Nesse sentido, a raiz do projeto, ou seja, a folha hierárquica de mais alto nível, consistiu numa representação do Arduino e de seus pinos. A segunda folha hierárquica, importada pelo documento raiz, contém os circuitos de condicionamento dos sinais fisiológicos: isto é, os AFEs MAX86141 e MAX30003, bem como os circuitos integrados que oferecem suporte ao seu funcionamento. Por fim, a terceira e última folha hierárquica, referenciada na segunda, contém o circuito referente à aquisição dos sinais, ou seja, o SFH7072 e os eletrodos de ECG.

3.3 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

Como previamente mencionado, o projeto para a primeira versão física do protótipo foi reduzido, contando apenas com a funcionalidade de medição de ECG. Para esta versão, foram excluídos do esquema elétrico os componentes eletrônicos apresentados na Seção 3.1.2. De posse da versão reduzida do esquema elétrico, foram importadas as footprints (layouts dos componentes) associadas a cada parte do circuito, e foi realizado o roteamento das trilhas, caminhos de cobre condutor (trilhas) que interligam os pontos do circuito. Esse é um passo crucial no design de PCIs, pois existem diversas regras que devem ser respeitadas para que não haja interferência entre os sinais elétricos do circuito.

No presente projeto, foram utilizadas as configurações padrão do KiCad para as restrições de tamanho relativas às trilhas, vias e demais elementos da PCI, também adequadas às especificações do fabricante JLCPCB (China). Foi utilizado o recurso de verificação de regras de design para garantir a correspondência do circuito elétrico da placa com o esquemático e corrigir erros de design.

3.4 FIRMWARE

No protótipo finalizado, será necessário realizar a leitura do sinal de ECG condicionado pelo MAX30003, e transmitir estes dados utilizando o recurso de BLE do microcontrolador. Contudo, devido à limitação de não ter sido possível concretizar a primeira versão completa do protótipo, foi necessário realizar uma simulação do processo de envio desses sinais utilizando o BLE do Arduino.

Para isso, foi usado um gerador de sinais arbitrários (Agilent 33500B Series), selecionando uma forma de onda de ECG artificial e interligando a ponteira do dispositivo a uma das entradas analógicas do Arduino Nano BLE Sense. O microcontrolador é, então, responsável por ler e converter esse sinal de analógico para digital e em seguida transmiti-lo por Bluetooth para um website, que registra o sinal no tempo. Esta forma de onda foi configurada para uma frequência de 2,2 Hz (Figura 27), o que corresponde a aproximadamente 132 BPM, e foi visualizada no plotter serial do Arduino durante a conexão Bluetooth.

Figura 27 – Sinal de ECG lido pelo osciloscópio.



Fonte: autora.

No firmware, que corresponde ao código fonte utilizado para programar o microcontrolador, foi criado um serviço, intitulado "analogSignalService", com uma única característica associada, "analogSignalChar", a qual contém o valor do sinal comunicado. Essa característica tem duas propriedades definidas: "readable", o que significa que dispositivos conectados podem ler as informações contidas nela, e "notifiable", pois os notifica quando há mudanças neste valor. Quando há a conexão com um dispositivo servidor, a transmissão do sinal inicia, e o seu valor é continuamente lido e atualizado na característica.

Contudo, o envio por BLE de um sinal implica na realização de um processo de amostragem: são transmitidas amostras do seu valor em instantes de tempo determinados. Como discutido

na Seção 2.3, existe um intervalo fixo entre o envio de dois pacotes T, que contêm a informação que se deseja transmitir, neste caso as amostras do sinal. No BLE 5.0, são definidos um throughput de 1,4 Mbs e um período de envio de 1,4 ms, o que corresponde às especificações do datasheet do módulo Nina B306 (U-blox, 2023), utilizado pelo Arduino Nano BLE Sense Rev2 para transmissão por Bluetooth (Arduino, 2024b). Assim, foi necessário investigar o impacto desta amostragem no contexto da transmissão de sinais de ECG.

Em equipamentos hospitalares para realização de eletrocardiograma, os sinais de ECG normalmente passam por filtros passa-baixa. Em monitores cardíacos, por exemplo, o sinal é filtrado a 40 Hz, uma das frequências de corte configuráveis no filtro de decimação do MAX30003. Assim, para que no protótipo completo seja possível transmitir por BLE sinais apropriados para a monitoração cardíaca, é necessário utilizar uma taxa de amostragem mínima equivalente ao dobro da frequência de corte do filtro, ou seja, 80 Hz. Dessa maneira, é possível evitar a ocorrência de distorções relacionadas a aliasing, como postula o teorema de Shannon-Nyquist. Assim, o maior intervalo de tempo entre cada amostra enviada por Bluetooth deve ser de 12,5 ms, e portanto o período de envio de 1,4 ms especificado pelo protocolo BLE 5.0 seria suficiente para garantir a correta amostragem do sinal.

Durante a simulação realizada, foram registrados os instantes de tempo do envio de cada amostra, para comparação do período de envio BLE observado com o valor teórico de 1,4 ms. Além disso, este teste teve como objetivos proporcionar a criação do website utilizado para a recepção dos dados enviados pelo microcontrolador, bem como de gerar conjuntos de dados apropriados para a definição da metodologia de processamento do sinal.

3.5 WEBSITE

Como apresentado na Seção 3.4, o Arduino transmite os valores do sinal via BLE, os quais são recebidos pelo website do sistema com o registro tanto do valor amostrado como do instante da amostragem. Este site atua como interface de usuário, permitindo estabelecer a conexão BLE com o arduino, e comunicando-se também com uma *Application Programming Interface* (API). Esta API recebe a informação do sinal no tempo, realizando o processamento destes dados e, por fim, devolvendo resultados apropriados para a interface de usuário.

3.5.1 Frontend

Para realizar a leitura dos dados transmitidos pelo Arduino, foi desenvolvida uma interface de usuário na forma de um website. Foram utilizadas as tecnologias de HTML para definição da estrutura do site, JavaScript para a lógica de programação e CSS para aspectos visuais. A comunicação BLE foi efetuada utilizando-se a Web Bluetooth API, que possui recursos para mediar a conexão e interação com dispositivos. Além de capturar os dados do sinal enviado pelo Arduino, este site exibe na tela os resultados do processamento realizado pelo backend do sistema.

3.5.2 Backend

O backend de um sistema é responsável pela infraestrutura na manipulação dos dados enviados pelo frontend. Neste projeto, o backend realiza o armazenamento e processamento do sinal de ECG, e comunica-se com a interface de usuário para renderizar os resultados na tela. Para isso, foi definida a metodologia de processamento do sinal utilizando a linguagem Python. Este processo foi fundamental para gerar a API responsável pela comunicação com a interface de usuário para aplicar o processamento definido.

3.5.2.1 *Processamento do sinal*

Para o processamento do sinal de ECG, optou-se por utilizar o NeuroKit2 (MAKOWSKI et al., 2021), um pacote para linguagem Python de código aberto para processamento de sinais fisiológicos. Este engloba diversas técnicas de tratamento de diversos sinais fisiológicos, como eletrocardiograma, fotopletismografia, eletromiografia, dentre outros. A biblioteca disponibiliza diversas funções de alta qualidade, que permite realizar uma pipeline completa que permite uma rica extração de informações.

A função `ecg_process()`, em particular, simplifica todo o tratamento do sinal de ECG, aplicando diversas outras funções da biblioteca para realizar todos os procedimentos necessários: pré-processamento do sinal, para remoção de ruído por meio do uso de filtros digitais (função `ecg_clean()`), detecção de picos (função `ecg_peaks()`), cálculo de frequência cardíaca (função `signal_rate()`), avaliação da qualidade do sinal (função `ecg_quality()`), delimitação do complexo QRS (função `ecg_delineate()`), e determinação da fase cardíaca (função `ecg_phase()`).

Desse modo, em apenas uma linha de código, é possível obter diversas informações relevantes sobre o sinal.

Além disso, é possível escolher um método, aplicado tanto ao pré-processamento do sinal quanto à detecção de picos dentre cinco opções: "neurokit", o padrão, "pantompkins1985", "hamilton2002", "elgendi2010", "engzeemod2012", todos estes extraídos da literatura. Tendo isto em mente, a primeira etapa para a escolha do processamento correto do sinal artificial transmitido pelo Arduino foi o uso da função *ecg_process()* da biblioteca Neurokit2, testando diferentes métodos e avaliando sua eficácia por meio das imagens geradas pela função *ecg_plot()*. Esta função gera uma figura com três subplotagens: uma contendo uma comparação entre o sinal original e o sinal processado, exibindo os pontos em que foram detectados picos; outra exibindo o valor calculado da frequência cardíaca ao longo do tempo; e por fim, uma imagem do formato médio de um batimento cardíaco neste sinal. A função de exibição das imagens necessitou de adaptação para que os títulos, legendas e rótulos das figuras fossem em português, o que demonstra outra grande vantagem do pacote NeuroKit2: por tratar-se de uma biblioteca de código aberto, é possível adaptar cada uma das suas funções de acordo com as necessidades de um projeto ou estudo.

Todos os cinco métodos disponíveis para a função *ecg_process()* foram testados em 27 conjuntos de dados diferentes do mesmo sinal de ECG artificial, descrito na Seção 3.4. Contudo, existem 7 (sete) técnicas disponíveis para o pré-processamento e 15 para o de detecção de picos de onda R, utilizadas em estudos diferentes. Assim, com a finalidade de avaliar a performance de todas as possíveis combinações entre estas metodologias, foi utilizado o código aberto disponível na documentação da biblioteca NeuroKit (MAKOWSKI, 2021) para adaptar a função *ecg_process()*, permitindo combinar métodos dentre os 7 (sete) disponíveis para a função *ecg_clean()* (pré-processamento) e os 15 métodos para função *ecg_clean()* (detecção de picos). A performance destas combinações foi avaliada com relação à acurácia da medida de frequência cardíaca.

3.5.2.2 Avaliação da performance

Para cada amostra processada com uma combinação, foram registrados duração, valor calculado para FC e o erro percentual absoluto em comparação ao valor conhecido de 132 BPM. Ao fim do processamento de todas as amostras, foram computados como parâmetros estatísticos a FC média (BPM) dentre as amostras lidas e seu desvio padrão. Além disso, foi

registrado o número de amostras lidas com sucesso, tendo em vista que certas combinações apresentaram erro no processamento de alguns conjuntos de dados. Como parâmetro para avaliação da acurácia da medida, computou-se o erro percentual absoluto médio (da FC), em inglês MAPE. Essa medida é amplamente utilizada para averiguar a acurácia de dispositivos vestíveis (ABDULMANAB et al., 2023; YASSIN; SANI; CHIN, 2019). O MAPE é calculado a partir da equação

$$\text{MAPE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{A_i - F_i}{A_i} \right| \times 100, \quad (3.6)$$

onde n é o número total de observações, A_i é o valor real da observação i e F_i é o valor estimado (KIM; KIM, 2016).

Em seguida, os dados referentes a todas as combinações foram reunidos e analisados. Para verificar a influência dos métodos de pré-processamento ou de detecção de picos sobre o valor do MAPE, os dados foram submetidos a dois testes estatísticos: a análise de variância ANOVA e o teste de Kruskal-Wallis, similarmente ao que é feito em (KONWAR et al., 2021), que compararam as médias do peso fetal estimado utilizando duas fórmulas distintas, e com base nisso avaliaram a precisão de ambas as equações na estimativa do peso fetal, considerando um valor $p < 0,05$ como estatisticamente significativo.

