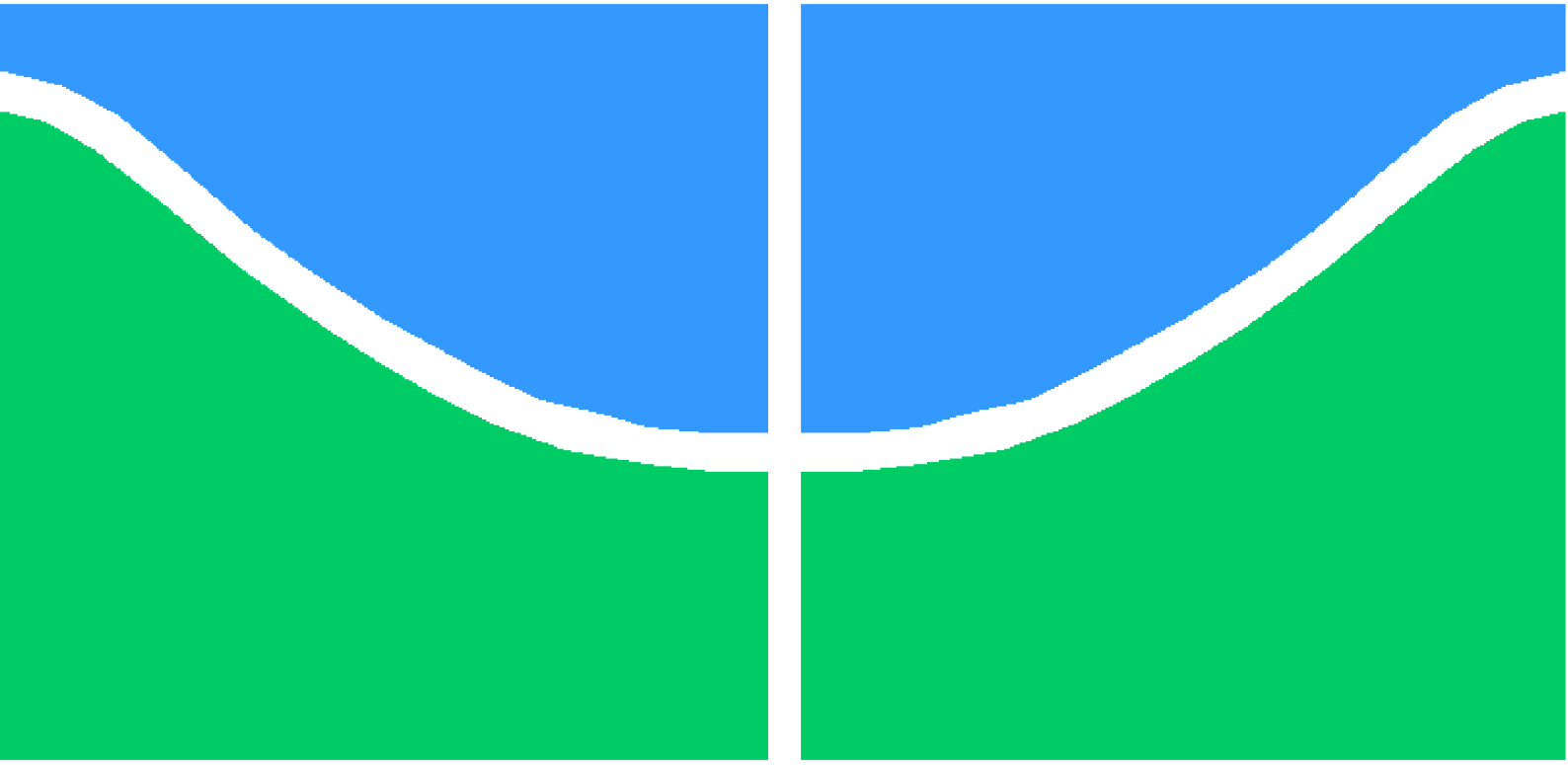


Universidade de Brasília - UnB

Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia - FCTE

Engenharia Eletrônica

Desenvolvimento de um sistema de controle de um motor elétrico para assistência híbrida em triciclo assistido por estimulador elétrico neuromuscular para pessoas com lesão medular

Autor: Victor Andrade Cavalcante

Orientador: Drª Claudia Patricia Ochoa Diaz

Brasília, DF

2025



Victor Andrade Cavalcante

Desenvolvimento de um sistema de controle de um motor elétrico para assistência híbrida em triciclo assistido por estimulador elétrico neuromuscular para pessoas com lesão medular

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônicada Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia - FCTE

Orientador: Dr[a] Claudia Patricia Ochoa Diaz

Brasília, DF

2025

Victor Andrade Cavalcante

Desenvolvimento de um sistema de controle de um motor elétrico para assistência híbrida em triciclo assistido por estimulador elétrico neuromuscular para pessoas com lesão medular/ Victor Andrade Cavalcante. – Brasília, DF, 2025-

71 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Dr[a] Claudia Patricia Ochoa Diaz

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia - FCTE , 2025.

1. Motor Brushless. 2. Assistência híbrida. I. Dr[a] Claudia Patricia Ochoa Diaz. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Desenvolvimento de um sistema de controle de um motor elétrico para assistência híbrida em triciclo assistido por estimulador elétrico neuromuscular para pessoas com lesão medular

CDU 02:141:005.6

Victor Andrade Cavalcante

Desenvolvimento de um sistema de controle de um motor elétrico para assistência híbrida em triciclo assistido por estimulador elétrico neuromuscular para pessoas com lesão medular

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônicada Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 17 de Janeiro de 2025:

Drª Claudia Patricia Ochoa Diaz
Orientadora

Dr. Guillermo Alvarez Bestard
Convidado 1

Me. David Lobato Borges
Convidado 2

Brasília, DF
2025

Agradecimentos

Agradeço à minha orientadora pela oportunidade e orientação, adquiri muito conhecimento ao decorrer do projeto. Agradeço também à equipe do projeto Power Trike por todo o auxílio e suporte que me forneceram ao longo desta caminhada. Por fim, agradeço à Fundaçao de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) pelo apoio financeiro para a realização deste trabalho através dos projetos Nutri-Trike (No. 00193-00001015/2021-71) e V-FES Cycling (No. 00193-00002152/2023-95).

Resumo

Este trabalho aborda a implementação de um motor elétrico em um triciclo assistido por um estimulador elétrico neuromuscular, com o objetivo de fornecer assistência híbrida a indivíduos com lesão medular. O ciclismo assistido por estimulação elétrica funcional (FES) tem por objetivo produzir contrações nos músculos paralisados para gerar o movimento de pedalada, enquanto o motor elétrico fornece assistência durante períodos de fadiga muscular, garantindo uma mobilidade contínua. O sistema desenvolvido é capaz de detectar a fadiga muscular através da perda de cadência no pedivela e, a partir disso, aciona o motor durante um período de repouso muscular enquanto a FES é desabilitada. Após o término do período de repouso por parte do usuário, a FES é habilitada novamente para fornecer assistência e o motor é desabilitado.

Este trabalho demonstrou eficiência na implementação de uma estratégia de controle para alternar entre a FES e o acionamento do motor, utilizando uma máquina de estados finitos para gerenciar a transição entre os dois modos de propulsão. O acionamento do motor foi controlado por um sistema PID, que garantiu uma operação suave e precisa. O sistema projetado mostrou-se capaz de alternar de forma eficiente entre as formas de propulsão, oferecendo maior autonomia para pessoas com lesão medular. Para validar o comportamento esperado com a FES, o aluno pedalou o triciclo, simulando as condições que seriam geradas pela estimulação elétrica. Embora o sistema não tenha sido totalmente validado com a FES devido ao andamento do projeto V-FES Cycling, a estratégia desenvolvida foi projetada para integrar essa funcionalidade, abrindo caminho para futuras implementações e testes mais robustos.

Palavras-chaves: Eletroestimulação Funcional, Motor Brushless, Lesão medular, Assistência híbrida.

Abstract

This work addresses the implementation of an electric motor in a tricycle assisted by a neuromuscular electrical stimulator, with the goal of providing hybrid assistance to individuals with spinal cord injuries. Functional electrical stimulation (FES)-assisted cycling aims to produce contractions in paralyzed muscles to generate pedaling movement, while the electric motor provides assistance during periods of muscle fatigue, ensuring continuous mobility. The developed system is capable of detecting muscle fatigue through a loss of cadence in the crankset and, based on this, activates the motor during a muscle rest period while the FES is disabled. After the rest period, the FES is re-enabled to provide assistance, and the motor is deactivated.

This work demonstrated efficiency in implementing a control strategy to switch between FES and motor activation, using a finite state machine to manage the transition between the two propulsion modes. The motor was driven by a PID controller, ensuring smooth and precise operation. The designed system proved capable of efficiently switching between propulsion methods, offering greater autonomy for individuals with spinal cord injuries. To validate the expected behavior with FES, the student pedaled the tricycle, simulating the conditions that would be generated by electrical stimulation. Although the system was not fully validated with FES due to the progress of the V-FES Cycling project, the developed strategy was designed to integrate this functionality, paving the way for future implementations and more robust testing.

Key-words: Functional Electrical Stimulation, Brushless Motor, Spinal Cord Injury, Hybrid assistance.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Corte sagital do encéfalo humano. Fonte: (NETTER, 2014). 18
Figura 2 – Estrutura de um neurônio. Em Cinza: Dendritos; Amarelo: Corpo Celular; Verde: Axônio. Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016). . . . 19
Figura 3 – Corte sagital da coluna vertebral e uma vista lateral da medula espinal e suas ramificações. Fonte: (NETTER, 2014). 20
Figura 4 – Pulsos bifásicos gerados pela FES. Fonte: (MAGALHÃES, 2022). . . . 23
Figura 5 – Diagrama dos ângulos do pedivela para estimulação de grupos musculares. Fonte: Adaptado de (MAGALHÃES, 2022). 24
Figura 6 – Arquitetura do Eletroestimulador. Fonte: (MAGALHÃES, 2022). . . . 26
Figura 7 – Esquemático da fonte de corrente. Fonte: (MAGALHÃES, 2022). . . . 27
Figura 8 – Esquemático da Ponte H. Fonte: (MAGALHÃES, 2022). 27
Figura 9 – Aplicativo com parâmetros ajustáveis. Fonte: (MAGALHÃES, 2022). . 28
Figura 10 – PCI do eletroestimulador. Fonte: Autor. 28
Figura 11 – Exemplo de diagramas de FSM. Fonte: (HARRIS; HARRIS, 2013). . . 30
Figura 12 – Diagrama de um sistema de controle com realimentação. Fonte: (OGATA, 2010) 31
Figura 13 – Composição de um motor *brushless*. Fonte: Adaptado de (BARBOSA, 2018). 33
Figura 14 – Motor *brushless* utilizado no projeto. Fonte: autor 34
Figura 15 – Efeito Hall em uma placa condutora. Fonte: (RAMSDEN, 2006) 35
Figura 16 – Diagrama de blocos do sensor Hall. Fonte: (Allegro MicroSystems, Inc., 2002). 36
Figura 17 – Posições dos sensores Hall no motor utilizado neste trabalho. Os sensores estão representados pelos círculos vermelhos. Fonte: Autor 37
Figura 18 – Diagrama de funcionamento de um motor brushless. Fonte: (BARBOSA, 2018). 37
Figura 19 – Diagrama da comutação 38
Figura 20 – Relação de informações contidas em duas revoluções elétricas baseando-se na estratégia de comutação de seis passos. Fonte: (BARBOSA, 2018). 39
Figura 21 – Ponte inversora. Fonte: Autor. 40
Figura 22 – Metodologia. Fonte: Autor. 42
Figura 23 – Componentes do projeto. Os componentes indicados pelas setas referem-se a: 1: Motor; 2: Case contendo o eletroestimulador; 3: Bateria do motor (cuja tensão é de 36V); 4: Cabos para conexão com os eletrodos; 5: Encoder Incremental; 6: Encoder zero-cross. Fonte: Autor. 42

Figura 24 – Demais componentes do sistema. 1: *driver*; 2: Conector da entrada analógica do *driver*; 3: display do motor. Fonte: Autor. 43
Figura 25 – Pinhão Fixado. Fonte: Autor. 43
Figura 26 – Display do motor. Fonte: Autor. 44
Figura 27 – Entrada analógica do *driver*. Fonte: Autor. 44
Figura 28 – Potenciômetro instalado. O potenciômetro e sua conexão com o *driver* estão indicados pelas setas vermelhas. Fonte: Autor. 45
Figura 29 – Esquemátio da conexão com o *driver*. Fonte: (MAGALHÃES, 2022). . 46
Figura 30 – Cabos soldados nos sinais dos sensores Hall do motor. Fonte: Autor. . . 46
Figura 31 – Sinal triangular aplicado ao motor (CH2) e sinal resposta à velocidade (CH1). Fonte: Autor 47
Figura 32 – Comportamento a ser desempenhado pelo sistema. Fonte: Autor. . . . 47
Figura 33 – Comportamento experimental. angSpeed é a variável responsável pelo cálculo da cadência no firmware. Fonte: Autor. 48
Figura 34 – FSM do projeto. Fonte: Autor. 49
Figura 35 – Rotina de identificação do regime permanente. Fonte: Autor. 50
Figura 36 – A rotina programada para a identificação da fadiga. Fonte: Autor. . . . 51
Figura 37 – Diagrama de blocos da implementação do controlador. Fonte: Autor. . 52
Figura 38 – Diagrama da planta do sistema. Fonte: Autor. 52
Figura 39 – Implementação do controlador. Fonte: Autor. 55
Figura 40 – Simulação do controlador com a função de transferência do primeiro teste. A curva amarela representa o valor de referência, que foi setado em 48 RPM e a curva laranja representa a resposta do sistema. Fonte: Autor. 55
Figura 41 – Simulação para o controlador da segunda e terceira função de transferência. Fonte: Autor 56
Figura 42 – Simulação do controlador com a função de transferência do quarto teste. Fonte: Autor. 56
Figura 43 – Implementação do controlador. angSpeed: variável que realiza o cálculo da cadência. motorVoltage: variável que apresenta a tensão aplicada ao *driver* do motor. setPoint: variável que atua como *setpoint* para o controlador. Fonte: Autor. 57
Figura 44 – Implementação do controlador com Ki = 3. Fonte: Autor. 58
Figura 45 – Resposta do sistema a diferentes *setpoint*. Fonte: Autor 59
Figura 46 – Implementação do controlador com pertubação. Fonte: Autor. 60
Figura 47 – Implementação do controlador com resistência. Fonte: Autor. 60
Figura 48 – Detecção do regime permanente. Fonte: Autor. 61
Figura 49 – Detecção da fadiga muscular. Fonte: Autor. 62
Figura 50 – Funções para desabilitar a FES. Fonte: Autor. 63

Figura 51 – Assistência híbrida. Fonte: Autor. 64
Figura 52 – Estados do sistema. Fonte: Autor. 64

Lista de tabelas

Tabela 1 – Seis passos de comutação de um motor brushless 38
Tabela 2 – Dados para a modelagem Caixa Preta. 53
Tabela 3 – Funções de transferência dos testes de modelagem em caixa preta e seus valores de convergência. 54

Lista de abreviaturas e siglas

FES	Functional Electrical Stimulation
PCTEC	Parque Científico e Tecnológico
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SNS	Sistema Nervoso Somático
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
ASIA	Associação Americana de Lesão Medular
AIS	ASIA Impairment Scale
DAC	Conversor Digital-Analógico
I2C	Inter-Integrated Circuit
PCI	Placa de Circuito Impresso
PID	Proporcional Integraltivo Derivativo
ESC	Eletronic Speed Controller
EMF	Força Contra Eletromotriz Induzida
MOSFET	Transistores de Efeito de Campo de Óxido de Metal Semicondutor
PWM	Pulse Width Modulation (Modulação de Largura de Pulso)
FSM	Finite State Machine (Máquina de Estados Finitos)
DAC	Digital to Analog Converter (Conversor Digital Analógico)
RPM	Rotações por Minuto
FIT	Percentual de ajuste do modelo
LTI	Linear Invariante no Tempo

Lista de símbolos

$u(t)$	Sinal do controlador
K_P	Constante de proporcionalidade
$e(t)$	Sinal de erro
$G_c(s)$	Ganho da função
K_I	Constante de integração
K_D	Constante de derivação
V	Volt
q	Carga
$\vec{E}$	Campo elétrico
$\vec{v}$	Velocidade das partículas
$\vec{B}$	Intensidade do fluxo magnético
$e(k)$	Erro no instante k
K_p	Ganho Proporcional
K_i	Ganho Integral
K_d	Ganho Derivativo
km/h	Quilômetro por hora
GND	Ground (Terra)

