

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**LUIZ EDUARDO DE MELO LUIZ**

**INTERFACE GRÁFICA E HARDWARE MODULADO MULTIUSO PORTÁTIL DE  
AQUISIÇÃO DE ECG E EMG**

**CURITIBA**

**2024**

**LUIZ EDUARDO DE MELO LUIZ**

**INTERFACE GRÁFICA E HARDWARE MODULADO MULTIUSO PORTÁTIL DE  
AQUISIÇÃO DE ECG E EMG**

**GRAPHIC INTERFACE AND MODULATED MULTI-PURPOSE PORTABLE ECG  
AND EMG ACQUISITION HARDWARE**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Wilson José da Silva.

Coorientador: Prof. Dr. João Paulo Ramos Teixeira.

**CURITIBA**

**2024**



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



LUIZ EDUARDO DE MELO LUIZ

**INTERFACE GRÁFICA E HARDWARE MODULADO MULTIUSO PORTÁTIL DE AQUISIÇÃO DE ECG E EMG**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 03 de Dezembro de 2024

Dr. Wilson Jose Da Silva, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Fabio Kurt Schneider, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Fabio Rizental Coutinho, - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Joao Paulo Ramos Teixeira, Doutorado - Instituto Politécnico de Bragança (Ipb)

Dr. Vitoldo Swinka Filho, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 05/12/2024.

Dedico este trabalho a todos que de alguma forma me auxiliaram e tornaram possível a conclusão dessa etapa.

Em particular à minha família, especialmente minha esposa, Beatriz Mafra

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço meus orientadores (e amigos) João Paulo Teixeira e Wilson José da Silva, por toda a orientação, conselhos, consideração ao trabalho desenvolvido e tempo despendido. Ainda no âmbito acadêmico, agradeço as instituições de ensino UTFPR Câmpus Toledo e IPB, por terem me proporcionado a oportunidade de participar do programa de dupla-diplomação durante minha graduação.

Em especial, agradeço ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da UTFPR Câmpus Curitiba, por terem me acolhido como egresso de dupla-diplomação, me fornecendo todo o auxílio necessário de forma eficiente e clara, sobretudo tendo em conta a minha situação específica de ingresso no programa de pós-graduação. Obrigado, atual coordenador do CPGEI, prof. André Eugenio Lazzaretti, e integrantes da secretaria stricto centro da UTFPR-CT, por me auxiliarem a chegar ao fim desse mestrado com orgulho da instituição que me proporcionou tantas experiências.

Finalmente, agradeço a Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT, Portugal) pelo apoio financeiro através dos fundos nacionais FCT/MCTES (PIDDAC) ao CeDRI, UIDB/05757/2-020 (DOI: 10.54499/UIDB/05757/2020) e UIDP/05757/2020 (DOI: 10.54499/UIDB/05757/2020) e SusTEC, LA/P/0007/2020 (DOI: 10.54499/LA/P/0007/2020). Sobretudo o apoio financeiro direcionado, concedido pelo projeto NanoStim - Nanomaterials for wearable-based integrated biostimulation (POCI-01-0247-FEDER-045908). Centros que integrei durante o mestrado, que forneceram as verbas e dependências para o desenvolvimento desse trabalho

## RESUMO

LUIZ, Luiz Eduardo. **Interface Gráfica e Hardware Modulado Multiuso Portátil de Aquisição de ECG e EMG**. 2025. 86 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2025.

O crescimento do mercado de sistemas vestíveis de monitoramento de sinais vitais carrega um problema relacionado a falta de implementação desses dispositivos em ambientes práticos, visto a dificuldade de integrar a obtenção de dados fisiológicos em dados relevantes para análise biomédica. O trabalho proposto aqui tem como principal objetivo desenvolver um sistema que abranja todas as etapas de um sistema eletrônico, nomeadamente, *hardware*, *firmware*, e interface gráfica compatível com a aquisição, permitindo o acompanhamento em tempo real de sinais de eletrocardiograma (ECG) e eletromiograma (EMG), fornecendo ao usuário opções de processamento analógico e digital, detecção de eventos de interesse e cálculo de parâmetros intrínsecos de cada sinal. Partindo da possibilidade desse sistema ser aplicado com diversos objetivos, os parâmetros de aquisição e processamento devem ser intuitivamente alteráveis pelo usuário, criando maior versatilidade. Como resultado, o módulo de aquisição foi desenvolvido com conectores para fazer interface com o cabo de eletrodos que serve de sensor, com condicionamento analógico calculado de forma individual para cada sinal, baseado em sua área de interesse, obtendo uma resposta em frequência de condicionamento adequada para cada sinal, incluindo um amplificador de instrumentação, um filtro passa-baixas e um filtro passa-altas. Sendo a transmissão de energia, feita em 50 Hz (Portugal), a maior fonte de ruído no sinal, um filtro rejeita-faixa foi implementado, atingindo um fator de sinal-ruído de 1776,23 V/V para o ECG e 3544,05 V/V para o EMG. Os dados coletados são transmitidos via Bluetooth® utilizando um microcontrolador ESP32 v4 para a interface gráfica. Na interface, o usuário tem uma aba controladora que permite: o controle da conexão Bluetooth®, alterações na frequência de amostragem, tamanho da janela de exibição contínua do sinal, excluir os dados coletados, e salvar os dados para análise futura. Também há quatro abas alternáveis: “*Acquisition*”, “*Contraction*”, “*Filter*” e “*Heart Rate*”. A primeira aba serve para apresentar o sinal, os controles de filtragem analógica e digital e ativação de detecção autônoma de eventos. Para detecção autônoma de picos do ECG, foi implementado uma metodologia adaptada da reconstrução de um sinal sintético baseado em faixas de frequência do sinal de ECG original, obtida através da transformada de *Wavelet*. Para a detecção de contrações, foi implementada a metodologia de comparação da curva moduladora de baixa frequência do sinal de EMG com um limiar configurável que define os períodos de contração e repouso. A segunda aba é responsável pela exposição de dados de contrações, o usuário pode analisar contrações separadas, editar, criar ou excluir contrações, além da interface fornecer dados intrínsecos de cada sinal. Na terceira aba é possível editar os filtros, onde usuário pode alterar os parâmetros dos filtros digitais passa-baixas, passa-altas e Notch implementados. Por fim, na quarta, o usuário pode analisar cada ciclo cardíaco separadamente, além da frequência cardíaca durante todo o período de sinal, com a interface fornecendo o tamanho de porções do ciclo comumente utilizados na literatura para detecção de patologias cardíacas.

Palavras-chave: Eletrocardiograma; Eletromiograma; Condicionamento Analógico; Processamento Digital de Sinais.

## ABSTRACT

LUIZ, Luiz Eduardo. **Graphic Interface and Modulated Multi-purpose Portable ECG and EMG Acquisition Hardware**. 2025. 86 f. Dissertation (Master's Degree in Electrical Engineering and Industrial Informatic) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2025.

The growth in the market for wearable systems for monitoring vital signs has led to a problem related to the lack of implementation of these devices in practical environments, given the difficulty of integrating the acquisition of physiological data into relevant data for biomedical analysis. The main objective of the work proposed here is to develop a system that covers all the stages of an electronic system, namely hardware, firmware and a graphical interface compatible with acquisition, enabling real-time monitoring of electrocardiogram (ECG) and electromyogram (EMG) signals, providing the user with analogue and digital processing options, detection of events of interest and calculation of intrinsic parameters of each signal. Given that this system can be used for various purposes, the user must be able to intuitively change the acquisition and processing parameters, creating greater application versatility. As a result, the acquisition module was developed with connectors to interface with the electrode cable that serves as the sensor, with analogue conditioning calculated individually for each signal based on its area of interest, obtaining an appropriate conditioning frequency response for each signal. The conditioning includes an instrumentation amplifier, a low-pass filter and a high-pass filter. Since power transmission at 50 Hz (Portugal) is the biggest source of noise in the signal, a band-reject filter was implemented, achieving a signal-to-noise ratio of 1776.23 V/V for the ECG and 3544.05 V/V for the EMG. The collected data is transmitted via Bluetooth® using an ESP32 v4 microcontroller to the graphical interface. On the interface, the user has a controller tab that allows control of the Bluetooth® connection, changes to the sampling frequency, the continuous signal display window size, deleting the collected data, and saving the data for future analysis. There are also four switchable tabs: 'Acquisition', 'Contraction', 'Filter' and 'Heart Rate'. The first tab displays the signal, analogue and digital filtering controls and activation of autonomous event detection. A methodology adapted from reconstructing a synthetic signal based on the frequency ranges of the original ECG signal obtained using the Wavelet transform was implemented for the autonomous detection of ECG peaks. To detect contractions, a methodology was implemented to compare the low-frequency modulator curve of the EMG signal with a configurable threshold that defines the contraction and rest periods. The second tab is responsible for displaying contraction data. The user can analyse separate contractions, edit, create or delete contractions, and the interface provides intrinsic data for each signal. In the third tab, the filters can be edited, where the user can change the parameters of the implemented digital low-pass, high-pass, and Notch filters. Finally, on the fourth tab, the user can analyse each cardiac cycle separately, as well as the heart rate during the entire signal period, with the interface providing the size of portions of the cycle commonly used in the literature to detect cardiac pathologies.

Keywords: Electrocardiogram; Electromyogram; Analogue Conditioning; Digital Signal Processing.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Posicionamento de eletrodos na configuração CS5.....	15
Figura 2 – Resposta esperada no ECG para ciclo cardíaco em condições ideais e paciente saudável na configuração CS5 .....	15
Figura 3 – Resposta esperada do EMG para duas contrações musculares .....	17
Figura 4 – Bloco de Aquisição e Amplificação para ECG .....	26
Figura 5 – Bloco de Aquisição e Amplificação para sEMG .....	27
Figura 6 – Modelo dos blocos de filtragem para ECG e sEMG .....	27
Figura 7 – Comparação entre ciclo de senoide sendo amostrado em 4 bits e em 6 bits ..	28
Figura 8 – Efeito do deslocamento em sinal analógico em conversão analógico-digital mal dimensionado .....	29
Figura 9 – Efeito do deslocamento em sinal analógico em conversão analógico-digital mal dimensionado .....	30
Figura 10 – Comparação entre ciclo de senoide sendo amostrado a 10 Hz e a 20 Hz.....	31
Figura 11 – Eléctrodo de gel com conector estilo botão .....	37
Figura 12 – Cabo de conexão dos eléctrodos estilo botão para conector de áudio .....	37
Figura 13 – Diagrama de blocos da seção de hardware do sistema .....	38
Figura 14 – Circuito esquemático de filtro passa-altas RC.....	39
Figura 15 – Esquemático INA128 .....	40
Figura 16 – Circuito driver de referência .....	44
Figura 17 – Amplificador inicial EMG.....	45
Figura 18 – Amplificador integrador inversor.....	45
Figura 19 – Amplificador inicial e circuito RLD de realimentação do sistema de ECG.....	47
Figura 20 – Modelo de filtro Sallen-Key passa-altas .....	48
Figura 21 – Modelo de filtro <i>Notch</i> .....	49
Figura 22 – Modelo de filtro Sallen-Key passa-baixas.....	50
Figura 23 – Bloco de filtragem do circuito de ECG.....	51
Figura 24 – Bloco de filtragem do circuito de EMG.....	52
Figura 25 – Circuito de potência .....	52
Figura 26 – Vista (a) superior e (b) inferior da placa de circuito impresso final do sistema.....	53
Figura 27 – (a) Modelo 3D e (b) versão montada da placa de circuito impresso do sistema.....	53
Figura 28 – Comparação da resposta em frequência e área de interesse de cada sinal ..	54
Figura 29 – Organograma do algoritmo de controle do microcontrolador .....	56
Figura 30 – Aba fixa em situação desconectada e sem dados arquivados.....	57
Figura 31 – Aba fixa em situação conectada .....	58
Figura 32 – Aba alternável na seção de aquisição .....	59
Figura 33 – Aba alternável na seção de contrações .....	60
Figura 34 – Aba alternável na seção de filtros .....	61
Figura 35 – Aba alternável na seção de frequência cardíaca .....	62
Figura 36 – Sinal de ECG com picos identificados a partir do sinal original.....	66
Figura 37 – Picos R identificados no sinal sintético de ECG.....	67
Figura 38 – Sinal de ECG original com picos identificados no sinal sintético.....	67
Figura 39 – Condições de posicionamento da primeira borda durante criação de contração .....	71



<b>Figura 40 –Condições de posicionamento da segunda borda durante criação de contração .....</b>	<b>71</b>
<b>Figura 41 – Divisão de contração e representação das contrações resultantes.....</b>	<b>72</b>
<b>Figura 42 – Visualização afastada de pico R faltante em modo de edição de picos .....</b>	<b>73</b>
<b>Figura 43 – Visão próxima do cursor na posição do pico R faltante em modo edição de picos .....</b>	<b>74</b>
<b>Figura 44 – Visão próxima do pico R adicionado em modo edição de picos .....</b>	<b>74</b>
<b>Figura 45 – Visão afastada do pico T mal posicionado em modo edição de picos .....</b>	<b>75</b>
<b>Figura 46 – Visão próxima do cursor sob o pico T mal posicionado em modo edição de picos .....</b>	<b>75</b>
<b>Figura 47 – Visão afastada do sinal sem o pico T mal posicionado em modo edição de picos .....</b>	<b>76</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos microcontroladores da literatura estudados .....	33
Tabela 2 – Relação Ganho X CMRR do INA128 .....	40
Tabela 3 – Relação Erro no Ganho X Ganho do INA128 .....	42
Tabela 4 – Parâmetros finais dos filtros passa-altas.....	48
Tabela 5 – Parâmetros finais dos filtros <i>Notch</i> .....	50
Tabela 6 – Parâmetros finais dos filtros passa-baixas .....	51
Tabela 7 – Bandas e níveis de frequência da decomposição em 7 níveis de sinal de 1, 2 e 4 kSPS .....	65
Tabela 8 – Parâmetros de varredura para anotação dos picos P, Q, S, e T do ECG .....	68
Tabela 9 – Parâmetros de varredura para início e fim dos picos P, Q*, S*, e T do ECG .....	69

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>1.1</b>	<b>Eletrocardiograma .....</b>	<b>13</b>
<b>1.2</b>	<b>Eletromiograma .....</b>	<b>16</b>
<b>1.3</b>	<b>Estado da arte .....</b>	<b>17</b>
<b>1.4</b>	<b>Objetivos.....</b>	<b>19</b>
1.4.1	Objetivos gerais .....	20
1.4.2	Objetivos específicos.....	20
<b>1.5</b>	<b>Organização do documento .....</b>	<b>21</b>
<b>2</b>	<b>METODOLOGIA E CONCEITOS.....</b>	<b>23</b>
<b>2.1</b>	<b>Formulação do problema.....</b>	<b>23</b>
<b>2.2</b>	<b>Aquisição dos biossinais.....</b>	<b>24</b>
<b>2.3</b>	<b>Condicionamento analógico .....</b>	<b>26</b>
<b>2.4</b>	<b>Conversão analógico-digital.....</b>	<b>27</b>
<b>2.5</b>	<b>Microcontrolador .....</b>	<b>31</b>
<b>2.6</b>	<b>Interface gráfica .....</b>	<b>33</b>
2.6.1	Anotação gráfica autônoma.....	35
2.6.2	Parâmetros intrínsecos .....	35
<b>3</b>	<b>SISTEMA DESENVOLVIDO .....</b>	<b>37</b>
<b>3.1</b>	<b>Hardware.....</b>	<b>37</b>
3.1.1	Filtro RC de entrada .....	38
3.1.2	Aquisição e amplificação .....	39
<b>3.2</b>	<b>Algoritmo de pré-processamento e envio <i>wireless</i> .....</b>	<b>54</b>
<b>3.3</b>	<b>Interface gráfica .....</b>	<b>57</b>
3.3.1	Abas, Funcionalidades e Controladores .....	57
3.3.2	Algoritmos de detecção autônoma .....	63
3.3.3	Edição dos Parâmetros Detectados Autonomamente .....	70
<b>4</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>77</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>81</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O estudo dos sinais elétricos produzidos na rotina diária dos seres humanos fornece um grande conjunto de dados que são utilizados em pesquisas desde a detecção precoce de doenças, aumentando a eficácia e reduzindo o preço do tratamento (Vidhya, Maithani e Singh, 2023), até a otimização de ganho e recuperação muscular dos atletas (Düking *et al.*, 2016), permitindo aos médicos um melhor acompanhamento na reabilitação cardiovascular e muscular (Düking *et al.*, 2016; Vidhya, Maithani e Singh, 2023).

O mercado de sistemas vestíveis de monitoramento de sinais vitais (*Wearable Health-Monitoring Systems – WHMS*) teve um grande salto junto com os avanços em tecnologias de comunicação sem fio e miniaturização de componentes elétricos, possibilitando a integração desses aparelhos no acompanhamento de pacientes enfermos ou, ainda, como facilitador da aquisição de dados para um possível diagnóstico (Luiz, Coutinho e Teixeira, 2024).

O uso de dados de WHMS em ambiente clínico está em estágios iniciais (Bayoumy *et al.*, 2021; Canali, Schiaffonati e Aliverti, 2022; Jahfari *et al.*, 2022; Khundaqji *et al.*, 2021; Williams *et al.*, 2023), com poucos dispositivos de diagnóstico sendo empregados (Canali, Schiaffonati e Aliverti, 2022).

Apesar de muitos estudos nessa área, os resultados práticos não são tão explorados, levando a pequenos avanços nos diagnósticos médicos. Dessa forma, torna-se necessário analisar qual o papel dos vestíveis na área de saúde digital (Canali, Schiaffonati e Aliverti, 2022; Jensen *et al.*, 2021; O’Driscoll *et al.*, 2020) e compreender como obter informações clínicas significativas a partir de dados fisiológicos (Khundaqji *et al.*, 2021).

Apesar da aquisição de dados fisiológicos em ambientes clínicos serem considerados o padrão ouro para análise e diagnóstico, deve ser observado que os dados clínicos são amplamente filtrados e condicionados (Athavale e Krishnan, 2017), sendo coletados em momentos específicos pelo médico. Como resultado, a chance de detectar eventos com baixa ocorrência é reduzida, principalmente sinais cardiovasculares e distúrbios musculares.

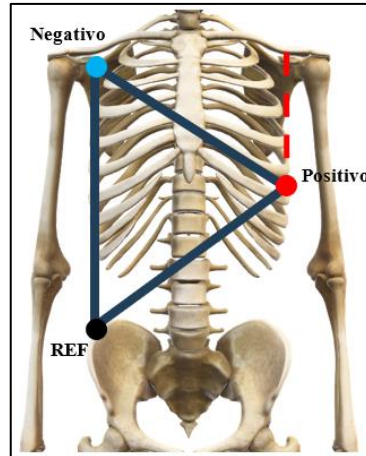
### 1.1 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) representa graficamente as contrações e dilatações do coração durante ciclos cardíacos, utilizando medições diferenciais de potencial elétrico em configurações (derivações) específicas do coração, de acordo com o movimento cardíaco de interesse que será analisado.

Devido à variação do comportamento do coração, dependendo do paciente e da situação em que o paciente se encontra, a visualização dos eletrocardiogramas durante períodos curtos pode não ser o suficiente, visto que é analisado apenas o comportamento em atividades específicas. Para contornar esse problema, foi desenvolvido o Holter, um dispositivo portátil capaz de armazenar o comportamento cardíaco durante períodos maiores que um dia em ambientes não-ambulatoriais (AECG – *Ambulatory External Eletrocardiogram*), possibilitando uma análise dos ciclos em boa parte das atividades exercidas diariamente pelo paciente (Mittal, Movsowitz e Steinberg, 2011), aumentando a chance de encontrar uma patologia presente (Fabian e Ahmed, 2024).

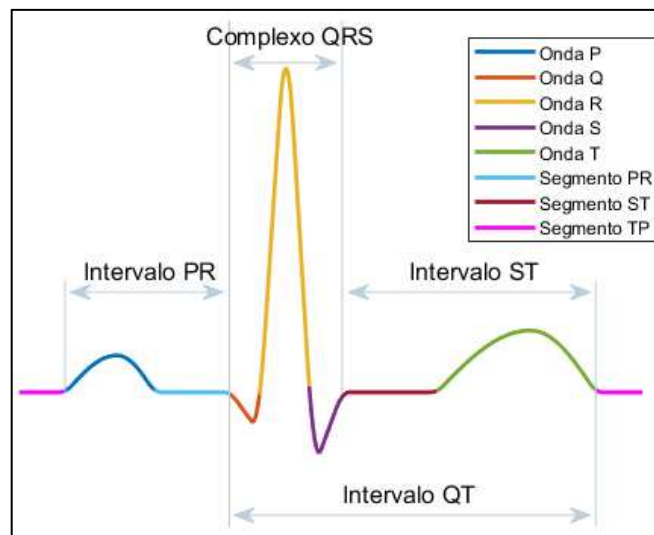
Eletrodos, como os de prata/cloreto de prata, são empregados para adquirir potenciais elétricos humanos. O sistema padrão de aquisição de ECG médico utiliza dez eletrodos, resultando em doze derivações. Entretanto, essa configuração pode ser desconfortável para utilização em períodos prolongados. Portanto, configurações alternativas com apenas três eletrodos são empregadas (Dr. Samuel, 2023; Yongwon Jang *et al.*, 2010), formando um triângulo de potenciais no tórax, conhecido como Triângulo de Einthoven (Dr. Samuel, 2023; Wilson *et al.*, 1946).

Durante esse trabalho, foi optado pela aquisição da derivação CS5 devido ao seu uso amplamente difundido em centros cirúrgicos (Francis, 2016) e comprovada eficiência para detecção de eventos de interesse e robustez contra ruídos proveniente de movimento dos membros periféricos (Varela, Silva, da e Fred, 2022). Nessa configuração, são utilizados três eletrodos: o positivo no quinto espaço intercostal esquerdo horizontalmente alinhado com a linha axilar anterior, o negativo na região de fossa infraclavicular direita, e o eletrodo de referência na extremidade anterior da crista ilíaca direita. O modelo ideal de posicionamento dos eletrodos é apresentado na Figura 1.



**Figura 1 – Posicionamento de eletrodos na configuração CS5**  
**Fonte: Autor**

Considerando essa derivação, o sinal esperado para um usuário saudável é similar ao modelo apresentado na Figura 2. Mesmo em casos de comportamento cardíaco padrão, os níveis máximos de tensão de pico não são constantes, variando de acordo com condições como sexo e idade (Rijnbeek *et al.*, 2014), atingindo até 5 mV, enquanto a banda de frequência do sinal normalmente varia de 0,5 Hz a 150 Hz (Ng e Chan, 2005).



**Figura 2 – Resposta esperada no ECG para ciclo cardíaco em condições ideais e paciente saudável na derivação CS5**  
**Fonte: Autor**

Os principais pontos de interesse nessa derivação são onda P, complexo QRS e onda T. A onda P ocorre no início da contração dos átrios do coração, enquanto o complexo QRS simboliza o começo da contração dos ventrículos, os quais permanecem contraídos até o final da onda T, onde ocorre a repolarização (Guyton e Hall, 2011).

Em relação aos parâmetros temporais de cada componentes, a onda P deve se manter abaixo de 110 ms, o intervalo PR entre 120 e 200 ms, o complexo QRS menor que 120 ms e o intervalo QT inferior a 450 ms para homens e 470 ms para mulheres (Reis *et al.*, 2013; Varella *et al.*, 2021).

## 1.2 Eletromiograma

O eletromiograma (EMG) é uma medida elétrica que identifica e quantifica as contrações musculares (Silva *et al.*, 2018). Existem estudos para aplicações em diagnóstico para doenças neuromusculares, como Parkinson (Athavale e Krishnan, 2017); reabilitação muscular (Franco *et al.*, 2024; Guerrero e Spinelli, 2015; Sestrem *et al.*, 2022); o controle de próteses elétricas para membros amputados (Córdova-Manzo *et al.*, 2023); detecção de quedas (Kaizer *et al.*, 2023); ou mesmo a tradução da linguagem de libras para textual (Wu *et al.*, 2015).

O eletromiograma de superfície (sEMG) é uma forma não intrusiva de adquirir sinais de EMG usando eletrodos de superfície (Córdova-Manzo *et al.*, 2023). Geralmente são utilizados múltiplos de dois eletrodos, um par por músculo, e um de referência, que pode servir para mais de um par de potencial. Os pares de eletrodos são colocados na superfície da pele, no comprimento do músculo-alvo, distanciados entre 1 e 4 cm (Ray e Guha, 1983).

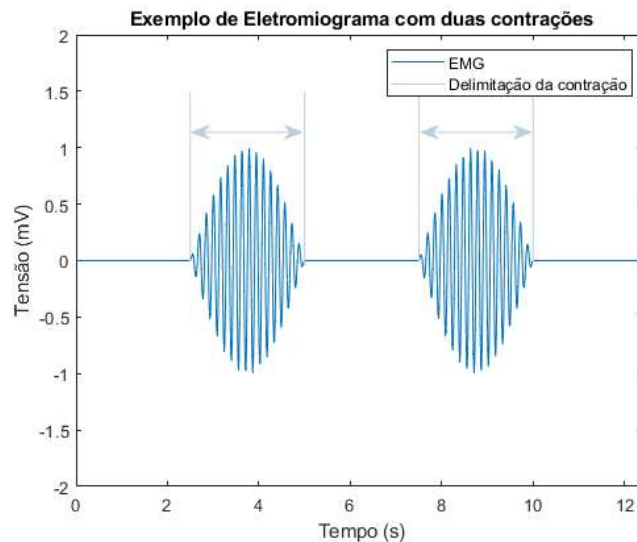
Em suma, o eletromiograma é a leitura do potencial elétrico entre dois pontos de um músculo, o sinal resultante representa a somatória da atividade elétrica de todos os potenciais de ação da unidade motora da fibra muscular (MUAPs) (Athavale e Krishnan, 2017). Dessa forma, é possível classificar os tipos de fibras musculares que predominam na execução do movimento (Ament *et al.*, 1993; Kupa *et al.*, 1995).

