



**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia**

**Desenvolvimento de um Dispositivo
para Atenuar Tremores causados pela Doença
de Parkinson**

Luisa Bueno Brito

PROJETO FINAL DE CURSO
ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

Brasília
2023

**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia**

**Desenvolvimento de um Dispositivo
para Atenuar Tremores causados pela Doença
de Parkinson**

Luisa Bueno Brito

Projeto Final de Curso submetido como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação

Orientador: Prof. Dr. Walter de Britto Vidal Filho

Brasília
2023

B928d Bueno Brito, Luisa.
Desenvolvimento de um Dispositivo para Atenuar Tremores
causados pela Doença de Parkinson / Luisa Bueno Brito; orientador Walter de Britto Vidal Filho . -- Brasília, 2023.
109 p.

Projeto Final de Curso (Engenharia de Controle e Automação)
-- Universidade de Brasília, 2023.

1. FES. 2. Atenuação de Tremores. 3. Parkinson. 4. Eletroestimulador. I. , Walter de Britto Vidal Filho, orient. II. Título

**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia**

**Desenvolvimento de um Dispositivo
para Atenuar Tremores causados pela Doença de
Parkinson**

Luisa Bueno Brito

Projeto Final de Curso submetido como requi-
sito parcial para obtenção do grau de Enge-
nheiro de Controle e Automação

Trabalho aprovado. Brasília, 14 de dezembro de 2023:

Prof. Dr. Walter de Britto Vidal Filho,
UnB/FT/ENM
Orientador

Prof. Dr. Henrique Cezar Ferreira,
UnB/FT/ENE
Examinador interno

Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista,
UnB/FGA
Examinador interno

Brasília
2023

*Este trabalho é dedicado a todos que lutam
contra os tremores e que enfrentam diariamente
os desafios impostos pelo Parkinson.*

Agradecimentos

Agradeço imensamente a minha mãe, que nunca desistiu de proporcionar a melhor educação possível. Seu constante incentivo e preocupação foram fundamentais, e é graças a ela que estou escrevendo esses agradecimentos hoje. Mãe, seu esforço valeu mais que a pena, e sou profundamente grata.

Expresso meu profundo agradecimento ao meu pai, que desempenhou um papel crucial em momentos decisivos ao longo desta jornada. Sempre disposto a oferecer auxílio e compartilhar valiosas dicas universitárias, ele contribuiu significativamente para o meu percurso acadêmico. Obrigada, pai, sua participação foi essencial.

Não posso deixar de reconhecer a importância dos grandes amigos e colegas que conheci ao longo do caminho. Seja no curso de engenharia mecatrônica, nos eventos universitários, no LAB (Laboratório Aberto de Brasília), na EDRA (Equipe de Robótica Aérea – #GoEDRA!), no CATRON (Centro Acadêmico de Engenharia Mecatrônica da UnB), na Descontrolada (Atlética Acadêmica de Engenharia Mecatrônica), em projetos de pesquisa, na FT (Faculdade de Tecnologia), entre outros. Cada equipe e cada pessoa que fez parte da minha vida deixou uma marca memorável. Meu sincero obrigada a todos. Certamente, a jornada acadêmica foi mais leve com a presença de vocês.

Aos professores e professoras que se dedicaram a oferecer o melhor ensino possível, preocupando-se verdadeiramente com o aprendizado dos alunos e tentando transmitir o conhecimento de maneira clara, expresso meu profundo agradecimento. Vocês são verdadeiros destaques na universidade e fazem toda a diferença.

Por fim, mas não menos importante, gostaria de expressar minha imensa gratidão ao meu orientador, Walter de Britto Vidal Filho. Além de propor um tema de extrema relevância, ele dedicou atenção ao longo de todo o projeto, sempre disponível para ajudar e empenhado em garantir o sucesso do trabalho.

*“Education without values, as useful as it is,
seems rather to make man a more clever devil.”*
(C.S. Lewis)

*“Education is the most powerful weapon
which you can use to change the world.”*
(Nelson Mandela)

Resumo

Este projeto tem como objetivo melhorar a qualidade de vida de pacientes com Parkinson, com foco no desenvolvimento de um dispositivo para mitigar tremores. A abordagem escolhida foi a Estimulação Elétrica Funcional (FES), após uma análise comparativa com atuadores mecânicos. O eletroestimulador FES resultante utilizou o microcontrolador ESP32 para gerar pulsos e controlar a amplitude de corrente, empregando a abordagem fora de fase para eletroestimulação. O dispositivo mostrou eficácia na geração de pulsos, mas com um erro de *firmware* de 25 μs para larguras de fase e interfase. Na amplitude de corrente, apresentou boa resposta na faixa de 20 a 30 mA, mas com sinais ruidosos e erro para valores menores. A comparação com o sistema proposto destacou a necessidade de melhorias na faixa de amplitude, enquanto a geração do sinal foi considerada satisfatória.

Palavras-chave: FES. Atenuação de Tremores. Parkinson. Eletroestimulador.

Abstract

This thesis aims to improve the quality of life for Parkinson's patients, focusing on developing a device to mitigate tremors. The chosen approach was Functional Electrical Stimulation (FES), following a comparative analysis with mechanical actuators. The resulting FES electrostimulator used the ESP32 microcontroller to generate pulses and control current amplitude, employing the out-of-phase approach for electrostimulation. The device demonstrated efficacy in pulse generation but with a firmware error of $25 \mu\text{s}$ for phase and interphase widths. In terms of current amplitude, it showed a good response in the range of 20 to 30 mA, albeit with noisy signals and errors for lower values. A comparison with the proposed system highlighted the need for improvements in the amplitude range, while signal generation was deemed satisfactory.

Keywords: FES. Tremors Attenuation. Parkinson. Electrostimulator.

Lista de ilustrações

Figura 2.1 – Microcontrolador WiFi LoRa 32	22
Figura 2.2 – Sensor MPU6050	22
Figura 2.3 – Fluxograma do Código Implementado do Projeto Base	23
Figura 2.4 – Pulseira de Medição de Frequência de Tremores Finalizada.	24
Figura 2.5 – Diagrama de Funcionamento do Sistema	24
Figura 2.6 – Bancada de teste desenvolvida	25
Figura 2.7 – Eixos de orientação do MPU6050	25
Figura 2.8 – Eixos de orientação da pulseira	26
Figura 2.9 – Diagrama de bloco da configuração para o experimento de malha fechada para pacientes sem deficiência neurológica. A chave permite selecionar de qualquer um dos controladores sem que o usuário saiba qual está sendo usado.	28
Figura 2.10–Sistema de supressão de tremores utilizado no estudo ambulatorial em cinco pacientes parkinsonianos com tremores simples de flexão-extensão nas mãos ou nos dedos.	28
Figura 2.11–Diagrama de bloco do sistema TremUNA para supressão de tremor	29
Figura 2.12–Esquemático do algoritmo de controle usado para atenuação de tremor nos pacientes.	29
Figura 2.13–Sistema de supressão de tremor utilizando o estimulador TremUNA.	30
Figura 2.14–Versão final do WOTAS para supressão de tremores.	31
Figura 2.15–Configuração experimental para avaliação do algoritmo de supressão de tremor.	32
Figura 2.16–Configuração do sistema SETS: (a) componentes do sistema fixado ao punho; (b) seis movimentos diferentes do punho em que o sistema SETS pode atenuar os tremores.	33
Figura 3.17–EXOPULSE Mollii Suit	38
Figura 3.18–STIWELL Electrotherapy	38
Figura 4.19–Diagrama do arranjo estrutural do sistema nervoso. Legenda das cores: Caixas em azul ilustram os elementos sensoriais do sistema nervoso periférico; Em vermelho denotam os componentes motores do SNP; Em tom verde representam os efetores, ou seja, os músculos e glândulas.	41
Figura 4.20–Ilustração de uma unidade motora.	43
Figura 4.21–Potencial de ação típico registrado	44
Figura 4.22–Acoplamento excitação-contração no músculo esquelético.	45
Figura 4.23–Funcionamento da interface eletrodo-eletrólito com os eletrodos cátodo e ânodo.	47

Figura 4.24–Formas de onda de corrente pulsada básicas	50
Figura 4.25–Características tempo-dependentes da corrente pulsada.	51
Figura 4.26–Amplitude de pico da corrente.	52
Figura 4.27–Pico de corrente e corrente RMS ilustrados nos pulsos monofásicos e bifásicos.	53
Figura 4.28–Resumo das localizações de estimulação elétrica nos artigos revisados por Meng (2021) em que a cor representa diferentes locais de estimulação e o tamanho do círculo indica o número de artigos.	55
Figura 4.29–Componentes funcionais comum em todos os estimuladores elétricos. .	57
Figura 4.30–Diagrama de blocos do funcionamento de um estimulador elétrico moderno.	57
Figura 4.31–Diagrama de blocos funcional de um estimulador elétrico para aplicação de FES com controlador <i>feedback</i>	58
Figura 4.32–Circuito analógico para geração de pulsos projetado por Cheng et al. (2004)	59
Figura 4.33–Modulações PAM, PWM e PPM a partir de um sinal modulante.	60
Figura 4.34–Diagrama esquemático do circuito de saída que utiliza um conversor tensão-corrente seguindo de um espelho de corrente de Winderson e uma ponte H implementada com <i>drivers</i> de meia-ponte desenvolvido em Carmona e Pereira (2022).	62
Figura 4.35–Configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga flutuante.	63
Figura 4.36–Configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga aterrada e reforçador de corrente.	63
Figura 4.37–Configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga flutuante e reforçador de corrente.	64
Figura 4.38–Espelho de Corrente MOSFET básico.	65
Figura 4.39–Espelho de Corrente Bipolar de Wilson mostrando a análise para determinar a relação de transferência de corrente.	66
Figura 4.40–Circuito de condução de corrente.	66
Figura 4.41–(a) Configuração “H”; (b) corrente da esquerda para a direita; (c) corrente da direita para a esquerda.	67
Figura 5.42–Funcionamento geral do sistema proposto.	69
Figura 5.43–Parâmetros de entradas para o sistema proposto.	70
Figura 5.44–Funcionamento Geral do Circuito de Amplificação dos Sinais.	72
Figura 5.45–Conversor tensão-corrente implementado.	74
Figura 5.46–Topologia do espelho de corrente Wilson com transistores BJT tipo PNP.	75
Figura 5.47–Espelho de Corrente de Wilson implementado.	76
Figura 5.48–Módulo Driver com Dupla Ponte-H - L298N	77
Figura 5.49–Circuito final implementado para amplificação dos sinais.	77
Figura 5.50–Fonte simétrica com duas baterias em série.	78
Figura 5.51–Fonte simétrica com amplificador operacional.	79

Figura 5.52–Chave táctil PBS-11A com trava utilizada para parada de emergência. . .	80
Figura 5.53–Pinagem do ESP-WROOM-32 de 30 pinos.	81
Figura 5.54–Fluxograma do funcionamento geral do projeto de <i>firmware</i> integrado com o <i>hardware</i>	83
Figura 5.55–Diagrama de funcionamento geral descritivo do sistema.	84
Figura 5.56–Circuito montado em <i>protoboard</i> para teste.	85
Figura 6.57–Sinal da saída direta dos pulsos “positivo” e “negativo”, sem circuito amplificador, captado pelo osciloscópio.	87
Figura 6.58–Alternância entre os sinais eletroestimuladores observada pelo osciloscó- pio com $H = 500$ ms.	88
Figura 6.59–Período para repetição do pulso $T = \frac{1}{40\text{Hz}} = 25$ ms para sinal com ampli- tude de 30 mA.	90
Figura 6.60–Largura de fase e de interfase para sinal com amplitude de 30 mA. . . .	90
Figura 6.61–Sinal de saída para amplitude de 10 mA.	91

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Vantagens e desvantagens dos métodos FES e Atuadores Mecânicos . . .	34
Tabela 3.2 – Requisitos definidos para implementação do projeto	35
Tabela 3.3 – Especificações do STIWELL Electrotherapy	39
Tabela 5.4 – Especificações do Dispositivo Proposto	68
Tabela 5.5 – Especificações Técnicas do ESP32.	71
Tabela 5.6 – Alimentação necessária dos componentes.	78
Tabela 6.7 – Especificações atualizadas para o dispositivo obtido.	91

Lista de abreviaturas e siglas

ADC	<i>Analogic-Digital Converter</i> - Conversor Analógico-Digital	21
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i> - Bluetooth com baixo consumo de energia	21
CC ou DC	Corrente Contínua (<i>Direct Current</i> do inglês)	36
CI	Circuito Integrado	22
DAC	<i>Digital-Analog Converter</i> - Conversor Digital Analógico	58
DMP	<i>Digital Motion Processor</i> - Processador de Movimento Digital	22
EMG	Eletromiografia	36
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i> - Estimulação Elétrica Funcional	26
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> - Transformada Rápida de Fourier	22
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i> - Entrada/Saída de Uso Geral	21
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> - Circuito Inter-Integrado	21
LoRa	<i>Long Range</i> - longo alcance	21
PAM	<i>Pulse Amplitude Modulation</i> - Modulação por Amplitude de Pulso	59
PPM	<i>Pulse Position Modulation</i> - Modulação por Posição do Pulso	59
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> - Modulação por Largura de Pulso	36
SAR	<i>Successive-Approximation-Register</i> - Registrador de Aproximação Sucessiva	21
SNC	Sistema Nervoso Central	40
SNP	Sistema Nervoso Periférico	40
TE	Tremores Essenciais	30
TENS	Estimulação Elétrica Transcutânea	48
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i> - Receptor/Transmissor Assíncrono Universal	58
MOSFET	<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i> - Transistor de Efeito de Campo Metal-óxido-semicondutor	61

Sumário

1	Introdução	16
1.1	Contextualização	16
1.2	Motivação	17
1.3	Objetivo Geral	18
1.4	Objetivos Específicos	18
1.5	Metodologia e Organização do trabalho	19
1.6	Organização do Relatório	19
2	Referência Bibliográfica	21
2.1	Projeto Base	21
2.1.1	Hardware e Software do Sistema	21
2.1.2	Sistema Desenvolvido	23
2.2	Estado da Arte: formas alternativas para atenuar os tremores de Parkinson	26
2.2.1	FES - Estimulação Elétrica Funcional	26
2.2.2	Órteses Ativas / Exoesqueletos Robóticos (Atuadores Mecânicos)	30
2.2.3	Comparação entre os mecanismos apresentados	33
3	Solução Conceitual	35
3.1	Outros projetos utilizando FES para atenuação de tremores	35
3.2	Projetos Relacionados utilizando ESP32 para geração de sinal de eletroestimulação	36
3.3	Soluções Comerciais	37
4	Fundamentação Teórica	40
4.1	Sistema nervoso e Contração muscular	40
4.1.1	Contrações Musculares	42
4.2	Funcionamento Geral da Estimulação Elétrica Funcional (FES)	45
4.2.1	Eletrodos	46
4.3	Parâmetros importantes para Eletroestimulação Neuromuscular	48
4.3.1	Forma de Onda	49
4.3.2	Duração de pulso e fase	50
4.3.3	Amplitude e intensidade de corrente	51
4.3.4	Frequência da corrente	53
4.3.5	Localização dos eletrodos	54
4.4	Estratégias de eletroestimulação para atenuar tremores	56
4.5	Desenvolvimento de um eletroestimulador	56

4.5.1	Circuito de entrada	57
4.5.2	Geração de pulso para a eletroestimulação	58
4.5.3	Amplificação do sinal	60
4.5.4	Espelho de Corrente de Wilson	63
4.5.5	Ponte H	66
5	Materiais e Métodos	68
5.1	Requisitos de projeto	68
5.2	Hardware	69
5.2.1	Circuito para geração de sinal	69
5.2.2	Circuito para amplificação do sinal	72
5.2.3	Circuito de alimentação	77
5.3	Botão para parada de emergência	79
5.4	Software	81
5.5	Plano de Teste	83
6	Resultados e Discussões	86
6.1	Desempenho do circuito gerador de sinais	86
6.1.1	Gerador de pulsos	86
6.1.2	Alternância entre sinais	87
6.1.3	Tensão de saída do conversor DAC	88
6.2	Desempenho do circuito amplificador de sinais junto ao gerador de sinal	89
6.3	Comparação do sistema obtido com o sistema proposto	91
7	Considerações Finais	92
7.1	Conclusão	92
7.2	Trabalhos Futuros	93
	Referências	95
	Apêndices	102
	Apêndice A Código para o circuito de geração de sinal	103

1 Introdução

Nesse capítulo, será realizada uma contextualização acerca da doença de Parkinson, seus sintomas e alguns possíveis tratamentos para ela, além de mostrar a motivação por trás do desenvolvimento do presente trabalho. Ademais, serão apresentados os objetivos, tanto o objetivo geral quanto os específicos, os quais guiarão a execução do projeto. Por fim, será definida a metodologia e a organização do trabalho.

1.1 Contextualização

A doença de Parkinson é uma condição neurodegenerativa crônica que afeta cerca de 2 a 3% da população com mais de 65 anos, sendo considerada a segunda doença neurodegenerativa mais comum do mundo (POEWE et al., 2017). A doença é caracterizada pela degeneração progressiva dos neurônios produtores de dopamina na substância negra, uma região do cérebro que desempenha um papel crucial no controle do movimento (KALIA; LANG, 2015). Essa degeneração leva a uma deficiência de dopamina no cérebro, o que resulta em sintomas motores como tremores, rigidez muscular e bradicinesia (lentidão anormal dos movimentos voluntários) (POEWE et al., 2017; KALIA; LANG, 2015; CHAUDHURI; SCHAPIRA, 2009).

O tremor da Doença de Parkinson (DP) é classicamente conhecido como o tremor de “rolar pílulas”, sendo predominantemente um tremor de repouso, inicialmente unilateral e que se espalha contralateralmente ao longo do tempo. A rigidez, caracterizada por uma resistência espasmódica, é frequentemente percebida como roda dentada. A bradicinesia, manifestada como lentidão nos movimentos, é descrita pelos pacientes como sensação de fraqueza ou cansaço. Essas características, juntamente com anormalidades na marcha, como congelamento e festinação, são observadas na DP, sendo a bradicinesia evidenciada em tarefas simples e no modo de andar do paciente (THALER, A. I. et al., 2023).

Além dos sintomas motores, a doença de Parkinson também pode causar sintomas não motores, como depressão, ansiedade, distúrbios do sono e disfunção autonômica (AARSLAND et al., 2012; CHAUDHURI; ODIN, 2010). A gravidade e a combinação dos sintomas variam de pessoa para pessoa e podem afetar a qualidade de vida dos pacientes.

Embora a causa exata da doença de Parkinson seja desconhecida, estudos sugerem que uma combinação de fatores genéticos e ambientais pode desempenhar um papel no desenvolvimento da doença (TANNER; GOLDMAN, 1996; WIRDEFELDT et al., 2011). O diagnóstico da doença de Parkinson é baseado na avaliação clínica dos sintomas e pode ser confirmado por exames de imagem, como ressonância magnética ou tomografia por emissão

de pósitrons (O'SULLIVAN et al., 2008).

Atualmente, não há cura para a doença de Parkinson, mas o tratamento visa principalmente aliviar os sintomas e melhorar a qualidade de vida dos pacientes (JANKOVIC, 2008). Uma das principais abordagens terapêuticas é a terapia de reposição de dopamina, que visa compensar a deficiência de dopamina no cérebro (CONNOLLY; LANG, 2014). Além disso, a estimulação cerebral profunda tem sido utilizada para aliviar os sintomas motores da doença de Parkinson em pacientes que não respondem adequadamente à terapia medicamentosa (DEUSCHL et al., 2006).

Ademais, terapias complementares para a doença de Parkinson estão sendo estudadas, principalmente por meio da estimulação elétrica periférica e de atuadores mecânicos, como exoesqueletos ou órteses (LORA-MILLAN et al., 2021; VIEIRA et al., 2021). Embora ainda seja necessário realizar mais pesquisas para determinar a eficácia e a segurança dessas terapias complementares, elas têm o potencial de oferecer opções de tratamento adicionais para melhorar a qualidade de vida dos pacientes com doença de Parkinson.

1.2 Motivação

O estudo dos tremores de Parkinson é de grande importância para o diagnóstico e tratamento da doença. Estes são causados pela perda de células produtoras de dopamina na região do cérebro conhecida como substância negra. A dopamina é um neurotransmissor que desempenha um papel crucial no controle dos movimentos e na regulação do humor e da emoção, e uma das consequências de sua falta é a desregulação dos circuitos neuronais que controlam os movimentos, levando aos tremores característicos da doença de Parkinson.

O tremor é caracterizado por movimentos involuntários, ritmados e com formato aproximadamente senoidal, ocorrendo com alta frequência em diversas partes do corpo humano (ZHANG et al., 2011).

De acordo com Kalia e Lang (2015), os tremores são o sintoma mais comum e característico da doença de Parkinson, afetando aproximadamente 70% dos pacientes. Os tremores geralmente começam em uma das mãos e depois se espalham para o outro lado do corpo, podendo também afetar os braços, pernas, mandíbula e língua.

Um estudo de Poewe et al. (2017), intitulado “Parkinson disease” publicado por Werner Poewe em 2017 na revista Nature Reviews Disease Primers, destaca que os tremores de Parkinson podem ser tratados com medicamentos que aumentam os níveis de dopamina no cérebro, como a levodopa e os agonistas dopaminérgicos. No entanto, esses medicamentos podem causar efeitos colaterais indesejados, como discinesias (movimentos involuntários) e flutuações motoras (variações na resposta ao tratamento ao longo do dia). Por isso, há uma necessidade constante de pesquisas para o desenvolvimento de novas terapias que melhorem

a qualidade de vida dos pacientes com Parkinson. Além disso, o autor também discute as diferentes abordagens terapêuticas para tratar a doença de Parkinson, incluindo a terapia de reposição de dopamina e a estimulação cerebral profunda.

No artigo “Parkinson’s disease: a review” de Beitz (2014), a autora destaca que os tremores são um dos sintomas mais incapacitantes da doença de Parkinson, afetando a qualidade de vida dos pacientes e limitando sua capacidade de realizar atividades cotidianas. A autora também discute os diferentes tipos de tremores que podem ser observados na doença de Parkinson, incluindo tremores de repouso, tremores posturais e tremores cinéticos, e como esses diferentes tipos de tremores podem ser usados para o diagnóstico e monitoramento da doença.

Ambos os artigos destacam a importância do estudo dos tremores na doença de Parkinson, tanto para o diagnóstico e monitoramento da doença quanto para o desenvolvimento de novas terapias. Além disso, os artigos ressaltam que a doença de Parkinson é uma condição complexa e multifacetada, que requer uma abordagem holística e multidisciplinar para seu tratamento e manejo.

Em resumo, o estudo dos tremores na doença de Parkinson tem sido objeto de muitas pesquisas na última década, com o objetivo de entender melhor as causas da doença e desenvolver novas terapias para aliviar seus sintomas, sendo fundamental para o diagnóstico e tratamento da doença e, também, para a melhora da qualidade de vida dos portadores desta. Com isso, a motivação do presente trabalho é dada pela necessidade do desenvolvimento de novas terapias para aliviar e tratar o sintoma mais presente da doença de Parkinson, que são os tremores.

1.3 Objetivo Geral

Com o objetivo de fazer uma contribuição significativa para o aprimoramento da qualidade de vida e autonomia de pacientes diagnosticados com a doença de Parkinson, este projeto focará no estudo e desenvolvimento de uma abordagem eficaz para mitigar os tremores associados à condição.

1.4 Objetivos Específicos

Como objetivos específicos estão:

- Realizar uma revisão bibliográfica para identificar os estudos e avanços na tecnologia de dispositivos de atenuação de tremores e suas limitações em relação ao tratamento da doença de Parkinson.

- Elaborar uma hipótese sobre uma possível solução para o problema a partir das informações obtidas na revisão bibliográfica.
- Desenvolver um protótipo do dispositivo, com especificações baseadas em princípios teóricos e tecnológicos previamente identificados na pesquisa bibliográfica.
- Testar o protótipo em uma bancada experimental.
- Avaliar a eficácia e os possíveis efeitos colaterais do dispositivo em bancada experimental.
- Comparar os resultados obtidos na fase experimental com os dados esperados.
- Definir os ajustes do dispositivo de acordo com os resultados obtidos, visando torná-lo mais eficaz e seguro para o tratamento da doença de Parkinson.

1.5 Metodologia e Organização do trabalho

A metodologia deste projeto foi baseada em pesquisa bibliográfica e pesquisa experimental. Inicialmente, uma revisão bibliográfica foi realizada para identificar os principais avanços na tecnologia de dispositivos de atenuação de tremores e suas limitações em relação ao tratamento da doença de Parkinson. Com base nessas informações, uma hipótese foi elaborada sobre uma possível solução para o problema, comparando-a com requisitos definidos para o projeto, a fim de decidir o melhor método a ser utilizado para o desenvolvimento de um dispositivo atenuador de tremores de Parkinson.

A partir daí, um protótipo foi desenvolvido, com especificações de sistema baseadas em princípios teóricos e tecnológicos previamente identificados na pesquisa bibliográfica e teórica. Esse protótipo foi testado em bancada experimental, onde foi possível avaliar a eficácia e os possíveis efeitos colaterais do dispositivo.

Os resultados obtidos nessa fase experimental foram, então, comparados com os dados esperados para o funcionamento do dispositivo, de forma a validar ou refutar a hipótese inicial e ajustar o dispositivo de acordo com os resultados encontrados. Dessa forma, a combinação das metodologias de pesquisa experimental e bibliográfica permitiu o desenvolvimento de um dispositivo de atenuação de tremores mais eficaz e seguro para o tratamento da doença de Parkinson.

1.6 Organização do Relatório

A organização deste relatório se deu por:

- **Introdução:** capítulo atual contendo introdução, contextualização, motivação, apresentação dos objetivos e da metodologia utilizada.
- **Solução Conceitual:** apresenta uma possível solução a ser desenvolvida na fase experimental do projeto, aprofundando um pouco mais em projetos relacionados ao método escolhido.
- **Fundamentação Teórica:** capítulo no qual são colocados os conhecimentos adquiridos necessários para a implementação do projeto.
- **Materiais e Métodos:** capítulo em que se mostra os caminhos percorridos durante o desenvolvimento do projeto, com os materiais utilizados e os métodos seguidos.
- **Resultados e Discussões:** apresenta-se os testes realizados e os resultados obtidos, fazendo uma análise destes.
- **Considerações Finais:** conclui-se o trabalho e traz sugestões para os trabalhos futuros, a fim de que o dispositivo seja melhorado.

2 Referência Bibliográfica

Neste capítulo, serão abordadas as referências bibliográficas que auxiliaram no desenvolvimento do presente projeto, as quais serão divididas em: uma subseção que se refere ao projeto base, o qual inspirou o tema desse trabalho, e outra relacionada ao estudo da arte referente ao desenvolvimento de tecnologias utilizadas para atenuar tremores causados pela doença de Parkinson.

2.1 Projeto Base

A base para este projeto é o Trabalho de Graduação realizado pelo aluno [Lima \(2022\)](#) - *Desenvolvimento de Tecnologia para Monitoramento de Tremores de Parkinson* -, o qual visou implementar um dispositivo capaz de obter dados dos tremores de Parkinson através de sensores e, por meio de software, obter parâmetros e características relacionadas a esses tremores, a fim de auxiliar os médicos no monitoramento da evolução da doença.

Com isso, a fim de dar continuidade ao tema e encontrar um modo de atenuar os tremores monitorados, foi necessário estudar o projeto ([LIMA, 2022](#)) e compreender os resultados alcançados.

2.1.1 Hardware e Software do Sistema

Com um sensor para coletar os dados dos tremores e uma placa controladora para comandar as operações, o hardware foi construído.

O microcontrolador utilizado foi o WiFi LoRa32 V2 (Figura 2.1), o qual possui um poder de processamento maior. Além de o dispositivo possuir WiFi, também possui uma tela OLED (Organic LED) de 0,96", um sistema de gerenciamento de bateria de Lítio, comunicação BLE (*Bluetooth Low Energy* - Bluetooth com baixo consumo de energia) e LoRa (*Long Range* - longo alcance).

Quanto à interface dos periféricos, o microcontrolador possui 18 canais analógicos com conversores ADCs (*Analogic-Digital Converter* - Conversor Analógico-Digital) com SAR (*Successive-approximation-register* - Registrador de Aproximação Sucessiva) de até 12 bits de resolução. Além dos canais analógicos, o WiFi LoRa32 V2 também possui 2 barramentos do tipo I2C (*Inter-Integrated Circuit* - Circuito Inter-Integrado) e 34 GPIOs (*General Purpose Input/Output* - Entrada/Saída de Uso Geral), sendo compatível com várias plataformas de desenvolvimento e linguagens de programação ([LIMA, 2022](#)).

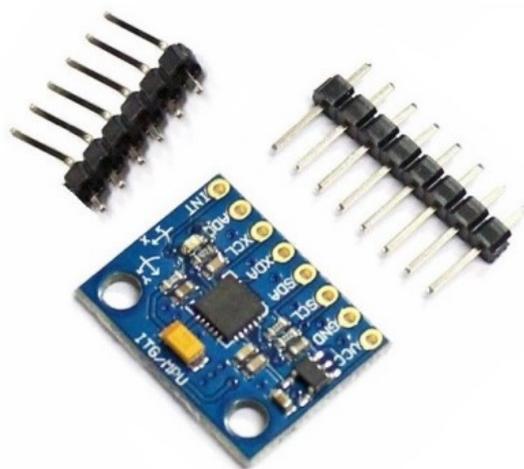
Figura 2.1 – Microcontrolador WiFi LoRa 32



Fonte: Lima (2022).

O sensor utilizado para a aquisição de dados foi o MPU6050 (Figura 2.2), o qual possui um acelerômetro e um giroscópio de alta precisão, além do recurso DMP (*Digital Motion Processor* - Processador de Movimento Digital) - o qual é o responsável por realizar cálculos complexos com os sensores - e ainda um sensor de temperatura embutido no CI (Circuito Integrado). A sua aceleração é medida através da mudança na capacitância e seu giroscópio mede a taxa angular utilizando o Efeito Coriolis. Além das funções já mencionadas, uma outra vantagem do MPU6050 é sua ampla utilização na comunidade científica e em projetos mecatrônicos (LIMA, 2022; THOMSEN, 2014).

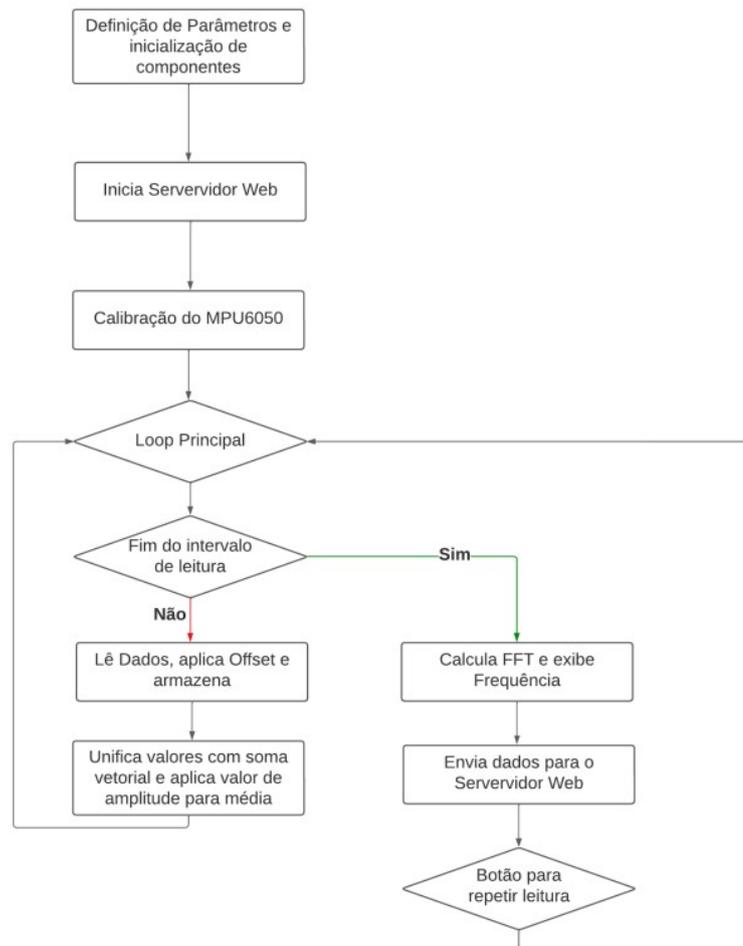
Figura 2.2 – Sensor MPU6050



Fonte: Lima (2022).

Para o software, a plataforma de desenvolvimento utilizada foi o ArduinoIDE e possui a arquitetura de solução demonstrada na Figura 2.3, com “FFT” sendo *Fast Fourier Transform* (Transformada Rápida de Fourier), utilizada para obter a frequência de sinais colhidos com controladores digitais (LIMA, 2022).

