

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**AUGUSTO TETSUO INAFUCO**

**VINICIUS DE SOUZA SOWEK**

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO COMO BIOFEEDBACK BASEADO EM  
ELETROMIOGRAFIA**

**CURITIBA**

**2022**

**AUGUSTO TETSUO INAFUCO  
VINICIUS DE SOUZA SOWEK**

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO COMO BIOFEEDBACK BASEADO EM  
ELETROMIOGRAFIA**

**Electrostimulation system as biofeedback based on electromyography**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação  
apresentado como requisito para obtenção do  
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica do  
Curso de Bacharel em Engenharia Eletrônica da  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. José Jair Alves Mendes  
Júnior

**CURITIBA**

**2022**



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

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

**AUGUSTO TETSUO INAFUCO  
VINICIUS DE SOUZA SOWEK**

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO COMO BIOFEEDBACK BASEADO EM  
ELETROMIOGRAFIA**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação  
apresentado como requisito para obtenção do  
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica do  
Curso de Bacharel em Engenharia Eletrônica da  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Data de aprovação: 09/Dezembro/2022

---

José Jair Alves Mendes Júnior  
Doutor  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Ronnier Frates Rohrich  
Doutor  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Caio Marcelo de Miranda  
Doutor  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Daniel Prado de Campos  
Doutor  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

**CURITIBA  
2022**

Dedicamos este trabalho a nossas famílias,  
amigos e a todos os professores que nos  
ajudaram nesta longa caminhada.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos ao nosso orientador Prof. Dr. José Jair Alves Mendes Junior, pela sua paciência nas horas difíceis, sabedoria quando encontrávamos adversidades e na confiança que nos deu nesta jornada acadêmica.

A nossas famílias, gratidão pelo suporte e, em especial, pela compreensão na nossa ausência, quando os trabalhos da faculdade se tornavam prioridades.

Aos nossos amigos que fizeram parte desta nossa caminhada universitária, em especial para o Rafael Ogawa, Leonardo Gomes e ao Matheus Barbato(in memoriam), que compartilharam conosco as lutas de vencer as provas, os trabalhos em grupo, os estudos para aquelas matérias complexas. Aqueles, com quem passamos mais tempo juntos que com a nossa própria família, esses que fizeram acreditar que nos momentos difíceis o companheirismo e uma boa conversa resolvia. Nossas imensas gratidão a vocês amigos.

"A ciência não pode prever o que vai acontecer.  
Só pode prever a probabilidade de algo  
acontecer"  
César Lattes

## RESUMO

O presente trabalho se destina a pesquisa e desenvolvimento de um sistema capaz de realizar uma eletroestimulação controlada através de um microcontrolador com amplitude baseada em um sinal eletromiográfico (EMG). Uma das aplicações que podem ser desenvolvidas em esse sistema é a aplicação em próteses humanas com o objetivo proporcionar sensações sobre um membro não biológico. Posto tais condições, o sistema foi desenvolvido em três partes, sendo elas: circuito de coleta de sinais eletromiográficos, sistema embarcado para processamento de sinais e comando da eletroestimulação, e amplificador para realização dos estímulos elétricos. Os sinais de EMG foram detectados usando análises estatísticas por meio do microcontrolador ESP32, sendo implementado um sistema de identificação de sinais musculares. Para a validação do sistema utilizou-se de *backtests* de forma a garantir a veracidade e precisão do modelo matemático. Os módulos foram desenvolvidos individualmente de modo que não sejam interdependentes, podendo ser modulares. Para o retorno da sensações foi desenvolvido um sistema de biofeedback, utilizando a eletroestimulação não intrusiva com o auxílio de eletrodos de superfície. O sistema de coleta de sinais desenvolvido durante este projeto mostrou-se ser flexível de forma a não se limitar somente a capacidade de realizar a aquisição de sinais EMG. Já o sistema microcontrolado foi capaz de processar os dados coletados a partir da placa de coleta de sinais, classificar as contrações musculares e gerenciar o sinal de eletroestimulação baseado no sinal de entrada.

**Palavras-chave:** prótese humanas; eletroestimulação; microcontrolador.

## ABSTRACT

The present paper is intended for the research and development of a system capable of performing a controlled electrostimulation through a microcontroller with amplitude and frequency based on an electromyographic signal (EMG), with final destination the application in human prostheses with the objective of giving back, or provide, for the first time, sensations about a non-biological limb. Under these conditions, the system was separated into three parts, between them: circuit for collecting electromyographic signals, microcontroller and signal amplifier to perform the electrical stimulation. EMG signals were detected using statistical analysis using the ESP32 microcontroller, and a muscle signal identification system was implemented. For system validation, backtests were used in order to guarantee the veracity and precision of the mathematical model. The modules were developed individually so that they are not interdependent, and can be modular. For the return of sensations, a biofeedback system was developed, using non-intrusive electrostimulation with the aid of surface electrodes. The signal collection system developed during this project proved to be flexible so as not to be limited only to the ability to acquire EMG signals. The microcontroller system was able to process the data collected from the signal collection board, classify muscle contractions and manage the electrostimulation signal based on the input signal.

**Keywords:** human prostheses; electrostimulation; microcontroller.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tendência de crescimento do mercado de próteses e órteses Norte-Americano. . . . .	16
Figura 2 – Representação dos ossos da mão. . . . .	18
Figura 3 – Demonstração Óssea do antebraço . . . . .	19
Figura 4 – Musculatura do antebraço . . . . .	20
Figura 5 – Componentes de um músculo esquelético. . . . .	21
Figura 6 – Estrutura do Músculo esquelético . . . . .	22
Figura 7 – Composição de uma unidade motora. . . . .	23
Figura 8 – Gráfico de um potencial de ação . . . . .	24
Figura 9 – Comparativo dos sinais coletados com e sem a presença de filtros . . .	26
Figura 10 – Estrutura de Amplificador de Instrumentação . . . . .	27
Figura 11 – Amplificadores Operacionais em aplicações Bipolares e Monopolares .	27
Figura 12 – Esquemático interno do amplificador de instrumentação INA128 . . . .	28
Figura 13 – Forma de onda bifásica simétrica, comum em TENS . . . . .	30
Figura 14 – ESP32 - Circuito Integrado . . . . .	32
Figura 15 – Exemplos de eletrodos de superfície. . . . .	34
Figura 16 – Fluxo de execução para coleta de dados . . . . .	36
Figura 17 – Filtro passa alta Butterworth de 2 <sup>a</sup> ordem na topologia Sallen-Key. . . .	38
Figura 18 – Filtro passa baixa Butterworth de 2 <sup>a</sup> ordem . . . . .	39
Figura 19 – Circuito de geração de offset de 1,5V . . . . .	40
Figura 20 – Proteção da saída do sistema para compatibilidade com microcontroladores. . . . .	41
Figura 21 – Conexões básicas para o funcionamento do ESP32 . . . . .	42
Figura 22 – Módulo Ponte-H L293D . . . . .	45
Figura 23 – Simetria de sinais com L293D . . . . .	45
Figura 24 – Estrutura do vetor de EMG . . . . .	48
Figura 25 – Estrutura do sistema para <i>biofeedback</i> . . . . .	49
Figura 26 – Controle da função de eletroestimulação por meio de <i>threads</i> . . . . .	50
Figura 27 – Circuito de alimentação simulado no <i>software</i> TINA-TI. . . . .	51
Figura 28 – Placa desenvolvida para a coleta de sinais EMG . . . . .	52

<b>Figura 29 – Gráfico da simulação de atuação dos filtros do sistema em comparação com o gráfico real obtido na placa . . . . .</b>	<b>52</b>
<b>Figura 30 – Sinal coletado do braquio radial . . . . .</b>	<b>53</b>
<b>Figura 31 – Placa para aplicação de eletroestimulação . . . . .</b>	<b>54</b>
<b>Figura 32 – Coleta de sinais através do sistema microcontrolado - 700Hz . . . . .</b>	<b>54</b>
<b>Figura 33 – Coleta de sinais através do sistema microcontrolado - 700Hz com rotina de classificação . . . . .</b>	<b>55</b>
<b>Figura 34 – Comparação entre quantidade de dados coletados para diferentes frequências para a rotina de processamento de dados do sistema . . . . .</b>	<b>56</b>
<b>Figura 35 – Resultado do modelo estatístico MME para reconhecimento de contrações musculares . . . . .</b>	<b>57</b>
<b>Figura 36 – Efeito da constante sobre o cálculo do MME . . . . .</b>	<b>58</b>
<b>Figura 37 – Placa de coleta de sinais eletromiográficos junto com a placa de eletroestimulação . . . . .</b>	<b>59</b>
<b>Figura 38 – Sinal de resposta do sistema a uma contração prolongada . . . . .</b>	<b>59</b>
<b>Figura 39 – Indicações sobre o sinal de resposta do sistema a uma contração prolongada . . . . .</b>	<b>60</b>
<b>Figura 40 – Sinal de resposta do sistema a uma contração de curta duração . . . . .</b>	<b>60</b>
<b>Figura 41 – Análise individual da saída da ponte H em relação ao GND do sistema microcontrolado . . . . .</b>	<b>61</b>
<b>Figura 42 – Sinal simétrico de saída do sistema microcontrolado . . . . .</b>	<b>62</b>
<b>Figura 43 – Sinal de biofeedback de baixa amplitude sobre a carga. . . . .</b>	<b>63</b>

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1 – Tabela dos músculos contidos no antebraço e suas respectivas funções . . . . .</b>	<b>20</b>
<b>Tabela 2 – Quantidade de pontos e frequência media dos sinais lidos através do sistema microcontrolado . . . . .</b>	<b>56</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### Abreviaturas

ADC	Conversor analógico-digital
ARM	Acorn RISC Machine
CI	Circuito integrado
COM	Porta de comunicação
CPU	Unidade de Central de Processamento
ECG	Eletrocardiograma
EE	Eletroestimulação
EEPROM	Memória somente leitura programável apagável eletricamente
EMG	Eletromiografia de superfície
FES	Estimulação Elétrica Funcional
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
IoT	Internet das coisas
ISR	Resposta do sistema de interrupção
MENS	Estimulação Neuromuscular Elétrica por Microcorrente
ML	Aprendizado de máquina
MME	Média móvel exponencial
PA	Potencial de ação
PAUM	Potencial de ação da Unidade Motora
PDIP-8	<i>Dual In Line Package</i>
RMS	Valor quadrático médio
RTC	Relógio de tempo real
RTOS	Sistema operacional de tempo-real
SOIC-8	<i>Small Outline Integrated Circuit</i>
TENS	Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea
UM	Unidade Motora
USB	Porta serial universal

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos</b>	<b>15</b>
1.1.1	Objetivo geral	15
1.1.2	Objetivos específicos	15
<b>1.2</b>	<b>Justificativa</b>	<b>15</b>
<b>1.3</b>	<b>Estrutura do trabalho</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>18</b>
<b>2.1</b>	<b>Anatomia dos membros superiores e fisiologia</b>	<b>18</b>
2.1.1	Mão e antebraço	18
2.1.2	Músculo	21
2.1.3	Unidade Motora	22
2.1.4	Potencial de Ação	23
2.1.5	Contração do músculo esquelético	24
<b>2.2</b>	<b>Eletromiografia de superfície</b>	<b>25</b>
2.2.1	Amplificadores de instrumentação	26
2.2.2	Atenuação de ruídos	28
<b>2.3</b>	<b>Processamento de sinais</b>	<b>29</b>
2.3.1	Python	29
<b>2.4</b>	<b>Eletroestimulação</b>	<b>29</b>
<b>2.5</b>	<b>Microcontrolador</b>	<b>31</b>
2.5.1	ESP32	31
2.5.2	RTOS e FreeRTOS	32
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>33</b>
<b>3.1</b>	<b>Materiais</b>	<b>33</b>
3.1.1	Placa para a coleta de sinais EMG	33
3.1.2	Eletrodos	33
3.1.3	Placa para aplicação da eletroestimulação	34
<b>3.2</b>	<b>Métodos</b>	<b>35</b>
3.2.1	Protocolo Experimental	35
<b>4</b>	<b>DESENVOLVIMENTO</b>	<b>37</b>

<b>4.1</b>	<b>Sistema de coleta de sinais EMG</b>	<b>37</b>
4.1.1	Amplificação	37
4.1.2	Projeto dos filtros	38
4.1.3	Offset do sistema	39
4.1.4	Limitação da saída do sistema	40
<b>4.2</b>	<b>Sistema para eletroestimulação</b>	<b>41</b>
4.2.1	Microcontrolador	42
4.2.2	Inputs e outputs do sistema	43
4.2.3	Modos de operação	43
4.2.3.1	Funcionalidade de aquisição de sinais	44
4.2.3.2	Funcionalidade de eletroestimulação	44
4.2.3.3	Funcionalidade de <i>biofeedback</i>	46
4.2.4	Identificação de contrações musculares	47
4.2.5	Manipulação do parâmetro p para realização da MME	50
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>51</b>
<b>5.1</b>	<b>Sistema de coleta de sinais</b>	<b>51</b>
<b>5.2</b>	<b>Sistema microcontrolado</b>	<b>53</b>
<b>5.3</b>	<b>Sistema de biofeedback</b>	<b>57</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>64</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>66</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O acesso a próteses humanas tem sido cada vez mais fácil com o avanço da tecnologia. A possibilidade de se ter algum tipo de movimento de volta ou poder executar alguma atividade graças à essa tecnologia é o que inspira e faz com que as pessoas busquem cada vez mais melhorar e aperfeiçoar esse objeto. Pesquisas confirmam que os egípcios já faziam o uso de tal tecnologia nos pés, mais especificamente, nos dedos dos pés, sendo a madeira a matéria prima (NERLICH *et al.*, 2000). Após anos e avanços, em 1904 o ginasta alemão George Eyser foi o para-atleta pioneiro a utilizar uma prótese, também de madeira, em uma olimpíada (BRASKEM, 2000).

Devido o aumento das pesquisas ao longo do tempo, atualmente as próteses são feitas de materiais como o carbono e plástico. Em alguns casos, as próteses podem até apresentar algum tipo de sistema eletrônico que auxilie na movimentação, executando um movimento a partir de um estímulo ou sinal proveniente de uma contração muscular. Estes modelos que apresentam controle eletrônico (REYNOSO *et al.*, 2022) funcionam a partir da aquisição de sinais, como o sinal de eletromiografia (EMG) de superfície (PONTIM *et al.*, 2022). Entretanto, um dos desafios não está só relacionado com a devolução do movimento às pessoas e sim, como seria possível fazer com que elas voltem a ter sensações através destes membros protéticos.

Exemplificando, as sensações de tato, temperatura, dor são geradas a partir de células exteroceptores (mecanorreceptores) alocadas na derme. Estas células são capazes de gerar pequenos sinais elétricos, que são encaminhadas para o cérebro através dos neurônios e então processadas pelo Córtex Somatossensorial (SILVERTHORN, 2017). Porém, surge uma questão: como um usuário de próteses eletronicamente controladas sabe a intensidade da força aplicada sobre um objeto enquanto o está segurando? Além disso, como usuário pode distinguir, caso haja, impacto da prótese com algum objetivo e se este impacto fora intenso? Uma vez que as células não estão presentes, como o usuário identificará se o objeto está quente ou frio? Para que seja possível essas percepções (interpretação do meio externo para o usuário) pode ser usado um sinal de *biofeedback* (MCKEE, 2008). Uma das possibilidades de sinal que pode ser aplicado é o sinal elétrico controlado em amplitude e frequência sobre uma região da derme do usuário. Um dos requisitos é a presença das células sensoriais na região de aplicação nesse tipo de abordagem.

O modo de como o estímulo elétrico será aplicado está diretamente relacionado à forma de como o sinal de EMG é coletado. Dessa forma, tem-se um sistema destinado exclusivamente a coleta de EMG nas mesmas regiões/músculos utilizados para o controle de próteses. Um segundo sistema embarcado, composto por um microcontrolador ESP32-Wroom, é responsável por classificar de forma binária os sinais de EMG. Essa classificação é composta por identificação de contração e não-contração. Uma vez identificada a atividade, o sistema microcontrolado será responsável por gerar um sinal simétrico em sua saída. Como último estágio, o resultado

gerado pelo microcontrolador é introduzido em um sistema de amplificação de sinais de modo que não ultrapasse o limiar da dor (ROCHA *et al.*, 2011).

## 1.1 Objetivos

Os objetivos deste trabalho são descritos nessa seção.

### 1.1.1 Objetivo geral

Desenvolver um sistema de eletroestimulação para próteses humanas baseada em sinais eletromiográficos de superfície com fins de *biofeedback*, com o objetivo de gerar sensações aos usuários através de pulsos elétricos e desta forma melhorar o controle das próteses e deixar o membro externo mais próximo do membro real.

### 1.1.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Desenvolver um circuito de aquisição de sinais eletromiográficos de superfície e um circuito para eletroestimulação voltado para uso em próteses;
- Construir um sistema embarcado para aquisição e processamento de sinais biológicos;
- Coletar sinais de eletromiografia de superfície de voluntários para o desenvolvimento das rotinas de *software*;
- Elaborar um algoritmo para aquisição de sinais de eletromiografia de superfície;
- Gerar uma rotina de *software* para processamento dos sinais de eletromiografia de superfície e atuação por meio de eletroestimulação elétrica; e
- Estabelecer uma rotina de testes e a sua implementação para validar o sistema.

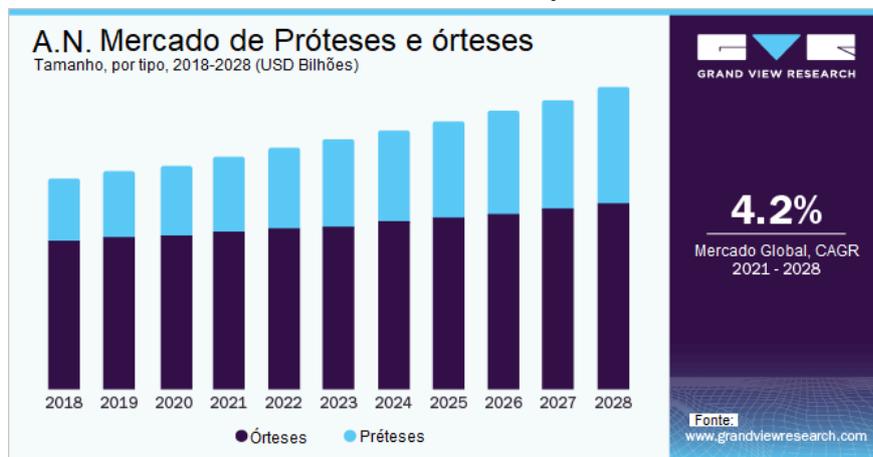
## 1.2 Justificativa

É crescente a demanda por próteses e órteses, conforme apresentado na Figura 1. Em 2020, este mercado foi avaliado por aproximadamente 6,11 bilhões de dólares americanos, o equivalente a 32.3219 bilhões de reais (30/10/2022 - 1 Dólar cotado a 5,29 Real brasileiro), com uma projeção de crescimento superior a 4% ao ano (Grand View Research, 2020). Somente em 2005, existiam, em média, 1,6 milhões de pessoas que viviam sem um membro do corpo nos Estados Unidos da América (EUA). Estudos realizados por Ziegler-Graham *et al.* (2008)

indicam que até o ano de 2050, a quantidade de usuários de próteses deve mais que dobrar - um equivalente a 3,6 milhões de pessoas - devido ao crescente aumento de doenças vasculares e casos de diabetes (ZIEGLER-GRAHAM *et al.*, 2008). No ano de 2014, o instituto *British Diabetic Association* realizou uma pesquisa indicando que cerca de 2 a cada 1.000 pessoas que apresentam diabetes têm membros amputados, levando em consideração se o nível da doença não for elevado e com acompanhamento e tratamento contínuo. Caso contrário, esse número pode se multiplicar por 7 (UK, 2014).

Com a crescente e projetada demanda (apresentada na Figura 1), é de se esperar que o avanço tecnológico na área se intensifiquem e ocorram de uma maneira mais intensa.

**Figura 1 – Tendência de crescimento do mercado de próteses e órteses Norte-Americano.**



Fonte: Adaptado de Grand View Research (2020).

Dentre as áreas que mais cresceram e produziram pesquisas e produtos inovadores, pode-se citar o segmento de controle de próteses utilizando sinais eletromiográficos. Estas visam tornar cada vez mais o membro externo parte do corpo usuário (GUO *et al.*, 2006). Este feito tem se tornado cada vez mais tangível graças ao avanço dos sensores destinados à aplicações humanas e a redução de seus tamanhos (LANG *et al.*, 2011). Além do comando sobre o membro externo, estudos têm se direcionado ao retorno de sensações (*biofeedback*) (ANTFOLK *et al.*, 2013) seja por meio de vibrações, interações visuais, áudio ou qualquer outro modo não intrusivo (CLEMENTE *et al.*, 2016). Os modos intrusivos envolvem a ligação da prótese diretamente ligada ao osso (SIMPSON, 1973), tendões e nervos do usuário (ORTIZ-CATALAN *et al.*, 2017).