Por esse efeito, uma das aplicações de EMG se baseia na análise do espectro de frequência do sinal lido. Uma diminuição na mediana da frequência da leitura significa uma mudança nas fibras de contração rápida (tipo 2) para fibras de contração lenta (tipo 1), sendo um efeito indicador de fadiga muscular (Franco *et al.*, 2024).

A amplitude máxima, além de variar em função de sexo e idade (Visser e Rijke, de, 1974), também varia de acordo com a intensidade da contração, o músculo escolhido e a força do usuário. Normalmente, a máxima diferença entre ponto mínimo e máximo atinge um valor absoluto de 10 mV (Athavale e Krishnan, 2017). A largura de banda, por outro lado, normalmente se mantém entre 10 e 500 Hz (Córdova-Manzo *et al.*, 2023; Gutierrez, Cardiel e Hernandez, 2016; Silva *et al.*, 2018).

O sinal resultante da aquisição do eletromiograma de superfície enquanto duas contrações são realizadas é similar com o apresentado na Figura 3. No sinal, há uma

componente de baixa frequência, moduladora, que representa os momentos em que há contração e sua intensidade. Enquanto a componente de maior frequência, modulada no envelope, contém a informação referente as fibras musculares utilizadas em cada contração.



**Figura 3 – Resposta esperada do EMG para duas contrações musculares**  
**Fonte: Autor**

### 1.3 Estado da arte

Há estudos publicados na literatura sobre o desenvolvimento de interfaces gráficas (GUI) para a apresentação de biossinais. Em Belgacem, Assous e Bereksi-Reguig, (2011), a GUI é desenvolvida, mas o sinal do eletrodo é criado em um simulador de potencial.

Em Xiao e Peng, (2018), também é apresentado um ECG gerado em um simulador, porém com a possibilidade de detectar picos de R.

Em Mondelo, Lado e Méndez, (2023), a GUI foi desenvolvida para interpretar conjuntos de dados de ECG, porém a análise foi feita com bancos de dados pré-existentes, em que determinadas bandas de frequência podem ter sido atenuadas, restringindo estudos que vão além das bandas de frequência padrão.

Da mesma forma, há sistemas focados em EMG que partem de um banco de dados pré-existente, como em Mengarelli et al., (2016) ou Córdova-Manzo et al., (2023); utilizam sistemas de aquisição pré-existentes, como em Gutierrez, Cardiel e Hernandez, (2016); ou sem foco no reconhecimento dos parâmetros do sinal com processamento digital, como em Silva et al., (2018).

Enquanto isso, alguns estudos se concentram no desenvolvimento do hardware de aquisição sem se aprofundar na interface de apresentação desses dados. Em Teixeira e Ferreira,



(2015) foi desenvolvido um sistema de aquisição e condicionamento analógico de um canal de ECG, salvando o resultado em um cartão SD para posterior leitura em um computador.

Em Guerrero e Spinelli, (2015), um sistema de aquisição de oito canais EMG é apresentado, sendo especificamente desenvolvido para utilização de eletrodos ativos ramificados secos.

Em Lopes et al., (2019), é apresentado um módulo de aquisição e condicionamento de um canal de EMG, um display LCD, uma barra de LED de 10 segmentos, um módulo para cartão SD e botões para alterar configurações do sistema.

Há também estudos que tratam do desenvolvimento de sistemas que incluem *hardware* para aquisição dos sinais reais do usuário e uma GUI para representação da aquisição. Em Souza, (2015), o *hardware* de aquisição para ECG e EMG é desenvolvido, enviando o sinal resultante para um aparelho celular com sistema operacional Android, onde é feita a exibição do sinal completo, porém sem processamento digital desse resultado.

Em Pires, Mendes Júnior e Stevan Junior, (2019), além do hardware de aquisição do EMG, a GUI foi desenvolvida em LabVIEW para exibição do sinal, onde o usuário seleciona quantos segundo de leitura deve ser feito, permitindo adicionar um filtro digital de 60 Hz e exportar o resultado para o software de planilhas Microsoft Excel®, porém a interface não fornece mais dados processados sobre os sinais coletados.

Em Babušiak, Šmondrk e Janoušek, (2021), a aquisição do ECG é enviada via USB para um dispositivo móvel, que a transmite para um servidor onde os sinais são apresentados graficamente, mas sem parametrização autônoma dos sinais.

Em Lai et al., (2022), o hardware de aquisição de ECG e a GUI são desenvolvidos, mas, por ser voltado para a educação, utiliza bandas de frequência de condicionamento que priorizam o reconhecimento claro de pontos conhecidos do ECG, em vez de uma apresentação completa do espectro de frequência do sinal.

Sobre desenvolvimentos focados em aplicações específicas. Em Argi, (2015), é desenvolvido um sistema de aquisição de EMG, focado em pacientes com esclerose lateral amiotrófica, para leitura dos comportamentos específicos do músculo tibial anterior, flexor radial do carpo e esternocleidomastóideo. Além dos sistemas de aquisição e condicionamento configurável, o sistema também armazena os dados em cartão microSD e envia via Bluetooth® para os médicos.

Em Su et al., (2015) é apresentado um sistema portátil miniaturizado para detecção de movimento da coluna vertebral. O sistema inclui um CI ADS1299 para condicionamento e conversão analógico-digital de um sinal de EMG, um módulo sensor de movimento inercial

(IMU) MPU9150 de 9 eixos (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) e um módulo de comunicação Bluetooth® 4.0 para envio dos dados. Foi feito um teste armazenando o movimento da coluna vertebral durante cinco flexões da coluna, apresentando, ao final, o EMG filtrado para a banda de 10 a 200 Hz e amostrado a 500 Hz, e o ângulo inercial resultante das leituras do sensor de movimento.

Em Wu et al., (2015), é criado um hardware de aquisição de movimento inercial e leitura de EMG para reconhecimento dos gestos da linguagem de sinais americana. O sistema utiliza o IMU MPU9150 para detecção do movimento e uma placa, desenvolvida pelos autores, embarcada com o CI ADS1299 para leitura do EMG. Os sinais foram coletados durante 3 dias, cada dia com 25 execuções dos sinais para as 40 palavras mais utilizadas no dia a dia. Com os dados coletados, os sinais foram processados para extrair informações de interesse, as quais foram utilizadas em classificadores para identificar as características de maior importância no reconhecimento do sinal de cada palavra.

Em Jiang et al., (2016), foi utilizado a placa de desenvolvimento ADS1299EEG-FE EVM da Texas Instruments, embarcada com o circuito integrado (CI) ADS1299 como módulo *front-end* de aquisição de sinais de EMG, com um Arduino Uno como controlador e um módulo Wi-Fi compatível para transmitir a informação coletada. Quatro canais de aquisição do sistema são conectados nos músculos corrugador, orbicular do olho, elevador da omoplata e zigomático maior, visando o reconhecimento de expressões faciais. O resultado da leitura é interpretado e uma interface desenvolvida em LabVIEW.

Em Sestrem et al., (2022), a aquisição de EMG é utilizada como feedback para um sistema de estimulação elétrica para reabilitação. Os dados são enviados para um telefone celular usando BLE (Bluetooth® low-energy), no qual os parâmetros de estimulação elétrica são calculados com base no paciente, na patologia e na leitura EMG, utilizando inteligência artificial.

Por fim, em Kaizer et al., (2023), é apresentado um sistema de aquisição vestível para dados de EMG, ECG, posição corporal e temperatura, enviados para um telefone celular utilizando BLE. Esse sistema cria uma plataforma para prever ocorrências de quedas e rotinas de estimulação elétrica para evitar quedas.

## 1.4 Objetivos

Baseado nas pesquisas da literatura do estado da arte e suas fragilidades, foram definidos objetivos voltados ao estudo dos pontos que apresentam maiores dificuldades para a

criação do sistema de aquisição pretendido. Mais além, os objetivos são separados em dois grandes grupos, o primeiro envolvendo *hardware* e o segundo envolvendo GUI

#### 1.4.1 Objetivos gerais

Primeiramente, relacionado ao *hardware*, é definido como objetivo, desenvolver uma placa de aquisição compatível com ECG e EMG, com circuitos modulares específicos para cada sinal, enviando os dados adquiridos de forma sem fio para um dispositivo portátil.

No segundo grupo de objetivos, têm-se uma GUI que permita ao usuário: analisar os dados de aquisição em tempo real ou de dados pré-existentes; fornecer informações intrínsecas dos sinais, especialmente parâmetros extraídos com processamento digital; alterar os parâmetros de condicionamento, amostragem e exibição dos sinais; e permita fazer download do sinal resultante, servindo também como ferramenta de geração de dados para algoritmos baseado em inteligência artificial.

#### 1.4.2 Objetivos específicos

Dessa forma, pretende-se no primeiro grupo de objetivos:

- Desenvolver circuitos de condicionamento que abrangem filtragem e amplificação analógica, especificamente projetados para as áreas de interesse individuais específicas dos sinais;
- Projetar a arquitetura da conversão analógico-digital que seja suscetível a alteração da frequência de amostragem, que respeite os conceitos de amostragem de sinal e que seja otimizado para a tensão resultante dos sinais presentes no projeto;
- Desenhar uma placa de circuito impresso que abranja todo o *hardware* conceituado nas etapas anteriores, dando prioridade para portabilidade e facilidade na utilização; e
- Projetar um algoritmo de empacotamento dos dados para serem enviados utilizando o protocolo Bluetooth® v4.2. O mesmo algoritmo deve realizar o envio desses dados e receber os comandos de alteração dos parâmetros de aquisição enviados pela GUI. Prioridade deve ser dada a precisão de sincronia da amostragem dos sinais.

Enquanto no segundo pacote, pretende-se

- Desenvolver uma interface gráfica que disponha de gráficos, botões e interruptores deslizantes para alteração fácil dos parâmetros, tanto da interface como da aquisição, incluindo rótulos que identifique a função de cada operação, otimizando a utilização por parte do usuário. Também devem existir divisões que permitam a disposição específica de cada função, reduzindo a poluição visual da interface;
- Definir métodos, baseados na literatura, de processamento de sinais para fazer a anotação autônoma dos pontos de interesse do ECG e EMG. Desenvolver os algoritmos dos métodos mais promissores, disponibilizando alterações ao usuário para personalização dos parâmetros de acordo com o objetivo específico;
- Validar os principais parâmetros de interesse em sinais de ECG e EMG. Com as principais informações selecionadas, utilizar os sinais com suas respectivas anotações gráficas como fonte de dados avançados ao usuário, permitindo uma análise aprofundada do sinal após a aquisição, como análise de contrações e ciclos cardíacos; e
- Por fim, validar a plataforma final em função das características de aquisição, sua versatilidade, fluidez de utilização e capacidade de geração de bancos de dados.

## 1.5 Organização do documento

O trabalho está dividido em introdução, fazendo breve apanhado da utilização de sistemas portáteis de aquisição de sinais biológicos, principalmente o ECG e o EMG, seguido por uma apresentação desses sinais, com seus conceitos e características básicas. Após, trabalhos relacionados são apresentados como fomentadores da motivação do trabalho aqui proposto. Finalizando o primeiro capítulo com os objetivos que se define para o trabalho.

O segundo capítulo trata da metodologia e conceitos que serão utilizados para o desenvolvimento. Inicia-se com a formulação do problema, trazendo exigências para o sistema, provenientes do objetivo final de uso, questões de segurança e conceitos teóricos. Após, o capítulo é dividido em seções que tratam de blocos específicos presentes no sistema, trazendo informações mais específicas e aprofundadas de partes do *hardware* e da interface gráfica.

No terceiro capítulo, o sistema desenvolvido é apresentado, tratando em detalhes de todos os blocos de *hardware*, os algoritmos de processamento e envio, e a interface gráfica. Sendo exposto todo o organismo da interface e da metodologia abordada na programação orientada a objetos. Também são aprofundadas as técnicas utilizadas para anotação autônoma e as funcionalidades provenientes dessas informações geradas, em formato de pontos fiduciais.

Por fim, a conclusão aponta noções finais sobre os resultados obtidos, retomando o que foi desenvolvido e como isso serve como um passo no sentido dos trabalhos futuros, podendo partir do que fora apresentado.

## 2 METODOLOGIA E CONCEITOS

Para definir os requisitos de cada seção do trabalho, aprofundando o estado da arte individualmente relacionado a cada uma e a forma como os métodos de resolução foram selecionadas, a formulação do problema é exposta, servindo como parte introdutória do desenvolvimento baseado nas metodologias e conceitos que serão apresentados na sequência.

### 2.1 Formulação do problema

Dispositivos vestíveis com objetivo de acompanhar sinais vitais tornam o diagnóstico de enfermidades mais barato e acessível (Zhang *et al.*, 2014), além de criar a possibilidade dos usuários independentes utilizarem o dispositivo durante atividades diárias, monitorando o comportamento de diversas função biológicas, alertando no caso de anormalidades e aconselhando exames mais aprofundados, aumentando a chance de um diagnóstico prematuro no caso de confirmação de alguma patologia (Patel *et al.*, 2012).

Porém, para que o dispositivo sirva seu propósito de maneira confiável, parâmetros de qualidade do sinal devem ser definidos, permitindo o uso em diagnósticos de patologias. Existem normas reguladoras que fazem a validação de equipamentos para uso médico, como a ISO 13485, a Diretiva de Dispositivos Médicos (MDD) – 93/42/CEE (French-Mowat e Burnett, 2012; Jefferys, 2001) e o recém efetivado Regulamento MDR (UE) 2017/745, que foca principalmente na segurança do paciente.

Baseado nos normas reguladoras, toda conexão feita entre o dispositivo e o corpo do paciente deve ser altamente avaliado em momentos de funcionamento normal e de possíveis erros, exigindo conexões de alta impedância e correntes pequenas. Também é necessário utilizar componentes de contato certificados, em especial os eletrodos, para mitigar possíveis reações alérgicas ou desconforto no uso.

Além de quesitos de segurança, o sinal resultante deve superar alguns parâmetros, como a relação de rejeição do modo comum (CMRR) acima de 100 dB (Magjarević e Badnjević, 2018) e uma resposta em frequência que respeite a área de interesse de cada biossinal (Becchetti e Neri, 2013).

Em relação ao conversor analógico-digital (ADC), para obter um sinal correto e com qualidade, devem ser respeitados dois parâmetros. Primeiramente, a frequência de amostragem deve respeitar o teorema de amostragem de Nyquist-Shannon (i.e., frequência de amostragem maior que o dobro da componente de maior frequência (Block e Mercorelli, 2015)). Em

seguida, a definição de *bits* do conversor deve ser definida de acordo com as características morfológicas do sinal, visto que esse parâmetro permite um resultado mais refinado do sinal

Tratando do microcontrolador ( $\mu\text{C}$ ) embarcado no sistema, responsável por controlar o ADC, agrupar os dados e comunicar via protocolo Bluetooth®. Deve ser feito um algoritmo capaz de realizar tais funções sem perdas de dados, com a maior sincronia possível de amostragem, pois, caso contrário, obtém-se resultados truncados, tornando todas as próximas etapas suscetíveis a erros inesperados. Além disso, ao mesmo tempo que o período entre o envio dos pacotes deve ser grande o suficiente para evitar complicações na sincronia de amostragem interna do microcontrolador, esse período não pode ser demasiadamente grande, para que no local de recebimento desses dados o sinal fique fluído.

Partindo para a interface gráfica, o principal foco é colocado na facilidade de uso por parte do usuário, sem prejudicar a quantidade de parâmetros alternáveis, mas sim valorizando a separação dos componentes interativos em grupos compatíveis com suas funções. Também deve ser mantido em atenção, a necessidade de criação de uma interface otimizada para o menor tempo necessário por iteração, ou seja, a cada recebimento de dados, considerado uma iteração, a quantidade de funções realizadas pela interface deve ser otimizada para que termine antes de receber o próximo pacote.

Por fim, para além da exibição dos sinais em gráficos, devem ser inseridas opções ao usuário que permita habilitar uma interpretação autônoma de pontos de interesse. Em primeiro momento, é definido como necessidade a detecção das ondas P, T e complexo QRS no ECG, e detecção de contrações no EMG.

A fim de encontrar soluções para a os problemas formulados, respeitando as necessidades postas e definido o formato final do sistema, as próximas seções tratam de cada setor do sistema trabalhado.

## **2.2 Aquisição dos biossinais**

A etapa mais importante no sistema é o método de aquisição dos sinais, ou seja, o formato adotado para conexão entre usuário e sistema, pois todo o ruído inserido ou fragilidade suscetível é amplificada nas etapas seguintes, comprometendo o resultado.

Nesse bloco de aquisição, o principal estudo é voltado a qual modelo de eletrodos utilizar. A partir dos estudos de Li, Wang e Duan (2018), Searle e Kirkup (2000) e Pereira et al (2016), separa-se os tipos de eletrodo em: eletrodo gelificado (ou úmido) e eletrodo seco.

O eletrodo gelificado, comumente tratado em inglês como '*wet electrode*', é constituído por um eletrodo de Ag/AgCl coberto por um gel condutor (Li, Wang e Duan, 2018)

em uma estrutura normalmente contornada por um material esponjoso colante, para facilitar o posicionamento. Esse modelo de eletrodo é o mais utilizado em aquisição clínica, sendo considerado o padrão ouro para aquisição devido a sua alta confiabilidade e simplicidade de uso (Searle e Kirkup, 2000).

Por outro lado, o eletrodo seco é normalmente constituído apenas pelo material condutor sólido, que é posicionado sobre a pele e necessita de algum aparato elástico externo para o manter em contato com a pele. Soluções viáveis para utilização dessa opção tem sido estudada, visto ser uma configuração rápida e mais confortável para o usuário, pois não necessita do gel condutor, nem preparação da pele e limpeza pós-registro (Li, Wang e Duan, 2018).

Em comparação, os eletrodos gelificados resultam em uma aquisição com menos ruído e uma melhor performance (Pereira *et al.*, 2023) em função da maior precisão de posicionamento, podendo ser colocado em qualquer parte do corpo, havendo apenas preferência para regiões mais uniformes e com menos fontes de ruído, como suor ou pelos. A desvantagem desse modelo é essencialmente os transtornos de preparo pré e pós aquisição, necessitando uma limpeza na região antes da conexão, para reduzir os ruídos de aquisição, e, após terminado, limpar novamente, pois é comum que o eletrodo, ao ser retirado, deixe resquícios de gel e cola na pele (Li, Wang e Duan, 2018).

Para o eletrodo seco, apesar da presença de mais ruído e uma performance mediana (Pereira *et al.*, 2023) em função da dificuldade de colocação precisa do eletrodo, que necessita fitas elásticas para manter na posição, se destaca na aquisição em ambiente não-ambulatorial e portátil, pois não requer tratamento pré ou pós aquisição (Searle e Kirkup, 2000). Dessa forma, ao ultrapassar as dificuldades de posicionamento do eletrodo, seja no desenvolvimento de um vestível ou fornecimento das fitas elásticas necessárias, a principal diferença negativa para o lado do eletrodo seco em comparação com o gelificado fica na quantidade de ruído presente no sinal, sendo necessário um maior condicionamento, seja ele analógico ou digital.

Nesse sentido, conclui-se que os dois grupos de eletrodos são essencialmente vantajosos para motivos distintos, enquanto o gelificado é indicado para uma aquisição com menos ruído e posicionamento mais preciso, mantendo o padrão clínico, o eletrodo seco é mais indicado para uso diário, prolongado e em situações que permitam a redução do preciosismo em relação a posição do eletrodo.

Por essa razão, é definido como outro requisito do sistema, permitir aquisição com eletrodos secos e molhados. Como a conexão com o eletrodo é padrão, sendo ele seco ou gelificado, resta a necessidade de disponibilizar ao usuário variações de condicionamento.



Como a frequência de interesse não muda de acordo com o eletrodo, a principal alteração será em relação a ordem dos filtros e, em especial, a atenuação do ruído proveniente da indução da rede elétrica no paciente (Searle e Kirkup, 2000).

Com os requisitos de aquisição definidos, passa-se à etapa de condicionamento analógico presente no *hardware* do sistema.

### 2.3 Condicionamento analógico

Os sinais de ECG e EMG são formados a partir de três leituras analógicas, sendo elas o potencial positivo, o potencial negativo e a referência da leitura. Esses sinais devem ser relacionados para obter apenas um sinal por canal, para então amplificar, atenuar os ruídos e converter do meio analógico para digital.

Para isto, após a aquisição, há um bloco responsável por relacionar os três eletrodos e fazer a primeira amplificação do sinal. Em ambos, os dois eletrodos de potencial devem ser subtraídos para obter a diferença de potencial entre os dois pontos. O sinal resultante deve ser amplificado adequadamente para fazer o melhor uso possível da faixa de operação do ADC. Após a subtração, o tratamento do terceiro eletrodo é diferente entres os dois sistemas.

Para o EMG, como a tensão diferencial entre os dois eletrodos tem grande variação durante a contração, o eletrodo de referência é apenas conectado a referência do circuito, fazendo com que o ruído presente na posição da pele em que ele estiver conectado, se torne referencialmente zero, aumentando o CMRR após a subtração.

No ECG, o terceiro eletrodo serve como caminho de realimentação para o *Right-Leg Drive* (RLD) (Freeman *et al.*, 2015). Esse método consiste em introduzir um potencial oposto ao ruído comum resultante da subtração entre os dois eletrodos de potencial, servindo para anular essa componente presente no corpo do paciente.

Essa primeira etapa é representada pela

Figura 4 para o ECG, e Figura 5 para o EMG.

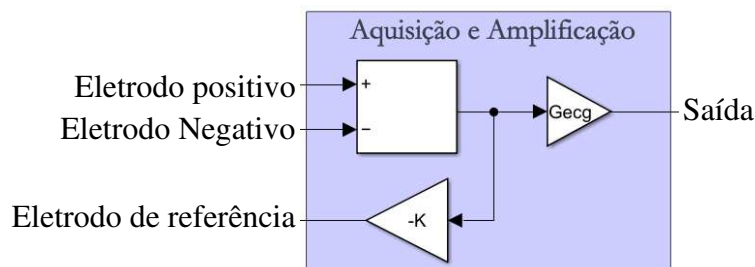
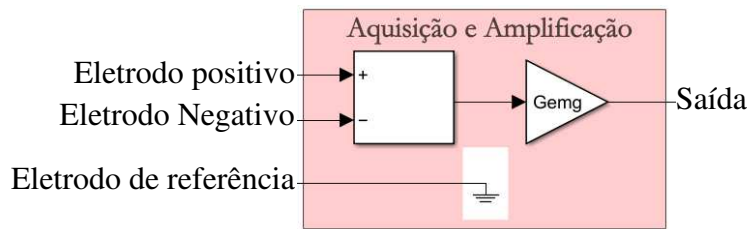


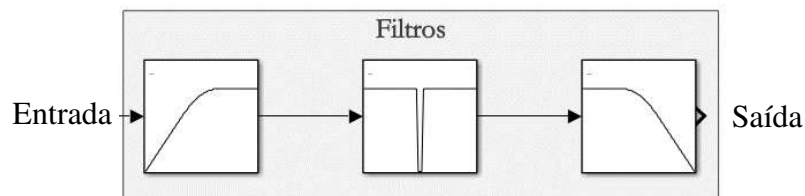
Figura 4 – Bloco de Aquisição e Amplificação para ECG  
Fonte: Autor



**Figura 5 – Bloco de Aquisição e Amplificação para sEMG**  
**Fonte: Autor**

Com os sinais dos eletrodos agrupados, esse resultado deve ser filtrado para atenuar frequências indesejadas em cada um dos sistemas.

Iniciando pelo filtro passa-altas, responsável por eliminar a componente de corrente contínua (DC) e de frequências muito baixas do sinal para retirar qualquer *offset* de tensão presente, e evitar a saturação do sinal no conversor. Em seguida, define-se um filtro rejeita-faixa ou *Notch*, responsável por atenuar os ruídos de tensão induzidos no paciente pela rede de energia (60 ou 50 Hz). Por último, o filtro passa-baixas, reduzindo os ruídos eletromagnéticos e de demais fontes que introduzem tensões em altas frequências no corpo do paciente. O resultado da concatenação desses filtros é representado pela Figura 6.



**Figura 6 – Modelo dos blocos de filtragem para ECG e sEMG**  
**Fonte: Autor**

A sequência de filtros em ambos os sistemas é a mesma, variando apenas as faixas de frequências que devem ser atenuadas. O filtro passa-baixas foi mantido no final para atenuar as altas frequências que surgem dos amplificadores operacionais utilizados na filtragem.

Após ser definido como os sinais serão relacionados e a arquitetura de condicionamento, os sinais são conduzidos ao conversor.

## 2.4 Conversão analógico-digital

O estado da arte possui trabalhos com variados conversores e suas diversas definições, como: 10 bits (Lazaretti *et al.*, 2022; Teixeira e Ferreira, 2015), 12 bits (Lopes *et al.*, 2019; Sestrem *et al.*, 2022), 16 bits (Souza, 2015), 18 bits (Argi, 2015) e 24 bits (Guerrero e Spinelli,

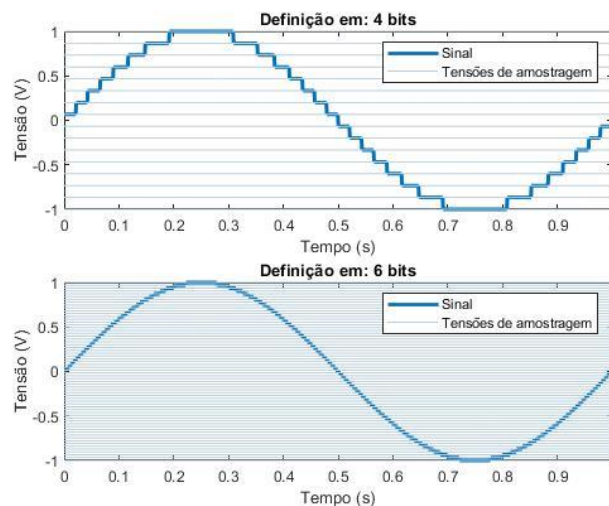
2015; Jiang *et al.*, 2016; Pires, Mendes Júnior e Stevan Junior, 2019; Su *et al.*, 2015; Wu *et al.*, 2015).