No presente trabalho, de maneira análoga, são comparadas as médias do MAPE estimado utilizando os diversos métodos de pré-processamento ou detecção de picos, e ambas as técnicas estatísticas utilizadas determinam se pelo menos um dos métodos avaliados possui diferença significativa na geração do MAPE, sendo também adotado o valor de $p < 0,05$. Para a realização dos testes, foi utilizada a linguagem Python e a biblioteca de funções estatísticas `scipy.stats`. Por fim, foram estudadas as 10 combinações de menor MAPE, o que permitiu a escolha do método de processamento a ser utilizado inicialmente nos dados do protótipo, uma vez que este esteja completo.

3.5.2.3 API

Para que o processamento do sinal em linguagem Python fosse realizado, foi necessário construir uma API para realizar a comunicação com o frontend do sistema. O desenvolvimento foi realizado utilizando o Flask, um microframework para desenvolvimento web em linguagem Python. Esta API estabelece conexão com a interface de usuário por meio de dois métodos:

o POST, que é responsável por receber o JSON enviado pelo website e salvá-lo em um arquivo temporário; e o GET, que salva os dados em um arquivo com indicação de data e hora da medida e apaga o arquivo temporário, além de processar os dados utilizando a função *ecg_process()*, bem como uma adaptação da função *ecg_plot()* específica para a API.

Esta função adaptada gera quatro figuras separadas: duas imagens com recortes de um segundo do sinal de ECG bruto e processado, uma com o valor da frequência cardíaca em função do tempo, e outra com o formato em média dos batimentos cardíacos. Optou-se por adotar uma versão simplificada em comparação às imagens geradas pela *ecg_plot()* original, com o objetivo de facilitar a compreensão do usuário. Por fim, são geradas URLs para disponibilizar o download de cada uma das imagens, e estes endereços, bem como o valor da frequência cardíaca média, são armazenados em outro JSON, que é enviado ao frontend para renderização na interface de usuário.

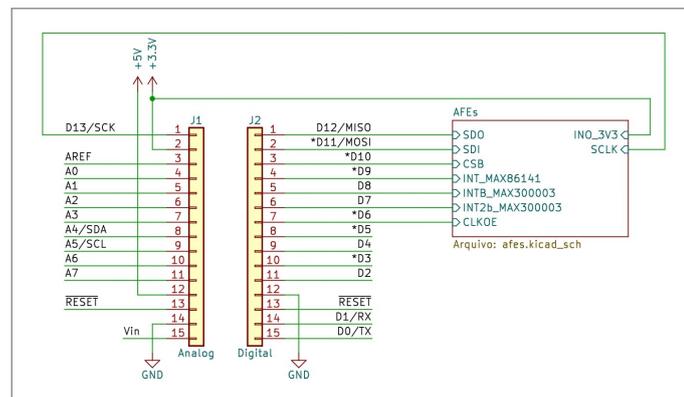
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, estão apresentados os resultados e discussão relativos ao projeto do hardware: design do esquema elétrico do protótipo, bem como da PCI para o módulo de ECG, e ainda os testes de validação dos eletrodos para aquisição desse sinal. Adicionalmente, são discutidas as observações dos testes de comunicação por BLE com o Arduino. Por fim, apresenta-se o funcionamento do site, incluindo frontend e backend, com resultados do processamento dos sinais, avaliação de performance e API.

4.1 ESQUEMA ELÉTRICO

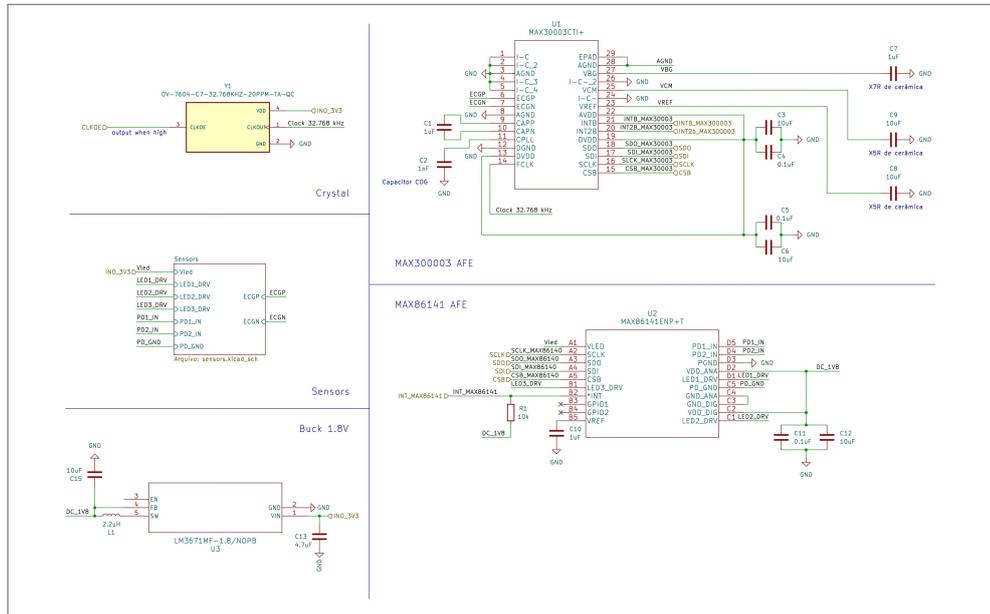
O esquema elétrico do circuito utilizou-se do recurso de folhas hierárquicas, como explicitado na Seção 3.2. A folha raiz do projeto contém o Arduino (Figura 28) e a importação do segundo esquema, que inclui o circuito de condicionamento de ambos os sinais (Figura 29). Este último também importa outro esquema, que contém os circuitos de aquisição de ECG e PPG (Figura 30).

Figura 28 – Raiz do esquema elétrico, incluindo Arduino e pinos importados da folha hierárquica do circuito de condicionamento.



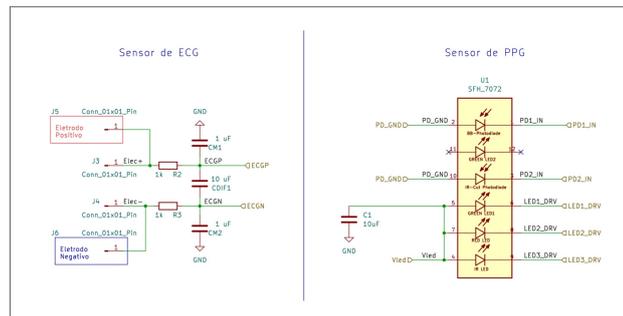
Fonte: autora.

Figura 29 – Folha hierárquica do circuito de condicionamento, composto pelos AFEs MAX30003 e MAX86141 e CIs adicionais, além da folha hierárquica dos sensores.



Fonte: autora.

Figura 30 – Folha hierárquica do circuito dos eletrodos de ECG e sensores de PPG.



Fonte: autora.

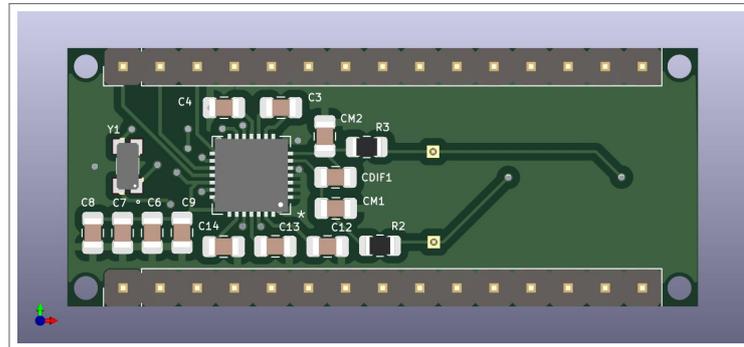
4.2 DESIGN DO PROTÓTIPO

4.2.1 Placa de circuito impresso

A placa de circuito impresso desenvolvida para o módulo de ECG incluiu componentes em ambas as faces: a face frontal (Figura 31) contém o circuito de condicionamento do sinal, enquanto a posterior (Figura 32) contém apenas os eletrodos de ECG. Isto também foi pensado para isolar ao máximo a pele do paciente de um contato com o circuito, embora uma caixa irá acondicionar todo o dispositivo, expondo apenas os eletrodos.

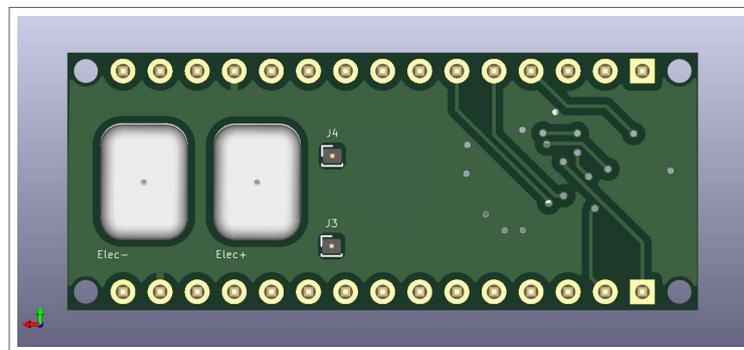
A Figura 33 mostra a PCI após fabricação, em suas vistas frontal e posterior (já com os eletrodos desenvolvidos), ao lado do Arduino. Como mencionado na Seção 2.2, estudos de

Figura 31 – Vista frontal da placa de circuito impresso.



Fonte: autora.

Figura 32 – Vista traseira da placa de circuito impresso.

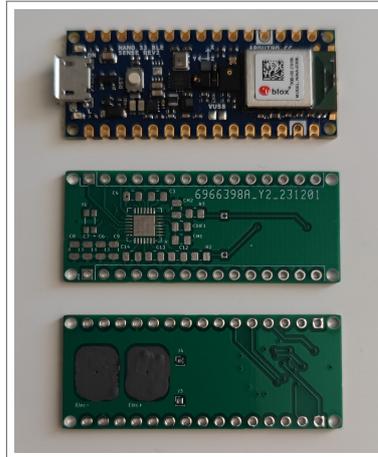


Fonte: autora.

desenvolvimento de hardware muitas vezes enfrentam limitações relativas à disponibilidade de componentes e prazos de entrega, como no estudo de (REINERI, 2022). Similarmente, não foi possível completar a soldagem da placa até o presente momento devido a essas limitações. Portanto, a próxima etapa do projeto será a soldagem dos componentes na PCI para então finalizar o protótipo em sua versão inicial, contando com a funcionalidade de medição de ECG. Como trabalho futuro, pretende-se construir uma segunda placa para comportar o módulo de PPG, incorporando uma nova medição ao protótipo.

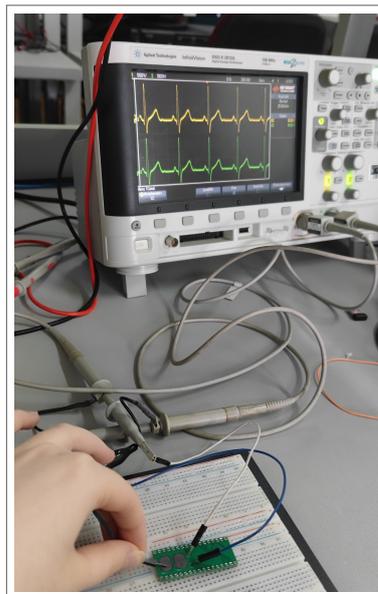
Os eletrodos pintados com tinta eletrocondutiva de carbono, visualizados na Figura 33 foram testados para avaliar seu desempenho na aquisição de sinais, como descrito na seção 3.1.1.2. Na Figura 34, observa-se a configuração destes testes, bem como o sinal original, em verde, e o sinal da saída dos eletrodos, em amarelo. É possível confirmar que não houve distorções no sinal de ECG, o que comprova o bom desempenho deste sistema.