Entretanto, estudos mostram que se o sistema de *biofeedback* não for devidamente projetado, pode haver uma influência negativa sobre o resultado final do *biofeedback* (LUM *et al.*, 2014). Isso ocorre devido o modo de como o sistema interpreta o sinal de controle. Se o dispositivo não for previamente projetado, ruídos externos podem prejudicar o funcionamento durante a classificação dos movimentos (ANTFOLK *et al.*, 2013; DOSEN *et al.*, 2015), ação que ocorre com frequência durante a atuação destes dispositivos. Para dispositivos com *biofeedback* bem projetados, estudos apresentam uma correlação direta entre o seu uso e o controle de pró-

teses, ou seja, o usuário mostrou-se capaz de responder a um estímulo externo alterando o sinal de EMG gerado por ele mesmo, que controla o membro robótico (CLEMENTE *et al.*, 2016; CHATTERJEE *et al.*, 2008; MARKOVIC *et al.*, 2017).

Por sua vez, esses estímulos visuais e motores não conseguem gerar efetivamente um *feedback* próximo ao que se sente com membros biológicos, pois o retorno não está diretamente ligado ao sistema nervoso central ou algum outro periférico, como tendões e nervos (GRACZYK *et al.*, 2016). Isso pode tornar-se um complicador, uma vez que essa preferência ocorre pela utilização de métodos não invasivos (ERNST, 2006). Nessa perspectiva, este trabalho busca estudar um outro modo de interface com o usuário, tendo a eletroestimulação como uma técnica de *biofeedback* não intrusivo. Esta escolha foi realizada a partir de estudos voltados à como poderia ser desenvolvida alguma interação não mecânica, visual e auditiva com o usuário de tal forma a se aproximarem de uma resposta similar à biológica (GRACZYK *et al.*, 2016; MARKOVIC *et al.*, 2018)

### 1.3 Estrutura do trabalho

Neste trabalho, são explanadas detalhadamente todas as etapas da elaboração do projeto, *hardware* e *software*; como e por que tal método de classificação de sinais foi utilizado para identificar contrações musculares, comparando o desempenho do tempo de processamento e precisão, principalmente. Além disso, são detalhadas as escolhas dos componentes eletrônicos, como amplificadores operacionais e microcontroladores. Por fim, são apresentados os resultados do projeto após a integração de todos os elementos.

No primeiro capítulo é feita uma introdução sobre o tema e objetivo deste trabalho, além de retratar os objetivos gerais e específicos do mesmo.

Segundo capítulo é descrito o referencial teórico utilizado durante o desenvolvimento deste projeto, desde a anatomia até conceitos estatísticos.

Terceiro capítulo lista os materiais e suas características utilizados para que fosse possível realizar as coletas, linguagem de programação utilizada para o desenvolvimento do sistema embarcado, metodologia de coleta dos dados dos usuários e como foi feita a validação dos processos da classificação de contrações musculares.

No quarto capítulo, descreve-se o desenvolvimento dos sistemas de coleta de sinais biológicos e do sistema microcontrolado responsável pelo processamento dos sinais em tempo real e por gerar o sinal de eletroestimulação.

Já no quinto capítulo estão descritos os resultados obtidos a partir dos sistemas desenvolvidos e suas análises. E por fim, no sexto capítulo, pode-se encontrar as conclusões deste projeto, trabalhos futuros e considerações finais.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo, apresentam-se os principais conceitos e estudos relacionados a este projeto. São abordados os temas de coleta de sinais EMG, processamento de sinais de EMG, aplicação de sinais elétricos sobre a derme, processamento de sinais, tecnologias presentes no mercado e estudos relacionados.

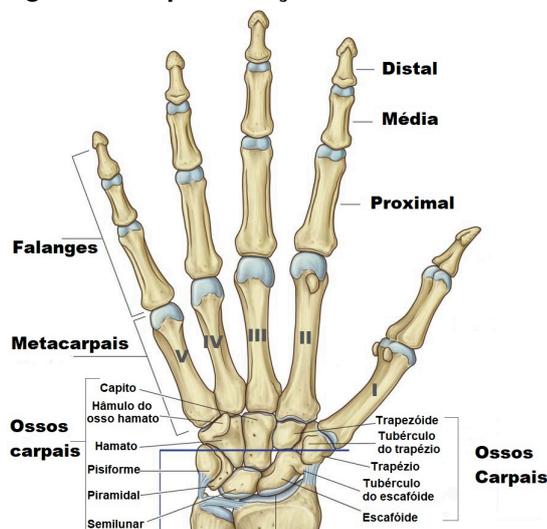
### 2.1 Anatomia dos membros superiores e fisiologia

Nesta seção, são apresentados os assuntos referentes a anatomia do corpo humano; sendo contido a definição fisiológica da mão, antebraço e explicações de como constituição de uma unidade motora, geração de um potencial de ação, e por fim, o processo de realização dos movimentos de músculos esqueléticos.

#### 2.1.1 Mão e antebraço

A mão humana é a região do membro superior mais distante da raiz (também chamada de distal) (DRAKE; VOLGL; MITCHELL, 2004; MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). A sua estrutura é separada em três regiões: o punho (carpo), o metacarpo e os dedos (falanges). A região do punho contém oito ossos; na região do metacarpo, cinco ossos; e a região dos dedos, 14 ossos. O polegar contém apenas dois ossos e os outros quatro dedos, popularmente conhecidos como, indicador, meio, anelar e mindinho, contêm três ossos cada um (DRAKE; VOLGL; MITCHELL, 2004). A Figura 2 demonstra as subdivisões da mão e o nome de cada osso encontrado na região da mão.

**Figura 2 – Representação dos ossos da mão.**



Fonte: Adaptado de Drake, Volgl e Mitchell (2004).

A mão possui 19 músculos, os quais podem ser de inserção intrínsecas ou extrínsecas. Os músculos intrínsecos apresentam tanto a sua origem quanto inserção na região da mão, diferentemente dos músculos extrínsecos, que se originam no antebraço e se inserem na mão (DRAKE; VOLGL; MITCHELL, 2004). A preensão de força, conhecida também como o movimento de apertar a mão, é comandada em sua maioria pelos músculos extrínsecos da mão. Por sua vez, os músculos intrínsecos executam os movimentos de precisão da mão (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). Outra funcionalidade da mão é o fator sensorial, na qual pode-se notar se um aperto a um objeto está com uma intensidade forte ou fraca ou detectar se um objeto está quente ou frio.

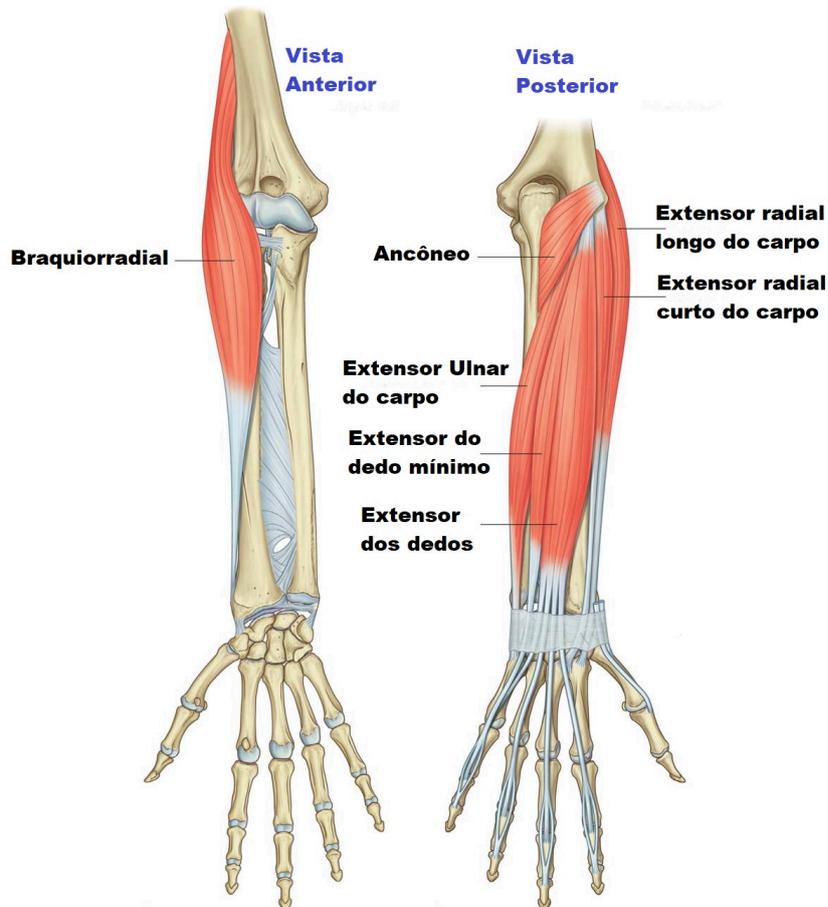
Por sua vez, o antebraço é uma estrutura do corpo humano que se encontra na região dos membros superiores, sendo localizada entre a articulação do ombro e a articulação do cotovelo, demonstrada na Figura 3 (DRAKE; VOLGL; MITCHELL, 2004). A estrutura óssea do antebraço é constituída da ulna e do rádio, conectados por uma membrana interóssea que, apesar de ser fina, é muito forte (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). No antebraço, encontra-se um total de 17 músculos que são separados em camadas: a superficial, a média e a profunda. Juntos, esses músculos são capazes de fornecer movimentos na articulação do punho, na flexão dos dedos e na pronação do antebraço (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015). Além de auxiliar o ombro na aplicação de força, estes músculos atuam no controle da mão (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). A Tabela 1 tem como objetivo demonstrar os músculos encontrados no antebraço e suas respectivas funções e a Figura 4 apresenta os músculos do antebraço.

**Figura 3 – Demonstração Óssea do antebraço**



Fonte: Adaptado de Drake, Vogl e Mitchell (2015).

Figura 4 – Musculatura do antebraço



Fonte: Adaptado de Drake, Volgi e Mitchell (2004).

Tabela 1 – Tabela dos músculos contidos no antebraço e suas respectivas funções

Músculos	Função
Flexor ulnar do carpo	Flexão e adução do punho
Palmar longo	Flexão palmar
Flexor Radial do Carpo	Flexão e Abdução do punho
Pronador Redondo	Pronação do antebraço
Flexor Superficial dos dedos	Flexão, abdução e adução da mão
Flexor profundo dos dedos	Flexão palmar e adução da mão
Flexor longo do polegar	Flexão palmar e adução da mão
Pronador quadrado	Pronação
Braquiorradial	Flexão, pronação e supinação da mão
Extensor Radial Longo do Carpo	Extende e abduz o punho
Extensor Radial Curto do Carpo	Extende e abduz o punho
Extensor dos Dedos	Extensão dos dedos
Extensor do Dedo mínimo	Extensão do dedo mínimo
Extensor ulnar do carpo	Extensão e adução do punho
Supinador	Supinação
Abdutor Longo do Polegar	Abdução e Extensão do polegar
Extensor Curto do Polegar	Extensão do polegar e abdução da mão
Extensor longo do Polegar	Abdução, adução e extensão do polegar

(continua)

**Tabela 1 – Tabela dos músculos contidos no antebraço e suas respectivas funções (continuação)**

Músculos	Função
Extensor do indicador	Extensão do indicador

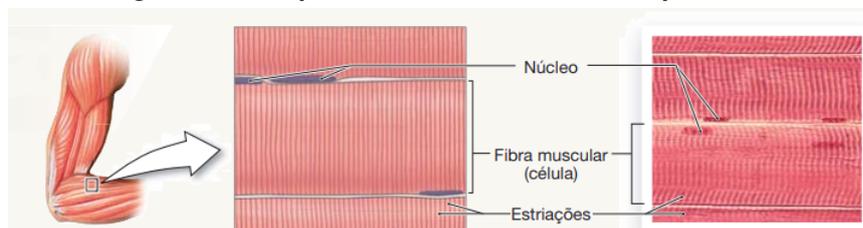
**Fonte: Adaptado de Drake, Vogl e Mitchell (2015)**

### 2.1.2 Músculo

Os músculos conseguem transformar a energia de forma química em energia mecânica (FILHO; PEREIRA, 2015), sendo a base do mecanismo da contração muscular. O sistema muscular é constituído em quase sua totalidade pelo tecido muscular esquelético. No entanto, existem outros dois tipos de tecido muscular no corpo humano: o músculo liso e o músculo cardíaco, os quais são componentes importantes para outros sistemas no corpo (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015). Esses três tipos de músculos podem ser caracterizados pela forma de controle (involuntário ou voluntário), tipos de tecidos (estriado ou liso), e local no qual se encontram (se estiverem associados aos ossos, coração, paredes intestinais, vasos sanguíneos e viscerais)(MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

O músculo esquelético, apresentado na Figura 5, forma a maior parte do tecido muscular do corpo. Consiste de centenas de células individuais de formato cilíndrico, chamadas de fibras, unidas por tecido conjuntivo, sendo capaz de contrações poderosas e é inervado por nervos motores somáticos e braquiais (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2015). Seus movimentos são sempre voluntários, necessitando de uma estimulação nervosa por trás do seu movimento. Além da função de movimento e locomoção, oferecem calor ao corpo e suporte estático (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

**Figura 5 – Componentes de um músculo esquelético.**

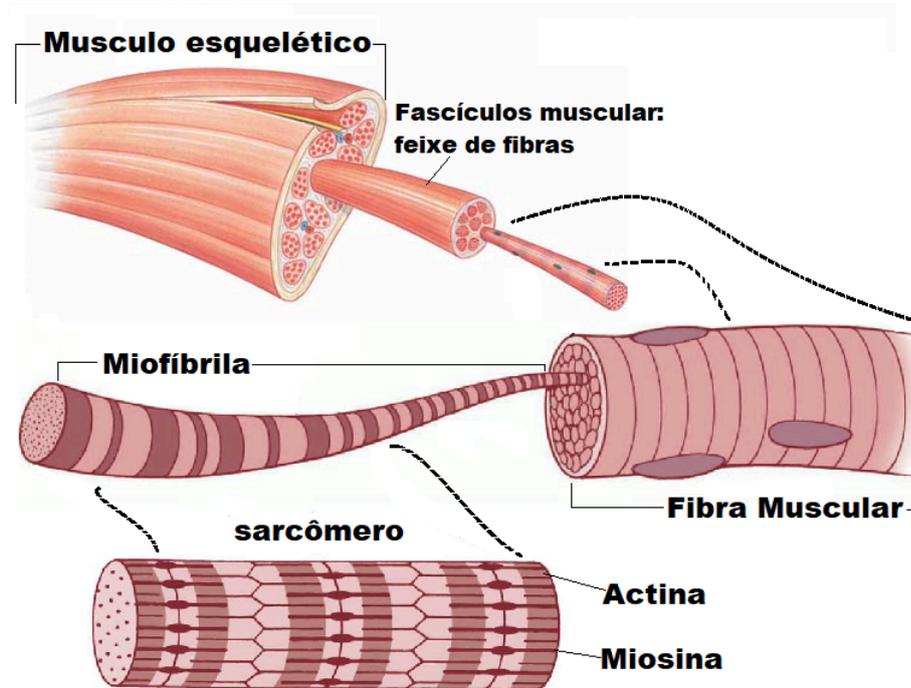


**Fonte: Silverthorn (2017).**

O músculo esquelético humano consiste de centenas de células individuais de formato cilíndrico (chamadas fibras) unidas por tecido conjuntivo. Cada fibra muscular contém em seu invólucro uma membrana denominada sarcolema, possuindo uma substância interna chamado sarcoplasma. Essas fibras podem conter milhares de miofibrilas, que são longos filamentos proteicos de actina (filamentos finos) e miosina (filamentos grossos). A Figura 6 mostra essas

estruturas do músculo esquelético. Cada miofibrila é composta por cerca de 1500 filamentos de miosina e por 3000 filamentos de actina (GUYTON; HALL, 2011).

**Figura 6 – Estrutura do Músculo esquelético**

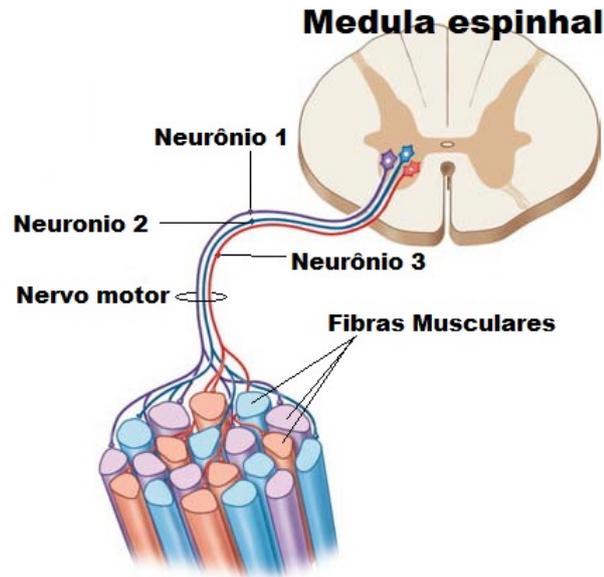


Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2011), Silverthorn (2017).

### 2.1.3 Unidade Motora

Para contrair, o músculo esquelético necessita de um estímulo; este estímulo ocorre no sistema nervoso e é transmitido por um neurônio até o músculo. O nome do neurônio que exerce a função de transmitir estes estímulos elétricos para o músculo esquelético é o neurônio motor (GUYTON; HALL, 2011). O neurônio parte do corpo anterior da medula espinal e se conecta com o músculo esquelético pela junção neuromuscular. A Figura 7 demonstra um motoneurônio, seu axônio e a junção neuromuscular até chegar na fibra muscular.

**Figura 7 – Composição de uma unidade motora.**



**Fonte: Silverthorn (2017).**

O termo Unidade Motora (UM) se dá pelo conjunto de um único neurônio motor e todas as fibras musculares que esse neurônio consegue inervar (WEISS; SILVER; WEISS, 2004; MOORE; ZOURIDAKIS, 2004). A quantidade de fibras inervadas por motoneurônio é chamada de relação de inervação. Quanto menor essa taxa, mais preciso é o movimento executado pelo músculo. Por exemplo, nos olhos existem 10 fibras por motoneurônio; em oposição, as fibras da perna (que não necessitam de um controle fino) contam com mais de 2000 fibras por neurônio motor (MOORE; ZOURIDAKIS, 2004).

#### 2.1.4 Potencial de Ação

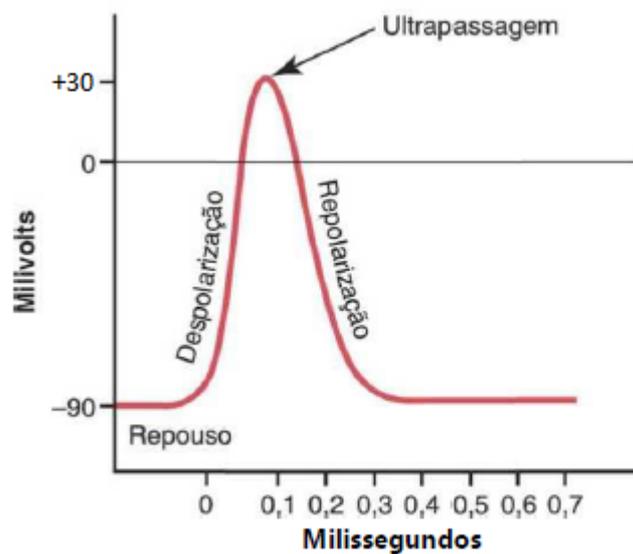
O Potencial de ação (PA) pode ser descrito como rápidas alterações do potencial da membrana de células (potencial interno e externo da membrana) (GUYTON; HALL, 2011). Se não houver estímulo na membrana celular, ela permanece em repouso com uma diferença de potencial entre a camada interna (predominante de cargas negativas) e externa (predominante de cargas positivas) em torno de -90 mV a -100mV (RANGAYYAN, 2002).

Para ocorrer o potencial de ação, uma excitação elétrica externa deve ocorrer, como alteração de temperatura, pressão ou luz, próximo a membrana. Com o nível de excitação superando o limiar da membrana, é gerado o fenômeno do "tudo-ou-nada", podendo assim ser observado um PA completo ou não. Essa diferença de potencial entre o interior e exterior da membrana, segundo Guyton e Hall (2011), é de aproximadamente -60 mV.

Em sua estrutura, o PA detém três fases distintas, demonstrada na Figura 8. A primeira é a fase de repouso, na qual o interior da membrana e o exterior da membrana dispõem de um potencial de -90 mV. O segundo estágio é o de despolarização. Quando há um estímulo

externo, a membrana celular muda sua característica de permeabilidade e deixa que íons  $Na^+$  (que estão na região externa da membrana celular) entrem na célula por meio de membrana. Os íons de  $K^+$ , antes em equilíbrio, se movem para fora da célula, obtendo uma diferença de potencial positiva, chegando próxima a 30 mV (NAJARIAN; SPLINTER, 2012). Chega-se assim ao terceiro estágio, chamado de repolarização. Nesta fase, os canais de  $Na^+$  se fecham e os canais de  $K^+$  se abrem, passando os íons de  $K^+$  que estavam fora da membrana para o interior da célula. Os canais retornam para a fase de repouso, na qual o interior da célula é mais negativo que o exterior (GUYTON; HALL, 2011).