Dentre as definições apresentadas, nota-se uma grande variação, o que pode ser explicado pelo objetivo de cada trabalho, pois se torna necessário adaptar a definição de acordo com cada situação. De toda forma, em todos os trabalhos, a definição utilizada foi satisfatória, o que indica que o conversor utilizando acima de 10 bits é suficiente para apresentação do sinal, desde que toda a faixa de tensão útil do conversor seja preenchida.

Ademais, conforme a definição do conversor aumenta, maior se tornam os pacotes de envio na comunicação Bluetooth®, o que pode ser um empecilho durante o desenvolvimento do algoritmo, especialmente na sincronia de amostragem, item posto como prioridade.

Por estes motivos, define-se 12 bits como limite inferior da definição do sistema, por ser o valor mais habitual dos sistemas comerciais portáteis.

Para melhor exemplificar os conceitos expostos, a variação entre uma conversão de 4 bits e de 6 bits é exemplificada na Figura 7, usando um ciclo de senoide como exemplo, sendo cada linha horizontal um valor possível de resultado para a conversão, quanto mais linhas, maior a definição.



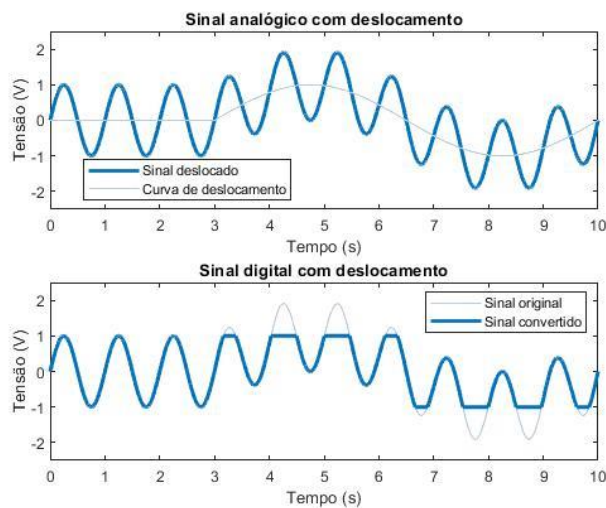
**Figura 7 – Comparação entre ciclo de senoide sendo amostrado em 4 bits e em 6 bits**  
**Fonte: Autor**

Ainda relacionado à definição de conversão, deve-se ter em conta a faixa útil de conversão previamente comentada. No exemplo apresentado na Figura 7, a conversão é feita em 4 e 6 bits com uma faixa útil completa, ou seja, o sinal analógico tem o máximo exatamente no valor digital máximo da conversão, e o analógico mínimo no valor digital mínimo.

Porém, normalmente, esse não é o caso, pois não é possível adiantar exatamente qual será o comportamento do sinal analógico, havendo a possibilidade de uma componente de baixa frequência deslocar o sinal, inesperadamente, pra tensões maiores ou menores do que o projetado.

Devido a essa possibilidade de deslocamento, não é indicado utilizar as amplitudes máximas e mínimas ideais esperadas de cada sinal para calcular o ganho do sistema, pois no caso de um deslocamento no sinal, as tensões que estiverem acima, ou abaixo, do valor de conversão do ADC, serão saturadas, resultando em perda de qualidade do sinal.

Essa perda de sinal é apresentada na Figura 8, onde o conversor analógico digital tem uma faixa de conversão entre -1 e 1 V, porém o sinal analógico tem um deslocamento a partir de 3 segundos que faz com que o sinal extrapole esse limite e, ao ser convertido, é deformado.



**Figura 8 – Efeito do deslocamento em sinal analógico em conversão analógico-digital mal dimensionado**  
**Fonte: Autor**

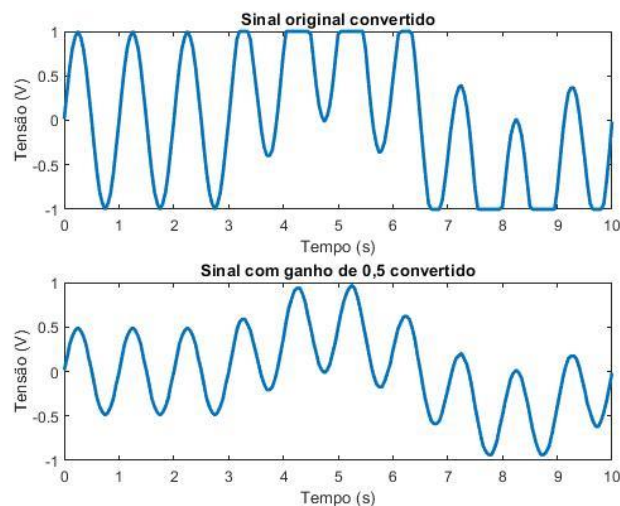
Por essa razão, visando aumentar a área útil de conversão do ADC, duas práticas são definidas como requisito para o sistema.

Primeiramente, para atenuar deslocamentos de baixa frequência que podem saturar, desde os filtros de condicionamento, até o ADC, um filtro RC passa-altas é adicionado em ambos os eletrodos de potencial dos sistemas de condicionamento do ECG e do EMG. Esses filtros têm um grau de rigorosidade de desenvolvimento maior do que os outros apresentados, pois atua nas entradas diferenciais de forma independente, ou seja, caso os filtros sejam minimamente diferentes, ao subtrair os sinais, o ruído comum dos dois potenciais não é

subtraído, pois foram atenuados de forma desuniforme. Por essa razão, esses filtros devem ser constituídos por componentes com tolerância baixa, reduzindo essa variabilidade.

Porém, ainda assim, o sistema se mantém suscetível a flutuações que diferem do funcionamento ideal. Por isso, como não é possível alterar a tensão de operação do ADC, o ganho do sistema deve ser reduzido, encaixando o sinal dentro dos limites do conversor, mesmo que existam leves deslocamentos.

Essa funcionalidade se torna clara no exemplo apresentado na Figura 9, onde o mesmo sinal senoidal com frequência 1 Hz, é convertido com definição de 6 bits, porém com sua amplitude original, comparado com sua amplitude reduzida por 2. Nota-se que é feita uma compensação: ao evitar que sinais com amplitude fora do esperado sejam saturados, a definição do sinal, quando está nos valores habituais, é reduzido.



**Figura 9 – Efeito do deslocamento em sinal analógico em conversão analógico-digital mal dimensionado**  
**Fonte: Autor**

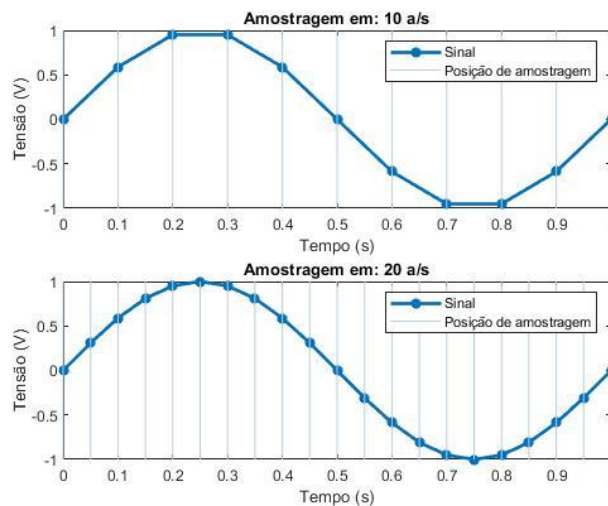
Observando o sinal com ganho 0,5 da Figura 9 entre 0 e 3 segundos, onde não há deslocamento, a amplitude varia entre -0,5 e 0,5 V. Convertendo esses valores para a escala digital de 6 bits, têm-se que o sinal agora varia entre os bits 16 (-0,5 V) e 48 (0,5 V). Isso se traduz em reduzir a conversão desse sinal de 6 bits, que é a faixa completa de conversão, para uma conversão útil de apenas 5 bits, visto que os bits abaixo de 16 e acima de 48 não foram utilizados.

Além da definição, também é necessário definir a frequência de amostragem da conversão. Sendo o ECG e o EMG os sinais objetivo da conversão, como o ECG possui banda de interesse as frequências de 0,5 a 150 Hz (Ng e Chan, 2005), e o EMG componentes entre 10

e 500 Hz (Córdova-Manzo *et al.*, 2023), têm-se que a maior componente de frequência que se pretende amostrar é 500 Hz.

Após, seguindo o teorema de amostragem de Nyquist-Shannon, a frequência de amostragem deve ser maior que o dobro da componente de maior frequência (Block e Mercorelli, 2015)), resultando em um limite mínimo de 1 kHz. De toda forma, também se coloca como requisito a possibilidade de o usuário aumentar a frequência de amostragem através da interface, permitindo melhorar ainda mais o resultado.

Esse aumento de amostragem, além da frequência de Nyquist, é exemplificada na Figura 10, onde novamente há um ciclo de senoide com frequência de 1 Hz, sendo amostrado a 10 e a 20 amostras por segundo, com cada linha horizontal representando uma amostra. No resultado, é notável que, mesmo respeitando o limite mínimo de frequência, ultrapassar esse valor torna o sinal mais uniforme.



**Figura 10 – Comparação entre ciclo de senoide sendo amostrado a 10 Hz e a 20 Hz**  
**Fonte: Autor**

Definidos os requisitos de conversão analógico-digital, parte-se para o estudo dos requisitos digitais do sistema, iniciando pelo microcontrolador, onde os resultados da conversão são pré-processados.

## 2.5 Microcontrolador

Em relação aos requisitos do microcontrolador, o estado da arte foi analisado em relação a frequência de operação, se possui conversor analógico-digital e se necessita de componentes adicionais para a comunicação *wireless*.

Babušiak, Šmondrk e Janoušek (2021) utilizam um microcontrolador ATmega328P e Jiang et al. (2016) e Lai et al. (2022) utilizam o sistema de desenvolvimento Arduino®, embarcado com o mesmo microcontrolador. O sistema opera em até 16 MHz. Em relação aos periféricos, há um ADC de 6 canais e resolução de 10 bits, mas necessita de um módulo externo, desenvolvido para esse conjunto de componentes, para comunicação *wireless*.

Belgacem, Assous e Bereksi-Reguig (2011) utilizam o microcontrolador dsPIC30F6010. Esse dispositivo, possui frequência máxima de 7,37 MHz utilizando o oscilador interno, mas permite um oscilador externo de até 10 MHz com um PLL (*phase-locked loop*) que aumenta a frequência em até 16x, porém a combinação não pode extrapolar 120 MHz. Possui 16 canais de conversão analógico digital de até 10 bits, mas não há funcionalidades de comunicação *wireless* embarcados no sistema, necessitando um módulo externo.

Guerrero e Spinelli (2015) utilizam o PIC18F2550. Esse microcontrolador possui oscilador interno que resulta em frequência de operação de até 8 MHz e possibilidade de oscilador externo de até 48 MHz. Possui 10 canais de conversão analógico digital de até 10 bits, e não há sistema de comunicação embarcado.

Souza (2015) e Teixeira e Ferreira (2015) utilizam o MSP430G2553. Capaz de operar em até 16 MHz com o oscilador interno, possui um ADC de 10 bits e 8 canais, sem módulo de comunicação *wireless* embarcado.

Wu et al. (2015) utiliza o MSP430F5528 com frequência de operação de até 3 MHz quando polarizado entre 2,4 e 3,6 V e possui um ADC de 12 bits e 12 canais. Há placas de desenvolvimento utilizando esse microcontrolador para comunicação *wireless*, como o MSP-EXP430F5529, compatível com módulos de comunicação como o CC2520EMK.

Pires, Mendes Júnior e Stevan Junior (2019) utilizam o TMS320F28069 que possui frequência de operação de até 90 MHz, ADC de 12 bits e 12 ou 16 canais, dependendo do encapsulamento, mas sem módulo de comunicação *wireless* embarcado.

Sestrem et al. (2022) e Kaizer et al. (2023) utilizam o microcontrolador ESP32-WROOM-32E. Esse dispositivo opera de 80 até 240 MHz com o oscilador interno, possui dois núcleos que podem ser controlados de forma independente, possui dois ADC, ambos de 12 bits, um com 8 canais e o outro com 10 canais, operando na faixa de tensão de 0 até 3,3 V. Por fim, de forma única nos trabalhos do estado da arte, a família de microcontroladores ESP32 foram os únicos que apresentaram um sistema de comunicação *wireless* embarcado tanto nos módulos de desenvolvimento, como no microcontrolador puro.

Como resultado desse estudo, obtém-se as características apresentadas na Tabela 1.

**Tabela 1 – Características dos microcontroladores da literatura estudados**

Microcontrolador	Freq. Máx. Oper.	ADC	Comunicação Wireless
ATmega328P/Arduino®	16 MHz	6 x 10 bits	Módulo externo
dsPIC30F6010	120 MHz com PLL	16 x 10 bits	Módulo externo
PIC18F2550	48 MHz externo	10 x 10 bits	Módulo externo
MSP430G2553	16 MHz	8 x 10 bits	Módulo externo
MSP430F5528	3 MHz	12 x 12 bits	Módulo externo
TMS320F28069	90 MHz	12 ou 16 x 12 bits	Módulo externo
ESP32-WROOM-32E	240 MHz	18 x 12 bits	Embarcado

Dessa forma, define-se como requerimento a utilização de microcontrolador da família ESP32, por ter frequência de operação e número de canais de conversão analógico-digital maior do que os outros componentes estudados, além de ser o único que possui embarcado os sistemas para comunicação *wireless*.

Tendo definidos os parâmetros de hardware e comunicação wireless, inicia-se os estudos com relação à interface gráfica, bloco que receberá os dados do microcontrolador.

## 2.6 Interface gráfica

Para definir os parâmetros da GUI, novamente o estado da arte é analisado buscando requisitos e características úteis nos trabalhos desenvolvidos.

Babušiak, Šmondrk e Janoušek (2021) apresentam uma interface Android para receber dados de eletrocardiograma, armazenar na memória local o sinal durante um intervalo de tempo definido, inicialmente 10 minutos e, ao fim, enviam o pacote via Wi-Fi para um servidor. Além disso, a interface Android também apresenta em um gráfico o sinal que está sendo coletado. Todo o armazenamento é criptografado. Também há uma interface web para analisar os sinais coletados utilizando um sistema de acesso por usuário e senha. Porém, não há nenhum processamento no sinal para reconhecimento de pontos de interesse ou cálculo de parâmetros.

Lai et al. (2022) desenvolveram uma interface utilizando o software MIT App Inventor para facilitar a visualização do sinal de ECG coletado pelo hardware desenvolvido pelos autores, além de marcar autonomamente os picos R dos ciclos cardíacos e, no caso de marcação incorreta, auxiliar o usuário para permitir correções na detecção. Com os picos demarcados, o sistema calcula a variação entre eles para determinar a frequência cardíaca.

Belgacem, Assous e Bereksi-Reguig (2011) desenvolveram uma interface gráfica para apresentação do sinal de ECG após ser coletado, fornecendo informações sobre o paciente e parâmetros da aquisição, como duração e frequência de amostragem. Além disso, também



informa ter inserido um algoritmo de detecção dos picos R do eletrocardiograma, mas sem dados de funcionamento.

Córdova-Manzo et al. (2023) apresentaram uma interface em MATLAB que analisa sinais de EMG de um banco de dados para extrair parâmetros no domínio do tempo, frequência e baseados na transformada de Hilbert-Huang (HHT). No primeiro domínio é obtido o valor integrado, o valor médio absoluto, o valor quadrático médio (RMS), o desvio padrão, o comprimento da forma de onda e os cruzamentos de zero. No domínio da frequência é extraído a mediana e a média da frequência. Enquanto os baseados na HHT, têm-se vetor de frequências instantâneas, vetor de energia instantânea, frequência média instantânea ponderada e frequência média instantânea.

Gutierrez, Cardiel e Hernandez (2016) apresentam uma interface desenvolvida em LabVIEW para o usuário controlar o armazenamento local da aquisição de sinais de EMG. Com os sinais armazenados, foram analisados em função do valor quadrático médio e da mediana da frequência.

Jiang et al. (2016) apresentam uma interface desenvolvida em LabVIEW para apresentação de oito canais de EMG representando músculos faciais, com processamentos desses dados para detecção de expressões faciais.

Mengarelli et al. (2016) apresentam uma interface em MATLAB para identificação de contração muscular através do EMG. A interface recebe como entrada um arquivo de texto ou vetor de MATLAB e calcula as contrações através do valor quadrático médio, permitindo o usuário alterar parâmetros para tornar a classificação mais precisa e sensível.

O trabalho de Pires, Mendes Júnior e Stevan Junior (2019) resulta em um sistema que envolve hardware e GUI, onde permite a aquisição de sinais de EMG e uma análise do resultado através da interface com a apresentação do sinal que está sendo lido e permitindo o usuário armazenar localmente o resultado. O sistema também conta com um filtro digital na faixa de 60 Hz para atenuar ruídos provenientes da rede induzidos no corpo do usuário.

Partindo desses trabalhos, devido à grande disseminação e aplicabilidade da plataforma de desenvolvimento de aplicações do ambiente MATLAB, ela foi adotada como base para o desenvolvimento da GUI, visando maior facilidade na adaptação da aplicação, por parte de usuários, para a utilidade pretendida.

Ainda sobre as aplicações apresentadas, são definidos alguns requisitos para o sistema, visto serem funções comuns a maioria das interfaces, como: o controle da conexão com o dispositivo, a apresentação do sinal em tempo real, o armazenamento local do sinal e parâmetros de filtragem digital.

Além disso, também é observado em algumas das interfaces, funcionalidades de anotação automática de pontos de interesse nos gráficos e processamento dos sinais para obtenção de parâmetros mais avançados. Essas funcionalidades agregam valor ao desenvolvimento por auxiliar na identificação de características conhecidas dos sinais. Por essa razão, esses dois grupos de funcionalidades são destacados.

### 2.6.1 Anotação gráfica autônoma

Durante a aquisição de ECG, é possível identificar claramente os picos R por serem momentos com grande variação de amplitude (Belgacem, Assous e Bereksi-Reguig, 2011; Lai *et al.*, 2022), porém o sinal normalmente possui mais 4 picos de interesse que podem ser utilizados na análise do ECG (Guyton e Hall, 2011).

Como o pico R é o mais evidente, são comuns as abordagens que detectam esse pico, porém a quantidade de sistemas que fazem essa detecção durante a aquisição é reduzida. Mais além, sistemas que fazem a anotação dos 5 picos principais do ECG de forma paralela a aquisição são ainda mais incomuns, especialmente pelo sinal conter comportamento imprevisível, o que dificulta uma parametrização universal para todos os usuários. Porém, no que tange anotação do gráfico de ECG, é definido como objetivo detectar todos os cinco pontos principais, ao mesmo tempo em que é feita a aquisição, colocando à disposição do usuário parâmetros editáveis que permita uma maior flexibilidade em relação aos diferentes usuários e comportamentos cardíacos.

Em relação a anotação do sinal de EMG, a principal informação que deve ser destacada, durante a aquisição, são os momentos de contração, como é feito no trabalho de Mengarelli *et al.* (2016). Porém, além de abordagens similares às utilizadas pelos autores, buscando mitigar erros de detecção através da alteração dos parâmetros, também é definido como requisito um painel de edição dos momentos de contração, onde o usuário terá opção de adicionar, excluir ou dividir contrações, evitando que erros na detecção criem incongruências no cálculo dos parâmetros que são baseados nessas anotações.

### 2.6.2 Parâmetros intrínsecos

Como fora mencionado, além da análise comparativa de sinais coletados e modelos ideais, também é possível comparar parâmetros numéricos de cada um dos sinais, buscando informações úteis na detecção de pontos de interesse, sejam patologias, especialmente no caso do ECG, ou movimentos específicos, normalmente no caso do EMG.

Os parâmetros calculáveis de maior interesse em cada sinal são definidos a partir do estado da arte apresentado.

Para o ECG, o principal parâmetro é a frequência cardíaca, normalmente calculada através do intervalo entre picos R (RRi). Tendo identificado os picos R do sinal, o intervalo se torna facilmente estimado. Porém, para estimar a frequência cardíaca a partir desse valor, deve ser tomado em conta a possibilidade de ser um paciente patológico, podendo ter um sinal arritmico, onde a média da variação entre os picos é variada. Dessa forma, além de apresentar a média da frequência cardíaca, também é definido como objetivo fornecer informações específicas de cada intervalo cardíaco para análise após aquisição.

Para os sinais de EMG, como apresentado por Córdova-Manzo et al. (2023), existem parâmetros tanto no domínio do tempo, como no da frequência. Esses parâmetros, assim como acontece no ECG, partem da anotação autônoma do sinal, as quais servem de pontos fiduciais para o cálculo, fazendo a detecção de contração um ponto essencial para o cálculo dos coeficientes. De tal forma, define-se, como o último requisito, uma interface em que o usuário possa selecionar uma contração, dentre as detectadas, para analisar os parâmetros calculados pela plataforma.

### 3 SISTEMA DESENVOLVIDO

Com os requisitos definidos, o sistema é então desenvolvido de forma a cumprir todos os pontos colocados. Buscando uma melhor análise do resultado, o sistema é dividido no componente de hardware (Luiz, Teixeira e Coutinho, 2022), *firmware* e GUI.

#### 3.1 Hardware

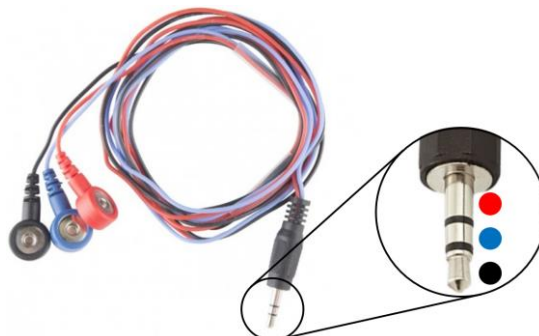
Os circuitos de ECG e EMG possuem a mesma ordem de blocos de *hardware*, mudando apenas os parâmetros de cada bloco de acordo com as características de cada sinal.

A primeira etapa do sistema é a conexão física com o usuário para obter os potenciais elétricos que formarão os sinais. Como apresentado na seção introdutória, cada sinal requer três eletrodos úmidos, representando os potenciais positivo, negativo e a referência de cada sinal. Os eletrodos escolhidos têm um conector estilo botão de pressão como apresentado na Figura 11.



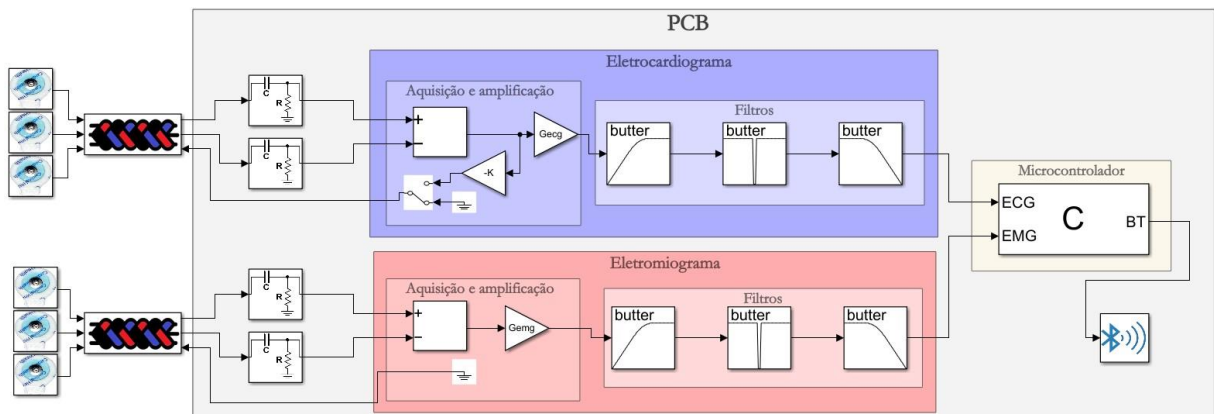
**Figura 11 – Eléttrodo de gel com conector estilo botão**  
Fonte: Autor

Para conduzir o sinal elétrico do eletrodo até os blocos de condicionamento na placa de circuito impresso (PCB), é utilizado o cabo, que será trançado, com entrada de botão de pressão e saída estilo conector de áudio de 3 faixas, apresentado na Figura 12.



**Figura 12 – Cabo de conexão dos elétródos estilo botão para conector de áudio**  
Fonte: Autor

Com os cabos conectados à PCB, têm-se os blocos de condicionamento dos sinais. O primeiro bloco, como explicado na seção 2.4, é um filtro passa-altas, aplicado em cada um dos eletrodos potenciais, para evitar saturação do amplificador devido a deslocamentos DC. Em seguida, revisando a ordem apresentada na seção 2.3, têm-se os blocos de aquisição e amplificação, combinando os potenciais elétricos de cada trio de eletrodos em seus respectivos sinais e amplificando o resultado. Em seguida, têm-se os blocos de filtragem, formando uma zona de passagem das frequências de interesse específica para cada sinal. Por fim, há o bloco de conversão analógico-digital, embarcado no microcontrolador. O diagrama de blocos desse sistema pode ser visto na Figura 13.

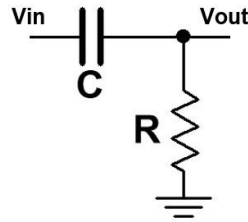


**Figura 13 – Diagrama de blocos da seção de hardware do sistema**  
**Fonte: Autor**

### 3.1.1 Filtro RC de entrada

Para mitigar os deslocamentos DC que podem resultar em saturação do amplificar, um filtro RC passa-altas é colocado em cada um dos potenciais de cada sinal. O modelo de filtro RC é escolhido por sua simplicidade, fácil controle de erros por tolerância e pequeno espaço ocupado, visto que são necessários apenas dois componentes passivos.