Figura 2.3 – Fluxograma do Código Implementado do Projeto Base

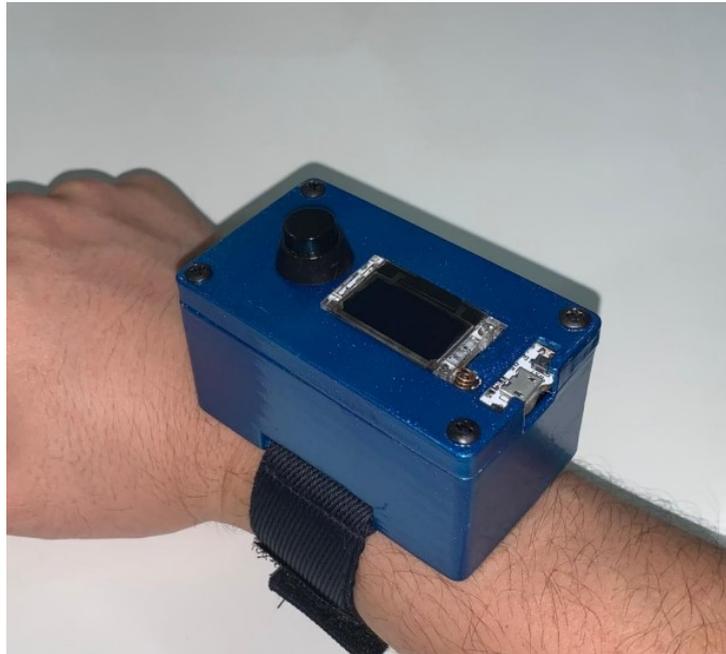


Fonte: Lima (2022).

2.1.2 Sistema Desenvolvido

Primeiramente foi projetada uma capa de proteção para o sistema, que também pudesse ser acoplada ao punho do usuário - facilitando a coleta da frequência dos tremores. Fez-se, então, a pulseira que pode ser vista na Figura 2.4. O diagrama ilustrado na Figura 2.5 mostra, por fim, o funcionamento do sistema proposto no trabalho.

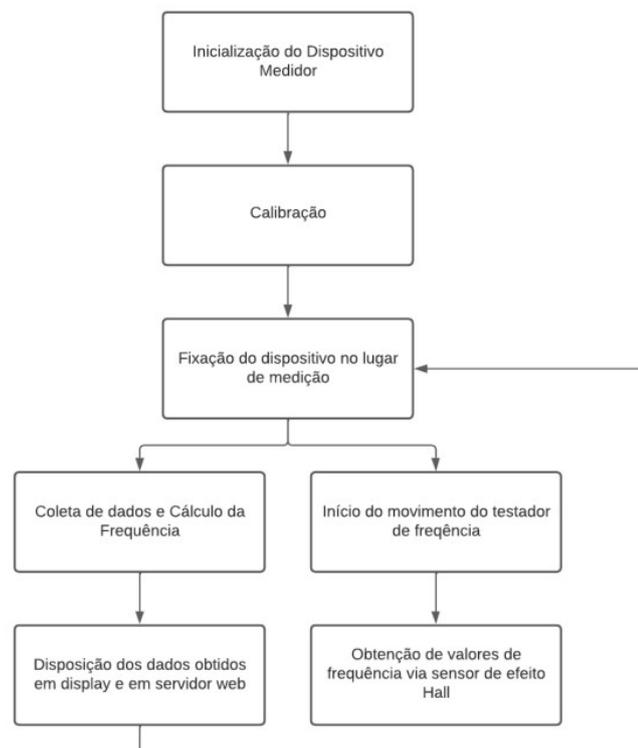
Figura 2.4 – Pulseira de Medição de Frequência de Tremores Finalizada.



Fonte: Lima (2022).

Figura 2.5 – Diagrama de Funcionamento do Sistema

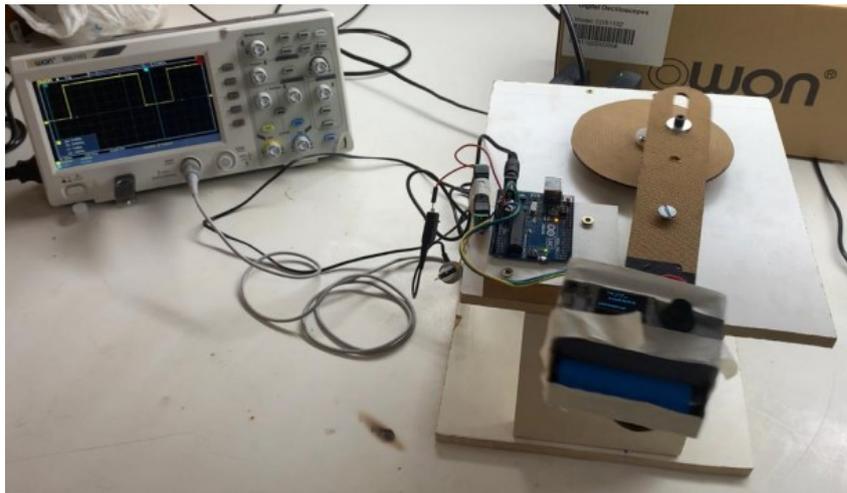
Sistema de medição de Frequência de Tremores e Sistema de Teste de Frequência



Fonte: Lima (2022).

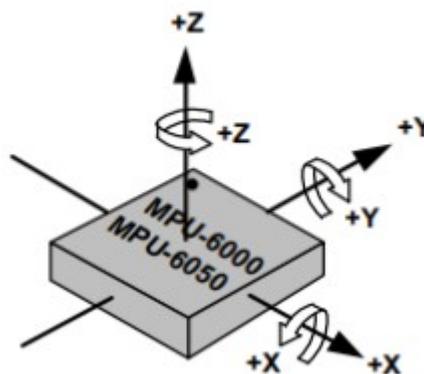
Para testes, foi desenvolvida uma bancada que pode ser vista pela Figura 2.6. Além disso, como os valores de aceleração são lidos nos três eixos do sensor, cada eixo foi verificado individualmente - colocando o eixo do MPU6050 a ser testado perpendicular ao movimento, utilizando como referência a Figura 2.7. Para essa verificação, o algoritmo foi alterado a fim de que apenas os valores lidos do eixo desejado fossem aplicados à FFT, ajustando também a orientação da pulseira para que o movimento predominante no braço fosse o do eixo a ser analisado, seguindo a demarcação da Figura 2.8.

Figura 2.6 – Bancada de teste desenvolvida



Fonte: Lima (2022).

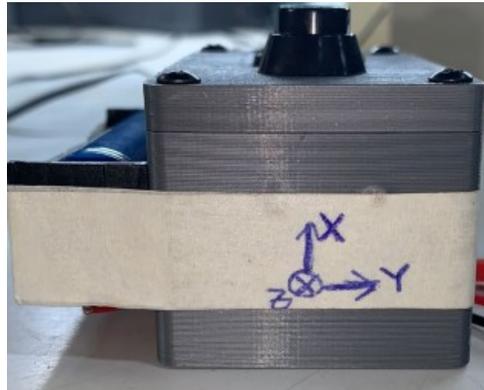
Figura 2.7 – Eixos de orientação do MPU6050



Fonte: Lima (2022).

Por fim, foram feitos testes em bancada analisando e comparando os valores de frequência amostrados pela pulseira e os amostrados pelo osciloscópio e, através dos resultados obtidos, observou-se que os valores obtidos pela pulseira foram bem próximos aos valores esperados; concluindo-se, portanto, que o dispositivo cumpriu com os requisitos estabelecidos.

Figura 2.8 – Eixos de orientação da pulseira



Fonte: Lima (2022).

2.2 Estado da Arte: formas alternativas para atenuar os tremores de Parkinson

Atualmente, existem algumas formas alternativas de tratamento dos tremores de parkinson (que será chamado de TP) através das chamadas “tecnologias vestíveis” (*Wearable Technologies* em inglês), as quais utilizam a engenharia para trazer soluções minimamente invasivas e sem efeitos colaterais. Entre essas tecnologias, as duas mais exploradas academicamente são a FES - que significa Estimulação Elétrica Funcional (*Functional Electrical Stimulation* em inglês) e os atuadores mecânicos, também conhecidos como órteses ativas ou exoesqueletos robóticos (VIEIRA et al., 2021; LORA-MILLAN et al., 2021).

Portanto, foram estudadas as duas soluções a fim de se decidir qual o melhor mecanismo para o desenvolvimento do presente projeto. Para isso, analisou-se os artigos de Vieira et al. (2021) e Lora-Millan et al. (2021), os quais são um estado da arte sobre essas tecnologias e serão os artigos base para essa seção. A análise será detalhada a seguir.

2.2.1 FES - Estimulação Elétrica Funcional

Sendo uma das aplicações diretas para o uso terapêutico da eletricidade, a FES se dá pela aplicação de uma corrente elétrica de baixa frequência em volta de um nervo através de eletrodos, a fim de causar a contração do músculo ligado a esse nervo. Dessa forma, a FES pode ativar músculos antagonistas e/ou que são a causa do tremor, modificando o comportamento dinâmico do membro ou aplicando forças para neutralizar o movimento trêmulo. (TEFERRA, 2017; LORA-MILLAN et al., 2021).

As duas estratégias principais utilizadas para suprimir os tremores são as estimulações do tipo co contração (*co-contraction* em inglês) ou do tipo fora de fase (*out of phase* em inglês). A primeira é baseada em uma estimulação do par de músculos antagônicos da articulação

afetada para que a impedância apresentada pela articulação fosse aumentada para neutralizar o tremor. A estimulação fora de fase, por sua vez, aplica estimulação elétrica ao músculo antagonista do responsável pelos movimentos trêmulos (LORA-MILLAN et al., 2021).

Há vários estudos realizados sobre a atuação do FES na atenuação de tremores, mas dois deles tiveram grande relevância – a ponto de serem citados em ambos os artigos – que são o de Popović Maneski et al. (2011) e o de Gillard et al. (1999), sendo estes os que apresentaram melhores resultados.

Gillard et al. (1999) fez uma comparação entre uma versão de estimulação elétrica funcional digital e outra analógica – desenvolvida e testada em um estudo anterior usado como base pelos autores –, destinadas para suprimir tremores. O sistema de controle analógico utilizou um sensor de tensão (*strain gauge*) e um filtro analógico, enquanto o sistema de controle digital utilizou um acelerômetro e um filtro digital, ambos baseados em um controle de malha fechada projetado para atenuar movimentos na faixa de frequência do tremor, sem que afetasse significativamente os movimentos pequenos/voluntários.

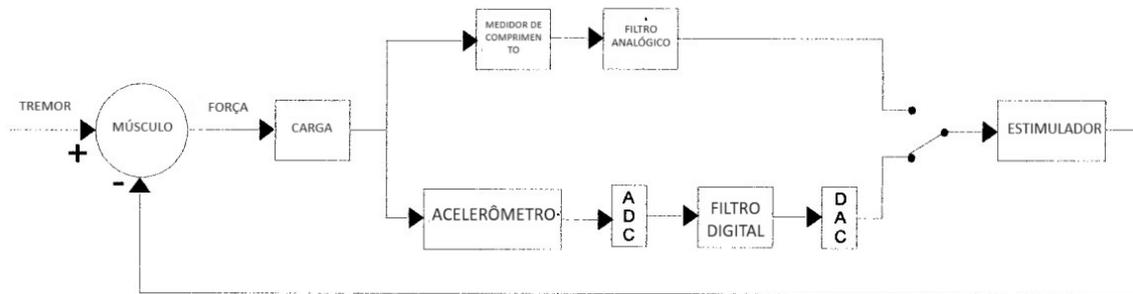
Assim, eles desenvolveram o dispositivo FES com controle digital e o testaram em 3 pacientes com a DP, comparando os resultados obtidos com os avaliados no outro estudo que utilizava FES com controle analógico. Em seguida, ambos os dispositivos foram testados em mais 3 pacientes, os quais não possuíam nenhuma deficiência neurológica e apenas simulavam os tremores, alternando entre os controladores - como demonstrado pelo diagrama da Figura 2.9.

O filtro analógico utilizado no controle analógico do sistema de supressão de tremor foi implementado como um circuito eletrônico composto por componentes passivos e ativos, como resistores, capacitores e possivelmente indutores. O *strain gauge* foi montado na mão do sujeito e o sinal de saída foi processado pelo filtro analógico.

O filtro digital foi projetado usando o software Matlab para analisar as características de resposta em frequência do sistema em malha fechada. Dois filtros digitais foram projetados: um sintonizado para 4 Hz e outro para 6 Hz, mantendo a mesma resposta em frequência global. O filtro digital foi implementado em um microprocessador, permitindo a rápida e fácil atualização dos componentes do filtro. O acelerômetro foi escolhido como sensor para o sistema digital, pois oferecia maior confiabilidade e menor desconforto para permitir o movimento não restrito do braço, sendo montado na mão do sujeito e tendo seu sinal de saída processado pelo filtro digital.

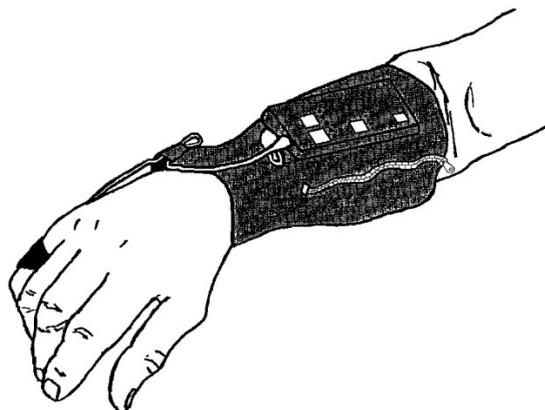
Os resultados obtidos, por fim, mostraram uma média de atenuação dos tremores de 84% no controlador digital, comparado à 65% do controlador analógico. O dispositivo criado consistia em uma espécie de manguito com eletrodos integrados e um controlador-estimulador acionado por uma bateria fina (Figura 2.10.)

Figura 2.9 – Diagrama de bloco da configuração para o experimento de malha fechada para pacientes sem deficiência neurológica. A chave permite selecionar de qualquer um dos controladores sem que o usuário saiba qual está sendo usado.



Fonte: (GILLARD et al., 1999) com tradução livre.

Figura 2.10 – Sistema de supressão de tremores utilizado no estudo ambulatorial em cinco pacientes parkinsonianos com tremores simples de flexão-extensão nas mãos ou nos dedos.



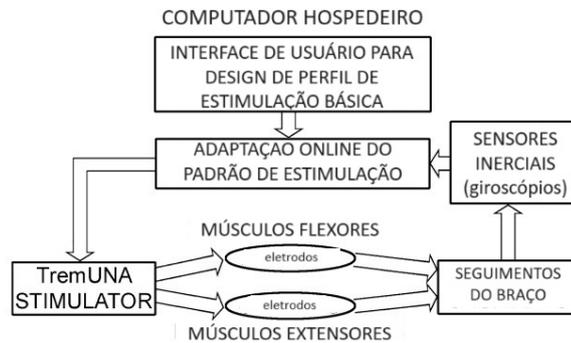
Fonte: Gillard et al. (1999)

No entanto, quando se trata de FES, problemas como fadiga muscular, falta de precisão ao colocar os eletrodos de superfície, restrição de movimento provocado pelo transdutor de deslocamento - o qual converte um movimento mecânico (ou uma vibração) em corrente elétrica -, e necessidade de supressão simultânea dos tremores em múltiplas articulações, surgem. Dado isso, o estudo de Popović Maneski et al. (2011) tem o objetivo de desenvolver um sistema que possibilita o controle de várias juntas dos braços e mãos, além de suportar a aplicação de electrodos *multi-pad* para melhorar a seletividade e reduzir a fadiga muscular (POPOVIĆ MANESKI et al., 2011).

Tal sistema utiliza um estimulador programável de múltiplos canais chamado TremUNA, o qual suporta ativação assíncrona de vários eletrodos. Os componentes do sistema pode ser descrito pelo diagrama da Figura 2.11 e o esquemático do algoritmo de controle do sistema é demonstrado na Figura 2.12. A disposição do sistema final, por sua vez, pode ser

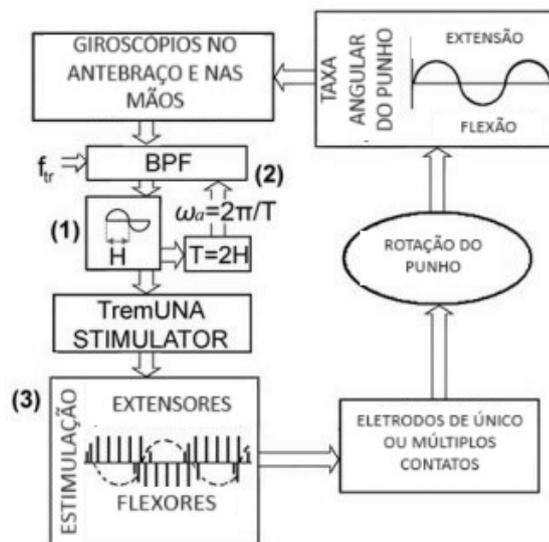
visualizado na Figura 2.13.

Figura 2.11 – Diagrama de bloco do sistema TremUNA para supressão de tremor



Fonte: (POPOVIĆ MANESKI et al., 2011) com tradução livre.

Figura 2.12 – Esquemático do algoritmo de controle usado para atenuação de tremor nos pacientes.



Fonte: (POPOVIĆ MANESKI et al., 2011) com tradução livre.

O bloco 1 da figura 2.12 utiliza um detector de passagem por zero (*zero crossing detector*) - o qual muda o estado da saída do comparador quando a entrada AC cruza a tensão de referência zero - para avaliar o meio-período (H) da saída do filtro (i.e., o sinal de tremor). O bloco 2 é um filtro passa-banda adaptativo *Butterworth* de segunda ordem (APBF) adaptativo com a frequência central sendo ajustada continuamente para $\omega_a = \frac{2\pi}{T}$, em que $T = 2H$. A saída do filtro é usada para guiar a estimulação do tipo fora de fase do bloco 3.

Figura 2.13 – Sistema de supressão de tremor utilizando o estimulador TremUNA.



Fonte: (POPOVIĆ MANESKI et al., 2011) com tradução livre.

A Figura 2.13 mostra o sistema integrado com os eletrodos de superfície - responsáveis por ativar os flexores e extensores do punho - e os giroscópios - os quais avaliam as taxas angulares do antebraço e da mão.

Este sistema foi testado, primeiramente, em pacientes saudáveis, mostrando-se eficiente ao gerar ativação forte e assíncrona dos músculos antagonistas que os sujeitos poderiam não suprimir, além de demonstrar que a estimulação assíncrona aplicada não impedia o movimento voluntário funcional, sendo uma opção vantajosa quando comparada aos exoesqueletos que limitam a amplitude de movimento do braço.

Além do teste em pacientes saudáveis, o sistema foi testado em pacientes com DP e com TE (tremores essenciais), mostrando que o paradigma da estimulação fora de fase suprimiu, significativamente, o tremor nas articulação do punho em seis dos sete sujeitos, com uma média de supressão do tremor de $67 \pm 13 \%$.

2.2.2 Órteses Ativas / Exoesqueletos Robóticos (Atuadores Mecânicos)

Os atuadores mecânicos se referem às soluções que utilizam a força mecânica para contrabalançar a força dos tremores, caracterizados por exoesqueletos robóticos ou órteses ativas. A técnica de atuadores é composta por diversas soluções, podendo ter uma estrutura rígida ou flexível e podendo ser realizada de modo direto, quando atua sobre o antebraço ou mão do usuário, ou de modo indireto, quando atua sobre um sistema o qual será responsável por estabilizar o tremor (VIEIRA et al., 2021; LORA-MILLAN et al., 2021).

Foram, então, selecionadas três soluções que se destacaram por estarem presentes em ambos os artigos base e por obterem bons resultados, que serão apresentados a seguir.

Um dos primeiros dispositivos feitos que seguiram essa abordagem de órtese ativa foi o WOTAS (*wearable orthosis for tremor assessment and suppression* - órtese vestível para avaliação e supressão de tremores), executado por [Rocon et al. \(2007\)](#). Esse estudo consistiu em um exoesqueleto robótico com três graus de liberdade capaz de aplicar forças nas articulações dos membros superiores, o qual, após identificar o tremor, era capaz de utilizar duas estratégias diferentes para agir contra os movimentos trêmulos, sendo elas: simular a aplicação de viscosidade e inércia para modificar a impedância do membro e suprimir os movimentos de alta frequência (modo de controle passivo), ou aplicar forças opostas ao componente de tremor do movimento para neutralizá-lo.

Esse sistema é composto por sensores, atuadores mecânicos e uma estrutura metálica que se prende ao braço do paciente (Figura 2.14). O experimento foi realizado o teste das duas estratégias em 10 pacientes com tremores essenciais/Parkinson, obtendo uma média de redução dos tremores de 70% aplicando controle passivo e de 82% aplicando controle ativo ([ROCON et al., 2007](#); [LORA-MILLAN et al., 2021](#); [VIEIRA et al., 2021](#)).

Figura 2.14 – Versão final do WOTAS para supressão de tremores.

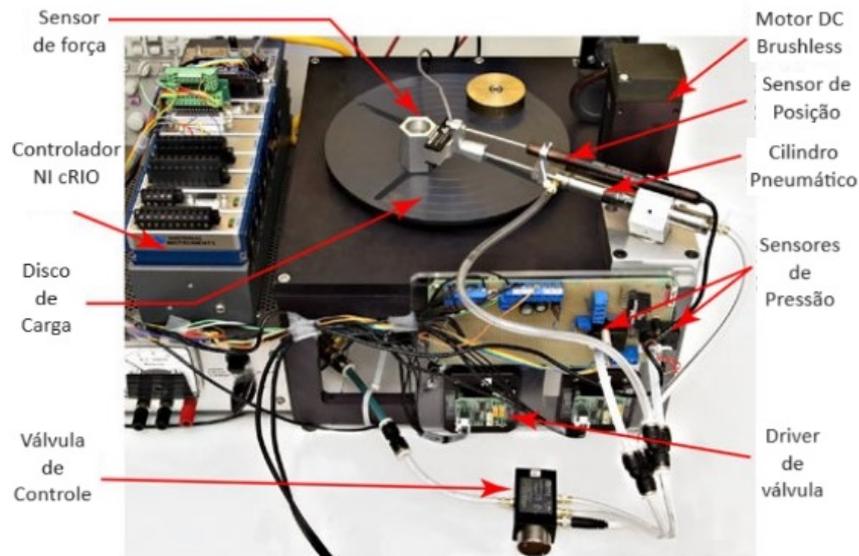


Fonte: [Rocon et al. \(2007\)](#) com tradução livre.

Outro dispositivo destacado foi o de [Taheri et al. \(2014\)](#), que estimava e procurava cancelar o torque do músculo responsável pelos movimentos trêmulos - gerando um torque igual com sentido oposto utilizando um cilindro pneumático. O sistema, composto por dois atuadores pneumáticos lineares, possui uma estrutura que permite estes de se conectarem ao punho do paciente. Para validar o algoritmo, foram usados dados de tremores de 10 pacientes com tremores severos para serem simulados em bancada. Os resultados experimentais mostraram que o dispositivo conseguiu suprimir os tremores com uma média de redução de

98.1% - utilizando a frequência fundamental (frequência do tremor) - e de 74.3% utilizando a frequência de segunda harmônica. O dispositivo para simulação em bancada pode ser visualizado através da Figura 2.15 (TAHERI et al., 2014; LORA-MILLAN et al., 2021; VIEIRA et al., 2021).

Figura 2.15 – Configuração experimental para avaliação do algoritmo de supressão de tremor.



Fonte: Taheri et al. (2014) com tradução livre.

Os dois exemplos citados são referentes a modelos de órteses ativas com estrutura rígida. O estudo de Zahedi et al. (2021), no entanto, propõe um SETS, do inglês *soft exoskeleton for tremor suppression*, que significa exoesqueleto macio para supressão de tremores. Tal dispositivo dispõe de um atuador semiativo flexivo controlável (atuador rotacional) baseado em fluido magnetoreológico e duas lâminas hiperelásticas (Figura 2.16 a). Com a combinação dessas duas ações, é possível atenuar os tremores do punho com o mínimo de restrições nos movimentos voluntários durante a flexão/extensão, abdução/adução e supinação/pronação (Figura 2.16 b). Para avaliar a eficiência do dispositivo, cinco sujeitos saudáveis simularam os movimentos trêmulos no punho enquanto utilizavam o aparelho. Pelos resultados, foi mostrado que a magnitude de aceleração e a velocidade angular do tremor do punho pode ser reduzido em média 61.39% e 56.22%, respectivamente (ZAHEDI et al., 2021; LORA-MILLAN et al., 2021; VIEIRA et al., 2021).

Figura 2.16 – Configuração do sistema SETS: **(a)** componentes do sistema fixado ao punho; **(b)** seis movimentos diferentes do punho em que o sistema SETS pode atenuar os tremores.



Fonte: (ZAHEDI et al., 2021) com tradução livre.

2.2.3 Comparação entre os mecanismos apresentados

Ao analisar os dados experimentais dos artigos mencionados e as discussões dos estudos de caso fundamentais, conclui-se que os atuadores mecânicos exibem uma capacidade superior de atenuação dos tremores, demonstrando os resultados mais favoráveis nos testes realizados. Contudo, é importante destacar que limitações, tais como o conforto e a usabilidade, constituem desafios significativos. Elementos como peso, volume considerável, ruído e autonomia, por exemplo, podem ser determinantes para a relutância dos pacientes em adotar esses dispositivos em suas atividades diárias.

Além disso, há uma falta de validação recente adequada dos atuadores mecânicos, apresentando testes em pacientes que possuam, de fato, tremores como DP ou TE, e não só testes em bancadas ou testes em pessoas saudáveis simulando tremores, demonstrando melhor sua eficácia. Apresentar os testes em pacientes reais pode alterar os resultados obtidos em

bancada, com o risco de não ser tão eficaz quanto previsto.

Quanto aos dispositivos FES, apesar de não possuir resultados tão bons quanto aos apresentados pelas órteses ativas na supressão de tremores, eles apresentam ótima usabilidade e possuem diversos estudos com testes em pacientes com DP ou TE. Ademais, já há no mercado produtos comercializados que utilizam FES para atenuação de tremores; mostrando-se, portanto, como uma categoria promissora para aplicação e comercialização - apesar de ser um produto financeiramente difícil de ser adquirido devido ao seu custo relativamente alto.

No entanto, para a FES, é necessário que a estimulação elétrica esteja em uma sincronização precisa em tempo real para ter um desempenho confiável, isto é, a sincronização do tempo de ativação muscular com o tremor é crucial para um gerenciamento adequado do tremor. Caso ocorra algum atraso devido à malha de controle, por exemplo, é possível que o efeito da estimulação seja reduzido ou até evitado. Além disso, mudanças nas condições musculares também podem levar o sistema a uma instabilidade, dado que há dependência entre o algoritmo de controle e as propriedades do sistema musculoesquelético. Fora isso, também há o fator de seletividade da estimulação muscular, que é algo que requer pesquisa adicional para um bom funcionamento do sistema (LORA-MILLAN et al., 2021).

O contraste entre as vantagens e desvantagens de utilizar FES ou atuadores mecânicos como solução pode ser melhor visualizada através da Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Vantagens e desvantagens dos métodos FES e Atuadores Mecânicos

FES		Atuadores Mecânicos	
<i>Vantagens</i>	<i>Desvantagens</i>	<i>Vantagens</i>	<i>Desvantagens</i>
Maior validação em pacientes reais	Menor eficácia quando comparado aos atuadores mecânicos	Alcança maior redução de tremores	Pouca validação em pacientes reais
Apresenta resultados mais sólidos	Requer sincronização precisa em tempo real para maior confiabilidade	Mais eficiente	Grande peso e volume
Já é uma solução comercializada, apesar de ter um custo de aquisição elevado	Dependência entre o algoritmo de controle e as propriedades do sistema músculo-esquelético	Não há necessidade de um controle tão preciso	Necessidade de fonte de alimentação (agrega mais peso)
Não tira a autonomia do paciente			Baixo conforto e usabilidade
Discreto			Limita a autonomia do paciente
Fácil de adaptar para outros usuários (mais versátil)			Ruidoso
			Pacientes escolhem não usar pela falta de discrição

3 Solução Conceitual

Feitas as considerações mostradas na seção anterior, comparou-se as vantagens e desvantagens com os requisitos definidos para esse projeto, que podem ser visualizados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Requisitos definidos para implementação do projeto

Tópico	Requisito
Design	Confortável Discreto Fornece maior autonomia ao paciente Fácil manutenção
Implementação	Versátil Fácil replicação
Custo	Baixo Acessível a outros

Dado isso, chegou-se à conclusão de que o melhor método para a implementação desse projeto é o de eletroestimulação funcional FES. Além disso, tomando como base que no trabalho base o microcontrolador ESP32 foi considerado, além de utilizado, como a melhor opção, essa placa será a utilizada nesse projeto. Para desenvolvê-lo, é necessário entender as etapas nas quais o trabalho se divide, que são:

- Entender como se dá a contração muscular e como a realizar com FES.
- Gerar o sinal de eletroestimulação FES utilizando ESP32.
- Definir como será o controle do dispositivo para atenuar os tremores e validá-lo através de simulação.

Para auxiliar no desenvolvimento de cada etapa mencionada acima, foram realizadas mais pesquisas acerca de trabalhos que utilizaram FES para atenuação dos tremores e, em seguida, trabalhos que utilizaram o microcontrolador ESP32 para gerar sinais de eletroestimulação.

3.1 Outros projetos utilizando FES para atenuação de tremores

Estudos recentes têm explorado o uso da Estimulação Elétrica Funcional (FES) para a supressão de tremores patológicos em membros superiores causados por distúrbios cinéticos.

O trabalho de [Kim et al. \(2020\)](#) desenvolveu um sistema vestível sem fio que utiliza um acelerômetro tridimensional para identificar o tremor e aplicar estimulação elétrica nos nervos periféricos, conseguindo reduzir a intensidade do tremor em aproximadamente 42% após 18 sessões de estimulação.

Outra abordagem, apresentada por [Zhang et al. \(2011\)](#), investigou a viabilidade de utilizar osciladores neurais para atenuação de tremores. O estudo propõe um oscilador neural biologicamente inspirado que gera padrões rítmicos de estimulação anti-tremor, modulados pelo sinal eletromiográfico de superfície (EMG) para suprimir o tremor em uma única articulação do membro superior.

[Popović et al. \(2010\)](#) exploraram a utilização de FES em malha fechada para suprimir tremores. Eles ajustaram a estimulação elétrica com base em medições das características de resposta em frequência do antebraço e da mão, conseguindo atenuar substancialmente tremores de 2 a 5 Hz, mantendo a funcionalidade em faixas de 0 a 1 Hz.

Um sistema em malha fechada com sensores inerciais e FES foi apresentado por [Popoviü et al. \(2010\)](#), alcançando uma supressão superior a 80% do valor RMS do tremor em um paciente com doença de Parkinson.

[Bó et al. \(2011\)](#) propuseram um algoritmo que realiza a caracterização online de tremores, filtrando simultaneamente o movimento voluntário. O método utiliza um modelo estocástico para representar o tremor patológico e o movimento voluntário, sendo avaliado com sucesso em dados simulados e experimentais.

Essas abordagens representam avanços significativos na busca por métodos eficazes e não invasivos para o controle de tremores patológicos, oferecendo possibilidades promissoras para aplicações clínicas futuras.

3.2 Projetos Relacionados utilizando ESP32 para geração de sinal de eletroestimulação

Primeiramente, implementações de eletroestimulação utilizando essa placa de desenvolvimento foram procuradas. Chegou-se, então, a quatro artigos publicados que utilizavam o ESP32 para estimulação elétrica ([BASUMATARY et al., 2021](#); [CARVALHO et al., 2022](#); [GONÇALVES et al., 2022](#); [OTT; JUNG, 2023](#)) e, com eles, surgiu a ideia inicial para a realização desse projeto.

O artigo de [Basumatary et al. \(2021\)](#) mostra uma forma de eletroestimulação utilizando ondas trapezoidais balanceadas. A ideia é justificada pelo fato de que a maioria dos dispositivos utilizam ondas monofásicas ou bifásicas quadradas balanceadas, utilizando MOSFET (transistor) e um transformador para comutação. No entanto, esse tipo de onda não é puramente equilibrada em carga, fator que faz com que ela forneça corrente CC (corrente

contínua) aos tecidos podendo criar efeitos fisiológicos adversos; optando-se, portanto, pelas ondas trapezoidais.