**Figura 8 – Gráfico de um potencial de ação**



Fonte: Guyton e Hall (2011).

### 2.1.5 Contração do músculo esquelético

A contração muscular se inicia quando o músculo recebe um estímulo elétrico, o qual pode ter sua origem de várias formas diferentes, como elétrica, mecânica, física ou química (PRESTON; SHAPIRO, 2020). O estímulo gera um PA, que percorre toda a extensão da fibra nervosa. Seu ponto final é na junção neuromuscular, a qual faz a liberação de acetilcolina (substância neurotransmissora), que desencadeia o potencial de ação na membrana (FILHO; PEREIRA, 2015).

O retículo sarcoplasmático possui íons de cálcio ( $Ca^{++}$ ) em seu interior. Ao PA fluir para o interior da fibra muscular, ele provoca a liberação de íons de  $Ca^{++}$ . Esses íons se conectam no complexo troponina tropomiosina, liberando as forças atrativas da proteína de miosina e actina. Conseqüentemente, o processo de conexão entre as duas proteínas gera a contração muscular. Após uma fração de segundos, os íons de cálcio são bombeados pela bomba de  $Ca^{++}$  contidas na membrana, de volta para o retículo sarcoplasmático, aonde são guardados

e ficam à espera de um novo potencial de ação muscular. Esse processo encerra a contração muscular (GUYTON; HALL, 2011).

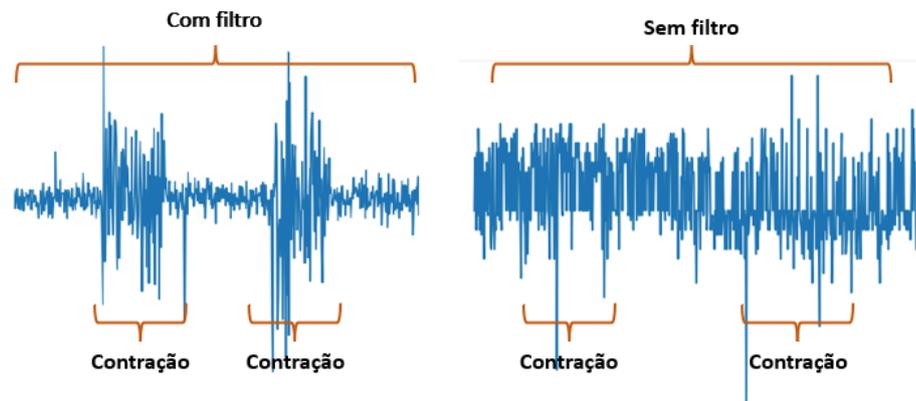
Em uma contração muscular, nota-se que com apenas uma UM pode se ter múltiplas fibras musculares ligadas a ela que, quando um PA é gerado, todas as fibras musculares são normalmente ativadas em conjunto. Dessa forma, tem-se um Potencial de ação da Unidade Motora (PAUM) (inglês *Motor Unity Action Potential*, MUAP) (PRESTON; SHAPIRO, 2020). As respostas das MUAPs são usadas para detectar sinais eletromiográficos, pois com o auxílio de eletrodos de superfície, é possível registrar esses somatórios de PAs no tempo e formar o sinal EMG.

## 2.2 Eletromiografia de superfície

Eletromiografia é a aquisição de sinais geradas a partir de uma contração e relaxamento do músculo esquelético (HESS; PULLMAN, 2012; ORTOLAN, 2002; PORTELLI; NASUTO, 2017). Atualmente, estudos relatam duas principais formas de realizar a aquisição deste sinal biológico, sendo elas invasivas (intramuscular) ou não invasivas (superfície). Entretanto, devido a complexidade da realização de procedimentos que envolvem a inserção de elementos cortantes (como agulhas) sobre humanos, é de uso comum o procedimento no qual nenhum elemento externo é introduzido sobre a região de estudo. Logo, para que seja possível a aquisição, são utilizados eletrodos de superfície (MERLETTI; FARINA, 2009).

O sinal de EMG apresenta amplitudes de até 10 mV e opera entre as frequências superiores a 1 Hz e inferiores a 1 kHz (NILSSON; PANIZZA; HALLETT, 1993). Devido a esta baixa amplitude e a faixa de operação destes sinais, o espectro abrange uma região que pode sofrer influência de uma grande gama de ruídos. Por exemplo, um deles é o ruído de 60 Hz presentes na rede elétrica de alimentação. Para se contornar os problemas relatados anteriormente, são utilizados amplificadores específicos e filtros, podendo ser ativos, passivos ou via *software*, respectivamente (DINIZ; SILVA; NETTO, 2014). Um exemplo de sinal de EMG é apresentado na Figura 9.

**Figura 9 – Comparativo dos sinais coletados com e sem a presença de filtros**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

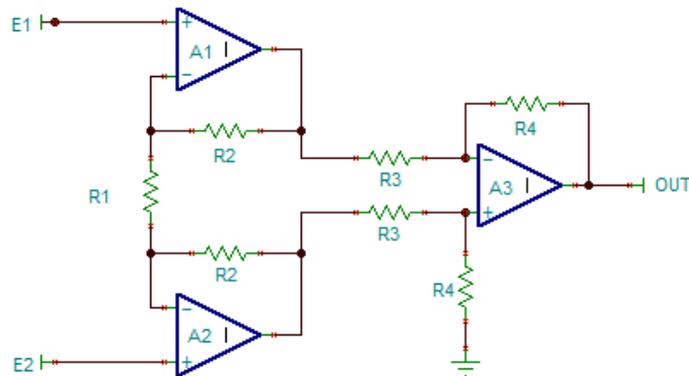
Uma vez bem estruturado o sistema por completo, pode-se aplicá-lo em inúmeras áreas de estudo. Pode-se citar, por exemplo, o diagnóstico prematuro de Parkinson (ZHANG *et al.*, 2017), controle de próteses (PONTIM *et al.*, 2022), classificação de gestos, controle de exoesqueletos e órteses que auxiliam na movimentação (KLUTE; KALLFELZ; CZERNIECKI, 2001; REYNOSO *et al.*, 2022; GUO *et al.*, 2006), entre outros.

Devido a pequena amplitude dos sinais biológicos gerados pelo corpo humano, não é possível analisá-lo diretamente com um microcontrolador e para isso são utilizados amplificadores de instrumentação os quais serão abordados na seguinte seção.

### 2.2.1 Amplificadores de instrumentação

Amplificadores de instrumentação são um arranjo de amplificadores operacionais, como é possível ver na Figura 10, e são amplamente utilizados para a amplificação de sinais de baixa amplitude como o EMG. Estes apresentam uma alta impedância de entrada, baixa relação e interferência com a oscilação de temperatura, ganhos de malha aberta na ordem de centenas, fácil configuração e alta CMRR (Relação de Rejeição em Modo Comum).

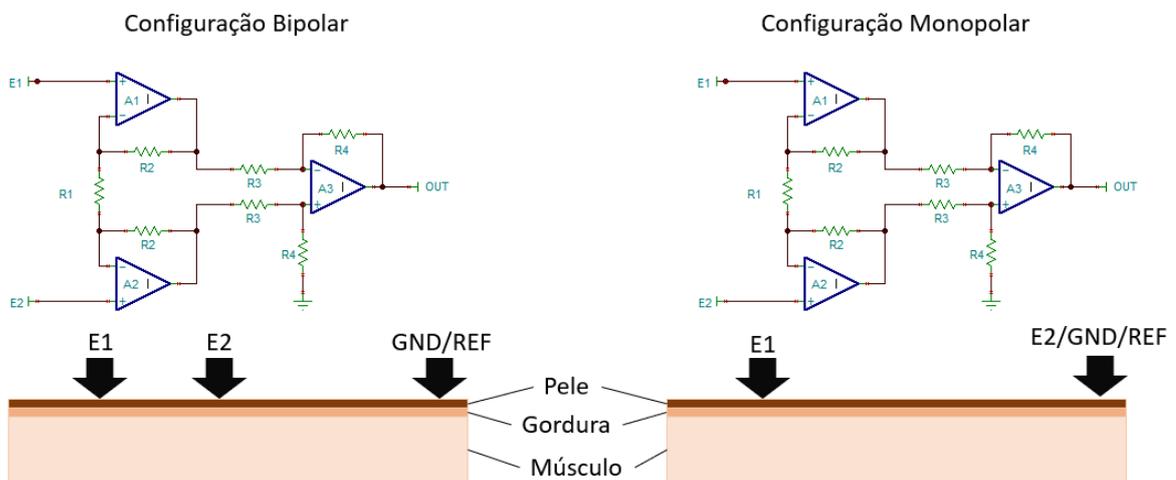
**Figura 10 – Estrutura de Amplificador de Instrumentação**



Fonte: Autoria própria (2022).

É de comum a prática a alocação de um ponto de referência em relação ao sinal de estudo, normalmente um ponto ósseo quando se trata de biopotenciais, o qual é conectado ao terra (GND) do sistema. Este modelo é denominado de bipolar, enquanto o não uso de um terceiro eletrodo é conhecido por monopolar, Figura 11. Nesta configuração um dos eletrodos se posiciona sobre o músculo em análise e o segundo se mantém a um ponto distante, da mesma forma como é feito o referência do modelo bipolar (MOLETA; DOBGENSKI, 2010).

**Figura 11 – Amplificadores Operacionais em aplicações Bipolares e Monopolares**

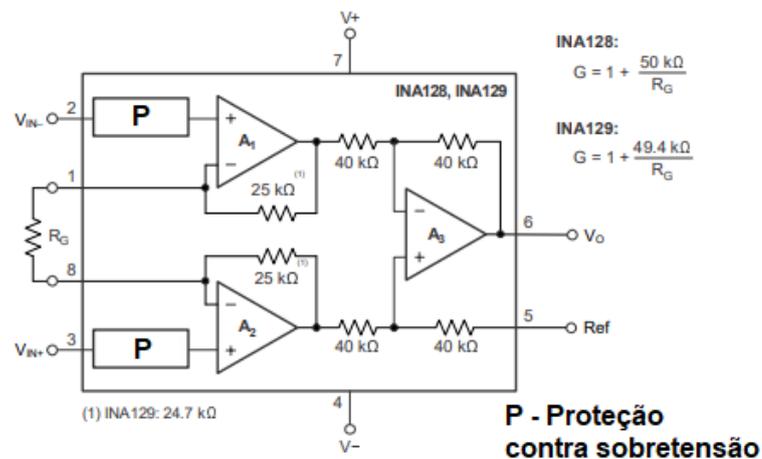


Fonte: Autoria própria (2022).

Existem amplificadores operacionais já específicos para determinadas aplicações e ganhos, como no caso do AD8266 e o INA128, sendo este segundo o utilizado neste trabalho. O componente INA128, representado pela Figura 12, é um amplificador de instrumentação fabricado pela Texas Instruments e pela Burr Brown. Este apresenta inúmeras áreas de aplicação como Eletrocardiograma (ECG), transmissor de temperatura e calor, *buffer* analógico, entre outros (TEXAS INSTRUMENTS, 2019). Este componente é aplicado em diversos projetos devido a sua elevada precisão, com um ruído médio de 8 nV/Hz, baixa variação devido a oscilação

de temperatura e baixo consumo de corrente, além de apresentar um encapsulamento *Dual In Line Package* (PDIP-8) e *Small Outline Integrated Circuit* (SOIC-8). Estas características citadas foram os principais fatores que levaram a escolha do componente como amplificador do sistema de aquisição de sinais biológicos, uma vez que este deve fornecer a informação coletada com a menor oscilação possível e possuir um alto ganho (TEXAS INSTRUMENTS, 2019). Além disso, o seu uso não depende de uma grande quantidade de componentes, uma vez que o sistema deverá ser pequeno o suficiente para não impactar no movimento do usuário e até mesmo ser embutido dentro de uma prótese.

**Figura 12 – Esquemático interno do amplificador de instrumentação INA128**



Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2019).

### 2.2.2 Atenuação de ruídos

Nos sinais de EMG, há a presença de dois principais ruídos sendo eles o ruído gerado por artefatos de movimento e o ruído de 60 Hz gerado pela rede elétrica brasileira (ALMEIDA; QUEVEDO, 2012). Dessa forma, faz-se necessária a utilização de filtros, passivos ou ativos, para que seja atenuado este problema. Além disso, em alguns casos quando se deseja ter uma precisão ainda maior, é de comum uso o processamento digital destes sinais através de modelos matemáticos e redes neurais (ZHANG *et al.*, 2017).

É de se destacar que existem outros métodos para atenuação de ruídos que não dependem de circuitos ou componentes eletrônicos, como a blindagem dos cabos e a redução do distanciamento entre os eletrodos de coleta e a entrada do amplificador de instrumentação. Desta forma é possível eliminar ruídos gerados pela rede elétrica e por artefatos de movimento (o qual apresenta uma baixa frequência, inferior a 10 Hz) (DAY, 2002; PORTELLI; NASUTO, 2017).

## 2.3 Processamento de sinais

A etapa de processamento de sinais digitalmente é uma técnica amplamente aplicada não somente para a classificação de biopotenciais, mas para quase todas as áreas da eletrônica em que se tenha uma entrada e se deseje realizar uma interpretação sobre a mesma. Sua aplicabilidade parte desde filtros até a redes neurais capazes de identificar e classificar entradas baseadas em um modelo previamente treinado (ML) (ALMEIDA; QUEVEDO, 2012; DINIZ; SILVA; NETTO, 2014).

Uma das formas de se desenvolver o processamento é basear-se em algum método estatístico. Com os dados coletados, pode-se fazer desde etapas de segmentação até a própria classificação, dependendo do tipo de distribuição dos dados e do nível de significância que se deseja. Alguns autores sugerem a utilização de medidas como a média aritmética, a variância, o desvio padrão e o valor de raiz quadrada média (NILSON, 2014). Algumas destas informações são utilizadas para casos específicos na análise do EMG, como o valor Valor quadrático médio (RMS). Este valor é analisado quando se tem em foco a interpretação de sinais durante contrações fadigantes onde ocorre uma possível falha na propagação do sinal neuromuscular devido redução da concentração de sódio ( $Na^+$ ) no interior da fibra muscular ou pode ser o indicativo de atividade muscular (KAMEN; GABRIEL, 2015).

### 2.3.1 Python

Python é uma linguagem de programação. De acordo com a companhia the Software Quality Company, esta é a linguagem de programação mais utilizada no mundo - Dezembro de 2022 (TIOBE the Software Quality Company, 2022). Esta linguagem tem se tornado cada vez mais utilizada devido a quantidade de bibliotecas destinadas ao desenvolvimento *front-end, back-end*, banco de dados, análises de dados (*data science*), *mobile*, Aprendizado de máquina (ML), *open source* disponíveis para a comunidade.

Com a crescente quantidade de programadores da linguagem se criaram *hardwares* capazes de processar a linguagem de forma a controlar suas saídas. Empresas como RaspBerry e ESPRESSIF já fabricam seus processadores com a possibilidade de processar Python, mais especificamente MicroPython (Raspberrry Pi, 2022; Damien P. George, Paul Sokolovsky, and contributors, 2022).

## 2.4 Eletroestimulação

A Eletroestimulação (EE) pode se considerar uma técnica de indução de contrações musculares não-voluntárias, a qual utiliza impulsos elétricos para a geração de contração muscular (WEBSTER, 2010). Esta técnica pode ser aplicada na superfície da pele por meio de

eletrodos superficiais. Quando a corrente ultrapassar o limiar da membrana, é induzido um PA e ocorrem o mesmo processo de contração muscular, havendo uma contração muscular “involuntária” do músculo, no sentido de que não foi diretamente comandada pelo indivíduo (PRESTON; SHAPIRO, 2020).

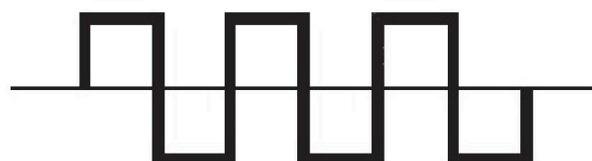
Para se ter uma contração, deve-se levar em consideração alguns fatores do estímulo gerado pela eletroestimulação. Entre esses fatores estão a amplitude e duração, que devem ser iguais ou maiores que a condições fisiológicas do tecido em análise e o nível de corrente aplicado, pois controla-se o nível de recrutamento da UM (NATHAN; TAVI, 1990). Outra característica é o controle da frequência da aplicação da eletroestimulação, pois frequências abaixo de 10 Hz não conseguem gerar PAs e acima de 50 Hz ocorre desgaste do músculo em questão (WEBSTER, 2010).

Outro fator é a impedância da pele, pois quando aplicado o eletrodo de superfície, há uma resistência entre a pele e o músculo que irá receber a eletroestimulação. Normalmente, a corrente aplicada sobre a derme varia de 1 mA até no máximo 10 mA, onde se estabelece o limiar da dor. Acima de 50 mA, pode-se ocasionar danos sérios ao corpo (WEBSTER, 2010). A impedância varia de corpo para corpo, pois na superfície da derme existe a presença de água e óleos naturais que fazem com que este valor se altere, sendo necessário o aumento da corrente ou da tensão, de pessoa para pessoa, para que o corpo responda aos estímulos (CRISWELL; CRAM, 2011).

Entre os sinais de eletroestimulação, encontra-se a Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (TENS), a qual é uma corrente elétrica pulsada (podendo ser de baixa ou alta frequência) que estimula os nervos periféricos. As frequências altas (maiores que 50 Hz) são mais utilizadas diretamente em fibras nervosas, pois anulam o sinal da dor e podem ser aplicados em períodos mais longos. Os sinais de baixa frequência (menores que 10Hz) liberam endorfina no corpo o que gera uma alívio da dor, porém devem ser aplicadas no máximo em 30 minutos para que o paciente não tenha nenhum tipo de desconforto (LOPES, 2012; MORIMOTO MÁRCIA YUMI YONEKURA, 2009).

Esta estimulação é utilizada na prática clínica para o alívio da dor crônica e aguda. Acredita-se que a estimulação dos nervos periféricos aumenta o fluxo sanguíneo e pode ajudar aliviando dores nas regiões de aplicação (HUNCKLER; MEL, 2017). A Figura 13 demonstra a forma de onda bifásica simétrica utilizado nas aplicações de TENS.

**Figura 13 – Forma de onda bifásica simétrica, comum em TENS**



**TENS**

Fonte: Autoria Própria (2022).

A eletroestimulação da forma de TENS é indicada para tratamento de artrose, fibromi-  
algia e analgesia de dores crônica e agudas, sendo contra-indicada em pessoas que contém  
marcapassos, sofrem de cardiopatia ou disritmias, epilepsia. Em gestantes, seu uso é con-  
traindicado na região da boca, do seio carotídeo, na pele anestesiada e proximidades dos  
olhos (SILVA, 2017).

## 2.5 Microcontrolador

Microcontroladores são circuitos integrados capazes de serem programados e reprogra-  
mados. Estes podem-se relacionar a um tipo de mini-computador, uma vez que o mesmo apre-  
senta uma unidade central de processamento (Unidade de Central de Processamento (CPU)),  
memória volátil (RAM), memória não volátil (Memória somente leitura programável apagável  
eletricamente (EEPROM)), onde o programa normalmente é gravado, portas/barramentos de  
entrada (*input*) e de saída (*output*). Ainda, alguns destes podem apresentar conversores analó-  
gicos digitais (ADC) (SUSNEA; MITESCU, 2005).

Lançados no mercado em torno da década de 80 pela Intel, com a linguagem de pro-  
gramação Assembly compatível para a realização de operações lógicas, os microcontroladores  
perpetuam até a modernidade em diversas áreas. A maior parte ainda apresenta a arquiteta-  
tura Acorn RISC Machine (ARM) como base, mas, podem ser programados em diversas outras  
linguagens como C, C++ e Python, por exemplo (TREVANNOR, 2012). Estes dispositivos po-  
dem ser encontrados desde aplicações industriais até domiciliares com grande variedades de  
preços, normalmente relacionado a quantidade de pinos disponíveis, funcionalidades, poder de  
processamento e periféricos extras, como conexão com Wi-Fi e Bluetooth.

### 2.5.1 ESP32

O microcontrolador ESP32, representado pela Figura 14, é fabricado pela empresa ES-  
PRESSIF (ESPRESSIF, 2022) e tem como principal característica a fácil integração com a  
internet, comunicação via Bluetooth e radio frequência, uma vez que, o Circuito integrado (CI) já  
apresenta uma antena embutida. Este apresenta uma memória flash de 4 MB, mais de 10 pinos  
*General Purpose Input/Output* (GPIO), conversor analógico digital interno, interface I2C, *clock*  
de até 240 MHz e Relógio de tempo real (RTC) (*Real Time Clock*). Além disso, este sistema  
consegue operar dentro das faixas de tensão de 3,3 V até 9 V. Suas saídas digitais apresentam  
um valor de 3,3 V quando em nível lógico alto e 0 V quando em nível lógico baixo. Além disso, o  
microcontrolador apresenta 12 bits em seus canais analógicos, gerando uma uma quantização  
de 4096 pontos (SUSNEA; MITESCU, 2005).