O modelo de um filtro RC é apresentado na Figura 14. Esse circuito é montado com um capacitor em série com uma resistência, tendo a entrada no capacitor e saída em paralelo com a resistência. Essa ordem define a resposta em frequência passa-altas do filtro. Se inverter os componentes, se torna um filtro passa-baixas.



**Figura 14 – Circuito esquemático de filtro passa-altas RC**  
**Fonte: Autor**

A definição dos componentes é feita baseado na Equação (1), que define a frequência de corte pretendida em função do valor da resistência e capacitância:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

Como os valores comerciais de capacitância são mais limitados do que de resistência, foi definido como requisito de projeto a utilização de capacitores de 1  $\mu\text{F}$ . Para a frequência de corte, como a menor componente de frequência dos sinais está no ECG, partindo de 0,5 Hz, define-se a frequência de corte como 0,2 Hz, um valor abaixo da metade do limite mínimo. Substituindo esses valores na Equação (1) e arredondando o valor da resistência para valor comercial, resulta em uma resistência comercial de 820 k $\Omega$ .

$$0,2 = \frac{1}{2\pi * R * 1\mu} \rightarrow R = \frac{1}{0,4\mu\pi} \quad (2)$$

$$R = 795,77 \text{ k}\Omega \quad (3)$$

O circuito resultante então é montado com capacitores de 1  $\mu\text{F}$  e resistências de 820 k $\Omega$ , com tolerância de 1% para manter a rejeição de modo comum do sistema. A frequência de corte resultante com esses componentes é de  $0,19 \pm 2\%$  Hz.

### 3.1.2 Aquisição e amplificação

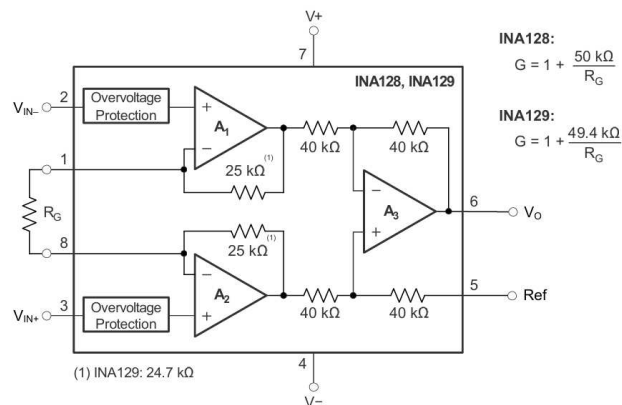
Neste bloco de condicionamento, os trios de sinais elétricos são agrupados formando os sinais de ECG e EMG, seguidos por uma amplificação de acordo com a faixa de tensão do ADC.

Para combinar os sinais, é utilizado um amplificador de instrumentação. Esses componentes possuem funcionamento similar ao amplificador de diferenças, mas com uma taxa de rejeição de modo comum (CMRR) maior (Kugelstadt, 2005), além de uma maior precisão no casamento dos componentes internos (Kitchin e Counts, 2006), o que seria um fator

problemático de se obter se o circuito fosse montado de forma discreta e uma impedância de entrada idealmente infinita.

Em geral, a utilização desse circuito integrado tem algumas semelhanças com um amplificador operacional normal, possuindo entrada inversora e não inversora e alimentação positiva e negativa, porém, há também um ponto para definir uma referência interna e um par de pinos que serve para o controle de ganho.

Visando resultados precisos e confiáveis, foi optado pelo circuito integrado INA128 (Texas Instruments), representado no esquemático da Figura 15, pois, além do baixo consumo de energia, possui configuração de ganho ajustável por meio de resistores externos, conectados entre os pinos 1 e 8, e CMRR de até 130 dB, acima dos 100 dB definidos como requisito, em função do ganho, como apresentado na Tabela 2.



**Figura 15 – Esquemático INA128**  
**Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2022)**

**Tabela 2 – Relação Ganho X CMRR do INA128**

Ganho (V/V)	CMRR (dB)	
	Mínimo	Típico
1	80	86
10	100	106
100	120	125
1000	120	130

**Fonte: Adaptado de (TEXAS INSTRUMENTS, 2022)**

Seguindo o esquemático do componente da Figura 15, os pinos 4 e 7 são utilizados para polarização do amplificador. Como os sinais de ECG e EMG resultante dos eletrodos possuem componentes positivas e negativas, a polarização deve ser igualmente positiva e negativa, para que nenhuma característica seja perdida. Dessa forma, uma tensão de +5 V é conectada na polarização positiva (pino 7) e sua componente simétrica de -5 V conectado na polarização negativa (pino 4).

Em seguida, os pinos 2 e 3 representam, respectivamente, as entradas inversora e não inversora. O componente opera fazendo a subtração do sinal da entrada não inversora pelo sinal da entrada inversora. Assim, o eletrodo de potencial positivo é conectado no pino 3, enquanto o eletrodo de potencial negativo é conectado no pino 2.

Os pinos 1 e 8 servem como entrada para a resistência de controle de ganho aplicado no resultado da subtração, entregando o resultado amplificado no pino 6. Para calcular o valor resistivo necessário entre os pinos 1 e 8, a documentação do componente (Texas Instruments, 2022) fornece a Equação (4), sendo  $G$  o valor do ganho e  $R_G$  o valor resistivo em ohms ( $\Omega$ ) entre os pinos 1 e 8.

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G}. \quad (4)$$

Como exposto na seção 2.5, o ADC embarcado no microcontrolador da família ESP32, que será utilizado no sistema, tem faixa de conversão de 0 até 3,3 V, dessa forma, o ganho dos sistemas deve ser calculado otimizando a amplitude inicial de cada sinal dentro da faixa de operação do conversor, e considerando a possibilidade de haver flutuações de baixa tensão. Além disso, como os sinais possuem componentes positivas e negativas, mas a conversão opera apenas acima de 0 V, deve ser aplicado um deslocamento DC a eles, para que variem em torno da metade da faixa de conversão, 1,65 V, evitando a perda de componentes importantes do sinal.

Considerando os pontos apresentados, a resistência de ganho pode ser calculada a partir da Equação (5), adaptada da Equação (4), onde:  $R_G$  é a resistência necessária em ohms;  $V_{ADC}$  é a tensão máxima do conversor, 3,3 V;  $V_{in_{MAX}}$  é a tensão máxima de entrada esperada em Volts; e  $\Delta V_{in}$  é o deslocamento máximo que a tensão de entrada pode ter em porcentagem do valor máximo esperado.

$$R_G = \frac{50k}{\frac{V_{ADC}}{V_{in_{MAX}}(1 + \Delta V_{in})} - 1} \quad (5)$$

Para o ECG, como apresentado na seção 1.1, o sinal atinge picos de até 5 mV. Considerando uma variação de até 1,67 vezes desse valor, ou seja, se o sinal tiver tensão máxima, ainda é possível agregar um deslocamento de 8,35 mV no sinal, mantendo o resultado



não saturado na saída, chega-se a uma resistência de aproximadamente 200  $\Omega$  a partir da Equação (5):

$$R_{G_{ECG}} = \frac{50k}{\frac{3,3}{5m(1 + 1,67)} - 1} \rightarrow R_{G_{ECG}} = 203,09 \Omega. \quad (6)$$

Para o EMG, afinando a utilização do sistema para sinais de músculos dos membros superiores, focado em movimentos de intensidade média-baixa, a amplitude é restringida para até 2,5 mV. Novamente, assumindo uma variação de até 1,67 vezes e substituindo os valores na Equação (5), resulta-se em uma resistência comercial de aproximadamente 100  $\Omega$ :

$$R_{G_{EMG}} = \frac{50k}{\frac{3,3}{2,5m(1 + 1,67)} - 1} \rightarrow R_{G_{EMG}} = 101,34 \Omega. \quad (7)$$

A partir da Equação (4), o ganho resultante para os sistemas então se torna 251 V/V para o ECG e 501 V/V para o EMG:

$$G_{ECG} = 1 + \frac{50k}{200} \rightarrow G_{ECG} = 251 V/V, \quad (8)$$

$$G_{EMG} = 1 + \frac{50k}{100} \rightarrow G_{EMG} = 501 V/V. \quad (9)$$

Ainda sobre o ganho, utilizando a Tabela 3, fornecida na folha de dados do componente, que define o erro máximo em porcentagem do ganho de acordo com o ganho nominal definido, pode-se estimar qual o erro máximo resultante do circuito.

**Tabela 3 – Relação Erro no Ganho X Ganho do INA128**

Ganho (V/V)	GE (Gain Error)(%)	
	Típico	Máximo
1	$\pm 0,01$	$\pm 0,024$
10	$\pm 0,02$	$\pm 0,4$
100	$\pm 0,05$	$\pm 0,5$
1000	$\pm 0,5$	$\pm 1$

Fonte: Adaptado de (TEXAS INSTRUMENTS, 2022)

Adotando a aproximação linear definida na equação

$$GE_3 = \frac{GE_2 - GE_1}{G_2 - G_1} * (G_3 - G_1) + GE_1 \quad (10)$$

entre os ganhos de 100 V/V e 1000 V/V, têm-se um erro máximo possível de 0,58% para o ECG e 0,72% para o EMG:

$$GE_{ECG} = \frac{1000 - 100}{1 - 0,5} * (251 - 100) + 0,5 \rightarrow GE_{ECG} = \pm 0,584\%, \quad (11)$$

$$GE_{EMG} = \frac{1000 - 100}{1 - 0,5} * (501 - 100) + 0,5 \rightarrow GE_{EMG} = \pm 0,723\%. \quad (12)$$

Com o erro máximo de amplificação do CI e a tolerância definida para a resistência de ganho, é possível calcular o erro máximo concatenado do sistema de amplificação a partir da Equação (13), adaptada da Equação (4), com o erro de ganho do INA128 aplicado sobre o valor de ganho considerando as variações de tolerância.

$$G = \left( 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G * (1 + \Delta R\%)} \right) * (1 + GE) \quad (13)$$

Sendo assim, têm-se um valor de ganho para o ECG esperado entre 246 V/V e 255 V/V, e entre 491 V/V e 510 V/V para o EMG:

$$G_{ECG_{MIN}} = \left( 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{200 * (1 + 1\%)} \right) * (1 - 0,58\%) \rightarrow G_{ECG_{MIN}} = 246 \text{ V/V}, \quad (14)$$

$$G_{ECG_{MAX}} = \left( 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{200 * (1 - 1\%)} \right) * (1 + 0,58\%) \rightarrow G_{ECG_{MAX}} = 255 \text{ V/V}, \quad (15)$$

$$G_{EMG_{MIN}} = \left( 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{100 * (1 + 1\%)} \right) * (1 - 0,72\%) \rightarrow G_{EMG_{MIN}} = 491 \text{ V/V}, \quad (16)$$

$$G_{EMG_{MAX}} = \left( 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{100 * (1 - 1\%)} \right) * (1 + 0,72\%) \rightarrow G_{EMG_{MAX}} = 509,7 \text{ V/V}. \quad (17)$$

Em seguida, no pino de referência dos amplificadores, pino 5, do circuito do ECG e do EMG é inserido um deslocamento de tensão com o valor médio do ADC, 1,65 V. Essa ação também auxilia na atenuação de ruído do INA128, além para manter o sinal alternando entre esse valor médio durante a conversão digital, evitando perda das componentes negativas.

Para isso, um par de resistores com tolerância de 1% será conectado entre a alimentação de +5 V do circuito e GND, dividindo a tensão para aproximadamente 1,65 V, de acordo com a Equação (18) de divisão de tensão,

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2}, \quad (18)$$

seguido por um amplificador de ganho unitário (*buffer*), para que a resistência interna dos componentes que serão alimentados com essa tensão não interfira no divisor de tensão. Para filtrar as oscilações da fonte, um capacitor foi colocado em paralelo com a saída de tensão, antes do *buffer*, resultando no circuito da Figura 16.

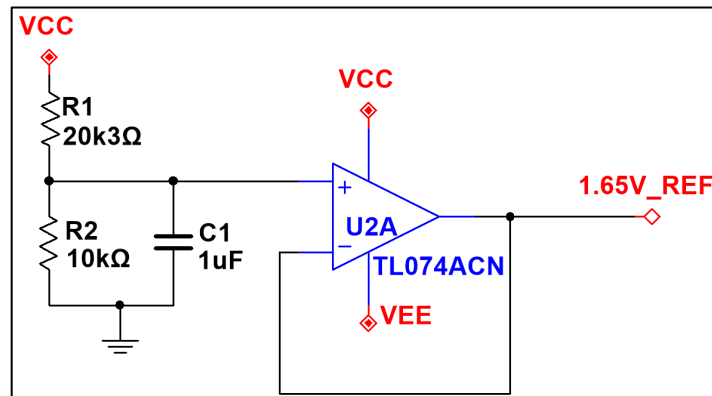


Figura 16 – Circuito driver de referência  
Fonte: Autor

Assumindo o valor nominal de 10 kΩ para a resistência de saída ( $R_2$ ) e tendo 5 V (+5 V – GND) como tensão de entrada ( $V_{in}$ ), o valor da resistência de entrada ( $R_1$ ) pode ser calculada visando a tensão de saída ( $V_{out}$ ) de 1,65 V. Esse sistema resulta em um par de resistências, aproximado para valores comerciais, de 20,3 kΩ e 10 kΩ:

$$1,65 = 5 * \frac{10k}{R_1 + 10k} \rightarrow R_1 = 20,3 k\Omega. \quad (19)$$

Considerando a tolerância dos componentes, utilizando a Equação (18), espera-se ter uma tensão de referência aproximada entre 1,63 V e 1,67 V:

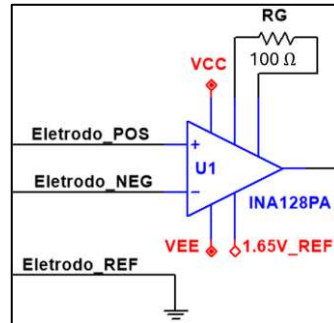
$$V_{out} = 5 * \frac{10k(1 - 1\%)}{20,3k(1 + 1\%) + 10k(1 - 1\%)} \rightarrow V_{out} = 1,628 V, \quad (20)$$

$$V_{out} = 5 * \frac{10k(1 + 1\%)}{20,3k(1 - 1\%) + 10k(1 + 1\%)} \rightarrow V_{out} = 1,672 V. \quad (21)$$

Para mitigar os riscos de ruído dos sinais de ECG e EMG se misturarem, será feito um circuito de referência para cada módulo.

Com o circuito dos eletrodos de potencial principal concluído, resta ajustar o comportamento do terceiro eletrodo.

No EMG, conforme apresentado na Seção 2.3, o eletrodo é conectado à referência, tornando o sinal de modo comum presente no terceiro eletrodo referencialmente zero, resultando na Figura 17 do circuito amplificador completo do EMG.



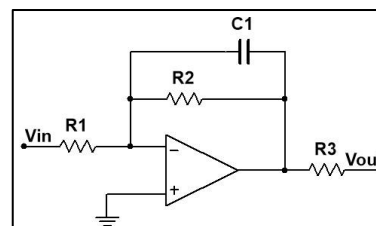
**Figura 17 – Amplificador inicial EMG**  
Fonte: Autor

Para o ECG, é utilizado o método de RLD. Para isso, a resistência de ganho do amplificador será dividida em duas de mesmo valor com tolerância máxima de 1%, obtendo um acesso à tensão média da subtração dos dois canais de potencial. Devido a tolerância, utilizando a Equação (18) de divisão de tensão, pode-se estimar que o erro máximo existente na definição do ponto médio, assumindo que ambas as resistências têm o mesmo valor nominal, é de  $V_{out} = \frac{V_{in}}{2} \pm 1\%$ :

$$V_{out} = V_{in} * \frac{(1 + 1\%)}{(1 + 1\%) + (1 - 1\%)} \rightarrow V_{out} = \frac{V_{in}}{2} + 1\%, \quad (22)$$

$$V_{out} = V_{in} * \frac{(1 - 1\%)}{(1 - 1\%) + (1 + 1\%)} \rightarrow V_{out} = \frac{V_{in}}{2} - 1\%. \quad (23)$$

A partir desse ponto, um amplificador de ganho unitário (*buffer*) é conectado para extrair esse valor, conduzindo a um amplificador inversor integrador, resultando na tensão que é então inserida no corpo do paciente por meio do terceiro eletrodo.



**Figura 18 – Amplificador integrador inversor**  
Fonte: Autor

O circuito amplificador integrador, apresentado na Figura 18, tem uma razão de amplificação negativa variável em função da frequência, com maior magnitude nas componentes próximas do nível CC. Devido a esse efeito, e para evitar um ganho teórico infinito, que na prática levaria o amplificador operacional à saturação, um resistor ( $R_2$ ) é colocado em paralelo com o capacitor de realimentação ( $C_1$ ), limitando assim o ganho em corrente contínua e criando um comportamento similar ao de um circuito passa-baixas com frequência de corte definido pela Equação (24):

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_2 * C_1}. \quad (24)$$

Além disso, a resistência  $R_3$  é inserida para manter o circuito de acordo com os padrões IEC (American National Standard, 1978), definindo que a corrente máxima permitida conduzida em um usuário é de  $50 \mu A$ . Como segurança, foi optado por limitar a corrente a metade do limite máxima, ou seja,  $25 \mu A$ . Sendo a tensão de alimentação  $\pm 5 V$ , tem-se uma diferença de potencial total de  $10 V$ , resultando em uma resistência de saída de  $400 k\Omega$ . Considerando a impedância do cabo e do eletrodo, no mínimo  $10 k\Omega$ , adota-se como  $R_3$  uma resistência de  $390 k\Omega$ .

Para definir os valores nominais dos demais componentes, foi optado por um ganho máximo na realimentação de frequências até  $8 kHz$ , adiantando a possibilidade de a conversão analógico digital ser feita em até  $4 kSPS$ , reduzindo ruído de frequências até o dobro da taxa de amostragem. Ainda, com a intenção de reduzir a variedade de componente, a resistência de realimentação foi definida como  $390 k\Omega$ . Com isso, utilizando a Equação (24), o valor nominal para a capacitância de realimentação é aproximado para valores comerciais em  $47 pF$ :

$$8k = \frac{1}{2 * \pi * 390k * C_1} \rightarrow C_1 = 51,01 pF. \quad (25)$$

Por fim, resta a resistência  $R_1$ , responsável pelo controle de ganho. Por ser um sistema sensível à saturação, um ganho de  $20 V/V$  foi definido, resultando em uma correção de ruídos até  $\pm 250 mV$  sem saturação. Dessa forma, sendo o ganho definido pela Equação (26), têm-se  $R_1$  com valor comercial de  $20 k\Omega$ , concluindo o circuito de amplificação e realimentação do ECG, apresentado na Figura 19.

$$G = -\frac{R_2}{R_1} \quad (26)$$

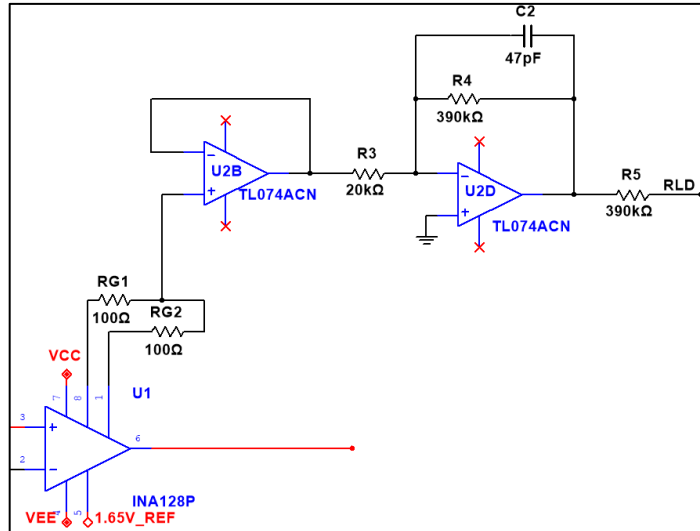


Figura 19 – Amplificador inicial e circuito RLD de realimentação do sistema de ECG  
Fonte: Autor

Os próximos blocos, seguindo os percursos dos sinais, é a etapa de filtragem, formada concatenando três filtros para cada sistema: filtro passa-baixas, rejeita-faixa e passa-altas. As frequências de cortes desses filtros são definidas a partir da área de interesse dos bio-sinais individualmente, tanto para o ECG (Teixeira e Ferreira, 2015), quanto para o EMG (Sestrem *et al.*, 2022).

O filtro passa-altas, primeiro na sequência, é montado seguindo a topologia Sallen-Key de segunda ordem a partir do modelo da Figura 20. Ele possui característica de atenuação de 40 dB/década até a frequência de corte, com ganho de -3 dB. Para definir os valores nominais dos componentes, são utilizadas as Equações (27) e (28), respectivamente responsáveis pela definição do fator de qualidade do filtro e da frequência de corte.

O fator de qualidade de um filtro define o comportamento da resposta em frequência na faixa de transição entre banda de passagem e de atenuação. Para uma resposta linear, sem ondulações nas regiões de corte, será adotado o fator de qualidade de um filtro tipo Butterworth, 0,707 (Karki, 2000):

$$Q = \frac{1}{2\pi f_c R_2 (C_1 + C_2)}, \quad (27)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}. \quad (28)$$

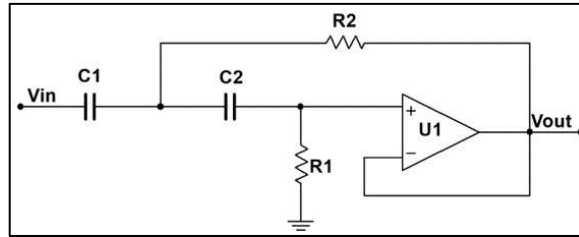


Figura 20 – Modelo de filtro Sallen-Key passa-altas  
Fonte: Autor

Inicialmente, define-se que ambos os capacitores de cada filtro tenham valor nominal de  $1 \mu\text{F}$  para simplificação da equação e redução do preço de fabricação. Utilizando a Equação (27) e considerando a mínima frequência de ECG como  $0,5 \text{ Hz}$ , a resistência nominal aproximada para valores comerciais de  $R_2$  do circuito de ECG é de  $226 \text{ k}\Omega$ , enquanto que, pela Equação (28), o valor da resistência nominal aproximada para valores comerciais de  $R_1$  é de  $464 \text{ k}\Omega$ :

$$0,707 = \frac{1}{2\pi \cdot 0,5 \cdot R_2 \cdot (1\mu + 1\mu)} \rightarrow R_2 = 225,11 \text{ k}\Omega, \quad (29)$$

$$0,5 = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{226k \cdot R_1 \cdot 1\mu \cdot 1\mu}} \rightarrow R_1 = 448,32 \text{ k}\Omega. \quad (30)$$

Da mesma forma, os componentes do filtro do sistema de condicionamento do EMG são calculados, utilizando  $20 \text{ Hz}$  como frequência de corte mínima. Aproximando para valores comerciais, resulta em  $R_2$  de  $5,6 \text{ k}\Omega$  e  $R_1$  de  $11 \text{ k}\Omega$ :

$$0,707 = \frac{1}{2\pi \cdot 20 \cdot R_2 \cdot (1\mu + 1\mu)} \rightarrow R_2 = 5,63 \text{ k}\Omega, \quad (31)$$

$$20 = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{5,6k \cdot R_1 \cdot 1\mu \cdot 1\mu}} \rightarrow R_1 = 11,31 \text{ k}\Omega. \quad (32)$$

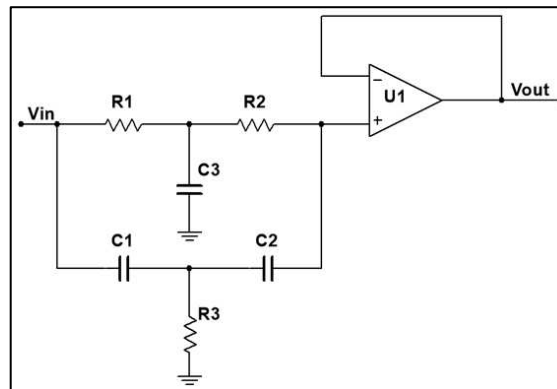
Por fim, recalculando os parâmetros de frequência de corte e fator de qualidade após ajustes de valores comerciais e considerando a tolerância de  $1\%$  dos componentes, têm-se os resultados da Tabela 4.

Tabela 4 – Parâmetros finais dos filtros passa-altas

Circuito	$R_1$	$R_2$	$C_1$	$C_2$	Q	$f_c$
ECG	$464 \text{ k}\Omega$	$226 \text{ k}\Omega$	$1 \mu\text{F}$	$1 \mu\text{F}$	$0,716 \pm 1\%$	$0,49 \pm 2\% \text{ Hz}$
EMG	$11 \text{ k}\Omega$	$5,6 \text{ k}\Omega$	$1 \mu\text{F}$	$1 \mu\text{F}$	$0,701 \pm 1\%$	$20,27 \pm 2\% \text{ Hz}$

O próximo bloco é o filtro rejeita-faixa, ou filtro Notch, que possui uma banda de rejeição de frequência estreita, com alta atenuação na frequência de corte e queda abrupta de magnitude. Esse filtro é responsável por atenuar a energia induzida no corpo do paciente pela rede de energia, logo, como a frequência de transmissão de energia em Portugal, onde os testes foram feitos, é 50 Hz, a faixa de rejeição deve ser centrada nesse valor.

A arquitetura de filtro escolhido é um rejeita-faixa duplo-T seguido por um amplificador *buffer* apresentado na Figura 21.