Figura 33 – Placa de circuito impresso fabricada (frente e trás) ao lado do arduino para comparação de tamanho.



Fonte: autora.

Figura 34 – Configuração do teste de funcionamento dos eletrodos.



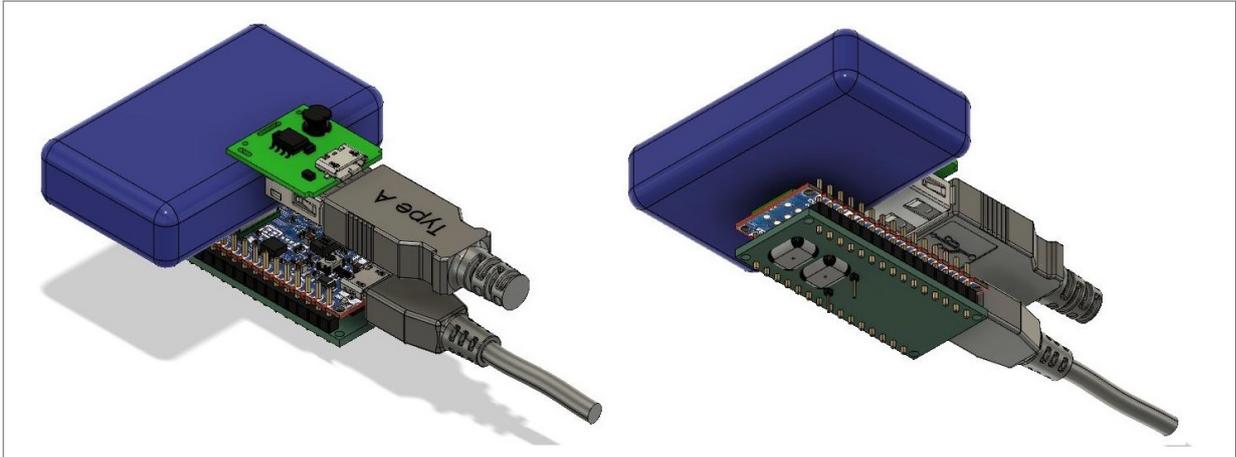
Fonte: autora.

4.2.2 Modelagem 3D

Para simular a organização do protótipo do dispositivo, foi construído um modelo 3D no software Fusion 360, exposto na Figura 35. Este esquema inclui o módulo de alimentação (bateria removida do módulo M5Stack M120 em azul, módulo HT4928S / SW8208S e cabo USB), o microcontrolador, a placa de circuito exportada a partir do software KiCad. Tendo em vista que a bateria é o elemento que mais impõe limitações ao objetivo da miniaturização do dispositivo, pretende-se selecionar outra opção futuramente. Ademais, será necessário montar

uma caixa protetora para o dispositivo, que poderá ser fixada à pele do usuário por meio de tiras adesivas, cinta, top, ou pulseira.

Figura 35 – Modelo 3D da montagem física do protótipo.



Fonte: autora.

4.3 FIRMWARE

O algoritmo para a realização da amostragem do sinal e envio por BLE foi efetivamente construído, e está descrito no Algoritmo 1. A partir disso, foi possível cumprir o objetivo de realizar a construção de um website funcional, sendo este capaz de estabelecer a comunicação BLE com o microcontrolador para receber as amostras do sinal de ECG artificial.

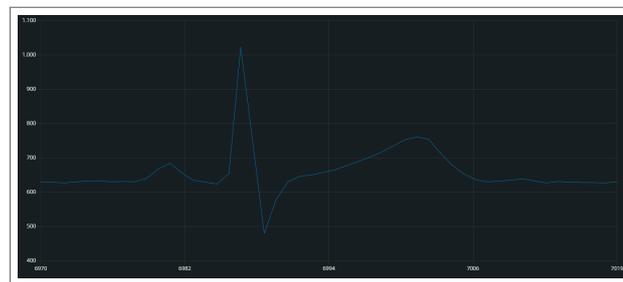
Durante o processo de conexão por BLE com a interface de usuário, o sinal de 132 BPM transmitido foi corretamente visualizado no plotter serial do Arduino, como mostra a Figura 36. Contudo, uma análise dos dados obtidos permitiu verificar que os intervalos de tempo entre cada amostra do sinal recebida não corresponderam com o esperado teoricamente: as diferenças entre os instantes em que duas amostras consecutivas foram recebidas não respeitaram o valor teórico de 1,4 ms e, ainda, não foram homogêneas. Em etapas futuras do projeto, serão conduzidos estudos aprofundados para a investigação deste erro, que pode estar associado a limitações do próprio Arduino. Por fim, caso não seja possível contornar este obstáculo, será estudada a possibilidade de substituir o microcontrolador utilizado.

Apesar dessa limitação, os sinais capturados preservaram os picos de onda R e a sua periodicidade de maneira aceitável, sendo possível realizar a detecção de picos e, portanto, a extração da FC. Por isso, foi viável cumprir o objetivo de gerar conjuntos de dados apropriados para a definição da metodologia de processamento do sinal, tendo sido produzidos 27 arquivos

Algoritmo 1 Firmware

- 1: Inicialização do objeto BLEService: *analogSignalService*
 - 2: Inicialização do objeto BLECharacteristic *analogSignalChar* com propriedades *readable* e *notifiable*
 - 3: Inicialização do BLE
 - 4: Definição do nome para o Arduino para identificação por outros dispositivos Bluetooth
 - 5: Adição da característica *analogSignalChar* ao serviço *analogSignalService*
 - 6: Advertising do serviço *analogSignalService*
 - 7: Início do advertising
 - 8: Inicialização da comunicação serial para exibição do sinal no plotter serial
 - 9: **if** conexão com outro dispositivo **then**
 - 10: Ativação do LED built-in do Arduino
 - 11: Leitura do sinal de ECG analógico
 - 12: Conversão do valor para tensão
 - 13: Exibição do valor no monitor serial
 - 14: Atualização do valor da característica *analogSignalChar*
 - 15: **end if**
 - 16: **if** desconexão **then**
 - 17: Desativação do LED
 - 18: **end if**
-

Figura 36 – Sinal de ECG de 132 BPM lido pelo microcontrolador.

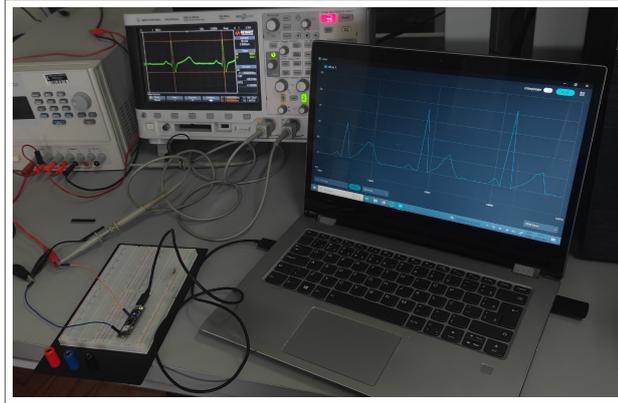


Fonte: autora.

JSON contendo amostras do sinal. A Figura 37 exibe a montagem do experimento para leitura e transmissão por BLE dos sinais de ECG artificiais, em que é possível visualizar o sinal sendo lido simultaneamente por um osciloscópio digital e pelo microcontrolador.

Após a conclusão da versão inicial do protótipo, será necessário construir um firmware adequado para estabelecer a comunicação via SPI entre o MAX30003 e o Arduino, o que será concretizado utilizando a biblioteca OpenSource "ProtoCentral MAX30003 ECG AFE Sensor", desenvolvida especificamente para este AFE. Além disso, será incorporada a transmissão dos sensores do microcontrolador, como o acelerômetro e giroscópio, o que pode contribuir para a redução de ruído dos sinais do protótipo.

Figura 37 – Leitura do sinal por osciloscópio e por arduino.



Fonte: autora.

4.4 WEBSITE

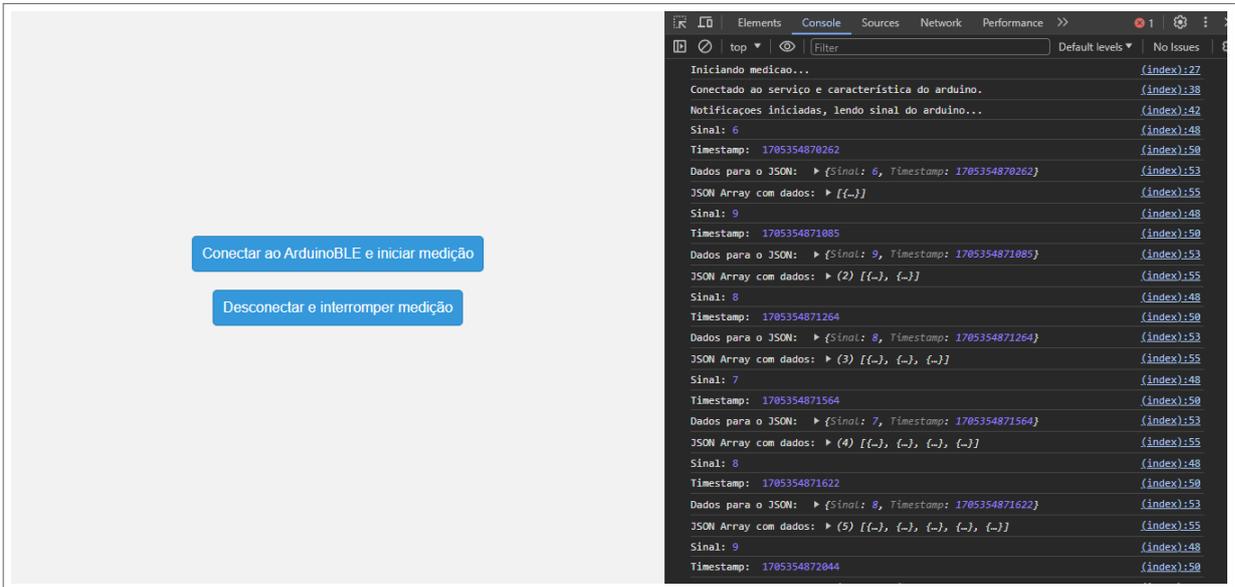
4.4.1 Frontend

A interface de usuário construída para aquisição e processamento do sinal proveniente do Arduino inicialmente apresenta apenas dois botões, um para estabelecer a conexão com o microcontrolador, e outro para desconectar-se quando desejado. O botão de conexão permite ao usuário conectar-se ao Arduino, e caso a conexão seja feita com sucesso a transmissão dos dados inicia-se imediatamente. Com a atualização do valor do sinal, o website, que atua como dispositivo central, é notificado desta alteração, e o valor é lido, decodificado e concatenado a um vetor chamado JSONArray. Quando o usuário opta pela desconexão, estes dados são convertidos para um arquivo JSON, e comunicados à API para que então haja o seu processamento. Em seguida, a API devolve os dados processados, e encaminha o usuário à tela de resultados. O usuário tem então a opção de retornar à tela principal e reiniciar todo o processo.