O ESP32 pode ser programado com Lua, C++ e Micropython. Entretanto, é de se esperar  
que o sistema acabe se tornando mais flexível a demais linguagens de programação devido aos

avanços da companhia fabricante em relação ao seu produto. Essa característica faz com que cada vez mais esse produto se encontre no mercado de automação de Internet das coisas (IoT) (do inglês *internet of things*).

Outros fatores que levam o crescente uso do microcontrolador ESP32 é o fato deste suportar Sistema operacional de tempo-real (RTOS) (FreeRTOS, mais especificamente) e a possibilidade de integração com redes neurais e *machine learning* por meio da biblioteca TensorLite (ESPRESSIF, 2022).

**Figura 14 – ESP32 - Circuito Integrado**



**Fonte: Retirado de ESPRESSIF (2022).**

## 2.5.2 RTOS e FreeRTOS

RTOS é a abreviação de *Real Time Operating System*, ou, Sistema de Operação em Tempo Real, em português (NARDIN; BARRIQUELLO, 2019). Para que seja possível utilizar esta tecnologia, é necessário antes de mais nada, um sistema operacional composto por um *Kernel*, o qual gerência a memória e os processos, *Scheduler*, responsável por inicializar as tarefas de acordo com suas prioridades. Estas tarefas gerenciadas são pequenos códigos que em sua maioria não apresentam atrasos e dividem recursos através de espaços na memória e periféricos como os GPIOs.

O principal objetivo da utilização do RTOS, ou FreeRTOS no caso do ESP32, é a execução de múltiplas tarefas simultaneamente, com a maior predicabilidade possível e de forma organizada. Suas tarefas devem ter prioridades de acordo com a sua importância/significância para o sistema como um todo. Além disso, estas devem ser escaláveis, isto é, devem ser capazes de serem executadas inúmeras vezes e de forma independentes entre si (LI, 2003).

Estas tarefas, até então mencionadas, podem ou não ter ciclos finitos. Quando não se tem um limite de tempo de execução ou de ciclos, deve-se ter o acesso a alguma variável no sistema que sinalize e faça com que esta seja finalizada; outra opção é a inicialização da tarefa com um identificador e por meio do *scheduler* finalizá-la. Vale ressaltar que o FreeRTOS é uma classe do RTOS, ou seja, ele apresenta a maioria das funcionalidades de RTOS, porém de uso exclusivo em microcontroladores (FREERTOS, 2022).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, são enfatizados os materiais utilizados para a realização do estudo, bem como a descrição do mesmo e o motivo de sua escolha. Em seguida encontra-se qual foi a metodologia e o protocolo de aquisição utilizado para a coleta de dados dos voluntários envolvidos.

#### 3.1 Materiais

Os materiais utilizados para que fosse possível o desenvolvimento do projeto e suas conclusões são descritos neste capítulo.

##### 3.1.1 Placa para a coleta de sinais EMG

O sistema de coleta desenvolvido é composto por um amplificador de instrumentação, filtros ativos (passa alta com frequência de corte de 65 Hz e um passa baixa com frequência de corte de 500 Hz) e um gerador de *offset* de 1,5V. O sistema foi desenvolvido com estas características pois elas estão adequadas aos parâmetros de entrada desejados, ou seja, não haverá perdas nos sinais biológicos. Destaca-se que no presente trabalho a morfologia do sinal adquirido não é de relevância, uma vez que o objetivo é apenas a identificação de uma contração muscular. Além disso, o circuito permitirá a atenuação da interferência do ruído de 60 Hz presente na rede elétrica e dos ruídos gerados por artefatos de movimento, como a movimentação dos cabos e eletrodos.

Dentre as características de projeto, estão a coleta de um único músculo por vez, utilização do modo de aquisição bipolar e alimentação simétrica. Buscando que o circuito seja compacto, projetou-se para que se tornasse possível a utilização de apenas uma única bateria como fonte de alimentação. Dessa forma, para se atingir magnitudes maiores para a alimentação, uma das possibilidades é a utilização de um módulo *step-up* MT3608.

Um dos requisitos necessários de projeto para o circuito de aquisição de biopotenciais é uma saída analógica que varia de 0 até 3,3 V e apresenta como saída 1,5 V por padrão. Sua leitura pode ser realizada através de um pino de saída indicado na placa. O sistema é compatível com microcontroladores e apresenta proteção em sua saída para que não seja destinada nenhuma tensão negativa ou superior a 3,3V.

##### 3.1.2 Eletrodos

Os eletrodos são pequenos dispositivos de metal utilizados para a coleta de sinais biológicos como eletroencefalograma, eletrocardiograma e eletromiograma. No presente trabalho, utilizou-se o modelo em adesivo, fabricado pela *Medico Electrodes International Limited*, repre-

sentado pela figura 15. Esta configuração é não invasiva e contém como composição do prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) e um gel de cloreto de potássio que reduz os artefatos de movimento e a impedância da pele em contato com o eletrodo, facilitando ainda mais a aquisição dos sinais (PORTELLI; NASUTO, 2017).

Uma característica muito importante de se levar em consideração é a faixa de frequência e amplitude de sinais que estes eletrodos normalmente são capazes de captar e de transmitir. O valor da frequência do sinal coletado pode variar entre 0 Hz até 1 kHz e possui uma amplitude de 50  $\mu$ V até 5 mV (ORTOLAN, 2002).

**Figura 15 – Exemplos de eletrodos de superfície.**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

### 3.1.3 Placa para aplicação da eletroestimulação

Eletroestimulação é utilizada em várias áreas da saúde, desde reabilitações com fisioterapia bem como o aumento de rendimento durante atividades físicas. O sistema de aplicação de microchoques deve ser capaz de alterar a amplitude do sinal de saída, uma vez que a impedância da pele de cada indivíduo é diferente. Além disso, é indispensável que a mesma apresente algum método rápido e simples de desligar o sistema com o objetivo de garantir uma maior segurança do usuário. O sistema de eletroestimulação utilizado neste projeto foi desenvolvido pelos próprios integrantes, logo, maiores características de seu funcionamento são descritas no desenvolvimento deste projeto.

O dispositivo desenvolvido pode ser aplicado tanto para Estimulação Elétrica Funcional (FES) quanto para a Estimulação Elétrica transcutânea (TENS). Esta pode gerar um sinal, simétrico, de saída com amplitude de até 200 V, sendo o suficiente para que haja uma corrente sobre a derme inferior a 10 mA, sendo inferior ao limiar da dor (WEBSTER, 2009). O sistema é alimentado por duas baterias de lítio de 3,7 V e contém um microcontrolador, o qual é capaz de selecionar os modos de operação do sistema; sendo eles: aquisição de sinais, eletroestimulação e biofeedback.

O modo de operação "Eletroestimulação" é programável e tem como objetivo apenas a geração do sinal simétrico na saída do sistema com amplitudes e frequências variáveis. Já o

modo "Biofeedback" gera um sinal de saída de amplitude e frequência baseados em um sinal de entrada, no caso em estudo EMG. Além disso, o sistema apresenta um botão de emergência, o qual corta toda a alimentação do sistema e conseqüentemente o seu funcionamento é totalmente parado instantaneamente.

Com o objetivo de testar a aplicação da eletroestimulação, foram utilizadas cargas resistivas para a validação da inferioridade de 10mA. Essas cargas inicialmente foram resistores de valores de 75 k $\Omega$ , sendo um valor abaixo da média da impedância da pele, que é de de aproximadamente 100 k $\Omega$  (CRISWELL; CRAM, 2011).

## 3.2 Métodos

Na realização deste trabalho, escolheu-se a linguagem Python e C++ para a programação. Esta primeira foi usada para o processamento, validação dos métodos desenvolvidos, visualização de resultados e testes unitários. Já a segunda (C++) foi utilizada para o desenvolvimento do código embarcado dentro do microcontrolador. A seguir encontram-se demais descrições sobre os métodos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho.

### 3.2.1 Protocolo Experimental

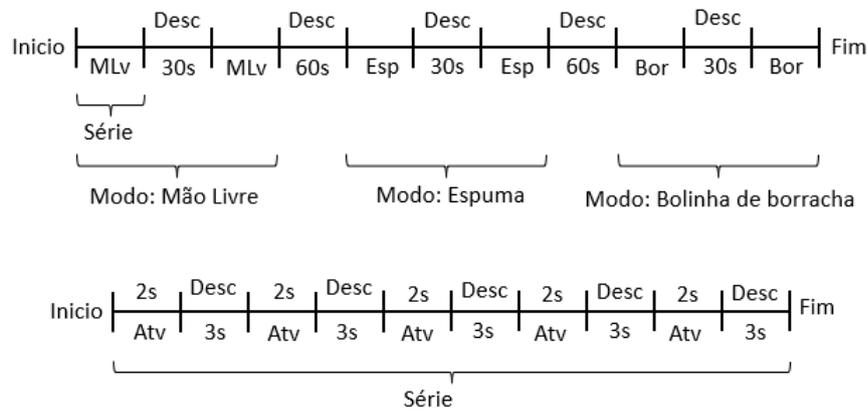
Com o objetivo de adquirir uma quantidade de dados relevante para estudo de caso e validação do sistema de resposta, o qual é encarregado pela eletroestimulação, foi desenvolvida uma metodologia para a coleta dos sinais de EMG por meio do circuito anteriormente descrito. Os dados foram coletados no Laboratório de Biossinais e Tecnologias Assistivas (Bioteca), o qual se encontra presente na Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Para essa etapa de coleta de sinais, a pesquisa conta com a aprovação do Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - CAAE 49998821.7.0000.5547.

O protocolo de aquisição consiste em fazer a limpeza da região de aquisição de sinais por álcool com o objetivo de retirar quaisquer resíduos como sujeira e gordura excessivas da derme antes da coleta com o objetivo de uma melhor aquisição dos biopotenciais. Posteriormente a alocação dos eletrodos, foi definido para cada voluntário executar seis séries de cinco repetições, onde duas destas seis são o movimento de fechar a mão sem a existência de nenhum objeto, duas com um objeto esponjoso e mais duas com uma bolinha de borracha, com diâmetro de 5,2 cm, totalizando as seis séries.

A Figura 16, onde MLv significa mão livre, Esp espuma e Bor bolinha de borracha, apresenta o fluxo de execução para a coleta de dados. Em cada série, o voluntário mantém a ativação muscular por dois segundos e relaxado por três segundos. Após realizar cinco ciclos de contração e descanso, o participante descansa por trinta segundos antes de se iniciar o início do próximo ciclo de cinco repetições. Após o término da segunda série, altera-se o modo de

aquisição, isto é, adiciona-se o objeto para que a pessoa execute uma contração mais intensa e o descanso é de um minuto. No total, tem-se uma base de dados composta por seis arquivos, totalizando trinta ciclos de ativação e relaxamento dos músculos.

**Figura 16 – Fluxo de execução para coleta de dados**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

Os dados dos voluntários coletados foram salvos em arquivos CSV com o objetivo da realização de testes do modelo matemático proposto para a identificação de contrações musculares. Para isso é necessário o uso do modo de operação de coleta de dados da placa microcontrolada desenvolvida neste projeto.

Para o processo de aquisição de sinais eletromiográficos foi necessário padronizar a região muscular. Para isso, foram escolhidos os músculos da região do antebraço que possuem conexão com o movimento de "abrir" e "fechar" a mão. Os músculos escolhidos para a aquisição de sinais foram o braquiorradial e o flexor radial do carpo. Ambos os músculos são superficiais, o que acarreta em uma fácil alocação dos eletrodos superficiais e de encontrar os respectivos músculos para a coleta dos sinais.

Assim como o sistema de aquisição de sinais, a placa responsável pela eletroestimulação foi desenvolvida durante o presente projeto e será abordada em seções futuras. Como a aplicação de eletroestimulação deve ser algo a ser realizado com cuidado e precaução utilizou-se de *backtests*, a partir dos dados armazenados das coletas, para a validação da precisão do sistema em identificar contrações musculares. A forma de organização dos arquivos baseou-se em qual a atividade, ou movimento, que se estava fazendo no momento da coleta, a sua série, ou repetição, e por último qual o músculo que estava sendo analisado.

A análise estatística utilizada foi média móvel exponencial. Este tipo de análise é muito utilizado em mercados financeiros onde se visa ter uma maior e melhor percepção de uma variação dos dados em uma determinada janela de tempo (NAKANO; TAKAHASHI; TAKAHASHI, 2017).

## 4 DESENVOLVIMENTO

Este capítulo apresenta o circuito de coleta de sinais EMG e o sistema de eletroestimulação, tendo em sua estrutura todas as características de *hardware* quanto de *software*. A placa de coletas de dados conta com seu circuito de amplificação, seu filtro passa alta e passa baixa, *offset* do sistema e, por final, a limitação de tensão da saída do sistema. Já o sistema de eletroestimulação é caracterizado pelo sistema microcontrolado, modos de operação e o sistema de identificação de contração muscular, sendo ambos controlados por *software*.

### 4.1 Sistema de coleta de sinais EMG

O sistema de coleta de sinais EMG com o auxílio de eletrodos de superfície é o tópico abordado neste capítulo. Ressalta-se a premissa do desenvolvimento deste circuito de ser flexível o suficiente de modo a ser compatível com demais sistemas microcontrolados além do desenvolvido neste projeto.

A placa necessita de uma alimentação simétrica, podendo variar de  $\pm 4,5$  V até  $\pm 10$  V. Apresenta como o amplificador o componente INA128, dois filtros ativos, sendo um passa alta e um passa baixa com frequências de corte de 65 Hz e 500 Hz, respectivamente, um *offset* de 1,5 V e uma proteção em sua saída limitando o valor de tensão de no máximo 3,3 V.

#### 4.1.1 Amplificação

Como foi escolhido o amplificador de instrumentação INA128 devido a sua fácil construção, necessário um único resistor para definir seu ganho, presente na Equação 1, onde  $R$  é o valor do resistor, entre os seus terminais 1 e 8, alta rejeição em modo comum e alta impedância de entrada (TEXAS INSTRUMENTS, 2019):

$$G_{ain} = 1 + \frac{50k\Omega}{R}. \quad (1)$$

Considerando a amplitude máxima de um sinal EMG coletado com um eletrodo de superfície de 5 mA e que o amplificador é responsável por todo o ganho do sistema, projetou-se um valor de próximo a 400 com a utilização de um resistor  $R$  de  $120 \Omega$ , representado pela Equação 2. Desta forma, com a amplitude máxima do sinal após o estágio de ganho, filtragem e adição da tensão de base, o sinal não será inferior a 0 V e evita qualquer dano ao microcontrolador conectado a esta. O ganho projetado para o sistema ficou definido conforme a Equação 2.

$$G_{ain} = 1 + \frac{50k\Omega}{120\Omega} \approx 418 \quad (2)$$

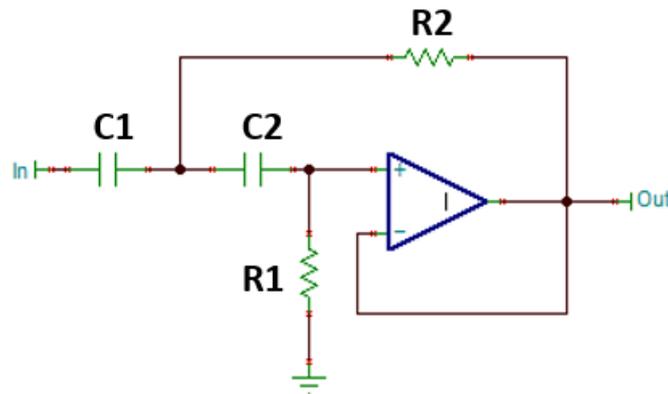
#### 4.1.2 Projeto dos filtros

Para a montagem dos filtros utilizou-se do componente TL084. Este apresenta 4 amplificadores operacionais em sua composição e tensão de alimentação simétrica compatível a do amplificador de instrumentação. A aproximação escolhida foi a de Butterworth de segunda ordem na montagem de Sallen-Key, tanto para o filtro passa alta quanto para o filtro passa baixa.

Para a confecção do circuito responsável por filtrar os sinais com amplitudes inferiores a 65 Hz utilizou-se do circuito representado pela Figura 17, com ganho unitário. A seguir encontra-se a função de transferência, representada pela Equação 3 onde  $R_1$  e  $R_2$  são os resistores e  $C_1$  e  $C_2$  são os capacitores do circuito em análise (MENDES JUNIOR *et al.*, 2015):

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{s^2}{s^2 + s \cdot \left( \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (3)$$

**Figura 17 – Filtro passa alta Butterworth de 2ª ordem na topologia Sallen-Key.**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

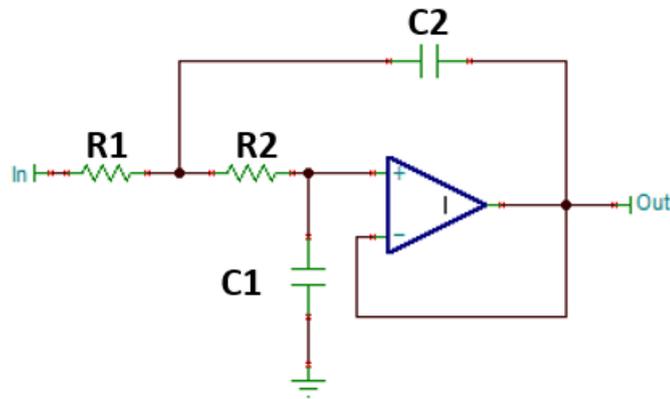
Sendo a frequência de corte teórica representada pela Equação 4 (MENDES JUNIOR *et al.*, 2015):

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4)$$

Sendo o ganho unitário ( $K$  igual a 1) e sabendo que a frequência de corte desejada de 65 Hz, definiu-se o valor da capacitância  $C$  de 100 nF. Posteriormente, substituiu-se os valores na Equação 4 e obteve-se um valor teórico de 24 k $\Omega$  para os valores de  $R_1$  e  $R_2$  na Figura 17.

A configuração do passa baixa é muito próxima a do passa alta, bastando trocar os resistores e capacitores de posição. A representação deste filtro é apresentada na Figura 18.

Figura 18 – Filtro passa baixa Butterworth de 2ª ordem



Fonte: Autoria própria (2022).

A sua função de transferência é definida pela Equação 5:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{\frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}}{s^2 + s \cdot \left( \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (5)$$

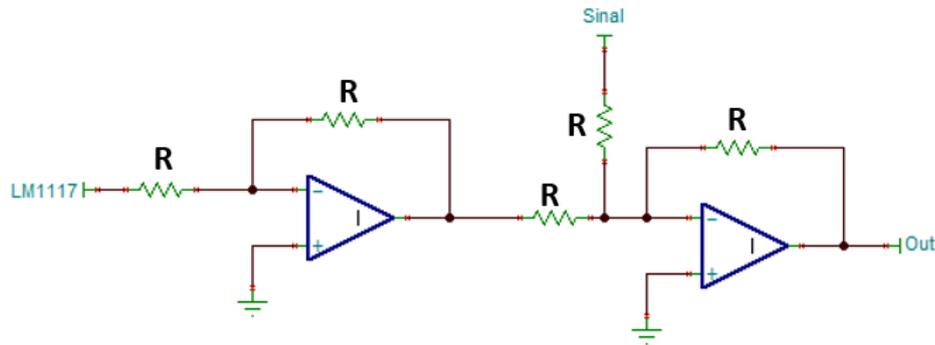
Utilizando a função de transferência representada pela a Equação 5 e as demonstrações e equacionamento demonstrados por (MENDES JUNIOR *et al.*, 2015), obteve-se um valor de resistência para  $R_1$  e  $R_2$  representados pela Figura 18 equivalente a 3,3 k $\Omega$  para uma frequência de corte de 500 Hz.

#### 4.1.3 Offset do sistema

Para que fosse possível ter um sistema com *offset* de 1,5 V utilizou-se do regulador de tensão AMS1117 1.5V. O principal objetivo deste *offset* é evitar uma saída negativa do sistema além de gerar uma base para o sistema que irá interpretar qualquer leitura feita do mesmo.

Para incrementar o sinal de 1,5V ao sinal da saída do filtro passa baixa descrito anteriormente, utilizou-se de um amplificador na configuração de inversor de ganho unitário, conforme apresentado na Figura 19. Nessa configuração, isola-se as impedâncias entre o gerador de *offset* e o regulador de tensão, além de inverter o sinal para que possa ser usado no amplificador somador. Por fim, o amplificador somador soma os sinais de *offset* e de saída do último filtro.

Figura 19 – Circuito de geração de offset de 1,5V



Fonte: Autoria própria (2022).

#### 4.1.4 Limitação da saída do sistema

Mesmo com os cálculos projetados para que a saída do sistema não ultrapasse o valor de 3,3V, incluiu-se um diodo zener em sua saída. De forma redundante, esse circuito é usado para assegurar que o limite de tensão seja de 3,3V, de forma a garantir a integridade do microcontrolador que será conectado ao sistema.