Sumário

1 INTRODUÇÃO . . . 15
1.1 Contextualização . . . 15
1.2 Definição do problema . . . 16
1.3 Objetivos . . . 16
1.3.1 Objetivos Gerais . . . 16
1.3.2 Objetivos Específios . . . 16
1.4 Organização do trabalho . . . 17

2 FUNDAMENTAÇÃO . . . 18
2.1 Sistema Nervoso . . . 18
2.1.1 Divisão do sistema nervoso . . . 18
2.1.2 Neurônios . . . 19
2.1.3 Medula Espinal . . . 19
2.1.3.1 Anatomia da Medula . . . 19
2.1.3.2 Principais funções da Medula . . . 21
2.1.3.3 Lesão Medular . . . 21
2.2 Estimulação Elétrica Funcional (FES) . . . 23
2.2.1 Eletroestimulador . . . 24
2.2.2 Fadiga Muscular . . . 29
2.3 Máquina de Estados Finitos . . . 29
2.4 Controladores . . . 30
2.4.1 Controlador PID Digital . . . 31
2.4.2 Função de transferência . . . 32
2.5 Modelagem de Sistemas Dinâmicos . . . 32
2.5.1 Modelagem de Caixa Preta . . . 33
2.6 Motor Brushless . . . 33
2.6.1 Composição . . . 33
2.6.2 Força contra eletromotriz induzida: Tensão Back EMF . . . 34
2.6.3 Sensor Hall . . . 35
2.6.4 Funcionamento do motor . . . 37
2.6.5 Eletronic Speed Controller . . . 39
2.7 Trabalhos relacionados . . . 40

3 RESULTADOS . . . 42
3.1 Materiais e métodos . . . 42
3.1.1 Implementação do motor no triciclo . . . 42

3.1.2 Conexão dos componentes 45
3.2 Comportamento a ser desempenhado 47
3.3 Proposta de controle 49
3.3.1 Estado FES 50
3.3.2 Estado Motor 51
3.4 Implementação da estratégia de controle 52
3.4.1 Modelagem do sistema 52
3.4.2 Implementação do controlador PID 56
3.4.3 Detecção do Regime Permanente 61
3.4.4 Detecção da Fadiga Muscular 61
3.4.5 Implementação da assistência híbrida 62

4 CONCLUSÃO 65
4.1 Trabalhos Futuros 65

REFERÊNCIAS 67

APÊNDICES 70

APÊNDICE A – LINKS COM INFORMAÇÕES DOS TESTES . . 71

1 Introdução

1.1 Contextualização

A lesão medular caracteriza-se pela perda de movimentos voluntários de determinados grupos musculares. Devido à perda do controle motor desses grupos musculares, pessoas com lesão medular constantemente enfrentam desafios na realização de atividades diárias, podendo ocasionar em uma perda de independência individual.

A lesão medular também pode resultar em uma redução de qualidade de vida tendo em vista que pessoas com este tipo de lesão, por possuírem os músculos imóveis por bastante tempo, podem adquirir diversos problemas de saúde, como osteoporose, doenças cardiovasculares e diabetes (BO et al., 2017).

Diante dos desafios apresentados, diversas tecnologias assistivas vêm sendo implementadas como forma alternativa de solução. Dentre estas tecnologias, a eletroestimulação funcional (FES, do inglês Functional Electrical Stimulation) tem sido alvo de diversos estudos e tem demonstrado ser uma alternativa promissora de auxílio para lesados medulares. A FES consiste na aplicação de pulsos elétricos controlados nos grupos musculares paralisados para provocar contrações e, consequentemente, gerar movimentos funcionais, como pedalar (MAGALHÃES, 2022).

Dentre as aplicações da FES, pode-se citar o ciclismo assistido por eletroestimulação onde uma pessoa com lesão medular, através de eletrodos conectados em suas pernas, é capaz de pedalar em um triciclo adaptado. O sistema Power Trike (ver Figuras 23 e 24) é um triciclo adaptado assistido por FES desenvolvido por pesquisadores da Universidade de Brasília e da Universidade Federal de Minas Gerais, em parceria com a empresa de produtos eletromedicos Visuri. O sistema foi concebido para reabilitação e transporte de pessoas com mobilidade reduzida ocasionada por doenças transitórias e/ou permanentes.

O ciclismo assistido por FES tem se demostrado bastante eficiente, pessoas sem mobilidade nas pernas se tornam capazes de pedalar no triciclo e têm apresentado melhoras no seu quadro de saúde (BELLMAN et al., 2017). Contudo, essa tecnologia apresenta uma limitação que impede o usuário utilizar o triciclo para se deslocar sem interrupções, que é o momento de fadiga. Durante a fadiga muscular, os músculos param de responder aos estímulos elétricos e o usuário se encontra incapaz de pedalar por um determinado período.

Diante desse problema, surge a necessidade de incluir no triciclo um motor para atuar nos momentos de fadiga muscular. Dentre os motores disponíveis no mercado destacam-se os motores elétricos, de combustão, hidráulicos e pneumáticos. Neste pro-

jeto será utilizado um motor elétrico pois ele possui maior facilidade de controle que os demais dado que permite controle preciso de velocidade, torque e posição por meio de controladores eletrônicos, como inversores de frequência ou *drivers*. Esse controle é mais simples e eficiente do que em motores de combustão, que dependem de transmissões mecânicas complexas. Desta forma, o usuário seria capaz de se locomover com o triciclo sem interrupções.

1.2 Definição do problema

Os triciclos assistidos por eletroestimulação oferecem uma alternativa promissora para melhorar a mobilidade de pessoas com lesão medular, permitindo que os usuários acionem os pedais do triciclo por meio da estimulação elétrica de grupos musculares selecionados, compensando a função motora comprometida. Contudo, o uso dessa tecnologia está limitado, em boa parte, ao fenômeno de fadiga muscular. Desta forma, o uso do triciclo torna-se limitado, o usuário é impedido de se locomover continuamente pois há a necessidade de realizar interrupções para o repouso muscular.

Ao integrar a FES com um motor elétrico para assistência híbrida, é possível fornecer assistência adicional de propulsão quando necessário, aumentando a eficiência do triciclo e proporcionando uma experiência de ciclismo mais suave, segura e contínua.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivos Gerais

Este projeto tem como objetivo principal desenvolver um sistema de controle para um motor elétrico acoplado a um triciclo assistido por eletroestimulação. O motor auxiliará na operação do triciclo nos momentos em que a velocidade da pedalada comece a diminuir, se antecipando à fadiga muscular do piloto. Após um período de recuperação, o sistema de controle desligará o motor e a eletroestimulação será retomada.

1.3.2 Objetivos Específios

- Instalar o motor elétrico e fazer as adaptações necessárias para sua operação no triciclo.
- Desenvolver uma estratégia de controle para o acionamento do motor durante a operação do triciclo assistido por eletroestimulação.
- Validar a estratégia de controle no mecanismo completo por meio da execução de uma sessão de pedalada com voluntário.

1.4 Organização do trabalho

Esse trabalho está organizado em quatro capítulos. No capítulo 2 é apresentada a revisão teórica sobre a medula espinal, lesão medular, o FES, a fadiga muscular, o motor elétrico, estratégias de controle e trabalhos relacionados.

No capítulo 3 são apresentados os resultados do trabalho, sendo eles a instalação do motor, a estratégia de controle e a sua implementação.

No capítulo 4 é apresentada a conclusão do trabalho e ideias de melhorias para projetos futuros.

No apêndice A são apresentados links de vídeos e dados de alguns testes realizados ao longo do trabalho.

2 Fundamentação

2.1 Sistema Nervoso

O sistema nervoso tem como função regular as atividades do corpo por meio de respostas rápidas realizadas pelos impulsos nervosos. Suas funções podem ser agrupadas em três categorias principais: sensitiva, responsável por captar estímulos do ambiente e do próprio corpo; integradora, que processa e interpreta essas informações; e motora, que gera respostas apropriadas para cada situação (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

2.1.1 Divisão do sistema nervoso

O sistema nervoso é dividido em duas partes principais: o Sistema Nervoso Central (SNC) e o Sistema Nervoso Periférico (SNP).

O SNC é composto pelo encéfalo e pela medula espinhal, é responsável pelo processamento das informações, armazenamento de memórias, tomada de decisões e controle dos movimentos corporais. A medula espinhal atua como a principal via de comunicação entre o cérebro e o restante do corpo, sendo também o centro de reflexos automáticos (TORTORA; DERRICKSON, 2016). Na Figura 1 é apresentada a composição do SNC.

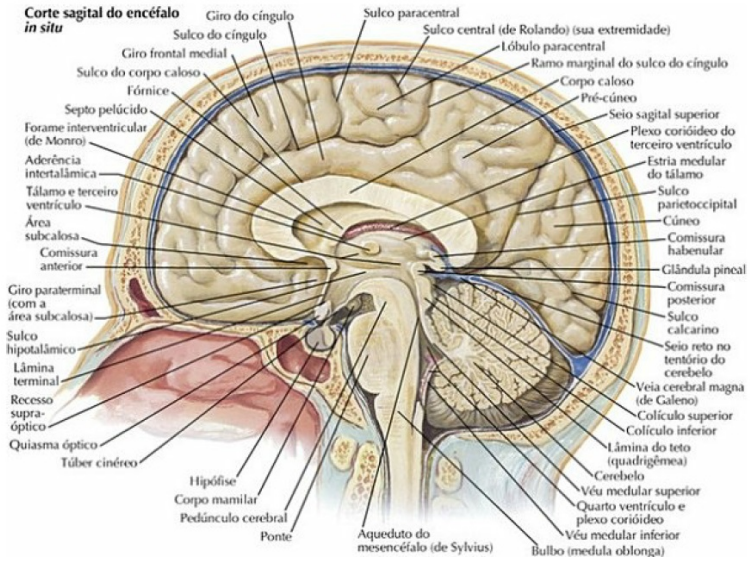


Figura 1 – Corte sagital do encéfalo humano. Fonte: (NETTER, 2014).

O SNP inclui todos os nervos que conectam o SNC ao resto do corpo. Ele é subdividido em Sistema Nervoso Somático (SNS) e Sistema Nervoso Autônomo (SNA). O SNS relacionado ao controle voluntário dos músculos esqueléticos enquanto que o SNA Controla funções involuntárias, como batimentos cardíacos, respiração e digestão. O SNA,

por sua vez, se divide em sistema simpático e parassimpático, responsáveis por reações de alerta e relaxamento, respectivamente (RAFF; LEVITZKY, 2012).

2.1.2 Neurônios

Os neurônios são as unidades funcionais do sistema nervoso e são responsáveis pela transmissão de sinais elétricos e químicos. Eles possuem três componentes principais: os dendritos, o corpo celular e o axônio. Os dendritos são e struturas ramificadas que recebem estímulos externos e transmitem ao corpo celular. O corpo celular contém o núcleo e é responsável pelo processamento das informações recebidas. O axônio é uma estrutura longa que transmite impulsos elétricos a outros neurônios ou células efetoras, como músculos e glândulas (TORTORA; DERRICKSON, 2016). A estrutura de um nerônio é apresentada na Figura 2.

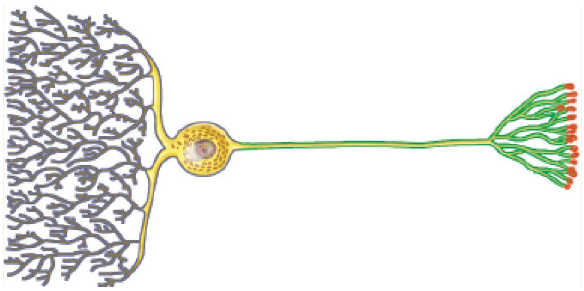


Figura 2 – Estrutura de um neurônio. Em Cinza: Dendritos; Amarelo: Corpo Celular; Verde: Axônio. Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

A comunicação entre os neurônios ocorre por meio de sinapses, onde os impulsos elétricos são convertidos em sinais químicos e transferidos para outros neurônios ou células-alvo (GUYTON; HALL, 2017).

2.1.3 Medula Espinal

A medula espinhal, localizada no interior da coluna vertebral, faz parte do Sistema Nervoso Central e desempenha um papel crucial na transmissão de informações entre o cérebro e o corpo. Além de conduzir impulsos nervosos, ela atua como um centro de integração para reflexos espinais, permitindo respostas rápidas e automáticas a estímulos externos (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

2.1.3.1 Anatomia da Medula

A medula espinhal é uma estrutura fundamental do SNC, sendo uma continuação do tronco cerebral que se estende do forame magno até a região das vértebras lombares L1 e L2 (SANAR, 2021), conforme apresentado na Figura 3.

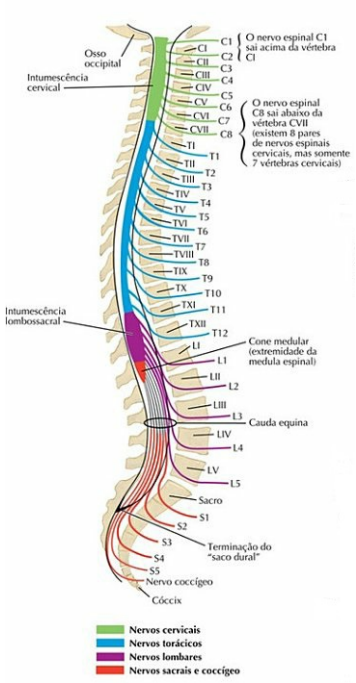


Figura 3 – Corte sagital da coluna vertebral e uma vista lateral da medula espinal e suas ramificações. Fonte: (NETTER, 2014).

A medula está protegida pela coluna vertebral, que é composta por diferentes segmentos: cervical, torácico, lombar, sacral e coccígeo. Cada segmento corresponde a um grupo de nervos espinais responsáveis pelo controle motor e sensorial de regiões específicas do corpo (SANAR, 2021).

À medida que a medula espinhal se desenvolve, observa-se um desequilíbrio entre o crescimento da coluna vertebral e o da própria medula. O desenvolvimento da medula espinhal se completa por volta dos quatro anos de idade, enquanto a estrutura óssea continua a crescer até os 14-18 anos (SANAR, 2021).

Além da proteção óssea fornecida pela coluna vertebral, a medula é envolvida por três meninges, a dura-máter (camada mais externa), a aracnoide (camada intermediária, onde se encontra o espaço subaracnóideo, preenchido por líquido cerebrospinal) e a pia-máter (camada mais interna, em contato direto com o tecido nervoso) (SANAR, 2021).

A medula espinhal possui duas porções distintas: substância cinzenta e substância branca. A substância cinzenta, localizada no centro da medula, tem o formato de um "H"e é composta por corpos de neurônios e células gliais. A substância branca, por sua vez, é composta por fibras nervosas mielinizadas que formam funículos responsáveis pela condução dos impulsos nervosos (SANAR, 2021).

As fibras nervosas que transitam pela medula são organizadas em vias ascendentes e descendentes. As vias ascendentes conduzem impulsos sensoriais da periferia para o cérebro, como sensações de dor, temperatura e tato. Incluem os fascículos grácil e cu-

neiforme, responsáveis pela propriocepção e sensibilidade tátil fina. As vias descendentes transmitem comandos motores do cérebro para os músculos. Dentre elas, destaca-se o trato corticoespinal, essencial para o controle voluntário dos movimentos (SANAR, 2021).

2.1.3.2 Principais funções da Medula

Como mencionado anteriormente, a principal função da medula é atuar como um canal de comunicação entre o cérebro e o restante do corpo, transmitindo impulsos nervosos motores e sensitivos. A medula espinhal também é responsável pelos reflexos espinhais, que são respostas rápidas e involuntárias a estímulos, como o reflexo patelar. Esses reflexos podem ser monossinápticos (envolvendo apenas uma sinapse) ou polissinápticos (envolvendo múltiplos neurônios) (SANAR, 2021).

2.1.3.3 Lesão Medular

A lesão medular caracteriza-se pelo dano à medula espinal, possuindo causas traumáticas ou não traumáticas. As causas traumáticas estão associadas a por impactos mecânicos, como quedas, mergulhos em águas rasas, acidentes automobilísticos, acidentes esportivos, ferimentos por projéteis de armas de fogo e por armas brancas. Por outro lado, as causas não traumáticas incluem condições como infecções (ex.: mielite transversa), malformações arteriovenosas, má formação congênita da medula (ex.: espinha bífida), doenças autoimunes (ex.: esclerose múltipla), sequelas de tumores medulares e doenças degenerativas (ex.: esclerose lateral amiotrófica). Esses fatores podem comprometer a função medular, resultando em perda de sensibilidade, mobilidade ou outras complicações neurológicas (HARVEY, 2015).