A Figura 38 exibe o processo de leitura dos dados pelo website, após o acionamento do botão de conexão e pareamento com o Arduino. São exibidos no console o valor do sinal transmitido, bem como o carimbo de data/hora (timestamp), gerado pelo próprio site. Quando o usuário aciona o botão de desconexão, a comunicação com a API devolve o valor da frequência cardíaca e as quatro imagens: o sinal bruto, sem processamento; o sinal processado; a frequência cardíaca ao longo do tempo e, por fim, o formato em média dos batimentos cardíacos. Na Figura 39, é possível observar as notificações no console referentes ao processo de comunicação com a API, bem como a renderização dos resultados obtidos.

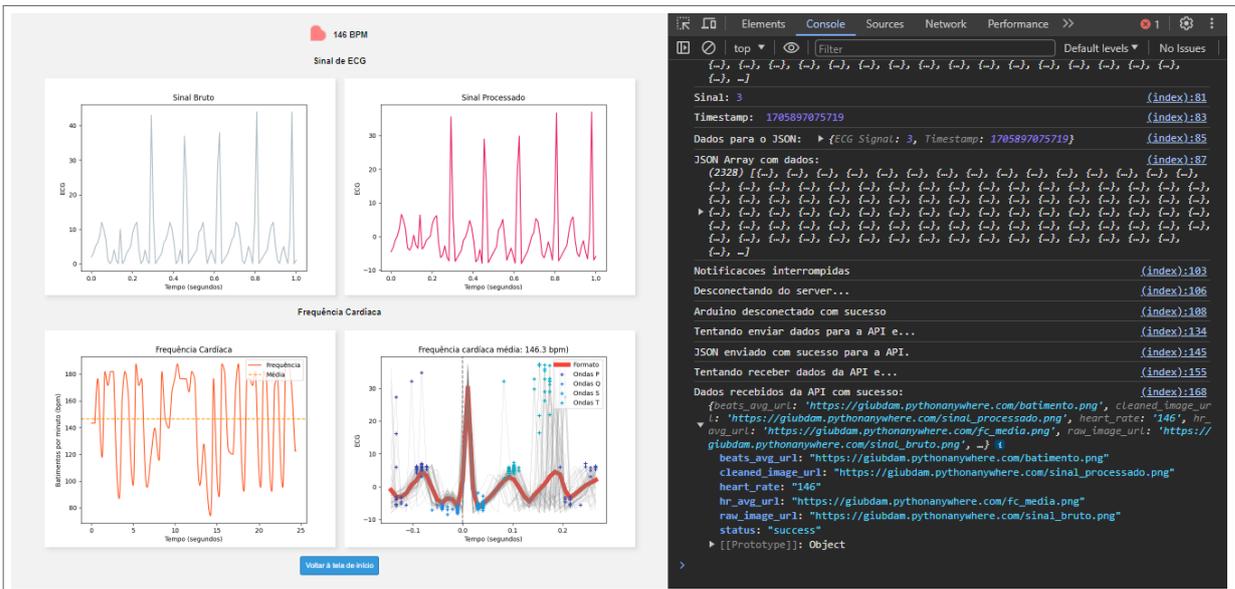
Os códigos-fonte da estrutura do site em HTML e da lógica implementada em linguagem

Figura 38 – Sinal sendo lido pelo website e exibido no console.



Fonte: autora.

Figura 39 – Console exibindo informações sobre o status da comunicação com a API e tela de resultados.



Fonte: autora.

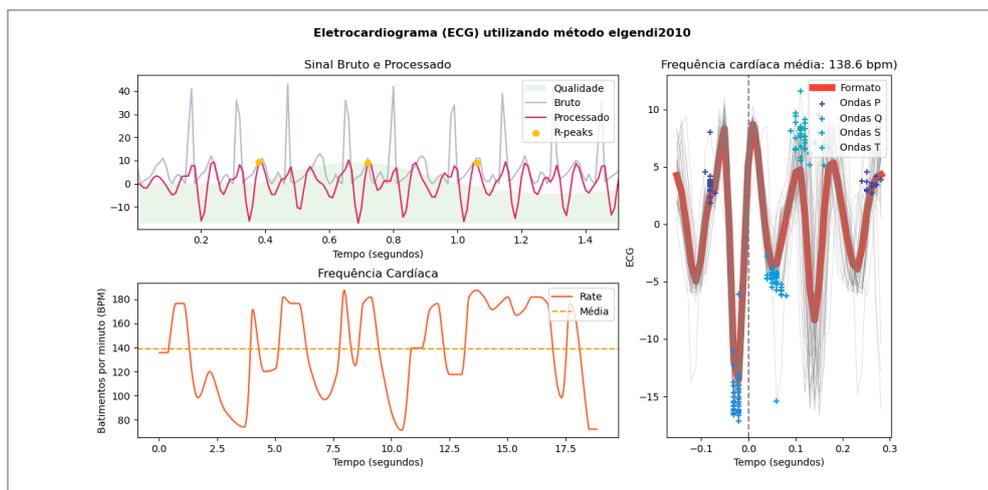
Javascript estão ambos acessíveis no Apêndice B. Em versões futuras, a interface de usuário deverá ter melhorias como incorporação de banco de dados com os resultados de todas as medições, gerenciamento de usuários, além de maior interatividade.

4.4.2 Backend

4.4.2.1 Processamento do sinal

Quando realizado o processamento dos sinais com a função `ecg_process()` sem adaptação, foi observado que, embora o método "neurokit" fornecesse um bom pré-processamento do sinal, o cálculo da frequência cardíaca foi muito abaixo do valor real de 132 BPM (Figura 41). O método "elgendi2010", por outro lado, embora tenha invertido a forma de onda de ECG após o pré-processamento, o que prejudica sua visualização na interface de usuário, apresentou um cálculo mais aproximado da frequência cardíaca (Figura 40). Contudo, nenhum dentre os métodos testados apresentou uma boa representação do formato médio dos batimentos cardíacos.

Figura 40 – Resultados do processamento do sinal de ECG com a função `ecg_process` da biblioteca NeuroKit2, utilizando o método 'elgendi'.



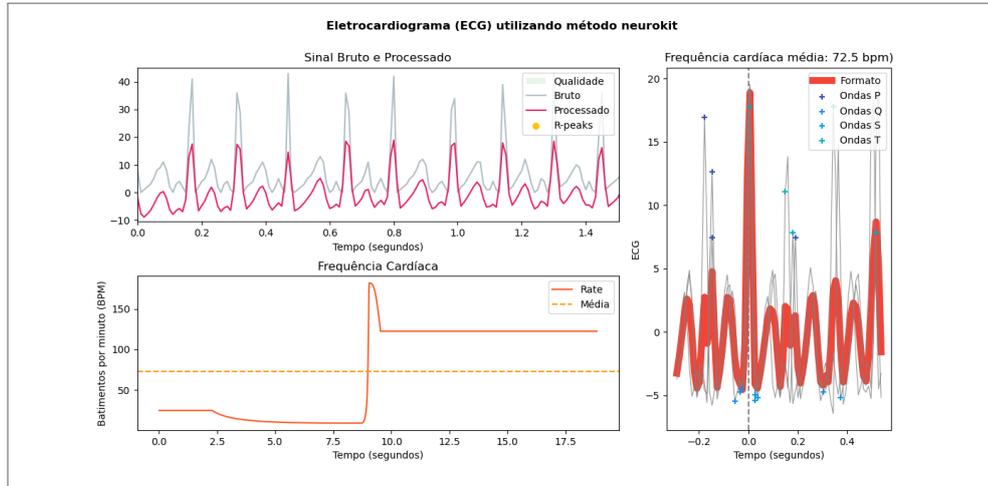
Fonte: autora.

A partir disso, comprovou-se a necessidade de usar a adaptação da função, avaliando-se todas as combinações de métodos disponíveis para as etapas de pré-processamento do sinal e detecção de picos nas mesmas 27 amostras.

4.4.2.2 Avaliação de performance

A avaliação da influência dos métodos de `ecg_clean()` e `ecg_peaks()` sobre o valor da MAPE indicam que, enquanto a metodologia de pré-processamento do sinal não tem influência significativa para a minimização do erro no cálculo da FC, a técnica de detecção interfere na

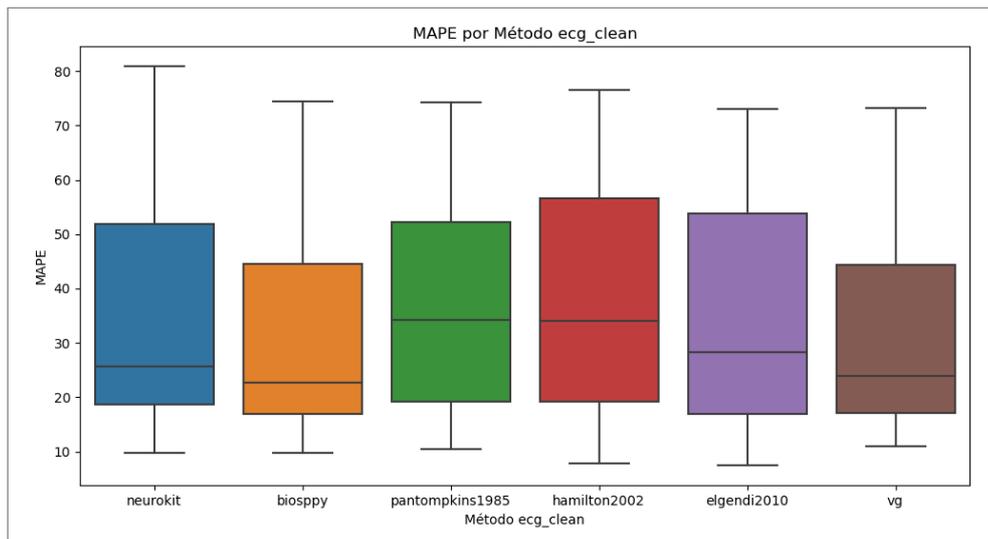
Figura 41 – Resultados do processamento do sinal de ECG com a função *ecg_process* da biblioteca NeuroKit2, utilizando o método 'neurokit'.



Fonte: autora.

qualidade do processamento. Esta observação é corroborada por diversos resultados, dentre eles os gráficos do tipo boxplot nas Figuras 42 e 43, que representam o MAPE em relação a, respectivamente, os métodos de pré-processamento e detecção de picos.