**Figura 21 – Modelo de filtro Notch**  
Fonte: Autor

Os valores nominais dos componentes são determinados a partir de duas condições obrigatórias na utilização desses filtros, demonstradas nas Equações (33) e (34), e a Equação (35), que define a frequência de corte do filtro:

$$R_1 = R_2 = 2 * R_3, \quad (33)$$

$$C_1 = C_2 = \frac{C_3}{2}, \quad (34)$$

$$f_{c_{notch}} = \frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot C_1}. \quad (35)$$

A partir da condição da Equação (34), o valor dos capacitores é determinado em 1  $\mu$ F ( $C_1$  e  $C_2$ ) e 2,2  $\mu$ F ( $C_3$ ) por serem componentes utilizados nos circuitos. Em seguida, com a Equação (35), calcula-se o valor da resistência  $R_1$ , para uma frequência de corte de 50 Hz, resultando no valor comercial aproximado de 3,16 k $\Omega$ :

$$50 = \frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot 1\mu} \rightarrow R_1 = 3,18 \text{ k}\Omega. \quad (36)$$

Existindo a possibilidade de utilizar esse dispositivo no Brasil, com frequência de transmissão de energia de 60 Hz, a resistência é recalculada, permitindo a possível substituição por uma resistência de valor comercial de 2,64 k $\Omega$ :



$$60 = \frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot 1\mu} \rightarrow R_1 = 2,65 \text{ k}\Omega. \quad (37)$$

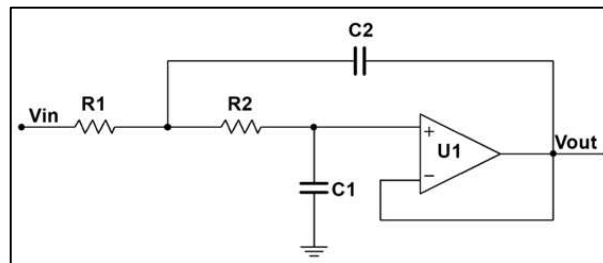
Com os valores de  $R_1$  determinados, a condição da Equação (33) é utilizada para determinar  $R_2$  e  $R_3$ . Os resultados são apresentados na Tabela 5, bem como a frequência de corte final reajustada dentro da disponibilidade comercial e tolerância de 1% dos componentes.

**Tabela 5 – Parâmetros finais dos filtros *Notch***

País	$R_1$	$R_2$	$R_3$	$C_1$	$C_2$	$C_3$	$f_c$
Portugal	3,16 k $\Omega$	3,16 k $\Omega$	1,54 k $\Omega$	1 $\mu$ F	1 $\mu$ F	2,2 $\mu$ F	50,36 $\pm$ 2% Hz
Brasil	2,64 k $\Omega$	2,64 k $\Omega$	1,32 k $\Omega$	1 $\mu$ F	1 $\mu$ F	2,2 $\mu$ F	60,28 $\pm$ 2% Hz

Por fim, o filtro passa-baixas, seguindo a topologia Sallen-key de segunda ordem e com modelo ideal apresentado na Figura 22, possui ganho de -3 dB na frequência de corte, seguido por uma queda de 40 dB/década. Para definir os valores nominais dos componentes, são utilizadas as Equações (27) e (38). Também é adotado o fator de qualidade de um filtro Butterworth, 0,707:

$$Q = \frac{1}{2\pi f_c C_1 (R_1 + R_2)}. \quad (38)$$



**Figura 22 – Modelo de filtro Sallen-Key passa-baixas**  
Fonte: Autor

Adotando os valores das resistências  $R_1$  e  $R_2$  em 2,2 k $\Omega$ . Iniciando com o ECG, com frequência de corte de 50 Hz, utilizando a Equação (38), define-se o  $C_1$  aproximado para valor comercial de 1  $\mu$ F:

$$0,707 = \frac{1}{2\pi \cdot 50 \cdot C_1 \cdot (2200 + 2200)} \rightarrow C_1 = 1,02 \mu\text{F}. \quad (39)$$

Então, com a Equação (28), encontra-se o valor de  $C_2$ , aproximado na disponibilidade comercial para 2,2  $\mu$ F:

$$50 = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{2200 \cdot 2200 \cdot 1\mu \cdot C_2}} \rightarrow C_2 = 2,09 \mu\text{F}. \quad (40)$$

Para o EMG, repete-se os cálculos, admitindo a frequência de corte de 500 Hz, resultando em capacitores comerciais de 100 nF para  $C_1$  e 220 nF para  $C_2$ :

$$0,707 = \frac{1}{2\pi \cdot 500 \cdot C_1 \cdot (2200 + 2200)} \rightarrow C_1 = 102,32 \text{ nF}, \quad (41)$$

$$500 = \frac{1}{2\pi \cdot \sqrt{2200 \cdot 2200} \cdot 1\mu \cdot C_2} \rightarrow C_2 = 209,34 \text{ nF}. \quad (42)$$

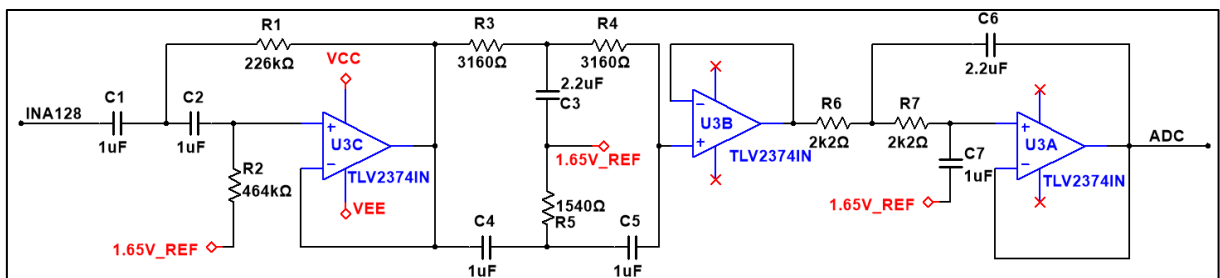
Recalculando a frequência de corte e fator de qualidade devido a aproximações comerciais e tolerância dos componentes, obtém-se os resultados da Tabela 6.

**Tabela 6 – Parâmetros finais dos filtros passa-baixas**

Sistema	$R_1$	$R_2$	$C_1$	$C_2$	Q	$f_c$
ECG	2200 $\Omega$	2200 $\Omega$	1 $\mu\text{F}$	2,2 $\mu\text{F}$	0,742 $\pm$ 1%	48,77 $\pm$ 2% Hz
sEMG	2200 $\Omega$	2200 $\Omega$	100 nF	220 nF	0,742 $\pm$ 1%	487,73 $\pm$ 2% Hz

O resultado, com os três filtros de ambos os sistemas concatenados, é apresentado na Figura 23 para o ECG e Figura 24 para o EMG.

As conexões de referência dos filtros no circuito final, ao invés de serem conectados ao GND, como apresentado nos modelos ideais, são feitas ao pino '1.65V\_REF', que representa a saída do bloco apresentado na Figura 16. Essa alteração serve para que o deslocamento DC aplicado no INA128 seja desconsiderado durante a filtragem, mantendo-o até o ADC. Reforçando que as conexões de alimentação positiva ( $V_{CC}$ ) e negativa ( $V_{EE}$ ) são, respectivamente, 5 V e -5 V.



**Figura 23 – Bloco de filtragem do circuito de ECG**

Fonte: Autor

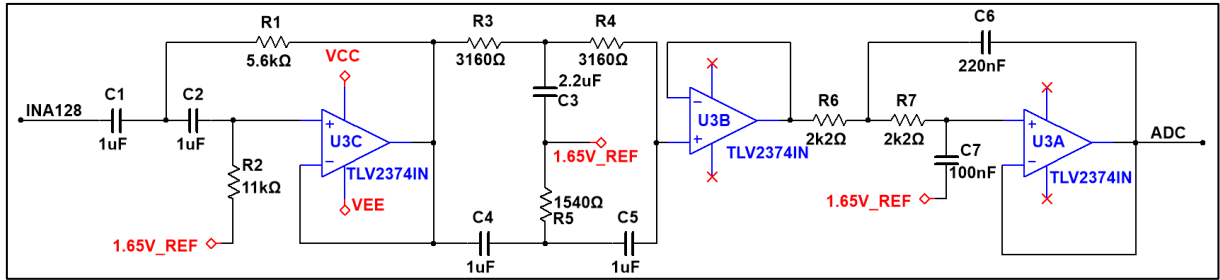


Figura 24 – Bloco de filtragem do circuito de EMG

Fonte: Autor

Para o circuito de alimentação, visando a alimentação portátil, uma bateria de íons de lítio modelo 18650 foi escolhida, tendo uma tensão nominal de 3,6 V, chegando a 4,2 V quando totalmente carregada. Como a tensão da bateria deve ser amplificada, o primeiro bloco de potência é um módulo conversor CC-CC elevador XL6009

Na entrada de tensão do módulo será colocada a bateria, variando entre 3,6 e 4,2 V, e o módulo irá elevar a saída para 10 V. Em seguida, uma referência virtual regulada é criada com um LDO (*low-dropout*) de -5 V (LM7905) alimentado com sua entrada na referência do módulo conversor e saída na porta positiva. Isso resulta em +5 V na saída positiva do conversor, -5 V na saída negativa do conversor e GND na saída do LDO, como mostrado na Figura 25.

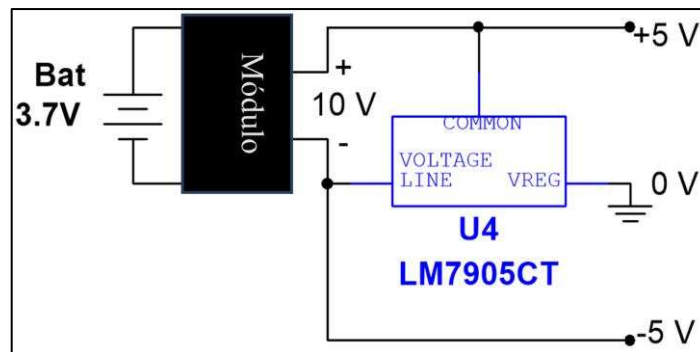


Figura 25 – Circuito de potência

Fonte: Autor

Com todo o circuito definido, a placa de circuito impresso do sistema é desenvolvida, incluindo todos os componentes de condicionamento e um encaixe para a placa de desenvolvimento ESP32 DevKit V4 com o microcontrolador ESP32-WROOM0-32E. Para além dos circuitos apresentados, também foram adicionados capacitores de acoplamento CC para reduzir ruídos de alimentação nos circuitos integrados. O esquemático final da PCB é apresentado na Figura 26, o modelo 3D na Figura 27(a) e a versão real montada com circuito de potência na Figura 27(b).

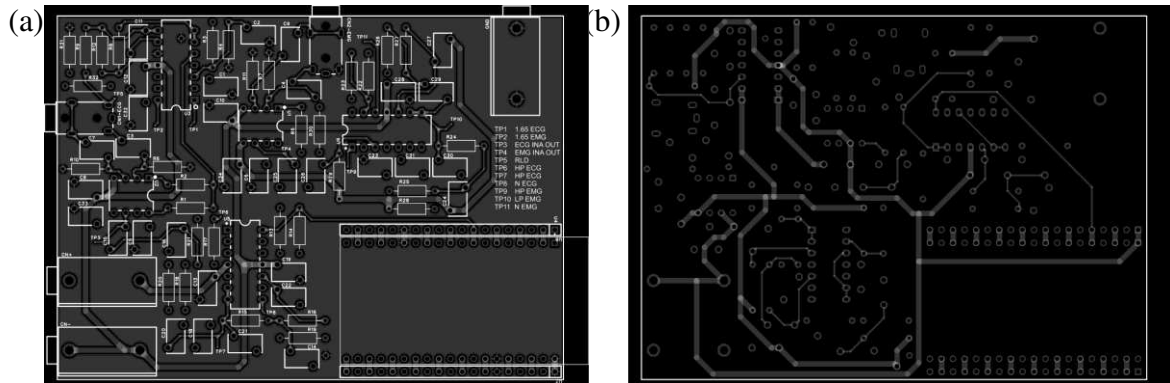


Figura 26 – Vista (a) superior e (b) inferior da placa de circuito impresso final do sistema  
Fonte: Autor

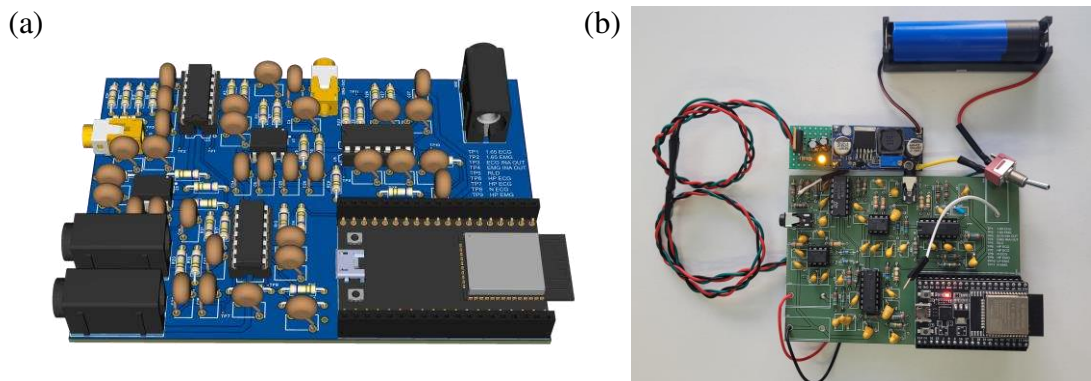
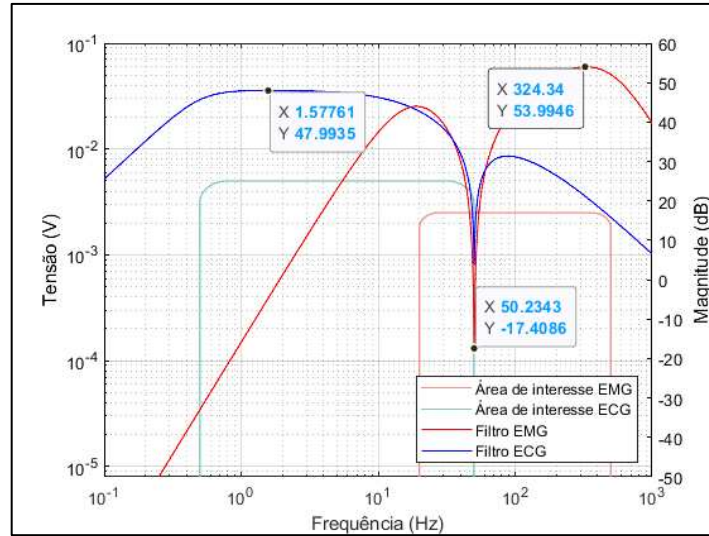


Figura 27 – (a) Modelo 3D e (b) versão montada da placa de circuito impresso do sistema  
Fonte: Autor

Com a PCB montada, a resposta em frequência do condicionamento foi testada, obtendo como resultado o gráfico apresentado na Figura 28, onde é feita a comparação da resposta em frequência do condicionamento de cada sinal com sua respectiva área de interesse.

A área de interesse é apresentada em amplitude (V), baseado no eixo vertical à esquerda, enquanto a resposta de condicionamento filtro é representando em magnitude (dB), com o eixo vertical à direita. Com o resultado, fica claro o comportamento do filtro de atenuação das frequências fora da área de interesse de cada sinal, além de uma alta atenuação dos valores próximos de 50 Hz.



**Figura 28 – Comparação da resposta em frequência e área de interesse de cada sinal**  
**Fonte: Autor**

A razão de sinal por ruído (SNR), calculada utilizando a Equação (43), serve para estimar quão bem a atenuação de certo ruído é feita, em comparação com o sinal útil existente.

$$SNR_{V/V} = \frac{10^{\frac{M_{pas}(dB)}{20}}}{10^{\frac{M_{rej}(dB)}{20}}} \quad (43)$$

Quando o SNR é calculado utilizando a faixa de passagem do ECG (47,99 dB) e do EMG (53,99 dB) com a atenuação no valor de 50 Hz (-17,41 dB) resulta em um SNR de, respectivamente, 1776,23 V/V e 3544,05 V/V.

$$SNR_{ECG} = \frac{10^{\frac{47,99}{20}}}{10^{\frac{-17,41}{20}}} \rightarrow SNR_{ECG} = 1776,23 V/V \quad (44)$$

$$SNR_{EMG} = \frac{10^{\frac{53,99}{20}}}{10^{\frac{-17,41}{20}}} \rightarrow SNR_{EMG} = 3544,04 V/V \quad (45)$$

### 3.2 Algoritmo de pré-processamento e envio *wireless*

O algoritmo desenvolvido para o microcontrolador possui três funções específicas para essa aplicação e as funções padrões de configuração (*setup*) e de operação contínua (*loop*). A arquitetura do *firmware* é representada pelo esquema de blocos da Figura 29.

Inicialmente, a função de configuração inicia o protocolo de comunicação Bluetooth® como dispositivo de nome “ESP32” e define que, na ocorrência de eventos na comunicação, a

função de interrupção “btEvent” deve ser acionada para lidar com o evento. Além disso, configura o contador de tempo 0 (*timer0*) do ESP32 para disparar uma interrupção a cada 1 ms que leva o algoritmo para a função de aquisição de dados “acquireData”. Por fim, armazena a posição inicial na memória que as variáveis globais auxiliares de tempo, ECG e EMG ocupam.

Durante a função de operação contínua, o sistema verifica se o indicador (*flag*) de envio está ativo, direcionando o algoritmo para a função de envio de dados “sendData”, reiniciando o indicador de envio.

Quando a função de tratamento de eventos na comunicação Bluetooth® é ativada, a primeira operação é identificar qual tipo de evento ocorreu. Se foi um evento de conexão, o sistema altera o indicador para o estado “conectado”, zera a variável que conta o número de amostras coletadas desde o último envio, zera a contagem e inicia o *timer0*.

No caso de um evento de desconexão de Bluetooth®, o sistema desativa o *timer0*, altera o indicador do sistema para o estado “desconectado” e zera a quantidade de configurações recebidas da interface.

Em último caso, se for um evento de dado recebido, o algoritmo inicia com ajustes técnicos para evitar dados corrompidos, desativando e zerando a contagem do *timer0*, do contador de amostras coletadas desde o último envio e o *buffer* com as amostras combinadas. Em seguida, o *byte* recebido é lido como um valor inteiro, variando a operação de acordo com o valor resultante. Se o valor for menor ou igual a 5, é uma configuração de frequência de amostragem, alterando a configuração do *timer0* referente ao tempo necessário para a interrupção; se for entre 6 e 9, são dados referentes aos indicadores de filtragem analógica dos sinais de ECG e EMG, alterando o canal em que a coleta é feita, entre: diretamente na saída do INA128 ou após os blocos de filtragem; e se o valor for 10 ou 11, significa um comando de *PLAY* ou *PAUSE* na aquisição, alterando o estado do sistema, respectivamente, para “conectado” e “desconectado”. Com o evento tratado, o *timer0* é reativado. Para início da aquisição, o sistema deve receber três parâmetros da GUI: frequência de amostragem, situação do filtro analógico do ECG e situação do filtro analógico do EMG.

Como previamente referida, a função “acquireData” é ativada pelo *timer0* de acordo com a frequência de amostragem definida na configuração. Nessa função, caso tenha recebido as três configurações iniciais, o algoritmo coleta uma amostra do tempo em microssegundos e faz uma amostragem do ADC para ECG e outra para o EMG. O canal que o ECG e o EMG é amostrado depende do indicador de filtragem analógica dos sinais. Em seguida, esses três valores (tempo, ECG e EMG) são concatenados ao vetor combinado de aquisição, seguindo a ordem de 4 *bytes* de tempo, 3 *bytes* de ECG e 3 *bytes* de EMG.

Para evitar sobreposição, a contagem de amostras coletadas desde o último envio é utilizada para definir a posição em que os novos valores devem ser inseridos no vetor combinado, conseqüentemente, após agrupar os novos dados, a contagem de amostras é incrementada em 1, avançando para a próxima posição. Por fim, se a quantidade de amostras nessa contagem for igual ao limite definido para envio, o indicador de envio é ativado e o vetor combinado de aquisição é copiado para o vetor combinado de envio, evitando sobreposição enquanto o sistema transmite os dados e mantém a amostragem dos próximos.

Como o sistema se mantém em operação contante na função *loop*, quando a interrupção do *timer0* ativa o indicador de envio, o sistema é direcionado para a função de envio, onde o vetor combinado de envio é transmitido via serial Bluetooth® para o aparelho conectado.

O algoritmo tem um esquema de funcionamento representado pelo organograma da Figura 29, separando as ações em blocos de funções.

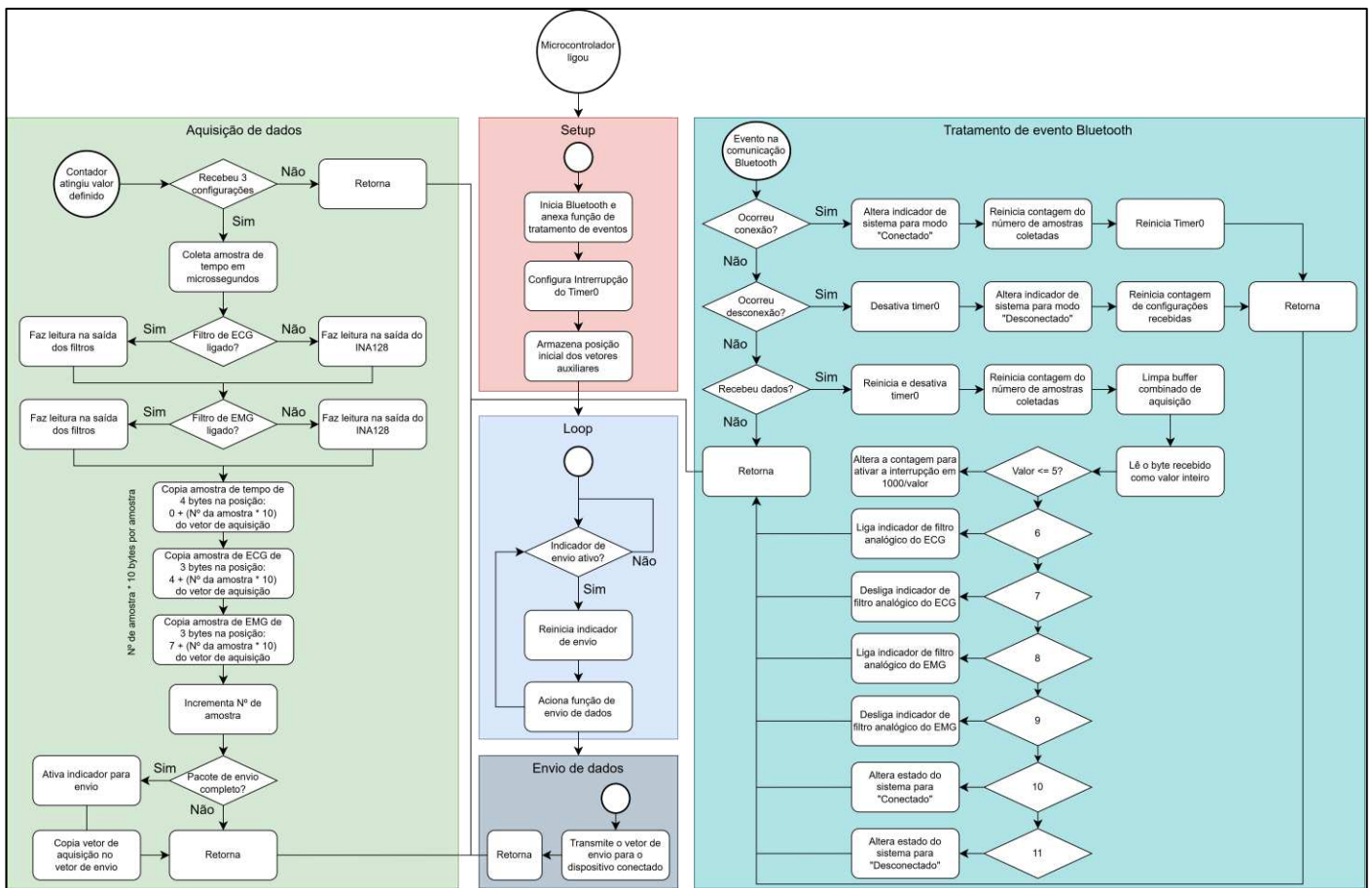


Figura 29 – Organograma do algoritmo de controle do microcontrolador  
Fonte: Autor

### 3.3 Interface gráfica

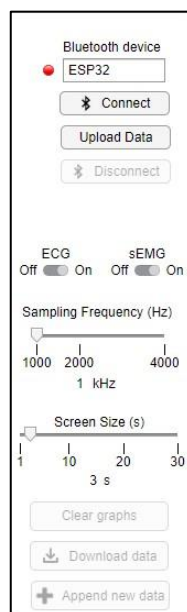
Como embasado na Seção 2.6, a plataforma de desenvolvimento AppDesigner do ambiente MATLAB foi utilizada para criação da interface gráfica do sistema de aquisição. Apesar de ser baseado no ambiente MATLAB, não é necessário que o usuário tenha o MATLAB instalado, bastando apenas instalar a aplicação desenvolvida.

#### 3.3.1 Abas, Funcionalidades e Controladores

A interface é dividida em duas partes, na esquerda há uma aba controladora fixa, enquanto na direita há a disposição dos dados em 4 abas alternáveis: “*Acquisition*”, “*Contraction*”, “*Filters*”, e “*Heart Rate*”.

Na aba fixa, destacada na Figura 30, o usuário tem as opções iniciais de conectar com o dispositivo, inserindo o nome e pressionando em conectar, ou fazer *upload* de um arquivo de dados previamente coletado. Assim, é possível utilizar a interface durante a aquisição ou após, para avaliação aprofundada. Além disso, o usuário também pode desligar a apresentação do sinal de ECG ou EMG de forma independente, alterar a frequência de amostragem e alterar o tamanho da janela de visualização dos sinais.