Há vários níveis de classificações para a lesão medular e em muitos casos pode ser irreversível, levando ao indivíduo a adquirir perda parcial ou total de funções motoras e sensoriais dependendo da gravidade do dano no tecido da medula e do local afetado. Além da perda de funções motoras e sensoriais, a lesão medular pode comprometer o sistema nervoso autônomo, responsável por funções fisiológicas involuntárias, resultando em complicações como bexiga neurogênica, intestino neurogênico, alterações vasculares e distúrbios na termorregulação. Adicionalmente, é comum que a lesão medular esteja associada a uma maior incidência de complicações secundárias, tais como lesões por pressão (úlceras de decúbito), dores neuropáticas, osteopenia ou osteoporose, espasticidade, ossificação heterotópica, disfunções sexuais, processos depressivos e aumento do risco de suicídio (Ministério da Saúde do Brasil, 2013), exigindo uma abordagem multidisciplinar para o manejo adequado dessas condições.

Portanto, os indivíduos que sofrem de algum grau de lesão medular tendem a enfrentar uma vida desafiadora, com impossibilidade ou dificuldade de locomoção e os consequentes problemas médicos (LYNCH; POPOVIC, 2008).

A lesão medular pode ser classificada como completa ou incompleta. Na lesão completa, há uma interrupção total dos tratos nervosos, resultando em perda sensitiva e paralisia motora abaixo do nível da lesão, sem qualquer preservação de funções. Já na lesão incompleta, parte da inervação de grupos musculares e áreas sensitivas permanece intacta, permitindo a preservação parcial da sensibilidade e da função motora abaixo do nível da lesão. Essa distinção é crucial para o prognóstico e a abordagem terapêutica (IANNOTTI; PARKER, 2015).

A classificação do nível da lesão na medula espinal se dá pela posição na medula que está sendo afetada, tendo em vista que diferentes funções motoras e sensoriais são afetadas a cada trecho da medula (PEREIRA, 2022). A medula espinhal é nomeada de acordo com a numeração das vértebras e sua localização, sendo dividida em quatro grandes segmentos: cervical, torácico, lombar e sacral. Os nervos espinhais são numerados e classificados conforme o segmento e o nível da coluna vertebral de onde emergem. Na Figura 3 é possível visualizar os trechos da medula.

A Associação Americana de Lesão Medular (sigla ASIA, do inglês) desenvolveu um sistema para classificar o grau da lesão e ele consiste de testes de função motora e de sensibilidade sensorial em diversos pontos do corpo para avaliar com precisão qual é a posição da medula que está danificada ((ASIA), 2019). Com base nesses testes pode-se classificar a escala de dano AIS (ASIA Impairment Scale, em português Escala de Comprometimento da ASIA), que é dividida em 5 níveis:

- A: representa lesão completa, onde não há função motora ou sensitiva preservada nos segmentos sacrais;
- B: representa lesão incompleta sensitiva, onde há a preservação sensitiva, mas não motora, abaixo do nível da lesão, incluindo nos segmentos sacrais;
- C: representa lesão incompleta motora, onde há a preservação motora abaixo do nível da lesão, com mais da metade dos músculos-chave com força muscular abaixo de grau 3 (fraco);
- D: representa lesão incompleta motora, onde há preservação motora abaixo do nível da lesão, com pelo menos metade dos músculos-chave com força muscular de grau 3 ou acima
- E: onde há função motora e sensitiva normais, sem déficits neurológicos. ((ASIA), 2019)

O tratamento para a lesão medular pode variar conforme seu nível de dano, possibilitando a existência de diversas técnicas. Muitas dessas técnicas focam em restaurar a

função motora debilitada para melhorar a qualidade de vida do paciente. A terapia baseada em FES surge como alternativa eficaz e eficiente para melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiências motoras decorrente de uma lesão medular (DELISA; GANS; WALSH, 2010).

2.2 Estimulação Elétrica Funcional (FES)

A Estimulação Elétrica funcional (FES, do inglês *Functional Eletrical Stimulation*) é uma técnica desenvolvida para evocar contrações musculares e pode ocasionar o reestabelecimento momentâneo dos movimentos desses grupos musculares lesionados através de pulsos elétricos gerados artificialmente (PEREIRA, 2022).

A contração muscular fisiológica ocorre quando nervos motores recebem estímulos gerados pelo sistema nervoso para contrair as fibras musculares nas quais estão conectados. A FES é capaz de gerar um comportamento similar a esse pois, ao aplicar pulsos elétricos nos neurônios motores dos músculos paralisados, esses pulsos induzem estímulos capazes de gerar potencial de ação nesses neurônios, gerando a movimentação do músculo (PEREIRA, 2022) e (MAGALHÃES, 2022). Os pulsos gerados pela FES possuem formato bifásico, como apresentado na Figura 4, e, para gerar um FES eficaz, é necessário que parâmetros como o formato da onda da corrente emitida, largura de pulso, amplitude, frequência sejam definidos de forma correta e cada usuário apresenta seus próprios parâmetros exclusivos.

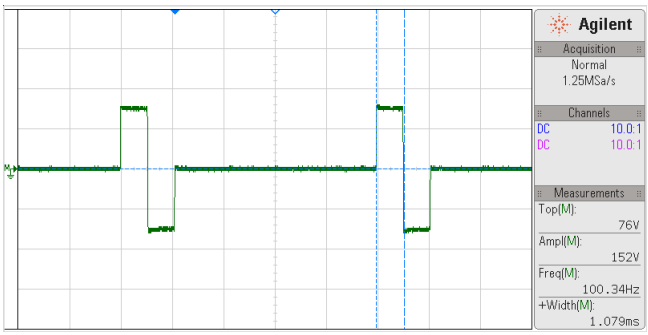


Figura 4 – Pulsos bifásicos gerados pela FES. Fonte: (MAGALHÃES, 2022).

O uso da FES permite a coordenação de contrações musculares entre diferentes grupos musculares, possibilitando a geração de movimentos corporais padronizados, como o ato de pedalar. Nesse processo, os extensores do joelho (como o vasto medial, vasto lateral e reto femoral) de uma perna se contraem para empurrar o pedal, enquanto os flexores do joelho (como os isquiotibiais) da perna oposta se contraem para puxar o pedal. Simultaneamente, os extensores do joelho da perna que puxa o pedal permanecem relaxados. Essa alternância coordenada entre contração e relaxamento dos músculos antagonistas é essencial para a execução de movimentos cíclicos e eficientes.

Na Figura 5 é apresentado um diagrama representando em quais faixas de ângulo do pedivela cada músculo deve ser estimulado para gerar o movimento de pedalada. O ângulo de 0° ocorre quando o pedivela está posicionado horizontalmente e com a perna direita do usuário estendida.

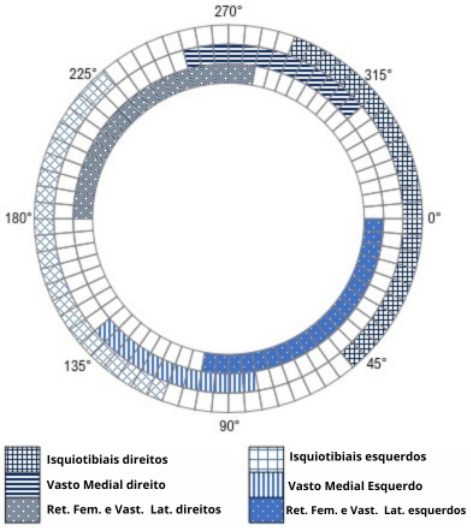


Figura 5 – Diagrama dos ângulos do pedivela para estimulação de grupos musculares. Fonte: Adaptado de (MAGALHÃES, 2022).

Para a aplicação do FES em uma pessoa é necessário o uso de eletrodos. Os eletrodos são o canal entre o dispositivo gerador da eletroestimulação e o tecido do usuário. Através dos eletrodos a corrente emitida pelo eletroestimulador é convertida em um fluxo de corrente de íons no tecido (PEREIRA, 2022).

2.2.1 Eletroestimulador

Um eletroestimulador é um dispositivo capaz de gerar pulsos elétricos a fim de provocar contrações musculares por meio de eletrodos aplicados sobre a pele. Esses pulsos simulam a atividade do sistema nervoso, permitindo que músculos sejam ativados, permitindo a reabilitação de pacientes com lesão medular (OLIVEIRA, 2022).

Diversos modelos de eletroestimuladores estão disponíveis no mercado, cada um com características específicas que atendem a diferentes necessidades terapêuticas e de reabilitação. Dentre os principais pode-se citar o Rehastim, CEFAR Rehab X2, Stiwell Med 4, Neurodyn III, Fesmed IV, g. Estim, Dualpex 071 (OLIVEIRA, 2022) e o RECARE. Esses dispositivos variam em termos de programabilidade, intensidade de corrente, e conectividade, sendo que apenas alguns são adequados para aplicações específicas como o ciclismo por FES, que requer um controle preciso e adaptável aos parâmetros de estimulação (OLIVEIRA, 2022).

O eletroestimulador utilizado neste trabalho foi desenvolvido pela tese de douto-

rado do aluno de doutorado do curso de Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais, Tiago Coelho (MAGALHÃES, 2022), cujo objetivo foi desenvolver uma plataforma de código aberto (cujo repositório pode ser acessado via link) e assessível para pesoas com lesão medular, visando melhorar a mobilidade e as funções metabólicas.

Este eletroestimulador se diferencia dos eletroestimuladores comerciais pela sua capacidade de estimulação, onde ele é capaz de gerar pulsos bifásicos com amplitudes de 150 mA, largura de até 1000 µs e frequência de até 100 Hz (MAGALHÃES, 2022), oferecendo uma capacidade de corrente e flexibilidade de parâmetros significativamente maior. Além disso, o sistema foi projetado para uma plataforma de código aberto, permitindo que outras pessoas possam usufruir do sistema conforme as suas necessidades.

Este eletroestimulador tem como princípio de funcionamento uma topologia de corrente constante capaz de criar pulsos bifásicos com parâmetros ajustáveis, como a amplitude, largura de pulso e frequência. Os pulsos bifásicos são gerados no eletroestimulador a partir do ângulo do pedivela do triciclo e provocam contrações musculares nos músculos das pernas, permitindo a geração de uma pedalada (MAGALHÃES, 2022).

O eletroestimulador possui como principais componentes um STM32 como microcontrolador, um conversor digital analógico (DAC), um circuito de alimentação, uma fonte de corrente, uma ponte H, um multiplexador e oito canais de saída para os eletrodos. O eletroestimulador também necessita de componentes externos para a sua operação, sendo eles um encoder incremental, um encoder zero-cross e um módulo Bluetooh. Os sensores e o eletroestimulador podem são apresentados na Figura 23.

Para o funcionamento do eletroestimulador, é necessário que os eletrodos de contato sejam acoplados nas pernas do usuário, pincipalmente nos músculos vasto medial, vasto lateral e isquiotibial de cada perna (MAGALHÃES, 2022) pois são músculos capazes de gerar o movimento de pedalada, conforme apresentado na Figura 5. Os terminais dos eletrodos devem ser conectados nos canais de saída do eletroestimulador. O zero-cross é acoplado próximo ao pedivela do triciclo e é responsável por detectar o ângulo 0°. O encoder incremental, mede o ângulo e a velocidade, em RPM, do giro do pedivela. A velocidade do giro do pedivela será chamada de cadência neste trabalho. A informação do ângulo do pedivela é enviada para o STM32 que, através de uma comunicação I2C com o DAC, realiza o chaveamento dos canais de saída. O STM32 também envia e recebe informações do módulo Bluetooh. Por fim, o módulo Bluetooh se comunica com o aplicativo mobile onde podem ser modificados os parâmetros de amplitude, largura de pulso, frequência e ângulo de acionamento de cada canal. O aplicativo é responsável também por iniciar e interromper o FES.

Enquanto o usuário realiza a pedalada o ângulo do pedivela varia, sendo necessário que grupos músculares diferentes se contraiam a cada ângulo do pedivela para manter a

pedalada. Dessa forma, os encoders detectam o ângulo de giro do pedivela e enviam essa informação para que o STM32 possa acionar os canais adequados para estimular os músculos certos para aquele ângulo. Os parâmetros enviados para o STM32 pelo aplicativo são ajustáveis pois cada usuário apresenta responsividade diferente aos estímulos elétricos, sendo os parâmetros amplitude, largura de pulso e frequência definidos previamente após passar por um eletrodiagnóstico e o parâmetro de ângulo de ativação dos canais é verificado antes do FES iniciar e este parâmetro varia de acordo com as dimensões dos membros inferiores do usuário e a distância entre o movimento central do pedivela e o assento do triciclo.

A Figura 6 apresenta a arquitetura do eletroestimulador, especificando as conexões de cada componente.

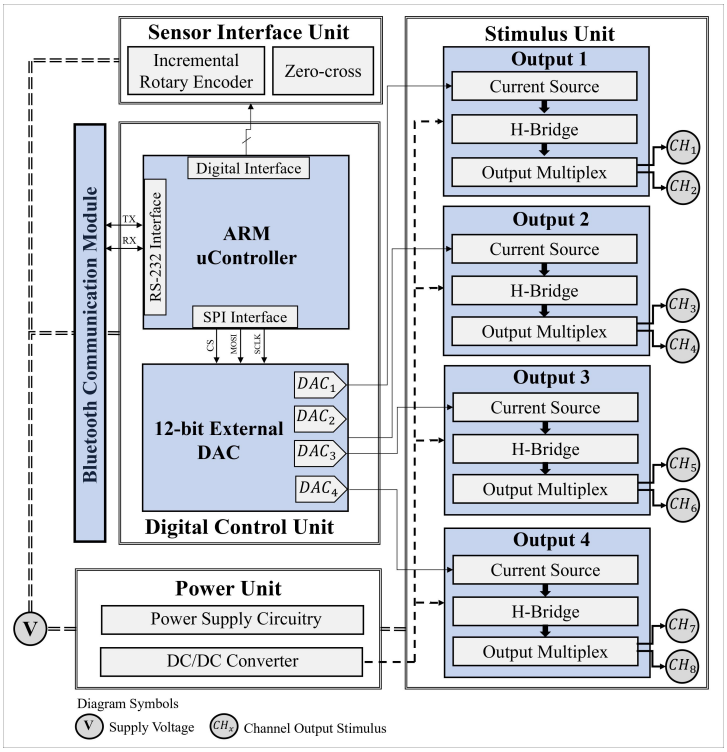


Figura 6 – Arquitetura do Eletroestimulador. Fonte: (MAGALHÃES, 2022).

A unidade de estimulação possui sua potência distribuída através de fontes de corrente constante e independentes associadas aos diferentes canais. Cada saída consiste de um conversor tensão-corrente, um espelho de corrente Wilson e uma ponte H, conforme a Figura 7. O DAC alimenta a unidade de estimulação com sinais que são convertidos em corrente de referência (i_{REF}) para o espelho de corrente Wilson, que garantirá a manutenção da amplitude da corrente de pulso de estimulação elétrica perante às variações de carga durante a aplicação do FES.

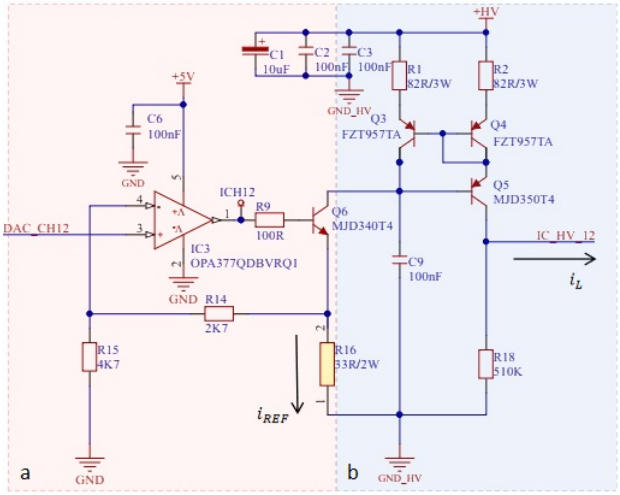


Figura 7 – Esquemático da fonte de corrente. Fonte: (MAGALHÃES, 2022).