Considerando que a tensão de entrada máxima do ESP32 é de 3,3 V e que a corrente máxima é de 20 mA, considerou-se que a impedância de entrada deste componente poderia ser expressada pela Equação 6, onde  $Z_{esp32}$  é a impedância de entrada do GPIO do ESP32,  $V$  a tensão máxima e  $A$  a corrente máxima na estrada do microcontrolador.

$$Z_{esp32} = \frac{V}{A} = \frac{3.3}{20mA} = 165\Omega. \quad (6)$$

Além disso, a partir do datasheet do componente 1N4728A verificou-se que a corrente de diodo zener é equivalente a 76 mA. Para que fosse possível determinar qual a resistência de zener do sistema, utilizou-se as Equações 7, 8, 9, onde  $I$  é o somatório da corrente de zener máxima,  $I_{zenerMax}$ , com a corrente de entrada do microcontrolador,  $I_{espMax}$ , a tensão máxima do sinal aplicado representado por  $V_{in}$ , a tensão máxima a ser aplicada no GPIO,  $V_{esp32}$ , e a resistência para limitar a corrente de zener,  $R_z$ .

$$I = I_{zenerMax} + I_{espMax} = 20mA + 76mA = 96mA \quad (7)$$

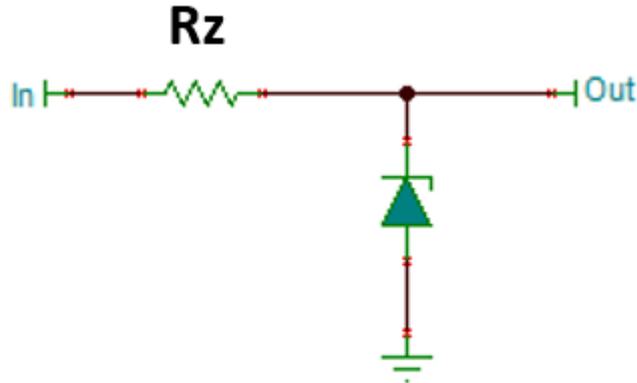
$$R_z = \frac{V_{in} - V_{esp32}}{I} = \frac{V_{in} - 3,3}{96mA} \quad (8)$$

Supondo um pico máximo de tensão de 5 V na saída do sistema de coletas:

$$R_z = \frac{5 - 3,3}{96mA} = 17,7 \approx 18\Omega \quad (9)$$

A montagem do circuito final da proteção pode ser encontrada na Figura 20.

**Figura 20 – Proteção da saída do sistema para compatibilidade com microcontroladores.**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

## 4.2 Sistema para eletroestimulação

O sistema para realizar a eletroestimulação desenvolvido é microcontrolado e pode ser alimentado via Porta serial universal (USB) ou bateria. O presente projeto visa a realização de uma eletroestimulação como *biofeedback* baseado em um sinal de EMG de entrada, uma vez que este mesmo método é amplamente utilizado para o controle de próteses humanas. Logo, foram definidas as seguintes necessidades do sistema:

- Leitura e processamento de dados em tempo real;
- Leds para sinalizações de funcionamento e modo de operação;
- Amplitude do sinal de saída ajustável;
- Utilizar *threads* para rotinas destinadas a eletroestimulação;
- Função principal do sistema ter controle total sobre as *threads* de forma a ser possível terminá-las;
- Interrupções por *hardware* de forma a garantir um sistema de emergência/segurança.

Sendo assim, para o cumprimento destes requisitos, foi necessário fazer uso de *threads* e interrupções por *hardware*. A Resposta do sistema de interrupção (ISR) foi definida em modo de *Rising Edge*, ou seja, a partir do momento em que houver uma borda de subida no IO destinado à rotina de interrupção a rotina pré-estabelecida, sem *loops* e sem nenhum tipo de *delay* que será tratada de forma incondicional (STANKOVIC, 1996).



este dispositivo, realizou-se a comunicação serial da placa com o computador via uma porta USB. Vale ressaltar que estes mesmos pinos foram utilizados para realizar a leitura da serial do microcontrolador.

Por padrão, a serial do ESP32 tem um baudrate padrão de 115200, logo, o microcontrolador é capaz de até transmitir 115200 bits a cada segundo, quando se transmite um único bit em sua saída. Além disso, é possível a alteração deste valor para 9600, por exemplo. Os demais pinos indicados no esquemático da Figura 21 foram utilizados para entradas, ou saídas, analógicas ou digitais.

#### 4.2.2 Inputs e outputs do sistema

As saídas dos pinos digitais, quando em nível lógico alto, apresentam uma tensão de 3,3 V. Para que fosse possível a utilização de leds no sistema, foram utilizados resistores de 220  $\Omega$ , garantindo assim que a corrente aplicada sobre estes não ultrapassasse o valor de 15 mA, a fim de aumentar seu tempo de vida útil.

Para as entradas digitais, é necessário que haja uma tensão superior à 1,8 V para que o circuito integrado identifique a entrada como nível lógico alto. Já para os GPIOs Conversor analógico-digital (ADC), o sistema opera de uma forma um pouco diferente. O ESP32 apresenta uma resolução de 12 bits em seus barramentos analógicas o que significa que é possível dividir 3,3 V em 4096 pontos.

A placa desenvolvida conta com 3 entradas digitais as quais estão conectadas a botões em uma configuração de *pull-down*. Esta configuração tem como base um divisor resistivo. Ao se pressionar o botão, seus terminais fecham contato permitindo a circulação da corrente. Com o objetivo de evitar um curto circuito, isto é, a conexão direta da alimentação com a referência da placa, utilizou-se um resistor de 10 k $\Omega$  entre a entrada do microcontrolador e o GND do sistema e uma conexão direta do *padding* (normalmente aberto) do botão com o mesmo pino do ESP32.

Foram destinados todos os GPIOs ADC1 (ESPRESSIF, 2022) para leituras digitais e analógicas. Os pinos de números 1 e 3 foram destinados a comunicação serial a *boot* do sistema. Também foram destinados três pinos para a leitura digital de botões e os demais GPIOs disponíveis como pinos de *OUTPUT*.

#### 4.2.3 Modos de operação

Os modos de operação são as diferentes formas de como o sistema pode operar. Devido a necessidade de realizar várias etapas ao longo deste trabalho, como a aquisição de sinais, *biofeedback* e eletroestimulação, criou-se uma máquina de estados onde cada estado operaria de uma determinada maneira.

Cada estado do sistema é indicado por um dos cinco leds presentes na placa desenvolvida. Uma sinalização em estado de intermitente representa que o sistema encontra-se em estado de espera (*stand by*) e em caso de um brilho contínuo indica que o mesmo está em estado normal de operação.

De forma a otimizar o seu funcionamento e garantir sua operação online, utilizou-se de interrupções para fazer o gerenciamento de sinalização da necessidade, ou interesse por parte do usuário, de trocar o seu estado de operação atual. No sistema, não existe nenhuma restrição para que seja alternado o seu modo, logo, é de cuidado do operador para que o sistema opere de forma coerente a necessidade. As trocas de estados do funcionamento são realizadas via ISRs de *hardware*. Além disso, sempre que o modo de operação é alterado, é necessário pressionar o botão ligado ao GPIO 17 para que a rotina seja efetivamente iniciada.

Todos os botões do sistema têm uma proteção de *debounce*, usada para que não seja enviado mais de um sinal (gerando um falso positivo) para a entrada do microcontrolador. Sempre que o botão for pressionado, a máquina de estados é incrementada e caso atinja o seu valor máximo retorna ao modo inicial.

#### 4.2.3.1 Funcionalidade de aquisição de sinais

Esta funcionalidade é a base para o desenvolvimento deste projeto. Neste modo de operação, o objetivo é apenas a coleta dos sinais através de uma das entradas ADC e a sua visualização na serial.

Neste modo, tem-se a entrada do sinal analógico através do GPIO 39, indicado na placa e como saída o valor entre 0 a 4096. O valor de tensão de 0 V corresponderá ao valor quantizado de 0 e 3,3 V ao valor quantizado de 4096. Os valores lidos pelo microcontrolador são apresentados na serial de forma que seja possível coletar estes valores.

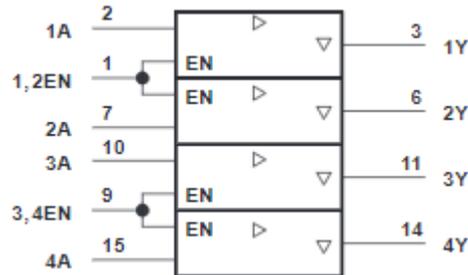
Uma vez que o sistema gera os valores convertidos na serial do dispositivo, foi necessário o desenvolvimento de um programa no computador para que as mesmas informações apresentadas na porta Porta de comunicação (COM) fossem salvas em arquivos (com extensão '.csv') com o objetivo de montar uma base de dados para que fosse testado e validado o modelo de reconhecimento de contrações musculares. Assim, além de poder proporcionar demais estudos não somente à área de EMG, pode-se reutilizar o sistema para qualquer outro projeto que tenha um sinal analógico de entrada.

#### 4.2.3.2 Funcionalidade de eletroestimulação

Para a funcionalidade de eletroestimulação, o sistema conta com necessidade da utilização de um circuito em ponte H, o qual foi obtido por meio do circuito integrado L293D, represen-

tado pela Figura 22. Utilizou-se este componente para que fosse obtida uma saída simétrica, com amplitude negativa e positiva de igual intensidade.

**Figura 22 – Módulo Ponte-H L293D**

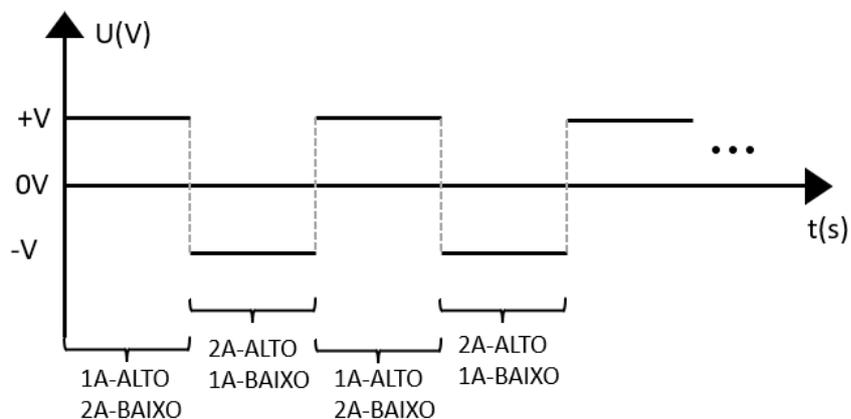


**Fonte: Adaptado de STMicroelectronics (2018).**

O pino 1 do módulo foi colocado em nível lógico alto de forma que dois canais do módulo fossem habilitados. Os pinos 4 e 5 são curto circuitados ao GND do sistema. Por fim, foram conectadas duas saídas digitais do ESP32 aos pinos 1A e 2A, responsáveis por selecionar qual será o pino de saída positiva e qual será o pino ligado ao GND. Vale ressaltar que não foi necessária a utilização de transistores ou *drivers* de corrente para a aplicação de sinais nos pinos, pois estes demandavam uma corrente inferior a corrente que o microcontrolador é capaz de fornecer.

Caso um sinal de nível lógico alto seja aplicado no pino 1A e um sinal de nível lógico baixo no 2A, tem-se uma tensão positiva no pino 1Y e 2Y fica conectado ao GND. Entretanto, ao se inverter esta aplicação (1A em nível lógico baixo e 2A em nível lógico alto), é possível obter uma tensão positiva em 2Y e GND, no 1Y. Se for mantido uma das saídas como a referência do sistema, é possível ter um sinal simétrico de amplitude máxima e mínima de 7,4 V, o modelo de simetria está representado na Figura 23.

**Figura 23 – Simetria de sinais com L293D**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

Posta essas condições, cabe à funcionalidade de aplicar níveis lógicos adequados aos pinos 2 e 7 do circuito integrado para que seja possível este resultado. Uma vez utilizado um componente programável, é possível realizar controles mais elaborados e precisos. Sendo assim, a aplicação de TENS e Estimulação Neuromuscular Elétrica por Microcorrente (MENS) é possível com este sistema, uma vez que a frequência do sinal de saída é totalmente definida pelo chaveamento entre os sinais aplicados nos terminais do módulo. Porém, o controle da frequência não é o suficiente. Na maioria dos casos, para sistemas de eletroestimulação, ainda é preciso manipular a amplitude do sinal de saída. Para isto utilizou-se de dois métodos. Ambos os métodos são compostos por potenciômetros sendo um deles analógico e outro digital. Ambos os elementos são conectados a alimentação do módulo L293D de forma a limitar a tensão de alimentação do CI. Porém, os potenciômetros não funcionam de forma conjunta. O sistema conta com uma configuração chaveada por um transistor, ou seja, quando este não estiver saturado, a utilização do elemento será analógica e caso contrário digital. O potenciômetro digital utilizado para esta placa é o X9C103. Este componente apresenta o mesmo encapsulamento do oscilador NE555 e opera nas mesmas faixas de tensão da ponte-H. É necessário utilizar uma tensão de referência/alimentação e um GND. Ao se aplicar um pulso unitário no pino 1, o módulo altera o valor de sua resistência interna. A saída tem o valor de *OUTPUT* alterado para mais ou para menos caso seja aplicado um sinal em seu pino de número 2. A forma como é definido se o sinal terá seu valor aumentado ou reduzido é feita a partir do nível lógico no pino de número 3 do CI, sendo para mais quando se encontra em alto e para menos quando em nível lógico baixo.

Durante a construção do código a ser embarcado, focou-se principalmente em rotinas que permitissem a operação do sistema em tempo real. Para a diferenciação de qual modo de operação, digital ou analógica, utilizou-se mais uma vez da indicação luminosa com os leds. Além disso, utilizou-se de interrupções para parar o funcionamento do presente no circuito embarcado. Vale ressaltar que quando o sistema se apresenta no modo de eletroestimulação, é possível alterar todos os parâmetros citados anteriormente com os botões presentes na placa.

Entretanto, apenas um sinal simétrico na saída do sistema não é o suficiente para a realização de um estímulo elétrico, uma vez que a tensão aplicada sobre a carga não será suficiente para que haja uma corrente perceptível - eletroestimulação. Logo, fez-se o uso de um transformador de relação 1:14 com o objetivo de aumentar a amplitude deste sinal.

#### 4.2.3.3 Funcionalidade de *biofeedback*

A funcionalidade de *biofeedback* consiste na junção do modo de operação de coleta de sinais com o de eletroestimulação por meio de um classificador binário de contração. Para que este modo opere, é necessário que seja aplicada um sinal de entrada, sendo o sinal de EMG neste trabalho.

Baseado no sinal de entrada, o sistema fará uma identificação da contração muscular, que caso ocorra, é capaz de gerar uma sinal de ativação da eletroestimulação. Quando o sistema compreender que não há mais uma contração, o comando de eletroestimulação será interrompido. Assim como no modo de operação de eletroestimulação, é possível controlar a amplitude destes pulsos quadrados simétricos através dos potenciômetros e botões disponíveis na placa, além de contar com o sistema de interrupção para casos de emergência.

#### 4.2.4 Identificação de contrações musculares

Foi desenvolvido um modelo estatístico para a identificação das contrações musculares. O conceito de Média móvel exponencial (MME) foi aplicado, juntamente com uma média simples e uma comparação de amplitude. Como mencionado anteriormente, a utilização de um único sinal EMG não é o suficiente para uma classificação e por isso se utiliza alguma estrutura capaz de alocar  $n$  elementos deste sinal. Este valor  $n$  é denominado de janela e pode ter seu valor alterado com base nos resultados obtidos. Os valores coletados pela placa de coleta e recebidos pelo sistema microcontrolado são salvos dentro desta estrutura (vetor). Porém, o seu valor não é salvo diretamente dentro deste. Antes de salvar o valor, o modelo da média móvel exponencial é usado. O MME consiste em aplicar um peso maior em valores mais recentes, tornando-se assim mais sensível a oscilações e é amplamente utilizado no mercado financeiro com o objetivo de ciclos de alta e baixa (HANSUN, 2013). Sua expressão matemática é definida na Equação 10, onde  $EMG$  é o valor de entrada atual,  $MME_{anterior}$  é o resultado da expressão matemática da leitura anterior e  $p$  a constante de peso da equação.

$$MME_{atual} = (EMG - MME_{anterior}) \cdot \frac{2}{p + 1} + MME_{anterior}, \quad (10)$$

onde  $p$  é o peso do novo dado em relação aos demais lidos previamente. Com base nestas informações, em uma janela de 20 dados, o vetor terá a configuração representada pela Figura 24.

Figura 24 – Estrutura do vetor de EMG

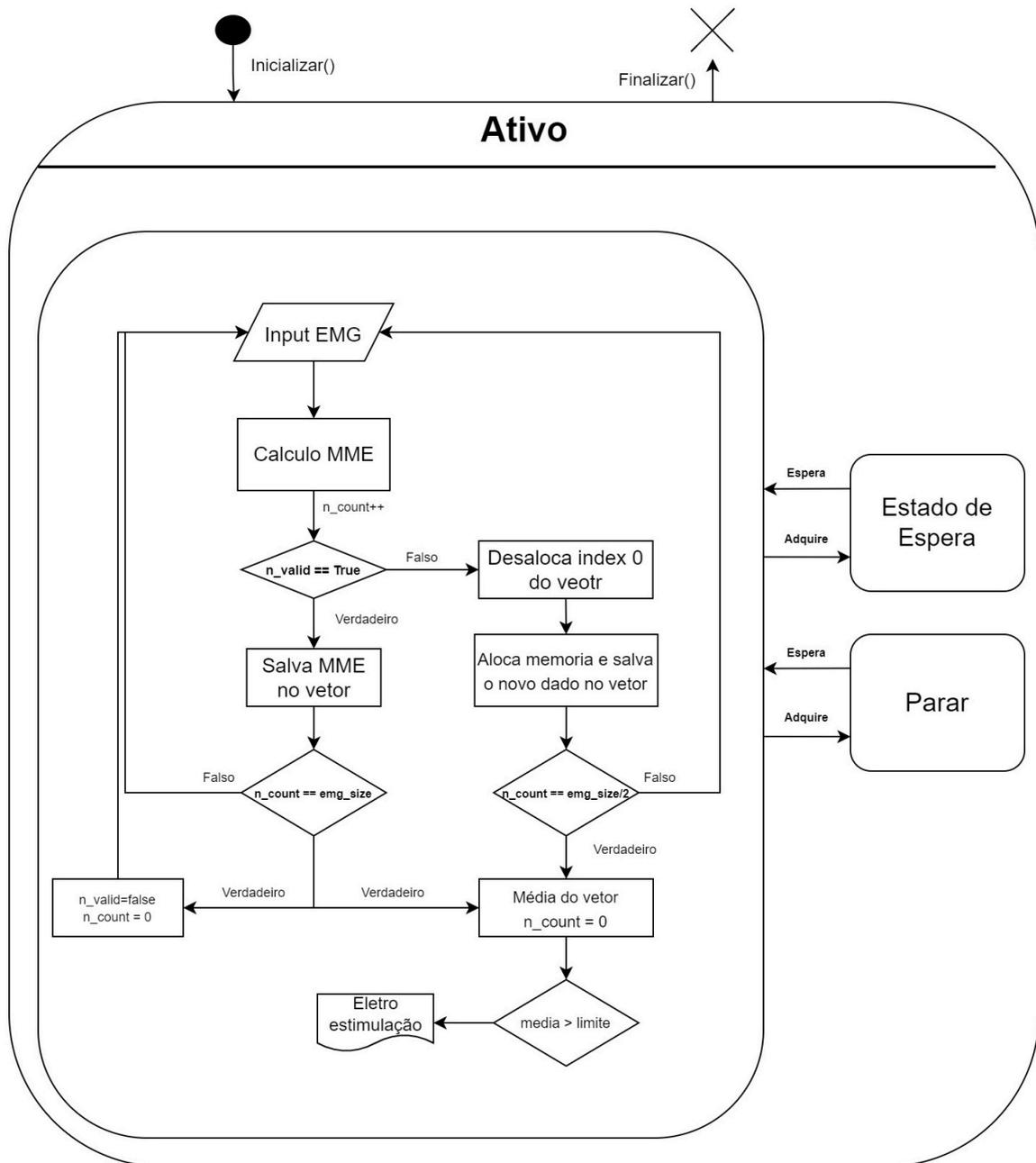
$$\left[ \begin{array}{l}
 (EMG_0 - 0) \cdot \frac{2}{p+1} + 0 \quad \longrightarrow \quad MME_0 \quad (0) \\
 (EMG_1 - MME_0) \cdot \frac{2}{p+1} + MME_0 \quad \longrightarrow \quad MME_1 \quad (1) \\
 (EMG_2 - MME_1) \cdot \frac{2}{p+1} + MME_1 \quad \longrightarrow \quad MME_2 \quad (2) \\
 (EMG_3 - MME_2) \cdot \frac{2}{p+1} + MME_2 \quad \longrightarrow \quad MME_3 \quad (3) \\
 \vdots \\
 (EMG_{20} - MME_{19}) \cdot \frac{2}{p+1} + MME_{19} \quad \longrightarrow \quad MME_{20} \quad (20)
 \end{array} \right]$$

Fonte: Autoria própria (2022).