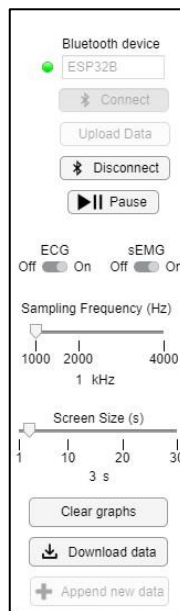
Como a frequência de amostragem é alterada no microcontrolador, quando a interface recebe um comando para alterar a amostragem, esse dado é enviado para o microcontrolador via Bluetooth®, iniciando o ciclo de interrupção apresentado na Seção 3.2.



**Figura 30 – Aba fixa em situação desconectada e sem dados arquivados**  
**Fonte: Autor**



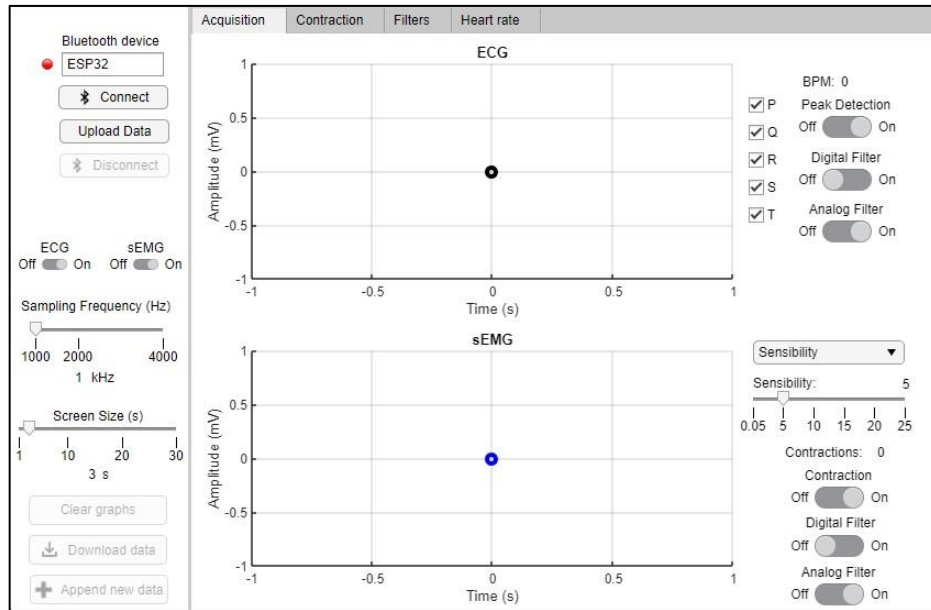
Quando o usuário seleciona a opção de conexão, caso o dispositivo informado não exista ou não seja possível conectar com ele, o sistema entrega uma lista dos dispositivos disponíveis e espera por um novo comando de conexão. Caso a –nova tentativa de– conexão seja bem-sucedida, a interface envia, para o módulo de aquisição, a frequência de aquisição (*Sampling Frequency*), selecionada pelo usuário, e a situação do condicionamento analógico do ECG e do EMG. Em seguida, a aba fixa entra no modo conectado, apresentado na Figura 31, habilitando as opções de desconectar, pausar, limpar os gráficos, salvar os dados localmente em arquivo ‘xlsx’ e, se o arquivo local estiver criado e quiser adicionar os novos valores, também é possível os anexar no arquivo existente.



**Figura 31 – Aba fixa em situação conectada**  
**Fonte: Autor**

O último estado da aba fixa é quando o usuário insere um arquivo de dados locais na aplicação, onde a interface permite o usuário alterar o tamanho da janela ou zerar os dados armazenados. Se os gráficos forem limpos, a interface retorna ao estado desconectado e aguardar novo comando.

Partindo para as abas alternáveis, a utilização da interface começa na aba “*Acquisition*”, apresentado na Figura 32, onde as leituras de ECG e EMG são apresentados em dois gráficos independentes em tempo real.



**Figura 32 – Aba alternável na seção de aquisição**

**Fonte: Autor**

No caso de aquisição contínua, a janela de exibição irá se deslocar de acordo com o tamanho de janela selecionado na aba fixa. No caso de envio de dados prontos, uma barra deslizante entre os gráficos é disponibilizada para o usuário, permitindo variar a janela durante todo o comprimento do sinal. Além disso, o usuário pode utilizar as funções padrão do MATLAB para interagir com os gráficos, principalmente aplicando zoom ou deslocando livremente (*pan*).

Ainda na interface de aquisição, o usuário pode alterar se deseja aplicar filtragem digital no processamento de cada sinal; ativar ou desligar a filtragem analógica na placa de aquisição, enviando essa informação de alteração para o *hardware*; ou ativar a detecção autônoma de pontos de interesse.

No caso do ECG, os eventos de interesse são definidos na forma da detecção dos picos do sinal, nomeadamente os picos P, Q, R, S e T, apresentando a frequência cardíaca do paciente a partir da média da distância dos últimos dez picos R. O usuário também pode alterar quais picos ele deseja que o sistema identifique, alterando as seleções nas caixas de seleção referentes a cada pico.

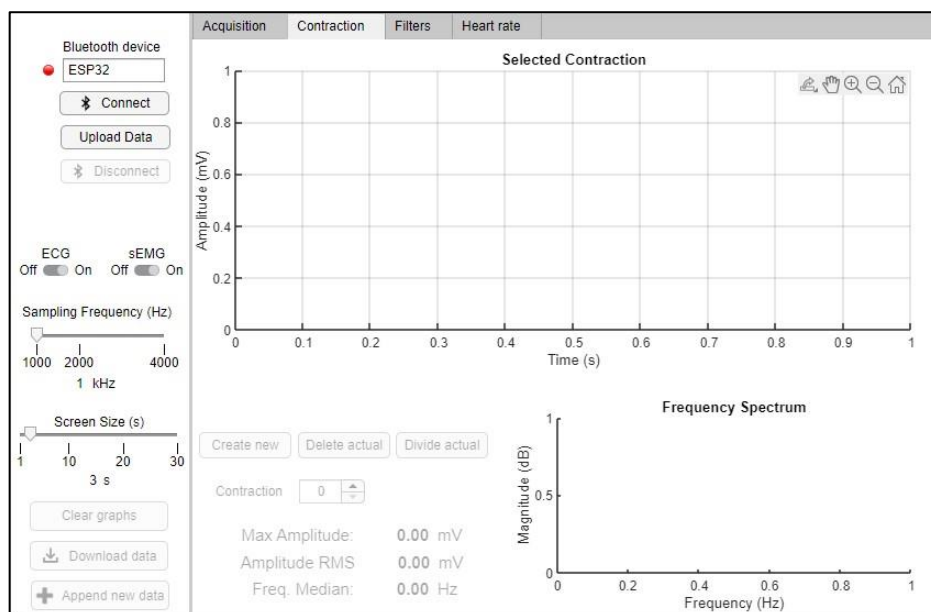
No caso do EMG, o sistema detecta autonomamente as contrações musculares, fazendo a contagem de quantas contrações foram feitas. Além disso, quando a detecção de contrações é ativada, é liberado para o usuário dois novos controladores: um seletor de parâmetros utilizados na detecção e uma barra deslizante para alterar os valores desses parâmetros selecionados. Os

parâmetros são definidos em: sensibilidade, tamanho mínimo da contração e tempo mínimo entre contrações.

Os parâmetros alternáveis do detector de contrações servem para alterar: a amplitude mínima que define o que é uma contração, o tempo mínimo que uma contração deve ter para ser considerado uma contração, e o tempo mínimo entre duas contrações para tornar elas independentes. Essas configurações servem, primeiramente, para mitigar erros de detecção, visto que a amplitude pode variar entre usuários e entre músculos, além de permitir adaptações do sistema para contrações incompletas, por exemplo no caso em que o usuário tenta fazer múltiplas movimentos rápidos e incompletos para atingir um valor, ao invés de fazê-las corretamente, principalmente útil em situação de reabilitação.

A partir disso, na aba alternável de contrações, apresentada na Figura 33, é possível fazer análises específicas para cada contração detectada. O usuário tem acesso a representação gráfica da contração isolada, no gráfico principal, e do seu espectro de frequência, no gráfico secundário, com um seletor de contrações para alterar entre as contrações. Além disso, para o caso de alguma detecção incorreta, o usuário também pode criar, excluir ou dividir a contração selecionada.

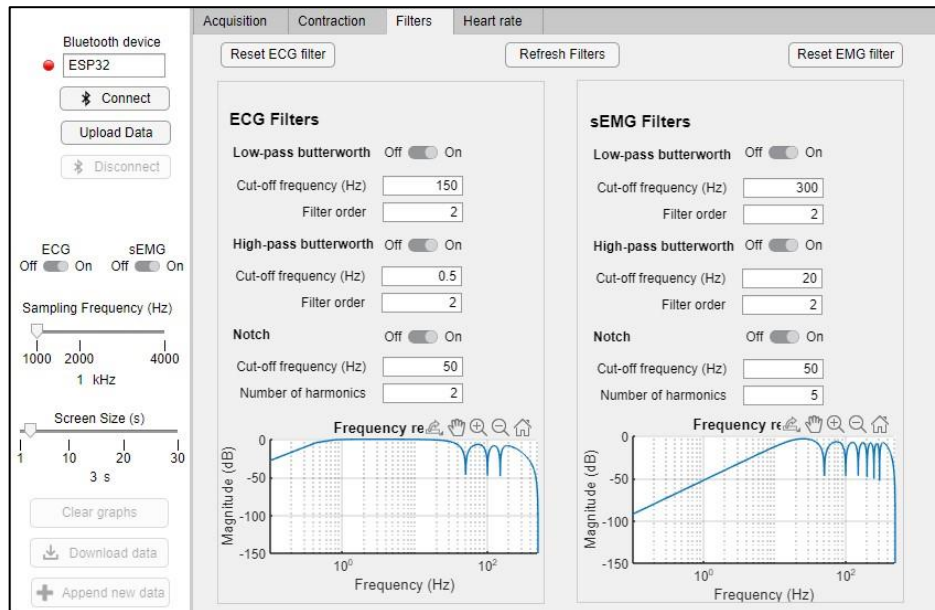
De forma mais aprofundada, o sistema calcula automaticamente a amplitude máxima e eficaz da contração, bem como a mediana da frequência, sendo parâmetros base para análise eletromiográfica na literatura, como apresentado na Seção 1.2.



**Figura 33 – Aba alternável na seção de contrações**

**Fonte: Autor**

Na aba alternável de filtros, apresentado na Figura 34, o usuário pode alterar os parâmetros de filtragem digital aplicado a cada sinal independentemente. Cada sinal possui opções de filtro passa-baixas, passa-altas e Notch, tal como é feito na filtragem analógica do *hardware*. Isso permite ao usuário ligar ou desligar cada um dos filtros, alterar a frequência de corte e a ordem dos filtros passa-altas e baixas, e o número de harmônicas do filtro Notch.



**Figura 34 – Aba alternável na seção de filtros**  
**Fonte: Autor**

Enquanto são feitas alterações, a resposta em frequência resultante é apresentada nos gráficos abaixo de cada conjunto, porém ainda não é aplicado nos sinais. O resultado é validado ao pressionar o botão “*Refresh Filters*”, sendo analisado para garantir que o resultado é estável, visto que são utilizados filtros IIR (*Infinite Impulse Response*), que podem ter comportamento divergente, tornando-os instáveis. O usuário também pode reiniciar os filtros para os valores padrão apresentados na Figura 34.

Com a combinação da opção do usuário desligar a filtragem analógica e alterar parâmetros da filtragem digital, cria-se a possibilidade de testar o comportamento e as características dos sinais em diversas faixas de frequência, aumentando as aplicações possíveis do sistema.

Por fim, na aba de frequência cardíaca, apresentado na Figura 35, o usuário tem acesso à dois gráficos, no principal é apresentado a frequência cardíaca ao longo do período completo de aquisição, no secundário o usuário pode alterar entre cada ciclo cardíaco para analisar eles

de forma independente, onde além dos picos, as ondas P, complexo QRS e onda T são destacadas.

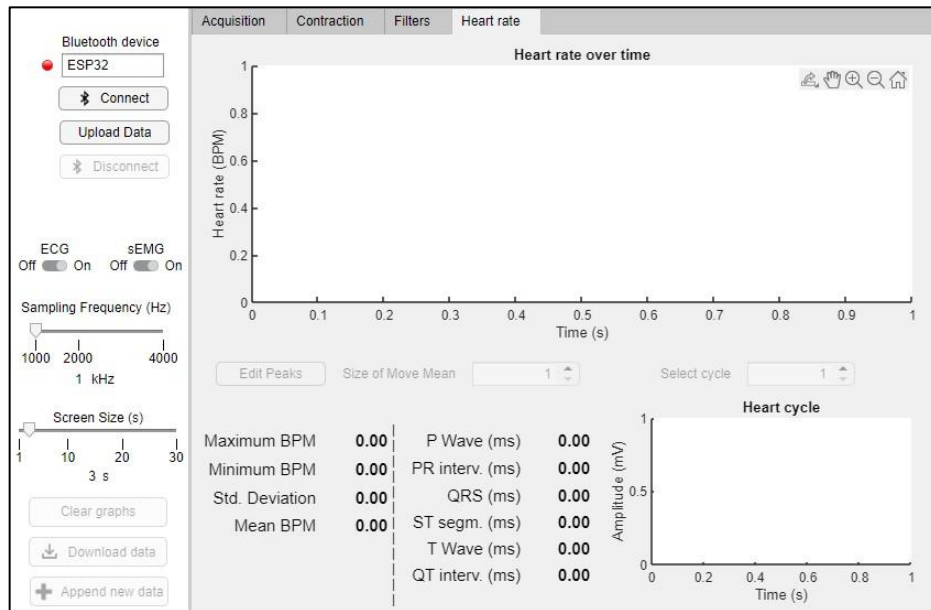


Figura 35 – Aba alternável na seção de frequência cardíaca

Fonte: Autor

Para a apresentação da frequência cardíaca, primeiramente é calculado a distância entre cada pico R, em seguida, é feita a média móvel dessas distâncias para suavizar a curva final. Porém, como isso pode esconder algumas características patológicas dos sinais cardíacos, principalmente arritmias, o usuário pode alterar qual o tamanho da janela que será feita a média móvel. Esse valor varia desde uma amostra, equivalente a não realizar a média, até metade do número de picos, pois a média total da frequência cardíaca é apresentado como uma estatística.

Referente aos valores de frequência cardíaca durante todo o período, o usuário tem o valor máximo, mínimo e o desvio padrão da frequência de batimentos. Esses valores são especialmente úteis no caso de avaliação para casos de arritmias. Para a análise individual de cada ciclo, é fornecido a largura temporal de pontos importante do ECG, nomeadamente: onda P ( $P_{FIM} - P_{INÍCIO}$ ), intervalo PR ( $Q_{INÍCIO} - P_{INÍCIO}$ ), complexo QRS ( $S_{FIM} - Q_{INÍCIO}$ ), segmento ST ( $T_{INÍCIO} - S_{FIM}$ ), onda T ( $T_{FIM} - T_{INÍCIO}$ ) e intervalo QT ( $T_{FIM} - Q_{INÍCIO}$ ).

Por fim, no caso de haver algum ciclo mal identificado, também há a opção de editar os picos, permitindo adicionar ou excluir picos.

### 3.3.2 Algoritmos de detecção autônoma

O método desenvolvido de detecção autônoma de picos e de contrações é baseado em técnicas defendidas na literatura, e serão detalhados nessa seção para melhor entendimento e replicabilidade de resultados.

No desenvolvimento da aplicação, foram criadas três funções: uma para detecção de picos do ECG, uma para detecção de contrações do EMG e a terceira, baseada nos resultados da anterior, analisa as contrações e ajusta caso detecte alguma incongruência.

Durante a utilização da aplicação, quando no modo de aquisição de dados, essas funções são ativas de modo paralelo ao recebimento dos dados. No caso dos picos de ECG, a função é ativa a cada 1 segundo de sinal coletado. No caso das contrações, a função de detecção é ativa a cada 0,1 segundo, enquanto a função de correção de contrações é ativa a cada três contrações detectadas.

Primeiramente, tratando da função de detecção de picos de ECG, a função é ativa a cada 1 segundo, porém, é vantajoso utilizar um período maior de sinal, garantindo que ao menos um pico esteja presente no período, mitigando erros de detecção. Dessa forma, a primeira ativação da função é feita após a aquisição dos cinco primeiros segundos de sinal, seguindo o período de ativação de 1 segundo nas próximas ativações. Assim, quando a função é ativa, um vetor temporário com os últimos 5 segundos de ECG é destacado como entrada para a função de detecção de picos.

Sabendo que os picos do complexo QRS são constituídos por componentes na banda de frequência de 20 a 80 Hz (Tereshchenko e Josephson, 2015), e com a validação de estudos do estado da arte na utilização de transformada *Wavelet* discreta para detecção de picos (Lai *et al.*, 2022), foi optado pela utilização da metodologia de sobreposição máxima de sinais (Luiz *et al.*, 2025).

Pode-se pensar nessa técnica como uma decomposição do sinal original em bandas de frequência, seguido pela reconstrução do sinal de forma sintética, considerando apenas as frequências de interesse, nesse caso, entre 20 e 80 Hz. Assim, os picos R que são as componentes de maior frequência do sinal, ao serem reconstruídos a partir de um sinal decomposto na faixa de frequência exposta, se tornarão categoricamente destacados em relação ao restante do sinal.

A decomposição do sinal na transformada de *Wavelet* é feita em níveis. A quantidade de níveis que o sinal será decomposto define quantas divisões serão feitas no espectro de frequência. Os níveis são divisões em potência de 2 da frequência do sinal. Como resultado,

entende-se que os níveis são os valores de frequência que demarcam as bandas em que o sinal é decomposto.

Esses limites são definidos pela Equação (46), onde  $L_n$  é a frequência mínima do nível  $n$  e  $f_s$  é a frequência de amostragem. Nota-se que a frequência é dividida pela  $n + 1$  potência de 2, pois, respeitando a frequência de Nyquist, a maior componente de frequência do sinal será metade de  $f_s$ .

$$L_n = \frac{f_s}{2^{n+1}} \quad (46)$$

Como exemplo, considerando um sinal com frequência de amostragem de 2 kHz, fazendo a decomposição com três níveis, têm-se quatro faixas de frequência: 0-125 Hz, 125-250 Hz, 250-500 Hz e 500-1000 Hz.

$$L_1 = \frac{2000}{2^2} \rightarrow L_1 = 500 \text{ Hz} \quad (47)$$

$$L_2 = \frac{2000}{2^3} \rightarrow L_2 = 250 \text{ Hz} \quad (48)$$

$$L_3 = \frac{2000}{2^4} \rightarrow L_3 = 125 \text{ Hz} \quad (49)$$

Partindo para o caso específico desse desenvolvimento, como a frequência de amostragem pode ser 1, 2, ou 4 kHz e como a menor frequência de interesse é 20 Hz, devem ser feitas divisões suficientes para que o menor nível, que inicia em 0 Hz, tenha frequência máxima próximo de 20 Hz.

Adaptando a Equação (46) para determinar o número mínimo de níveis necessários, encontra-se a Equação (50).

$$\begin{aligned} L_n &= \frac{f_s}{2^{n+1}} \rightarrow 2^{n+1} = \frac{f_s}{L_n} \\ &\rightarrow \log_2(2^{n+1}) = \log_2\left(\frac{f_s}{L_n}\right) \\ &\rightarrow n = \log_2\left(\frac{f_s}{L_n}\right) - 1 \\ n &= \log_2\left(\frac{f_s}{L_n}\right) - 1 \end{aligned} \quad (50)$$

Substituindo os três valores de frequência de amostragem e o valor aproximado de frequência de interesse, têm-se que: para  $f_s$  de 1 kHz, são necessárias 5 divisões; para 2 kHz, são necessárias 6 divisões; e para 4 kHz, são necessárias 7 divisões.

$$n_1 = \log_2 \left( \frac{1000}{20} \right) - 1 \rightarrow n_1 = 4,64 \quad (51)$$

$$n_2 = \log_2 \left( \frac{2000}{20} \right) - 1 \rightarrow n_2 = 5,64 \quad (52)$$

$$n_4 = \log_2 \left( \frac{4000}{20} \right) - 1 \rightarrow n_4 = 6,64 \quad (53)$$

Como as frequências de amostragens são valores dobrados entre eles, os níveis necessários aumentarem em uma unidade a cada vez que a frequência dobra é um comportamento esperado. Além disso, também é um comportamento previsível que o maior nível necessário seja definido pela maior frequência de amostragem.

Assim, adotando que o sinal, independentemente de sua frequência de amostragem, será sempre decomposto por 7 divisões de frequência (8 bandas), têm-se as bandas e níveis apresentados na Tabela 7, onde o comportamento de avançar uma banda a cada vez que a frequência de amostragem dobrar se repete.

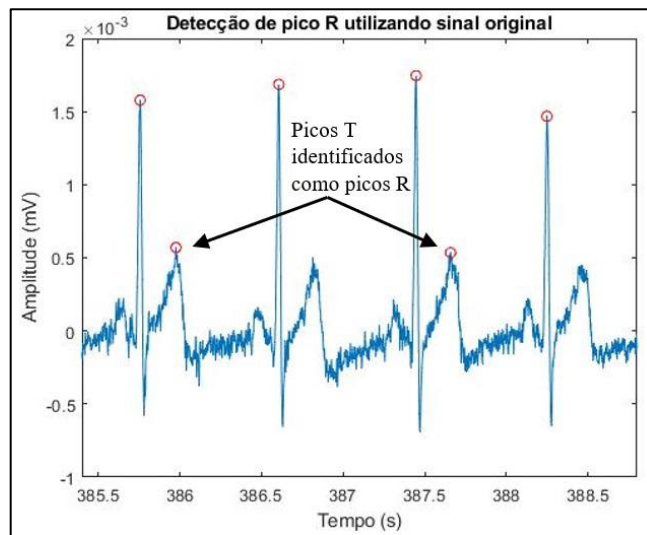
**Tabela 7 – Bandas e níveis de frequência da decomposição em 7 níveis de sinal de 1, 2 e 4 kSPS**

Banda/Nível	$f_s = 1 \text{ kHz}$	$f_s = 2 \text{ kHz}$	$f_s = 4 \text{ kHz}$
Banda 1	250 até 500 Hz	500 até 1 kHz	1 kHz até 2 kHz
Nível 1	250 Hz	500 Hz	1000 Hz
Banda 2	125 até 250 Hz	250 até 500 Hz	500 até 1 kHz
Nível 2	125 Hz	250 Hz	500 Hz
Banda 3	62,5 até 125 Hz	125 até 250 Hz	250 até 500 Hz
Nível 3	62,5 Hz	125 Hz	250 Hz
Banda 4	31,25 até 62,5 Hz	62,5 até 125 Hz	125 até 250 Hz
Nível 4	31,25 Hz	62,5 Hz	125 Hz
Banda 5	15,62 até 31,25 Hz	31,25 até 62,5 Hz	62,5 até 125 Hz
Nível 5	15,62 Hz	31,25 Hz	62,5 Hz
Banda 6	7,81 até 15,62 Hz	15,62 até 31,25 Hz	31,25 até 62,5 Hz
Nível 6	7,81 Hz	15,62 Hz	31,25 Hz
Banda 7	3,91 até 7,81 Hz	7,81 até 15,62 Hz	15,62 até 31,25 Hz
Nível 7	3,91 Hz	7,81 Hz	15,62 Hz
Banda 8	0 até 3,91 Hz	0 até 7,81 Hz	0 até 15,62 Hz



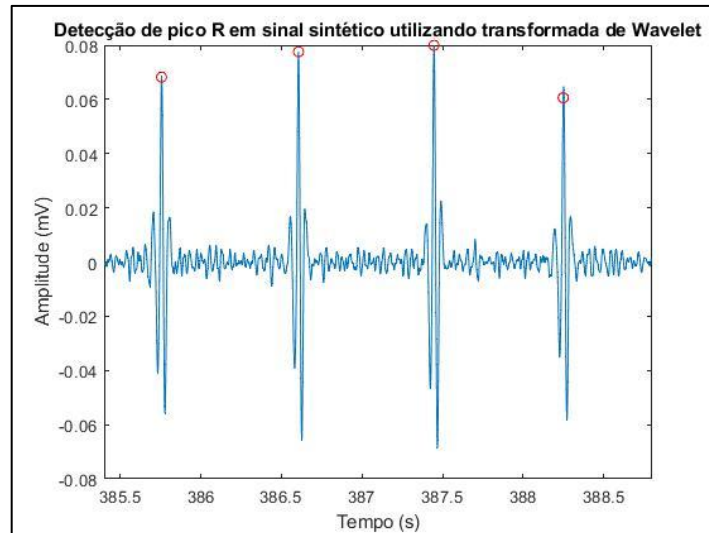
Dessa forma, as bandas selecionadas para fazer a reconstrução sintética do sinal de ECG original com ênfase no complexo QRS, que possui banda de frequência entre 20 e 80 Hz, é definido. Para amostragem de 1 kHz são utilizadas as bandas 4 e 5, para 2 kHz são utilizadas as bandas 5 e 6, e para 4 kHz são utilizadas as bandas 6 e 7. Para os três casos, a faixa de frequência do sinal sintético é estabelecido aproximadamente entre 15,62 e 62,5 Hz.

O sinal sintético de ECG reconstruído destacando os picos R aumenta a distância do limiar de amplitude que diferencia um pico R de, por exemplo, um pico T. Como exemplo, na Figura 36 há a detecção de picos em um sinal original ruidoso, devido a flutuações da amplitude dos picos R e T e deslocamentos CC do sinal, alguns picos T foram incorretamente classificados como pico R.