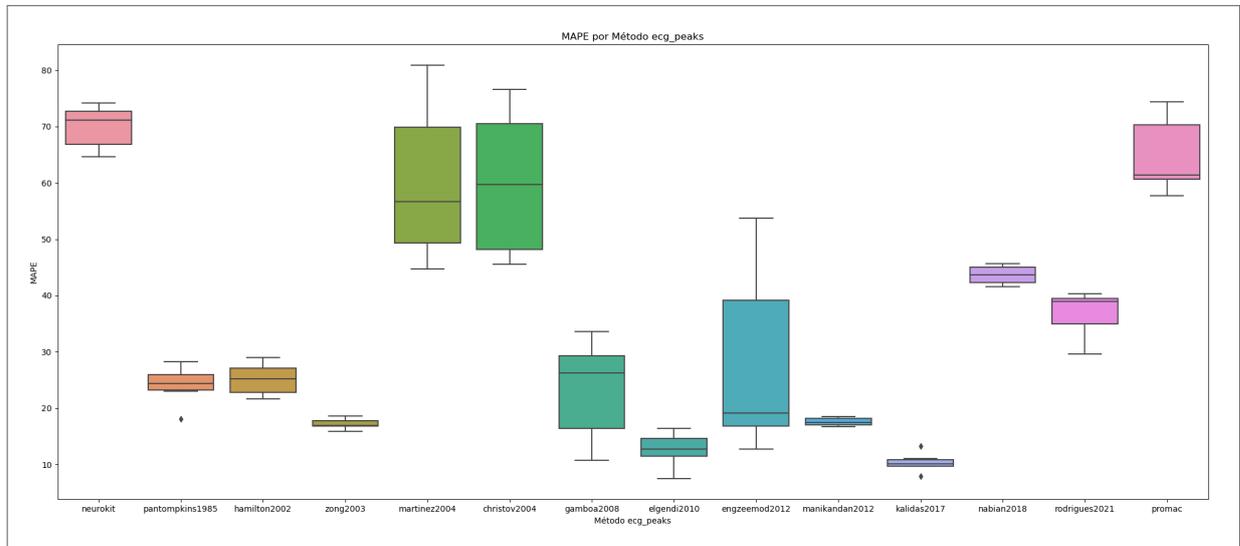
Figura 42 – Representação gráfica em boxplots do MAPE para os diversos métodos de *ecg_peaks*.



Fonte: autora.

Nestas imagens, observa-se que a dispersão dos dados é similar entre as variadas técnicas de *ecg_clean()*, e que as medianas estão em posições relativamente próximas, entre 20 e 40%. Para os métodos de *ecg_peaks()*, por outro lado, não só as dispersões das medidas variam substancialmente, como as medianas estão em pontos diferentes, ficando os maiores MAPEs entre 60 e 80%, e os inferiores entre 10 e 20%. Os quatro métodos de melhor desempenho

Figura 43 – Representação gráfica em boxplots do MAPE para os diversos métodos de `ecg_peaks`



Fonte: autora.

Tabela 1 – Avaliação estatística para determinação da influência da escolha dos métodos de pré-processamento e detecção de picos no MAPE associado ao cálculo da frequência cardíaca.

	Método <code>ecg_clean</code> (valor p)	Método <code>ecg_peaks</code> (valor p)
ANOVA	0,95	$2,54 \times 10^{-17}$
Kruskal-Wallis	0,95	$2,48 \times 10^{-10}$

Fonte: autora.

são: "kalidas2017", que embora possua dois outliers, tem dispersão baixa e o menor valor de mediana, "elgendi2010", que embora apresente alta dispersão, possui a segunda menor mediana, e em seguida os de "zong2003" e "manikandan2012", que possuem desempenho similar.

Ainda, a hipótese de que a metodologia de detecção de picos impacta significativamente na acurácia da medida da FC foi corroborada por ambos os testes estatísticos realizados, como demonstra a Tabela 1. Para os métodos de pré-processamento, o valor p alto ($p > 0,05$), tanto da técnica ANOVA quanto da Kruskal-Wallis, indicam que não há diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos grupos. Para a detecção de picos, por outro lado, foram obtidos valores p substancialmente inferiores a 0,05, comprovando a hipótese de que a diferença entre as médias desses grupos na medida do MAPE é significativa e, desse modo indicando o impacto da escolha desse método no resultado do processamento com a função `ecg_process()`.

Tendo em vista estes resultados, o método de detecção de picos foi um dos principais fatores levados em consideração na escolha da combinação a ser utilizada para a função `ecg_process()`. Dentre todas as combinações testadas, foram selecionadas para avaliação as

Tabela 2 – Dez combinações entre métodos de pré-processamento e detecção de picos com menor MAPE.

Método <i>ecg_clean</i>	Método <i>ecg_peaks</i>	FC Média	Desvio padrão	MAPE
elgendi2010	elgendi2010	127,28	12,87	7,48
hamilton2002	kalidas2017	137,26	11,96	7,85
neurokit	kalidas2017	143,46	8,77	9,69
biosppy	kalidas2017	143,59	9,32	9,81
pantompkins1985	kalidas2017	142,56	10,70	10,40
biosppy	gamboa2008	140,28	14,56	10,73
vg	kalidas2017	143,81	11,10	11,02
pantompkins1985	elgendi2010	118,10	11,68	11,13
neurokit	elgendi2010	138,92	18,03	12,31
elgendi2010	engzeemod2012	123,27	19,71	12,73

Fonte: autora.

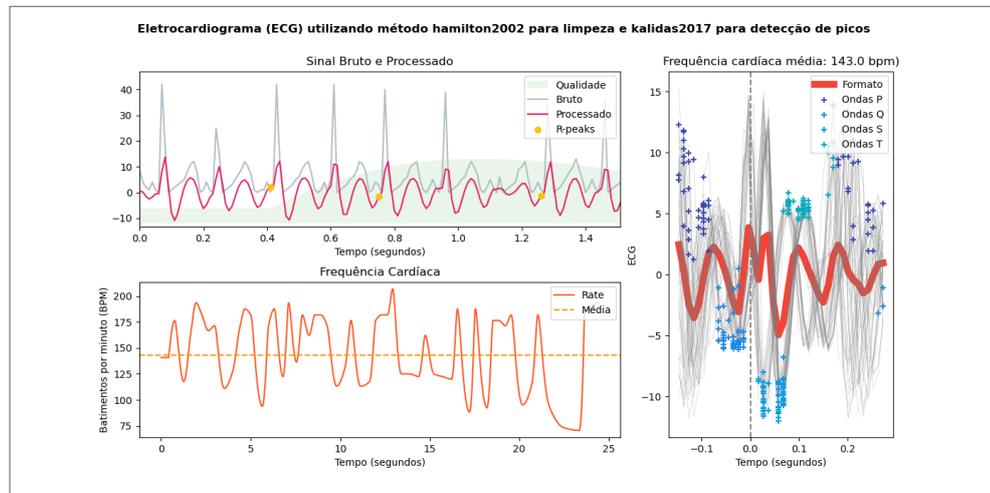
10 as quais apresentaram menor valor do MAPE, dispostas na Tabela 2. Como esperado a partir do observado na Figura 43, os métodos "kalidas2017" e "elgendi2010" formam a maioria das combinações de menor MAPE. Estes métodos apresentam MAPE de, respectivamente, 7,48% e 7,86%.

Em comparação a alguns dispositivos vestíveis comerciais, esses valores de MAPE não representam um desempenho desejável, tendo em vista estudos como o de (STONE et al., 2021), no qual demonstrou-se que alguns dispositivos vestíveis comerciais como o EliteHRV e o HRV4Training obtiveram MAPE abaixo de 3% realizando-se entre 19 e 21 medidas. Por outro lado, em um trabalho similar ao presente projeto, (ABDULMANAB et al., 2023) obtiveram MAPE de 10,92% utilizando um relógio inteligente desenvolvido com o ESP8266 NodeMCU v2 como processador e o sensor de PPG MAX30102 (Analog Devices), que foi considerado um erro relativamente baixo na medida de FC. Contudo, o vestível desenvolvido por (YASSIN; SANI; CHIN, 2019) utilizando um microcontrolador Arduino UNO e o sensor Heart-Rate Grove, e empregando também a tecnologia Bluetooth para envio de dados, obteve MAPE de 3,83%, o que pode ser um indicativo da necessidade de otimizar a transmissão BLE no atual trabalho para obtenção de uma medida mais acurada da FC.

Contudo, ambas as combinações não forneceram boas visualizações do sinal processado e do gráfico do formato médio dos batimentos cardíacos, como mostram as Figuras 40 e 44.

Por fim, foi selecionada para o processamento dos dados na API a combinação entre o método de *ecg_clean()* "neurokit" e *ecg_peaks()* "kalidas2017", que apresentou MAPE mais

Figura 44 – Resultados do processamento do sinal de ECG utilizando método de "hamilton2002" para limpeza do sinal e "kalidas2017" para detecção de picos.

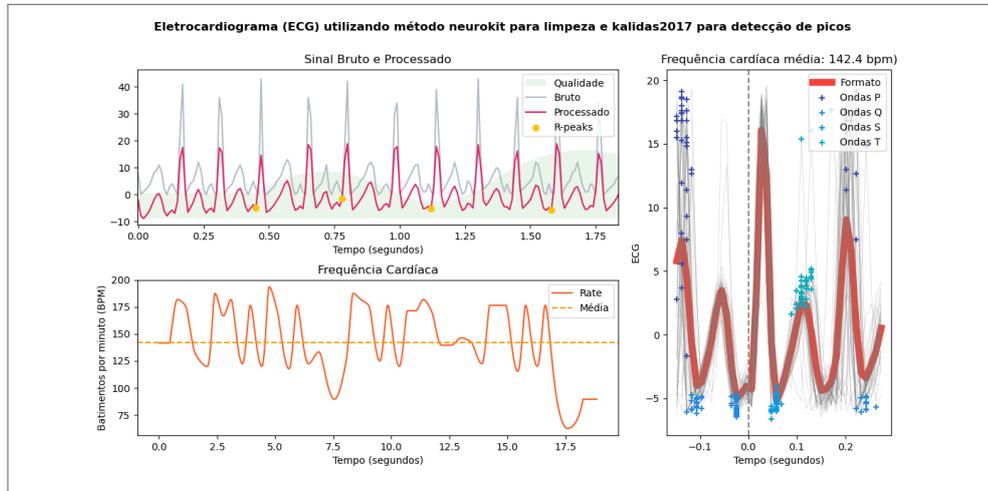


Fonte: autora.

elevado, de 9,69%, porém desvio padrão da medida de FC de 8,77, ligeiramente inferior às duas técnicas de menor erro (desvios padrão de 12,87 e 11,96). Este erro, ainda assim, é inferior ao de (ABDULMANAB et al., 2023), que foi considerado relativamente baixo. Também levou-se em conta que o método de detecção de picos é o responsável por definir a qualidade da medida da FC, como os resultados anteriores demonstram, e portanto o uso do método "kalidas2017" justifica a escolha desta combinação em uma primeira etapa do projeto.

A justificativa para a escolha destes métodos foi o fato de que sua combinação proporcionou uma melhor visualização dos sinais e batimento cardíaco médio em relação às duas primeiras combinações de menor erro, como mostra a Figura 45, o que é essencial para a geração de gráficos compreensíveis para o usuário. Entretanto, os resultados obtidos ainda não foram satisfatórios, demonstrando uma distorção no sinal e no formato do batimento cardíaco. Para contornar este obstáculo, espera-se, para continuação do projeto, o teste de métodos de processamento do sinal fora da biblioteca neurokit. Além disso, será importante a melhoria da transmissão dos dados por BLE e repetição a avaliação dos métodos utilizando uma quantidade maior de amostras de sinais de ECG, bem como outros valores de FC. Ainda, será fundamental utilizar sinais adquiridos diretamente do protótipo uma vez que este estiver completo. Assim, será selecionada uma combinação de métodos que melhor se adeque a um conjunto de dados mais próximo dos sinais reais adquiridos.

Figura 45 – Resultados do processamento do sinal de ECG utilizando método de "neurokit" para limpeza do sinal e "kalidas" para detecção de picos.