O artigo de [Carvalho et al. \(2022\)](#) é um exemplo de um dispositivo tanto de aquisição de dados de tremores quanto de estimulação elétrica utilizando o ESP32. A aquisição de dados dos tremores proposto por esse trabalho é com a utilização de sensores EMG e um condicionador de sinal, e a estimulação é realizada comutando os pulsos através de transistores MOSFET e, juntamente com um bloco amplificador composto por um módulo Conversor de Tensão *Step-Up* DC/DC e um transformador VB, gerando ondas quadradas bifásicas. Assim, controla-se a amplitude de saída por meio da técnica de PWM (*Pulse Width Modulation*), ajustando os pulsos em duração e período, sendo a amplitude diretamente proporcional à duração do pulso.

O artigo de [Gonçalves et al. \(2022\)](#) foi baseado nesse último citado, realizando simulações, e o de [Ott e Jung \(2023\)](#) faz uma comparação entre um dispositivo criado com Arduino e o mesmo criado com ESP32, além de implementar o dispositivo que permitisse que o usuário selecionasse diferentes tipos de pulsos - como monofásicos, bifásicos, alternados, polifásicos - e ajustasse variáveis como duração de um pulso aplicado, intervalo entre dois pulsos consecutivos, aplicação de pulsos irregulares, com comprimento aleatório e lacunas (simulação de arritmia), bem como pulsação normal, registrando esses dados para cada pulso único durante o experimento.

3.3 Soluções Comerciais

Como exemplo de dispositivos já comercializados que utilizam FES para atenuação de tremores, tem-se o “Mollii Suit” da Exopulse (Figura 3.17), que é um produto de tecnologia assistiva para neuroestimulação. É um vestuário que contém 58 eletrodos embutidos e posicionados para estimular 40 músculos principais em todo o corpo e que podem ser programados de acordo com as necessidades individuais. Com uma eletroestimulação de baixa frequência, o dispositivo alivia a dor crônica e relaxa músculos espásticos e tensos com segurança e simplicidade, além de ativar os músculos para recuperar o controle e evitar atrofias, aumentando também a circulação sanguínea local.

Figura 3.17 – EXOPULSE Mollii Suit



Fonte: EXOPULSE (s.d.)

Outro exemplo é o dispositivo de estimulação elétrica “STIWELL Electrotherapy” (Figura 3.18), desenvolvido pela companhia MED-EL, que é utilizado como eletroterapia usada na reabilitação de pacientes que possuem alguma deficiência neurológica ou ortopédica, auxiliando-os na reaprendizagem de movimentos perdidos. Tal dispositivo consiste em 4 canais de eletroestimulação que permitem a estimulação de até 4 grupos musculares. Os músculos individuais são eletricamente estimulados simultaneamente ou sequencialmente, resultando em um movimento completo. No entanto, o dispositivo de estimulação elétrica STIWELL só está disponível, atualmente, na Áustria.

Figura 3.18 – STIWELL Electrotherapy



Fonte: STIWELL MED-EL (s.d.)

As especificações desse produto podem ser vistas na Tabela 3.3.

Especificações	Descrição
Estimulador	
Canais de Estimulação Canais de Medição EMG Formas de Corrente	Dependentes do programa, máximo de 4 2 Baixa frequência, bifásica e corrente contínua - pulsos retangulares, triangulares e trapezoidais sem corrente contínua
Fonte de Alimentação Tempo de Carregamento Interface com PC Dimensões	Bateria de Li-Ion, 1950 mAh, 11,1 V Máximo de 170 minutos USB 1.1 e compatível com USB 2.0 Altura x Largura x Profundidade: 175 x 95 x 30 mm
Peso Faixa de Medição EMG	440 g 1 μ V – 2000 μ V
Programas	
Programas para Músculo Denervado	Voltagem de Saída: 80 V em 1000 Ω Corrente de saída: máxima de 80 mA Largura de Pulso: 2*1 ms – 2*250 ms Frequência de Pulso: 0,1 Hz – 50 Hz
Programas para Músculo Inervado	Corrente de Saída: 100 mA em 1000 Ω Largura de pulso: 2*50 μ s – 2*500 μ s Frequência de Pulso: 1 Hz – 140 Hz
Programas MF	Corrente de saída: 80 mA em 1000 Ω Frequência Fundamental: 3 kHz Frequência de Modulação de Amplitude: 5 – 70 Hz
Carregador	
Voltagem de Entrada Frequência da Rede Elétrica Consumo de Energia Saída Segurança Elétrica	90–264 VCA 47–63 Hz 15,1 W 12,6 V= / 1,2 A EN 60950, EN 60601-1, EN 60335-2-29, UL 60601-1, EN 60601-1-2

Tabela 3.3 – Especificações do STIWELL Electrotherapy

4 Fundamentação Teórica

Nesse capítulo, serão abordados conhecimentos necessários para o desenvolvimento do projeto. Entender como ocorrem as contrações musculares a partir de um estímulo elétrico, assim como definir os parâmetros necessários para aplicar essa eletroestimulação, são cruciais para tal. Ademais, serão abordadas técnicas para aplicar a eletroestimulação a fim de atenuar os tremores da DP, além de entender como desenvolver um eletroestimulador para realizar essa tarefa.

4.1 Sistema nervoso e Contração muscular

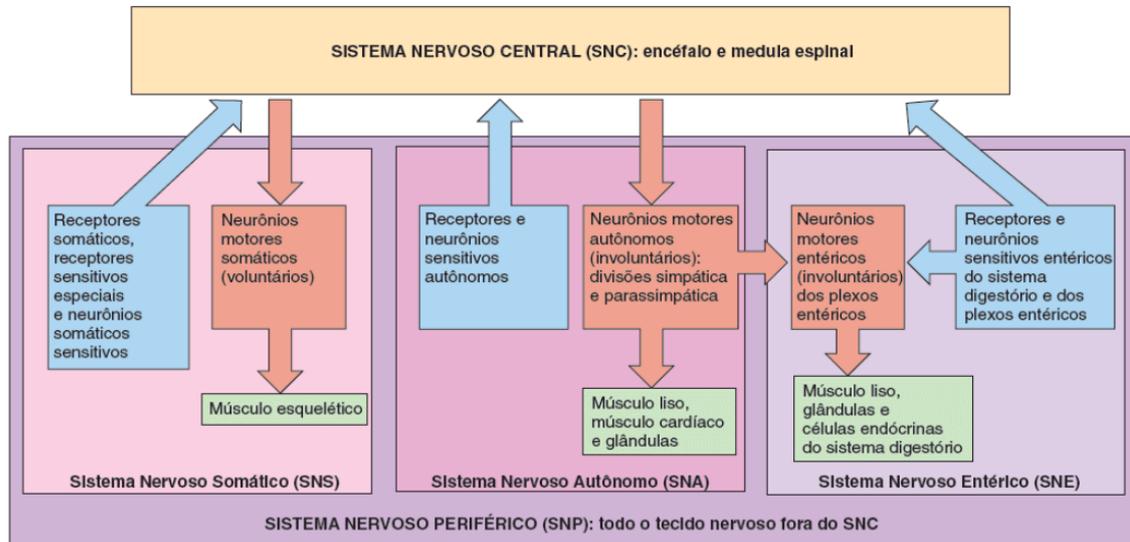
O sistema nervoso é o encarregado de regular as atividades corporais por meio de respostas rápidas, as quais utilizam impulsos nervosos, sendo responsável pelas percepções, comportamentos, memórias e início de todos os movimentos voluntários. Ele é uma rede complexa de bilhões de neurônios e neuróglias - que são os dois tipos de células que compõem o tecido do sistema nervoso -, organizado em duas subdivisões principais: o sistema nervoso central (SNC), composto pelo encéfalo e pela medula espinal, e o sistema nervoso periférico (SNP), formado pelos nervos, gânglios, plexos entéricos e receptores sensitivos. O SNC processa diferentes tipos de informações sensitivas, enquanto o SNP está localizado fora do SNC e é responsável pela transmissão de informações sensitivas e pela condução de impulsos nervosos para os músculos esqueléticos. (TORTORA; DERRICKSON, 2016)

O SNP é dividido em três componentes principais, que são ilustradas na Figura 4.19: sistema nervoso somático (SNS), sistema nervoso autônomo (SNA) e sistema nervoso entérico (SNE). O SNS é responsável pelas respostas motoras controladas conscientemente, enquanto o SNA é responsável pelas respostas motoras involuntárias e é dividido em divisão simpática e divisão parassimpática. O SNE é responsável pelo controle das funções digestivas. (TORTORA; DERRICKSON, 2016)

O sistema nervoso desempenha três funções básicas: sensitiva, integradora e motora. A função sensitiva envolve a detecção de estímulos internos e externos pelos receptores sensitivos, que são transmitidos para o encéfalo e a medula espinal. A função integradora envolve o processamento das informações sensitivas e a tomada de decisões apropriadas. A função motora envolve a ativação de efetores, como músculos e glândulas, para gerar uma resposta motora específica. (TORTORA; DERRICKSON, 2016)

O tecido nervoso é composto por neurônios e células da neuróglias. As células da neuróglias ou glia fornecem suporte, nutrição e proteção aos neurônios. Elas são menores que os neurônios, mas mais numerosas. Ao contrário dos neurônios, a neuróglias não gera

Figura 4.19 – Diagrama do arranjo estrutural do sistema nervoso. Legenda das cores: Caixas em azul ilustram os elementos sensoriais do sistema nervoso periférico; Em vermelho denotam os componentes motores do SNP; Em tom verde representam os efetores, ou seja, os músculos e glândulas.



Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016)

ou propaga potenciais de ação, mas pode se multiplicar e se dividir no sistema nervoso maduro (TORTORA; DERRICKSON, 2016). Como exemplo de sua importância no suporte do sistema nervoso, pode-se citar as células de Schwann, um tipo de célula da neuróglia presente no SNP, as quais envolvem os axônios, formam a bainha de mielina e participam da regeneração do axônio.

Os neurônios são células especializadas responsáveis por funções exclusivas do sistema nervoso, como sentir, pensar, lembrar e controlar a atividade muscular, podendo variar de tamanhos e formas. Eles possuem um corpo celular – que contém o núcleo cercado por citoplasma e inclui as organelas –, dendritos (prolongamentos que recebem estímulos) e um axônio, que é o prolongamento que transmite o impulso nervoso para outro neurônio (TORTORA; DERRICKSON, 2016). A classificação funcional dos neurônios é baseada na direção do impulso nervoso:

- Neurônios sensitivos ou aferentes, ao serem ativados por um estímulo apropriado, geram um potencial de ação (impulso nervoso) em seu axônio que é transportado para o SNC;
- Neurônios motores ou eferentes transmitem impulsos do SNC para os efetores (músculos ou glândulas) no SNP;
- Neurônios de associação ou interneurônios, que estão presentes no SNC e conectam neurônios sensitivos e motores, facilitando a comunicação entre eles, processando as

informações sensitivas dos neurônios sensitivos e promovendo uma resposta motora ativando os neurônios motores adequados.

No sistema nervoso central, a informação é transmitida por uma sucessão de neurônios, especialmente através de impulsos nervosos. As sinapses se referem ao ponto de junção entre um neurônio e outro e elas determinam as direções em que os sinais nervosos se propagam, transmitindo sinais de um neurônio para outro com maior ou menor facilidade, desempenhando um papel crucial no processamento e na transmissão de informação no sistema nervoso. Durante essa transmissão sináptica, os impulsos podem ser bloqueados, transformados em impulsos repetitivos ou combinados com impulsos de outros neurônios para formar padrões complexos, funções que podem ser classificadas como funções sinápticas dos neurônios (HALL, J. E. et al., 2021).

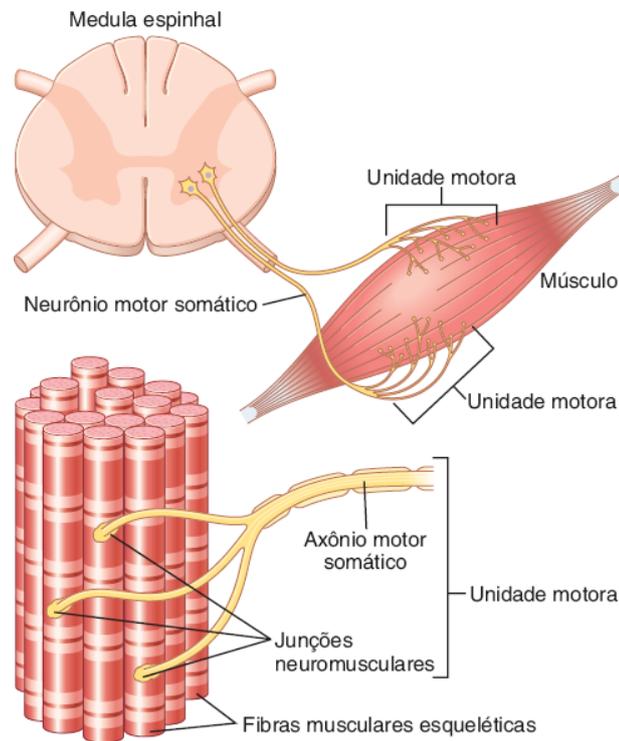
4.1.1 Contrações Musculares

Após entender um pouco do funcionamento do sistema nervoso, é importante compreender como se dá o movimento corporal. A realização de um movimento, qualquer que seja ele, é possível através de uma ação combinada e coordenada de um conjunto de músculos que interagem com o sistema nervoso. Este é responsável por inervar apenas os músculos responsáveis por exercer a força necessária para realizar o movimento desejado, isso em um ambiente imprevisível e de constante mudança, o que torna essa tarefa nada trivial (KANDEL et al., 2014; ORSINI, 2012).

O sistema nervoso controla a força muscular por meio de neurônios motores que enviam sinais da medula espinhal às fibras musculares, formando **unidades motoras**, sendo que uma unidade motora consiste em um conjunto de fibras musculares esqueléticas inervadas por um neurônio motor. Cada músculo é regulado por um número limitado de neurônios motores localizados na medula espinhal ou no tronco encefálico. Os axônios desses neurônios se estendem até os músculos através de nervos periféricos, ramificando-se para inervar várias fibras musculares. Esse processo é a base da regulação do movimento pelo sistema nervoso e está ilustrado na Figura 4.20 (KANDEL et al., 2014; ORSINI, 2012; HALL, J. E.; HALL, M. E., 2021).

Após um sinal de entrada despolarizar a membrana de um neurônio motor acima do limiar, um **potencial de ação** é gerado. Tal potencial se inicia com uma repentina mudança do potencial de repouso negativo para um potencial positivo (despolarização), propagando-se velozmente ao longo da membrana da fibra nervosa. Este processo é caracterizado por uma subsequente mudança quase tão rápida de volta ao potencial negativo (repolarização). Tais mudanças que ocorrem na membrana durante o potencial de ação podem ser visualizadas através da Figura 4.21.

Figura 4.20 – Ilustração de uma unidade motora.



Fonte: (HALL, J. E.; HALL, M. E., 2021)

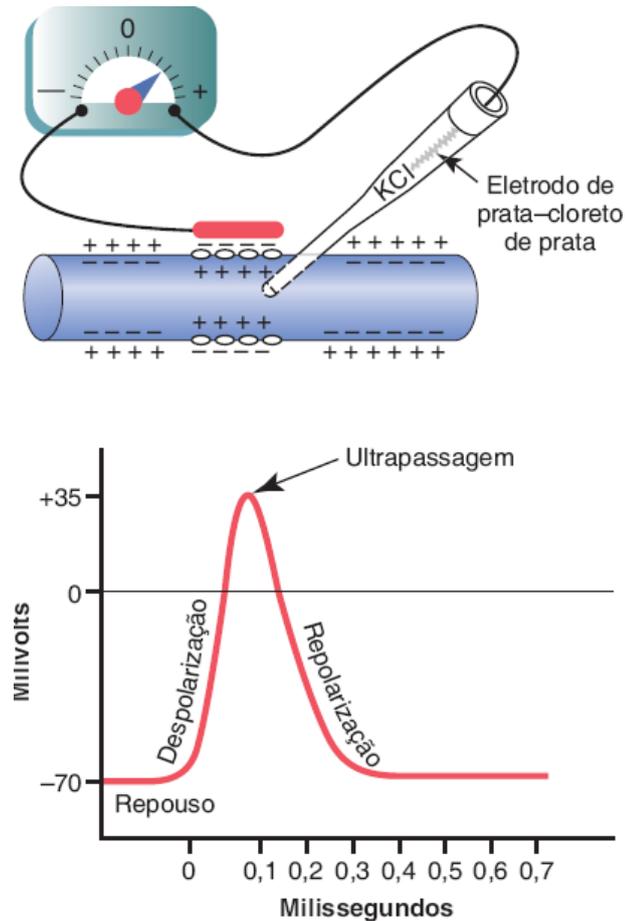
Para conduzir um sinal nervoso, o potencial de ação movimenta-se ao longo da fibra nervosa até atingir o final da fibra, propagando-se ao longo do axônio até sua terminação no músculo, facilitando a transmissão eficiente do sinal. Os potenciais de ação em todas as fibras de uma unidade motora contribuem para correntes extracelulares, gerando um potencial elétrico próximo às fibras musculares ativas (HALL, J. E.; HALL, M. E., 2021; KANDEL et al., 2014).

A maioria das contrações musculares, as quais resultam no movimento, envolve a ativação de várias unidades motoras, cujas correntes somadas são detectadas por eletromiografia. Vale ressaltar que os sinais de um eletromiograma (EMG) são úteis para o estudo do controle neural do movimento e diagnosticar patologias (KANDEL et al., 2014).

De forma detalhada, pode-se definir o processo de contração muscular como o mostrado em John E. Hall e Michael E. Hall (2021), composto pela série de etapas sequenciais descritas abaixo e ilustrada na Figura 4.22:

1. Um impulso elétrico (potencial de ação) percorre um nervo motor até alcançar as extremidades das fibras musculares.
2. Nas extremidades nervosas, ocorre a liberação de uma pequena quantidade do neurotransmissor acetilcolina – uma substância química que transmite sinais entre as células nervosas (neurônios) e entre neurônios e células-alvo, como as células musculares.

Figura 4.21 – Potencial de ação típico registrado

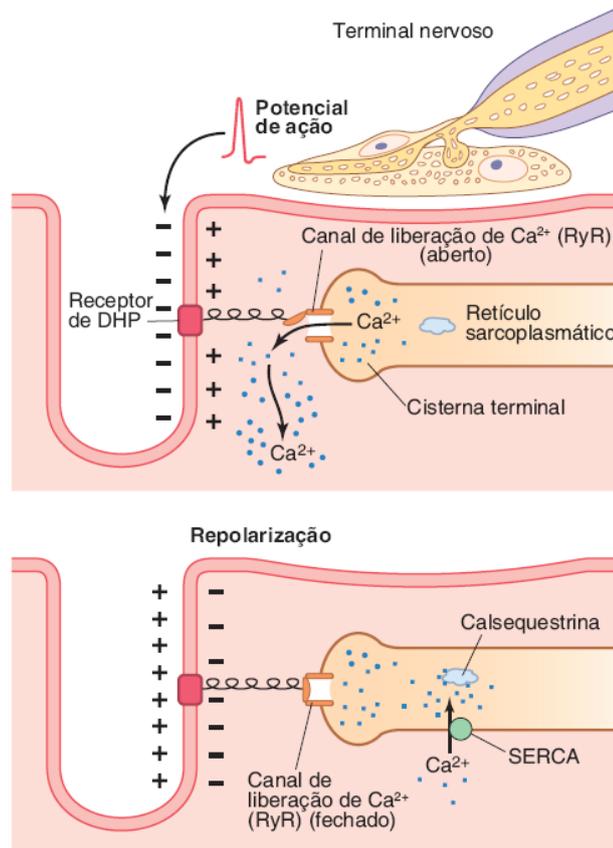


Fonte: (HALL, J. E.; HALL, M. E., 2021)

3. A acetilcolina atua em uma região específica da membrana da fibra muscular, abrindo canais de cátions regulados por essa substância, por meio de moléculas proteicas na membrana.
4. A abertura desses canais regulados pela acetilcolina permite a entrada de uma grande quantidade de íons sódio na membrana da fibra muscular, resultando em uma despolarização local que, por sua vez, leva à abertura de canais de sódio dependentes de voltagem, desencadeando um potencial de ação na membrana.
5. O potencial de ação percorre a membrana da fibra muscular de maneira semelhante à propagação em fibras nervosas.
6. O potencial de ação despolariza a membrana muscular, e a maior parte da carga elétrica do potencial de ação flui pelo centro da fibra muscular, provocando a liberação de íons cálcio armazenados no retículo sarcoplasmático.
7. Os íons cálcio iniciam as forças de atração entre os filamentos de actina e miosina, promovendo o deslizamento destes lado a lado, caracterizando o processo contrátil.

8. Após um breve intervalo, os íons cálcio são removidos das miofibrilas e bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático por uma bomba de Ca^{2+} na membrana, realizando a repolarização e encerrando, assim, a contração muscular.

Figura 4.22 – Acoplamento excitação-contração no músculo esquelético.



Fonte: (HALL, J. E.; HALL, M. E., 2021)

4.2 Funcionamento Geral da Estimulação Elétrica Funcional (FES)

Como abordado brevemente na seção 2.2.1, a FES envolve aplicar uma corrente elétrica de baixa frequência em volta de um nervo para causar a contração muscular de um músculo ligado a esse nervo, sendo a corrente de baixa frequência e a estimulação elétrica neuromuscular os princípios centrais para o funcionamento da FES. Além disso, através da seção 4.1.1 foi possível compreender o processo fisiológico da contração muscular, o qual se dá quando os nervos motores, após receberem um estímulo capaz de criar um potencial de ação, enviam um sinal às fibras musculares inervadas a eles, ativando-as.

Um estímulo elétrico é capaz de gerar uma contração muscular caso a corrente aplicada tenha amplitude o suficiente para despolarizar a membrana do neurônio motor até

seu limiar, para que um potencial de ação seja disparado. Além da amplitude do estímulo, é necessário que a duração do seu pulso também seja capaz de afetar a capacidade da membrana em atingir seu limiar de disparo pois, caso a duração do estímulo seja muito curta, a tensão nela não vai alcançar o limiar, independente da amplitude deste (NELSON et al., 2003).

Vale ressaltar que, em um músculo que tipicamente recebe inervação (inervado), a contração é desencadeada tanto pela excitação do nervo quanto pela estimulação direta da fibra muscular quando submetido à estimulação elétrica. Isso ocorre devido ao limiar mais baixo de estimulação na fibra nervosa em comparação com a fibra muscular. Apenas quando o músculo perde a inervação (desnervado), a estimulação elétrica afeta exclusivamente as fibras musculares (NELSON et al., 2003).

A regulação na intensidade da contração muscular (ou força muscular), vai depender do número de unidades motoras ativadas (recrutamento) e da frequência em que cada unidade motora é disparada (taxa de disparo). Na contração voluntária, as unidades motoras seguem um padrão fixo de recrutamento, começando com as de baixa produção de força e contração lenta, antes das unidades de maior força e contração rápida, além de possuir uma taxa de disparo diferente para cada unidade. No entanto, a estimulação elétrica de um nervo motor reverte essa ordem de recrutamento, ativando inicialmente as unidades de maior calibre, além de possuir uma frequência de disparo sincronizada e igual para todas as unidades recrutadas. Tais fatores fazem com que a contração provocada pela estimulação elétrica seja diferente da contração fisiológica, fazendo com que, para provocar contrações com FES, seja necessário o uso de frequências de estimulação maiores (20-40 Hz) quando comparado à frequência necessária para contração realizada pelo sistema nervoso (6-8 Hz), o que pode causar uma fadiga muscular prematura (NELSON et al., 2003; LYNCH; POPOVIC, 2008).

4.2.1 Eletrodos

Para aplicar os estímulos elétricos no músculo alvo, são utilizados eletrodos como interface entre o equipamento de estimulação elétrica e os tecidos vivos, facilitando a conversão do fluxo de elétrons do circuito de saída do estimulador em uma corrente iônica nestes tecidos. Geralmente, são necessários pelo menos dois eletrodos para completar o circuito elétrico e conduzir a corrente do estimulador aos tecidos-alvo. Para estabelecer contato, o método mais comum é o contato ôhmico direto por meio de um eletrólito, criando a chamada **interface eletrodo-eletrólito**, sendo vários os materiais utilizados nos eletrodos para garantir esse contato (NELSON et al., 2003).

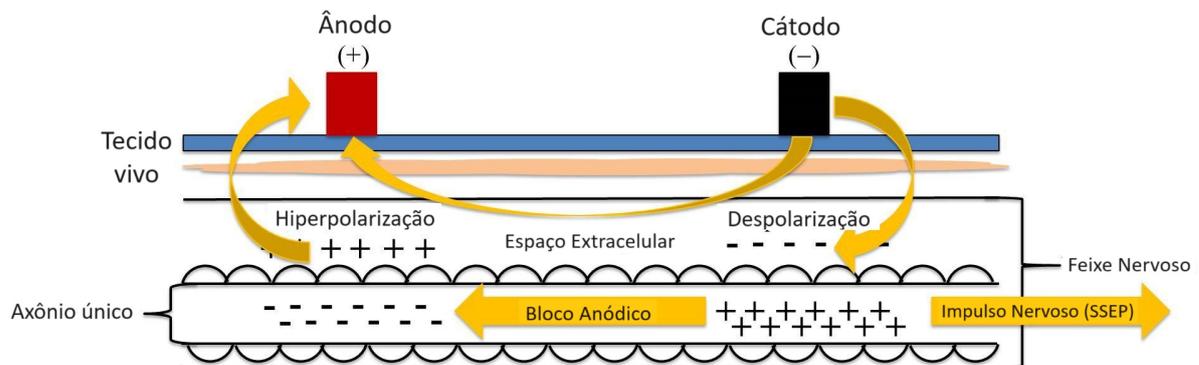
A interface eletrodo-eletrólito é onde ocorrem as trocas de elétrons para íons e vice-versa. Nessa interface, o eletrodo tende a liberar íons na solução, enquanto os íons do eletrólito se combinam com o eletrodo. Os tecidos vivos, ricos em íons, atuam como eletrólito nesse

processo. Para estabelecer uma corrente iônica no tecido, é crucial que os eletrodos possuam cargas opostas. O cátodo, ou eletrodo negativo, com maior concentração de elétrons, atrai íons positivos dos tecidos subjacentes. O ânodo, ou eletrodo positivo, com relativa escassez de elétrons, atrai íons negativos e elétrons livres dos tecidos subjacentes (NELSON et al., 2003).

Os íons positivos, predominantemente sódio e potássio, movem-se em direção oposta aos íons negativos, principalmente cloro, e aos elétrons livres. A densidade da corrente iônica é mais elevada nas proximidades dos eletrodos devido à dispersão nos tecidos circundantes. O potencial de repouso da membrana das fibras musculares e dos axônios próximos aos eletrodos é afetado pela concentração de carga nos locais em que estes foram posicionados (NELSON et al., 2003).

No cátodo, também conhecido como eletrodo ativo, ocorre uma diminuição no potencial da membrana (despolarização), desencadeando um potencial de ação se o limiar crítico for atingido. O ânodo, por vezes referido como eletrodo indiferente, hiperpolariza a membrana, reduzindo sua sensibilidade à despolarização. Tal comportamento dos eletrodos pode ser visualizado através da Figura 4.23. Com uma forma de onda CA bifásica simétrica, a percepção da estimulação é uniforme em ambos os eletrodos. Caso a onda não seja balanceada, a intensidade da estimulação pode variar entre os eletrodos (NELSON et al., 2003).

Figura 4.23 – Funcionamento da interface eletrodo-eletrólito com os eletrodos cátodo e ânodo.



Fonte: (HOWARD, s/d) com tradução livre

Há duas técnicas para o posicionamento dos eletrodos: monopolar e bipolar. Na técnica monopolar, apenas o eletrodo cátodo é posicionado sobre a área-alvo, isto é, a área que se deseja estimular. O ânodo, por sua vez, é colocado em uma área que não será estimulada. Já na técnica bipolar, ambos os eletrodos são posicionados sobre a área-alvo e, para o caso de uma forma de onda bifásica simétrica, a polaridade deles não interfere, não fazendo diferença qual dos eletrodos é colocado proximal ou distalmente na pele sobre a área-alvo (NELSON et al., 2003).

Os eletrodos podem ser classificados como transcutâneos (posicionados sobre a su-

perfície da pele) – também chamados de eletrodos de superfície –, percutâneos (posicionados dentro de um músculo), epimisiais (colocados na superfície do músculo) ou *cuff* (envolvendo o nervo que inerva o músculo de interesse), sendo necessária a realização de procedimento cirúrgico para a inserção dos últimos três tipos de eletrodos citados (LYNCH; POPOVIC, 2008).

O dimensionamento dos eletrodos de superfície está relacionado à impedância cutânea, à densidade da corrente RMS, à percepção discriminativa da resposta excitatória e à especificidade da estimulação. Eletrodos maiores são geralmente associados a uma menor impedância da pele, visto que a utilização de eletrodos menores em relação à área a ser estimulada pode resultar em uma impedância excessivamente elevada na interface eletrodo-pele, comprometendo a penetração da corrente (NELSON et al., 2003).

A influência do tamanho do eletrodo na densidade da corrente RMS possui implicações clínicas significativas. Eletrodos pequenos não são aconselháveis em situações de alta corrente RMS, pois isso pode ultrapassar os limites de segurança. Aumentar o tamanho do eletrodo, por sua vez, diminui a densidade da corrente. Em relação à percepção discriminativa, estudos indicam que eletrodos maiores proporcionam respostas motoras mais intensas sem gerar dor, enquanto eletrodos menores podem induzir estimulação dolorosa em níveis motores (NELSON et al., 2003).

A escolha do tamanho é também influenciada pela especificidade da estimulação. Eletrodos maiores são preferidos para contrações musculares vigorosas, embora a adequação ao grupo muscular específico e a área-alvo sejam considerações importantes. Enquanto eletrodos maiores minimizam a dor, eles dispersam a corrente, resultando em estimulação menos específica, podendo afetar músculos não alvo. Eletrodos menores isolam um músculo, mas a estimulação pode ser dolorosa antes de uma contração suficiente, destacando a importância da escolha do tamanho de acordo com a aplicação do tratamento (NELSON et al., 2003).

4.3 Parâmetros importantes para Eletroestimulação Neuromuscular

Para obter sucesso na eletroestimulação, tornando-a eficaz e segura, é crucial escolher adequadamente os parâmetros da corrente elétrica aplicada, pois a seleção inadequada pode resultar em efeitos indesejados, como fadiga muscular excessiva ou dor. Portanto, é fundamental compreender esses parâmetros e entender a faixa de valores geralmente utilizada em pacientes com Parkinson, com base em estudos já realizados, para aplicá-los corretamente neste projeto.

Antes, no entanto, vale ressaltar que há alguns tipos de correntes elétricas utilizadas

para a eletroterapia, sendo elas, por exemplo, a corrente contínua (CC), a corrente alternada (CA), e a corrente pulsada (CP). A primeira possui fluxo unidirecional da corrente, e como exemplo dela tem-se a chamada “corrente galvânica”, a qual é indicada em eletroterapia para tratamento de traumatismos, contusões, distensões, entre outros, e também a chamada “corrente farádica”, indicada para eletrodiagnóstico e eletroestimulação muscular direta. No entanto, ambas as correntes, galvânica e farádica, têm baixa tolerância dos pacientes por conta do desconforto causado (KOPCZYNSKI, 2012).

Já a segunda, corrente alternada, consiste num fluxo bidirecional, que gera fases positivas e negativas de corrente. Como exemplo desta tem-se a corrente de eletroestimulação transcutânea neuromuscular (TENS) e as correntes interferenciais, indicadas como eletroestimulador muscular ou para o tratamento de algias (KOPCZYNSKI, 2012).

A corrente pulsada, no entanto, trata-se do fluxo uni (CC) ou bidirecional (CA) da corrente, conduzida de forma ininterrupta e por períodos predeterminados – os chamados pulsos – de curta duração. A estimulação elétrica funcional (FES) utiliza-se dessa corrente (KOPCZYNSKI, 2012); sendo essa, portanto, a corrente a ser escolhida para o projeto.

Todavia, pulsos diferentes podem gerar formatos de ondas (aspecto visual da onda, e.g., quadrada, senoidal, triangular, etc), e formas de ondas (padrão ou tipo matemático da onda, e.g., monofásica, bifásica, etc) diferentes. É importante, portanto, compreender as particularidades de cada pulso para atingir resultados desejados, pois ondas com formatos diferentes mas características e formas de onda semelhantes, por exemplo, tendem a produzir efeitos fisiológicos similares (NELSON et al., 2003).

Além disso, as correntes pulsadas possuem características e propriedades essenciais que devem ser conhecidas, independentemente da forma de onda, e descrever sua fase e pulso é de grande importância. Vale ressaltar que, em um design monofásico, fase e pulso são sinônimos, enquanto em pulsos bifásicos, cada fase deve ser descrita. A descrição de apenas uma fase é suficiente quando as fases são simétricas, mas no caso de pulsos bifásicos assimétricos, as características de ambas as fases devem ser descritas (NELSON et al., 2003).