Ao final das 20 primeiras leituras, realiza-se a média deste vetor e, caso seja superior ao limite definido, considera-se uma contração muscular. Ao se realizar a vigésima primeira leitura, é aplicada a equação da média móvel exponencial sobre o dado, remove-se da memória a primeira posição do vetor e em seguida se insere em um novo elemento no vetor de forma volte a ter novamente 20 dados. A média de todos os valores não será retirada após 20 novas leituras e sim a cada 10 leituras.

O modo de aquisição e processamento funciona em uma *thread*, pois o objetivo é conseguir aplicar a eletroestimulação ao mesmo tempo em que se coletam novos dados e os processam. Foram estipuladas 3 maneiras, ambas por interrupções, ISR, de fazer com que a *thread* fosse parada ou finalizada; sendo elas: alterar o modo de operação, colocar o sistema em *stand by* e parar totalmente seu funcionamento, destinado a casos de emergência. A Figura 25 demonstra o fluxograma do sistema de *biofeedback*, e toda a sua estrutura.

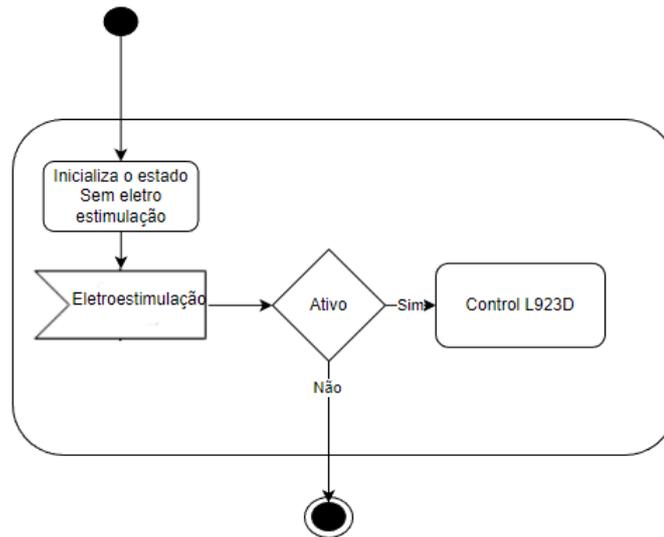
Figura 25 – Estrutura do sistema para *biofeedback*



Fonte: Autoria própria (2022).

Em um caso positivo, em que o sistema identifica uma contração, é realizada a sinalização para outra *thread* a qual é responsável por gerar os pulsos nos terminais da ponte-h como já foi mencionado anteriormente, A Figura 26 apresenta o fluxograma do controle destas *threads*. O principal objetivo do uso de duas *tasks* neste ponto é ter um controle maior e otimização de semáforos e processamento. Este mesmo princípio é utilizado em sistemas operacionais com os "*dispatcher*" ou expedidores.

Figura 26 – Controle da função de eletroestimulação por meio de *threads*.



Fonte: Autoria própria (2022).

#### 4.2.5 Manipulação do parâmetro $p$ para realização da MME

A constante  $p$  utilizada dentro do cálculo da média móvel exponencial (Equação 10) tem um efeito suavizante para o sinal analisado, uma vez que quanto maior for este valor, menor será o peso da leitura atual e conseqüentemente os valores lidos anteriormente terão uma relevância maior. Este fator faz com que os dados, após processados, oscilem de uma forma menos abrupta.

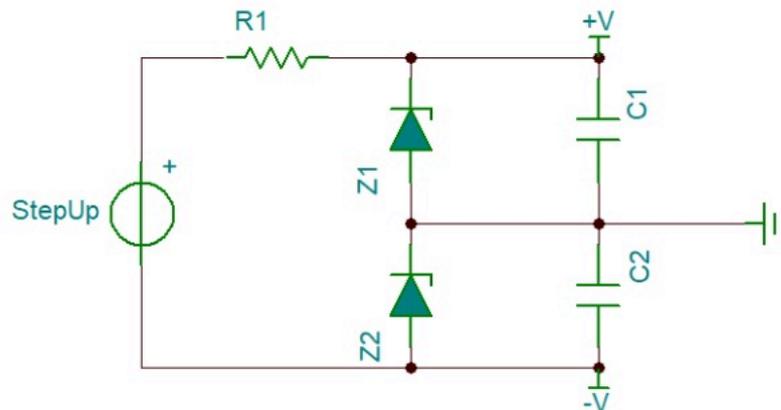
## 5 RESULTADOS

Neste capítulo, aborda-se os resultados obtidos por cada placa que compõe o sistema individualmente e, posteriormente, todas estas integradas. O objetivo de realizar testes individuais é garantir a demonstração que todos os parâmetros e objetivos desejados foram atendidos.

### 5.1 Sistema de coleta de sinais

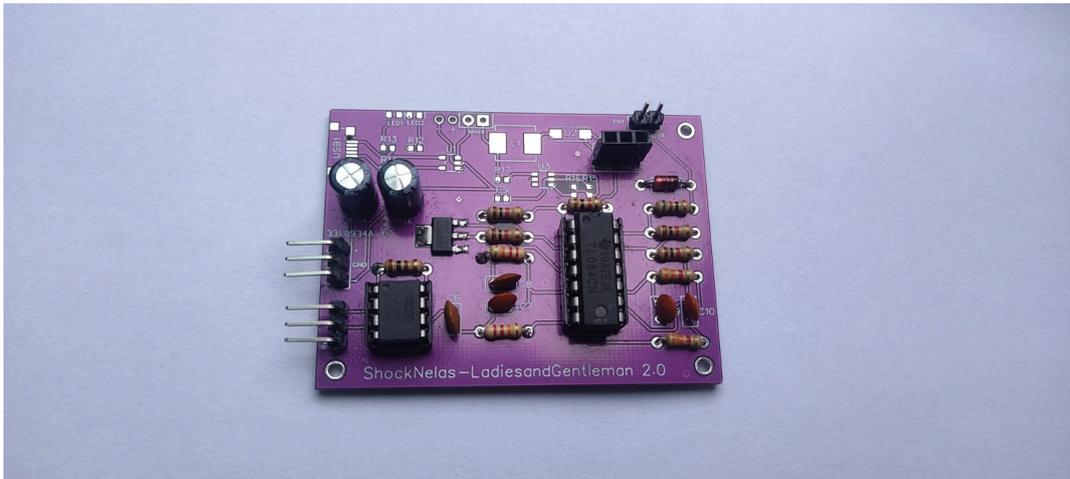
Para a alimentação do sistema de coleta de biopotenciais utilizou-se de um *step-up* de forma a ampliar a tensão de uma bateria de 3,7 V até 10 V e então com o auxílio de dois diodos zeners e dois capacitores eletrolíticos, criou-se uma estrutura utilizada para realizar a alimentação simétrica do sistema, a Figura 27 mostra o circuito de alimentação projetado no *software* TINA-TI, onde  $Z1$  e  $Z2$  são diodos zener de 5V,  $C1$  e  $C2$  capacitores eletrolíticos de  $100\mu\text{F}$  e  $R1$  uma resistência de  $100\Omega$ . O sistema de coletas projetado é apresentado na Figura 28.

Figura 27 – Circuito de alimentação simulado no *software* TINA-TI.



Fonte: Autoria própria (2022).

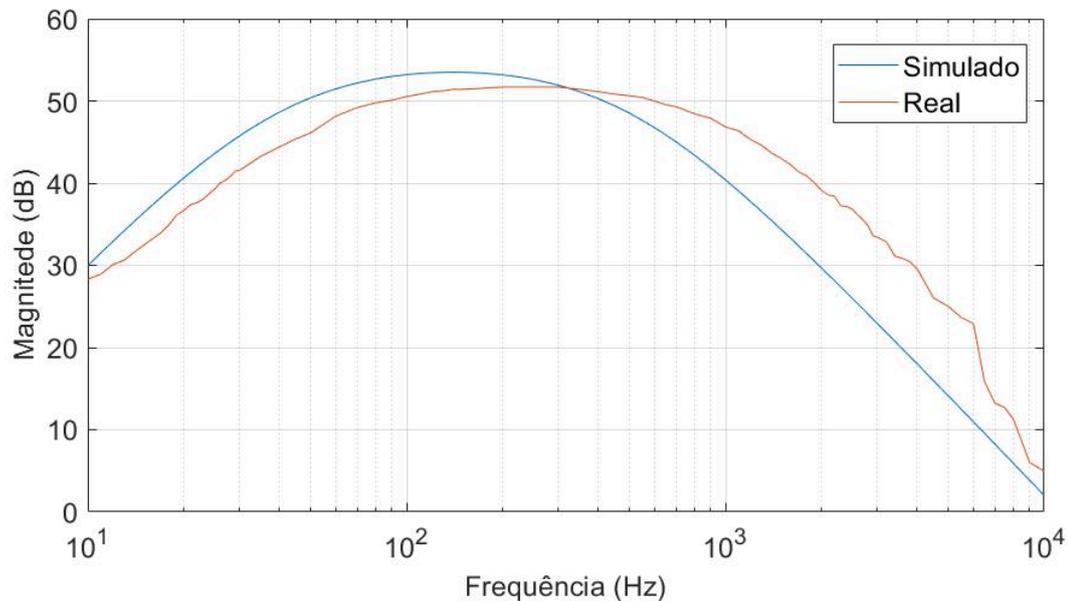
**Figura 28 – Placa desenvolvida para a coleta de sinais EMG**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

A simulação da atuação dos filtros do sistema foram feitas no software Tina-TI (Texas Instruments). O resultado é apresentado na Figura 29. Nota-se que a frequência de corte inferior ficou acima da frequência de corte projetada de 65 Hz enquanto a frequência de corte superior ficou abaixo da projetada de 500 Hz. A Figura 29 mostra a comparação entre os resultados obtidos tanto na simulação no Tina-TI quanto nos resultados reais.

**Figura 29 – Gráfico da simulação de atuação dos filtros do sistema em comparação com o gráfico real obtido na placa**

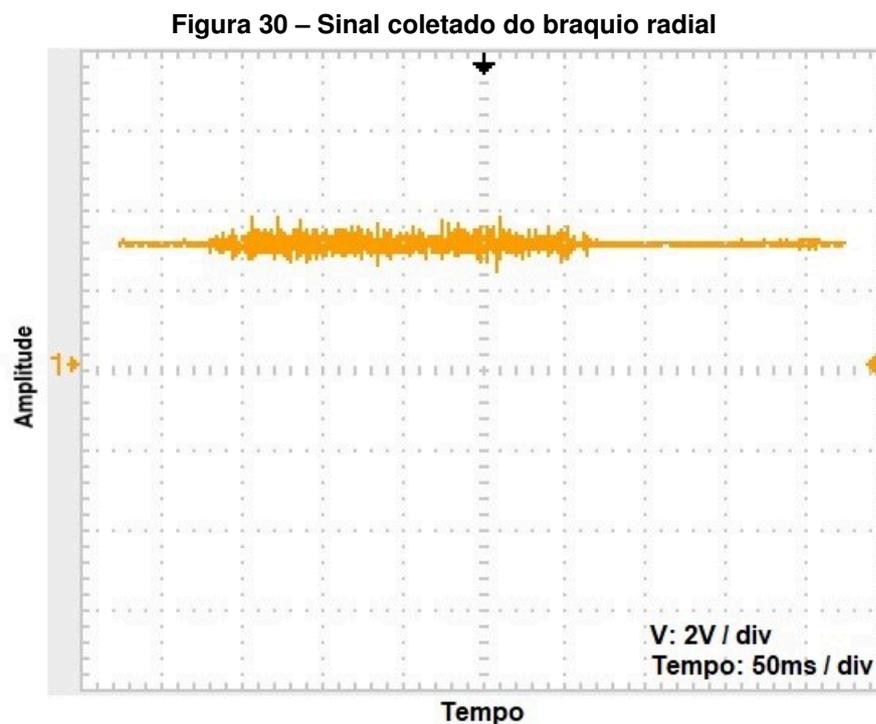


**Fonte: Autoria própria (2022).**

Para a frequência de corte inferior o sistema se manteve fiel ao projetado e simulado, ficando próximo a 64 Hz. A frequência de corte superior ficou em aproximadamente 790 Hz, representando um erro de 58% quando comparado ao cálculo teórico e 66% em relação ao

simulado. Foram realizadas trocas de componentes no sistema, entretanto a incoerência da amplitude de corte superior se manteve, o que indica uma possível capacitância parasita na placa fabricada.

Ao se analisar os sinais EMG coletados com a placa, cabos com conectores de grampos, o resultado obtido foi coerente e ausente de ruídos da rede elétrica, como pode ser visto na Figura 30 em uma aquisição feita do músculo braquiorradial. Outro detalhe muito importante para validação neste ponto é o *offset* do sinal de 1,5 V, ocorrendo quando não é feita nenhuma ativação muscular.



Fonte: Autoria própria (2022).

## 5.2 Sistema microcontrolado

O sistema microcontrolado tem como papel principal coletar dados, processá-los e então realizar uma tomada de decisão, além de ser capaz de operar através de uma alimentação de 7,4 V. A Figura 31 ilustra a placa de eletroestimulação desenvolvida.

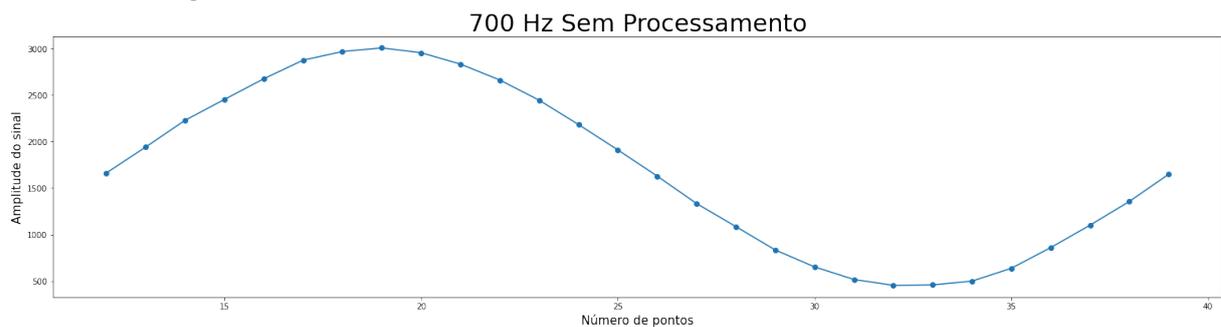
**Figura 31 – Placa para aplicação de eletroestimulação**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

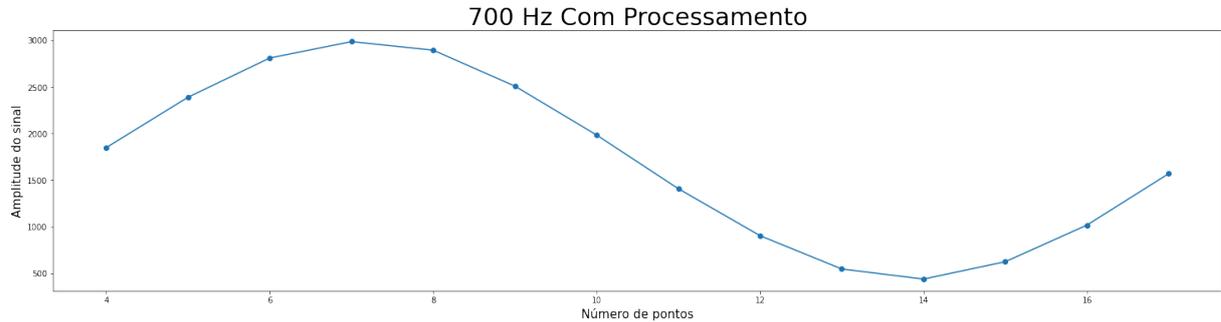
Com o objetivo de validar a capacidade do sistema de coletar dados de forma coerente aos requisitos desejados, aplicou-se um sinal senoidal com o auxílio de um gerador de funções na entrada analógica do sistema. Foram realizados dois testes, sendo o primeiro apenas a leitura, armazenamento e apresentação dos valores lidos na serial, como demonstrado na Figura 32. Em seguida, foi realizado o mesmo procedimento de leitura da serial e armazenamento dos valores, porém com a adição da rotina de processamento dos dados e identificação de contrações musculares destinada ao *biofeedback* inclusa. Após a coleta dos dados, através de um *script* em Python (disponível no *link* do GitHub presente neste trabalho) foi realizada uma análise sobre os dados coletados e obtiveram-se os resultados demonstrados na Figura 33.

**Figura 32 – Coleta de sinais através do sistema microcontrolado - 700Hz**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

**Figura 33 – Coleta de sinais através do sistema microcontrolado - 700Hz com rotina de classificação**



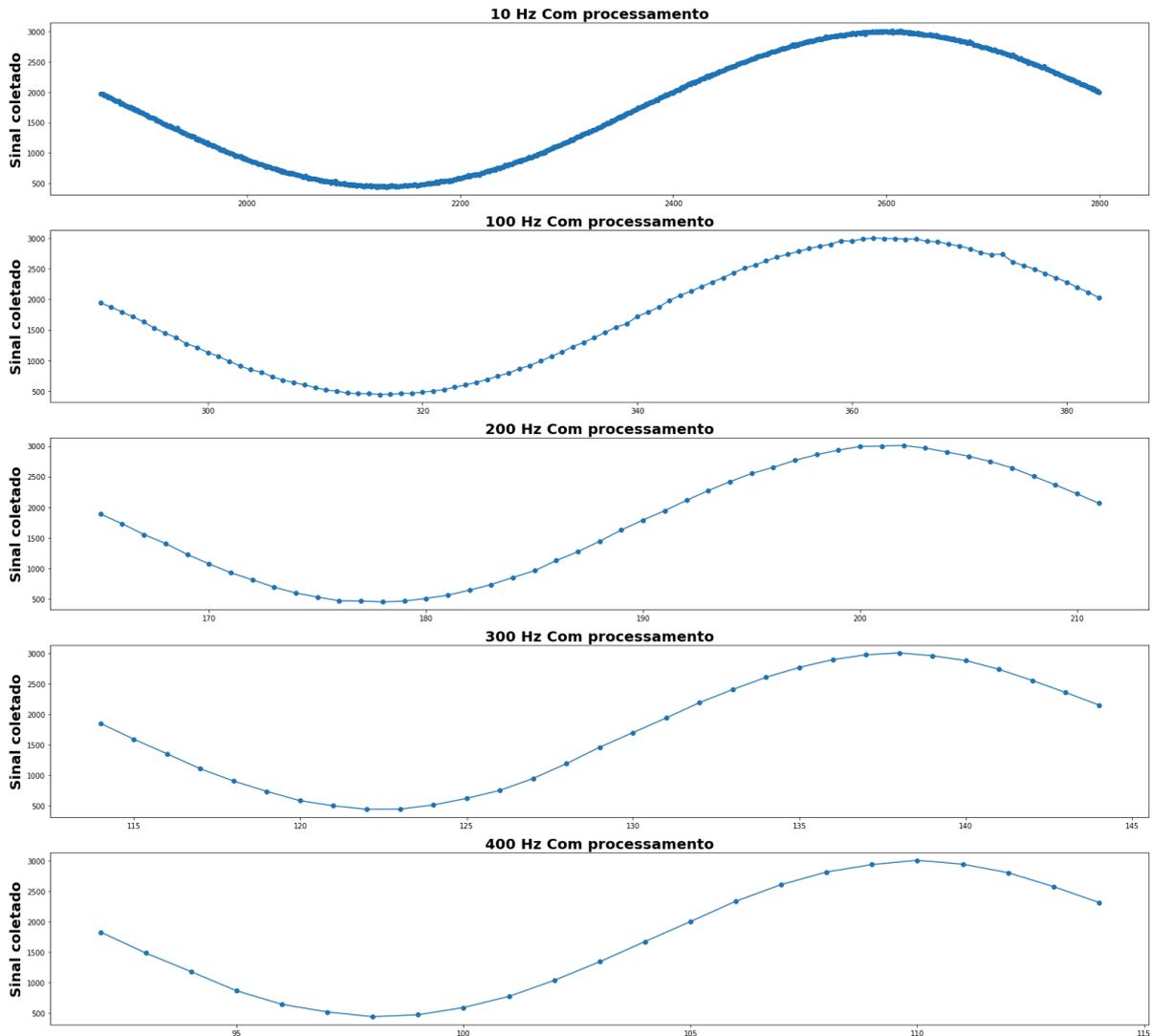
**Fonte: Autoria própria (2022).**

Com o sistema apenas coletando os dados, foi possível obter um total de 26 pontos para um ciclo em uma frequência de 700 Hz, o que resulta em um total de 18.200 pontos por segundo. Para a coleta com o processamento incluso, houve uma queda significativa para este valor. Para uma mesma onda, foi possível a realizar a coleta de 13 pontos, o que leva a um total de 9.100 pontos por segundo, o que ainda está dentro dos parâmetros desejados durante o desenvolvimento. A expressão matemática utilizada para determinar a quantidade de pontos por segundo pode ser expressado pela Equação 11, onde  $P$  é a quantidade de pontos por segundo,  $p_c$  é a quantidade de pontos por ciclo e  $f$  a frequência do sinal.

$$P = \frac{p_c}{t} = p_c \cdot f \quad (11)$$

Além de coletar os sinais com rotinas diferentes, porém com uma mesma entrada, realizou-se testes variando a frequência do sinal entrada (Figura 34) com o objetivo de medir a capacidade e linearidade do sistema de coletar sinais. A quantidade de pontos que pontos para cada uma das frequências representadas pode ser encontrada na Tabela 2.