A Figura 8 apresenta o circuito referente à pone H, onde são empregados quatro MOSFETs de potência controlados por um driver de meia ponte que permite que a corrente flua pelo circuito em ambas as direções, garantindo os pulsos bifásicos. As saídas são multiplexadas, gerando oito canais para conexão com os eletrodos. A multiplexação se dá por relés de estado sólido e isto impede que dois canais multiplexados de cada circuito de saída sejam ativados simultaneamente e isso é necessário porque o mesmo músculo não pode ser acionado ao mesmo tempo nas duas pernas, enquanto um músculo está se contraindo na perna direita o mesmo músculo na perna esquerda deve estar relaxado para manter a pedalada, e vice-versa.

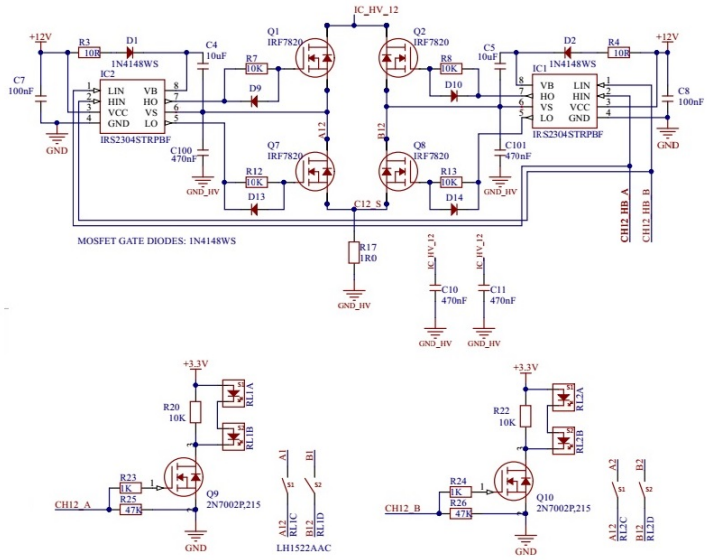


Figura 8 – Esquemático da Ponte H. Fonte: (MAGALHÃES, 2022).

Ressalta-se que as Figuras 7 e 8 referem-se apenas ao canal 1, contudo, as topologias dos demais canais são as mesmas.

Na Figura 9, é representada a interface do aplicativo mobile do eletroestimulador. Este aplicativo é responsável por iniciar e interromper a FES, além de permitir a edição de seus parâmetros e informar o ângulo atual do pedivela, sua velocidade (cadência) em RPM, e a contagem de tempo após o início da FES. Ele também apresenta três modos de operação, sendo eles o *Manual*, *Automatic* e *Control*. O modo *Manual* permite que os pulsos elétricos sejam gerados conforme o acionamento feito pelo usuário enquanto que no modo *Automatic* os pulsos são gerados automaticamente conforme a posição do pedivela. Já o modo *Control* permite que seja setado um valor de cadência para que o sistema ajuste os parâmetros para atingir este valor. Neste trabalho será uutilizado somente o modo *Automatic*.

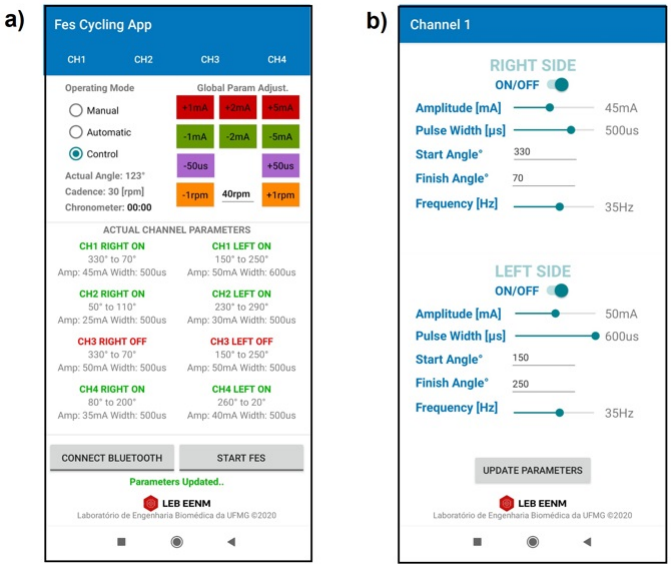


Figura 9 – Aplicativo com parâmetros ajustáveis. Fonte: (MAGALHÃES, 2022).

Na Figura 10 é apresentada a Placa de Circuito Impresso (PCI) do eletroestimulador utilizada no trabalho.



Figura 10 – PCI do eletroestimulador. Fonte: Autor.

2.2.2 Fadiga Muscular

A fadiga muscular caracteriza-se pela diminuição da capacidade de um músculo de gerar força ou manter uma determinada intensidade de contração ao longo do tempo (SHAH GRACE P. SHEPARD, 2021) e é um dos principais desafios para o FES pois a fadiga muscular precoce pode comprometer a eficácia do tratamento.

A fadiga muscular ocorre devido ao ativamento repetitivo dos mesmos grupos musculares, levando a uma rápida exaustão dos músculos (IBITOYE NUR AZAH HAMZAID, 2016). Durante o FES, como o usuário geralmente não tem a sensibilidade no grupo muscular onde está sendo aplicado, a fadiga muscular só é identificada pela diminuição contínua da movimentação do músculo estimulado.

Este é um parâmetro importante para ser observado durante o FES pois com ele é possível identificar os limites do usuário e o momento certo para interromper a sessão do tratamento. Outra importância de se monitorar a fadiga muscular é a comparação do tempo levado para atingir a fadiga no começo e ao longo do tratamento, tornando possível identificar melhoras no quadro do usuário.

Uma forma de reduzir o período de fadiga é reduzir os parâmetros da eletroestimulação, como a frequência, ou estimular por unidades do músculo (IBITOYE NUR AZAH HAMZAID, 2016).

A quantificação da fadiga durante o FES é complexa devido à grande heterogeneidade das técnicas de avaliação (mudança de parâmetros, mudança do tamanho dos eletrodos, etc) e porque cada organismo reage ao FES de forma diferente (SHAH GRACE P. SHEPARD, 2021) e (IBITOYE NUR AZAH HAMZAID, 2016).

2.3 Máquina de Estados Finitos

Máquina de Estados Finitos (do inglês *Finite State Machine*, FSM) são modelos computacionais com objetivo de representar sistemas ordenados no tempo (HARRIS; HARRIS, 2013). Não são máquinas propriamente ditas (hardware), são apenas modelos para representar sistemas. FSMs são utilizadas para modelar circuitos sequênciais (síncronos e assíncronos), os quais possuem memória para armazenar o estado atual (HARRIS; HARRIS, 2013). Elas são utilizadas para modelar algoritmos, processos, circuitos, e em geral sistemas com diferentes modos de operação.

FSMs são compostas por estados e transições, sendo estado o termo utilizado para representar os modos de operação do sistema, que geralmente é armazenado em memórias, e transições são as condições para que haja mudança de estados (HARRIS; HARRIS, 2013). Na Figura 11 são apresentados dois diagramas para exemplificar as FSMs, nesses diagramas as transições são representadas por valores binários (0 e 1) e os estados são

representados pelos círculos.

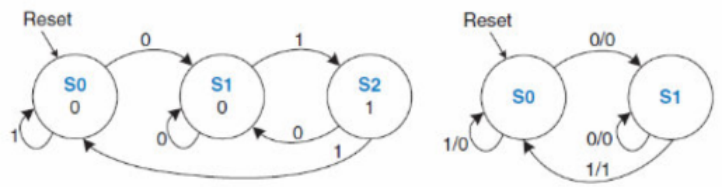


Figura 11 – Exemplo de diagramas de FSM. Fonte: (HARRIS; HARRIS, 2013).

2.4 Controladores

Um sistema de controle é um conjunto de componentes interligados que regulam o comportamento de uma planta ou processo, garantindo que ele opere de acordo com um objetivo desejado (AGUIRRE, 2004). Esses sistemas podem ser encontrados em diversas áreas, como engenharia, automação industrial, e eletrônica. A estrutura básica de um sistema de controle inclui os seguintes componentes:

- Sinal de referência: É a referência ou valor desejado que se espera que o sistema atinja ou acompanhe. É a magnitude que o sistema de controle tentará seguir ou manter(AGUIRRE, 2004).
- Controlador: Compara o sinal de entrada com a saída atual do sistema e calcula um sinal de controle para reduzir a diferença entre eles, ajustando o comportamento da planta (AGUIRRE, 2004).
- Atuador: Recebe o sinal de controle gerado pelo controlador e aplica uma força ou influência à planta para ajustá-la de acordo com o comando do controlador (AGUIRRE, 2004).
- Planta: É o processo, sistema ou objeto a ser controlado. Pode ser um motor, um sistema térmico, um robô, etc (AGUIRRE, 2004).
- Sinal de saída do processo: É a resposta do sistema após a aplicação do sinal de controle. É o comportamento real da planta, que deve se aproximar do sinal de entrada (AGUIRRE, 2004).
- Sinal de medição: É o valor da leitura do sensor. Ele permite o $feedback$ do sinal de saída.
- Erro: É o valor da diferença entre o sinal de referência e o sinal de medição.

A relação entre os componentes do sistema de controle é representada na Figura 12. Na mesma figura, o componente *Sensor* exerce a função de realimentação, direcionando o sinal de saída para o controlador para que se possa calcular o erro do sistema.

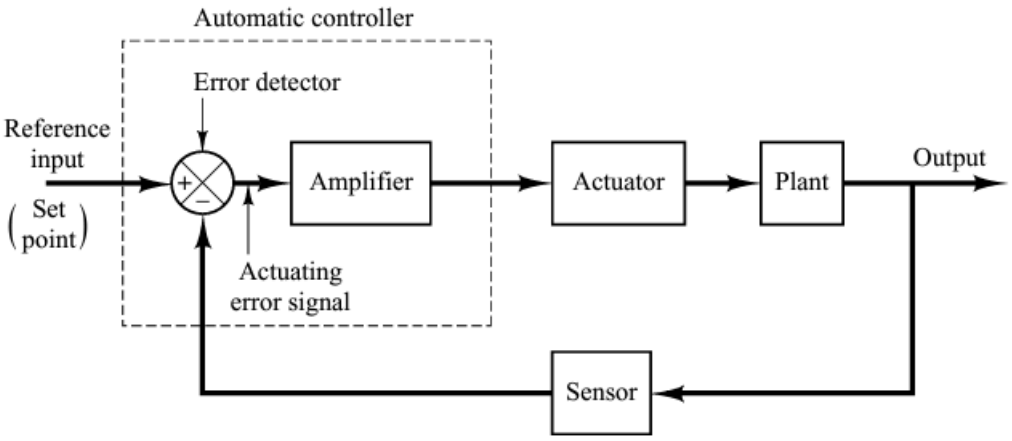


Figura 12 – Diagrama de um sistema de controle com realimentação. Fonte: (OGATA, 2010)

Controladores são ferramentas matemáticas com objetivo de modelar a saída de um sistema para que se obtenha o formato desejado. Há uma grande diversidade de controladores utilizados em processos produtivos e dentre eles destacam-se: liga-desliga, proporcional, integrativo, proporcional integrativo (PI), proporcional integral derivativo (PID) e as redes de avanço-atraso (TAVARES, 2019). Nesta seção serão abordados alguns destes controladores.

2.4.1 Controlador PID Digital

O controlador PID (Proporcional-Integral-Derivativo) é uma das técnicas mais utilizadas no controle de processos industriais, tanto em sistemas contínuos quanto discretos. O controlador PID digital é uma versão discreta do controlador PID contínuo, adaptado para sistemas que operam com amostragem de dados em intervalos de tempo específicos (FRANKLIN; POWELL; WORKMAN, 1997). A ação do controlador PID é composta por três termos: proporcional (P), integral (I) e derivativo (D). No domínio discreto, a saída do controlador u(k) no instante k é dada por:

$$u(k) = K_p e(k) + K_i \sum_{i=0}^{k} e(i) + K_d[e(k) - e(k-1)], \tag{2.1}$$

Onde:

- $e(k)$ é o erro no instante k,
- K_p é o ganho proporcional,
- K_i é o ganho integral,
- K_d é o ganho derivativo.

A Equação 2.1 é uma representação discreta do controlador PID, onde o termo integral é implementado como uma soma acumulada dos erros passados, e o termo derivativo é aproximado pela diferença entre os erros atual e anterior.

2.4.2 Função de transferência

A função de transferência é uma ferramenta matemática utilizada na teoria de controle e modelagem de sistemas dinâmicos. Em sistemas de controle, a função de transferência representa o modelo matemático da planta a ser controlada. Ela estabelece a relação entre a entrada e a saída de um sistema linear invariante no tempo (LTI), representando essa relação no domínio da frequência. A função de transferência é definida como o quociente entre a transformada de Laplace da saída e a transformada de Laplace da entrada, assumindo condições iniciais nulas (OGATA, 2010). Sua equação é dada por:

$$G(z) = \frac{Y(z)}{U(z)} \tag{2.2}$$

Onde:

- $G(z)$: função de transferência;
- $Y(z)$: transformada Z da saída;
- $U(z)$: transformada Z da entrada;
- z: variável complexa do domínio discreto.

A função de transferência é utilizada para simplificar a análise de sistemas dinâmicos, permitindo que equações diferenciais, que geralmente representam sistemas físicos, sejam transformadas em equações algébricas no domínio de Laplace, facilitando a análise e o projeto de sistemas (AGUIRRE, 2004). Essa simplificação torna possível estudar o comportamento dinâmico do sistema, como sua estabilidade, resposta transitória e estacionária, e características de frequência, com base nos polos e zeros da função de transferência (AGUIRRE, 2004).

2.5 Modelagem de Sistemas Dinâmicos

A modelagem de sistemas dinâmicos é o processo de representar matematicamente o comportamento de um sistema físico, a fim de entender suas características e prever seu desempenho sob diferentes condições. A modelagem é fundamental para a análise, simulação e controle de sistemas reais, pois permite transformar fenômenos do mundo físico em equações que descrevem a relação entre suas variáveis de entrada e saída (AGUIRRE, 2004).

Existem diferentes métodos para a modelagem de sistemas, classificadas em modelagem de caixa branca, caixa preta e caixa cinza, dependendo do nível de conhecimento sobre o sistema e dos dados disponíveis. Cada método possui características específicas que o tornam adequado para diferentes contextos.

2.5.1 Modelagem de Caixa Preta

A modelagem de caixa preta é usada quando não se tem informações sobre o funcionamento interno do sistema, mas se dispõe de dados de entrada e saída. Nesse caso, o objetivo é ajustar um modelo matemático diretamente aos dados experimentais, sem levar em consideração os aspectos físicos (AGUIRRE, 2004). Essa abordagem geralmente utiliza técnicas estatísticas ou de aprendizado de máquina. Embora seja mais prática em sistemas complexos ou mal compreendidos, sua validade está limitada ao intervalo de dados usados para a identificação.

2.6 Motor Brushless

Para este trabalho foi utilizado um motor *brushless*, cujas especificações e esquemáticos não foram obtidas, pois o fornecedor não possuía estas informações. As informações necessárias para o projeto foram adquiridas experimentalmente e consultando modelos de motores na Internet. O motor também vem acompanhado por um ESC (Eletronic Speed Controller) cuja função será descrita na seção 2.6.5.

2.6.1 Composição

Os motores *brushless* possuem dois componentes principais, o estator e o rotor. O estator é um componente que permanece fixo durante o uso e ele é composto por bobinas, geralmente três, e sensores Hall. Já o rotor é o componente que se move durante o uso e é composto por uma série de imãs permanentes com polaridades alternadas entre norte e sul. Na Figura 13 é ilustrada a composição de um motor *brushless*.

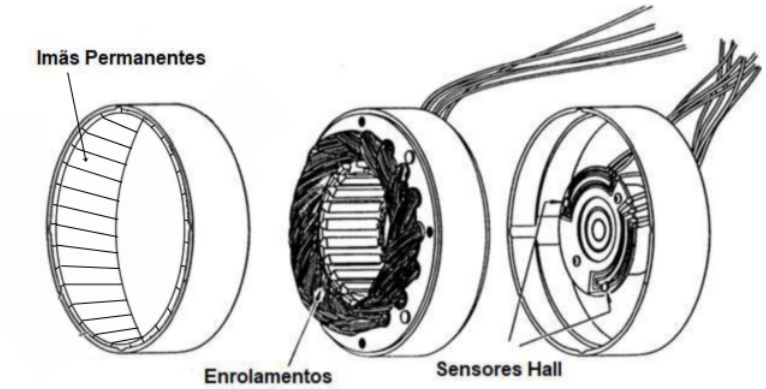


Figura 13 – Composição de um motor *brushless*. Fonte: Adaptado de (BARBOSA, 2018).