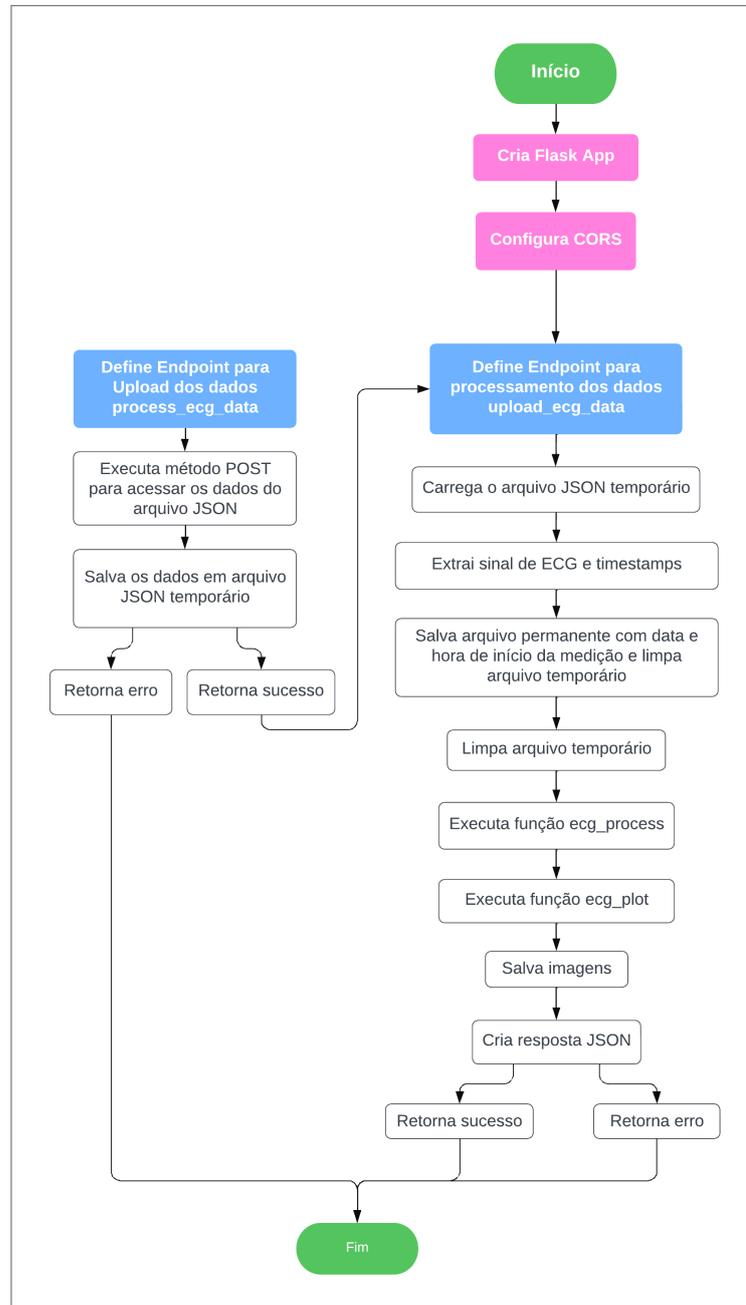


Fonte: autora.

4.4.2.3 API

Uma vez estabelecidos os métodos utilizados para o processamento do sinal, como descrito na Seção 4.4.2.1, foi possível construir a API. A API é acessível por meio de navegador web, e está hospedada no ambiente PythonAnywhere. No Apêndice C estão exibidas as porções principais do código desta API, excluindo-se apenas as bibliotecas importadas e funções `ecg_process()` e `ecg_plot()`. A Figura 46 exibe o fluxograma que representa os processos realizados por este algoritmo.

Figura 46 – Fluxograma do algoritmo da API desenvolvida.



Fonte: autora.

5 CONCLUSÃO

Considerando os objetivos deste trabalho, foi possível desenvolver o esquema elétrico completo do protótipo e a versão inicial da placa de circuito impresso, embora não tenha sido possível concluir a soldagem de componentes eletrônicos. Também foi possível construir a versão inicial de um software para recepção, armazenamento e processamento de dados de sinais fisiológicos.

Apesar disso, os obstáculos enfrentados ocasionaram a necessidade da continuação do trabalho em etapas futuras. A principal limitação foi o fator do tempo, pois em projetos com diversas etapas, como o de desenvolvimento de um protótipo completo, faz-se necessária a realização de múltiplos testes e correções. Em trabalhos futuros, será possível completar a soldagem da placa e realizar os testes iniciais com o módulo de ECG completo. A segunda etapa será o desenvolvimento do módulo de PPG, buscando-se realizar os mesmos experimentos. Será importante otimizar a aquisição e envio por BLE de sinais, para que seja possível disponibilizar visualizações limpas e ricas em informação na interface de usuário. Esta também deverá sofrer mudanças, para abarcar todas as funcionalidades necessárias: controle de credenciais, armazenamento de medições, dentre outras. O processamento do sinal deve ser reavaliado em amostras coletadas a partir da interface SPI com o protótipo. Caso necessário, outros métodos e técnicas serão analisados ou desenvolvidos.

No entanto, os contratempos enfrentados não prejudicaram a relevância deste trabalho. A elaboração da versão inicial do protótipo foi de fundamental importância para promover a construção futura de um dispositivo completo, totalmente funcional. Além disso, este estudo apresenta informações que podem contribuir para a realização de outros projetos de desenvolvimento de tecnologias vestíveis para a saúde. O software desenvolvido pode ser adaptado para outros dispositivos Bluetooth, e até mesmo outros sinais fisiológicos. Adicionalmente, com o protótipo finalizado será possível gerar dados relativos a sinais fisiológicos reais, que serão organizados de acordo com padrões internacionais e disponibilizados publicamente. Nesse contexto, o presente projeto representa uma contribuição para a comunidade científica, com o potencial de estimular a inovação na área de tecnologias vestíveis para monitoramento contínuo de sinais vitais.

REFERÊNCIAS

ABDULMANAB, M. R.; NOR'AZMAN, N. F. H.; MEON, H.; RAZAK, C. S. A.; Ab Hamid, S. H. Fitweet: Arduino-Based Smartwatch for Early Anticipatory Anxiety Notification System BT - Proceedings of the 9th International Conference on Computational Science and Technology. In: KANG, D.-K.; ALFRED, R.; ISMAIL, Z. I. B. A.; BAHARUM, A.; THIRUCHELVAM, V. (Ed.). Singapore: Springer Nature Singapore, 2023. p. 289–303. ISBN 978-981-19-8406-8.

Analog Devices. *Ultra-Low Power, Single-Channel Integrated Biopotential (ECG, R-to-R Detection) AFE*. 2021. <<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/MAX30003.pdf>>. Acesso em: 26/01/2024.

Analog Devices. *Best-in-Class Optical Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health*. 2023. <<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max86140-max86141.pdf>>. Acesso em: 26/01/2024.

ANVISA. *Lista de dispositivos médicos regularizados*. 2020. <<https://www.gov.br/anvisa/pt-br/assuntos/produtosparasaude/lista-de-dispositivos-medicos-regularizados>>. Acesso em: 06/12/2023.

Arduino. *Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2*. 2024. <<https://store.arduino.cc/products/nano-33-ble-sense-rev2>>. Acesso em: 26/01/2024.

Arduino. *Arduino® Nano 33 BLE Sense Rev2*. 2024. <<https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/ABX00069-datasheet.pdf>>. Acesso em: 26/01/2024.

BIN, K. J.; De Pretto, L. R.; SANCHEZ, F. B.; BATTISTELLA, L. R. Digital Platform to Continuously Monitor Patients Using a Smartwatch: Preliminary Report. *JMIR FORMATIVE RESEARCH*, v. 6, n. 9, 2022. ISSN 2561-326X.

BISWAS, D.; SIMÕES-CAPELA, N.; HOOFF, C. V.; HELLEPUTTE, N. V. Heart Rate Estimation From Wrist-Worn Photoplethysmography: A Review. *IEEE Sensors Journal*, v. 19, n. 16, p. 6560–6570, 2019. ISSN 1558-1748 VO - 19.

BUMGARNER, J. M.; LAMBERT, C. T.; HUSSEIN, A. A.; CANTILLON, D. J.; BARANOWSKI, B.; WOLSKI, K.; LINDSAY, B. D.; WAZNI, O. M.; TARAKJI, K. G. Smartwatch Algorithm for Automated Detection of Atrial Fibrillation. *JOURNAL OF THE AMERICAN COLLEGE OF CARDIOLOGY*, v. 71, n. 21, p. 2381–2388, 2018. ISSN 0735-1097.

CAMPBELL, J. D.; PRETTY, C. G.; CHASE, J. G.; BONES, P. J. Near-Real-Time Detection of Pulse Oximeter PPG Peaks Using Wavelet Decomposition **We would like to acknowledge the financial and technical support of Tiro Medical in development of this project. *IFAC-Papersmisc*, v. 51, n. 27, p. 146–151, 2018. ISSN 2405-8963. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405896318333688>>.

CARDONA-MORRELL, M.; PRGOMET, M.; TURNER, R. M.; NICHOLSON, M.; HILLMAN, K. Effectiveness of continuous or intermittent vital signs monitoring in preventing adverse events on general wards: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Clinical Practice*, John Wiley & Sons, Ltd, v. 70, n. 10, p. 806–824, oct 2016. ISSN 1368-5031. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/ijcp.12846>>.

CHARLTON, P. H.; KYRIACOU, P. A.; MANT, J.; MAROZAS, V.; CHOWIENCZYK, P.; ALASTRUEY, J. Wearable Photoplethysmography for Cardiovascular Monitoring. *Proceedings of the IEEE*, v. 110, n. 3, p. 355–381, 2022. ISSN 1558-2256 VO - 110.

DZEDZICKIS, A.; KAKLAUSKAS, A.; BUČINSKAS, V. Human emotion recognition: Review of sensors and methods. *Sensors*, v. 20, p. 592, 01 2020.

FERREIRA, N. D. P.; GEHIN, C.; MASSOT, B. Optical flow sensor as a reference for reduction of motion artefacts in photoplethysmographic measurements. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, v. 2020, p. 4421–4424, jul 2020. ISSN 2694-0604 (Electronic).

FINE, J.; BRANAN, K. L.; RODRIGUEZ, A. J.; BOONYA-ANANTA, T.; AJMAL; RAMELLA-ROMAN, J. C.; MCSHANE, M. J.; COTÉ, G. L. Sources of Inaccuracy in Photoplethysmography for Continuous Cardiovascular Monitoring. *Biosensors*, MDPI, v. 11, n. 4, p. 126, apr 2021. ISSN 2079-6374. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33923469https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8073123/>>.

FORKAN, A. R. M.; KHALIL, I. PEACE-Home: Probabilistic estimation of abnormal clinical events using vital sign correlations for reliable home-based monitoring. *PERVASIVE AND MOBILE COMPUTING*, v. 38, n. 14th IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communication (PerCom), p. 296–311, 2017. ISSN 1574-1192.

GANTI, V.; CAREK, A.; NEVIUS, B.; HELLER, J.; ETEMADI, M.; INAN, O. Wearable cuff-less blood pressure estimation at home via pulse transit time. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, PP, p. 1–1, 09 2020.

HAHNEN, C.; FREEMAN, C. G.; HALDAR, N.; HAMATI, J. N.; BARD, D. M.; MURALI, V.; MERLI, G. J.; JOSEPH, J. I.; HELMOND, N. van. Accuracy of Vital Signs Measurements by a Smartwatch and a Portable Health Device: Validation Study. *JMIR mHealth and uHealth*, JMIR Publications, v. 8, n. 2, p. e16811–e16811, feb 2020. ISSN 2291-5222. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32049066https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7055753/>>.

HEDAYATIPOUR, A.; MCFARLANE, N. Wearables for the next pandemic. *IEEE Access*, v. 8, p. 184457–184474, 2020.