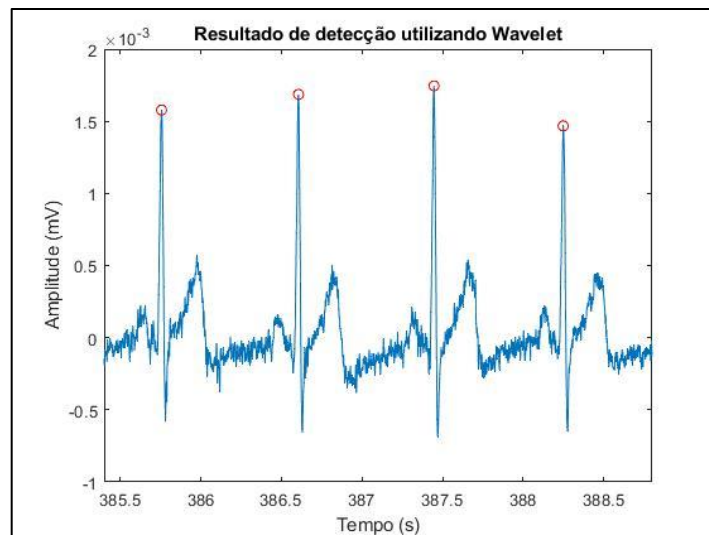


**Figura 36 – Sinal de ECG com picos identificados a partir do sinal original**  
**Fonte: Autor**

No mesmo exemplo e faixa de tempo, fazendo a identificação dos picos R em um sinal de ECG reconstruído com apenas as componentes entre 15,62 e 62,5 Hz, tem-se a Figura 37, onde os picos R são ainda mais evidentes em comparação aos outros e não há perturbações de deslocamento CC. Com a identificação do ponto no sinal sintético, o valor temporal em que eles ocorrem é salvo e depois é destacado no gráfico do sinal original, obtendo como resultado o sinal da Figura 38.



**Figura 37 – Picos R identificados no sinal sintético de ECG**  
**Fonte: Autor**



**Figura 38 – Sinal de ECG original com picos identificados no sinal sintético**  
**Fonte: Autor**

Além disso, como diferentes derivações de ECG e diferentes pacientes resultam em diferentes amplitudes de picos R, o limiar que define um pico no sinal sintético deve ser adaptado internamente para se ajustar a essas alterações imprevisíveis.

No caso de o sistema estar no modo conectado, os picos detectados na faixa de sinal sobreposta são utilizados para validar se o limiar está muito alto, muito baixo ou se está correto. Como a função de identificação é ativa a cada 1 segundo e são utilizadas porções de 5 segundos de sinal, significa que, a cada varredura por picos, 4 segundos são sobrepostos, ou seja, cada porção de 1 segundo do sinal, passa 5 vezes pelo detector. Dessa forma, o sistema deve ajustar o limiar em até 4 iterações, para que nenhum pico seja perdido.

Assim, quando o sinal está sendo coletado, os picos identificados são contados. Caso a quantidade de picos seja menor do que um mínimo extremo para seres humanos (40 BPM), o limiar é reduzido, identificando mais picos na próxima iteração. Caso o número de picos seja maior do que o máximo esperado de um ser humano (240 BPM), o limiar é reduzido. Se nenhuma dessas situações ocorrer, o limiar é mantido. Como esse ajuste é feito em porções pequenas de sinal, caso a frequência cardíaca esteja realmente fora desses valores, o sistema não irá interferir. No caso do sistema ser alimentado pelo pacote de dados completo, o sinal inteiro passa por diversas iterações de detecção dos picos, alterando o limiar se necessário.

Com os picos R corretamente anotados, eles se tornam pontos fiduciais para estimar a posição dos picos restantes. Novamente, baseado em metodologias sólidas apresentadas na literatura (Costa *et al.*, 2021), o método aplicado nesse trabalho faz uma varredura de porções do sinal antes e depois do pico R, anotando o ponto de maior, ou menor, amplitude de acordo com o ponto de interesse.

Baseado nos valores utilizados em trabalhos da literatura, o comportamento morfológico do sinal do ECG e testes realizados com a interface, as porções utilizadas de tempo antes (picos P e Q) e depois (picos S e T) do pico R em que são procurados os pontos de maior (picos P e T) ou menor (picos Q e S) amplitude são definidos na Tabela 8.

**Tabela 8 – Parâmetros de varredura para anotação dos picos P, Q, S, e T do ECG**

Pico	Faixa de tempo relativo ao pico R	Característica da procura
P	-0,266 até -0,057 s	Ponto máximo
Q	-0,076 até -0,019 s	Ponto mínimo
S	+0,004 até +0,040 s	Ponto mínimo
T	+0,095 até +0,494 s	Ponto máximo

Finalizando a detecção autônoma dos parâmetros, na aba alternável de frequência cardíaca, alguns dos parâmetros são calculados a partir do início ou fim de cada onda. Para isso, deve ser identificado, além do pico, o começo e o fim das ondas P e T, o início da Q e o fim da S. Essa função é ativa apenas quando o usuário abre a aba de frequência cardíaca, visto que exibir cada onda de forma destacada na aba de aquisição seria muita informação para um gráfico móvel.

A função criada procura o ponto, relativo ao pico específico, em que o módulo da inclinação (derivada ou diferença) entre dois pontos é menor do que o limite de  $5e-6$ , estabelecido através de testes práticos com a interface. Além disso, a faixa de tempo em que o início e o fim de cada onda são procurados é expresso na Tabela 9.

**Tabela 9 – Parâmetros de varredura para início e fim dos picos P, Q\*, S\*, e T do ECG**

Pico	Faixa de tempo – Início	Faixa de tempo – Fim
P	-0,09 até -0,01 s	+0,01 até +0,09 s
Q	-0,04 até -0,005 s	-
S	-	+0,005 até +0,04 s
T	-0,2 até -0,05 s	+0,05 até +0,2 s

Partindo para a detecção de contrações do EMG, o método é baseado no comportamento de baixa de frequência do sinal (Bonato, D’Alessio e Knaflitz, 1998). Dessa forma, é analisado a curva do sinal coletado em baixas frequências para identificar quando há movimento ou quando o músculo está em repouso.

Para isso, a cada ativação da função de detecção de contração (0,1 s), o algoritmo recorta todo o sinal recebido desde a última detecção de contração, e realiza a média móvel do valor absoluto desse recorte em uma janela de 0,05 s. Sendo a frequência de amostragem variável entre 1,2 e 4 kHz, o tamanho da janela em amostras varia respectivamente entre 50, 100 e 200 amostras. Como a média é feita com os valores absolutos, esse valor representa qual a energia do sinal durante a janela, equivalente a curva em baixa frequência do sinal.

Com a curva do sinal, os valores instantâneos são comparados a um limite controlável pelo usuário no parâmetro de sensibilidade na aba de aquisição (Figura 32). Caso a energia seja maior que o valor definido, é considerado uma contração, caso contrário, é considerado um momento de repouso. Assim, quando a energia sobe para valores acima do limite, é definido como borda de subida, e quando a energia desce para valores abaixo do limite, é definido como borda de descida.

Também existe a possibilidade de uma contração flutuar no limiar de contração durante um período, o que acarreta múltiplas bordas de subida e descida. Para isso, a segunda função de anotação autônoma do EMG é construída, analisando o tempo total de uma contração e o tempo entre duas contrações, que devem estar dentro dos limites definidos pelo utilizador.

Na literatura, é definido o limiar de 30 ms como o limite mínimo de tempo para uma contração resultar em movimento muscular real (Bonato, D’Alessio e Knaflitz, 1998). Portanto, o valor mínimo que um utilizador pode definir para tamanho mínimo da contração é 30 ms.

Por predefinição, na inicialização, os parâmetros de tamanho mínimo da contração e tempo mínimo entre contrações, disponíveis para o usuário na aba de aquisição (Figura 32), são definidos como: duas contrações devem ter um intervalo mínimo de 0,5 s; caso contrário, serão fundidas numa única contração; e uma contração deve ter pelo menos 0,1 s de duração; caso

contrário, será eliminada. Essa definição inicial de limiares mais elevados torna a detecção mais rigorosa. A verificação do cumprimento destes requisitos é feita dando prioridade à junção de contrações em vez de as eliminar.

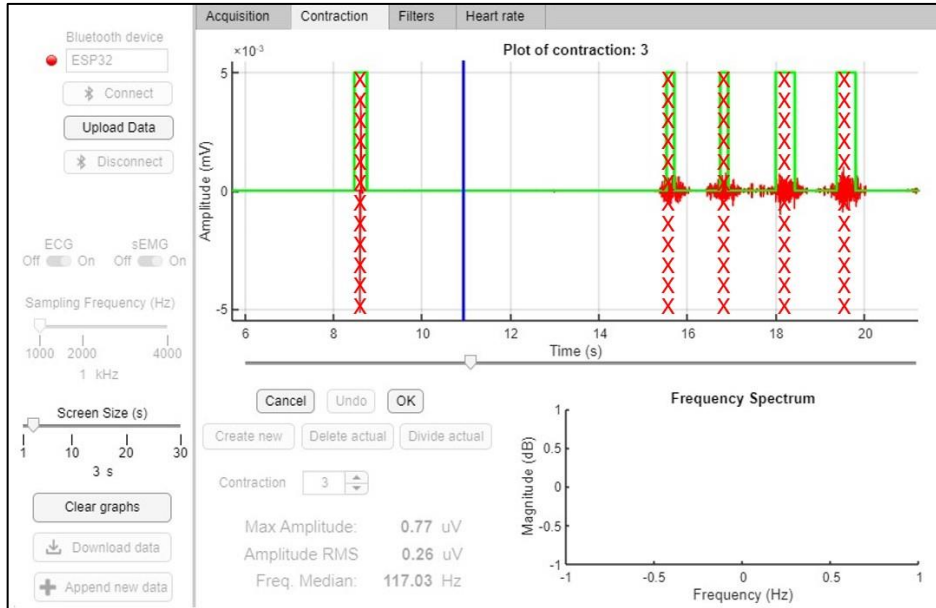
### 3.3.3 Edição dos Parâmetros Detectados Autonomamente

Apesar de diversos testes e avaliações para a melhor performance possível dos detectores autônomos, sinais biológicos possuem comportamentos imprevisíveis, com grandes variações entre usuários e ambientes em que são coletados. Por isso, as funções de edição são implementadas, permitindo ao usuário a alteração desses pontos fiduciais de forma prática e intuitiva.

Primeiramente, na situação de edição de contrações musculares, especialmente nas funções de criação e divisão de contração.

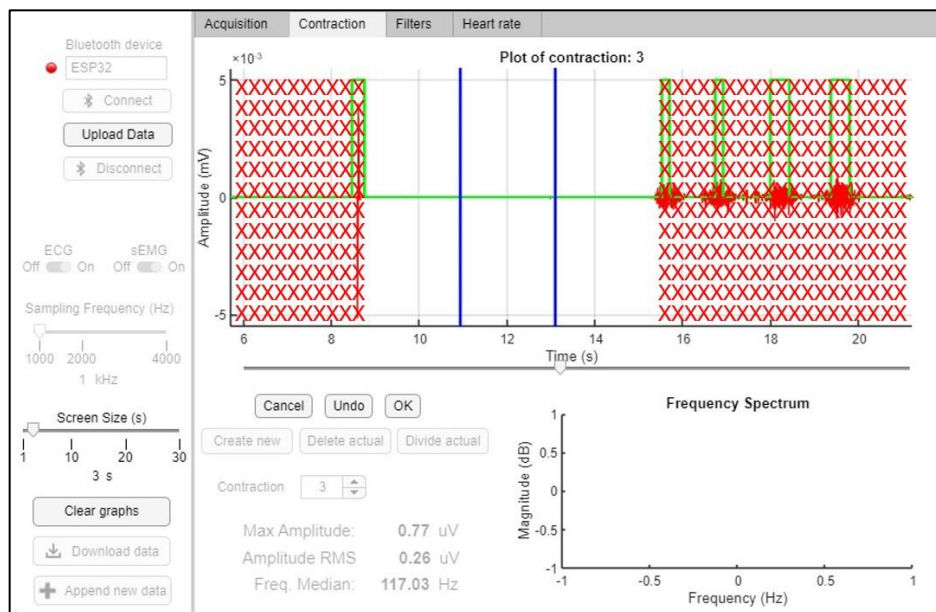
Ao iniciar a função de criação de contração, o gráfico principal da aba de contrações (Figura 33) apresenta todo o sinal de EMG coletado durante o período de aquisição e as contrações detectadas. Além disso, também aparece uma barra deslizante que permite o usuário controlar um cursor no gráfico e três novos botões: cancelar, OK e desfazer, que inicialmente é desabilitado por não haver nenhuma alteração para ser desfeita.

O procedimento para criar uma contração é feita utilizando o cursor e o botão OK para definir a primeira borda da contração, não sendo necessário seguir uma ordem entre início e fim da contração. Porém, como não pode haver duas contrações sobrepostas, o cursor é impossibilitado de ficar sob qualquer demarcador de contração existente, demonstrado por X vermelhos na Figura 39. Após confirmar a primeira borda, o botão desfazer será habilitado caso o usuário queira alterar a última posição selecionada.



**Figura 39 – Condições de posicionamento da primeira borda durante criação de contração**  
**Fonte: Autor**

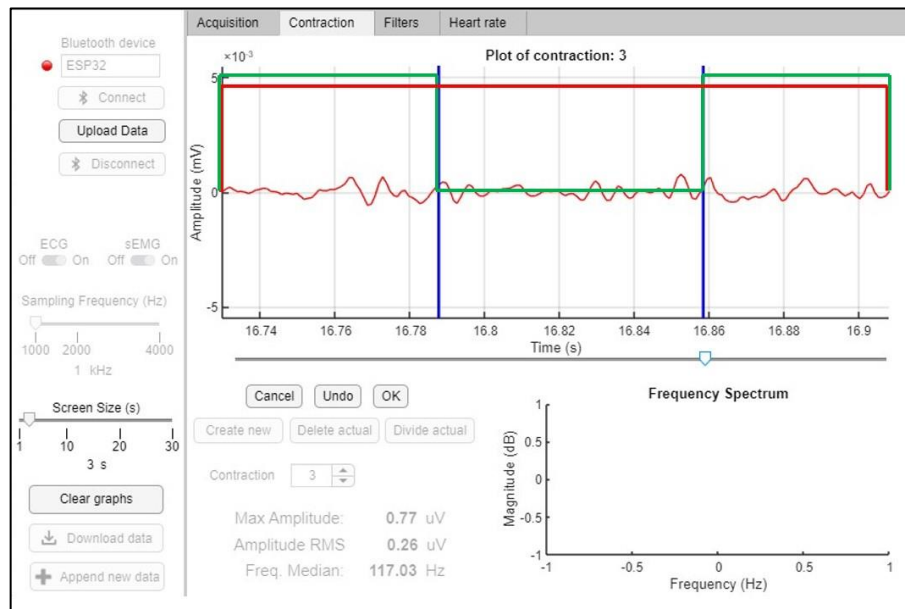
Em seguida, o usuário deve fazer a seleção da segunda borda. Novamente, como não pode haver contrações sobrepostas, o cursor fica limitado ao espaço sem contrações onde a primeira borda foi selecionada, representado por X vermelhos na Figura 40. Com ambas as bordas definidas, o sistema cria a contração utilizando as bordas na ordem crescente no tempo como borda de subida e descida.



**Figura 40 – Condições de posicionamento da segunda borda durante criação de contração**  
**Fonte: Autor**

Para a divisão de contração, o gráfico principal mantém a apresentação de apenas a contração selecionada e disponibiliza a mesma barra deslizante e os três botões de criação ao usuário. Assim, não há limitações ao cursor, visto que não é possível sobrepor duas contrações ao dividir uma. Após duas bordas serem selecionadas pelo usuário, o sistema utiliza a borda mais à esquerda como borda de descida da primeira contração, e a borda mais à direita, como borda de subida da segunda contração. A borda de subida da primeira e descida da segunda se mantém as originais.

O resultado é apresentado na Figura 41, onde, em vermelho, tem a representação da antiga contração e em verde as duas novas contrações, sendo que esses delimitadores são apenas indicadores visuais de onde a contração começa e termina não tendo relação com qualquer característica da contração.



**Figura 41 – Divisão de contração e representação das contrações resultantes**  
Fonte: Autor

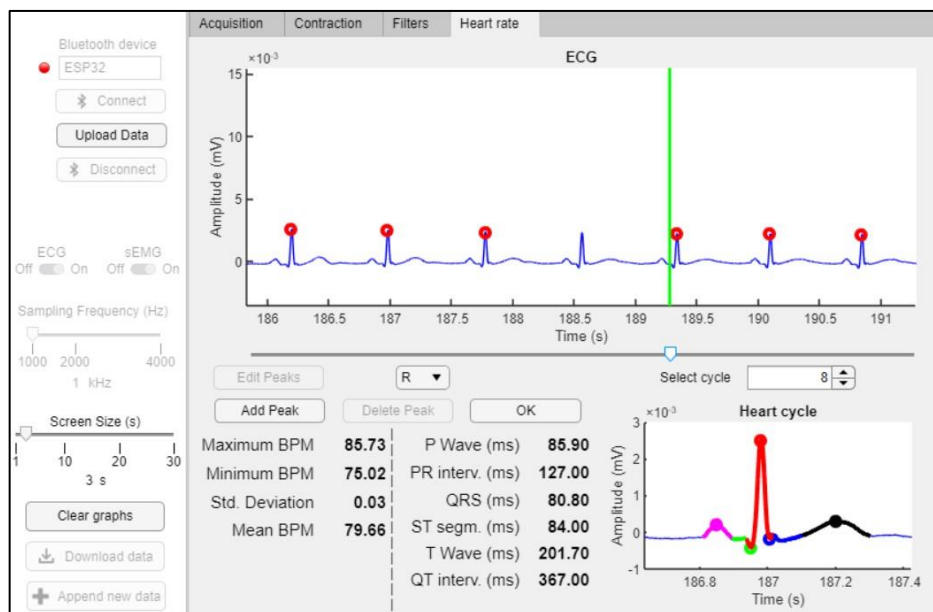
Partindo para a edição de pontos de ECG na aba de frequência cardíaca, ao pressionar o botão “*Edit Peaks*” da Figura 35, o gráfico principal da aba de frequência cardíaca apresenta todo o sinal de ECG coletado e disponibiliza para o usuário uma barra deslizante para controlar um cursor no gráfico, similar ao que é feito no editor de contrações, além de três botões e um seletor de picos. Os botões têm funções de adicionar um pico, deletar um pico ou finalizar a operação de edição. As duas primeiras funções são relacionadas a posição do cursor, sendo que, caso não haja nenhum pico na posição em que o cursor está, o botão de deletar pico fica desabilitado. Por fim, o seletor de picos serve para o usuário selecionar qual dos picos ele deseja

editar que, por padrão, quando a tela de edição é aberta, o pico R é selecionado, porém o usuário também pode alterar os picos P, Q, S e T.

A barra deslizante que controla o cursor é referente a largura momentânea do gráfico. Ou seja, caso o usuário aplique manualmente algum zoom ou deslocamento no gráfico para auxiliar na visualização dos picos, os limites da barra deslizante irão se adaptar, permitindo que controle o cursor de maneira flexível, sendo sempre referente ao tamanho atual do gráfico.

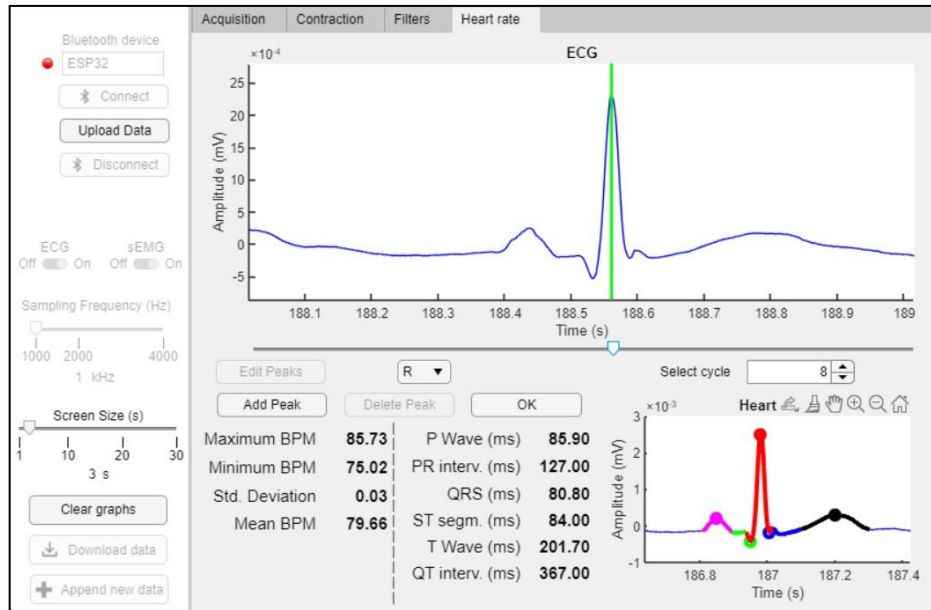
Como exemplo, um sinal foi editado simulando a hipótese do detector autônomo ter falhado. Nesse exemplo, um pico R foi retirado e um pico T foi inserido em um local incorreto.

Na Figura 42, é visível a falta de um pico R próximo de 188 s de aquisição. Como é difícil determinar exatamente o momento do pico com essa distância, na Figura 43 simula o usuário utilizando o zoom para aproximar o ciclo que possui o pico R faltante e posicionando o cursor exatamente onde o pico deveria estar. Em seguida, ao pressionar o botão de adição de pico, um círculo vermelho, que representa o pico R, aparece, como apresentado na Figura 44.

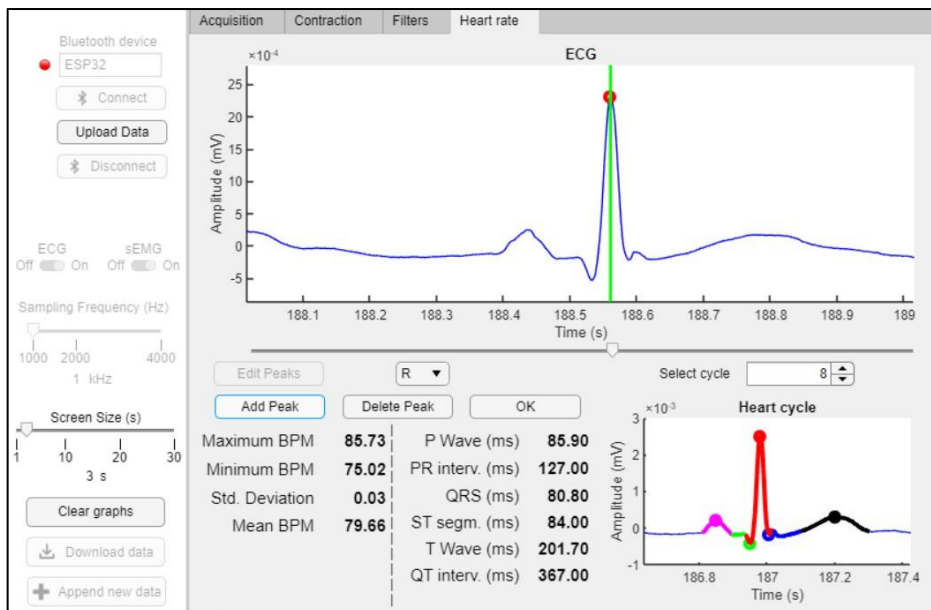


**Figura 42 – Visualização afastada de pico R faltante em modo de edição de picos**  
**Fonte: Autor**



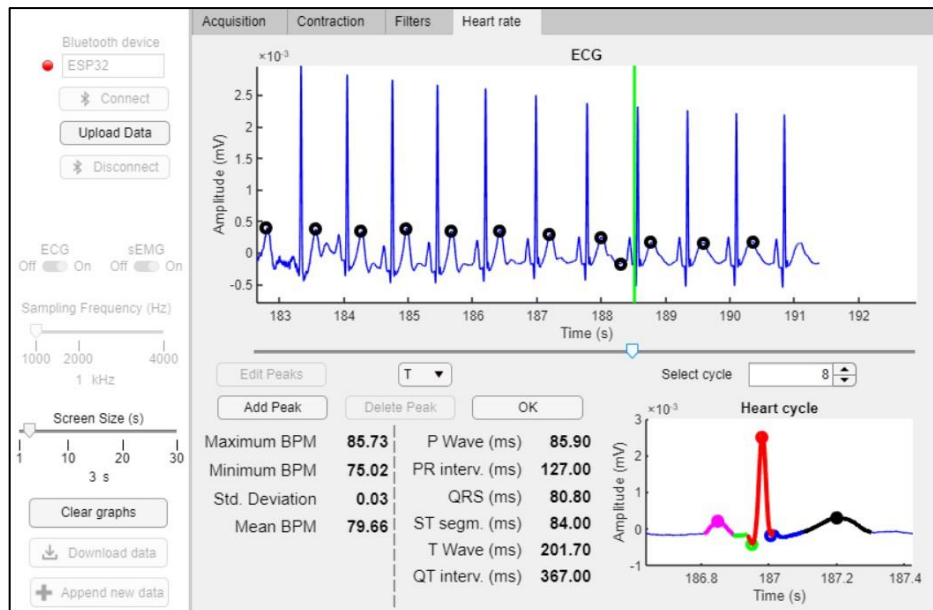


**Figura 43 – Visão próxima do cursor na posição do pico R faltante em modo edição de picos**  
**Fonte: Autor**

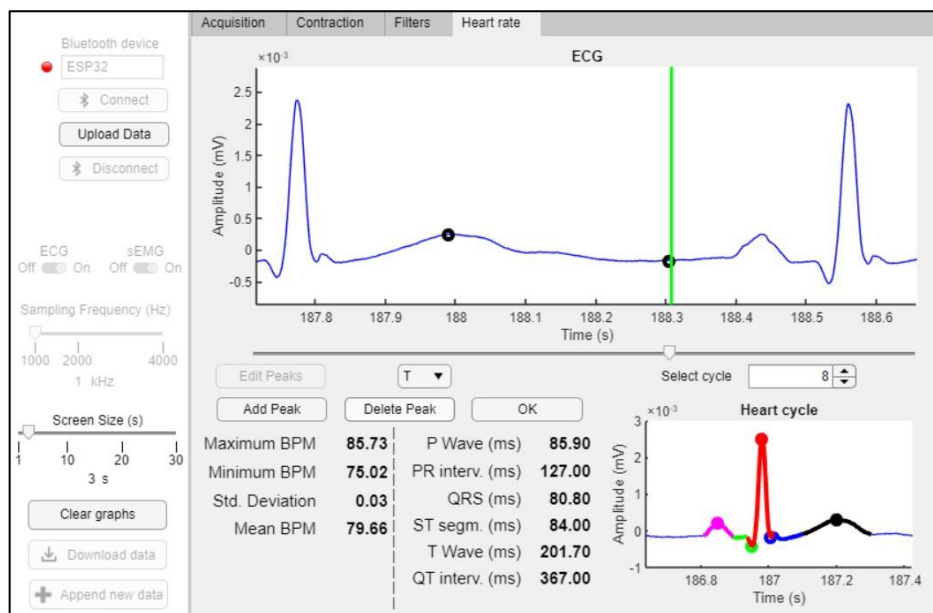


**Figura 44 – Visão próxima do pico R adicionado em modo edição de picos**  
**Fonte: Autor**

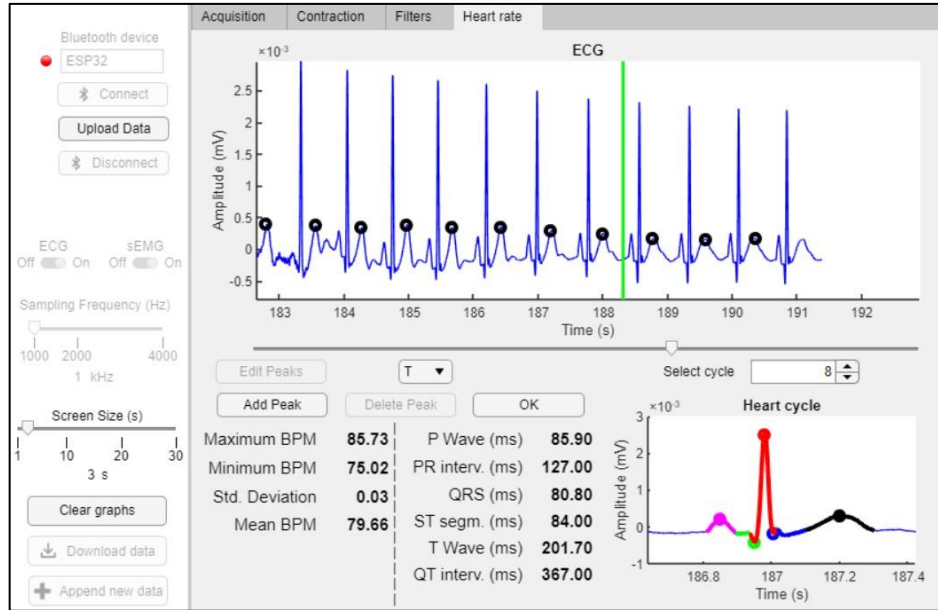
Em seguida, alterando no seletor para editar picos T e novamente observando o sinal de forma abrangente, resultando na Figura 45, se torna clara a posição do pico T incorreto próximo de 188 s de aquisição. Além disso, como o cursor não está sob nenhum pico, o botão de deletar pico está desabilitado. Porém, ao se aproximar do pico incorreto e posicionar o cursor em cima dele, como apresentado na Figura 46, o botão de deletar é habilitado. Após pressionar o botão para excluir pico e observar o sinal completo, percebe-se na Figura 47 que não há mais erros nos picos T.