Ressalta-se que o rotor pode estar acoplado internamente ou externamente ao estator. A Figura 13 se trata de um motor com rotor externo, assim como o motor utilizado neste trabalho, onde os ímãs permanentes ficam externos ao estator, conforme apresentado na Figura 14.

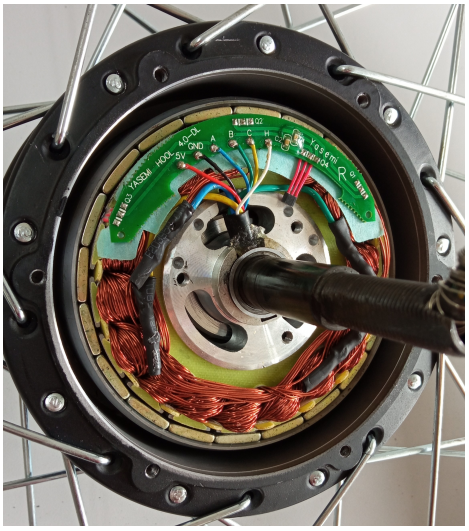


Figura 14 – Motor *brushless* utilizado no projeto. Fonte: autor

Os motores *brushless* operam com corrente contínua e se assemelham bastante com motores de corrente alternada por possuírem três terminais, deixando-os com uma característica trifásica. Ele é um motor síncrono, cuja frequência de operação está vinculada à velocidade de rotação do rotor e é alimentado por um *driver* que realiza a comutação de suas bobinas (BARBOSA, 2018).

2.6.2 Força contra eletromotriz induzida: Tensão Back EMF

A força contra eletromotriz induzida (Tensão Back EMF) é dada pela lei de Faraday-Neumann-Lenz no qual afirma que, ao se aproximar um imã de uma espira composta de um material condutor, uma corrente é induzida, gerando um campo magnético que se opõe ao movimento do imã, tornando necessária aplicar energia para aproximar o imã da espira (BARBOSA, 2018). Essa energia é transformada em energia elétrica para a espira.

Para motores que não utilizam sensores, a detecão da posição do rotor é obtida pela Back EMF induzida pelo campo magnético do rotor na bobina em estado flutuante. Também é possível medir a velocidade angular do rotor caso a intensidade do campo magnético seja conhecida e esteja de acordo com a amplitude da tensão induzida em suas bobinas. Também é possível aferir a velocidade caso não seja de conhecimento a intensidade do campo magnético, para realizar isso, pode-se considerar o tempo de transição entre os imãs do rotor, dado que a tensão induzida mudará com a mudança de polaridade,

e calcular a velocidade a partir do comprimento da circunferência do rotor (BARBOSA, 2018).

2.6.3 Sensor Hall

Este sensor se baseia no efeito Hall, no qual consiste na tensão gerada perpendicularmente à corrente elétrica, chamada de tensão Hall, ao se aplicar um campo magnético perpendicular tanto ao sentido da corrente quanto à força elétrica gerada pela carga (RAMSDEN, 2006).

Para melhor compreensão deste efeito, suponha que os polos positivo e negativo de uma fonte de tensão são conectados nas extremidades de uma placa de um material semicondutor e que as ponteiras de um voltímetro são conectadas nas extremidades laterais dessa placa, conforme mostrado na Figura 15. Nesta situação a corrente elétrica irá percorrer pela placa, saindo do polo positivo e indo em direção ao negativo sem nenhuma distorção e o voltímetro registrará 0V, conforme mostrado na Figura 15a. Suponha agora que é gerado um campo magnético perpendicular à placa, nesta situação a corrente irá apresentar distorção e isto resultará em uma tensão elétrica aplicada nas laterais e a mesma será registrada pelo multímetro, conforme mostrado na Figura 15b, e esta é a tensão Hall.

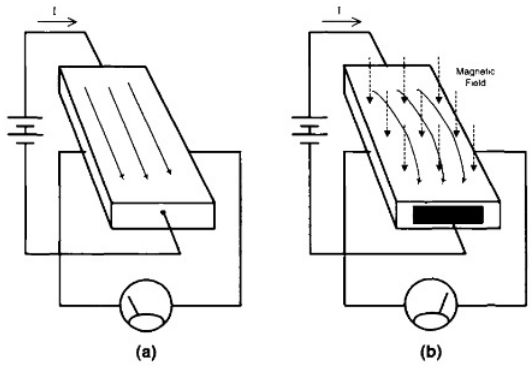


Figura 15 – Efeito Hall em uma placa condutora. Fonte: (RAMSDEN, 2006)

Ressalta-se que, caso o sentido do campo magnético for invertido, a tensão Hall apresentará valor negativo (RAMSDEN, 2006).

A distorção gerada na corrente é causada porque ao aplicar um campo magnético externo perpendicularmente ao condutor e à direção da corrente, é gerada uma força perpendicular ao campo magnético e ao sentido da corrente (RAMSDEN, 2006). Essa força é chamada de Força de Lorentz e é dada pela fórmula:

$$\vec{F} = q \cdot \vec{E} + q \cdot (\vec{v} \times \vec{B}) \tag{2.3}$$

Onde:

- q: carga do elétron;
- $\vec{E}$: campo elétrico;
- $\vec{v}$: velocidade das partículas;
- $\vec{B}$: intensidade do fluxo magnético.

A Força de Lorentz desvia os elétrons lateralmente enquanto eles transitam pelo condutor. Isso resulta no acúmulo de elétrons em um lado do condutor e o acumulo de lacunas no lado oposto. Com os elétrons desviados é gerada uma diferença de potencial perpendicular ao campo magnético e ao sentido da corrente, chamada de tensão Hall.

A tensão Hall é proporcional à intensidade do campo magnético aplicado, à corrente que flui através do condutor e a uma constante conhecida como Coeficiente Hall do material (RAMSDEN, 2006).

No datasheet do sensor consta que ele possui um regulador de tensão, um diodo para proteção contra inversões da tensão de alimentação, um gerador de tensão Hall quadrático e um amplificador de sinais pequenos. Na Figura 16 é representado o diagrama de blocos deste sensor.

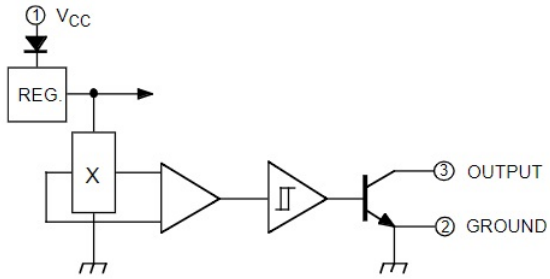


Figura 16 – Diagrama de blocos do sensor Hall. Fonte: (Allegro MicroSystems, Inc., 2002).

O datasheet do sensor recomenda que seja utilizado resistor de pull-up no canal de saída para evitar oscilações na leitura.

Em um motor *brushless* as funções dos sensores hall são as mesmas da tensão Back EMF, aferir a posição do rotor e a velocidade do motor através da detecção do campo magnético dos imãs permanentes do rotor. De forma geral, motores que possuem esse sensor apresentam três sensores defasados 60° entre si, cada um referente a cada fase do motor. Na Figura 17 é apresentada a posição real dos sensores Hall em um motor brushless.

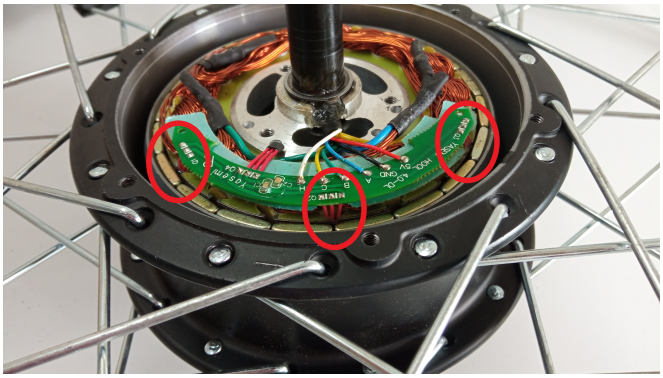


Figura 17 – Posições dos sensores Hall no motor utilizado neste trabalho. Os sensores estão representados pelos círculos vermelhos. Fonte: Autor

2.6.4 Funcionamento do motor

O funcionamento do motor brushless se dá pela interação de atração e repulsão do campo magnético gerado pelas bobinas quando acionadas e do campo magnéico dos imãs permanentes. Para melhor ilustrar o funcionamento do motor, observe a Figura 18.

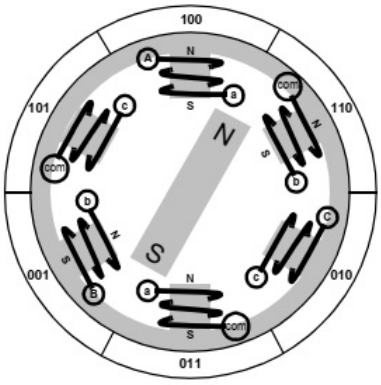
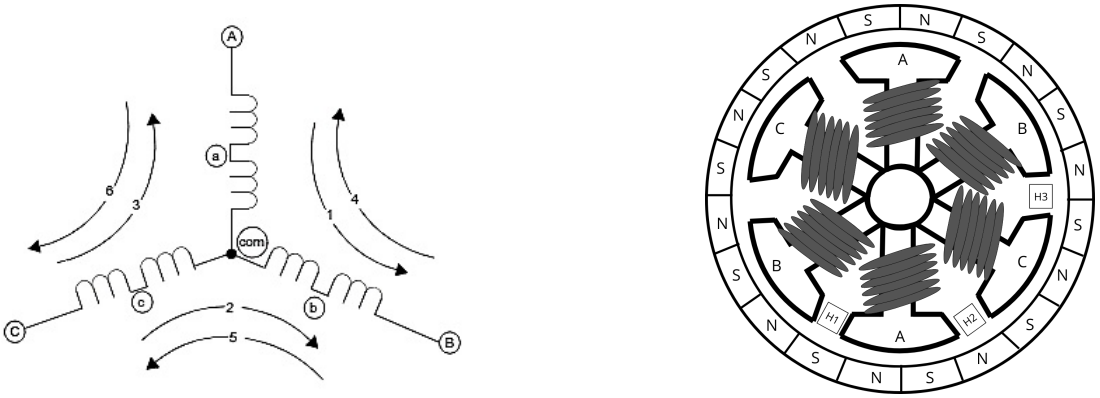


Figura 18 – Diagrama de funcionamento de um motor brushless. Fonte: (BARBOSA, 2018).

Neste diagrama duas bobinas são acionadas simultaneamente, a depender da posição do imã permanente. Essas bobinas quando energizadas formam um campo magnético no estator que, devido ao campo magnético dos imãs permanentes, provoca um torque que ocasiona na rotação do rotor. Seguindo esse princípio, um terminal de fase é energizado com tensão positiva e um outro com tensão negativa, enquanto que o terceiro se encontra em estado flutuante/estado de não condução. O processo de acionamento das bobinas é chamado de comutação e caso várias comutações forem feitas, na sequência e no momento correto, torna-se possível a criação de um campo girante no estator. Deste modo, o campo magnético permanente do rotor interage com o campo girante do estator, ocasionando em revoluções mecânicas no motor (BARBOSA, 2018).

Nomeando as três bobinas do motor como fases A, B e C e supondo que a fase A seja energizada positivamente e a fase B negativamente, uma corrente fluirá de A para B, gerando a primeira comutação. Após essa primeira comutação o rotor irá rotacionar 60° elétricos, como mostrado na Figura 19a. Na Figura 19b é representada a disposição real das bobinas no motor para melhor compreensão do deslocamento de 60°.



(a) Comutação das bobinas. Fonte: (BARBOSA, 2018).

(b) Disposição real das bobinas no motor. Fonte: Autor.

Figura 19 – Diagrama da comutação

Finalizando a primeira comutação, inicia-se a segunda, onde a corrente fluirá da bobina C para B e irá girar novamente 60°. As comutações se seguirão até que o rotor tenha completado um giro 360° e esta estratégia é chamada de "seis passos de comutação", onde os passos são apresentados na Tabela 1.

Passo	Comutação
1	AB
2	CB
3	CA
4	BA
5	BC
6	AC

Tabela 1 – Seis passos de comutação de um motor brushless

Abaixo, na Figura 20 são representados os sinais utilizados pelo motor ao longo de uma revolução mecânica, tronando possível vizualizar graficamente os sinais de corrente de cada comutação.

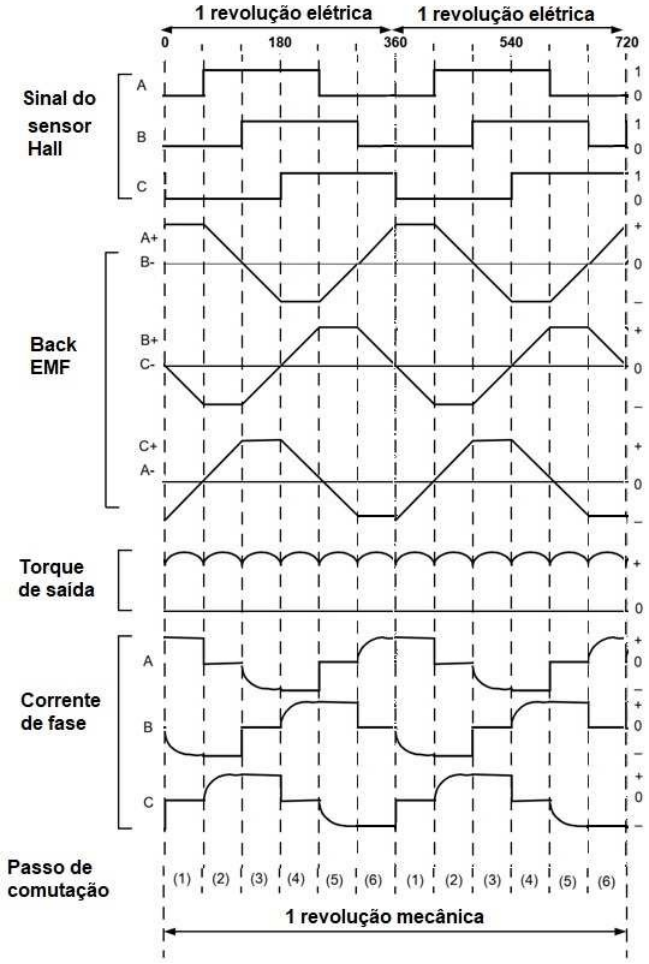


Figura 20 – Relação de informações contidas em duas revoluções elétricas baseando-se na estratégia de comutação de seis passos. Fonte: (BARBOSA, 2018).

Para o funcionamento correto do motor é neccessário que a posição do rotor e sua velocidade instantânea sejam conhecidas para que as comutações ocorram no momento certo, caso ocorram em momentos errados o motor tenderá a interromper a sua rotação ao dissipar a sua energia na forma de calor, o que não é desejável pois poderá causar uma queima do equipamento. Para a detecção desses parâmetros o motor utiliza sensores hall e/ou através da detecção da tensão de Back EFM (BARBOSA, 2018).

2.6.5 Eletronic Speed Controller

Motores brushless costumam ser empregados com um Controlador Eletrônico de Velocidade (ESC, do inglês Eletronic Speed Controller), também conhecido como *driver* do motor, o componente responsável por comutar as bobinas e identificar a posição e velocidade do rotor pela leitura dos sensores hall. O ESC consiste basicamente de uma ponte inversora trifásica composta por MOSFETs e um circuito lógico para realizar a leitura dos sensores e a comutação das bobinas (ARAúJO, 2020). Na Figura 21 há uma representação da relação do ESC com o motor.

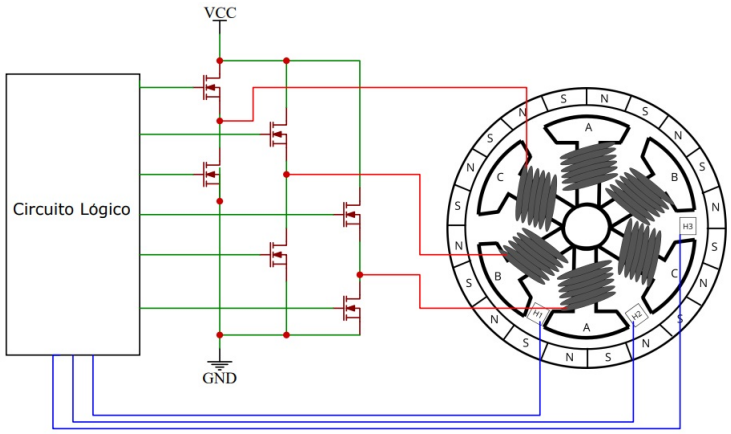


Figura 21 – Ponte inversora. Fonte: Autor.