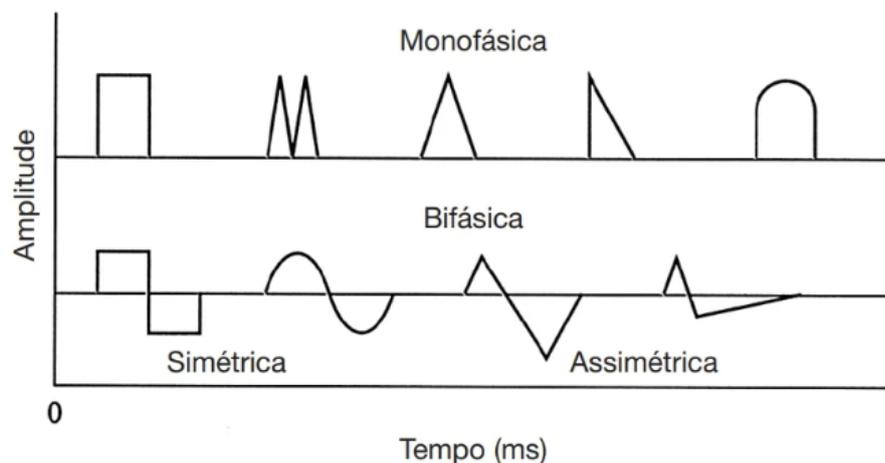
Os parâmetros cruciais da fase e do pulso que devem ser analisados e descritos incluem a duração da fase e do pulso, a amplitude da fase e do pulso, a carga da fase e do pulso e a frequência do pulso (NELSON et al., 2003). Esses parâmetros são de extrema relevância para a aplicação clínica da eletroterapia, e serão apresentados nas próximas seções juntamente com a faixa de valores definida com base em estudos que utilizaram essa técnica para o tratamento de tremores da doença de Parkinson.

4.3.1 Forma de Onda

A forma de onda da corrente elétrica é um parâmetro que pode afetar a eficácia da eletroestimulação. As duas formas de ondas diferentes utilizadas nos estimuladores são

monofásicas - apenas uma fase para cada pulso - e bifásicas - duas fases opostas contidas em um único pulso - , podendo possuir diversos formatos de onda - como quadrada, senoidal ou triangular - e, no caso das formas de onda bifásicas, serem simétricas ou assimétricas, cada uma com características próprias, como pode ser visualizado através da Figura 4.24 (NELSON et al., 2003). A forma de onda mais utilizada na eletroestimulação neuromuscular, com maior preferência clínica, é a onda bifásica simétrica com intervalo interfase, que é capaz de gerar contrações musculares mais fortes e confortáveis (NELSON et al., 2003; KOPCZYNSKI, 2012).

Figura 4.24 – Formas de onda de corrente pulsada básicas



Fonte: (NELSON et al., 2003)

O fluxo da corrente em um pulso monofásico é unidirecional, indicando, portanto, que a polaridade de um eletrodo é positiva e a do outro é negativa. O fluxo da corrente em um pulso bifásico, por sua vez, é bidirecional. A vantagem do pulso simétrico bifásico em relação ao pulso assimétrico é que a questão das polaridades - negativa e positiva - não precisam ser significativamente consideradas, fisiológica ou clinicamente (NELSON et al., 2003).

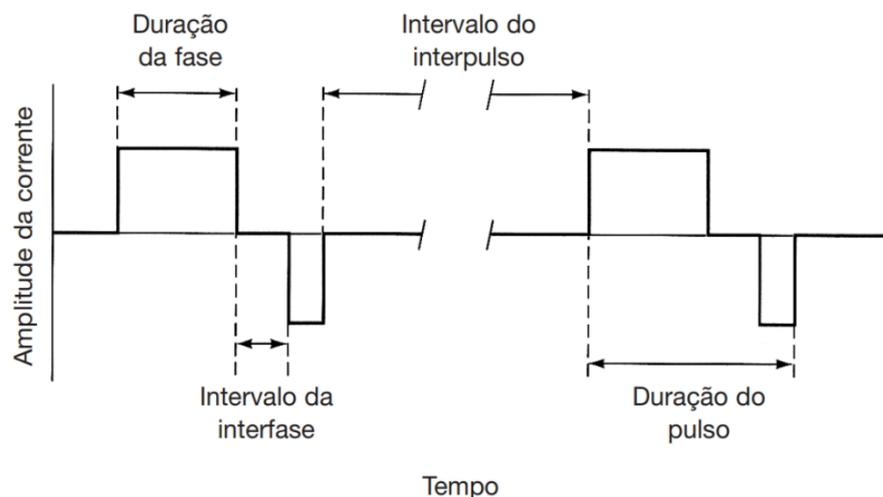
4.3.2 Duração de pulso e fase

Como característica dos estimuladores CP, existe um espaço de tempo entre os pulsos sucessivos chamados de **intervalo interpulsos**, com duração geralmente de 10 a 999 ms, dependendo da duração de cada fase e pulso, além da frequência dos pulsos (número de pulsos por segundo). Em formas de ondas bifásicas, há também o **intervalo interfase**, definido como uma breve interrupção no fluxo de corrente entre as fases de cada pulso, normalmente na faixa de 50 a 100 μs . Esse intervalo auxilia a reduzir em 10% ou 20% a corrente de pico e a carga da fase necessárias para excitar o nervo periférico (NELSON et al., 2003).

A duração de pulso se dá pelo tempo decorrido entre o início e o término de todas as fases de um único pulso, e, para um pulso bifásico, sua duração é determinada pela soma da duração das duas fases - sendo a duração da fase o tempo transcorrido do início da fase ao seu final (NELSON et al., 2003; KOPCZYNSKI, 2012). Tanto a duração de fase quanto a de pulso, em forma de onda monofásica e bifásica, podem ser visualizados através da imagem 4.25.

A duração do pulso deve ser suficiente para gerar uma contração muscular visível, mas não tão longa que cause fadiga muscular excessiva e desconforto. Ela deve ser selecionada de acordo com a resposta do paciente, sendo sugerida uma variação entre 250 a 400 μs , a qual é usualmente eficaz e tolerável (KOPCZYNSKI, 2012). Para pacientes com Parkinson, no entanto, segundo alguns estudos, a largura de pulso ideal para a estimulação muscular em pacientes com Parkinson varia bastante, mas abrange uma faixa entre 100-300 μs com a utilização de FES (KIM, 2021; PASCUAL-VALDUNCIEL et al., 2021).

Figura 4.25 – Características tempo-dependentes da corrente pulsada.



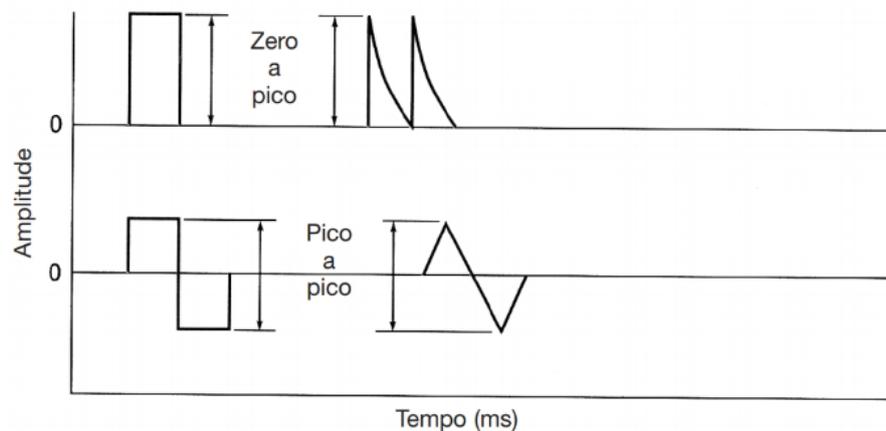
Fonte: (NELSON et al., 2003)

4.3.3 Amplitude e intensidade de corrente

A amplitude de uma onda de estimulação refere-se à medida da magnitude de uma corrente (ou voltagem) de estímulo em relação a uma linha de base de referência zero. A amplitude de pico representa a corrente (ou voltagem) máxima durante uma fase, sendo diferente em cada fase para uma onda bifásica não-balanceada. A amplitude de pico a pico é a soma do valor absoluto da corrente (ou voltagem) máxima durante ambas as fases de uma corrente alternada (Figura 4.26). No entanto, esse termo não é recomendado para correntes terapêuticas, pois não fornece informações sobre as amplitudes positiva e negativa para formas de onda assimétricas (NELSON et al., 2003).

A amplitude da raiz quadrada da média (RMS) representa a corrente efetiva aplicada

Figura 4.26 – Amplitude de pico da corrente.



Fonte: (NELSON et al., 2003)

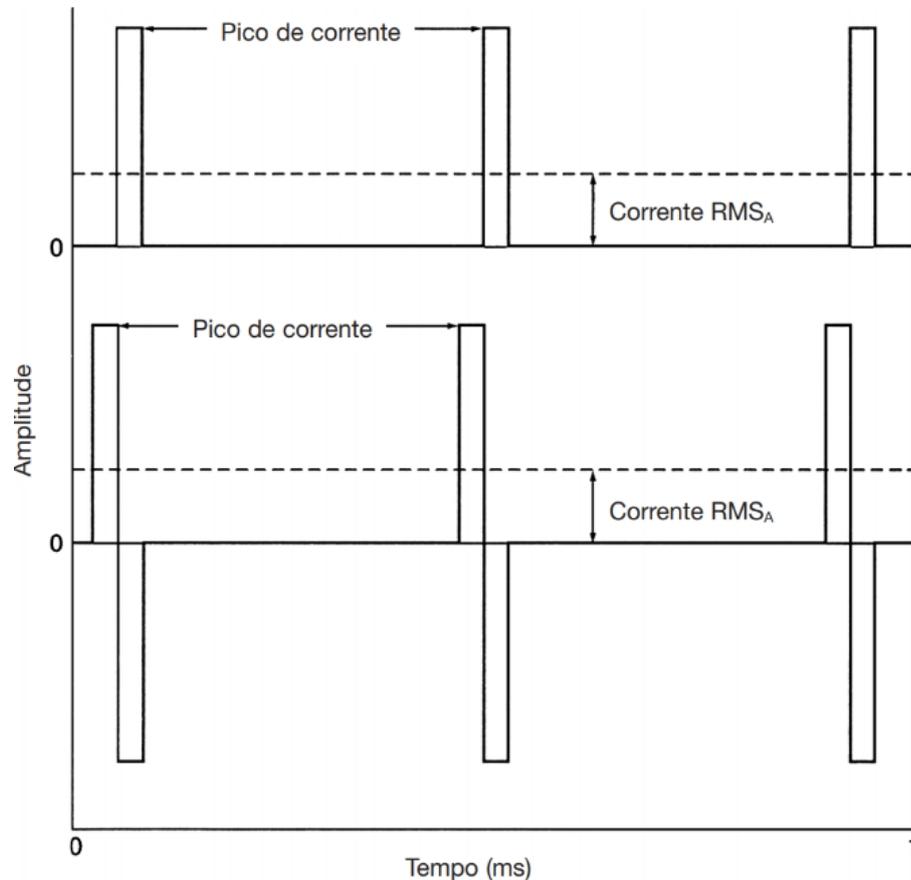
aos tecidos, sendo crucial para calcular a potência, medida em watts, que reflete a taxa de realização de trabalho ou transferência de energia. Manter a amplitude RMS dentro de níveis seguros é essencial, uma vez que a energia transferida para a impedância dos tecidos se converte em calor. O cálculo da amplitude RMS pode ser aplicado a qualquer forma de onda de estimulação, sendo obtido elevando a corrente (ou voltagem) instantânea ao quadrado e somando esses valores durante um período de tempo determinado para calcular a média dos valores quadrados (NELSON et al., 2003).

Estimuladores de corrente pulsada oferecem a vantagem de manter uma corrente RMS (coulombs/s), também denominada como fluxo médio de corrente, relativamente baixa em comparação com a amplitude de pico da corrente, devido aos intervalos interpulsos mais longos com amplitude zero (Figura 4.27). Essa característica resulta em uma quantidade média de fluxo por segundo significativamente inferior à corrente de pico, promovendo uma segurança adicional na estimulação. A corrente RMS limitada, geralmente entre 2 e 5 mA, destaca-se como um fator relevante para a segurança, em contraste com estimuladores clínicos com modulação de amplitude ou tempo em corrente alternada, que podem atingir correntes de 50 a 100 mA (NELSON et al., 2003).

A amplitude de corrente determina a intensidade da contração muscular que será gerada, dado que ela é a intensidade máxima que a corrente elétrica atinge durante a estimulação. Se a amplitude for muito baixa, a contração muscular pode ser insuficiente para produzir o efeito desejado. Se a amplitude for muito alta, pode haver desconforto ou dor para o paciente. Esse, portanto, é um parâmetro importante para garantir a eficácia e a segurança da eletroestimulação neuromuscular e, em muitos equipamentos, ao ajustar a “intensidade de corrente”, na verdade está se ajustando a amplitude dela (KOPCZYNSKI, 2012).

A intensidade da corrente é a corrente elétrica administrada ao paciente e se dá pela amplitude da corrente vezes a duração do pulso, apesar de, às vezes, ser tida como a própria

Figura 4.27 – Pico de corrente e corrente RMS ilustrados nos pulsos monofásicos e bifásicos.



Fonte: (NELSON et al., 2003)

amplitude da corrente, como dito anteriormente. Quanto maior a corrente elétrica fornecida ao paciente, maior a intensidade da contração muscular.

É recomendado que a amplitude de corrente seja ajustada individualmente para cada paciente, de acordo com sua tolerância e resposta ao tratamento. Segundo os estudos avaliados em [Kim \(2021\)](#), a amplitude variou entre 5-30 mA, e em [Pascual-Valdunciel et al. \(2021\)](#) chegou a 36 mA em algumas aplicações utilizando FES.

4.3.4 Frequência da corrente

A frequência dos pulsos representa o número de repetições da onda por segundo, sendo medida em pulsos por segundo (pps) para correntes pulsadas e em Hertz (Hz) ou ciclos por segundo (cps) para correntes alternadas. O período é o inverso da frequência, indicando o tempo para um ponto de referência em um pulso (ou ciclo) atingir o mesmo ponto no próximo. A frequência dos pulsos é a medida apropriada, embora a terminologia correta seja muitas vezes substituída por “pulso” ao considerar correntes pulsadas. Enquanto no passado a frequência era inversamente proporcional à duração do pulso, os estimuladores

modernos, especialmente os de corrente pulsada, são projetados para proporcionar pulsos curtos com intervalos interpulsos mais longos, permitindo uma independência total entre a frequência e a duração, oferecendo flexibilidade no ajuste da terapia (NELSON et al., 2003).

A frequência deve ser selecionada de acordo com o objetivo da reabilitação. A frequência alta (acima de 50 Hz) é usada para gerar contrações musculares fortes, enquanto a frequência baixa (entre 10 e 30 Hz) é usada para melhorar a circulação sanguínea local. Há um consenso de que as frequências entre 20 e 80 Hz são o suficiente para obter contração muscular com sucesso (KOPCZYNSKI, 2012). Quanto ao caso de pacientes com Parkinson, a frequência utilizada para estimulação muscular varia com a técnica e com o paciente, sendo a estimulação nervosa transcutânea (TENS) a que utiliza um faixa de frequência com altos valores, variando entre 100-250 Hz, e FES com menores valores, variando entre 20-40 Hz (KIM, 2021; LYNCH; POPOVIC, 2008). Na revisão feita em Pascual-Valdunciel et al. (2021), no entanto, encontram-se estudo que utilizam FES com frequências variando de 25-100 Hz. Além disso, considerando a análise realizada em Meng (2021), pode-se encontrar uma estimulação FES com frequência de 100 Hz e de 200 Hz, mas que mostra uma diferença no resultado insignificante entre as duas; podendo, portanto, pressupor que valores altos de frequência utilizando FES não alteram consideravelmente o resultado. Cabe ressaltar que valores muito altos de frequência podem aumentar a rigidez e fadiga muscular, além do desconforto, e valores muito baixos podem não ser eficazes no controle dos tremores, logo é recomendado que se siga a faixa entre 20-80 Hz.

4.3.5 Localização dos eletrodos

A localização dos eletrodos pode afetar a eficácia na eletroestimulação e deve ser feita de forma a gerar a contração muscular desejada. É importante considerar o tipo de movimento que se deseja realizar e selecionar os pontos de colocação dos eletrodos de acordo com isso, posicionando-os sobre o ventre do músculo a ser fortalecido/estimulado, com o tamanho dos eletrodo sendo compatível ao tamanho deste. Caso os eletrodos não sejam devidamente posicionados, pode haver contrações indesejadas e também um retreinamento motor inadequado (KOPCZYNSKI, 2012).

Ao tratar do tremor associado à doença de Parkinson, os músculos mais comumente selecionados foram o flexor carpi radialis (FCR), extensor carpi radialis (ECR), flexor carpi ulnaris (FCU) e extensor carpi ulnaris (ECU). A colocação de eletrodos nesses músculos, especialmente no pulso, demonstrou ser eficaz na redução do tremor. Além disso, para lidar com o tremor no cotovelo, alguns estudos elegeram a estimulação dos músculos bíceps e tríceps. Essa abordagem visou mitigar os efeitos do tremor em articulações proximais, como a supinação do pulso e cotovelo (MENG, 2021; PASCUAL-VALDUNCIEL et al., 2021).

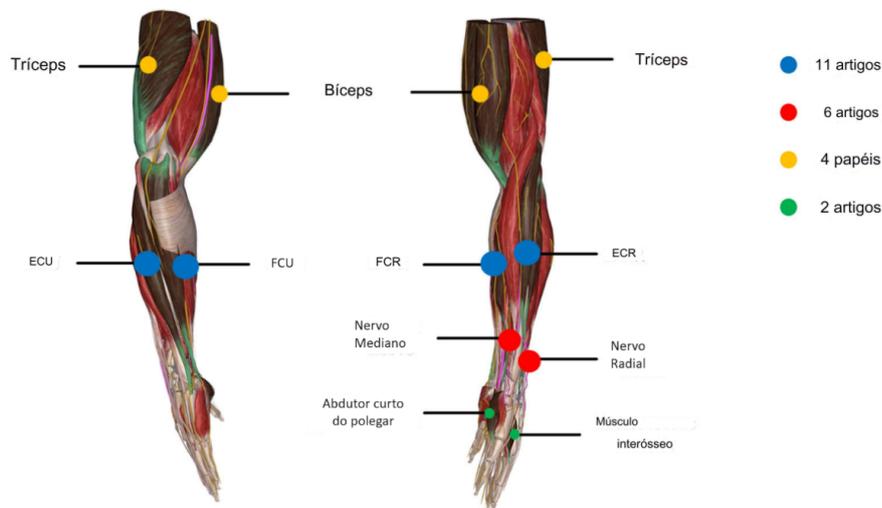
Jitkritisadakul et al. (2015, 2017) inovaram ao desenvolver uma luva específica para tremores, na qual os eletrodos foram posicionados nos músculos abdutor curto do pole-

gar e interósseos dorsais primeiro e segundo. Essa estratégia mais focalizada indica uma abordagem segmentada para controlar áreas específicas do membro superior afetadas pelo tremor.

Além da estimulação muscular, alguns estudos exploraram a TENS, direcionando os nervos mediano e radial. Essa abordagem tem o intuito de influenciar os interneurônios da medula espinhal, proporcionando um efeito regulador sobre os músculos envolvidos no tremor (MENG, 2021; PASCUAL-VALDUNCIEL et al., 2021).

Em resumo, a aplicação dos eletrodos para atenuar tremores concentra-se em regiões específicas, como o pulso e cotovelo, com músculos como FCR, ECR, FCU, e ECU sendo alvos frequentes (Figura 4.28). A inovação surge na focalização mais específica, como demonstrado pela luva desenvolvida por Jitkritisadakul et al. (2015, 2017), indicando uma abordagem personalizada e segmentada para o tratamento do tremor nos membros superiores.

Figura 4.28 – Resumo das localizações de estimulação elétrica nos artigos revisados por Meng (2021) em que a cor representa diferentes locais de estimulação e o tamanho do círculo indica o número de artigos.



Fonte: (MENG, 2021) com tradução livre

Ao definir os parâmetros para a eletroestimulação neuromuscular em pacientes com Parkinson, é importante considerar as características específicas da doença, como a presença de tremores e rigidez muscular. Todos esses parâmetros devem ser cuidadosamente selecionados e ajustados para garantir a eficácia e segurança da eletroestimulação neuromuscular em pacientes com Parkinson (KIM, 2021) (MENG, 2021) (KOPCZYNSKI, 2012).

4.4 Estratégias de eletroestimulação para atenuar tremores

A estimulação elétrica de músculos e nervos periféricos pode seguir diferentes padrões, com estratégias específicas aplicadas na Estimulação Elétrica Funcional (FES). Uma dessas estratégias é a co-contração, onde músculos agonistas e antagonistas são simultaneamente estimulados para aumentar a rigidez e viscosidade, resultando em uma redução significativa do tremor. Embora seja uma abordagem relativamente simples, a baixa frequência articular associada a essa estratégia pode impactar o movimento voluntário dos pacientes, e a rápida fadiga muscular pode ocorrer devido à necessidade de gerar maior força muscular para realizar atividades voluntárias (MENG, 2021; PASCUAL-VALDUNCIEL et al., 2021).

A estratégia de estimulação fora de fase é baseada no padrão de ativação comum de músculos agonistas e antagonistas, onde a estimulação do músculo antagonista é realizada quando o músculo agonista “tremorogênico” é ativado involuntariamente. Essa abordagem, aplicada tanto na FES quanto em outras formas de eletroestimulação, proporciona forças opostas às oscilações do tremor, sendo eficaz na redução significativa do tremor. Algoritmos de controle em malha fechada foram desenvolvidos a fim de aprimorar mais as estratégias de estimulação, os quais permitem a adaptação em tempo real da estimulação às oscilações do tremor, fazendo uso de medidas cinemáticas, sinais de eletromiografia (EMG) dos músculos-alvo ou ambos os tipos de medição (MENG, 2021; PASCUAL-VALDUNCIEL et al., 2021).

Outra estratégia é a estimulação contínua, que aplica pulsos de estimulação de corrente constante quando o tremor é detectado, sem seguir nenhum padrão de tempo ou sincronização com eventos mecânicos ou fisiológicos específicos. Essa abordagem, fácil de ser implementada, mostrou-se eficaz na atenuação do tremor em estudos de FES, como no caso mostrado em Jitkrisadakul et al. (2015, 2017). A intensidade da estimulação é crucial, pois uma amplitude mais alta recruta mais fibras aferentes, aumentando a taxa de supressão do tremor (MENG, 2021; PASCUAL-VALDUNCIEL et al., 2021).

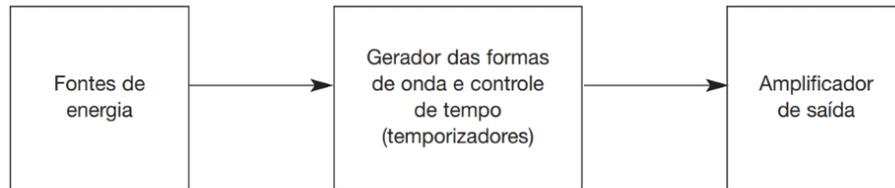
Tais estratégias de estimulação, incluindo fora de fase, co-contração e estimulação contínua, destacam-se como abordagens eficazes na redução do tremor, cada uma com considerações específicas em relação aos efeitos no movimento voluntário, fadiga muscular e intensidade da estimulação. A personalização dessas estratégias com base nas características individuais do paciente é essencial para otimizar a eficácia do tratamento e minimizar possíveis efeitos adversos.

4.5 Desenvolvimento de um eletroestimulador

Para o desenvolvimento de um eletroestimulador, é necessário entender quais seus componentes funcionais. Em Nelson et al. (2003), pontua-se que, independente da forma

de onda produzida pelo estimulador, todos eles possuem 3 componentes funcionais em comum: fonte de energia, gerador de formas de onda e controle de tempo (temporizadores) e o amplificador do sinal de saída (Figura 4.29).

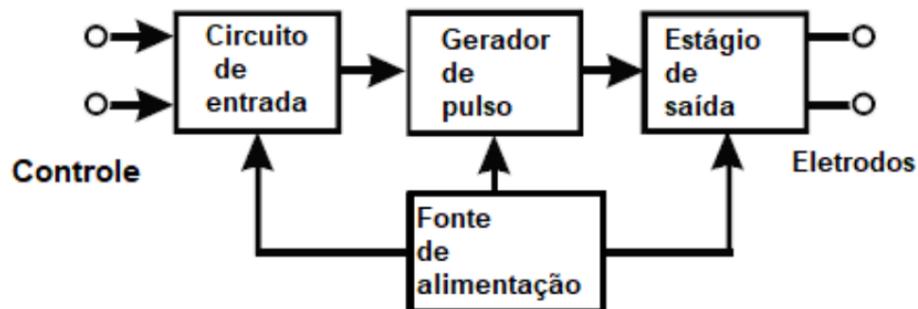
Figura 4.29 – Componentes funcionais comuns em todos os estimuladores elétricos.



Fonte: (NELSON et al., 2003)

No entanto, para os sistemas de estimulação elétrica mais modernos, como pontuado por Silva (2021) e desenvolvido por Carmona e Pereira (2022), pode-se dividi-los em: circuito de entrada, gerador de pulso, estágio de saída e fonte de alimentação (Figura 4.30).

Figura 4.30 – Diagrama de blocos do funcionamento de um estimulador elétrico moderno.



Fonte: (SILVA, 2021)

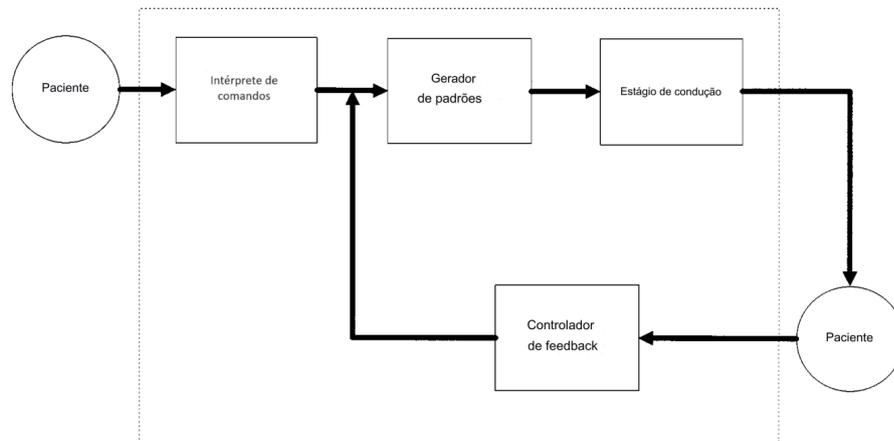
Em Wu et al. (2002), por sua vez, é mostrado um diagrama de blocos funcional de um estimulador elétrico para aplicação de FES implementando-o em um sistema de malha fechada com um controlador *feedback*, o qual pode ser visualizado através da Figura 4.31.

4.5.1 Circuito de entrada

O circuito de entrada é o responsável por fazer com que o usuário configure os parâmetros de estimulação para o dispositivo e pode ser implementado através de diversas ferramentas como microcontroladores, potenciômetros ou outros tipos de componentes analógicos de ajuste, teclados, botões, *Wi-Fi*, *Bluetooth*, entre outros.

Qu et al. (2011) desenvolveu o circuito de entrada utilizando o microcontrolador STM32, em que se configurava os parâmetros de estimulação através de um teclado e apoio

Figura 4.31 – Diagrama de blocos funcional de um estimulador elétrico para aplicação de FES com controlador *feedback*.



Fonte: (WU et al., 2002) com tradução livre.

visual de uma tela LCD. Em (CHENG et al., 2004), tem-se uma solução mais simples, com o uso de potenciômetros para controlar a corrente de estimulação.

No trabalho de Gutierrez Paredes (2019), a interface foi criada em um aplicativo de desktop e emprega a comunicação UART para enviar os parâmetros ao microcontrolador Teensy, que desempenha o papel de controle central do estimulador. Jitkritisadaku et al. (2017), por sua vez, utilizou um aplicativo de celular para enviar os parâmetros de estimulação ao microcontrolador por meio de *Bluetooth*.

O estudo Carmona e Pereira (2022) implementou a integração entre o circuito de entrada e o usuário através de uma interface de usuário executada em um computador, conectada via cabo USB tipo A. O microcontrolador ESP32 foi utilizado para o circuito de entrada e realizou diversas tarefas, incluindo o gerenciamento do protocolo de comunicação USB e Wi-Fi, a seleção do circuito gerador de sinal na chave analógica, a desativação dos canais da chave analógica, o controle do microcontrolador do circuito gerador de sinal via protocolo serial I2C, e a verificação do estado do botão de emergência. Para permitir que um microcontrolador ESP32 controlasse mais de um circuito gerador de sinal, adicionou-se um multiplexador analógico 1:8 (CI CD4051), que possibilitou a multiplexação da porta de comunicação serial com quatro conjuntos de circuitos geradores de sinal.

4.5.2 Geração de pulso para a eletroestimulação

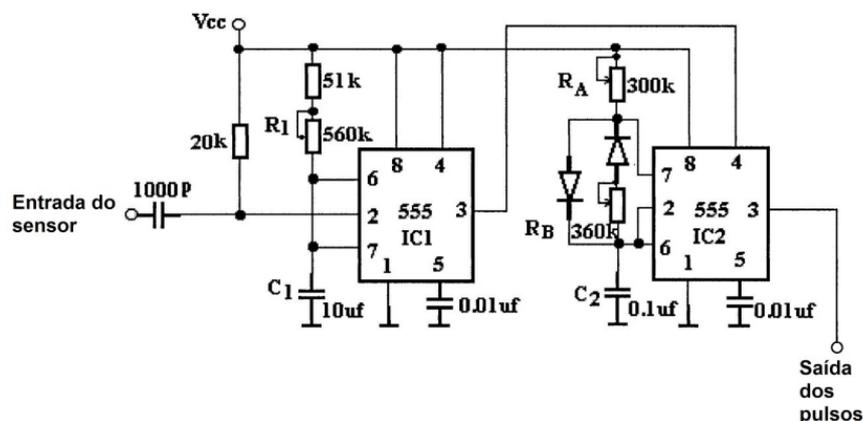
O gerador de pulsos tem a função de criar uma sequência de pulsos elétricos de baixa amplitude. Normalmente, é composto por circuitos osciladores ou microcontroladores, cujos pulsos de saída possuem amplitude, largura e frequência controláveis. Os pulsos são alterados pelo módulo modulador de forma de onda (WU et al., 2002; CHENG et al., 2004).

No estudo Qu et al. (2011), os pesquisadores desenvolveram um circuito integrado

dedicado com o objetivo de diminuir as dimensões do sistema de estimulação. Uma das funcionalidades desse circuito é o controlador digital, que recebe dados de um microcontrolador, decodifica-os para obter o padrão de estimulação. Posteriormente, esse sinal digital é encaminhado a um DAC para ser convertido em um sinal analógico, sendo então enviado à etapa de saída.

Em Cheng et al. (2004), a geração de pulsos ocorre de maneira analógica, dispensando o uso de microprocessadores ou microcontroladores. Nesse circuito, o gerador de pulso é composto por dois timers integrados (CI) 555 e alguns componentes associados, como resistores, capacitores e diodos. O primeiro 555 (CI1) funciona como um oscilador monoestável, enquanto o segundo 555 (CI2) atua como um multivibrador astável. A entrada do sensor é reservada para um sinal de gatilho externo, como um microinterruptor e a saída do multivibrador astável gera uma sequência de pulsos. A largura do ciclo de trabalho e a quantidade de pulsos (frequência de pulso) eram controladas ajustando os valores dos resistores e capacitores. O esquema elétrico desses circuitos temporizadores pode ser visualizado na Figura 4.32. A saída do multivibrador consiste em uma sequência de pulsos que é encaminhada para amplificadores operacionais, constituindo assim a etapa de condução do estimulador.