HYUN, S. M.; HWANG, T. H.; LEE, K. The Prediction Model for Classification of COVID-19 Infected Patients Using Vital Sign. In: *2021 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC)*. [S.l.: s.n.], 2021. p. 678–681. ISBN 2162-1233 VO -.

JEON, E.; OH, K.; KWON, S.; SON, H.; YUN, Y.; JUNG, E.-S.; KIM, M. S. A lightweight deep learning model for fast electrocardiographic beats classification with a wearable cardiac monitor: Development and validation study. *JMIR Med Inform*, v. 8, n. 3, p. e17037, Mar 2020. ISSN 2291-9694.

KAMGA, P.; MOSTAFA, R.; ZAFAR, S. The Use of Wearable ECG Devices in the Clinical Setting: a Review. *Current Emergency and Hospital Medicine Reports*, v. 10, n. 3, p. 67–72, 2022. ISSN 2167-4884. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40138-022-00248-x>>.

- KAY, A.; GREEN, T. *Texas Instruments Analog Engineer's Pocket Reference*. 2019. <<https://www.ti.com/amplifier-circuit/analog-engineers-pocket-reference-guide.html>>. Acesso em: 26/01/2024.
- KIM, I.; LAI, P.-H.; LOBO, R.; GLUCKMAN, B. J. Challenges in wearable personal health monitoring systems. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 5264–5267.
- KIM, S.; KIM, H. A new metric of absolute percentage error for intermittent demand forecasts. *International Journal of Forecasting*, v. 32, n. 3, p. 669–679, 2016. ISSN 0169-2070. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169207016000121>>.
- KONWAR, R.; BASUMATARY, B.; DUTTA, M.; MAHANTA, P. Accuracy of Fetal Weight Estimation by Ultrasonographic Evaluation in a Northeastern Region of India. *International Journal of Biomaterials*, Hindawi, v. 2021, p. 9090338, 2021. ISSN 1687-8787. Disponível em: <<https://doi.org/10.1155/2021/9090338>>.
- KOTESKA, B.; MITROVA, H.; BOGDANOVA, A. M.; LEHOCKI, F. Machine learning based SpO2 prediction from PPG signal's characteristics features. In: *2022 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. [S.l.: s.n.], 2022. p. 1–6. ISBN VO -.
- M5Stack. *Battery Module 13.2 (1500mAh)*. 2024. <<https://shop.m5stack.com/products/battery-module-13-2-1500mah>>. Acesso em: 26/01/2024.
- MAKOWSKI, D. Neurophysiological data analysis with neurokit2. *NeuroKit*, 2021.
- MAKOWSKI, D.; PHAM, T.; LAU, Z. J.; BRAMMER, J. C.; LESPINASSE, F.; PHAM, H.; SCHÖLZEL, C.; CHEN, S. H. A. Neurokit2: A python toolbox for neurophysiological signal processing. *Behavior Research Methods*, Springer Science and Business Media LLC, v. 53, n. 4, p. 1689–1696, feb 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.3758/s13428-020-01516-y>>.
- MATSUURA, N.; KUWABARA, K.; OGASAWARA, T. Lightweight heartbeat detection algorithm for consumer grade wearable ecg measurement devices and its implementation. In: *2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2022. p. 4299–4302.
- Micro Crystal. *OV-7604-C7 Low Power Clock Oscillator 32.768 kHz*. 2021. <<https://www.microcrystal.com/fileadmin/Media/Products/kHzOSC/Datasheet/OV-7604-C7.pdf>>. Acesso em: 26/01/2024.
- MOLLURA, M.; ROMANO, S.; MANTOAN, G.; LEHMAN, L. w.; BARBIERI, R. Prediction of Septic Shock Onset in ICU by Instantaneous Monitoring of Vital Signs. In: *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2020. p. 2768–2771. ISBN 2694-0604 VO -.
- NERI, L.; OBERDIER, M. T.; ABELEN, K. C. J. van; MENGHINI, L.; TUMARKIN, E.; TRIPATHI, H.; JAIPALLI, S.; ORRO, A.; PAOLOCCI, N.; GALLELLI, I.; DALL'OLIO, M.; BEKER, A.; CARRICK, R. T.; BORGHI, C.; HALPERIN, H. R. Electrocardiogram monitoring wearable devices and artificial-intelligence-enabled diagnostic capabilities: A review. *Sensors*, v. 23, n. 10, 2023. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/23/10/4805>>.

OLIVEIRA, B. Rodrigues de. *Detecção de Complexos QRS em Eletrocardiogramas Baseada na Decomposição em Valores Singulares em Multirresolução*. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual Paulista (Unesp), 10 2015.

OSRAM Biofy. *OSRAM SFH 7072 Datasheet*. 2023. <<https://ams-osram.com/products/multi-chips/optical-modules/osram-biofy-sfh-7072#Datasheets>>. Acesso em: 26/01/2024.

PEIXOTO, R. *Doenças do coração matam quase um terço dos brasileiros; estilo de vida é um dos fatores de risco*. 2023. <<https://g1.globo.com/saude/noticia/2023/08/28/doencas-do-coracao-matam-quase-um-terco-dos-brasileiros-estilo-de-vida-e-um-dos-fatores-de-risco.ghtml>>. Acesso em: 02/01/2024.

REINERI, M. *Design and Development of a Wearable Medical Smartwatch*. Dissertação (Master's Thesis) — Politecnico di Torino, Turin, Italy, 2022.

REISS, A.; INDLEKOFER, I.; SCHMIDT, P.; Van Laerhoven, K. Deep PPG: Large-Scale Heart Rate Estimation with Convolutional Neural Networks. v. 19, n. 14, 2019.

REN, K. *Higher Speed: How Fast Can It Be?* 2017. Acesso em: 10/02/2024. Disponível em: <<https://www.bluetooth.com/blog/exploring-bluetooth-5-how-fast-can-it-be/>>.

SP MicroTech. *5V Step-Up Power Module Lithium Battery Charging Protection Board HT4928S / SW8208S*. 2024. <<https://www.spmicrotech.com/product/5v-step-up-power-module-lithium-battery-charging-protection-board/>>. Acesso em: 26/01/2024.

STONE, J. D.; ULMAN, H. K.; TRAN, K.; THOMPSON, A. G.; HALTER, M. D.; RAMADAN, J. H.; STEPHENSON, M.; FINOMORE, V. S.; GALSTER, S. M.; REZAI, A. R.; HAGEN, J. A. Assessing the Accuracy of Popular Commercial Technologies That Measure Resting Heart Rate and Heart Rate Variability. *Frontiers in Sports and Active Living*, v. 3, p. 37, 2021. ISSN 2624-9367. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fspor.2021.585870>>.

STRIK, M.; PLOUX, S.; RAMIREZ, F. D.; ABU-ALRUB, S.; JAIS, P.; HAISSAGUERRE, M.; BORDACHAR, P. Smartwatch-based detection of cardiac arrhythmias: Beyond the differentiation between sinus rhythm and atrial fibrillation. *HEART RHYTHM*, v. 18, n. 9, p. 1524–1532, 2021. ISSN 1547-5271.

TAMURA, T. Current progress of photoplethysmography and SPO2 for health monitoring. *Biomedical Engineering Letters*, v. 9, n. 1, p. 21–36, 2019. ISSN 2093-985X. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s13534-019-00097-w>>.

TEODORO, F. G. S.; COSTA, D. M. M. da; PERES, S. M.; LIMA, C. A. M. Seleção de característica via algoritmos evolucionários para reconhecimento biométrico baseado em sinais de ecg. In: Bastos Filho, C. J. A.; POZO, A. R.; LOPES, H. S. (Ed.). *Anais do 12 Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional*. Curitiba, PR: ABRICOM, 2015. p. 1–6.

Texas Instruments. *OV-7604-C7 Low Power Clock Oscillator 32.768 kHz*. 2016. <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm3671.pdf>>. Acesso em: 26/01/2024.

THOMSON, E. A.; NUSS, K.; COMSTOCK, A.; REINWALD, S.; BLAKE, S.; PIMENTEL, R. E.; TRACY, B. L.; LI, K. Heart rate measures from the apple watch, fitbit charge hr 2, and electrocardiogram across different exercise intensities. *Journal of Sports Sciences*, Routledge, v. 37, n. 12, p. 1411–1419, jun 2019. ISSN 0264-0414. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1560644>>.

TOSI, J.; TAFFONI, F.; SANTACATTERINA, M.; SANNINO, R.; FORMICA, D. Performance evaluation of bluetooth low energy: A systematic review. *Sensors*, v. 17, n. 12, 2017. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2898>>.

U-blox. *NINA-B3 series Stand-alone Bluetooth 5 low energy modules Datasheet*. 2023. Acesso em: 10/02/2024. Disponível em: <https://content.u-blox.com/sites/default/files/NINA-B3_DataSheet_UBX-17052099.pdf>.

VADREVU, S.; MANIKANDAN, M. S. A robust pulse onset and peak detection method for automated ppg signal analysis system. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 68, n. 3, p. 807–817, March 2019. ISSN 1557-9662.

YASSIN, F. M.; SANI, N. A.; CHIN, S. N. Analysis of heart rate and body temperature from the wireless monitoring system using arduino. In: . IOP Publishing, 2019. v. 1358, n. 1, p. 012041. Disponível em: <<https://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/1358/1/012041>>.

YU, W. *Reaping the Benefits of an MSP430™ MCU with Smart Analog Combo in Pulse Oximeter Designs*. 2023. <<https://www.ti.com/document-viewer/lit/html/SSZT231>>. Acesso em: 06/12/2023.

APÊNDICE A – ADAPTAÇÃO DA FUNÇÃO ECG_PROCESS COM MÉTODOS SELECIONADOS

Código Fonte 1 – Adaptação da função *ecg_process*.

```

1 def ecg_process(ecg_signal, sampling_rate, method_clean, method_peaks):
3     # Sanitização e limpeza do sinal
    ecg_signal = signal_sanitize(ecg_signal)
5     ecg_cleaned = ecg_clean(ecg_signal, sampling_rate=sampling_rate, method=
        method_clean)
7
    # Detecção de picos de onda R
    instant_peaks, info = ecg_peaks(
9         ecg_cleaned=ecg_cleaned,
        sampling_rate=sampling_rate,
11        method=method_peaks,
        correct_artifacts=True,
13    )
15
    # Cálculo da frequência cardíaca
    rate = signal_rate(
17        info, sampling_rate=sampling_rate, desired_length=len(ecg_cleaned)
    )
19
    # Avaliando qualidade do sinal
    quality = ecg_quality(
21        ecg_cleaned, rpeaks=info["ECG_R_Peaks"], sampling_rate=sampling_rate
23    )
25
    # Inserindo sinais em um DataFrame
    signals = pd.DataFrame(
27        {
            "ECG_Raw": ecg_signal,
29            "ECG_Clean": ecg_cleaned,
            "ECG_Rate": rate,
31            "ECG_Quality": quality,
        }
33    )
35
    # Delineando complexo QRS
    delineate_signal, delineate_info = ecg_delineate(
37        ecg_cleaned=ecg_cleaned, rpeaks=info["ECG_R_Peaks"], sampling_rate=
        sampling_rate
    )
39    info.update(delineate_info) # Merge waves indices dict with info dict