O acionamento dos transistores são gerados por um sinal *Pulse Width Modulation* (PWM), o qual controla a energia média aplicada nos MOSFETs entregues às fases do motor por meio de pulsos de corrente contínua. O pulso é alternado entre o estado ativo e o desativo em períodos fixos (TAVARES, 2019).

O ESC utilizado neste trabalho possui, além de todas as entradas e saídas representadas na Figura 21, uma entrada analógica na qual seu valor de tensão acarretará em uma velocidade de comutação das bobinas proporcional. Dessa forma, conforme se aumenta a tensão nessa entrada analógica a velocidade do motor irá aumentar e conforme diminui essa tensão, a velocidade do motor também irá se reduzir.

2.7 Trabalhos relacionados

O artigo "Automatic Control of Cycling Induced by Functional Electrical Stimulation With Electric Motor Assistance"aborda o desenvolvimento e validação de um triciclo assistido por FES auxiliado por um motor elétrico utilizando a estratégia de controle comutado. O estudo realiza a análise da estabilidade da estratégia de controle e propõe uma nova estratégia de controle que integra a assistência do motor apenas nas regiões do ciclo de pedalada onde a eficácia cinemática dos músculos do ciclista é baixa. Foram realizados ensaios experimentais com cinco voluntários sem lesão medular validando o sistema de controle. O estudo conclui que sistemas autônomos projetados para reabilitação e assistência funcional podem melhorar significativamente a qualidade de vida de pessoas com lesão medular (BELLMAN et al., 2017).

O artigo "Control Strategies for Integration of Electric Motor Assist and Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling: Utility for Exercise Testing and Mobile Cycling"também aborda estratégias de controle em um triciclo assistido por FES com a assistência de um motor elétrico. O sistema desenvolvido controla simultaneamente a cadência de pedalada e a potência das pernas. O controle da potência é ajustado auto-

maticamente pela intensidade da FES, enquanto o motor elétrico mantém a cadência. Também foram realizados ensaios experimentais com voluntários com lesão medular para validação do sistema e também apresentou benefícios significativos na reabilitação e no aumento da qualidade de vida (GRIFFIN; DECKER, 2004).

A análise desses artigos fornece uma base para a formulação da estratégia de controle a ser utilizada neste trabalho, fornecendo parâmetros sobre como otimizar a assistência do motor e da FES para melhorar sua eficácia. A experimentação e validação dos sistemas descritos nesses artigos também podem servir como uma referência metodológica para os testes experimentais a serem realizados neste trabalho.

3 Resultados

3.1 Materiais e métodos

A plataforma utilizada para a realização deste trabalho é a plataforma Power Trike, descrita na Seção 1.1. O motor elétrico foi adquirido no âmbito deste trabalho e sua instalação será explicada na Subseção 3.1.1.

A metodologia utilizada inicia-se com a revisão do estado da arte para embasar o desenvolvimento. Em seguida, o motor foi instalado no triciclo, seguido pela modelagem da planta para compreender o sistema a ser controlado. Com base nessa modelagem, foi elaborada uma estratégia de controle, que foi então implementada em *firmware*. Por fim, foram conduzidos testes para validar o sistema, com aprimoramentos contínuos no *firmware* para garantir a eficácia e a eficiência da estratégia proposta. Na Figura 22 é apresentado o diagrama da metodologia descrita.

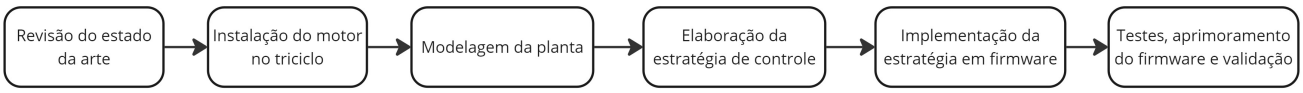


Figura 22 – Metodologia. Fonte: Autor.

3.1.1 Implementação do motor no triciclo

Na Figura 23, é possível observar o triciclo com todos os seus componentes instalados.

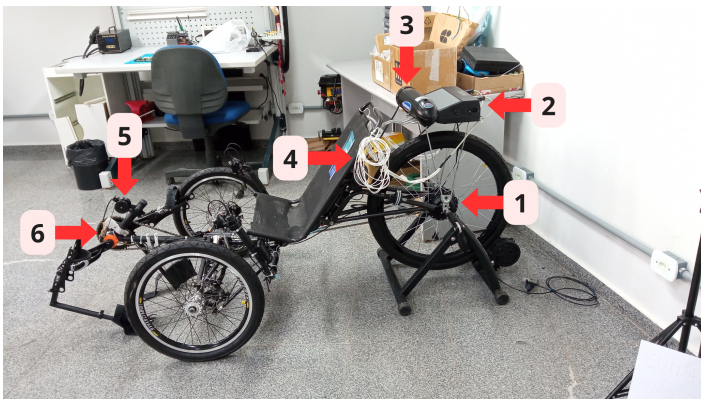


Figura 23 – Componentes do projeto. Os componentes indicados pelas setas referem-se a: 1: Motor; 2: Case contendo o eletroestimulador; 3: Bateria do motor (cuja tensão é de 36V); 4: Cabos para conexão com os eletrodos; 5: Encoder Incremental; 6: Encoder zero-cross. Fonte: Autor.

Na Figura 24 é apresentado o triciclo por outro ângulo, de forma a indicar a posição do *driver*, do cabo contendo uma entrada analógica para o *driver* e um *display* pertencente ao motor e é responsável por mostrar ao usuário a velocidade do triciclo em km/h.

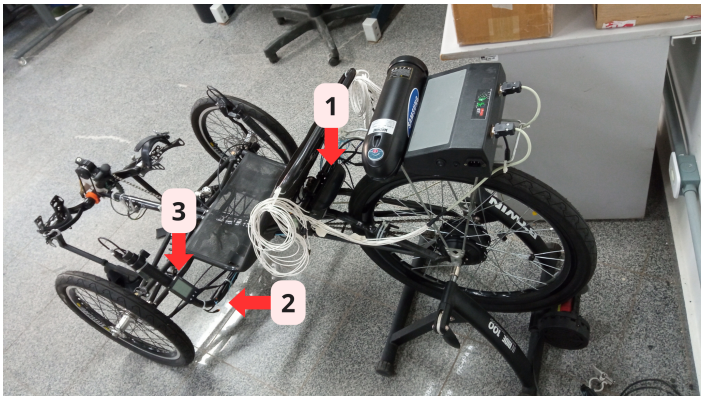


Figura 24 – Demais componentes do sistema. 1: *driver*; 2: Conector da entrada analógica do *driver*; 3: display do motor. Fonte: Autor.

No triciclo também foi feita uma alteração mecânica para que o motor possa atuar também no pedivela, na qual foi implementado um pinhão fixo. Para isto, o cassete da roda traseira foi fixado nos raios por meio de arames, como apresentado na Figura 25. Desta forma, o giro no pedivela sempre será equivalente ao giro da roda.



Figura 25 – Pinhão Fixado. Fonte: Autor.

Para o funcionamento do motor é necessário que o motor, o *driver*, a bateria e o display estejam devidamente conectados. Para habilitar o motor, inicialmente deve-se ligar a bateria para alimentar o sistema, clicar no botão M do display para ligá-lo, conforme apresentado na Figura 26, e em seguida clicar no botão + para habilitar o motor.



Figura 26 – Display do motor. Fonte: Autor.

Com o motor habilitado existem duas formas de acioná-lo. A primeira é por meio de um sensor de velocidade do pedal, que é conectado ao *driver*, onde o motor é acionado para gerar assistência assim que for detectada movimentação no pedivela. O motor possui cinco níveis de assistência sendo a primeira a que gera uma assistência mínima e a quinta a que gera uma assistência com a velocidade máxima que o motor pode atingir e esses níveis de assistência podem ser alterados clicando nos botões + e − no *display*. Essa forma de acionamento não será aplicada neste projeto, ela foi utilizada somente para a compreensão do funcionamento do motor em posse. A segunda forma de acionar o motor é por meio de um acelerador, também conectado ao *driver*, que consiste em uma espécie de botão em que, conforme é pressionado, o motor gera uma velocidade proporcional ao deslocamento desse botão.

O conector do *driver* referente ao acelerador possui três terminais e, após testes de bancada, identificou-se que esses terminais representam $+5V$, GND e um sinal analógico de entrada, conforme apresentado na Figura 27. Logo, concluiu-se que o acelerador atua como um potenciômetro, pois à medida que o botão é precionado, o mesmo apresenta uma resistência menor, gerando um sinal com tensão cada vez maior.

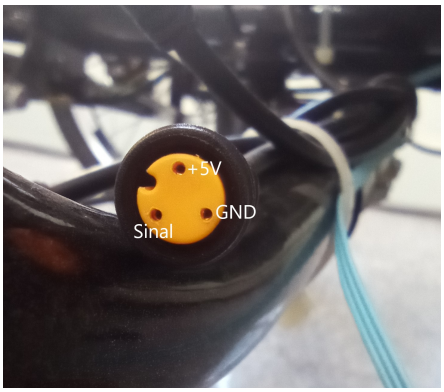


Figura 27 – Entrada analógica do *driver*. Fonte: Autor.

A fim de realizar testes com a entrada analógica do *driver* para verificar a relação

entre a tensão nessa entrada e a velocidade do motor (verificada no *display*), o acelerador foi substituído por um potenciômetro convencional. Este potenciômetro permitiu gerar uma velocidade estável e ajustável e por essa razão foi fixado no triciclo para futuros ensaios clínicos e testes. Na Figura 28 é apresentado o potenciômetro instalado no triciclo.



Figura 28 – Potenciômetro instalado. O potenciômetro e sua conexão com o *driver* estão indicados pelas setas vermelhas. Fonte: Autor.

Os testes indicaram que o motor começa a gerar movimento quando quando é aplicado aproximadamente 1,2V na entrada analógica do *driver* e o motor atinge sua velocidade máxima, aproximadamente 36 km/h, quando é aplicado cerca de 3,3V.

3.1.2 Conexão dos componentes

O eletroestimulador se comunicará com o motor a partir de seu *driver*. O *driver* do motor, cujo modelo é o YCKS249-006-36T, possui uma entrada analógica, cuja tensão varia de 0 a 5V, e seu microcontrolador, o SAF-XC836-2FRI AB, fará a leitura dessa entrada e comutará os MOSFETs gerando uma velocidade mecânica proporcional à essa tensão, por exemplo, ao aplicar 1,4V nessa entrada analógica o motor irá rotacionar a, aproximadamente 4 km/h (dado obtido a partir do *display* do motor, o mesmo realiza o cálculo da velocidade do motor em km/h).

O eletroestimulador possui uma saída para a comunicação com o *driver*, cujo esquemático é apresentado na Figura 29. O sinal MOTOR-CTRL será gerado pelo DAC (Conversor Digital Analógico, do inglês *Digital to Analog Converter*) com resolução de 12 bits e varia entre 0 e 3,3V.

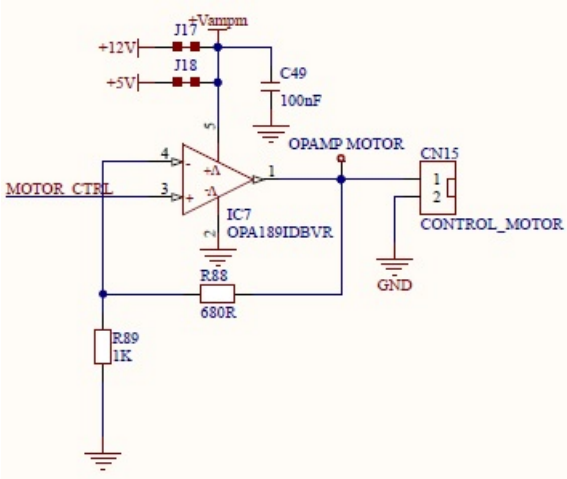


Figura 29 – Esquemátio da conexão com o *driver*. Fonte: (MAGALHÃES, 2022).

O sinal MOTOR-CTRL é enviado pelo STM32 e, ao passar pelo amplificador operacional alimentado por 5V, gerará um sinal de saída analógico. Este sinal será enviado ao *driver*, onde será traduzido como velocidade mecânica na roda.

O feedbak da velocidade da roda será dado pelo encoder incremental já instalado no eletroestimulador e no triciclo. Devido ao pinhão do triciclo estar fixo, a velocidade da roda será refletida na velocidade do pedivela e, portanto, o encoder incremental será capaz de fazer a leitura da velocidade do triciclo.

A fim de testar a integração entre o circuito do eletroestimulador e o motor, foram realizados testes com um STM32 conectado à entrada analógica do *driver*. Neste teste o STM32 produz uma onda triangular, variando de 0V a 3,3V, e esta onda é recebida pelo *driver* para gerar uma velocidade mecânica proporcional no motor. Para verificar a relação entre a onda gerada e a velocidade do motor foi soldado um cabo no terminal de saída de um dos sensores hall do motor, conforme apresentado na Figura 30, para verificar a largura dos pulsos dos sensores conforme a variação da velocidade por meio de um osciloscópio.

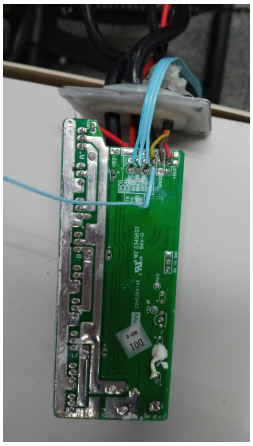
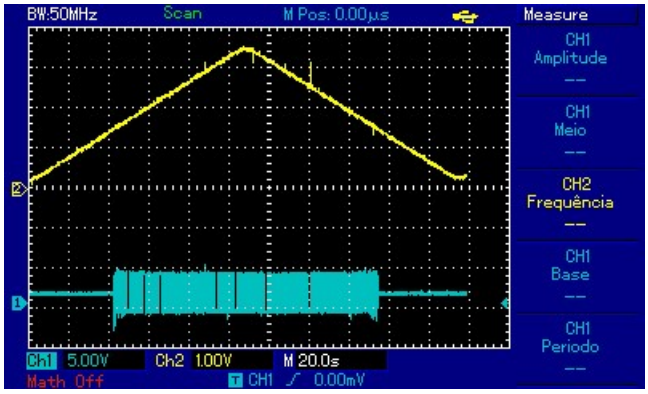
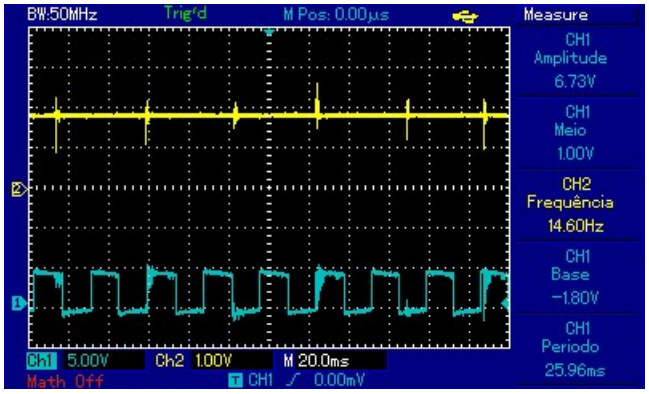


Figura 30 – Cabos soldados nos sinais dos sensores Hall do motor. Fonte: Autor.

Os testes apresentaram o resultado esperado, conforme a tensão aplicada aumenta, a velocidade do motor também aumenta. Foi observado também que, conforme a velocidade aumenta, os pulsos gerados pelo sensor hall se estreitam, pois o sensor hall do motor detecta o campo magnético dos imãs mais rapidamente. O gráfico gerado pelo osciloscópio da relação dos sinais é apresentado na Figura 31 e um vídeo do teste, onde é possível obter uma melhor visualização do resultado do teste, é apresentado no Apêndice A.



(a) Teste do sinal MOTOR-CTRL. Fonte: Autor.



(b) Sinais em escala ampliada. Fonte: Autor.