**Figura 34 – Comparação entre quantidade de dados coletados para diferentes frequências para a rotina de processamento de dados do sistema**



Fonte: Autoria própria (2022).

**Tabela 2 – Quantidade de pontos e frequência media dos sinais lidos através do sistema micro-controlado**

Frequência do sinal	Pontos lidos	Pontos por segundo
10	938	9380
100	94	9400
200	47	9400
300	31	9300
400	23	9200

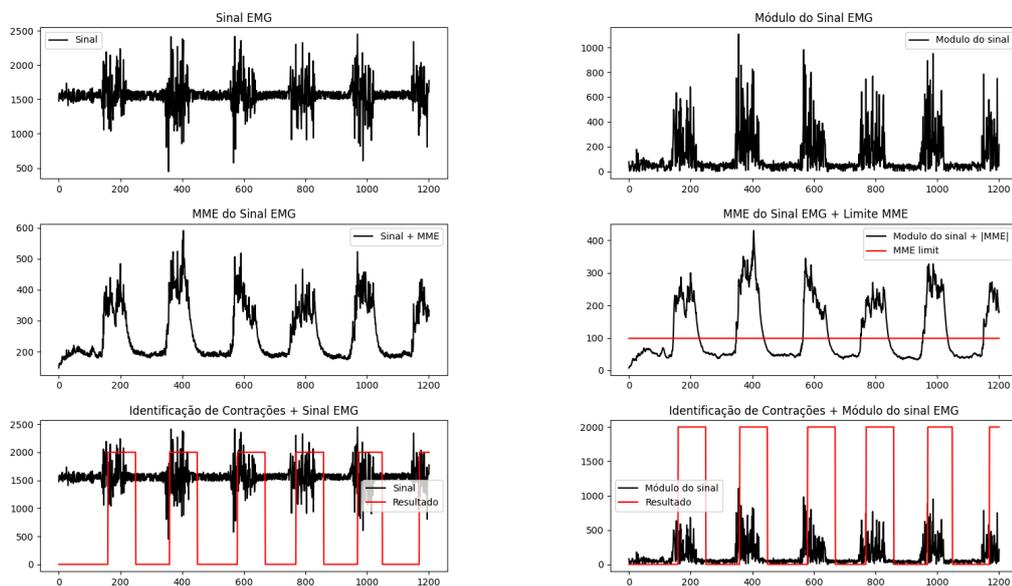
Além da capacidade de leitura dos dados enquanto processa os mesmos, o sistema deveria ser capaz de atender a todas as interrupções por hardware definidas de forma a garantir que não houvessem atrasos na coleta e na análise das informações lidas. No total, foram criadas 3 interrupções, uma para cada botão. A partir destas interrupções o sistema poderia ser suspenso ou reconfigurado. Vale se destacar que a utilização de *debounce* foi necessária

para evitar múltiplas leituras de uma mesma interrupção devido ao ruído que o próprio botão gera. Todas as ISRs foram atendidas conforme o projetado.

### 5.3 Sistema de biofeedback

O resultado da classificação estatística sobre o conjunto de dados coletados de 3 pessoas, com o sistema desenvolvido, foi de 100%. Na Figura 35, encontra-se um dos resultados dos testes realizados com o modelo matemático proposto.

**Figura 35 – Resultado do modelo estatístico MME para reconhecimento de contrações musculares**

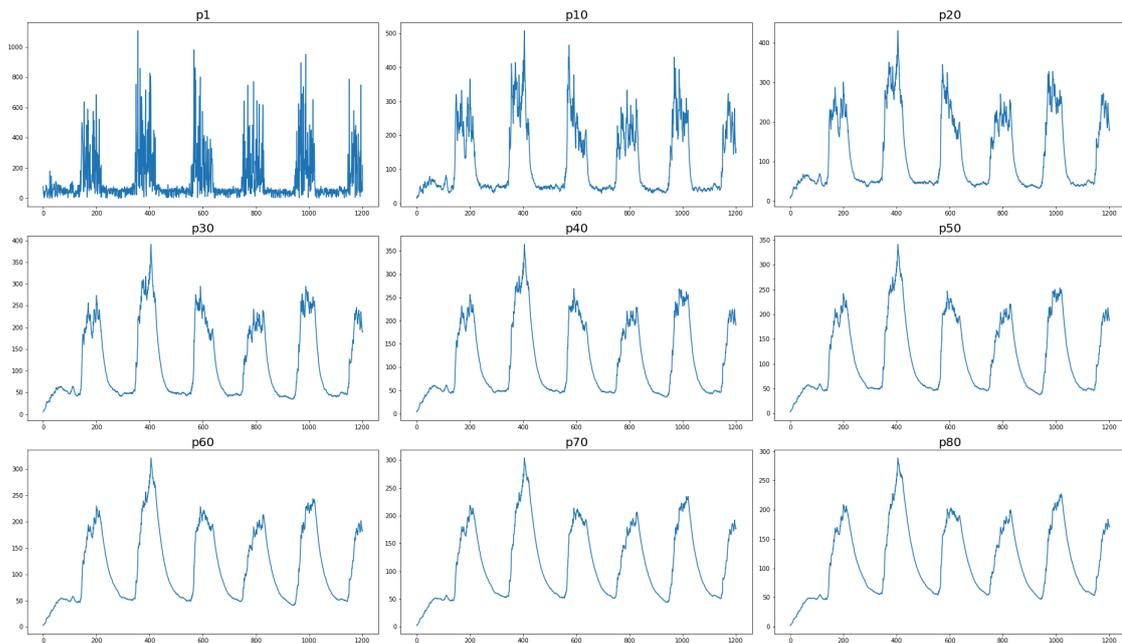


Fonte: Autoria própria (2022).

Vale se destacar que as sinalizações representadas nos gráficos "Identificação de Contrações + Sinal EMG" e "Identificação de Contrações + Módulo do sinal EMG" estão defasados em 20 pontos quando comparados ao sinal de contração, pois o processamento e classificação binária de contração ocorre dentro desta mesma janela de dados. Este tempo é equivalente a 2,2 ms aproximadamente, baseado nos dados representados na Tabela 2.

Outro ponto de análise sobre projeto desenvolvido é a interferência da variável  $p$  utilizada no cálculo do MME, descrita pela Equação 10. Na Figura 36 é possível analisar como este parâmetro afeta o sinal analisado.

**Figura 36 – Efeito da constante sobre o cálculo do MME**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

É possível observar que o sinal com a constante  $p$  igual a 80 tem uma oscilação menor do que o sinal com uma constante igual a 1. Um ponto de extrema importância de se destacar é de que uma constante muito alta impede que o sinal chegue ao seu valor base (zero) porém isso não impede que o mesmo redefina um valor base após uma certa quantidade de dados e esse novo valor mínimo que o sinal atinge ao final de cada ciclo é diretamente proporcional a sua constante.

Para que fosse possível a validação do sistema de *biofeedback*, foi necessária a conexão do sistema microcontrolado com a placa de coleta biopotenciais, formando assim o hardware proposto por este trabalho, Figura 37. A conexão das placas é feita por meio de dois cabos; interligando os terras dos dois sistemas e conectando a saída da placa de coleta com o GPIO de leitura analógica do sistema controlado pelo ESP32.

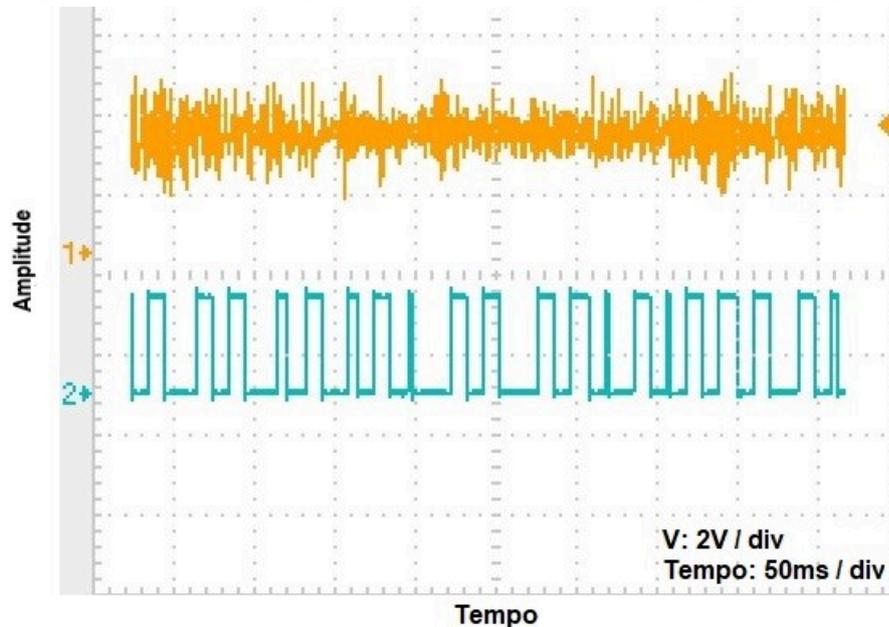
**Figura 37 – Placa de coleta de sinais eletromiográficos junto com a placa de eletroestimulação**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

A alimentação de ambas pode ou não ser feita de forma independente ou conjunta. Com a montagem final do sistema, foram realizadas duas formas de validação. A primeira delas foi o acionamento dos leds presentes na placa a partir da aquisição de sinais de uma contração muscular. Em seguida, analisou-se a saída do sistema responsável por gerar o sinal simétrico destinado a eletroestimulação. Com o auxílio do osciloscópio, foi possível gravar a saída do microcontrolador juntamente com o sinal EMG coletado em tempo real, como é possível visualizar na Figura 38.

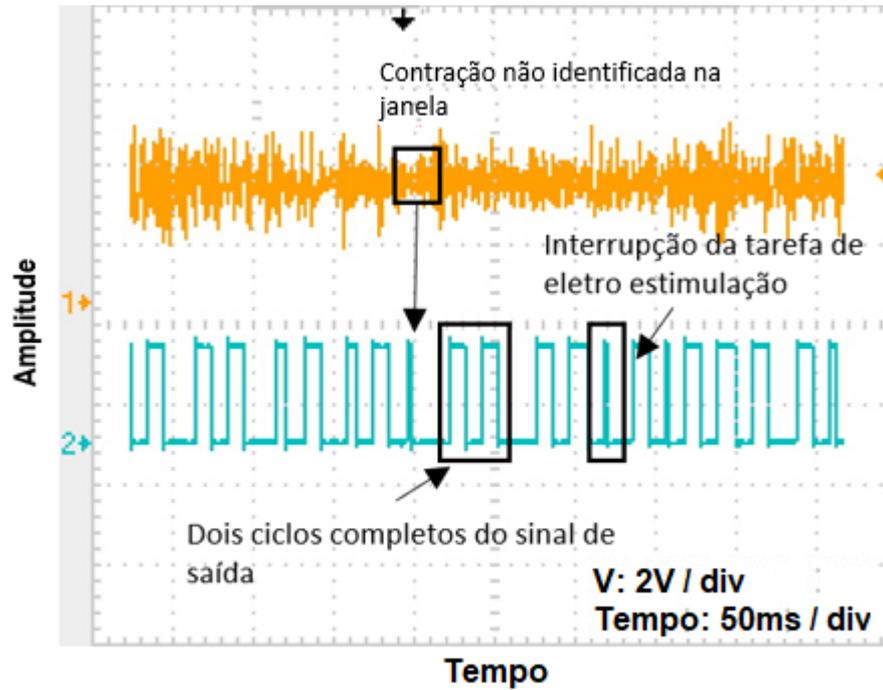
**Figura 38 – Sinal de resposta do sistema a uma contração prolongada**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

Com o auxílio do osciloscópio, foi possível perceber o funcionamento e atuação da tarefa principal do sistema sobre a tarefa responsável por gerar a saída do mesmo. Na Figura 39, encontra-se indicações sobre a atuação de ambas as tarefas.

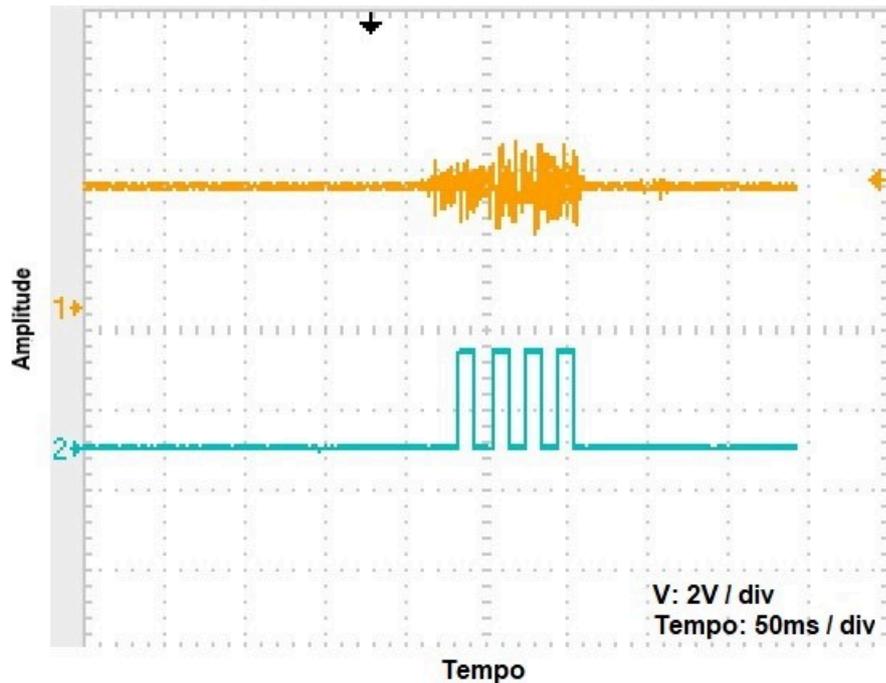
Figura 39 – Indicações sobre o sinal de resposta do sistema a uma contração prolongada



Fonte: Autoria própria (2022).

Porém este comportamento de não identificação de uma contração muscular não é recorrente em contrações de curta duração como é demonstrado na Figura 40.

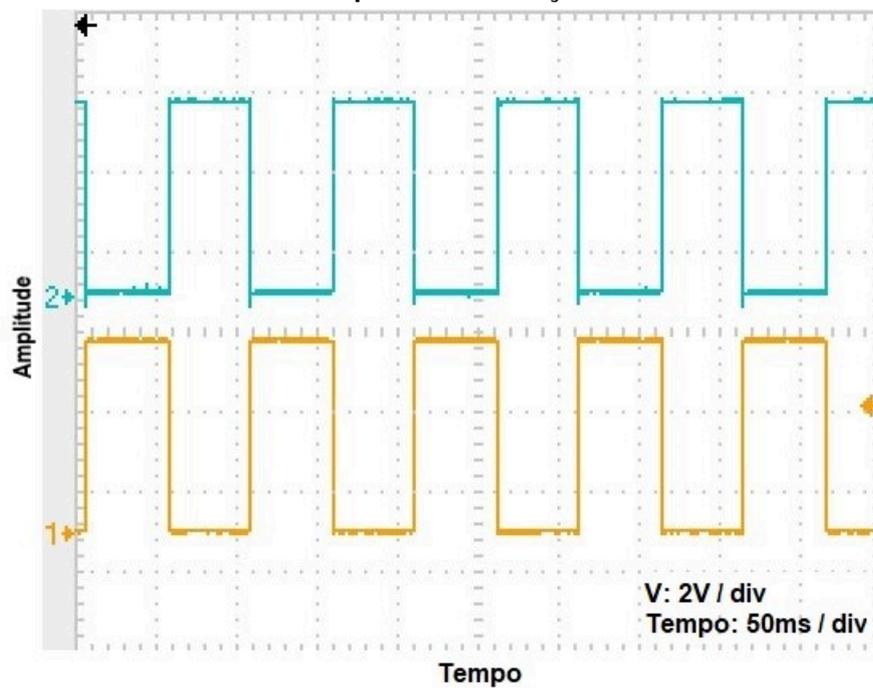
Figura 40 – Sinal de resposta do sistema a uma contração de curta duração



Fonte: Autoria própria (2022).

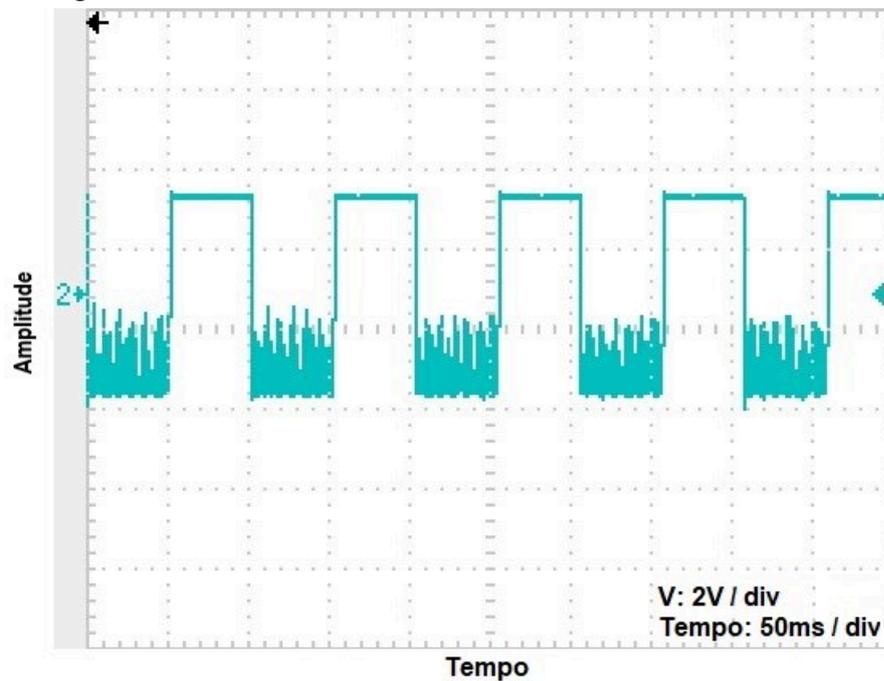
O sistema apresenta em sua saída uma onda quadrada simétrica de amplitude  $X$ , variando de  $-Y$  até  $Y$  em resposta à contração realizada, sendo o máximo valor do módulo de  $Y$  igual a tensão de alimentação da placa microcontrolada. Para uma melhor visualização e demonstração do funcionamento da geração de ondas simétricas quadradas com o componente L293D, foi alocada a ponteira do osciloscópio em cada um dos canais e o GND do medidor, obtendo-se duas ondas quadradas com amplitudes exclusivamente positivas e defasadas em  $180^\circ$  representadas pela Figura 41.

**Figura 41 – Análise individual da saída da ponte H em relação ao GND do sistema microcontrolado**



**Fonte: Autoria própria (2022).**

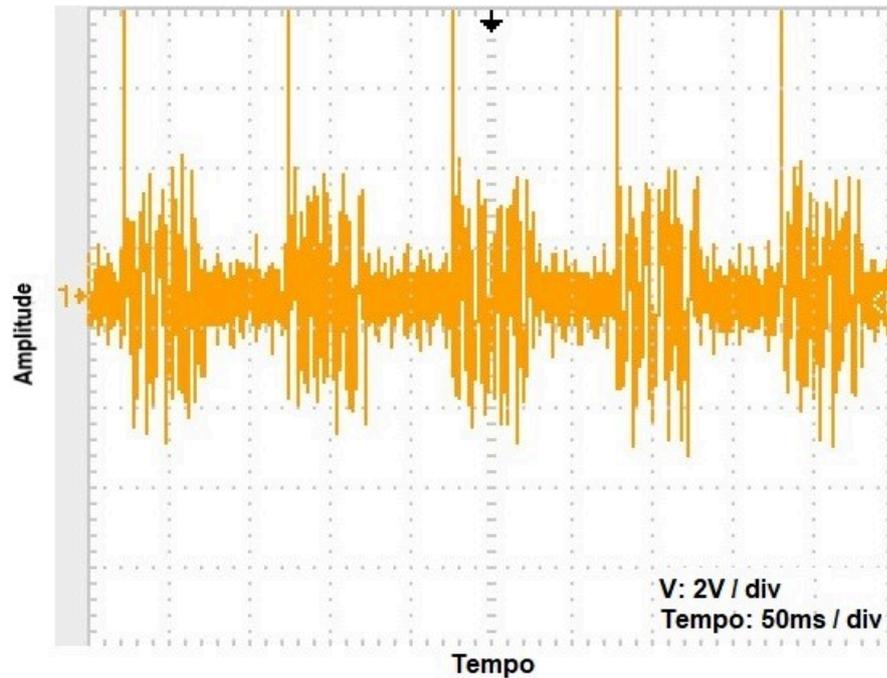
Ao se utilizar uma das duas saídas da ponte h como a referência para a medição obteve-se o resultado representado pela Figura 42.