Figura 4.32 – Circuito analógico para geração de pulsos projetado por Cheng et al. (2004)



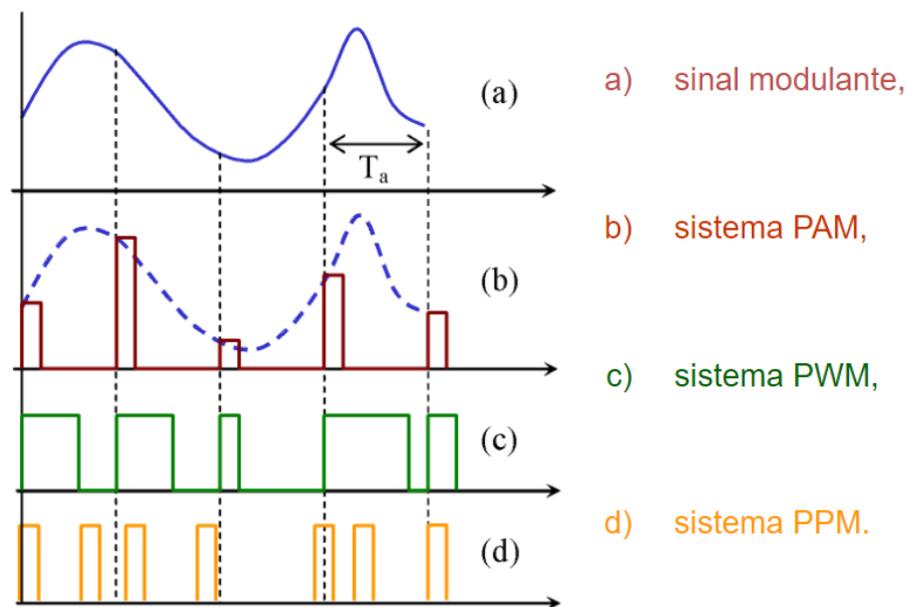
Fonte: (CHENG et al., 2004) com tradução de Silva (2021).

O modulador de forma de onda produz um sinal que influencia o sinal portador de alta frequência gerado pelo gerador de pulsos. A relação entre os módulos “gerador de pulsos” e “modulador” possibilita a criação de formas de onda de baixa amplitude, as quais precisam ser apropriadas (ou seja, apresentar formato e amplitude adequados) para estimular os músculos-alvo após serem amplificadas na fase de saída, e permite a geração de sinais de estimulação com diversas formas de onda como no caso visto em Cheng et al. (2004) (SOUZA et al., 2017).

Os três tipos mais comuns de modulação de pulso são: modulação por amplitude de

pulso (PAM) – em que a amplitude de cada pulso varia diretamente com o sinal modulante –, modulação por largura (duração) de pulso (PWM) – no qual a largura do pulso da portadora varia diretamente com a tensão (amplitude) do sinal modulante, mantendo amplitude do pulso constante –, e modulação por posição do pulso (PPM), sendo essa última obtida a partir da modulação PWM diferenciando e invertendo seus pulsos. Tais modulações podem ser visualizadas através da Figura 4.33 (ROCHA, s.d.).

Figura 4.33 – Modulações PAM, PWM e PPM a partir de um sinal modulante.



Fonte: (ROCHA, s.d.)

Para a geração de sinal em [Carmona e Pereira \(2022\)](#), adotou-se uma solução com DAC MCP4725 para gerar o sinal de controle de corrente do estimulador, utilizando o protocolo I2C. A versão final do circuito gerador de sinal foi composta pelo DAC controlando um conversor tensão-corrente com uma chave analógica CD4052, que alternava entre o sinal do DAC e o GND. O microcontrolador ATmega328P foi escolhido para gerar os sinais de pulso e o sinal de controle de corrente.

4.5.3 Amplificação do sinal

O circuito amplificador de saída é crucial para intensificar a potência da forma de onda gerada até a amplitude necessária para o efeito terapêutico. Ele controla a amplitude de saída usando a potência limitada da onda de entrada e pode operar com controle de voltagem constante ou corrente constante. Em cenários com impedância resistiva, não há diferença significativa entre as formas de onda de voltagem e corrente. Contudo, em interfaces eletrodo-eletrólito ou tecidos vivos, com componentes capacitivos e resistivos, a

impedância é complexa. Isso implica que, para formas de onda não senoidais, as formas de onda geradas para corrente e tensão não serão idênticas (NELSON et al., 2003).

No circuito de saída de tensão constante, o estimulador tem uma impedância de saída muito baixa, significativamente menor que a impedância total eletrodo-sujeito (Z_s). Essa baixa impedância de saída resulta em uma relação inversa entre a impedância Z_s e a corrente no circuito. Em contraste, o circuito de corrente constante fornece a mesma corrente, independentemente da impedância Z_s . Em outras palavras, a impedância interna do estimulador, predominantemente resistiva, é muito mais elevada em comparação com a impedância eletrodo-sujeito Z_s . Projetar um estimulador de corrente constante alimentado por baterias é desafiador devido à perda de tensão na alta impedância interna, resultando em menos tensão disponível para a impedância eletrodo-sujeito, sendo necessários transformadores (NELSON et al., 2003).

Nos estudos Gutierrez Paredes (2019), Silva (2021) e Carmona e Pereira (2022) são abordadas diferentes topologias para o circuito de saída utilizando: transformadores (CHENG et al., 2004); espelhos de corrente Wilson (WU et al., 2002) controlados por um conversor tensão-corrente; amplificadores de transcondutância, em configuração de conversor tensão-corrente clássico possibilitando o controle da corrente na carga por meio da tensão de entrada do circuito (BRUNETTI et al., 2011); ponte H com dois circuitos conversores de tensão-corrente construídos com amplificadores operacionais e MOSFETs para controlar a corrente na carga (QU et al., 2011).

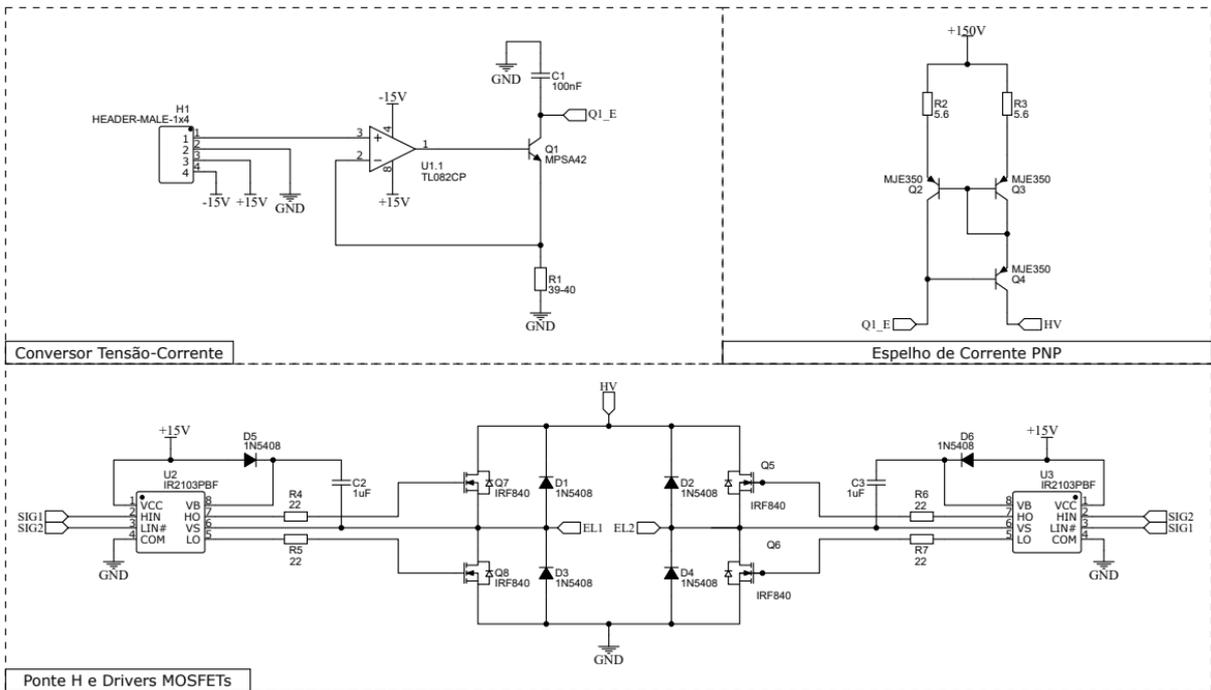
Após a análise feita, Silva (2021) propôs um sistema que utilizasse a topologia da ponte H feita por Qu et al. (2011) utilizando apenas um circuito conversor tensão-corrente semelhante ao feito em Wu et al. (2002), o qual foi, posteriormente, desenvolvido em Carmona e Pereira (2022), ilustrado na Figura 4.34.

4.5.3.1 Conversor Tensão-Corrente

O circuito conversor tensão-corrente possibilita que uma tensão de entrada regule a corrente de saída. Esse tipo de circuito pode apresentar uma carga flutuante ou aterrada, sendo todos os circuitos variações da configuração VCIS, ou “Voltage-Controlled Current Source” (Fonte de Corrente Controlada por Tensão), sendo, portanto, conhecidos como Fonte de Corrente Controlada por Tensão. A relação entre a tensão aplicada nos terminais de entrada e a corrente resultante é ajustável, sendo esse princípio fundamental para o funcionamento de dispositivos como os conversores tensão-corrente (MALVINO; BATES, 2016b).

Na configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga flutuante, que pode ser visualizado através da Figura 4.35, a corrente de saída (I_{out}) é regulada pela tensão de entrada (V_{in}), conforme a equação 4.1. A carga pode ser flutuante ou aterrada, mas em altas resistências de carga, o amplificador operacional pode entrar em saturação. A tensão

Figura 4.34 – Diagrama esquemático do circuito de saída que utiliza um conversor tensão-corrente seguindo de um espelho de corrente de Winderson e uma ponte H implementada com drivers de meia-ponte desenvolvido em Carmona e Pereira (2022).



Fonte: (CARMONA; PEREIRA, 2022)

de carga máxima ($V_{L(\text{máx})}$) é limitada por V_{CC} e V_{in} , dada por $V_{L(\text{máx})} = V_{CC} - V_{in}$.

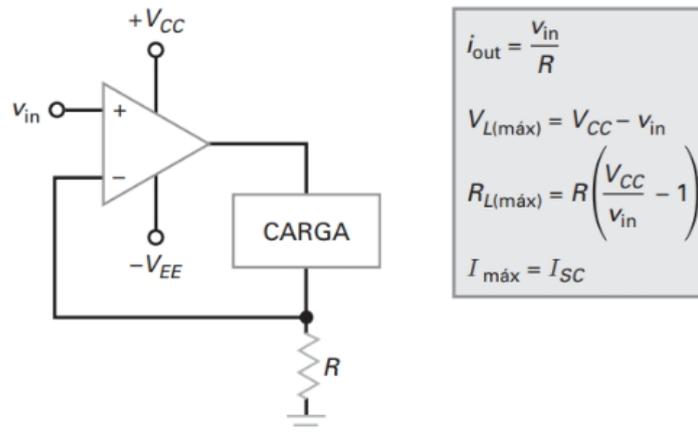
$$I_{\text{out}} = \frac{V_{in}}{R} \quad (4.1)$$

A resistência de carga máxima ($R_{L(\text{máx})}$) que pode ser utilizada sem saturar o amplificador operacional é calculada por $R_{L(\text{máx})} = R \left(\frac{V_{CC}}{V_{in}} - 1 \right)$. Além disso, a corrente de curto-circuito máxima ($I_{\text{máx}}$) é limitada pela corrente de saída em curto-circuito (I_{SC}) do amplificador operacional, conforme $I_{\text{máx}} = I_{SC}$.

Em situações em que é necessário aterrar a carga ou alcançar uma maior corrente de curto-circuito, pode-se alterar o circuito atribuindo um transistor e fazendo a alteração como mostrado na Figura 4.36. Nesse contexto, a similaridade entre as correntes de coletor e emissor do transistor resulta em uma corrente através de R que se aproxima da corrente de carga. Devido ao curto-circuito virtual entre as entradas do amplificador operacional, a tensão na entrada inversora se aproxima de V_{in} . A expressão para a corrente em R é dada por $i_{\text{out}} = \frac{V_{CC} - V_{in}}{R}$. Importante notar que o circuito emprega um reforçador de corrente na saída, papel desempenhado pelo transistor, resultando na equação 4.2, onde β_{CC} representa o ganho do reforçador de corrente (ganho DC do transistor).

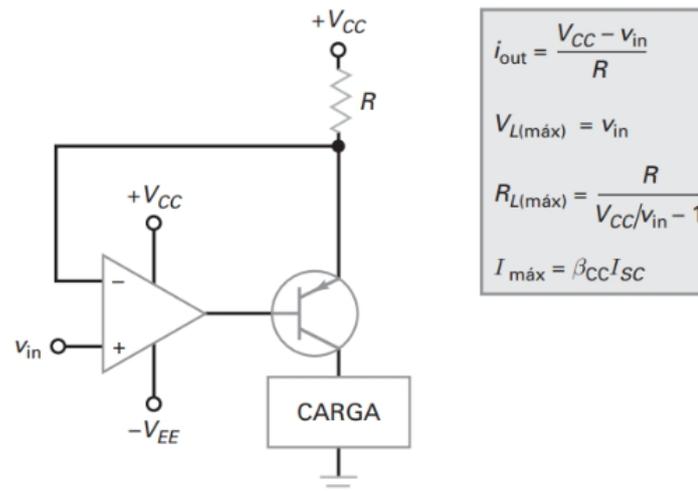
$$I_{\text{máx}} = \beta_{cc} \cdot I_{SC} \quad (4.2)$$

Figura 4.35 – Configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga flutuante.



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b)

Figura 4.36 – Configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga aterrada e reforçador de corrente.



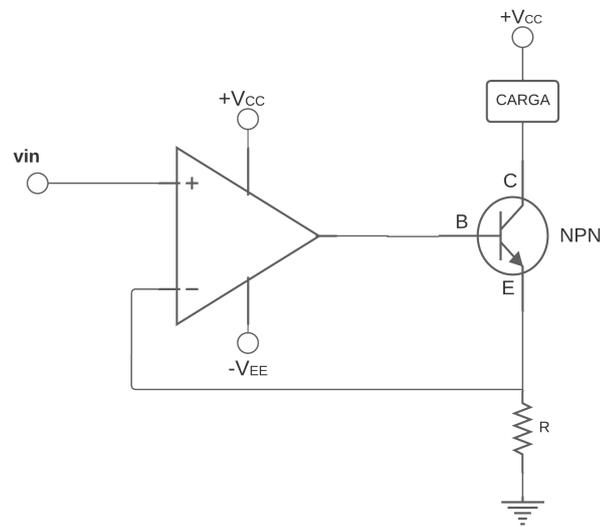
Fonte: (MALVINO; BATES, 2016b)

É possível, também, utilizar um reforçador de corrente na configuração de carga flutuante. Para isso, basta acrescentar um transistor NPN na saída do amplificador, colocando R em seu emissor e a carga em seu coletor, como na Figura 4.37. Dessa forma, o valor de resistência da carga pode assumir valores maiores sem saturar o amplificador.

4.5.4 Espelho de Corrente de Wilson

O espelho de corrente é um dispositivo que replica a corrente de referência (I_{REF}) em outros ramos do circuito, dependendo da relação entre as dimensões dos transistores que o

Figura 4.37 – Configuração VCIS de um conversor tensão-corrente com carga flutuante e reforçador de corrente.



Fonte: Feito pela autora.

compõem. A expressão

$$I_O = \frac{(W/L)_1}{(W/L)_2} \cdot I_{REF}$$

representa a corrente de saída do circuito em termos da corrente de referência e das dimensões dos transistores.

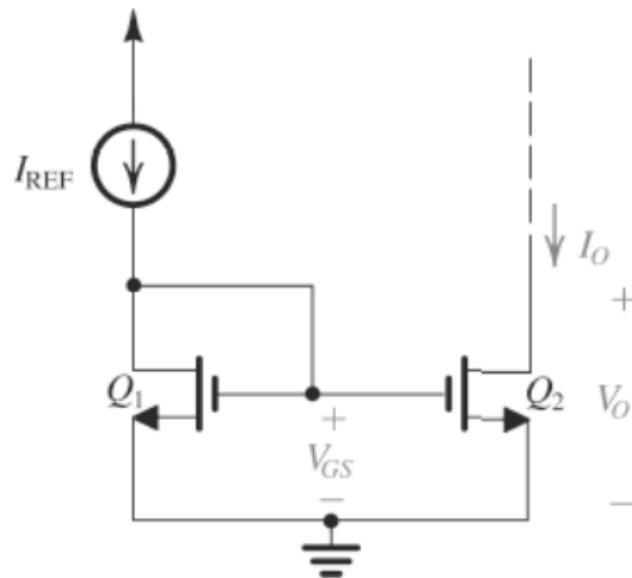
A forma mais simples para implementar um espelho de corrente é a ilustrada pela Figura 4.38, onde as portas dos transistores estão conectadas entre si e ao dreno do transistor de entrada, operando em saturação. A corrente de saída segue a relação dada pela expressão mencionada, e para transistores idênticos, espera-se que seja igual à corrente de entrada.

Contudo, é importante destacar que o fato de β (beta) ser finito pode introduzir um erro na relação de transferência de corrente do espelho, especialmente em espelhos bipolares. Além disso, a resistência de saída finita dos transistores pode causar variações na corrente do ramo de saída com mudanças na tensão de polarização.

O espelho de corrente de Wilson (Figura 4.39) é uma variação do espelho bipolar básico, projetado para reduzir a dependência da relação de transferência de corrente (β) e aumentar a resistência de saída. Neste circuito, é introduzida uma realimentação negativa, onde uma corrente quase igual à corrente de saída (I_O) é alimentada de volta no espelho de corrente básico (SEDRA et al., 2023).

A realimentação negativa ajuda a minimizar a influência do parâmetro β do transistor, tornando a relação de transferência de corrente menos sensível a variações desse parâmetro. Essa melhoria na estabilidade do circuito é alcançada alimentando parte da corrente de

Figura 4.38 – Espelho de Corrente MOSFET básico.



Fonte: (SEDRA et al., 2023)

saída do espelho de corrente básico de volta ao nó de entrada (SEDRA et al., 2023).

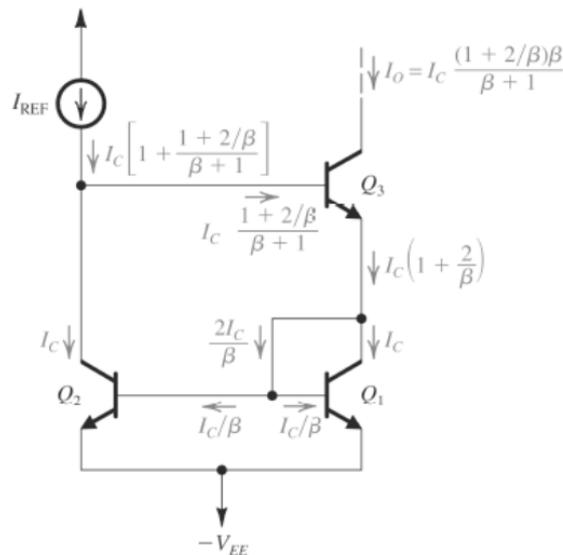
A resistência de saída do espelho de Wilson é aumentada em comparação com um transistor isolado (Q_3), graças à realimentação negativa. Essa resistência de saída mais alta é desejável em muitas aplicações, contribuindo para um desempenho aprimorado em amplificadores. Entretanto, é importante notar que o espelho de Wilson requer uma queda adicional de tensão (V_{BE}) para operar corretamente. Assim, é necessário fornecer uma queda de aproximadamente 1 V ou mais através da saída do espelho de Wilson para garantir sua operação adequada (SEDRA et al., 2023).

Em resumo, o espelho de corrente de Wilson oferece melhorias significativas em termos de estabilidade e resistência de saída em comparação com o espelho bipolar básico, tornando-o uma escolha preferida em algumas aplicações, apesar da necessidade de uma queda adicional de tensão.

Em contraste com o espelho de corrente convencional, que drena a corrente do coletor do transistor de saída “puxando-a” do circuito, há uma variação que age de forma inversa, “empurrando” corrente para um circuito. Nessa configuração específica, a corrente flui para dentro do coletor do transistor de saída, gerando uma corrente de saída positiva e funcionando como uma fonte de corrente. Para isso, são utilizados transistores PNP, em que a corrente flui do emissor para o coletor, ou PMOS, onde a corrente flui do dreno para a fonte (*source*).

No circuito de condução de corrente mostrado na Figura 4.40, por exemplo, o transistor Q_2 funciona como um dreno de corrente, que puxa a corrente do circuito, enquanto o transistor Q_5 é considerado uma fonte de corrente, que empurra corrente para um circuito

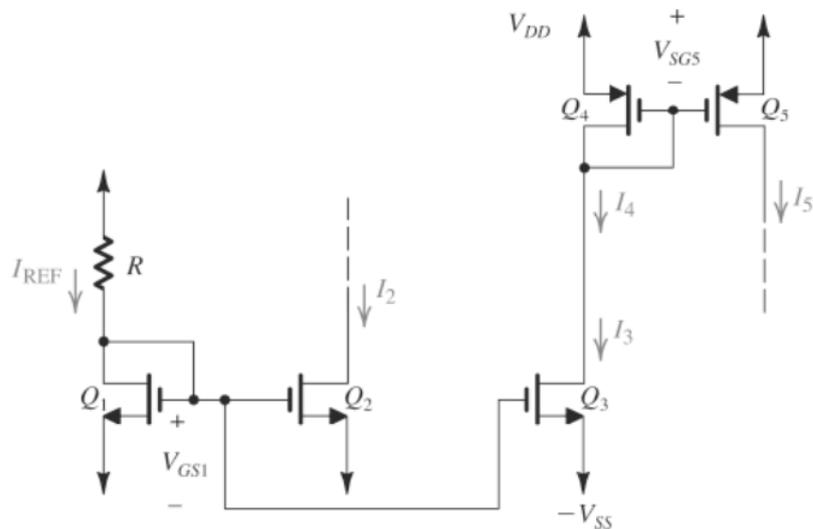
Figura 4.39 – Espelho de Corrente Bipolar de Wilson mostrando a análise para determinar a relação de transferência de corrente.



Fonte: (SEDRA et al., 2023)

(SEDRA et al., 2023).

Figura 4.40 – Circuito de condução de corrente.



Fonte: (SEDRA et al., 2023)

4.5.5 Ponte H

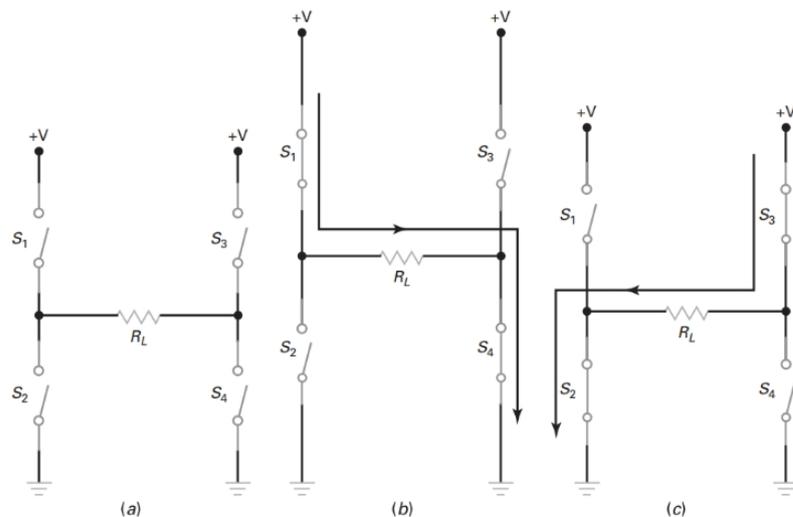
Um circuito em ponte H simplificado consiste em quatro chaves (eletrônicas ou mecânicas) dispostas em uma configuração que forma a letra “H” (Figura 4.41a), com duas chaves em cada lado e a carga posicionada entre as junções centrais. Este arranjo permite o

controle da corrente através da carga em ambos os sentidos e em diferentes intensidades, proporcionado pelo controle independente das chaves (MALVINO; BATES, 2016a).

Os comutadores S1 e S4, denominados comutadores de fonte, são fechados na Figura 4.41b, permitindo que a corrente flua da esquerda para a direita. Ao abrir S1 e S4 e fechar S2 e S3, a corrente percorre a carga no sentido oposto, como mostrado na Figura 4.41c. O ajuste da tensão aplicada ou a modulação por largura de pulso (PWM) no tempo de liga/desliga dos comutadores possibilita a variação da intensidade da corrente de carga. É importante evitar o fechamento simultâneo dos comutadores de um mesmo lado da ponte para evitar curtos-circuitos que possam danificar os componentes ou a fonte de alimentação (MALVINO; BATES, 2016a).

No caso de a carga ser trocada por um motor, por exemplo, a inversão do sentido da corrente de alimentação permite que o sentido de rotação dele também se inverta.

Figura 4.41 – (a) Configuração “H”; (b) corrente da esquerda para a direita; (c) corrente da direita para a esquerda.



Fonte: (MALVINO; BATES, 2016a)

5 Materiais e Métodos

Nesse capítulo, serão mostrados os caminhos percorridos para o desenvolvimento do projeto. Para isso, os requisitos necessários do sistema serão abordados, e os materiais e métodos utilizados para o desenvolvimento de hardware e software dele apresentados. Por fim, o funcionamento geral do sistema e o plano de teste para a validação deste serão pontuados.

5.1 Requisitos de projeto

Após entender os parâmetros importantes para o desenvolvimento de um dispositivo de eletroestimulação, e os valores adequados para utilizá-lo na atenuação de tremores da DP, é possível definir as especificações desejadas para o sistema proposto, com o auxílio, também, da faixa de valores dos parâmetros do produto STIWELL Electrotherapy mostrado na seção 3.3. As especificações do sistema proposto podem ser visualizadas através da Tabela 5.4.

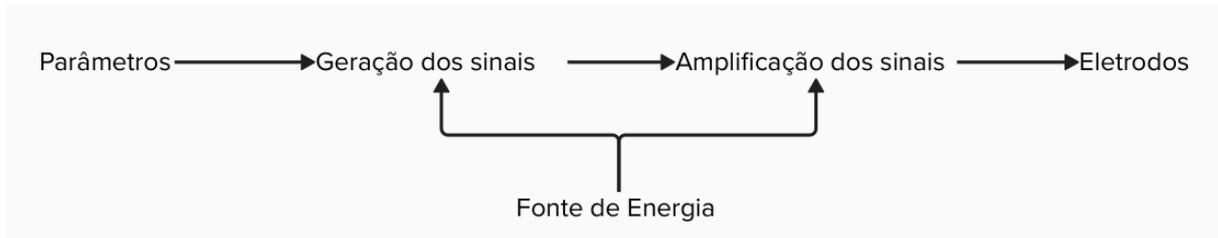
Tabela 5.4 – Especificações do Dispositivo Proposto

Parâmetro	Valor / Forma	Unidade / Tipo
Forma de Onda	Quadrada	Bifásica
Forma de Corrente		Pulsada
Corrente de saída	0 - 30	mA
Largura de Pulso	0 - 500	μ s
Frequência do pulso	20 - 80	Hz
Impedância de Carga considerada	1000	Ω

Definir os circuitos a serem utilizados para provocar a estimulação elétrica também é uma parte fundamental para o desenvolvimento do projeto. Portanto, seguindo as ideias apresentadas na seção 4.5, pode-se ilustrar o funcionamento geral do sistema de eletroestimulação do projeto como o demonstrado na Figura 5.42, em que os parâmetros referem-se às entradas manuais do sistema definidas pelo usuário e também à frequência do tremor obtida pela pulseira de Lima (2022), a geração de sinal aos sinais produzidos por microcontrolador, a amplificação dos sinais ao circuito amplificador dos sinais enviados pelo microcontrolador e a fonte de energia ao circuito de alimentação dos circuitos de geração e amplificação dos sinais.

No desenvolvimento do presente trabalho, o foco será na geração e na amplificação dos sinais capazes de atenuar os tremores de parkinson, sendo a geração dos sinais realizada seguindo a estratégia de eletroestimulação fora de fase. Serão utilizados como músculos alvos os FCR (músculo flexor radial do carpo) e ECR (músculo extensor radial do carpo), os quais, como mostrado na seção 4.3.5, são o foco de grande parte das pesquisas no assunto.

Figura 5.42 – Funcionamento geral do sistema proposto.



Fonte: Feito pela autora utilizando Lucidchart.

Ademais, conforme o apresentado na Tabela 3.2, o custo e a fácil replicação também serão considerados no desenvolvimento, além de atentar-se às normas ABNT NBR IEC 60601-1 e ABNT NBR IEC 60601-2-10 ao longo do processo, em que a primeira refere-se aos requisitos gerais de segurança básica e desempenho essencial de um equipamento eletromédico e a segunda aos requisitos particulares destes focados nos estimuladores de nervos e músculos.

5.2 Hardware

Seguindo a ideia do funcionamento geral do sistema proposto, o hardware foi dividido em um circuito de geração de sinal e um circuito para amplificação dos sinais. Os circuitos foram baseados no projeto desenvolvido em [Carmona e Pereira \(2022\)](#), modificados para atender aos requisitos do projeto para atenuação de tremores de parkinson. A fonte de alimentação não foi o foco desse trabalho, mas os circuitos de alimentação utilizados para a realização do projeto também serão abordados.

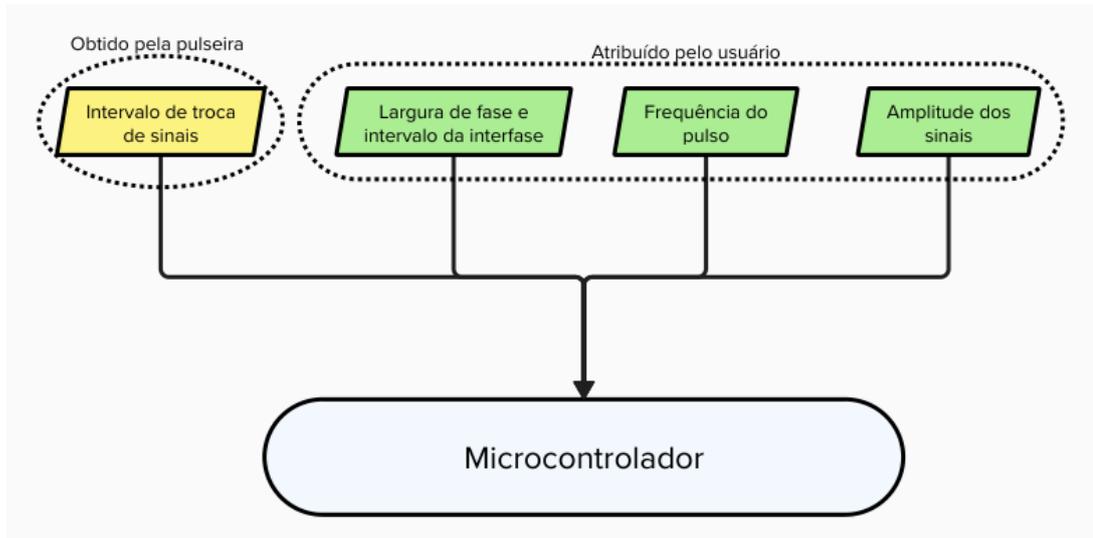
5.2.1 Circuito para geração de sinal

O circuito em questão é o responsável por gerar os sinais de controle que serão enviados para o circuito de amplificação para, dessa forma, serem gerados os sinais de eletroestimulação, que serão aplicados nos músculos alvos obedecendo os valores de entrada dos parâmetros colocados pelo usuário. As entradas levadas em consideração para a geração dos sinais são as ilustradas na Figura 5.43.

O microcontrolador selecionado para o projeto, conforme abordado na seção 3, será o ESP32. Tal escolha foi motivada pelo êxito do uso de um microcontrolador da família ESP32 (WiFi LoRa32 V2) no projeto base ([LIMA, 2022](#)). Além disso, a disponibilidade imediata da placa e seu custo acessível, aproximadamente R\$ 60,00, também foram fatores determinantes.

Após a seleção do microcontrolador, é crucial obter suas especificações para compreender suas limitações e verificar se ele é adequado para gerar os sinais dentro da faixa de valores especificada. Dado isso, as especificações do ESP32 podem ser visualizadas através

Figura 5.43 – Parâmetros de entradas para o sistema proposto.



Fonte: Feito pela autora pelo Lucidchart.

da Tabela 5.5.

O ESP32 constitui um chipset de notável potência, proporcionando uma extensa variedade de recursos e funcionalidades. O dispositivo é dotado de dois microprocessadores Xtensa® 32-bit LX6, cada um capaz de atingir até 600 DMIPS (Mensurações de Instruções por Segundo Dinâmicas). A frequência de clock pode alcançar até 240 MHz, sendo a frequência de 160 MHz comumente adotada, equivalendo a 10 vezes a frequência máxima possível do ATmega328P (MURTA, 2018).