**Figura 45 – Visão afastada do pico T mal posicionado em modo edição de picos**  
**Fonte: Autor**



**Figura 46 – Visão próxima do cursor sob o pico T mal posicionado em modo edição de picos**  
**Fonte: Autor**



**Figura 47 – Visão afastada do sinal sem o pico T mal posicionado em modo edição de picos**  
**Fonte: Autor**

## 4 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema que abrange *hardware*, *firmware* e interface gráfica para aquisição, processamento e análise de múltiplos sinais de ECG e EMG simultaneamente.

Para tanto, no desenvolvimento do *hardware*, circuitos de aquisição, condicionamento, processamento e envio Bluetooth® dos bio-sinais foram implementados, visando incorporá-los em um único dispositivo *Wearable* que fosse capaz de coletar sinais vitais fidedignos e com alta definição, mesmo em situação ambulatorial.

Iniciando pela aquisição, o sistema utiliza 3 eletrodos de contato de Ag/AgCl por sinal, posicionados na derivação CS5 para o ECG, e sobre o bíceps para o EMG. O condicionamento de cada sinal foi desenvolvido concatenando 5 blocos: filtro de acoplamento em cada potencial, subtração e amplificação dos potenciais, filtro passa-altas, filtro *Notch* de 50 Hz, e filtro passa-baixas.

A motivação para cada bloco seguinte se dá, respectivamente, pela necessidade de eliminar flutuações DC entre os dois potenciais evitando a saturação do amplificador; para unificar dois potenciais em apenas um sinal amplificado; e filtrar componentes com frequência fora da área de interesse dos sinais, especialmente o filtro *Notch* de 50 Hz, para atenuar o ruído da rede de energia induzida no corpo do paciente.

Todos os blocos de condicionamento foram calculados considerando tolerância de componentes e a área de interesse de cada sinal, além do comportamento dos componentes integrados utilizados, visando incrementar o sinal resultante e melhor aproveitar as capacidades do sistema.

Para converter os sinais analógicos para digital, permitindo a transmissão *wireless*, foi utilizado o conversor AD de 12 bits presente na placa de desenvolvimento ESP32 DevKit V4, com frequência de amostragem variável entre 1, 2 e 4 kHz, respeitando o teorema de Nyquist.

O *firmware* do microcontrolador é constituído por 3 funções principais além de *setup* e *loop*. Elas são responsáveis por: coletar uma amostra de cada sinal (ECG, EMG e tempo) a cada período definido, utilizando o contador de tempo do microcontrolador como interrupção; tratar interrupções da comunicação Bluetooth®; e fazer o envio dos dados para a interface no canal de transmissão criado. Na função de configuração inicial (*setup*), o dispositivo Bluetooth® é criado, juntamente com o anexo da sua função de tratamento de interrupção e a interrupção do contador de tempo. Na função de operação contínua (*loop*) o sistema aguarda o

indicador de envio, que é ativo na coleta da última amostra do pacote, para ativar a função de envio.

Na interface desenvolvida, o principal foco foi na utilização intuitiva por parte de usuários terceiros, sem prejudicar a quantidade de parâmetros alteráveis e acessíveis. O visual é separado em duas partes: na esquerda uma aba fixa para controle de conexão Bluetooth® ou envio dos dados, alteração dos parâmetros de aquisição, alteração da janela de visualização ou salvar os dados localmente; na direita, há possibilidade de alterar entre quatro abas, de aquisição, contração, filtros ou frequência cardíaca. Mesmo com o número de parâmetros personalizáveis, os painéis e controles foram agrupados e descritos para simplificar a compreensão do utilizador.

Cada uma das abas serve propósitos diferentes. Inicialmente, na aba de aquisição o usuário tem acesso ao sinal que está sendo coletado, enquanto pode alterar alguns parâmetros de filtragem digital e analógica e ativar ou desativar a detecção autônoma dos pontos de interesse. Quando a detecção está ativa, os picos P, Q, R, S e T do ECG são destacadas com círculos enquanto o sinal é coletado, e as contrações do EMG são definidas a partir de bordas de subida e descida que definem início e fim da contração.

Ambos os algoritmos de detecção seguem metodologias embasadas no estado da arte. Para o ECG, o método de reconstrução de um sinal sintético de ECG a partir de bandas de frequência do sinal original separadas utilizando a transformada de *Wavelet* é implementado. Para o EMG, o método de análise da curva de baixa frequência do sinal em comparação com um limite de sensibilidade é utilizado. Ainda para o EMG, há uma função de correção para momentos de flutuação do sinal no limiar definido, mitigando a possibilidade de incongruências nos delimitadores de contração, que formariam múltiplas bordas de subidas e descidas dentro de uma única contração.

Além disso, no caso de o usuário optar por inserir o arquivo de sinal armazenado anteriormente, o sistema faz autonomamente a marcação de todos os picos e contrações do sinal enviado. Como o limiar dos picos R do ECG são parâmetros alterados internamente, visto que diferentes derivações do ECG resultam em diferentes amplitudes de picos R, no caso de envio de dados, o sinal passa por múltiplas iterações para detecção dos picos, reduzindo o limiar caso poucos ou nenhum pico tenha sido encontrado; ou aumentando caso seja identificado um valor de picos R maior do que a realidade.

Na aba de contrações, o usuário tem acesso a parâmetros calculados de cada contração, permitindo uma análise aprofundada, principalmente para análise de intensidade e fadiga em cada contração. Para isso, o usuário tem acesso a dois gráficos, um que mostra cada contração

recortada e o outro que apresenta o espectro de frequência da contração. Além disso, o usuário tem a possibilidade de corrigir as contrações detectadas de forma intuitiva, evitando que uma contração incorreta dificulte uma análise.

Na aba de filtros, o usuário tem acesso a parâmetros de filtragem digital específicos de ECG e EMG, permitindo combinar um filtro passa-altas, um passa-baixas e um filtro Notch digital. O usuário pode alterar a ordem e frequência de corte dos filtros, além do número de harmônicas do filtro Notch. A resposta em frequência resultante é apresentada no gráfico abaixo de cada conjunto de filtros. Essa capacidade de alterar os parâmetros de filtragem durante a aquisição permite ao utilizador encontrar a combinação mais útil em relação à característica a ser avaliada em determinados estudos, aumentando a versatilidade de utilização do sistema.

Por fim, na aba de frequência cardíaca, o usuário pode analisar o gráfico de frequência resultante de todo o período em que foi feita aquisição, alterando a janela de quantas amostras são utilizadas para calcular cada instante. Isso permite que variações características de arritmias sejam mais facilmente identificadas, visto que a variação pode ser calculada a partir da diferença entre dois picos R. Além disso, o sistema calcula automaticamente o tamanho temporal de diversas seções de cada ciclo cardíaco, amplamente utilizados na literatura como indicadores de patologias cardiovasculares.

Como resultado, foi comprovada a capacidade do sistema final em coletar dados de forma portátil com alta qualidade e baixo ruído, transmitindo, sem perdas, através do protocolo Bluetooth®. Por parte da interface, o resultado é apresentado em tempo real, com detecção autônoma e, praticamente, em tempo real dos pontos de interesse de cada sinal, fornecendo ao usuário múltiplos parâmetros alternáveis, sem dificultar a utilização. As abas foram separadas de forma a auxiliar uma análise aprofundada após finalizada a aquisição, fornecendo informações reconhecidamente úteis na análise dos dois sinais, servindo como uma demonstração de como transformar os dados fisiológicos em parâmetros de interesse. Por fim, o sistema permite exportar as leituras feitas para serem utilizadas em outros *softwares* ou mesmo para ser inserido, em outro momento, novamente, na mesma interface.

Como trabalhos futuros, o sistema completo será utilizado como gerador de dados para sistemas complexos baseados em inteligência artificial, buscando implementar a identificação, embarcada na interface, de patologias conhecidas e com características presentes nos sinais de ECG e EMG. Além disso, o sistema pode ser agregado com módulos de eletroestimulação para fisioterapia a distância, como apresentado em trabalhos do estado da arte, com o diferencial de, além do EMG, também fornecerá ao fisioterapeuta os sinais de ECG, aumentando a segurança do paciente durante o tratamento. Além disso, também pode ser estudada a utilização de outros

componentes para a aquisição, como circuitos integrados, com uma maior definição de conversão AD, e menos requisitos de condicionamento analógico, aumentando a portabilidade e auxiliando na transformação do sistema em um vestível.

## REFERÊNCIAS

- AMENT, W. *et al.* EMG median power frequency in an exhausting exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 3, n. 4, p. 214–220, jan. 1993.
- AMERICAN NATIONAL STANDARD. **Safe current limits for electromedical apparatus (ANSI/AAMI ES1)**, 1978.
- ARGI, R. K. **ALS-Sence: sistema de aquisição e processamento de eletromiogramas para pacientes com ALS**. [s.l.] Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2015.
- ATHAVALE, Y.; KRISHNAN, S. Biosignal monitoring using wearables: Observations and opportunities. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 38, p. 22–33, set. 2017.
- BABUŠIAK, B.; ŠMONDRK, M.; JANOUŠEK, L. Design of ECG System for Remote Data Collection. **Lékař a technika - Clinician and Technology**, v. 51, n. 1–4, p. 53–58, 31 dez. 2021.
- BAYOUMY, K. *et al.* Smart wearable devices in cardiovascular care: where we are and how to move forward. **Nature Reviews Cardiology**, v. 18, n. 8, p. 581–599, 2021.
- BECCHETTI, C.; NERI, A. **Medical instrument design and development: from requirements to market placements**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2013.
- BELGACEM, N.; ASSOUS, S.; BEREKSI-REGUIG, F. **Bluetooth portable device and Matlab-based GUI for ECG signal acquisition and analysis** International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications, WOSSPA. **Anais...IEEE**, maio 2011 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5931420/>>
- BLOCK, B.-M.; MERCORELLI, P. **Conceptual understanding of complex components and Nyquist-Shannon sampling theorem: A design based research in Engineering** 2015 IEEE Global Engineering Education Conference (EDUCON). **Anais...IEEE**, mar. 2015
- BONATO, P.; D’ALESSIO, T.; KNAFLITZ, M. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 45, n. 3, p. 287–299, mar. 1998.
- CANALI, S.; SCHIAFFONATI, V.; ALIVERTI, A. Challenges and recommendations for wearable devices in digital health: Data quality, interoperability, health equity, fairness. **PLOS Digit Health**, v. 1, n. 10, p. e0000104, out. 2022.
- CÓRDOVA-MANZO, J. F. *et al.* **Graphical interface for time and frequency patterns extraction in surface electromyography signals using Hilbert-Huang Transform**. 2023 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pacific Health Care Engineering (GMEPE/PAHCE). **Anais...IEEE**, 27 mar. 2023 Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/10226401/>>
- COSTA, R. *et al.* QRS Peaks, P and T Waves Identification in ECG. **Procedia Computer Science**, v. 181, p. 957–964, 2021.



DR. SAMUEL, T. R. Unlocking the Cardiac Vector Theory and Einthoven Equilateral Triangle Model for an Efficient Teaching Tool in ECG Interpretation. **ARC Journal of Cardiology**, v. 8, n. 1, p. 12–22, 2023.

DÜKING, P. *et al.* Comparison of Non-Invasive Individual Monitoring of the Training and Health of Athletes with Commercially Available Wearable Technologies. **Frontiers in Physiology**, v. 7, 9 mar. 2016.

FABIAN, D.; AHMED, I. **Ambulatory ECG Monitoring**. Treasure Island: StatPearls Publishing, 2024.

FRANCIS, J. ECG monitoring leads and special leads. **Indian Pacing and Electrophysiology Journal**, v. 16, n. 3, p. 92–95, maio 2016.

FRANCO, T. *et al.* Biofeedback-Based Method for Real-Time Fatigue Monitoring of Knee. **International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)**, v. 20, n. 13, p. 60–83, 3 out. 2024.

FREEMAN, D. K. *et al.* Saturation of the Right-Leg Drive Amplifier in Low-Voltage ECG Monitors. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 62, n. 1, p. 323–330, jan. 2015.

FRENCH-MOWAT, E.; BURNETT, J. How are medical devices regulated in the European Union? **Journal of the Royal Society of Medicine**, v. 105, n. 1\_suppl, p. 22–28, 16 abr. 2012.

GUERRERO, F. N.; SPINELLI, E. Surface EMG Multichannel Measurements Using Active, Dry Branched Electrodes. *Em: VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014*. [s.l: s.n.]. p. 1–4.

GUTIERREZ, S. J.; CARDIEL, E.; HERNANDEZ, P. R. **A muscle fatigue monitor based on the surface electromyography signals and frequency analysis**2016 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE). **Anais...IEEE**, abr. 2016Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7504625/>>

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

JAHFARI, A. N. *et al.* Machine Learning for Cardiovascular Outcomes From Wearable Data: Systematic Review From a Technology Readiness Level Point of View. **JMIR MEDICAL INFORMATICS**, v. 10, n. 1, jan. 2022.

JEFFERYS, D. B. The regulation of medical devices and the role of the Medical Devices Agency. **British Journal of Clinical Pharmacology**, v. 52, n. 3, p. 229–235, 20 set. 2001.

JENSEN, M. T. *et al.* ESC working group on e-cardiology position paper: use of commercially available wearable technology for heart rate and activity tracking in primary and secondary cardiovascular prevention—in collaboration with the European Heart Rhythm Association, European Association of Preventive Cardiology, Association of Cardiovascular Nursing and Allied Professionals, Patient Forum, and the Digital Health Committee. **European Heart Journal - Digital Health**, v. 2, n. 1, p. 49–59, jan. 2021.

JIANG, M. *et al.* **IoT-based remote facial expression monitoring system with sEMG signal** 2016 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS). **Anais...IEEE**, abr. 2016 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7479847/>>

KAIZER, R. *et al.* **Data Acquisition System for a Wearable-Based Fall Prevention** Proceedings of the 16th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies. **Anais...SCITEPRESS - Science and Technology Publications**, 2023 Disponível em: <<https://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0011926500003414>>

KARKI, J. Active low-pass filter design. **Texas Instruments application report**, 2000.

KHUNDAQJI, H. *et al.* Wearable technology to inform the prediction and diagnosis of cardiorespiratory events: a scoping review. **PEERJ**, v. 9, dez. 2021.

KITCHIN, C.; COUNTS, L. **A designer's guide to instrumentation amplifiers**. [s.l.] Analog Devices Norwood, MA, USA, 2006.

KUGELSTADT, T. Getting the most out of your instrumentation amplifier design. **SAT**, v. 1, n. 2, p. 2, 2005.

KUPA, E. J. *et al.* Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. **Journal of Applied Physiology**, v. 79, n. 1, p. 23–32, 1 jul. 1995.

LAI, Y.-H. *et al.* **Development of Arduino Based ECG Device for STEM Education and HRV Applications** 2022 8th International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR). **Anais...IEEE**, 8 abr. 2022 Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/9782605/>>

LAZARETTI, G. *et al.* **Android-based ECG Monitoring System for Atrial Fibrillation Detection using a BITalino® ECG Sensor** Proceedings of the 15th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies. **Anais...SCITEPRESS - Science and Technology Publications**, 2022 Disponível em: <<https://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0010905400003123>>

LI, G.; WANG, S.; DUAN, Y. Y. Towards conductive-gel-free electrodes: Understanding the wet electrode, semi-dry electrode and dry electrode-skin interface impedance using electrochemical impedance spectroscopy fitting. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 277, p. 250–260, dez. 2018.

LOPES, V. H. S. *et al.* **Projeto e Desenvolvimento de um Sistema Portátil de Condicionamento e Aquisição de Sinais EMG** Congresso Brasileiro de Automática-CBA. **Anais...2019**

LUIZ, L. E. *et al.* (accepted) Portable System and User Interface for ECG and EMG Acquisition, Conditioning, and Parameters Extraction. **Procedia Computer Science**, 2025.

LUIZ, L. E.; COUTINHO, F. R.; TEIXEIRA, J. P. ECG and sEMG Conditioning and Wireless Transmission with a Biosignal Acquisition Board. *Em*: PEREIRA ANA I. AND MENDES, A. AND F. F. P. AND P. M. F. AND C. J. P. AND L. J. (Ed.). **Optimization, Learning Algorithms and Applications**. Cham: Springer Nature Switzerland, 2024. p. 355–367.

LUIZ, L. E.; TEIXEIRA, J. P.; COUTINHO, F. R. Development of a Analog Acquisition and Conditioning Circuit of Surface Electromyogram and Electrocardiogram Signals. *Em: Optimization, Learning Algorithms and Applications: Second International Conference, OL2A 2022, Póvoa de Varzim, Portugal, October 24-25, 2022, Proceedings*. [s.l.: s.n.]. p. 19–34.

MAGJAREVIĆ, R.; BADNJEVIĆ, A. Inspection and Testing of Electrocardiographs (ECG) Devices. *Em: Inspection of Medical Devices*. [s.l.] Springer, 2018. p. 59–79.

MENGARELLI, A. *et al.* A MATLAB-based graphical user interface for the identification of muscular activations from surface electromyography signals 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). *Anais...IEEE*, ago. 2016 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7591518/>>

MITTAL, S.; MOVSOWITZ, C.; STEINBERG, J. S. Ambulatory external electrocardiographic monitoring: Focus on atrial fibrillation. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 58, n. 17, p. 1741–1749, 18 out. 2011.

MONDELO, V.; LADO, M. J.; MÉNDEZ, A. J. ECGDT: a graphical software tool for ECG diagnosis. **Multimedia Tools and Applications**, v. 83, n. 14, p. 42799–42815, 11 out. 2023.

NG, K. A.; CHAN, P. K. A CMOS analog front-end IC for portable EEG/ECG monitoring applications. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, v. 52, n. 11, p. 2335–2347, nov. 2005.

O'DRISCOLL, R. *et al.* The validity of two widely used commercial and research-grade activity monitors, during resting, household and activity behaviours. **Health and Technology**, v. 10, n. 3, p. 637–648, 2020.

PATEL, S. *et al.* A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 21, 20 dez. 2012.

PEREIRA, T. M. C. *et al.* Biometric Recognition: A Systematic Review on Electrocardiogram Data Acquisition Methods. **Sensors**, v. 23, n. 3, p. 1507, 29 jan. 2023.

PIRES, M. B.; MENDES JÚNIOR, J. J. A.; STEVAN JUNIOR, S. L. Development of an 8 channel sEMG wireless device based on ADS1299 with Virtual Instrumentation. **Journal of Applied Instrumentation and Control**, v. 6, n. 1, p. 9, 28 fev. 2019.

RAY, G. C.; GUHA, S. K. Relationship between the surface e.m.g. and muscular force. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 21, n. 5, p. 579–586, set. 1983.

REIS, H. J. L. *et al.* **ECG Manual Prático de Eletrocardiograma**. São Paulo: Editora Atheneu, 2013.

RIJNBEEK, P. R. *et al.* Normal values of the electrocardiogram for ages 16–90years. **Journal of Electrocardiology**, v. 47, n. 6, p. 914–921, nov. 2014.

SEARLE, A.; KIRKUP, L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. **Physiological Measurement**, v. 21, n. 2, p. 271–283, 1 maio 2000.

SESTREM, L. *et al.* **Data Acquisition, Conditioning and Processing System for a Wearable-based Biostimulation** Proceedings of the 15th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies. **Anais...SCITEPRESS - Science and Technology Publications**, 2022

SILVA, I. A. R. DA *et al.* **Low cost hardware and software platform for multichannel surface electromyography** 2018 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC). **Anais...IEEE**, jun. 2018 Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8538663/>>

SOUZA, P. V. E. DE. **Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android**. [s.l: s.n.].

SU, Y. *et al.* **Low Power Spinal Motion and Muscle Activity Monitor** 2015 IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM). **Anais...IEEE**, dez. 2015 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7417267/>>

TEIXEIRA, J. P.; FERREIRA, A. Ambulatory Electrocardiogram Prototype. **Procedia Computer Science**, v. 64, p. 800–807, 2015.

TERESHCHENKO, L. G.; JOSEPHSON, M. E. Frequency content and characteristics of ventricular conduction. **Journal of Electrocardiology**, v. 48, n. 6, p. 933–937, nov. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS. **INA128 datasheet**. [s.l: s.n.].

VARELA, E. R.; SILVA, H. H. P. DA; FRED, A. L. N. **Smart Undergarment for Firefighter Monitoring under Dynamic Conditions**. Lisboa: Instituto Superior Técnico de Lisboa, nov. 2022.

VARELLA, A. C. *et al.* Avaliação Eletrocardiograma - Guia Rápido para Enfermeiros. **UTS: Instituto Nacional de Cardiologia**, 2021.

VIDHYA, C. M.; MAITHANI, Y.; SINGH, J. P. Recent Advances and Challenges in Textile Electrodes for Wearable Biopotential Signal Monitoring: A Comprehensive Review. **Biosensors**, v. 13, n. 7, p. 679, 26 jun. 2023.

VISSER, S. L.; RIJKE, W. DE. Influence of Sex and Age on EMG Contraction Pattern. **European Neurology**, v. 12, n. 4, p. 229–235, 1974.

WILLIAMS, G. J. *et al.* Wearable technology and the cardiovascular system: the future of patient assessment. **The Lancet Digital Health**, v. 5, n. 7, p. e467–e476, 2023.

WILSON, F. N. *et al.* On Einthoven's triangle, the theory of unipolar electrocardiographic leads, and the interpretation of the precordial electrocardiogram. **American Heart Journal**, v. 32, n. 3, p. 277–310, set. 1946.

WU, J. *et al.* **Real-time American Sign Language Recognition using wrist-worn motion and surface EMG sensors** 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN). **Anais...IEEE**, jun. 2015 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7299393/>>

XIAO, Y.; PENG, X. **Design of GUI for Portable ECG monitoring system based on Qtopia Core**2018 IEEE 3rd Advanced Information Technology, Electronic and Automation Control Conference (IAEAC). **Anais...IEEE**, out. 2018Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8577714/>>

YONGWON JANG *et al.* **A basic study for patch type ambulatory 3-electrode ECG monitoring system for the analysis of acceleration signal and the limb leads and augmented unipolar limb leads signal**2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. **Anais...IEEE**, ago. 2010

ZHANG, T. *et al.* **Bluetooth low energy for wearable sensor-based healthcare systems**2014 IEEE Healthcare Innovation Conference (HIC). **Anais...IEEE**, out. 2014Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7038922/>>