Figura 31 – Sinal triangular aplicado ao motor (CH2) e sinal resposta à velocidade (CH1). Fonte: Autor

3.2 Comportamento a ser desempenhado

Para este trabalho, espera-se que o sistema se comporte como mostrado na Figura 32, onde a propulsão do triciclo se iniciará com a eletroestimulação e será alternada com a assistência do motor assim que for detectada a fadiga, voltando ao acionamento da FES após o período de repouso em que estimasse o piloto já tenho se recuperado . Ressalta-se que neste trabalho não será modificado o controle da geração da FES, os pulsos serão gerados a partir dos ajustes inicias dos parâmetros de acordo com as características do usuário.

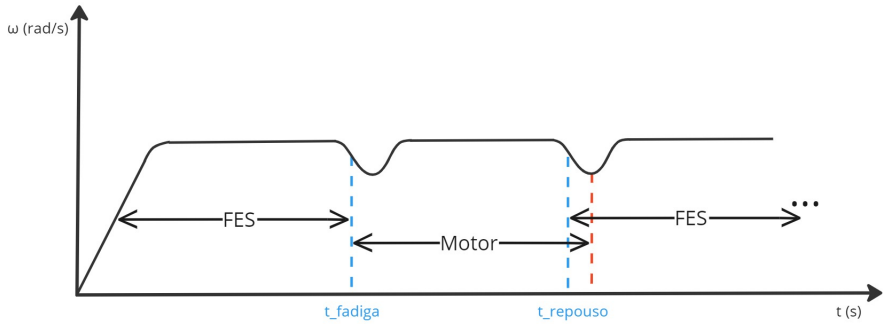


Figura 32 – Comportamento a ser desempenhado pelo sistema. Fonte: Autor.

Assim que a operação se iniciar com a eletroestimulação, a velocidade do triciclo

irá aumentar até que seu valor se estabeleça, entrando em regime permanente. O valor da velocidade em regime permanente atuará como valor de referência para o acionamento do motor. A partir do momento em que a velocidade medida passa a decrescer, o motor inicia gradativamente a sua assistência até atingir o regime permanente. O motor manterá a assistência durante o período de repouso muscular e, ao ter completado esse período, desativará sua assistência gradativamente enquanto a eletroestimulação retorna a dar assistência. Este ciclo se repetirá ao longo do uso do sistema.

A fim de verificar se o sinal de velocidade do triciclo pode desempenhar o comportamento apresentado na Figura 32 e verificar também se o sinal apresentará ruido, foi realizado um teste de caraterização do sistema a partir dos dados provindos do encoder incremental. Neste teste foi realizada uma simulação do sistema, onde o aluno alternou a propulsão do triciclo entre a pedalada e a assistência do motor. Devido a questões relacionadas com o andamento do projeto V-FES Cycling, a placa de eletroestimulação não esteve pronto para uso no momento de coletar os sinais para o teste de caraterização, Assim sendo, o movimento de pedalada foi realizado pelo próprio aluno. Neste teste foi simulada a fadiga muscular e o acionamento do motor foi realizado manualmente através do potenciômetro instalado. O teste foi realizado utilizando o *firmware* original do eletroestimulador, desta forma, a cadência é fornecida em rotações por minuto (RPM). O resultado deste teste é apresentado na Figura 33.

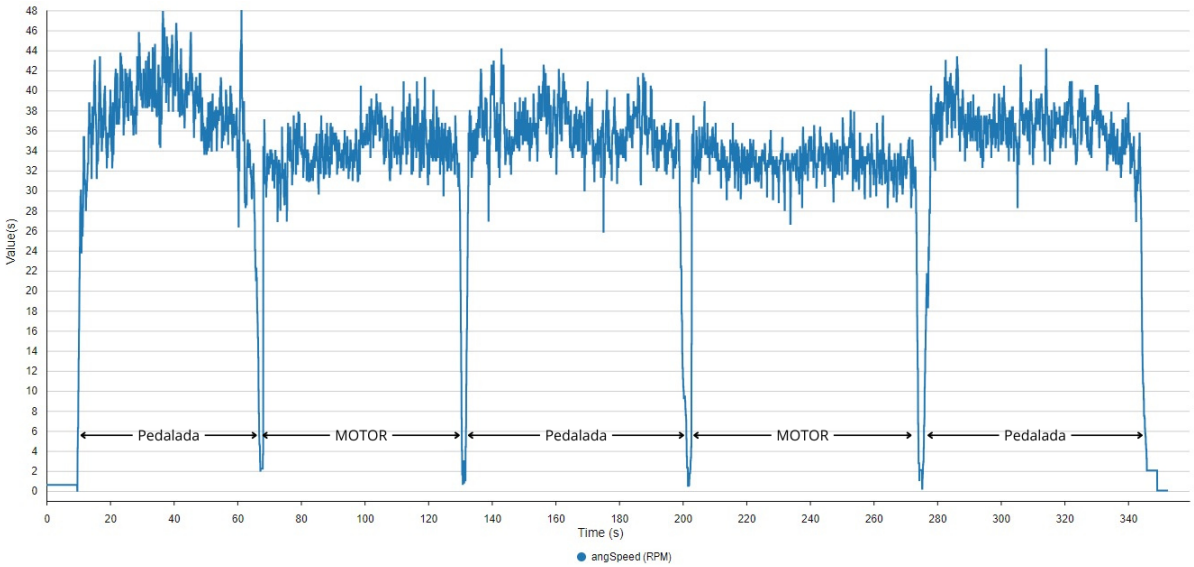


Figura 33 – Comportamento experimental. angSpeed é a variável responsável pelo cálculo da cadência no firmware. Fonte: Autor.

É possível observar na Figura 33 que o sinal apresentou bastante oscilação ao longo do teste e isso se dá por algumas razões: porque o movimento de pedalada é mais rápido quando uma perna se estica e mais lento quando as pernas estão se contraindo, porque a rotina do código utilizado pode ter gerado atrasos na leitura da velocidade e por atrito e

inércia do sistema. Apesar disso, pode-se observar que o valor da velocidade da pedalada se manteve próximo a 35 RPM. Pode-se observar também que a assistência do motor apresentou uma velocidade mais estável do que a pedalada, apresentando oscilações menores. Mesmo com as oscilações o sinal apresentou o comportamento esperado, atingindo uma velocidade relativamente constante e com os momentos de fadiga nítidos tendo em vista que eles se diferenciam das oscilações por serem um decaimento mais prolongado.

A partir do comportamento da velocidade no pedivela apresentado elabora-se a estratégia de controle que será descrita a seguir. Ressalta-se que o gráfico apresentado na Figura 33 e alguns dos gráficos apresentados posteriormente foram obtidos pelo $software$ STM32CubeMonitor e este $software$ apresenta os valores unitários das variáveis do $firmware$ em tempo real. A fim de conciliar os gráficos obtidos experimentalmente com os diagramas apresentados a seguir, as variáveis apresentadas nos diagramas serão as mesmas aplicadas no $firmware$ final.

3.3 Proposta de controle

Para conseguir implementar a assistência híbrida desejada na Power Trike, i.e., acionar o motor apenas nos momentos de fadiga muscular e reestabelecer a estimulação após o período de repouso, será implementada uma FSM, possuindo como estados o Repouso, a FES e o Motor. O sistema inicia no estado Repouso, com a FES e Motor desativados. Quando a flag $StartFES = 1$, o sistema transita para o estado FES, onde a eletroestimulação ocorre. Se a fadiga muscular é detectada ($fatigue = 1$), o sistema transita para o estado Motor, ativando o motor para proporcionar assistência enquanto os músculos descansam. Após o período de repouso ($time_rest = 1$), o sistema retorna ao estado FES. Tanto o estado FES quanto o estado Motor podem retornar para o estado Repouso caso a sessão seja interrompida ($StartFES = 0$). O diagrama FSM utilizada é apresentada na Figura 34.

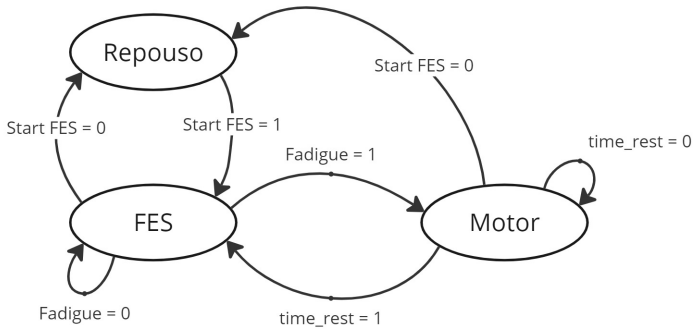


Figura 34 – FSM do projeto. Fonte: Autor.

Este modelo FSM permite uma alternância controlada entre as formas de assistência, garantindo que o usuário receba suporte contínuo e ajustado às suas condições

musculares.

3.3.1 Estado FES

Além da eletroestimulação, o estado FES também será responsável por identificar se o usuário atingiu o regime permanente de cadência e também identificar se foi identificada a fadiga muscular. Esses procedimentos serão descritos nesta subseção.

Inicialmente o sistema deve identificar se o usuário atingiu uma velocidade constante de pedalada, ou seja, se ele atingiu o regime permanente. Para isso, o sistema será iniciado com a FES no qual irá gerar uma cadência no pedivela do triciclo. O Encoder incremental irá detectar essa velocidade do pedivela continuamente e enviará ao STM32 o valor da cadência atual *angSpeed*. O STM32 irá comparar *angSpeed* com a medida anterior *lastSpeed* e caso a diferença entre essas duas medidas seja menor ou igual a um limiar previamente definido ao longo de período de tempo também previamente estabelecido, significa que o usuário atingiu o regime permanente auxiliado pela FES e esta será a velocidade de referência *setPoint* para o motor. Ressalta-se que essa etapa será realizada somente no começo da sessão. Esse procedimento é apresentado na Figura 35.

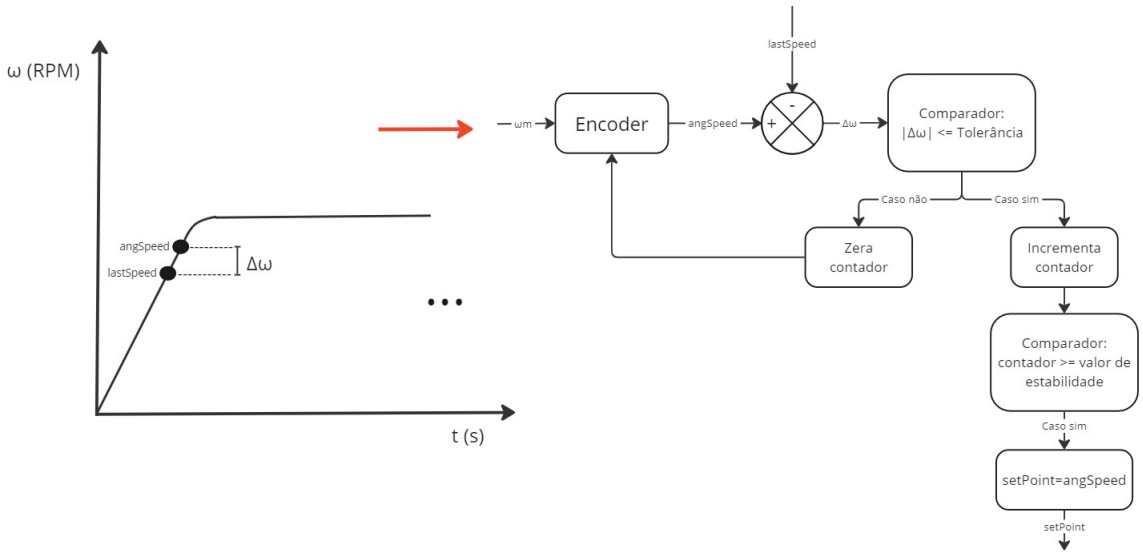


Figura 35 – Rotina de identificação do regime permanente. Fonte: Autor.

Em seguida o sistema deve identificar se o usuário está atingindo a fadiga muscular e isso será identificado pela redução da cadência. Contudo, como observado na Figura 33, o sinal da velocidade oscila bastante e essas oscilações podem gerar uma falsa detecção da fadiga, tornando necessário um método robusto para a detecção da tendência de queda da curva da cadência. Para isso o STM32 irá calcular constantemente a média móvel da cadência e, caso a diferença entre o valor dessa média móvel e o valor da cadência em regime permanente seja menor que uma tolerância previamente definida, assume-se que o usuário está entrando fadiga muscular. Uma vez detectada a condição de fadiga,

uma flag de detecção ($fatigue$) receberá o valor de 1 e outra flag que resetará o tempo ($time_rest$) receberá o valor de 0. Na Figura 36 é apresentado a rotina programada para a identificação da fadiga muscular.

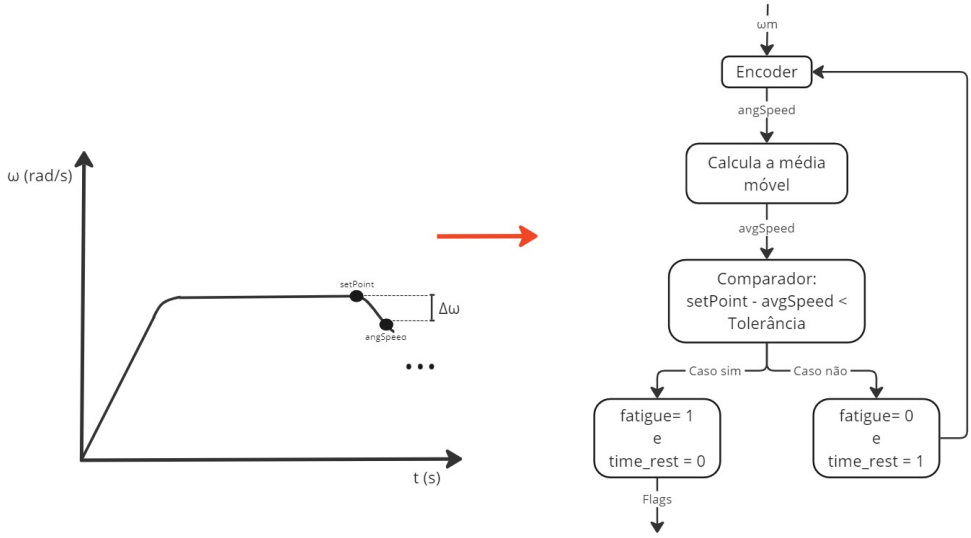


Figura 36 – A rotina programada para a identificação da fadiga. Fonte: Autor.

3.3.2 Estado Motor

O acionamento do motor se dará por controle PID, tendo em vista que ele apresenta um baixo *overshoot* e maior estabilidade dentre os controladores descritos na Seção 2.4, garantindo mais segurança ao usuário. Quando acionado, o motor irá gerar uma cadência ($angSpeed$) que será detectada pelo Encoder incremental e enviada para o STM32 para comparação com o valor de referência (armazenado na variável $setPoint$). A saída do controlador será um sinal de tensão analógico que será enviado para o *driver* do motor para a geração de sua velocidade. No começo dessa etepa é iniciada a contagem do período de repouso e caso esse período seja atingido a flag $time_rest$ recebe o valor 1 e a flag $fatigue$ recebe o valor 0. Na Figura 37 é apresentado o diagrama que descreve essa etapa. Dado que o controlador PID será implementado em um microcontrolador, o mesmo deverá operar em tempo discreto uma vez que o microcontrolador não consegue operar em tempo contínuo dado seus ciclos de clock. O período de amostragem utilizado para o controlador foi de 10 milisegundos.

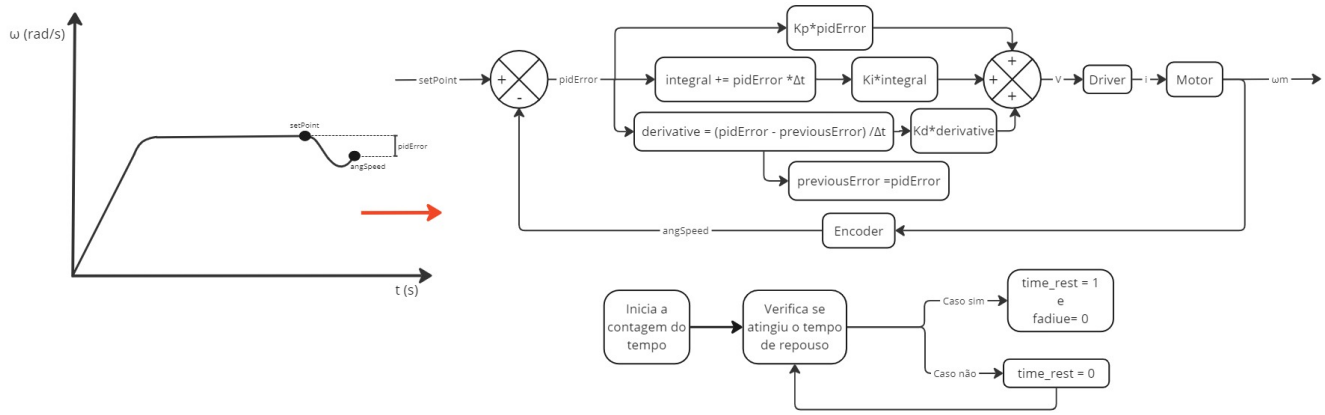


Figura 37 – Diagrama de blocos da implementação do controlador. Fonte: Autor.