Como se poder observar pelas especificações, o ESP32 é equipado com um Conversor Digital-Analógico (DAC) de 8 bits, fornecendo uma resolução de $2^8 - 1 = 255$ passos distintos na faixa de tensão de saída. A alimentação padrão do ESP32 é de 3.3 V. Dado isso, a resolução do DAC, representada pela fórmula $2^N - 1$, onde N é o número de bits, determina o número total de passos disponíveis. Portanto, para o DAC de 8 bits do ESP32:

$$\text{Resolução} = 2^8 - 1 = 255$$

O passo de tensão, que representa a menor variação possível na saída do DAC, é calculado utilizando a fórmula:

$$\text{Passo} = \frac{\text{Tensão de Saída Máxima}}{\text{Resolução}}$$

Substituindo os valores conhecidos para o ESP32 com alimentação de 3.3 V:

$$\text{Passo} = \frac{3.3 \text{ V}}{255} \approx 0.0129 \text{ V}$$

Tabela 5.5 – Especificações Técnicas do ESP32.

Categoria	Especificações	Detalhes
Especificações Técnicas	Microprocessadores	Dois Xtensa® 32-bit LX6, até 600 DMIPS cada
	Clock CPU	Até 240 MHz (frequência comum: 160 MHz)
	Clock APB	Até 80 MHz (desvio de frequência inferior a ± 10 ppm)
	Memória ROM Interna	448K Bytes (Boot e Core)
	Memória RAM Interna	520K Bytes
	Memória Externa	Até 16M Bytes Flash e 16M Bytes SRAM (4 opções)
	Fusíveis Eletrônicos	1 K Bit (segurança e criptografia)
	RTC	Real Time Clock com 16K Bytes de SRAM
	Wi-Fi	802.11 b/g/n, até 150 Mbps
	Bluetooth	v4.2 BR/EDR e Bluetooth LE (Low Energy)
	Timers	4 timers de 64 Bits
	Aceleradores de Hardware	AES, SHA, RSA, ECC (criptografia)
	Alimentação	VCC de 2,3V a 3,6V CC
Periféricos	Consumo de Corrente (com Wi-Fi)	240 mA (máximo)
	Portas GPIO	34 portas programáveis
	Conversores ADC	2 ADC SAR 12-bits com até 18 canais
	Conversores DAC	2 DAC de 8-bits
	Sensores de Toque	10 sensores capacitivos
	Sensores	Sensor de Temperatura
	Interfaces	4 interfaces SPI, 2 interfaces I2S, 2 interfaces I2C, 3 interfaces UART
	Controle de SD Cards	1 Host (SD/eMMC/SDIO) e 1 Escravo (SDIO/SPI)
	Interfaces Adicionais	Ethernet MAC (necessita acessório), CAN 2.0, IR (Tx/Rx)
	Controle PWM	Controle de Motor PWM, Controle de LED PWM até 16 canais
Sensor Interno	Sensor Hall	

Portanto, o passo de tensão para o DAC de 8 bits do ESP32 é aproximadamente 0.0129 V ou 12.9 mV.

Para realizar a geração dos pulsos, serão utilizados os timers do microcontrolador ESP32. O chip ESP32 contém dois grupos de temporizadores de hardware, sendo cada grupo composto por dois temporizadores de hardware de propósito geral. Todos esses temporizadores são de 64 bits e baseiam-se em pré-divisores de 16 bits e contadores de 64 bits para

cima/para baixo, com capacidade de serem recarregados automaticamente.

A precisão do timer no ESP32 está intrinsecamente relacionada ao clock do barramento APB (*Advanced Peripheral Bus*), utilizado para conectar periféricos de baixa taxa de transferência. O clock do barramento APB pode atingir uma frequência máxima de 80 MHz. Como esses temporizadores são baseados em hardware, toda a precisão temporal está atrelada ao clock do temporizador. A velocidade do temporizador pode ser determinada pela fórmula:

$$\text{Velocidade do temporizador (Hz)} = \frac{\text{Velocidade do clock do temporizador (MHz)}}{\text{Pré-divisor}}$$

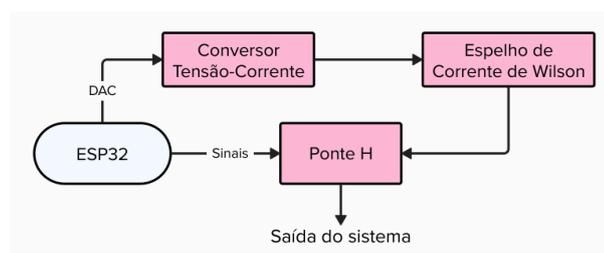
Considerando, por exemplo, o clock de 80 MHz e um pré-divisor 1, a velocidade do temporizador será de 80 MHz, e, para um pré-divisor de 80, a velocidade será de 1 MHz ou 1000000 Hz, dando uma precisão de 1 μ s. Isso destaca a relação direta entre a precisão temporal dos temporizadores do ESP32 e o clock do barramento APB.

A configuração flexível desses temporizadores permite alcançar uma precisão na ordem de microssegundos, proporcionando um controle temporal refinado em aplicações que exigem tal nível de precisão, que é o caso do presente trabalho.

5.2.2 Circuito para amplificação do sinal

Esse circuito desempenhará a função de amplificar os sinais provenientes dos temporizadores do microcontrolador, simultaneamente controlando a amplitude de corrente através do sinal DAC, também originado pelo ESP32. O funcionamento geral desta etapa pode ser ilustrado pela Figura 5.44, na qual o sinal DAC é direcionado ao conversor tensão-corrente, passando pelo espelho de corrente de Wilson para criar uma corrente espelhada. Essa corrente é então enviada para a ponte H. Simultaneamente, os sinais provenientes dos temporizadores também são direcionados para a ponte H, onde um pulso bifásico é formado e transmitido para os eletrodos.

Figura 5.44 – Funcionamento Geral do Circuito de Amplificação dos Sinais.



Fonte: Feito pela autora pelo Lucidchart.

5.2.2.1 Circuito conversor Tensão-Corrente

Como abordado na seção 4.5.3.1, o conversor tensão-corrente permite regular a corrente de saída por meio de uma tensão de entrada. Neste trabalho, a carga considerada são os grupos musculares estimulados através dos eletrodos, tratados como uma carga flutuante. Com o intuito de atingir valores mais elevados de corrente, será utilizado a configuração VCIS para carga flutuante com reforçador de corrente, mostrado anteriormente na Figura 4.37.

A necessidade de garantir uma intensidade de corrente constante na saída do estimulador elétrico, independentemente das variações na carga, como a disposição dos eletrodos e a impedância dos tecidos musculares, torna a utilização de um conversor tensão-corrente com reforçador de corrente uma escolha justificada. Essa configuração permite regular a corrente de saída com base na tensão de entrada, proporcionando uma estimulação mais consistente e adaptável às condições variáveis encontradas durante a aplicação do estimulador nos grupos musculares.

Para tal, serão utilizados o amplificador operacional TL082CP e o transistor NPN TIP50. A escolha se dá pelo fato de amp-op TL082CP possuir uma corrente de curto-circuito de $I_{SC} = \pm 26$ mA e o transistor TIP50 um ganho DC mínimo de $\beta_{CC} = 30$, produzindo uma corrente de saída máxima, nessas condições, de $I_{MÁX} = 26 \times 30 = \pm 780$ mA – conforme mostrado na equação 4.2 (TEXAS INSTRUMENTS, 1977; SAVANTIC SEMICONDUCTOR, s.d.).

Para definir o valor de resistência adequado para o projeto, utilizou-se a equação 4.1. Isolando R na equação e sabendo que a tensão de entrada fornecida pelo ESP32 é de 3.3 V, além de considerar uma corrente máxima de saída de 30 mA conforme a especificação da Tabela 5.4, pode-se chegar a uma resistência de aproximada de 110 Ω , como demonstrado na equação 5.1.

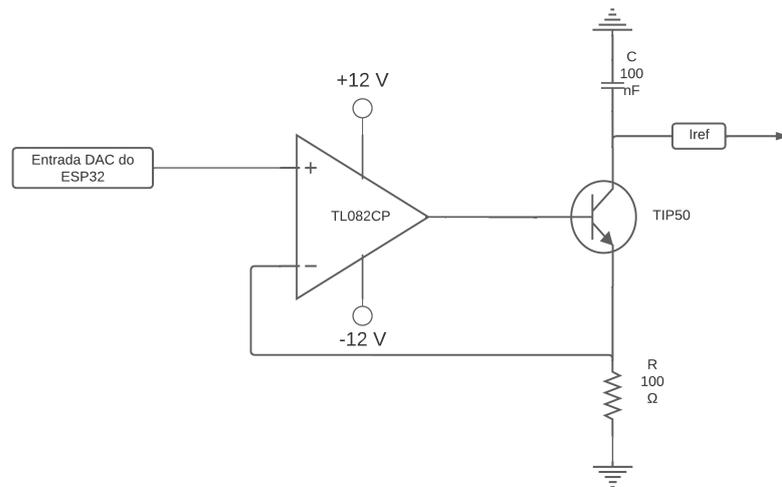
$$R = \frac{V_{in}}{I_{out}} = \frac{3.3 \text{ V}}{30 \text{ mA}} = 110 \Omega \quad (5.1)$$

Dado que o passo de tensão para o DAC do ESP32 é de 12,9 mV, utilizando uma resistência comercial de 100 Ω , chega-se a um passo de corrente de 0,129 mA, podendo chegar a uma corrente máxima de aproximadamente 33 mA.

Para alimentar o amplificador operacional TL082CP, foi utilizado uma fonte simétrica de 12 V feito com duas fontes chaveadas de 12 V em série. Os detalhes serão dados na seção 5.2.3.

O circuito final do conversor tensão-corrente implementado no projeto é ilustrado pela Figura 5.45.

Figura 5.45 – Conversor tensão-corrente implementado.



Fonte: Feito pela autora.

5.2.2.2 Espelho de Corrente de Wilson

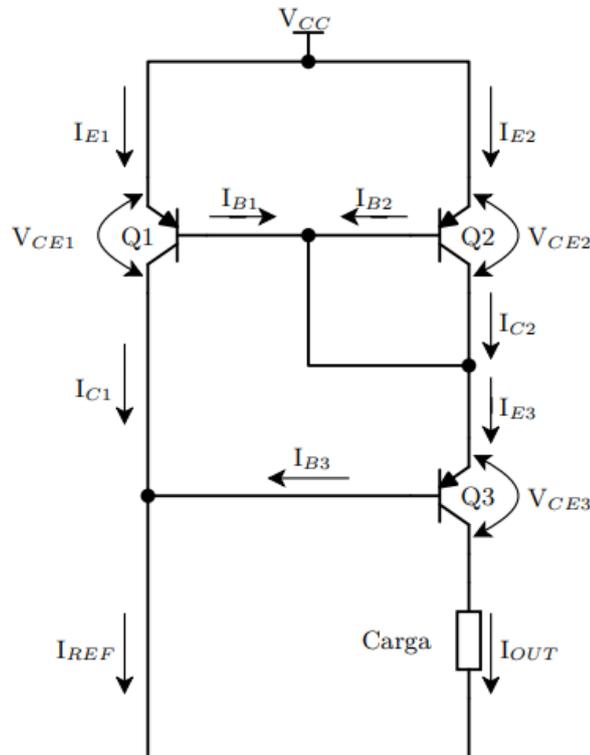
Na seção 4.5.4, torna-se evidente a relevância do espelho de corrente na replicação e estabilização de correntes em diversos ramos do circuito. Destaca-se que o espelho de corrente de Wilson, devido à sua elevada resistência de saída, mantém a corrente constante, mesmo diante de variações na carga de saída. Esse comportamento confere uma notável estabilidade ao circuito gerador de corrente e será, portanto, utilizado. Como o circuito irá funcionar como uma fonte de corrente, será utilizada a configuração de espelho de corrente utilizando transistores PNP, como pode ser visualizado na Figura 5.46.

A carga de saída a ser considerada, conforme especificado na Tabela 5.4, é de $1\text{ k}\Omega$, com uma saída máxima de 30 mA . Utilizando a Lei de Ohm $V = R \cdot I$ e os valores máximos para carga e corrente, determina-se que a tensão DC necessária para o espelho de corrente é de 30 V .

Diante disso, optou-se pelo uso do transistor BD140 (PNP) na implementação do circuito. Este transistor apresenta uma tensão máxima V_{CEO} de -80 V e uma corrente máxima I_{C} de -1.5 A , atendendo assim aos requisitos estabelecidos (FAIRCHILD SEMICONDUCTOR, s.d.).

Como discutido por Wu et al. (2002) e implementado por Carmona e Pereira (2022), uma estratégia recomendada para atenuar o descasamento de β entre os transistores PNP Q_1 e Q_2 é a inclusão de duas resistências no terminal coletor, dado que, mesmo ao utilizar transistores do mesmo modelo, persiste uma variabilidade nos valores de β entre eles. A introdução desses componentes resulta em um aumento na tensão de operação do espelho de corrente, contudo, isso implica na degeneração do coletor, restringindo os efeitos da variação de β entre os transistores. Para garantir o desempenho adequado, no entanto, é essencial

Figura 5.46 – Topologia do espelho de corrente Wilson com transistores BJT tipo PNP.



Fonte: (CARMONA; PEREIRA, 2022)

que essas resistências tenham valores praticamente idênticos, levando em consideração a pequena margem de tolerância durante o processo de fabricação.

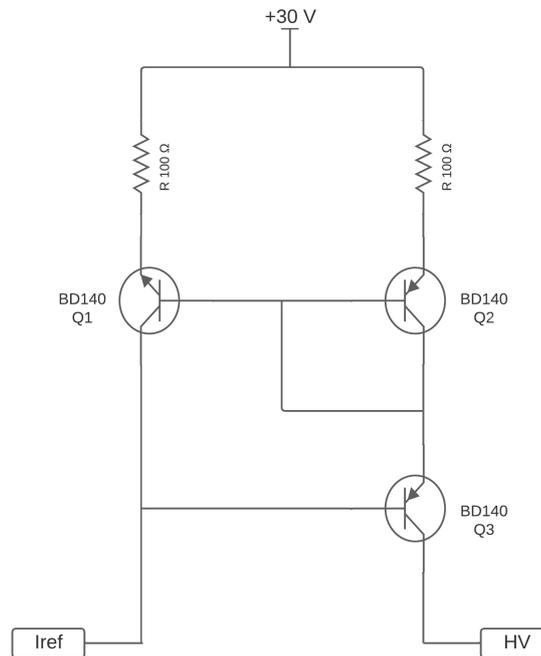
Como mencionado em Carmona e Pereira (2022), por meio dos estudos de Wu et al. (2002), Silva (2021) e Gutierrez Paredes (2019) o valor adequado de resistência deveria ser entre $5,6 \Omega$ e 200Ω , sendo implementado o valor de $5,6 \Omega$ em Carmona e Pereira (2022), devido à menor perda de potência em relação aos valores maiores. Para confirmar, testou-se o circuito com os resistores de valor comercial $5,6 \Omega$, $8,2 \Omega$, 10Ω e também os valores menores $3,3 \Omega$ e $4,7 \Omega$, chegando-se na conclusão de que a resistência de $5,6 \Omega$ apresentava, de fato, melhor performance.

Assim, chegou-se no circuito final do espelho de corrente demonstrado pela Figura 5.47, onde I_{ref} é a corrente vinda do espelho de corrente e HV a saída que irá para a saída externa da ponte H, que será mostrada na próxima seção.

5.2.2.3 Ponte H

Como mencionado na seção 4.5.5, a ponte H inverte o sentido da corrente. No presente trabalho, a ponte H será utilizada para gerar o sinal bifásico, sem que seja necessário utilizar uma fonte simétrica. No lugar de uma carga ou motor, serão colocados os dois eletrodos para a estimulação.

Figura 5.47 – Espelho de Corrente de Wilson implementado.



Fonte: Feito pela autora.

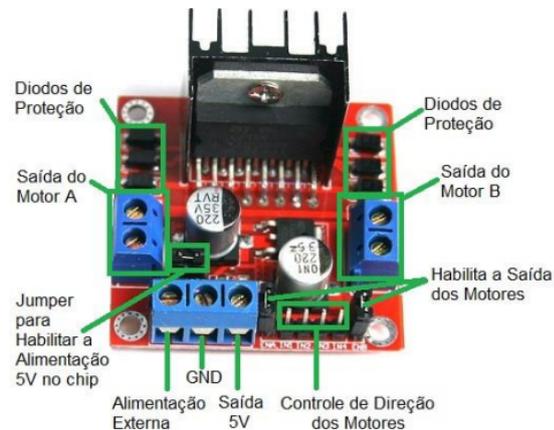
Um circuito integrado de ponte H é uma estrutura especial que integra a lógica de controle interna, a unidade de acionamento de porta, a bomba de carga e os MOSFETs de potência em um único substrato de silício. Devido à fabricação de todos os componentes internos no mesmo encapsulamento, é bastante simples fornecer o circuito com o acionamento de porta necessário, adequadamente correspondido aos acionadores de saída e associado aos circuitos essenciais de proteção (MALVINO; BATES, 2016a).

Pensando nisso, utilizou-se, a priori, O L293D, que é um driver de meia ponte de alta corrente quadruplo projetado para fornecer correntes de acionamento bidirecionais de até 600 mA em voltagens de 4,5 V a 36 V. Ele foi projetado para acionar cargas indutivas, como relés, solenoides, motores de passo DC e bipolares, bem como outras cargas de alta corrente e voltagem em aplicações de alimentação positiva (TEXAS INSTRUMENTS, 1986).

Como segunda opção, utilizou-se o *driver* de Motor L298N *Dual H-Bridge*, que é um controlador bidirecional de motor duplo baseado no popular Circuito Integrado L298 *Dual H-Bridge Motor Driver*. Este circuito permite o fácil controle de corrente através de duas cargas independentes em ambos os sentidos de até 2A em voltagens de até 46 V (HANDSON TECHNOLOGY, s.d.). Além disso, pode ser conectado a interruptores manuais simples, portas lógicas TTL, relés, etc. A placa está equipada com indicadores de LED de alimentação, regulador de +5V embutido e diodos de proteção e pode ser visualizada através da Figura 5.48.

Juntando as configurações de conversor tensão-corrente, espelho de corrente de wilson

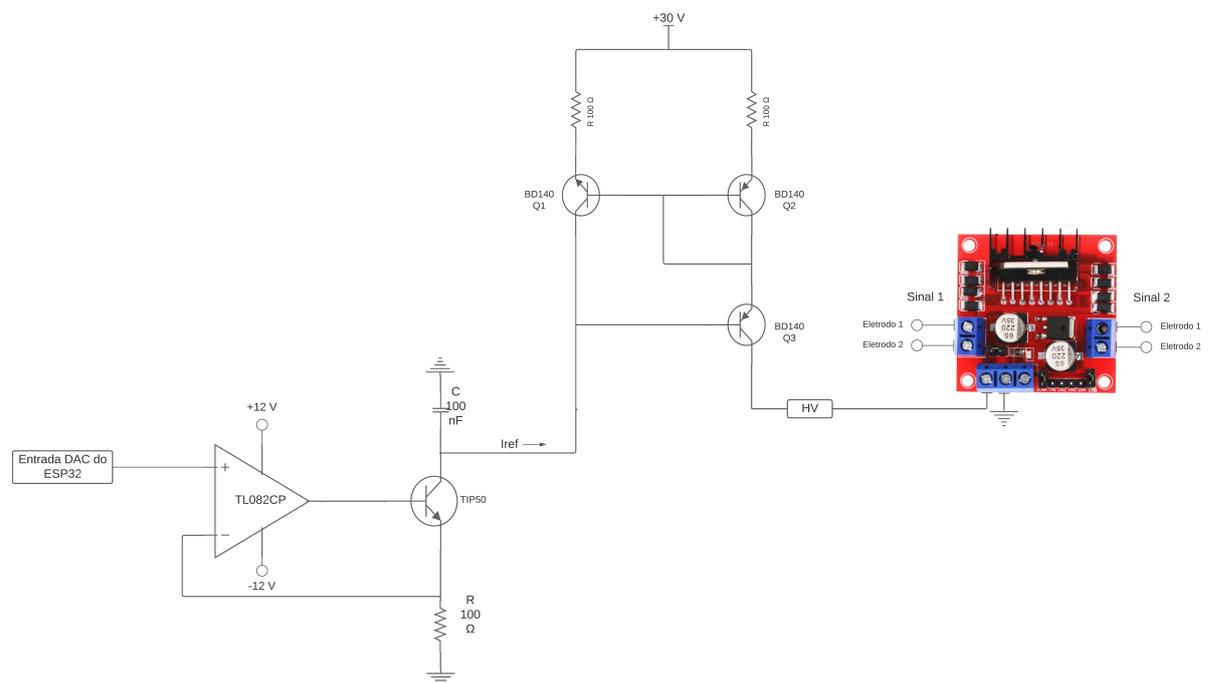
Figura 5.48 – Módulo Driver com Dupla Ponte-H - L298N



Fonte: (HU INFINITO, s.d.)

e a ponte H demonstrados, chegou-se ao circuito de hardware final para amplificação do sinal que pode ser visualizado pela Figura 5.49.

Figura 5.49 – Circuito final implementado para amplificação dos sinais.



Fonte: Feito pela autora.

5.2.3 Circuito de alimentação

Ao analisar os componentes e circuitos que requerem alimentação, e consultando os datasheets correspondentes, é possível determinar os valores de tensão mínima e máxima de operação para cada um, conforme detalhado na Tabela 5.6.

Tabela 5.6 – Alimentação necessária dos componentes.

Componente ou Circuito	Tensão de Operação [VDC] mínima	Tensão de Operação [VDC] máxima
Circuito Gerador de Sinal		
ESP32	2.3	3.6 (podendo chegar a 5 V)
Circuito de Saída		
Conversor V/I (TL082)	± 5	± 15
Espelho de Corrente	-	30

Dado isso, chega-se à conclusão de que são necessárias duas fontes simples, uma de até 5 V e outra de 30 V, e uma fonte simétrica de até ± 15 V.

Tendo em disponibilidade duas fontes chaveadas de 12 V e sabendo que, como abordado em Schuler (2013), é possível obter uma fonte simétrica colocando duas baterias em série, como mostrado na Figura 5.50, conectou-se ambas as fontes em série, “criando-se” uma fonte de 24 V.

Figura 5.50 – Fonte simétrica com duas baterias em série.

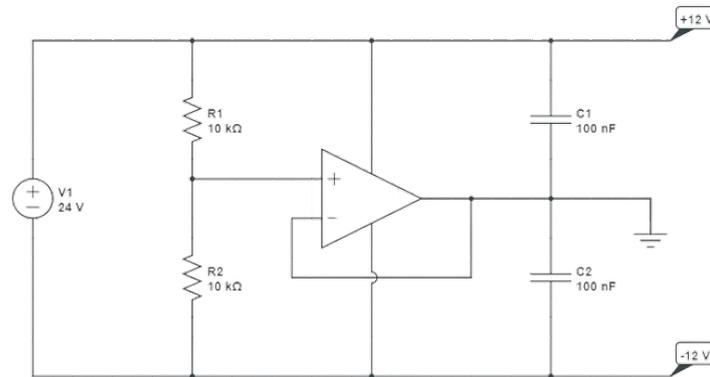


Fonte: (SCHULER, 2013)

Para aprimorar a precisão do circuito, optou-se pela configuração ilustrada na Figura 5.51. Nessa configuração, a presença de resistências de valores idênticos resulta em uma divisão de tensão, aproveitando a queda de 12 V em cada uma dessas resistências. A referência é estabelecida no centro desse divisor, a qual é ligada à entrada não inversora do amplificador operacional que funcionará como um *buffer* analógico. A alimentação positiva do amplificador é vinculada ao +Vcc da fonte, enquanto a alimentação negativa é associada ao -Vcc da fonte. A saída do amplificador passa a ser a nova referência da fonte, a qual será conectada à junção central de dois capacitores em série, ambos de valores idênticos. Para o projeto, foi utilizado o amplificador 741.

Para a obtenção da fonte de tensão de 30 V, foi adotada uma abordagem que envolveu

Figura 5.51 – Fonte simétrica com amplificador operacional.



Fonte: Feito pela autora.

a utilização do +12 V proveniente da fonte já implementada. Esse +12 V foi conectado a um Conversor DC/DC, também conhecido como Conversor CC, com topologia *Boost* ou, de forma mais popular, conversor *step up*. O módulo específico empregado nesse processo incorpora o regulador XL6009, projetado para suportar uma tensão de entrada de até 36 V, enquanto entrega uma tensão de saída de até 60 V (XLSEMI, s.d.).

Vale ressaltar que, para equipamentos médicos que lidam com sinais de amplitude muito baixa e são altamente sensíveis a ruídos, é mais aconselhável utilizar fontes lineares em vez de fontes chaveadas. No entanto, no caso em que o circuito é alimentado por fontes chaveadas, é sugerido o uso de filtros passa-baixa de primeira ordem na entrada do circuito. Essa medida visa atenuar os ruídos provenientes das fontes, assim como os efeitos dos acoplamentos de alta frequência nos cabos dos eletrodos, preservando a amplitude dos sinais bioelétricos (ADUR, 2008). Embora não tenha sido implementado neste trabalho, recomenda-se considerar essa prática em trabalhos futuros para otimizar a integridade dos sinais.

5.3 Botão para parada de emergência

Para atender aos requisitos estipulados pela norma geral ABNT NBR IEC 60601-1 e pela norma específica ABNT NBR IEC 60601-2-10, que estabelecem padrões para dispositivos eletromédicos, foram incorporadas medidas de segurança essenciais em um sistema de estimulação elétrica muscular, classificado como equipamento eletromédico. O mecanismo de parada de emergência implementado segue as diretrizes detalhadas na norma, assegurando total conformidade e funcionalidade.

Conforme estabelecido pela ABNT NBR IEC 60601-1 (NORMAS TÉCNICAS ABNT, 2010), os dispositivos de parada de emergência devem atender a uma série de requisitos específicos:

- a) Redução do risco a um nível aceitável;
- b) Proximidade e resposta confiáveis do operador para acionar o dispositivo;
- c) Acessibilidade fácil para o operador;
- d) Não ser parte da operação normal do equipamento;
- e) Não introduzir perigo adicional ou interferir com a remoção do perigo original durante a operação;
- f) Capacidade de interromper a carga total do circuito relevante, considerando correntes de motores travados;
- g) Atuação por meio de uma ação simples;
- h) Possuir um atuador distintivo com coloração vermelha para fácil identificação;
- i) Marcação clara, conforme padrões definidos, se interromper movimentos mecânicos;
- j) Manter o equipamento desabilitado após ser acionado, exigindo uma ação deliberada para reativá-lo;
- k) Demonstrar adequação para a aplicação pretendida.

Esses requisitos visam garantir a eficácia e a confiabilidade dos dispositivos de parada de emergência, contribuindo para a segurança do operador e a conformidade com as normas estabelecidas para equipamentos eletromédicos.

Dessa forma, optou-se pela utilização da chave tátil PBS-11A com trava na cor vermelha (Figura 5.52). Essa chave, que apresenta uma carga máxima de 3 A - 250 VCA e é normalmente aberta, foi incorporada ao projeto como um botão de interrupção no código.

Figura 5.52 – Chave tátil PBS-11A com trava utilizada para parada de emergência.

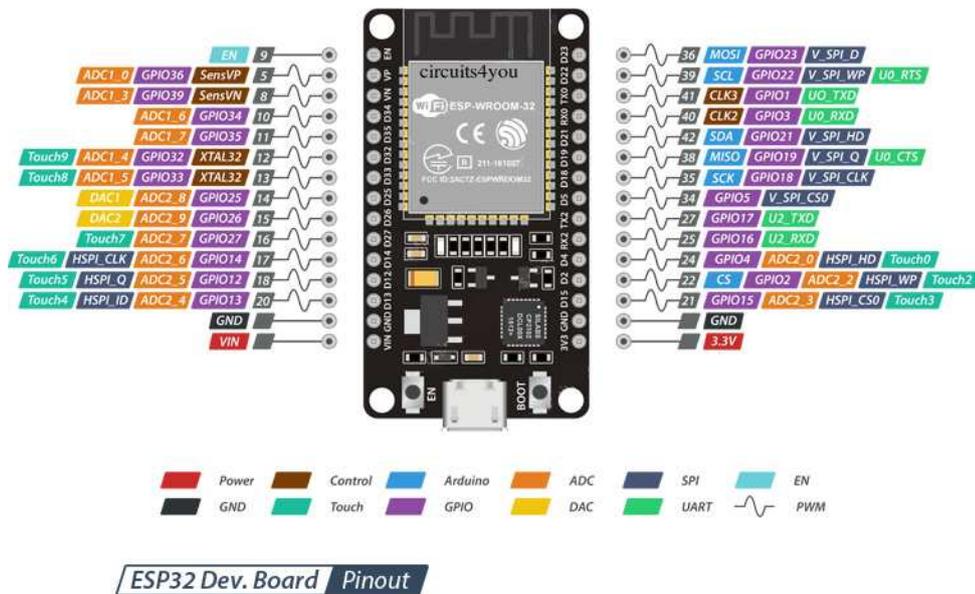


Fonte: (HU INFINITO, s.d.)

5.4 Software

O software do sistema está atrelado ao programa que fará a geração dos sinais e controlará a tensão proveniente do DAC. O modelo de ESP32 que será utilizado é o ESP-WROOM-32 de 30 pinos, possuindo as pinagens mostradas na Figura 5.53.

Figura 5.53 – Pinagem do ESP-WROOM-32 de 30 pinos.



Fonte: (LOBODAROBOTICA, s.d.)

Como mencionado na seção 5.2.1, os timers do microcontrolador serão utilizados para gerar os pulsos dos sinais – considerando um sinal responsável pela eletroestimulação do músculo FCR e outro pela eletroestimulação do músculo ECR. No ESP32, os timers possuem um certo período e, quando esse expira, uma função *callback* é chamada, onde poderão ser executadas tarefas. Dado isso, atribuiu-se a seguinte lógica:

- Para um sinal x , haverá dois temporizadores. Um responsável pela frequência de pulso (`timer1_x`) e outro pelos pulsos do sinal (`timer2_x`). Os pulsos serão gerados por meio de duas portas de saída conectadas a diferentes pinagens (GPIOs) do ESP32, representando o pulso “positivo” e “negativo”.
- O temporizador da frequência de pulso terá o período de $T = \frac{1}{F}$, com F sendo a frequência do pulso atribuída pelo usuário, como ilustrado anteriormente na Figura 5.43. Este temporizador ativará o início do temporizador responsável pelos pulsos.
- O temporizador responsável pelos pulsos do sinal terá um período específico de acordo com sua variável de estado (denominada `state`), que pode variar de 0 a 4.

`state = 0` - este é o estado inicial do temporizador, no qual o `timer2_x` será acionado pelo `timer1_x`. Neste estado, sua função *callback* ativará a fase positiva,

conectada a um GPIO do ESP32, atribuindo o valor 1 a ela. Em seguida, a variável `state` será atualizada para 1, e o temporizador reiniciará com o período da duração da fase.

`state = 1` - neste estado, o `timer2_x` expirará após o período da duração da fase, chamando novamente sua função `callback`. Nessa fase, a fase positiva será desativada (valor 0), `state` será atualizado para 2, e o `timer` será reiniciado com o período da duração da interfase.

`state = 2` - após a duração da interfase, a função `callback` do `timer2_x` será chamada novamente. Com o valor 2 na variável `state`, o algoritmo atribuirá o valor 1 ao GPIO correspondente ao pulso negativo, ativando-o, atualizará o valor da variável para 3 e reiniciará o temporizador com o período da duração da fase.

`state = 3` - novamente, após a duração da fase, a função `callback` do `timer2_x` será chamada e, com a variável de estado em 3, o pulso negativo voltará a zero, `state` receberá o valor 4, e o `timer2_x` será desativado, entrando em um estado de espera (*hold*).

- Após o `timer1_x` expirar, sua função `callback` será acionada. Nela, a variável de estado será definida como zero (`state = 0`), e o `timer2_x` será iniciado.