```

```
41     # Determinando fases do ciclo cardíaco
cardiac_phase = ecg_phase(
43     ecg_cleaned=ecg_cleaned,
    rpeaks=info["ECG_R_Peaks"],
45     delineate_info=delineate_info,
    )
47
    # Informações adicionais para o DataFrame
49     signals = pd.concat(
    [signals, instant_peaks, delineate_signal, cardiac_phase], axis=1
51     )

53     # retornando o DataFrame dos sinais e localização dos picos R
    return signals, info
```

Fonte: adaptação de (MAKOWSKI, 2021)

APÊNDICE B – ALGORITMOS EM HTML E JAVASCRIPT PARA O WEBSITE

Código Fonte 2 – Estrutura do website usado para captura dos dados transmitidos por BLE e exibição das informações processadas.

```

1 <!DOCTYPE html>
2 <html lang="en">
  <head>
4     <meta charset="UTF-8">
     <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
6     <title>Arduino BLE Connection</title>
     <link rel="stylesheet" type="text/css" href="styles.css">
8 </head>
  <body>
10    <div id="homeView">
        <button id="startConnectBtn">Conectar ao ArduinoBLE e iniciar medição
            </button>
12        <button id="disconnectBtn">Desconectar e interromper medição</button>
        </div>
14    <div id="resultsView"></div>
        <script src="script.js"></script>
16 </body>
</html>

```

Fonte: autora

Código Fonte 3 – Lógica de programação do website usado para captura dos dados transmitidos por BLE e exibição das informações processadas.

```

1 var homeVisibility = document.getElementById("homeView")
  var resultsVisibility = document.getElementById("resultsView")
3 let jsonDataArray = []

5 // As funções hideHomeView() e backHomeView() são utilizadas para alternar
  // a exibição da tela de início e da tela de resultados
7
  function hideHomeView() {
9     // Ocultando tela de início
    homeVisibility.style.display = "none"
11
    // Exibindo tela de resultados
13    resultsVisibility.style.display="flex"
  }
15
  function backHomeView(){
17    // Exibindo a tela de início

```

```
homeVisibility.style.display = "flex"
19
// Ocultando tela de resultados
21 resultsVisibility.style.display="none"

23 // Limpando o vetor para o arquivo JSON
jsonDataArray=[]
25 }

27 document.addEventListener('DOMContentLoaded', () => {
    let device, server, characteristic;
29 let timestampNow=0;
    let dados=undefined;
31 let batteryValue=0;
    const startConnectBtn = document.getElementById('startConnectBtn');
33 const disconnectBtn = document.getElementById('disconnectBtn');

35

startConnectBtn.addEventListener('click', async () => {
37     console.log('Iniciando medicao...')
    try {
39         // Será apenas permitida a conexão com o arduino
        device = await navigator.bluetooth.requestDevice({
41             filters: [{ name: 'AnalogSignalMonitor' }],
            optionalServices: ['0000180f-0000-1000-8000-00805f9b34fb']
43         });

45         server = await device.gatt.connect(); // conexão utilizando protocolo
            GATT
        const service = await server.getPrimaryService('0000180f
            -0000-1000-8000-00805f9b34fb'); // conectando ao serviço
47         characteristic = await service.getCharacteristic('00002a19
            -0000-1000-8000-00805f9b34fb'); // conectando à característica

49         console.log('Conectado ao serviço e característica do arduino.');
```

51 // Inicia notificações

```
notifications = await characteristic.startNotifications();
53 console.log('Notificações iniciadas, lendo sinal do arduino...')

55 // Evento para registrar quando há notificações da mudança no valor
da característica
notifications.addEventListener('characteristicvaluechanged', (event)
=> {
57     const value = event.target.value;
    const decodedValue = new TextDecoder().decode(value); //
        decodificando valor do pacote BLE
```

```
59     analogValue = decodedValue.charCodeAt(0); // convertendo de unicode
        para valor numérico
        console.log('Sinal:', analogValue);
61     timestampNow = Date.now(); // registrando carimbo data/hora
        console.log('Timestamp: ',timestampNow);
63     dados = { "ECG Signal": analogValue, "Timestamp": timestampNow };
        console.log('Dados para o JSON: ',dados) // dados como inseridos no
            vetor, para essa leitura
65     jsonDataArray.push(dados);
        console.log('JSON Array com dados:', jsonDataArray) // status atual
            do vetor de JSON
67     });

69
71     } catch (error) {
        console.error('Erro ao conectar ao dispositivo Bluetooth:', error.
            message);
73     };

75     disconnectBtn.addEventListener('click', async () => {
        console.log('Encerrando medicao...')
77     try {
        // Iniciando processo de desconexão
79     if (characteristic) {
        console.log('Interrompendo notificacoes...')
81     await characteristic.stopNotifications();
        console.log('Notificacoes interrompidas')
83     }
        if (server) {
85     console.log('Desconectando do server...')
        await server.disconnect();
87     console.log('Arduino desconectado com sucesso')
        }

89     // Criar arquivo JSON
91     const jsonString = JSON.stringify(jsonDataArray, null, 2);

93     // Configurar a URL da API para o método POST
        const apiUrlPost = 'https://username.pythonanywhere.com/
            upload_ecg_data';

95     // Enviar JSON para a API com o método POST
97     console.log('Tentando enviar dados para a API e...')
        const postResponse = await fetch(apiUrlPost, {
99     method: 'POST',
        headers: {
```

```
101         'Content-Type': 'application/json',
102     },
103     body: jsonString,
104 });
105
106 // Verificar se a requisição foi bem-sucedida
107 if (postResponse.ok) {
108     console.log('JSON enviado com sucesso para a API.');
```

```
109 } else {
110     console.error('Erro ao enviar JSON para a API:', response.status,
111                 response.statusText);
112 }
113
114 // Configurar a URL da API para o método POST
115 const apiUrlGet = 'https://username.pythonanywhere.com/
116     process_ecg_data';
117
118 // Receber JSON com imagens e valor da frequência cardíaca usando mé
119 todo GET
120 console.log('Tentando receber dados da API e...')
```

```
121 const getResponse = await fetch(apiUrlGet, {
122     method: 'GET',
123     headers: {
124         'Content-Type': 'application/json',
125     },
126 });
127
128 if (getResponse.ok) {
129     // Se a resposta for bem-sucedida, obter o JSON da resposta
130     const jsonData = await getResponse.json();
131
132     // Mostrar o JSON no console
133     console.log('Dados recebidos da API com sucesso:', jsonData);
134
135     hideHomeView(); // sai da tela de início e encaminha para a de
136     resultados
137
138     // Carrega as informações obtidas da API na tela de resultados
139     const infoArea = document.getElementById('resultsView');
140     infoArea.innerHTML = `
141     <div id="freqArea">
142     <div class="heart"></div>
143     <h3 id="textoFreq"> ${jsonData.heart_rate} BPM</h3>
144     </div>
145     <h3>Sinal de ECG</h2>
146     <div id="imageArea1">
```

```
145     
146     
147     </div>
148     <h3>Frequência Cardíaca</h2>
149     <div id="imageArea2">
150     
151     
152     </div>
153     <button id="backHomeBtn" onClick="backHomeView()">Voltar à tela
154     de início</button>
155     `;
156
157     }else{
158         console.error('Erro ao obter dados da API:', getResponse.status,
159             getResponse.statusText);
160     }
161
162     }catch(error){
163         console.error('Erro ao desconectar: ', error.message)
164     }
165 });
```

Fonte: autora

APÊNDICE C – PARTES PRINCIPAIS DO CÓDIGO FONTE DA API

Código Fonte 4 – Código referente à API construída para receber os dados do frontend e devolver resultados processados (versão completa inclui também bibliotecas e funções adaptadas do pacote NeuroKit).

```

1 # Configuração da API Flask e do CORS (Cross-Origin Resource Sharing), que
  permite que uma aplicação web seja executada em uma origem mas acesse
  recursos de outras origens

3 app = Flask(__name__)
  CORS(app, resources={
5     r"/process_ecg_data": {"origins": "https://localhost:8080"},
     r"/upload_ecg_data": {"origins": "https://localhost:8080"}
7 })

9 # endpoint da API para método POST
  @app.route('/upload_ecg_data', methods=['POST'])
11 @cross_origin(origin='https://localhost:8080', headers=['Content-Type']) # cabeç
    alhos CORS
  def upload_ecg_data():
13     try:
        # Obter o JSON da solicitação POST
15         data = request.get_json()

17         # Abrindo arquivo temporário data.json
        with open('/home/username/mysite/ecg_data.json', 'w') as file:
19             json.dump(data, file) # enviando informações
        return jsonify({'status': 'success'})

21     except Exception as e:
23         return jsonify({'status': 'error', 'message': str(e)}), 500

25 # endpoint da API para método GET
  @app.route('/process_ecg_data', methods=['GET'])
27 @cross_origin(origin='https://localhost:8080', headers=['Content-Type']) # cabeç
    alhos CORS
  def process_ecg_data():
29     try:
        # Carregando dados do arquivo temporário data.json
31         with open('/home/username/mysite/ecg_data.json', 'r') as file:
            data = json.load(file)

33         # Extraíndo valores do sinal de ECG e carimbo data/hora
35         timestamps = [entry['Timestamp'] for entry in data]
            ecg_signal = [entry['ECG Signal'] for entry in data]

```

```
37
    # Converte o primeiro timestamp para uma string de data e hora
39    first_timestamp = timestamps[0] / 1000
    formatted_datetime = datetime.fromtimestamp(first_timestamp).strftime('%Y
        -%m-%d_%H-%M-%S')
41
    # Indicativo de data e hora do início da medida no arquivo JSON
    armazenado permanentemente
43    new_file_path = f'/home/username/mysite/ecg_data_{formatted_datetime}.
        json'

45    # Salva os dados no arquivo permanente
    with open(new_file_path, 'w') as new_file:
47        json.dump(data, new_file)

49    # Limpa arquivo temporário
    with open('/home/username/mysite/ecg_data.json', 'w') as file:
51        file.seek(0)
        file.truncate()

53

55    # Aplica função ecg_process
    signals, info = ecg_process(ecg_signal, sampling_rate=100)

57    # Aplica função ecg_plot
    fig1, fig2, figraw, figclean, heart_rate = ecg_plot(signals, info)
59

61    # Configura nomes dos arquivos de imagem
    raw_signal_path='sinal_bruto.png'
    figraw.savefig(raw_signal_path, figsize=(32,8))
63    clean_signal_path='sinal_processado.png'
    figclean.savefig(clean_signal_path)
65    fc_media_path='fc_media.png'
    fig1.savefig(fc_media_path)
67    beats_path='batimento.png'
    fig2.savefig(beats_path)

69

71    # Salva valor da FC em variável
    rate_avg=round(heart_rate)

73    # Cria resposta para o website em formato JSON
    response = make_response(jsonify({
75        'status': 'success',
        'raw_image_url': url_for('download_file', filename=raw_signal_path,
            _external=True),
77        'cleaned_image_url': url_for('download_file', filename=
            clean_signal_path, _external=True),
        'hr_avg_url': url_for('download_file', filename=fc_media_path,
```

```
        _external=True),
79         'beats_avg_url': url_for('download_file', filename=beats_path,
            _external=True),
            'heart_rate': f'{rate_avg}'
81     )))

83     return response

85     except Exception as e:
        return jsonify({'status': 'error', 'message': str(e)}), 500
87

# Salva imagens temporariamente
89 @app.route('/<filename>')
def download_file(filename):
91     end=f'/home/username/{filename}'
    return send_file(end, as_attachment=True)
```

Fonte: autora