**Figura 42 – Sinal simétrico de saída do sistema microcontrolado**

**Fonte: Autoria própria (2022).**

Por fim, uma vez validada a saída do sinal simétrico e do sistema microcontrolado ao detectar uma contração muscular, conectou-se a mesma a um transformador de relação 1:14. Logo, o sinal de saída de 7,4 V terá seu valor ampliado para 103,6 V na saída do transformador, caso o sistema seja alimentado por duas baterias de 3,7 V. As saídas da bobina foram colocadas sobre uma carga de 100 k $\Omega$  de forma a simular a impedância da pele (CRISWELL; CRAM, 2011). O sinal final, referente a eletroestimulação como biofeedback observado sobre a carga foi o representado na Figura 43.

Figura 43 – Sinal de biofeedback de baixa amplitude sobre a carga.



Fonte: Autoria própria (2022).

Sabendo-se o valor da impedância da carga,  $100\text{ k}\Omega$ , e a tensão aplicada sobre a mesma foi possível determinar a corrente que passava pela mesma através da Lei de Ohm. Como pode-se observar o valor da corrente se manteve inferior a  $10\text{ mA}$ , limiar da dor para eletroestimulação (WEBSTER, 2009).

## 6 CONCLUSÃO

A partir da análise dos sinais de saída da placa microcontrolada quando o sistema está inteiramente completo, ou seja, composto pelo sistema de coleta mais o sistema de *biofeedback*, pode-se afirmar que objetivo de identificar contrações musculares foi obtido com sucesso. Outro ponto de destaque é o funcionamento de tarefas, RTOS, para a aplicação do sinal de eletroestimulação, uma vez que os pulsos de saída não se mantiveram constantes, sendo interrompidos pelo sistema a partir do momento que este não identificasse uma contração. Durante uma contração de longa duração, o sinal de EMG coletado pelo sistema apresenta pequenas janelas de atenuação (HORITA; ISHIKO, 1987) e isso faz que o sistema classifique esta janela de dados como uma não atividade muscular e, conseqüentemente, o sinal de *biofeedback* seja interrompido neste mesmo intervalo. Este breve momento onde não é aplicado nenhum sinal sobre a carga não se classificou como uma falha ou invalidação da proposta do sistema, pois este período é curto suficiente para que o usuário sinta qualquer tipo de diferença devido ao tempo de reação (HUNCKLER; MEL, 2017), além do sistema voltar a identificar e classificar a contração muscular e aplicar o sinal de eletroestimulação nas janelas subsequentes.

Analisando cada módulo separadamente, conclui-se que tanto o sistema de coleta quando o sistema microcontrolado atenderam todos os objetivos propostos neste trabalho. O primeiro foi capaz de coletar sinais eletromiográficos tanto de músculos que apresentam sinais de maior amplitude, como o caso do braquioradial, quanto de músculos com sinais de menor amplitude como o ulnar do carpo. Além disso, apesar da frequência de corte superior estar distante da simulada e projetada, não houve impactos negativos no resultado esperado, uma vez que esta ficou acima do previsto. A saída desta placa também se apresentou estável e ausente ruídos de artefatos e da rede elétrica, o que facilita muito o processamento e identificação de contrações musculares evitando falsos positivos. Outra premissa deste sistema de aquisição é poder ser flexível suficiente a ponto de ser capaz de coletar outros biopotenciais como o ECG. Para isto a arquitetura da placa foi desenvolvida de forma que cada estágio ficou bem definido, sendo o ganho do passa alta e do passa baixa unitários e o ganho do sistema definido por um único resistor no amplificador operacional. Já o segundo, o sistema microcontrolado, foi capaz de coletar sinais até uma frequência de 700 Hz sem apresentar aparente serrilhamento (*aliasing*). Também destaca-se que não foram realizados testes com frequências superiores uma vez que o sistema de coleta apresenta um filtro de rejeição de sinais acima de 790 Hz. A utilização dos leds na placa para a indicação visual do modo de operação como *biofeedback*, ou a indicação de que o sinal de saída destinado a eletroestimulação estava "ativo" foi de suma importância e facilitou não somente durante o desenvolvimento como acrescentou no resultado final do projeto. Em relação ao desempenho do sistema não foi diferente, todos os requisitos como processamento dos dados em tempo real, RTOS, escalonamento de tarefas, classificação dos sinais/contrações musculares e tempo de reação foram atendidos com sucesso. O

ponto de maior destaque deste sistema é a interrupção da eletroestimulação por meio de outras tarefas e interrupções de *hardware* por uma questão de segurança 39.

Por fim, o sinal aplicado sobre a carga, referente ao *biofeedback*, apresentou amplitude, formato e frequências dentro dos padrões que antecedem o limiar da dor podendo assim afirmar também que este sistema poderia ser capaz de ser aplicado em seres humanos.

Para trabalhos futuros destaca-se a aplicabilidade deste sistema em usuários de próteses humanas controladas por sinais de EMG de superfície, estudar quais seriam os impactos sobre o controle da prótese e se realmente gera algum tipo de efeito positivo em relação ao controle. Outro ponto a se colocar em trabalhos futuros é melhorar a relação entre o sinal coletado e o sinal de saída do sistema, de forma que o sinal aplicado sobre o indivíduo possa ter sua frequência alterada indicando assim algo como mais sensível ou intenso além de validar se os usuários efetivamente conseguem relacionar o sinal elétrico aplicado a algum tipo de dor ou sensibilidade. Além disso é possível a realização de um estudo do motivo da frequência de corte superior da placa não ter sido próxima a projetada e de criação de uma métrica/modelo matemático para determinar o valor da constante  $p$  para o cálculo da média móvel exponencial.

## REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, T. P.; QUEVEDO, A. A. Decomposição de sinais eletromiográficos de superfície utilizando análise de componentes independentes: Integração e validação. 2012. Disponível em: [https://www.sps.fee.unicamp.br/sps2011/proceedings\\_sps2011/Tiago\\_Validacao\\_SPS2011.pdf](https://www.sps.fee.unicamp.br/sps2011/proceedings_sps2011/Tiago_Validacao_SPS2011.pdf).
- ANTFOLK, C. *et al.* Sensory feedback in upper limb prosthetics. **Expert review of medical devices**, Taylor & Francis, v. 10, n. 1, p. 45–54, 2013. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1586/erd.12.68>.
- BRASKEM. Paratletismo. Braskem, 2000. Disponível em: <https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>.
- CHATTERJEE, A. *et al.* Testing a prosthetic haptic feedback simulator with an interactive force matching task. **JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics**, LWW, v. 20, n. 2, p. 27–34, 2008. Disponível em: [https://journals.lww.com/jpojournal/Fulltext/2008/04000/Testing\\_a\\_Prosthetic\\_Haptic\\_Feedback\\_Simulator.1.aspx](https://journals.lww.com/jpojournal/Fulltext/2008/04000/Testing_a_Prosthetic_Haptic_Feedback_Simulator.1.aspx).
- CLEMENTE, F. *et al.* Non-invasive, temporally discrete feedback of object contact and release improves grasp control of closed-loop myoelectric transradial prostheses. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, n. 12, p. 1314–1322, 2016. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7328737>.
- CRISWELL, E.; CRAM, J. R. **Cram's introduction to surface electromyography**. [S.l.]: Jones and Bartlett, 2011. 412 p. ISBN 9780763732745.
- Damien P. George, Paul Sokolovsky, and contributors. **Micropython e ESP32**. [S.l.], 2022. Disponível em: <https://docs.micropython.org/en/latest/esp32/tutorial/intro.html>.
- DAY, S. Important factors in surface emg measurement. **Bortec Biomedical Ltd publishers**, p. 1–17, 2002.
- DINIZ, P. S.; SILVA, E. A. da; NETTO, S. L. **Processamento digital de sinais-: Projeto e análise de sistemas**. [S.l.]: Bookman Editora, 2014.
- DOSEN, S. *et al.* Building an internal model of a myoelectric prosthesis via closed-loop control for consistent and routine grasping. **Experimental brain research**, Springer, v. 233, n. 6, p. 1855–1865, 2015. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-015-4257-1>.
- DRAKE, R. L.; VOGL, A.; MITCHELL, A. W. M. **Gray's Anatomy For Students**. 3. ed. [S.l.: s.n.], 2015. ISBN 978-0-7020-5131-9.
- DRAKE, R. L.; VOLGL, W.; MITCHELL, A. W. M. **Gray's Anatomia para Estudantes**. 2. ed. [S.l.]: Elsevier, 2004. ISBN 8535216383.
- ERNST, M. O. A bayesian view on multimodal. **Human body perception from the inside out**, Oxford University Press, p. 105, 2006. Disponível em: [https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=iRkCDYXRRX0C&oi=fnd&pg=PA105&ots=ujFjqCurOA&sig=SQgnb9Ahd3vpT6UDGbrkULcELw0&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=iRkCDYXRRX0C&oi=fnd&pg=PA105&ots=ujFjqCurOA&sig=SQgnb9Ahd3vpT6UDGbrkULcELw0&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false).
- ESPRESSIF. **ESP32 Series**. [S.l.], 2022. Disponível em: [https://espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf).

- FILHO, E. P. de A.; PEREIRA, F. C. F. **Anatomia Geral**. 1. ed. [S.l.]: Inta, 2015.
- FREERTOS. **FreeRTOS**. [S.l.], 2022. Disponível em: <https://www.freertos.org/about-RTOS.html>.
- GRACZYK, E. *et al.* **The neural basis of perceived intensity in natural and artificial touch**. *Sci Transl Med*, **8 (362)**, 362ra142. 2016.
- Grand View Research. **Prosthetics Orthotics Market Size, Share Trends Analysis Report By Type (Orthotics, Prosthetics), By Region (North America, APAC), And Segment Forecasts, 2021 - 2028**. [S.l.], 2020. Disponível em: <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/prosthetics-orthotics-market>.
- GUO, X. *et al.* Study of the control mechanism of robot-prosthesis based-on the emg processed. *In: 2006 6th World Congress on Intelligent Control and Automation*. [s.n.], 2006. v. 2, p. 9490–9493. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1713840>.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de FISILOGIA MÉDICA**. 12. ed. [S.l.]: Elsevier, 2011. ISBN 978-85-352-4980-4.
- HANSUN, S. A new approach of moving average method in time series analysis. *In: IEEE. 2013 conference on new media studies (CoNMedia)*. [S.l.], 2013. p. 1–4.
- HESS, C.; PULLMAN, S. Tremor: Clinical phenomenology and assessment techniques. **Tremor and other hyperkinetic movements (New York, N.Y.)**, v. 2, 06 2012. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/235729550\\_Tremor\\_Clinical\\_Phenomenology\\_and\\_Assessment\\_Techniques](https://www.researchgate.net/publication/235729550_Tremor_Clinical_Phenomenology_and_Assessment_Techniques).
- HORITA, T.; ISHIKO, T. Relationships between muscle lactate accumulation and surface emg activities during isokinetic contractions in man. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 56, p. 18–23, 1987.
- HUNCKLER, J.; MEL, A. de. A current affair: Electrotherapy in wound healing. **Journal of Multidisciplinary Healthcare**, Dove Medical Press Ltd., v. 10, p. 179–194, 4 2017. ISSN 11782390.
- KAMEN, G.; GABRIEL, D. **Fundamentos da Eletromiografia**. São Paulo: Phorte Editora, 2015. v. 1.
- KLUTE, G. K.; KALLFELZ, C. F.; CZERNIECKI, J. M. Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient. **Journal of rehabilitation research and development**, Superintendent of Documents, v. 38, n. 3, p. 299, 2001.
- LANG, W. *et al.* From embedded sensors to sensorial materials—the road to function scale integration. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 171, n. 1, p. 3–11, 2011. ISSN 0924-4247. From Embedded Sensors to Sensorial Materials. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424711002317>.
- LI, Q. **Real-Time Concepts for Embedded Systems**. 1. ed. [S.l.]: CRC Press, 2003. ISBN 9781578201242.
- LOPES, L. **A aplicação da estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) e seus principais riscos e contraindicações**. 2012.
- LUM, P. S. *et al.* Internal models of upper limb prosthesis users when grasping and lifting a fragile object with their prosthetic limb. **Experimental brain research**, Springer, v. 232, n. 12, p. 3785–3795, 2014. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-014-4071-1>.

MARKOVIC, M. *et al.* Glimpse: Google glass interface for sensory feedback in myoelectric hand prostheses. **Journal of neural engineering**, IOP Publishing, v. 14, n. 3, p. 036007, 2017. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2552/aa620a/meta>.

MARKOVIC, M. *et al.* Myocontrol is closed-loop control: incidental feedback is sufficient for scaling the prosthesis force in routine grasping. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, Springer, v. 15, n. 1, p. 1–11, 2018. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6122439/>.

MCKEE, M. G. Biofeedback: an overview in the context of heart-brain medicine. **Cleveland Clinic journal of medicine**, v. 75, p. S31, 2008.

MENDES JUNIOR, J. J. A. *et al.* Circuit design for surface electromyography data acquisition. **IEEE Latin America Transactions**, IEEE, v. 13, n. 10, p. 3193–3200, 2015.

MERLETTI, R.; FARINA, D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, The Royal Society London, v. 367, n. 1887, p. 357–368, 2009. Disponível em: <https://royalsocietypublishing.org/doi/full/10.1098/rsta.2008.0235>.

MOLETA, P.; DOBGENSKI, J. Estudo da captação de sinais mioelétricos em instrumentação biomédica. **Anuário da Produção de Iniciação Científica Discente**, v. 10, n. 11, p. 79–89, 2010.

MOORE, J. E.; ZOURIDAKIS, G. **Biomedical technology and devices handbook**. [S.l.]: CRC Press, 2004. ISBN 0849311403.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a Clínica**. 6. ed. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2014. ISBN 8527716976.

MORIMOTO MÁRCIA YUMI YONEKURA, R. E. L. R. E. L. H. C. **Estimulação elétrica nervosa transcutânea nas modalidades convencional e acupuntura na dor induzida pelo frio**. 2009.

NAJARIAN, K.; SPLINTER, R. **Biomedical Signal and Image Processing**. 2. ed. [S.l.]: CRC Press, 2012. ISBN 978-1-4398-7034-1.

NAKANO, M.; TAKAHASHI, A.; TAKAHASHI, S. Generalized exponential moving average (ema) model with particle filtering and anomaly detection. **Expert Systems with Applications**, Elsevier, v. 73, p. 187–200, 2017.

NARDIN, G. W. D.; BARRIQUELLO, C. H. **Sistemas operacionais de tempo real e a sua aplicação em sistemas embarcados**. [S.l.]: EDGARD BLUCHER, 2019. 0-474 p. ISBN 9788521213963.

NATHAN, R.; TAVI, M. The influence of stimulation pulse frequency on the generation of joint moments in the upper limb. **IEE - TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING.**, v. 37, 1990.

NERLICH, A. G. *et al.* Ancient egyptian prosthesis of the big toe. **The Lancet**, Elsevier, v. 356, n. 9248, p. 2176–2179, 2000. Disponível em: [https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736\(00\)03507-8/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/lancet/article/PIIS0140-6736(00)03507-8/fulltext).

NILSON, C. d. P. Aquisição, processamento de sinais mioelétricos e máquina de vetores de suporte para caracterização de movimentos do segmento mão-braço. 2014. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/101175>.

- NILSSON, J.; PANIZZA, M.; HALLETT, M. Principles of digital sampling of a physiologic signal. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section**, Elsevier, v. 89, n. 5, p. 349–358, 1993.
- ORTIZ-CATALAN, M. *et al.* Direct neural sensory feedback and control via osseointegration. *In: XVI World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics*. [s.n.], 2017. Disponível em: [https://www.researchgate.net/profile/Max-Ortiz-Catalan/publication/317176837\\_Direct\\_Neural\\_Sensory\\_Feedback\\_and\\_Control\\_via\\_Osseointegration/links/5929d2e50f7e9b9979a68e50/Direct-Neural-Sensory-Feedback-and-Control-via-Osseointegration.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Max-Ortiz-Catalan/publication/317176837_Direct_Neural_Sensory_Feedback_and_Control_via_Osseointegration/links/5929d2e50f7e9b9979a68e50/Direct-Neural-Sensory-Feedback-and-Control-via-Osseointegration.pdf).
- ORTOLAN, R. L. Estudo e avaliação de técnicas de processamento do sinal mioelétrico para o controle de sistemas de reabilitação. **São Carlos**, 2002. Disponível em: [https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-19112002-153337/publico/Dissertacao\\_ortolan.pdf](https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-19112002-153337/publico/Dissertacao_ortolan.pdf).
- PONTIM, C. E. *et al.* Perspectives on emg-controlled prosthetic robotic hands: Trends and challenges. *In: BASTOS-FILHO, T. F.; CALDEIRA, E. M. de O.; FRIZERA-NETO, A. (Ed.). XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering*. Cham: Springer International Publishing, 2022. p. 1387–1392. ISBN 978-3-030-70601-2.
- PORTELLI, A. J.; NASUTO, S. J. Design and development of non-contact bio-potential electrodes for pervasive health monitoring applications. **Biosensors**, v. 7, n. 1, 2017. ISSN 2079-6374. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2079-6374/7/1/2>.
- PRESTON, D. C.; SHAPIRO, B. E. **Electromyography and Neuromuscular Disorders**. 4. ed. Elsevier, 2020. ISBN 9780323661805. Disponível em: [www.elsevier.com/permissions](http://www.elsevier.com/permissions).
- RANGAYAN, R. M. **Biomedical signal analysis : a case-study approach**. [S.l.: s.n.], 2002. 516 p. ISBN 0471208116.
- Raspberry Pi. **Raspberry Pi**. [S.l.], 2022. Disponível em: <https://www.raspberrypi.com/documentation/computers/os.html#python>.
- REYNOSO, F. P. *et al.* Pattern recognition of emg signals by machine learning for the control of a manipulator robot. **Sensors**, v. 22, p. 3424, 04 2022.
- ROCHA, W. A. *et al.* Diferenças de gênero no limiar sensitivo para estimulação elétrica nervosa em adultos jovens. **Acta Ortopédica Brasileira**, SciELO Brasil, v. 19, p. 74–78, 2011. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/aob/a/zsSLNWWFGZHqWmj4DNp88SC/?lang=pt&format=html>.
- SILVA, D. F. D. Uso do tens na dor da disfunção temporomandibular na fisioterapia. 2017.
- SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia Humana: Uma Abordagem Integrada**. 7. ed. [S.l.]: artmed, 2017. ISBN 9780321981226.
- SIMPSON, D. The control and supply of a multimovement externally powered upper limb prosthesis. *In: Proceedings of the 4th International Symposium on External Control of Human Extremities*. [S.l.: s.n.], 1973. p. 247–254.
- STANKOVIC, J. A. Real-time and embedded systems. **ACM Computing Surveys (CSUR)**, ACM New York, NY, USA, v. 28, n. 1, p. 205–208, 1996. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/pdf/10.1145/234313.234400>.
- STMICROELECTRONICS. **L293D Quadruple half-h driver**. [S.l.], 2018. Disponível em: <https://www.ti.com>.

- SUSNEA, I.; MITESCU, M. **Microcontrollers in practice**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2005. v. 18.
- TEXAS INSTRUMENTS. **INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers**. [S.l.], 2019.
- TIOBE the Software Quality Company. **TIOBE Index for December 2022**. [S.l.], 2022. Disponível em: <https://www.tiobe.com/tiobe-index/>.
- TREVENNOR, A. A brief history of microcontrollers. *In: Practical AVR Microcontrollers*. [S.l.]: Springer, 2012. p. 3–11.
- UK, D. Amputation postcode lottery getting worse. diabetes.org.uk, 2014. Disponível em: [https://www.diabetes.org.uk/about\\_us/news/amputation-postcode-lottery-getting-worse](https://www.diabetes.org.uk/about_us/news/amputation-postcode-lottery-getting-worse).
- WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation: application and design**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009.
- WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation - Application and Design**. 4. ed. [S.l.]: John Wiley Sons, INC., 2010. ISBN 978-0471-67600-3.
- WEISS, L. D.; SILVER, J. K. J. K.; WEISS, J. **Easy EMG : a guide to performing nerve conduction studies and electromyography**. 1. ed. [S.l.]: Elseiver, 2004. 271 p. ISBN 0750674318.
- ZHANG, J. *et al.* Differential diagnosis of parkinson disease, essential tremor, and enhanced physiological tremor with the tremor analysis of emg. **Parkinson's disease**, Hindawi, v. 2017, 2017. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/pd/2017/1597907/>.
- ZIEGLER-GRAHAM, K. *et al.* Estimating the prevalence of limb loss in the united states: 2005 to 2050. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 89, n. 3, p. 422–429, 2008. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18295618/>.