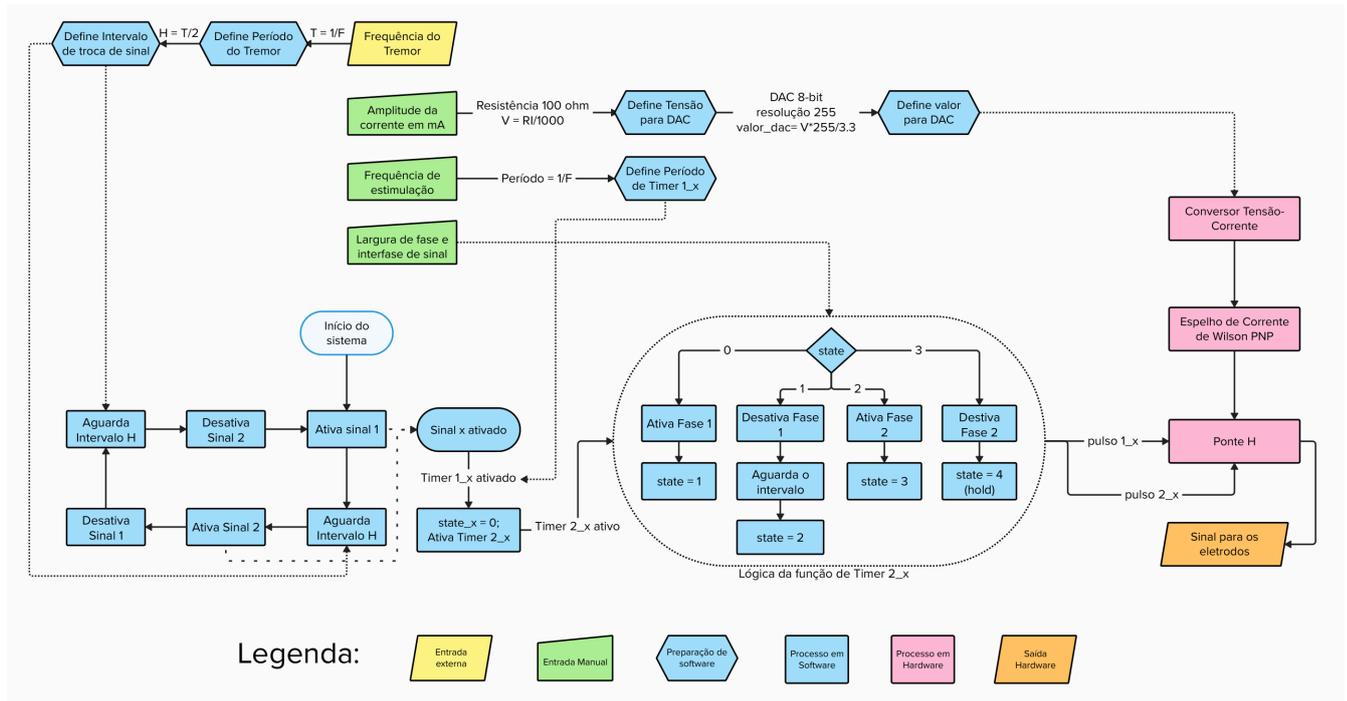
Para gerenciar a alternância entre os sinais de eletroestimulação para o FCR e ECR, será adotado o método proposto por [Popović Maneski et al. \(2011\)](#), conforme mencionado na seção 2.2.1. Esse método utiliza a avaliação do meio-período H do tremor, obtido por um detector de passagem por zero, para decidir qual músculo estimular. A escolha é realizada com base na frequência constantemente adaptada por um filtro passa-banda, centrado na frequência fundamental.

Neste trabalho, a frequência fundamental do tremor será obtida por meio da pulseira desenvolvida em [Lima \(2022\)](#). A partir dessa frequência, será calculado o período do tremor ($T_T = \frac{1}{F_T}$), permitindo a avaliação do meio-período fundamental H do tremor. Esse parâmetro será utilizado para aplicar uma estimulação do tipo fora de fase.

É importante observar que, no âmbito deste trabalho, o controle em tempo real não será implementado. Recomenda-se, para trabalhos futuros, a incorporação contínua de sensores inerciais durante o uso do eletroestimulador. Essa abordagem possibilitaria a correção em tempo real da frequência, seguindo práticas adotadas em estudos como [Popović Maneski et al. \(2011\)](#), [Zhang et al. \(2011\)](#), [Popović et al. \(2010\)](#), [Popoviü et al. \(2010\)](#), entre outros.

A Figura 5.54 apresenta uma visão abrangente do funcionamento do *firmware* em conjunto com o *hardware*, proporcionando uma representação detalhada da operação do projeto integrado por meio de um fluxograma.

Figura 5.54 – Fluxograma do funcionamento geral do projeto de *firmware* integrado com o *hardware*.



Fonte: Feito pela autora.

Para o botão de emergência, incorporou-se uma interrupção no código que desativa os temporizadores e redefine o sinal DAC para 0, resultando em uma amplitude de sinal zerada.

No caso do DAC, dado que a variável de entrada que o usuário coloca é a intensidade de corrente, utilizou-se a lei de Ohm $V = R \cdot I$ para calcular, no próprio código, a tensão requerida, com R constante e igual a 100Ω . Em seguida, utilizou-se a equação 5.2 para encontrar o valor de DAC necessário para se obter a tensão desejada, com $OUT_VOLTAGE_1$ sendo a tensão calculada, $DAC_RESOLUTION$ a resolução do conversor de 8 bits, que é $2^8 - 1 = 255$, e V_REF o valor de tensão máximo fornecido pela placa, que é de $3.3 V$.

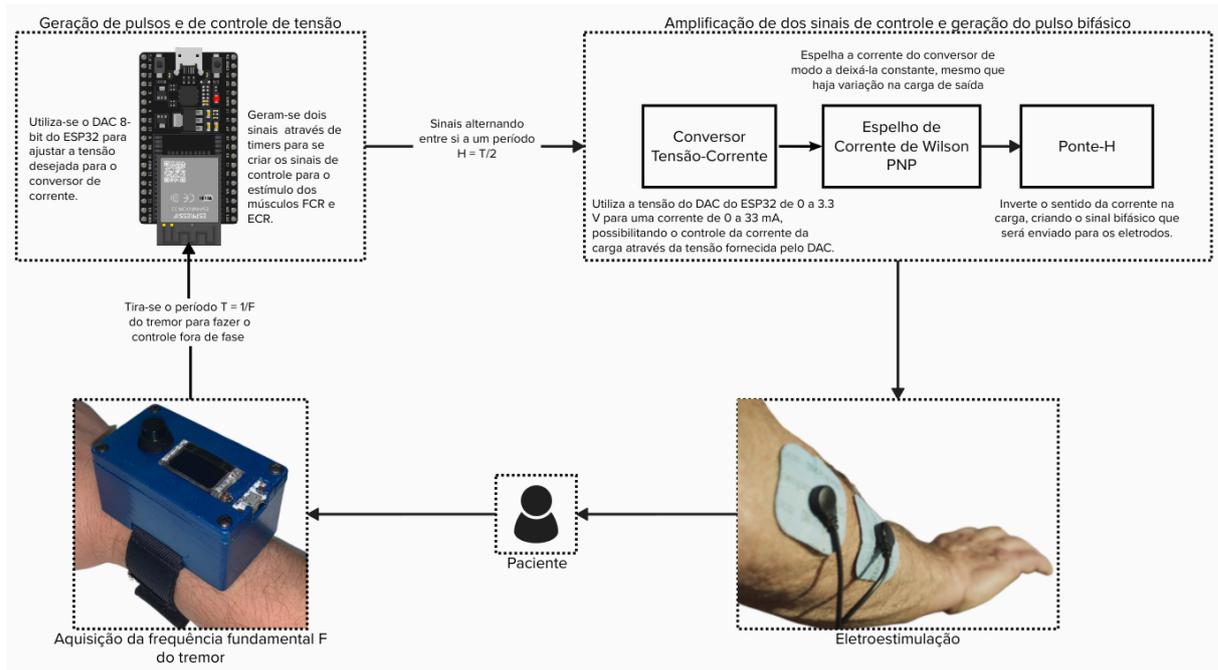
$$dac_value_1 = \frac{OUT_VOLTAGE_1 \times DAC_RESOLUTION}{V_REF} \quad (5.2)$$

O código implementado completo pode ser visualizado no Apêndice A.

5.5 Plano de Teste

O plano de teste abrange uma análise abrangente de todos os componentes do sistema, assegurando o funcionamento adequado de cada bloco e a integração eficiente entre eles. O funcionamento geral descritivo do sistema pode ser visualizado através do diagrama da Figura 5.55.

Figura 5.55 – Diagrama de funcionamento geral descritivo do sistema.



Fonte: Feito pela autora.

Inicialmente, será avaliado o circuito gerador de pulsos, examinando os sinais provenientes das portas do microcontrolador no osciloscópio. Serão verificados os parâmetros de entrada, como a frequência do pulso, a largura de fase e a largura de interfase, garantindo que estejam em conformidade com as especificações definidas.

Em seguida, o teste será expandido para incorporar simultaneamente os dois sinais gerados, com um meio-período H determinado pela frequência fornecida pelo usuário. Este passo visa validar a alternância efetiva entre os sinais, demonstrando a capacidade do sistema de adaptar-se às demandas do usuário.

O terceiro ponto de teste envolverá a verificação da tensão de saída do conversor DAC do ESP32, utilizando uma resistência de 100 ohms para atingir correntes de 10, 20 e 30 mA. Essa etapa garantirá que o conversor opere conforme as expectativas e produza as correntes desejadas.

Posteriormente, será realizado um teste na fonte simétrica para verificar a geração adequada de +12 V e -12 V nos terminais +Vcc e -Vcc, respectivamente. Isso é crucial para garantir a alimentação correta de outros componentes do sistema.

A quinta etapa consistirá no teste do circuito conversor tensão-corrente, utilizando os valores do DAC e uma fonte fixa no coletor do transistor NPN a 12 V. Esse teste avaliará a precisão do circuito conversor em diferentes condições.

O sexto passo abordará o espelho de corrente em conjunto com o conversor tensão-corrente, utilizando as saídas do DAC do ESP32. A verificação da eficácia do espelho de

corrente é fundamental para garantir a correta reprodução das correntes desejadas. Para isso, será colocada uma carga na saída do espelho de corrente de $1\text{ k}\Omega$, com a fonte V_{CC} do espelho em uma tensão de $+30\text{ V}$, proveniente do conversor CC com tensão de entrada 12 V .

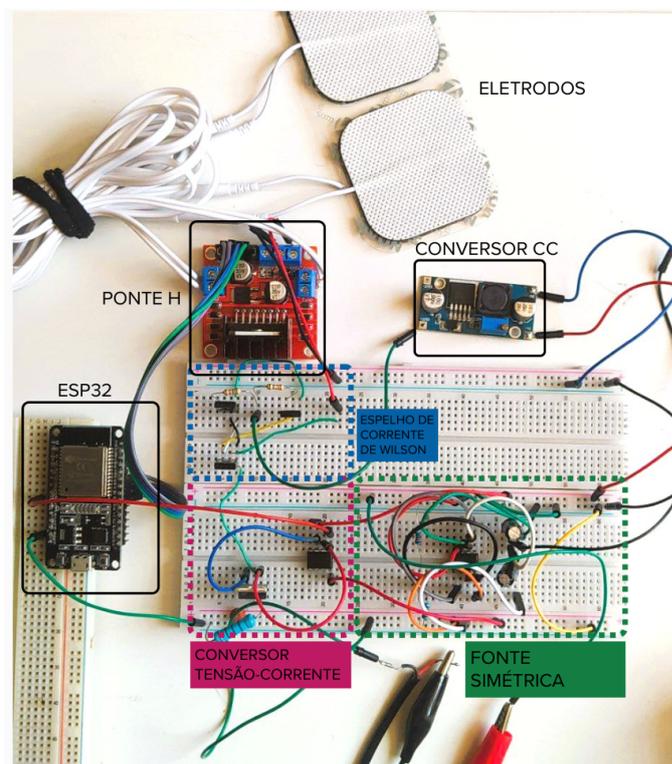
O teste da ponte H isolada será realizado na sétima etapa, onde o sinal direto do microcontrolador será variado para verificar a geração da onda bifásica quadrada com amplitude de tensão máxima $\pm V_{HV}$, dependendo da tensão aplicada na ponte H, variando a tensão com o conversor CC.

Por fim, a oitava etapa integrará todos os circuitos para testar o sistema em condições operacionais reais. A amplitude de corrente desejada de $10, 20$ e 30 mA será verificada para uma carga fixa de $1000\ \Omega$. O osciloscópio será utilizado para medir o sinal de estimulação na carga, garantindo que este esteja de acordo com os parâmetros predefinidos, como frequência de pulso, largura de fase e largura de interfase. Esse último passo representa a validação completa do sistema e a confirmação de seu desempenho eficiente.

Para análise de resultado do circuito final, o sinal de estimulação na carga foi medido pelo osciloscópio para os parâmetros fixos de frequência de pulso de 40 Hz , largura de fase de $100\ \mu\text{s}$ e largura de interfase de $75\ \mu\text{s}$, com um H de 300 ms .

A montagem do protótipo do sistema na *protoboard* pode ser visualização através da Figura 5.56.

Figura 5.56 – Circuito montado em *protoboard* para teste.



Fonte: Feito pela autora.

6 Resultados e Discussões

Neste capítulo, serão mostrados os resultados obtidos a partir dos plano de teste apresentado na seção 5.5 e, baseado neles, será analisado e discutido o desempenho do sistema proposto diante das condições a que foi submetido.

6.1 Desempenho do circuito gerador de sinais

6.1.1 Gerador de pulsos

Com a implementação do código de temporizadores para a geração de pulsos utilizando o ESP32, o sistema recebeu, inicialmente, uma entrada com uma frequência de pulso de 40 Hz, uma largura de fase de $75 \mu s$ e uma largura de interfase de $50 \mu s$. Isso se deve ao fato de que a função `esp_timer`, utilizada nos temporizadores de alta resolução do ESP32 (HRT - *High Resolution Timer*), permite um período mínimo de $50 \mu s$ para um *timer* periódico.

Ao analisar os resultados obtidos, foi observado um desvio de $25 \mu s$ nas larguras de fase e interfase. Esse desvio foi identificado ao examinar a saída do experimento pelo osciloscópio, a qual pode ser visualizada através da Figura 6.57. Por meio da diferença (“distância”) dos pontos medidos pelo eixo X (tempo em s), obtendo o tempo em que se levou de um ponto ao outro, é possível calcular a largura de fase e interfase.

Ao comparar as larguras de fase medidas com os valores esperados, verificou-se uma diferença notável. Especificamente, as larguras de fase foram calculadas como:

$$98.168 \mu s - 0.008 \mu s = 98.16 \mu s$$

$$-72.136 \mu s - (-171.232 \mu s) = 99.096 \mu s,$$

e a largura interfase calculada como:

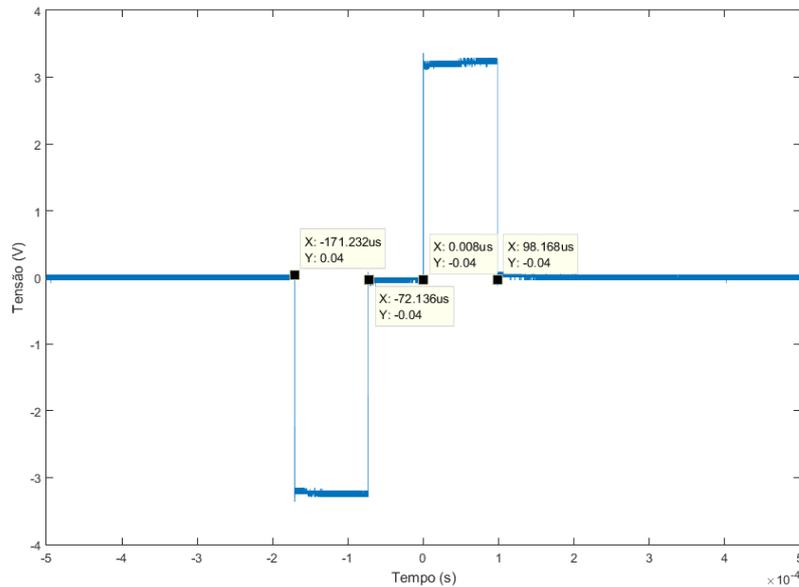
$$0.008 \mu s - (-72.136 \mu s) = 72.144 \mu s.$$

Esses resultados indicaram um desvio de aproximadamente $25 \mu s$ em relação às expectativas, que era de $75 \mu s$ para largura de fase e $50 \mu s$ para largura interfase.

Por outro lado, foi observado que o período do pulso, calculado como o inverso da frequência ($\frac{1}{40} = 0.025s = 25ms$), apresentou uma precisão satisfatória, não exibindo o mesmo desvio identificado nas larguras de fase e interfase.

A mesma discrepância foi observada para outros valores de teste. Esta disparidade pode ser atribuída ao fato de que cada linha de código consome um certo tempo da CPU,

Figura 6.57 – Sinal da saída direta dos pulsos “positivo” e “negativo”, sem circuito amplificador, captado pelo osciloscópio.



Fonte: Obtido pelo MATLAB com os dados do osciloscópio.

o que pode impactar na execução da tarefa realizada na *callback* do temporizador. Assim, devido a essa limitação, será necessário realizar uma compensação desse erro no código, subtraindo 25 do valor inserido pelo usuário na largura de fase e interfase. Portanto, o valor mínimo para a duração de um pulso será de $75 \mu s$, uma vez que valores inferiores a $50 \mu s$ não são aceitos pelo HRT do ESP32.

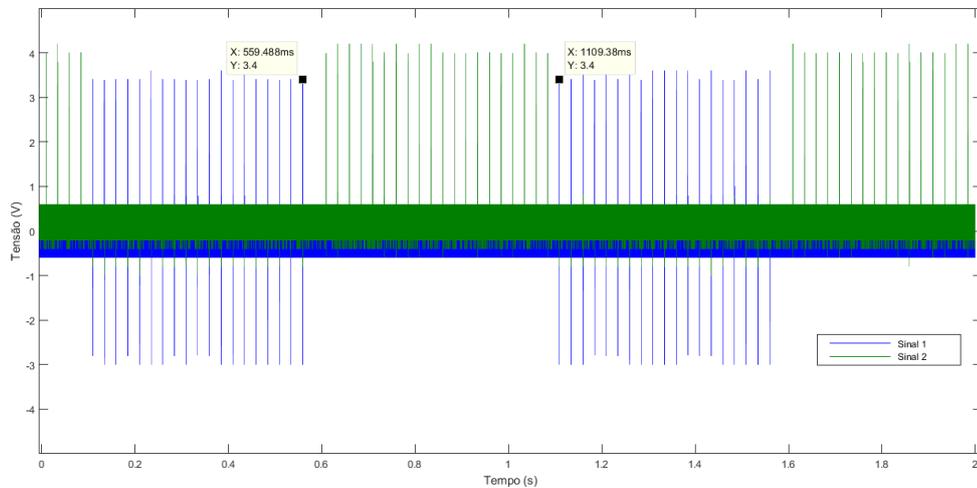
6.1.2 Alternância entre sinais

Para avaliar a alternância dos sinais, inseriu-se uma frequência F como entrada, simulando a frequência medida pela pulseira desenvolvida em Lima (2022). Desta forma, calculou-se o meio-período H do tremor dentro do código para determinar o tempo de oscilação entre os sinais de eletroestimulação extensor e flexor.

Para analisar o sinal de saída, as quatro portas de saída do ESP32 destinadas a eles foram conectadas ao osciloscópio, com o objetivo de observar o período de oscilação. Entretanto, devido ao osciloscópio possuir a referência dos sinais em curto, um deles precisou ficar sem o sinal de referência. Essa medida foi adotada para preservar a referência total do osciloscópio e evitar a distorção dos sinais de saída. A saída do osciloscópio pode ser observada através da Figura 6.58.

Cada sinal teve uma largura de fase e de interfase única. Um de $100 \mu s$ e $75 \mu s$, respectivamente, e o outro de $125 \mu s$ e $100 \mu s$ – considerando o erro de $25 \mu s$ mencionado anteriormente.

Figura 6.58 – Alternância entre os sinais eletroestimuladores observada pelo osciloscópio com $H = 500$ ms.



Fonte: Obtido pelo MATLAB com os dados do osciloscópio.

Observa-se que a precisão obtida com a alternância dos sinais foi satisfatória, visto que $609.408 - 109.504 = 499.904$ ms e $1109.38 - 609.408 = 499.972$ ms, aproximando-se do valor desejado de 500 ms. Testou-se, então, com outros valores, e estes também apresentaram resultados precisos.

6.1.3 Tensão de saída do conversor DAC

Aplicando os valores de intensidade de corrente requeridos no código (10, 20 e 30 mA), observou-se, por meio de um multímetro, inicialmente, o valor de tensão nas portas do ESP32 para verificar a resolução do conversor. Com $R = 100\Omega$ e $V = R \cdot I$, a medição correta para 10, 20 e 30 mA seria de 1, 2 e 3 V, respectivamente.

O valor de DAC enviado para a porta do ESP32, seguindo a equação 5.2, seria de 77.27, 154.55 e 232.82. Arredondando para baixo, obtém-se o valor de 77, 154 e 232, respectivamente, gerando uma tensão de saída de $V_{OUT} = (0.0129 \times dac_value) \pm 0.0129$, considerando que o passo tem uma resolução de 12.9 mV. Assim, os valores de saída seriam, seguindo a ordem, aproximadamente 1, 1.98 e 2.99 V, com um erro aproximado de ± 0.0129 mV.

Os valores medidos pelo multímetro para a tensão foram de 1.02, 1.96 e 2.89 V, respectivamente, apresentando um erro um pouco maior do que o esperado para a aplicação. Isso resultou nos valores de corrente aproximados de 10.2, 19.6 e 28.9 mA.

Para avaliar o desempenho do botão de emergência, verificou-se se as portas responsáveis pela saída do sinal DAC zeravam seu valor ao ser acionado. O sistema demonstrou uma resposta eficaz, exibindo uma tensão de saída de 0.01 V nessas portas após o acionamento do botão.

6.2 Desempenho do circuito amplificador de sinais junto ao gerador de sinal

Após verificar o pleno funcionamento da fonte simétrica de ± 12 V, o conversor de corrente foi testado. Este foi alimentado com uma tensão de entrada constante no coletor do transistor de +12 V, demonstrando um funcionamento estável para os três valores de intensidade de corrente programados no código. Os resultados obtidos foram consistentes com os valores de corrente previamente medidos quando o teste foi conduzido apenas com a tensão DAC.

Com o correto funcionamento do conversor tensão-corrente confirmado, o dispositivo foi conectado ao espelho de corrente de Wilson. Novamente, variaram-se os valores do conversor DAC do ESP32 para obter as intensidades de corrente desejadas na saída do espelho de corrente, que estava conectado a uma carga de 1 k Ω e alimentado por +30 V através do conversor CC. A estabilidade do circuito foi verificada ao modificar o valor da carga, garantindo que a corrente permanecesse constante.

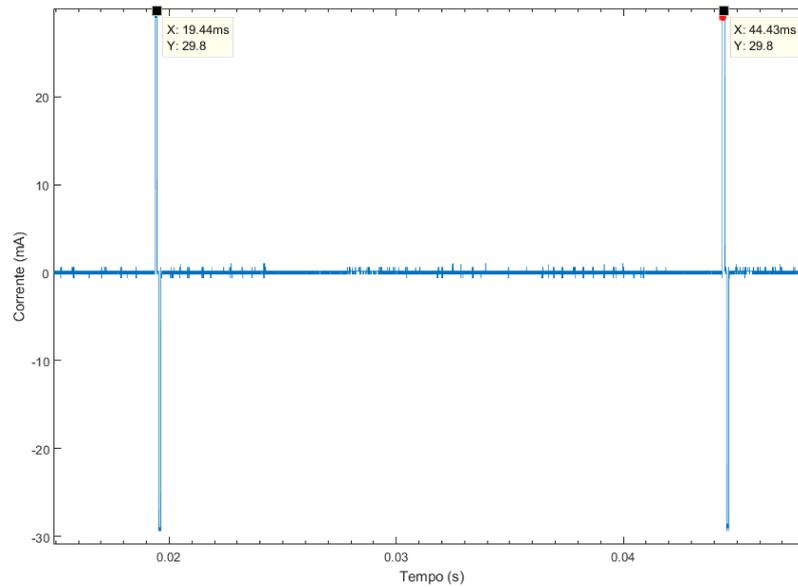
Antes de integrar a configuração do conversor tensão-corrente e espelho de corrente à ponte H, a ponte H foi testada diretamente com os sinais do microcontrolador para verificar se a saída, visualizada pelo osciloscópio, era um sinal bifásico. Confirmado o funcionamento, o módulo da ponte H foi incorporado ao circuito do conversor tensão-corrente e espelho de corrente.

Com essa junção, a saída dos sinais da ponte H foi observada no osciloscópio para intensidades de corrente de 10, 20 e 30 mA, garantindo que as larguras de fase e interfase, assim como a frequência de pulso, estivessem de acordo com os valores esperados. Para essa análise, foram utilizados parâmetros fixos de frequência de pulso de 40 Hz (equivalente a um período de 25 ms), largura de fase de 100 μ s e largura de interfase de 75 μ s, com um meio-período H de tremor de 300 ms.

Através das imagens do osciloscópio, foi possível verificar que a amplitude para a corrente máxima de 30 mA foi bem-sucedida, tanto em relação à amplitude quanto à frequência de pulso (Figura 6.59), e larguras de fase e interfase (Figura 6.60). Essa conclusão é fundamentada no período de $T = 44.43 - 19.44 = 24.99 \approx 25$ ms para a frequência de pulso, largura de fase de 102.4 μ s e 100.5 μ s para as larguras de fase, e 73.6 μ s para a largura de interfase.

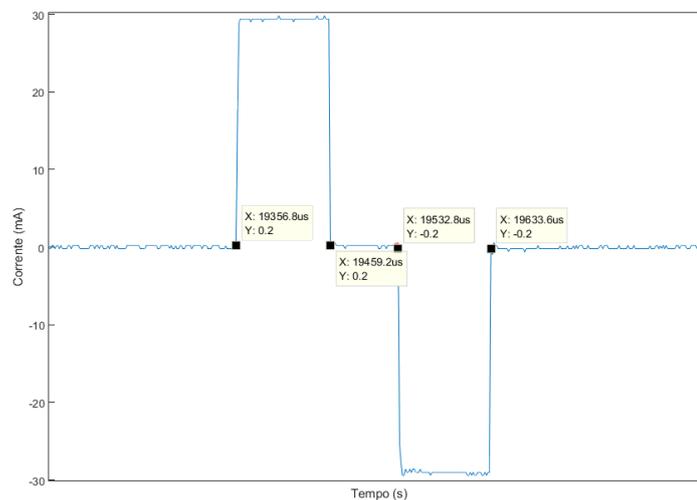
Todos os sinais apresentaram valores satisfatórios para frequência, largura de fase e largura de interfase. No entanto, apesar de o sinal de 20 mA ter uma resposta positiva quanto à amplitude, o sinal de 10 mA apresentou erros significativos, além de ser ruidoso, como pode ser observado pela Figura 6.61. Essa inconsistência pode ser atribuída ao uso de fontes chaveadas, que, como mencionado anteriormente, podem causar interferências

Figura 6.59 – Período para repetição do pulso $T = \frac{1}{40\text{Hz}} = 25 \text{ ms}$ para sinal com amplitude de 30 mA.



Fonte: Obtido pelo MATLAB com os dados do osciloscópio.

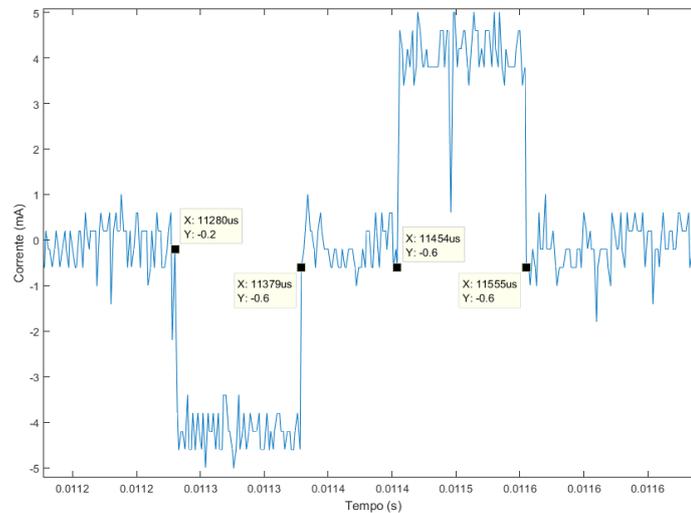
Figura 6.60 – Largura de fase e de interfase para sinal com amplitude de 30 mA.



Fonte: Obtido pelo MATLAB com os dados do osciloscópio.

prejudiciais em aplicações que utilizam sinais de baixa amplitude. Para mitigar esse efeito, é crucial considerar a implementação de um filtro passa-baixo, conforme mencionado anteriormente, ou substituir as fontes de tensão chaveadas por lineares ou baterias para minimizar interferências.

Figura 6.61 – Sinal de saída para amplitude de 10 mA.



Fonte: Obtido pelo MATLAB com os dados do osciloscópio.

6.3 Comparação do sistema obtido com o sistema proposto

Ao comparar os resultados obtidos com as expectativas definidas na especificação inicial do sistema, conforme apresentado na Tabela 5.4, observa-se que a faixa de largura de pulso esperada era de 50 a 500 μs . Contudo, devido a uma limitação de firmware, a nova faixa de valores considerada por este sistema é de 75 a 500 μs .

Além disso, o sistema não demonstrou eficácia para valores menores de corrente, manifestando considerável ruído e significativo erro de amplitude. Até o momento, o sistema mostrou-se eficaz em uma faixa de corrente de 20 a 30 mA, contrastando com a faixa proposta inicialmente de 0 a 30 mA. São necessárias melhorias no sistema para assegurar seu desempenho com correntes mais baixas.

Assim, uma atualização da tabela anterior é apresentada na Tabela 6.7.

Parâmetro	Valor / Forma	Unidade / Tipo
Forma de Onda	Quadrada	Bifásica
Forma de Corrente		Pulsada
Corrente de saída	20 - 30	mA
Largura de Pulso	75 - 500	μs
Frequência do pulso	20 - 80	Hz
Impedância de Carga considerada	1000	Ω

Tabela 6.7 – Especificações atualizadas para o dispositivo obtido.

7 Considerações Finais

7.1 Conclusão

Neste trabalho, foi realizada uma revisão bibliográfica acerca do trabalho anterior, o qual realizou um dispositivo de monitoramento de tremores de Parkinson, e acerca das duas terapias complementares estudadas para redução desses tremores, que são FES e atuadores mecânicos.

Após realizar uma revisão bibliográfica detalhada sobre a utilização de FES e atuadores mecânicos para atenuar tremores em pacientes com Parkinson e compará-las com os requisitos definidos para o projeto, concluiu-se que a FES é a tecnologia mais promissora para o desenvolvimento de um dispositivo atenuador de Parkinson em termos de design, implementação e custo. Embora a tecnologia de atuadores mecânicos também tenha apresentado resultados positivos, a FES se mostrou mais versátil e menos invasiva para o paciente, o que a torna uma opção mais adequada para o tratamento da doença de Parkinson.

Após isso, um estudo um pouco mais aprofundado a respeito de trabalhos utilizando FES para atenuação de Parkinson foi realizado, seguido de pesquisas sobre projetos que utilizaram ESP32 para a geração de sinal de eletroestimulação. Ademais, foram mostradas soluções comerciais de dispositivos FES utilizados para atenuação de tremores.

Em seguida, buscou-se um conhecimento um pouco mais aprofundado acerca do sistema nervoso e de como se dá as contrações musculares. Com isso, foi possível entender melhor como a estimulação elétrica funcional, através dos eletrodos, poderia causar a contração dos grupos musculares, quais os parâmetros deveriam ser escolhidos de forma adequada e quais os valores que eles deveriam tomar para conseguir ser aplicado na atenuação de tremores. Em adição, foram vistas estratégias de eletroestimulação que podem ser utilizadas para atenuar tremores, sendo elas a estratégia de co-contração, fora de fase e estimulação contínua.

Por fim, antes de começar o desenvolvimento do projeto, foi estudado como desenvolver um eletroestimulador. Assim, chegou-se na configuração do projeto, em que se utilizou o microcontrolador ESP32 para gerar os pulsos dos sinais e controlar e o sinal de tensão DAC para controlar a corrente de saída; um conversor tensão-corrente juntamente com um espelho de corrente de Wilson para controlar a corrente de saída na carga, que são os grupos musculares ligados aos eletrodos, a partir da tensão DAC, deixando-a estável e constante mesmo com mudanças na carga; uma ponte H para controlar o sentido da corrente dos eletrodos ativo e de referência, gerando o sinal bifásico proposto.

Após o desenvolvimento do eletroestimulador para atenuar tremores de parkinson,

foi feito um plano de testes para validar o funcionamento do sistema. Obteve-se uma boa resposta para a geração de pulsos; havendo, no entanto, um erro de limitação de firmware de $25 \mu s$ para as larguras de fase e interfase. Quanto à amplitude de corrente, conseguiu-se boa resposta apenas para os valores na faixa de 20 - 30 mA, obtendo sinais ruidosos e com grande erro de amplitude quando colocado valores menores.

Comparando, então, o sistema obtido com o sistema proposto, percebeu-se que ainda há melhorias a serem feitas no quesito da faixa de amplitude, mas que, quanto à geração do sinal, obteve-se uma resposta satisfatória. Além disso, o sistema conta com um botão de parada de emergência, levando em consideração os aspectos das normas ABNT NBR IEC 60601-1 e ABNT NBR IEC 60601-2-10.

7.2 Trabalhos Futuros

Este trabalho apresenta potencial para a criação de um dispositivo voltado à atenuação de tremores causados pela doença de Parkinson. No entanto, há ainda alguns aspectos que necessitam de melhorias e implementações adicionais. Nesse contexto, são apresentadas algumas propostas para futuros trabalhos:

- Aprimoramento da fonte de alimentação, que pode envolver a substituição da fonte chaveada por uma fonte linear ou bateria, bem como a inclusão de filtros para reduzir os ruídos de chaveamento. Também é possível explorar métodos para obter um circuito de alimentação que torne o sistema mais portátil.
- Integração completa do dispositivo desenvolvido com a pulseira implementada em [Lima \(2022\)](#), eliminando a necessidade de inserir manualmente a frequência do tremor no código.
- Implementação de um circuito de entrada com uma interface de usuário que facilite a inserção de valores no código, sem a necessidade de manipular diretamente o algoritmo.
- Desenvolvimento de um algoritmo de controle adaptativo em tempo real, capaz de ler continuamente a frequência do tremor e ajustar a oscilação entre os sinais de forma sincronizada.
- Elaboração de uma Placa de Circuito Impresso (PCI), também conhecida como PCB (do inglês *Printed Circuit Board*), que incorpore todo o circuito, resultando em um equipamento discreto e compacto.
- Realização de um estudo que identifique as exigências e modificações necessárias para cada circuito desenvolvido, assegurando a conformidade com os elementos estabelecidos pelas normas de segurança e pelos requisitos ABNT NBR IEC 60601-1 e

ABNT NBR IEC 60601-2-10. Isso visa possibilitar a aplicação do dispositivo em seres humanos e alcançar uma versão adequada para ensaios clínicos.

Referências

- AARSLAND, D.; PÅHLHAGEN, S.; BALLARD, C. G.; EHRT, U.; SVENNINGSSON, P. Depression in Parkinson disease—epidemiology, mechanisms and management. **Nature Reviews Neurology**, Nature Publishing Group UK London, v. 8, n. 1, p. 35–47, 2012. Citado na p. 16.
- ADUR, R. **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DIDÁTICO DE ELETROENCEFALOGRAMA**. 2008. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil. Citado na p. 79.
- BASUMATARY, B.; HALDER, R. S.; SAHANI, A. A Microcontroller based charge balanced trapezoidal stimulus generator for FES system. In: IEEE. 2021 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC). 2021. P. 1–4. Citado na p. 36.
- BEITZ, J. M. Parkinson’s disease: a review. **Frontiers in Bioscience-Scholar**, IMR Press, v. 6, n. 1, p. 65–74, 2014. Citado na p. 18.
- BÓ, A. P. L.; POIGNET, P.; GENY, C. Pathological Tremor and Voluntary Motion Modeling and Online Estimation for Active Compensation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 19, n. 2, p. 177, abr. 2011. Citado na p. 36.
- BRUNETTI, F.; GARAY, A.; MORENO, J.; PONS, J. L. Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project. In: IEEE. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. 2011. P. 1–6. Citado na p. 61.
- CARMONA, G. G.; PEREIRA, T. R. **Desenvolvimento de estimulador elétrico para ciclismo FES**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília, Brasília, Brasil. Citado nas pp. 57, 58, 60–62, 69, 74, 75.
- CARVALHO, J. A.; FRANCO, T.; LIMA, J.; TEIXEIRA, J. P.; LEITÃO, P.; GONÇALVES, J. L.; KAIZER, R.; OLIVEIRA, L. S. d. Data acquisition, conditioning and processing system for a wearable-based biostimulation. In: SCITEPRESS. 15TH International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2022). 2022. P. 223–230. Citado nas pp. 36, 37.
- CHAUDHURI, K. R.; ODIN, P. The challenge of non-motor symptoms in Parkinson’s disease. **Progress in brain research**, Elsevier, v. 184, p. 325–341, 2010. Citado na p. 16.

- CHAUDHURI, K. R.; SCHAPIRA, A. H. Non-motor symptoms of Parkinson's disease: dopaminergic pathophysiology and treatment. **The Lancet Neurology**, Elsevier, v. 8, n. 5, p. 464–474, 2009. Citado na p. 16.
- CHENG, K. E.; LU, Y.; TONG, K.-Y.; RAD, A.; CHOW, D. H.; SUTANTO, D. Development of a circuit for functional electrical stimulation. **IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, IEEE, v. 12, n. 1, p. 43–47, 2004. Citado nas pp. 58, 59, 61.
- CONNOLLY, B. S.; LANG, A. E. Pharmacological treatment of Parkinson disease: a review. **Jama**, American Medical Association, v. 311, n. 16, p. 1670–1683, 2014. Citado na p. 17.
- DEUSCHL, G.; SCHADE-BRITTINGER, C.; KRACK, P.; VOLKMANN, J.; SCHÄFER, H.; BÖTZEL, K.; DANIELS, C.; DEUTSCHLÄNDER, A.; DILLMANN, U.; EISNER, W. et al. A randomized trial of deep-brain stimulation for Parkinson's disease. **New England Journal of Medicine**, Mass Medical Soc, v. 355, n. 9, p. 896–908, 2006. Citado na p. 17.
- EXOPULSE. **Exopulse Molli Suit**. Disponível em: <<https://www.ottobock.com/de-de/product/28XP1000>>. Citado na p. 38.
- FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **BD140 Datasheet**. Disponível em: <<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/637993/FAIRCHILD/BD140.html>>. Citado na p. 74.
- GILLARD, D. M.; CAMERON, T.; PROCHAZKA, A.; GAUTHIER, M. J. Tremor suppression using functional electrical stimulation: a comparison between digital and analog controllers. **IEEE transactions on Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 7, n. 3, p. 385–388, 1999. Citado nas pp. 27, 28.
- GONÇALVES, J. L.; LIMA, J.; LEITAO, P. Functional Electrical Stimulation Driver for a Wearable-based Bio-stimulation System. In: 2ND Symposium of Applied Science for. 2022. P. 42. Citado nas pp. 36, 37.
- GUTIERREZ PAREDES, M. E. **Investigação da relação entre a redução da força em contração isométrica e a corrente obtida em teste de excitabilidade em pessoas com lesão medular**. 2019. Tese de Doutorado – Universidade de Brasília, Brasília, Brasil. Citado nas pp. 58, 61, 75.
- HALL, J. E.; HALL, M. E. **Guyton & Hall - Tratado de Fisiologia Médica**. Grupo GEN, 2021. E-book. ISBN 9788595158696. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788595158696/>>. Acesso em: 5 jun. 2023. Citado nas pp. 42–45.

- HANDSON TECHNOLOGY. **L298N Dual H-Bridge Motor Driver**. Disponível em: <<http://www.handsontec.com/dataspecs/L298N%20Motor%20Driver.pdf>>. Citado na p. 76.
- HOWARD, C. **Foundations of Electrical Stimulation. PTA 101 Intro to Clinical Practice 1: Overview of Electricity and Physiology**. s/d. Disponível em: <<https://media.lanec.edu/users/howardc/PTA101/101FoundationsofEstim/101FoundationsofEstim3.html>>. Citado na p. 47.
- HU INFINITO. **CHAVE BOTÃO C/TRAVA 2P (PBS-11A)**. Disponível em: <<https://www.huinfinito.com.br/interruptores/1293-111-chave-botao-ctrava-2p-pbs-11a.html#/20-cor-vermelho>>. Citado na p. 80.
- HU INFINITO. **Tutorial Modulo PonteH - L298 Rd**. Disponível em: <<https://www.huinfinito.com.br/controladores/583-modulo-driver-motor-com-dupla-ponteh-st-l298n.html>>. Citado na p. 77.
- JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of neurology, neurosurgery & psychiatry**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 79, n. 4, p. 368–376, 2008. Citado na p. 17.
- JITKRITSADAKUL, O.; THANAWATTANO, C.; ANAN, C.; BHIDAYASIRI, R. Exploring the effect of electrical muscle stimulation as a novel treatment of intractable tremor in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 358, n. 1-2, p. 146–152, 2015. Citado nas pp. 54–56.
- JITKRITSADAKUL, O.; THANAWATTANO, C.; ANAN, C.; BHIDAYASIRI, R. Tremor's glove: an innovative electrical muscle stimulation therapy for intractable tremor in Parkinson's disease: a randomized sham-controlled trial. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 381, p. 331–340, 2017. Citado nas pp. 54–56, 58.
- KALIA, L. V.; LANG, A. E. Parkinson's disease. **The Lancet**, Elsevier, v. 386, n. 9996, p. 896–912, 2015. Citado nas pp. 16, 17.
- KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSEL, T.; AL., et. **Princípios de Neurociências**. 2014. E-book. ISBN 9788580554069. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788580554069/>>. Acesso em: 11 ago. 2023. Citado nas pp. 42, 43.
- KIM, J. Analyzing the Effects of Parameters for Tremor Modulation via Phase-Locked Electrical Stimulation on a Peripheral Nerve. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2021, p. 1–8, 2021. Citado nas pp. 51, 53–55.
- KIM, J.; WICHMANN, T.; INAN, O. T.; DEWEERT, S. P. A Wearable System for Attenuating Essential Tremor Based on Peripheral Nerve Stimulation. **Neurovascular Devices and Systems**, IEEE, 2020. DOI: 10.1109/JTEHM.2020.2985058. Citado na p. 36.

- KOPCZYNSKI, M. C. **Fisioterapia em Neurologia**. E-book: Editora Manole, 2012. Acesso em: 09 mar. 2023. ISBN 9788520451748. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788520451748/>>. Citado nas pp. 49–52, 54, 55.
- LIMA, A. A. C. **Desenvolvimento de Tecnologia para Monitoramento de Tremores de Parkinson**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília, Brasília, Brasil. Citado nas pp. 21–26, 68, 69, 82, 87, 93.
- LOBODAROBOTICA. **ESP32 Pinout: Saiba Tudo Sobre A ESP!** Disponível em: <<https://lobodarobotica.com/blog/esp32-pinout/>>. Citado na p. 81.
- LORA-MILLAN, J. S.; DELGADO-OLEAS, G.; BENITO-LEON, J.; ROCON, E. A Review on Wearable Technologies for Tremor Suppression. **Frontiers in Neurology**, v. 12, 2021. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.3389/fneur.2021.700600>>. Citado nas pp. 17, 26, 27, 30–32, 34.
- LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional Electrical Stimulation. **IEEE Control Systems Magazine**, v. 28, n. 2, p. 40–50, 2008. Citado nas pp. 46, 48, 54.
- MALVINO, A. P.; BATES, D. J. **Eletrônica**. Grupo A, 2016a. v. 1. E-book. ISBN 9788580555776. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788580555776/>>. Citado nas pp. 67, 76.
- MALVINO, A. P.; BATES, D. J. **Eletrônica**. Grupo A, 2016b. v. 2. E-book. ISBN 9788580555936. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788580555936/>>. Citado nas pp. 61, 63.
- MENG, L. Peripheral Electrical Stimulation for Parkinsonian Tremor: A Systematic Review. **Frontiers in Neurology**, v. 12, p. 1–11, 2021. Citado nas pp. 54–56.
- MURTA, J. G. A. **Conhecendo o ESP32 – Introdução (1)**. Atualizado em: 14 set 2022. Eletrogate. Nov. 2018. Disponível em: <<https://blog.eletrogate.com/conhecendo-o-esp32-introducao-1/>>. Citado na p. 70.
- NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. **Eletroterapia Clínica**. E-book: Editora Manole, 2003. Acesso em: 09 mar. 2023. ISBN 9788520447420. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788520447420/>>. Citado nas pp. 46–54, 56, 57, 61.
- NORMAS TÉCNICAS ABNT, A. B. de. **ABNT NBR IEC 60601-1:2010**: Equipamento eletromédico Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. 2010. Citado na p. 79.
- O’SULLIVAN, S. S.; WILLIAMS, D. R.; GALLAGHER, D. A.; MASSEY, L. A.; SILVEIRA-MORIYAMA, L.; LEES, A. J. Nonmotor symptoms as presenting complaints in Parkinson’s disease: a clinicopathological study. **Movement Disorders**, Wiley Online Library, v. 23, n. 1, p. 101–106, 2008. Citado na p. 17.

- ORSINI, M. **Reabilitação nas Doenças Neuromusculares - Abordagem Interdisciplinar**. 2012. E-book. ISBN 978-85-277-2179-0. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/978-85-277-2179-0/>>. Acesso em: 11 ago. 2023. Citado na p. 42.
- OTT, C.; JUNG, T. The MyoPulser field stimulator, a do it yourself programmable electronic pacemaker for contracting cells and tissues. **Scientific Reports**, Nature Publishing Group UK London, v. 13, n. 1, p. 2461, 2023. Citado nas pp. 36, 37.
- PASCUAL-VALDUNCIEL, A.; HOO, G. W.; AVRILLON, S. et al. Peripheral electrical stimulation to reduce pathological tremor: a review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, BioMed Central, v. 18, n. 1, p. 33, 2021. DOI: [10.1186/s12984-021-00811-9](https://doi.org/10.1186/s12984-021-00811-9). Citado nas pp. 51, 53–56.
- POEWE, W.; SEPPI, K.; TANNER, C. M.; HALLIDAY, G. M.; BRUNDIN, P.; VOLKMANN, J.; SCHRAG, A.-E.; LANG, A. E. Parkinson disease. **Nature reviews Disease primers**, Nature Publishing Group, v. 3, n. 1, p. 1–21, 2017. Citado nas pp. 16, 17.
- POPOVIĆ, L. Z.; ŠEKARA, T. B.; POPOVIĆ, M. B. Adaptive band-pass filter (ABPF) for tremor extraction from inertial sensor data. **Computer methods and programs in biomedicine**, Elsevier, v. 99, n. 3, p. 298–305, 2010. Citado nas pp. 36, 82.
- POPOVIĆ MANESKI, L.; JORGOVANOVIĆ, N.; ILIĆ, V.; DOŠEN, S.; KELLER, T.; POPOVIĆ, M. B.; POPOVIĆ, D. B. Electrical stimulation for the suppression of pathological tremor. **Medical & biological engineering & computing**, Springer, v. 49, n. 10, p. 1187–1193, 2011. Citado nas pp. 27–30, 82.
- POPOVIÜ, L.; MALEŠEVIÜ, N.; PETROVIÜ, I.; POPOVIÜ, M. Semi-closed loop tremor attenuation with FES. In: CITESEER. 10TH Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation. 2010. P. 1. Citado nas pp. 36, 82.
- QU, H.; WANG, T.; HAO, M.; SHI, P.; ZHANG, W.; WANG, G.; LAN, N. Development of a network FES system for stroke rehabilitation. In: IEEE. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2011. P. 3119–3122. Citado nas pp. 57, 58, 61.
- ROCHA, M. d. L. **SEL 360 e 616 - Princípios de Comunicação**. Notas de Aula. Universidade de São Paulo (USP). Disponível em: <<https://edisciplinas.usp.br/mod/resource/view.php?id=3029357>>. Citado na p. 60.
- ROCON, E.; BELDA-LOIS, J. M.; RUIZ, A.; MANTO, M.; MORENO, J. C.; PONS, J. L. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. **IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, IEEE, v. 15, n. 3, p. 367–378, 2007. Citado na p. 31.

- SAVANTIC SEMICONDUCTOR. **Silicon NPN Power Transistors - TIP47/48/49/50**. Disponível em: <<https://www.alldatasheetpt.com/datasheet-pdf/pdf/270014/SAVANTIC/TIP50.html>>. Citado na p. 73.
- SCHULER, C. **Eletrônica II**. Tekne: Grupo A, 2013. E-book. ISBN 9788580552133. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788580552133/>>. Citado na p. 78.
- SEDRA, A. S.; SMITH, K. C.; CARUSONE, T. C.; AL., et. **Circuitos Microeletrônicos**. E-book. [Digite o Local da Editora]: Grupo GEN, 2023. ISBN 9788521638391. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788521638391/>>. Citado nas pp. 64–66.
- SILVA, T. F. **Estudo computacional para projeto de estimulador elétrico portátil**. 2021. Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília, Brasília, Brasil. Citado nas pp. 57, 59, 61, 75.
- SOUZA, D. C. d.; GAIOTTO, M. d. C.; NOGUEIRA, G. N.; CASTRO, M. C. F. d.; NOHAMA, P. Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems. **Research on Biomedical Engineering**, SciELO Brasil, v. 33, p. 144–155, 2017. Citado na p. 59.
- STIWELL MED-EL. **STIWELL Electrotherapy**. Disponível em: <<https://stiwell.medel.com/electrotherapy>>. Citado na p. 38.
- TAHERI, B.; CASE, D.; RICHER, E. Adaptive suppression of severe pathological tremor by torque estimation method. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, IEEE, v. 20, n. 2, p. 717–727, 2014. Citado nas pp. 31, 32.
- TANNER, C. M.; GOLDMAN, S. M. Epidemiology of Parkinson’s disease. **Neurologic clinics**, Elsevier, v. 14, n. 2, p. 317–335, 1996. Citado na p. 16.
- TEFERRA, M. N. Functional Electrical Stimulation (FES): Review. **International Journal of Latest Research in Engineering and Technology (IJLRET)**, v. 3, p. 95–101, 2017. Citado na p. 26.
- TEXAS INSTRUMENTS. **L293D - QUADRUPLE HALF-H DRIVER**. 1986. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/89353/TI/L293D.html>>. Citado na p. 76.
- TEXAS INSTRUMENTS. **TL08xx FET-Input Operational Amplifiers**. 1977. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/785145/TI1/TL082CP.html>>. Citado na p. 73.
- THALER, A. I.; THALER, M. S. **Neurologia Essencial**. Grupo A, 2023. E-book. ISBN 9786558821434. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9786558821434/>>. Citado na p. 16.

- THOMSEN, A. Tutorial: Acelerômetro MPU6050 com Arduino. **FilipeFlop**, 2014. Disponível em: <<https://www.filipeflop.com/blog/tutorial-acelerometro-mpu6050-arduino/>>. (Acesso em: 03 jan. 2023). Citado na p. 22.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. E-book: Grupo GEN, 2016. ISBN 9788527728867. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788527728867/>>. Citado nas pp. 40, 41.
- VIEIRA, G. S.; SILVA, A. A.; SANTANA, R. A. C. de. Soluções alternativas para redução dos tremores patológicos da doença de Parkinson: Uma revisão do estado da arte. **Research, Society and Development**, v. 10, n. 7, 2021. Disponível em: <<https://rsdjournal.org/index.php/rsd/article/view/16346>>. Citado nas pp. 17, 26, 30–32.
- WIRDEFELDT, K.; ADAMI, H.-O.; COLE, P.; TRICHOPOULOS, D.; MANDEL, J. Epidemiology and etiology of Parkinson's disease: a review of the evidence. **European journal of epidemiology**, Springer, v. 26, p. 1–58, 2011. Citado na p. 16.
- WU, H.-C.; YOUNG, S.-T.; KUO, T.-S. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, IEEE, v. 51, n. 1, p. 2–9, 2002. Citado nas pp. 57, 58, 61, 74, 75.
- XLSEMI. **XL6009 Datasheet**. Disponível em: <<https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1132228/XLSEMI/XL6009.html>>. Citado na p. 79.
- ZAHEDI, A.; ZHANG, B.; YI, A.; ZHANG, D. A soft exoskeleton for tremor suppression equipped with flexible semiactive actuator. **Soft robotics**, Mary Ann Liebert, Inc., publishers 140 Huguenot Street, 3rd Floor New ... , v. 8, n. 4, p. 432–447, 2021. Citado nas pp. 32, 33.
- ZHANG, D.; POIGNET, P.; WIDJAJA, F.; ANG, W. T. Neural oscillator based control for pathological tremor suppression via functional electrical stimulation. **Control Engineering Practice**, Elsevier, v. 19, n. 1, p. 74–88, 2011. Citado nas pp. 17, 36, 82.

Apêndices

Apêndice A – Código para o circuito de geração de sinal

No código, é realizada a geração de pulsos dos sinais e a geração do sinal de controle de corrente, obtido através do valor de DAC, detalhado na seção 5.4.

Código A.1 – Código em C

```

1 #include <driver/gpio.h>
2 #include "esp_timer.h"
3 #include "esp_log.h"
4 #include "sdkconfig.h"
5 #include <unistd.h>
6 #include "freertos/FreeRTOS.h"
7 #include "freertos/task.h"
8 #include "driver/dac_oneshot.h"
9 #include "freertos/timers.h"
10 #include "driver/gptimer_types.h"
11
12 #define OUTPUT_PIN_1_1 GPIO_NUM_19
13 #define OUTPUT_PIN_2_1 GPIO_NUM_21
14
15 #define OUTPUT_PIN_1_2 GPIO_NUM_5
16 #define OUTPUT_PIN_2_2 GPIO_NUM_18
17
18 #define EXAMPLE_DAC_CHAN0_ADC_CHAN ADC_CHANNEL_8 //
19     GPIO25, same as DAC channel 0
20 #define EXAMPLE_DAC_CHAN1_ADC_CHAN ADC_CHANNEL_9 //
21     GPIO26, same as DAC channel 1
22
23 //VALORES QUE N O DEVEM SER MODIFICADOS POR ESTAREM RELACIONADOS
24 // AO HARDWARE:
25
26 #define DAC_RESOLUTION 256 // como o DAC do esp32 é de 8 bits,
27     então a resolução é de (2^8)-1 = 255
28 #define V_REF 3.3 // tensão de refer ncia igual     alimentação de
29     3.3 V fornecida pelo esp32
30 #define RESISTENCE_1 100 // esse valor é o que está no circuito e
31     N O deve ser trocado no código
32 #define RESISTENCE_2 100 // esse valor é o que está no circuito e
33     N O deve ser trocado no código
34
35 //VALOR DA FREQU NCIA LIDA PELA PULSEIRA (EXEMPLO)
36 #define FREQUENCY_BRACELET 4
37
38 //VALORES ATRIBUÍDOS PELO USU RIO:
39
40

```

```
33 #define PHASE_WIDTH_1 75 // COLOCADO PELO USU RIO em us erro de
    25 us
34 #define INTERPHASE_WIDTH_1 50 // COLOCADO PELO USU RIO em us erro
    de 25 us
35 #define CURRENT_INTENSITY_1 30 // COLOCADO PELO USU RIO valor em
    miliamperes
36 #define FREQUENCY_1 40 // COLOCADO PELO USU RIO em Hz
37
38 #define PHASE_WIDTH_2 100 // COLOCADO PELO USU RIO em us erro de
    25 us
39 #define INTERPHASE_WIDTH_2 70 // COLOCADO PELO USU RIO em us erro
    de 25 us
40 #define CURRENT_INTENSITY_2 10 // COLOCADO PELO USU RIO valor em
    miliamperes
41 #define FREQUENCY_2 40 // COLOCADO PELO USU RIO em Hz
42
43
44 // Definindo período do timer1 (período de pulso):
45
46 #define TOTAL_PERIOD_1 (1/FREQUENCY_1) //25000 us que equivale a
    1/40Hz = 0,025s
47 #define TOTAL_PERIOD_2 (1/FREQUENCY_2) //25000 us que equivale a
    1/40Hz = 0,025s
48
49 // Cálculo do valor do conversor DAC para ambas as
    eletroestimulações:
50
51 #define OUT_VOLTAGE_1 (CURRENT_INTENSITY_1*RESISTENCE_1)/1000 //
    obtém o valor de tensão em V desejado para a eletroestimulação 1
52 char dac_value_1 = (OUT_VOLTAGE_1*DAC_RESOLUTION)/V_REF;
53
54 #define OUT_VOLTAGE_2 (CURRENT_INTENSITY_2*RESISTENCE_2)/1000 //
    obtém o valor de tensão em V desejado para a eletroestimulação 2
55 char dac_value_2 = (OUT_VOLTAGE_2*DAC_RESOLUTION)/V_REF;
56
57 //DEFINI O DO PERÍODO DE MEIA ONDA DO TREMOR:
58
59 #define H_INTERVAL (1/FREQUENCY_BRACELET)/2 //em milissegundos
60
61
62 // Definindo botão de emergência
63 #define BUTTON_PIN GPIO_NUM_4 // Substitua X pelo número do pino
    do botão
64
65
66 //Variável de estado (de 0 a 3) para determinar em qual estado o
    timer 2 de cada eletrodo se encontra
67 char state_1 = 0;
68 char state_2 = 0;
69
70 static void onTimer_1(void* arg);
71 static void onTimer_period_1(void* arg);
```

```
72
73 static void onTimer_2(void* arg);
74 static void onTimer_period_2(void* arg);
75
76 void IRAM_ATTR button_isr_handler(void* arg);
77
78 esp_timer_handle_t periodic_pulse_timer_1;
79 esp_timer_handle_t periodic_timer_1;
80
81 esp_timer_handle_t periodic_pulse_timer_2;
82 esp_timer_handle_t periodic_timer_2;
83
84 TimerHandle_t timer_period_1;
85 TimerHandle_t timer_period_2;
86
87 dac_oneshot_handle_t elect_1_handle;
88 dac_oneshot_handle_t elect_2_handle;
89
90
91 void timer_setup_1(){
92
93     const esp_timer_create_args_t periodic_pulse_timer_1_args = {
94         .callback = &onTimer_1,
95         .name = "periodic_pulse_timer_1"
96     };
97     ESP_ERROR_CHECK(esp_timer_create(&periodic_pulse_timer_1_args,
98         &periodic_pulse_timer_1));
99
100     const esp_timer_create_args_t periodic_timer_1_args = {
101         .callback = &onTimer_period_1,
102         .arg = (void*) periodic_pulse_timer_1,
103         .name = "periodic_timer_1"
104     };
105     ESP_ERROR_CHECK(esp_timer_create(&periodic_timer_1_args,
106         &periodic_timer_1));
107
108 }
109
110 static void onTimer_period_1(void* arg) {
111     state_1 = 0;
112     esp_timer_start_periodic(periodic_pulse_timer_1,
113         PHASE_WIDTH_1);
114 }
115
116 static void onTimer_1(void* arg)
117 {
118     switch (state_1)
119     {
120     case 0:
121         // Ativar GPIO19 pelo período de uma largura de fase
122         // (pulso "positivo")
123         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_1_1, 1);
124     }
```

```
120     state_1 = 1;
121     esp_timer_restart(periodic_pulse_timer_1, PHASE_WIDTH_1);
122     break;
123     case 1:
124         // Desativar ambos GPIO pelo período de duração da
125         // interfase
126         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_1_1, 0);
127         state_1 = 2;
128         esp_timer_restart(periodic_pulse_timer_1,
129             INTERPHASE_WIDTH_1);
130         break;
131     case 2:
132         // Ativar GPIO21 pelo período de uma largura de fase
133         // (pulso "negativo")
134         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_2_1, 1);
135         state_1 = 3;
136         esp_timer_restart(periodic_pulse_timer_1, PHASE_WIDTH_1);
137         break;
138     case 3:
139         // Desativar ambos GPIO
140         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_2_1, 0);
141         state_1 = 4;
142         esp_timer_stop(periodic_pulse_timer_1);
143         break;
144     }
145 }
146
147 void timer_setup_2(){
148
149     const esp_timer_create_args_t periodic_pulse_timer_2_args = {
150         .callback = &onTimer_2,
151         /* name is optional, but may help identify the timer
152         when debugging */
153         .name = "periodic_pulse_timer_2"
154     };
155     ESP_ERROR_CHECK(esp_timer_create(&periodic_pulse_timer_2_args,
156         &periodic_pulse_timer_2));
157
158     const esp_timer_create_args_t periodic_timer_2_args = {
159         .callback = &onTimer_period_2,
160         /* name is optional, but may help identify the timer
161         when debugging */
162         .arg = (void*) periodic_pulse_timer_2,
163         .name = "periodic_timer_2"
164     };
165     ESP_ERROR_CHECK(esp_timer_create(&periodic_timer_2_args,
166         &periodic_timer_2));
167 }
168
169 static void onTimer_period_2(void* arg) {
```

```
165     state_2 = 0;
166     esp_timer_start_periodic(periodic_pulse_timer_2,
167                               PHASE_WIDTH_2);
167 }
168
169 static void onTimer_2(void* arg)
170 {
171     switch (state_2)
172     {
173     case 0:
174         // Ativar GPIO5 pelo período de uma largura de fase (pulso
175         // "positivo")
176         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_1_2, 1);
177         state_2 = 1;
178         esp_timer_restart(periodic_pulse_timer_2, PHASE_WIDTH_2);
179         break;
180     case 1:
181         // Desativar ambos GPIO pelo período de duração da
182         // interfase
183         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_1_2, 0);
184         state_2 = 2;
185         esp_timer_restart(periodic_pulse_timer_2,
186                           INTERPHASE_WIDTH_2);
187         break;
188     case 2:
189         // Ativar GPIO18 pelo período de uma largura de fase
190         // (pulso "negativo")
191         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_2_2, 1);
192         state_2 = 3;
193         esp_timer_restart(periodic_pulse_timer_2, PHASE_WIDTH_2);
194         break;
195     case 3:
196         // Desativar ambos GPIO
197         gpio_set_level(OUTPUT_PIN_2_2, 0);
198         state_2 = 4;
199         esp_timer_stop(periodic_pulse_timer_2);
200         break;
201     }
202 }
203
204 void IRAM_ATTR button_isr_handler(void* arg) {
205     uint32_t gpio_num = (uint32_t) arg;
206
207     // Verifica se a interrupção foi causada pelo pino do botão
208     if (gpio_num == BUTTON_PIN) {
209         // Colocar tensão do DAC em zero (zerar amplitude do sinal)
210         dac_oneshot_output_voltage(elect_1_handle, 0);
211         dac_oneshot_output_voltage(elect_2_handle, 0);
212         // Botão pressionado, interromper os sinais do timer
213         esp_timer_stop(periodic_timer_1);
214         esp_timer_stop(periodic_timer_2);
215     }
216 }
```

```
212 }
213
214
215 void app_main()
216 {
217     //Configurando pinos do sinal 1
218     gpio_config_t ioConfig;
219     ioConfig.mode = GPIO_MODE_OUTPUT;
220     ioConfig.pin_bit_mask = (1ULL << OUTPUT_PIN_1_1) | (1ULL <<
        OUTPUT_PIN_2_1);
221     ioConfig.intr_type = GPIO_INTR_DISABLE;
222     gpio_config(&ioConfig);
223
224     //Configurando pinos do sinal 2
225     gpio_config_t ioConfig2;
226     ioConfig2.mode = GPIO_MODE_OUTPUT;
227     ioConfig2.pin_bit_mask = (1ULL << OUTPUT_PIN_1_2) | (1ULL <<
        OUTPUT_PIN_2_2);
228     ioConfig2.intr_type = GPIO_INTR_DISABLE;
229     gpio_config(&ioConfig2);
230
231     // Configuração do pino do botão para interrupção
232     gpio_config_t buttonConfig;
233     buttonConfig.mode = GPIO_MODE_INPUT;
234     buttonConfig.pin_bit_mask = (1ULL << BUTTON_PIN);
235     buttonConfig.intr_type = GPIO_INTR_NEGEDGE; // Pode ser
        GPIO_INTR_NEGEDGE ou GPIO_INTR_POSEDGE
236     gpio_config(&buttonConfig);
237
238     // Registra o manipulador de interrupção para o pino do botão
239     gpio_install_isr_service(0);
240     gpio_isr_handler_add(BUTTON_PIN, button_isr_handler, (void*)
        BUTTON_PIN);
241
242     // Iniciando DAC
243     dac_oneshot_config_t elect_1_cfg = {
244         .chan_id = DAC_CHAN_0,
245     };
246     ESP_ERROR_CHECK(dac_oneshot_new_channel(&elect_1_cfg,
        &elect_1_handle));
247
248     dac_oneshot_config_t elect_2_cfg = {
249         .chan_id = DAC_CHAN_1,
250     };
251     ESP_ERROR_CHECK(dac_oneshot_new_channel(&elect_2_cfg,
        &elect_2_handle));
252
253     //Colocando valores nos conversores DAC
254     ESP_ERROR_CHECK(dac_oneshot_output_voltage(elect_1_handle,
        dac_value_1));
255     ESP_ERROR_CHECK(dac_oneshot_output_voltage(elect_2_handle,
        dac_value_2));
```

```
256
257 //Configurando os timers
258 timer_setup_1();
259 timer_setup_2();
260
261 //Iniciando os sinais com base no período de meia onda do
262 //tremor
263 while(1){
264     esp_timer_start_periodic(periodic_timer_1, TOTAL_PERIOD_1);
265     vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(H_INTERVAL));
266     esp_timer_start_periodic(periodic_timer_2, TOTAL_PERIOD_2);
267     esp_timer_stop(periodic_timer_1);
268     vTaskDelay(pdMS_TO_TICKS(H_INTERVAL));
269     esp_timer_stop(periodic_timer_2);
270 }
271 }
```