3.4 Implementação da estratégia de controle

3.4.1 Modelagem do sistema

A fim de obter a função de transferência do sistema para obter os ganhos do controlador foi realizada a modelagem em caixa preta do sistema. Para essa modelagem foram realizados quatro testes aplicando diferentes valores de tensão na entrada do *driver* do motor e foi medida a resposta em cadência, como apresentado na Figura 38. Ressalta-se que a planta do sistema não consiste somente no motor mas também por seu *driver*, pela mecânica do triciclo e também pelo próprio usuário.

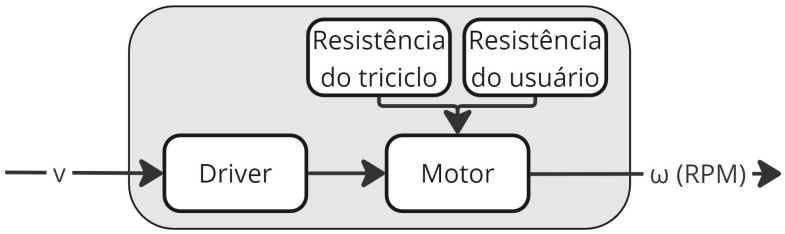


Figura 38 – Diagrama da planta do sistema. Fonte: Autor.

O primeiro teste foi realizado sem carga, ou seja, sem nenhuma pessoa no triciclo, e consistiu em incrementar a tensão de entrada. O segundo teste também foi realizado sem carga e consistiu em incrementar, decrementar, incrementar novamente e decrementar novamente a tensão no *driver*, aplicando assim duas bordas de subida e duas bordas de descida. O terceiro teste repetiu os procedimentos do primeiro teste com um voluntário, sem lesão medular, atuando como carga. O quarto teste repetiu os procedimentos do segundo teste com um voluntário, com lesão medular incompleta, atuando como carga.

Em ambos os testes a tensão de entrada foi incrementada e decrementada em aproximadamente 0,1 V. Para cada valor de tensão aplicado na entrada do sistema foram coletadas 60 amostras e a média dessas amostras é apresentada na Tabela 2.

Tensão de entrada (V)	Cadência Teste 1 (RPM)	Cadência Teste 2 (RPM) 1ª subida	1ª descida	2ª subida	2ª descida	Cadência Teste 3 (RPM)	Cadência Teste 4 (RPM) 1ª subida	1ª descida	2ª subida	2ª descida
0,0 a 1,1	0,00	0,00	-	-	0,00	0,00	0,00	-	-	0,00
1,2	4,85	2,93	4,90	4,89	2,04	4,12	4,76	50,47	-	6,05
1,3	10,14	6,53	10,24	12,13	7,41	14,71	7,00	58,20	7,06	25,66
1,4	15,35	15,17	17,28	17,22	11,66	22,11	20,24	61,06	18,41	25,04
1,5	25,81	30,80	28,36	28,06	20,72	25,51	26,39	63,16	31,37	36,54
1,6	37,57	39,14	42,03	38,27	34,46	31,75	32,07	65,68	34,65	51,49
1,7	48,91	50,49	51,05	51,68	46,74	38,31	43,46	66,15	43,98	-
1,8	60,82	60,32	60,73	60,76	52,58	47,08	50,25	69,60	51,50	-
1,9	70,30	70,51	72,00	70,20	59,42	58,72	60,97	70,80	65,53	-
2,0	78,16	79,41	78,12	77,96	67,78	61,99	68,18	72,16	73,31	-
2,1	87,16	86,81	86,90	87,89	73,77	66,70	74,94	-	79,04	76,73
2,2	93,60	93,08	93,13	93,57	83,73	73,38	-	-	80,27	79,54
2,3	99,71	99,10	97,77	99,52	92,63	-	-	-	-	-
2,4	106,08	105,58	105,75	104,87	101,38	-	-	-	-	-

Tabela 2 – Dados para a modelagem Caixa Preta.

Os valores de todas as amostras dos testes podem ser consultadas via link disponibilizado no Apêndice A.

Ressalta-se que no primeiro e segundo teste a maior tensão aplicada na entrada do sistema foi 2,4 V tendo em vista que valores maiores geravam velocidades bem altas e o triciclo ficava bastante instável. Quanto ao terceiro e quarto teste, em ambos não foram coletadas amostras para todos os valores de entrada obtidos nos dois primeiros testes devido aos voluntários se sentirem desconfortáveis com o aumento da velocidade.

Observa-se que em ambos os testes o motor não foi capaz de gerar rotação para tensões menores que 1,2V e isso já havia sido observado na Figura 31a onde os sensores hall do motor passam a identificar movimentação dos ímãs permanentes somente a partir de aproximadamente 1,2V.

Em relação ao primeiro teste, observa-se que à medida que a tensão aplicada no *driver* do motor aumenta, há um aumento gradual e quase linear na cadência gerada, indicando que o motor responde proporcionalmente à entrada de tensão.

Em relação ao segundo teste, observa-se também um comportamento linear da cadência em função da tensão de entrada, onde os valores são próximos aos valores obtidos no primeiro teste, exceto pela segunda borda de descida da tensão de entrada. A distorção dos valores da segunda borda de descida deste teste se deu por conta de que, devido a alta velocidade (ao começo do decremento da tensão), a corrente do triciclo mudou de engrenagem no cassete sozinha, gerando valores diferentes na cadência mas ainda permanecem lineares.

Quanto ao terceiro teste, observa-se também que o sistema manteve linearidade, contudo os valores da cadência somente são próximos aos valores obtidos nos testes sem carga para tensões de entrada menores que 1,6V, para valores de entrada maiores a cadência apresentou valores menores comparado aos testes sem carga e isso se dá pela própria resistência anatômica do voluntário.

O quarto teste se manteve semelhante ao terceiro ao longo da primeira subida de tensão, contudo, ao decrementar a tensão de entrada a cadência variou pouco. Possivelmente isso pode ter ocorrido porque o voluntário não sentiu a redução de tração do motor e inconscientemente manteve sua cadência. Na segunda subida de tensão de entrada se manteve semelhante à primeira. Já na segunda descida, o voluntário relatou desconforto e solicitou redução na velocidade, por essa razão alguns dos valores não foram coletados, contudo, observa-se um decaimento quase linear da cadência.

Após a coleta dos dados dos testes, os mesmos foram processados no MATLAB utilizando o aplicativo *System Identification*. Esse aplicativo permite analisar os dados experimentais e ajustar um modelo matemático que descreva o comportamento do sistema. Inicialmente, os dados foram carregados no aplicativo e configurados como variáveis de entrada e saída. Em seguida, foram especificados os parâmetros iniciais do modelo, como o número de pólos e zeros da função de transferência. Em seguida, o *System Identification* realizou o ajuste automático do modelo a partir dos dados, gerando uma função de transferência que melhor representa a dinâmica do sistema. Também foi apresentado o percentual de ajuste do modelo, o FIT, em relação aos dados experimentais, permitindo avaliar a precisão do modelo gerado. Na Tabela 3 são apresentas as funções de transferência referentes a cada teste e seu percentual de convergência.

Teste	$G(s)$	**FIT**
1	$\frac{22.06s^2-0.1453s+0.0005683}{s^3+0.5564s^2+2.342e-8s+1.385e-5}$	92,17%
2	$\frac{1462s^3+3.407s^2+0.01704s+3.747e-5}{s^4+25.66s^3+0.0936s^2+0.0003623s+1.253e-6}$	88,07%
3	$\frac{5.706s^3+0.0383s^2+0.0006982s+3.278e-6}{s^3+0.0002319s^2+4.386e-5s+1.016e-8}$	89,51%
4	$\frac{-6.454s^3+1.236s^2-0.0001354s+8.711\times10^{-6}}{s^3+0.02212s^2+1.338\times10^{-5}s+2.959\times10^{-7}}$	70,19%

Tabela 3 – Funções de transferência dos testes de modelagem em caixa preta e seus valores de convergência.

Pode-se observar que as quatro Funções de Transferências obtidas pelo método Caixa Preta se diferem do modelo teórico dado pela Equação **??**, uma vez que era esperado que a função de transferência do sistema apresentasse dois pólos e nenhum zero. Isso pode ter ocorrido porque o motor pode ter tido alumas de suas propriedades modificadas ao longo de seu uso ou porque o modelo teórico não considera o *driver* do motor na equação.

Depois de obter as funções de transferência, foi utilizado o aplicativo *Simulink* do Matlab para simular o controlador e assim obter seus ganhos. A configuração do ambiente é apresentada a Figura 39, onde no bloco referente ao degrau foi setado o valor de 48 RPM (valor médio observado para a cadência gerada pela eletroestimulação de um usuário em um dos ensaios clínicos) e o bloco da função de transferência foi ajustado para cada teste.

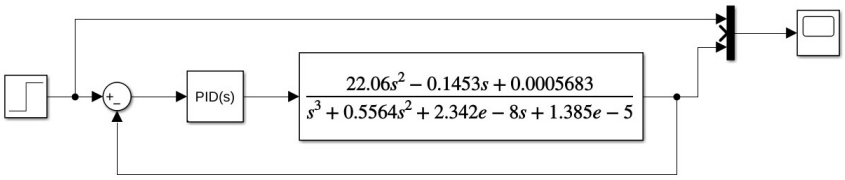


Figura 39 – Implementação do controlador. Fonte: Autor.

Iniciando a simulação com a função de transferência referente ao primeiro teste, utilizando a função PID Tuner (essa função fornece automaticamente valores dos ganhos a partir do do estabelecimento de critérios de tempo de resposta e do comportamento transiente) e ajustando manualmente os parâmetros, encontrou-se os valores de ganho $Kp = 3$, $Ki = 1$ e $Kd = 0,005$ para a melhor resposta ao degrau. O resultado da simulação com esses parâmetros pode ser visto na Figura 40, onde é apresentado o comportamento do sistema ao longo de um minuto.

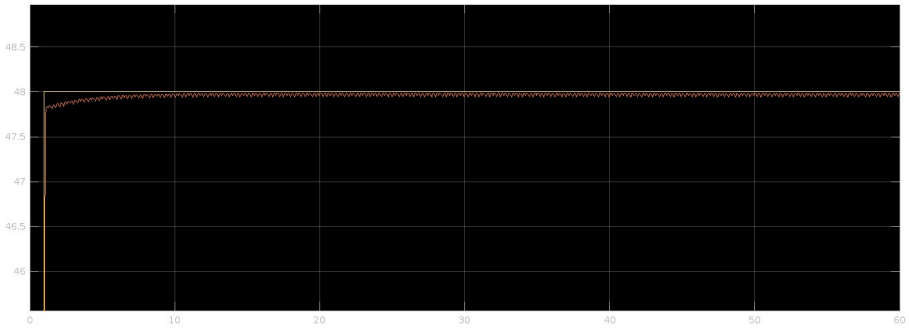
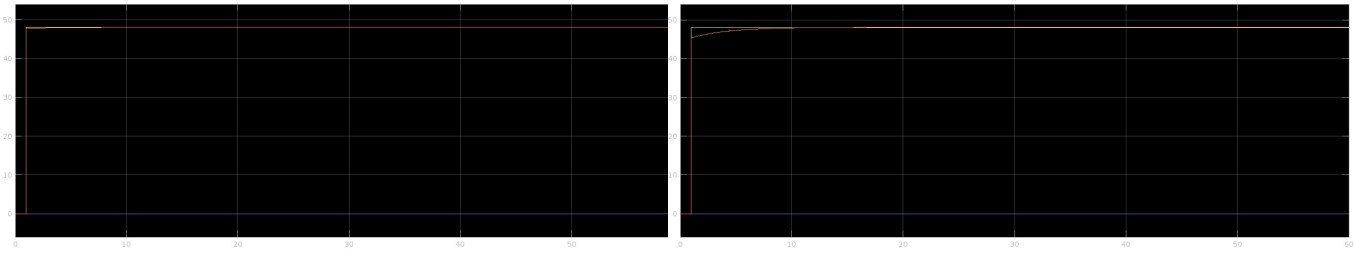


Figura 40 – Simulação do controlador com a função de transferência do primeiro teste. A curva amarela representa o valor de referência, que foi setado em 48 RPM e a curva laranja representa a resposta do sistema. Fonte: Autor.

Observa-se que o sistema gerou uma resposta próxima ao valor de referência, levando cerca de oito segundos para atingir o regime permanente, contudo a resposta apresentou pequenas oscilações.

Dado que as quatro funções de transferências obtidas nos testes se tratam da mesma planta, espera-se que os valores dos ganhos do controlador sejam próximos para ambas as funções. Logo, ao simular o controlador referente à função de transferência do segundo teste aplicou-se os mesmos ganhos obtidos anteriormente para verificar se a resposta do sistema também iria convergir para o valor de referência. O resultado, apresentado na Figura 41a, demonstrou que a função de transferência do segundo teste apresentou uma excelente convergência para os ganhos, apresentando uma resposta precisa e quase instantânea. Repetiu-se o processo para a função de transferência do terceiro teste e a resposta, apresentada na Figura 41b, também convergiu para o valor de referência, levando cerca de oito segundos para atingir o regime permanente e sem oscilações.



(a) Simulação do controlador com a função de transferência do segundo teste. Fonte: Autor.

(b) Simulação do controlador com a função de transferência do terceiro teste. Fonte: Autor.

Figura 41 – Simulação para o controlador da segunda e terceira função de transferência. Fonte: Autor

Para a função de transferência referente ao quarto teste também foi realizada a simulação com os mesmos valores de ganhos, contudo, a resposta do sistema não convergiu para o valor de referência. Então utilizou-se a função PID Tuner novamente para obter os valores de ganho para essa função de transferência. Os valores de ganho encontrados foram $Kp = 0,1544588000000003$, $Ki = 0,35e-02$ e $Kd = 1e-7$. A resposta do sistema é apresentada na Figura 42 onde é possível observar que houve convergência mas ela possui pequenas oscilações.

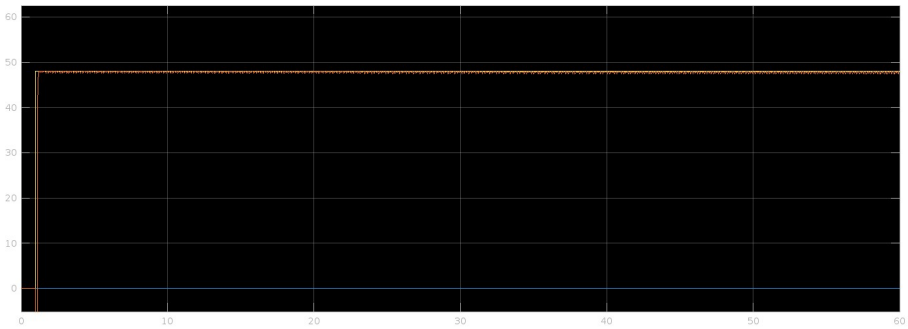


Figura 42 – Simulação do controlador com a função de transferência do quarto teste. Fonte: Autor.

Portanto, encontrou-se dois valores de ganho para serem testados via $firmware$:

- $Kp = 3$, $Ki = 1$ e $Kd = 0,005$;
- $Kp = 0,1544588000000003$, $Ki = 0,35e - 02$ e $Kd = 1e - 7$.

3.4.2 Implementação do controlador PID

Após a obtenção dos ganhos do controlador via simulação, implementou-se o controlador no $firmware$ do eletroestimulador para avaliar seu comportamento real. Os

testes iniciais foram realizados sem carga no triciclo, ou seja, sem nenhuma pessoa gerando resistência. Na Figura 43, é apresentada a resposta do sistema com ganhos $Kp = 3$, $Ki = 1$ e $Kd = 0,005$, onde foi utilizado um valor de referência, $setPoint$, de 15 RPM.

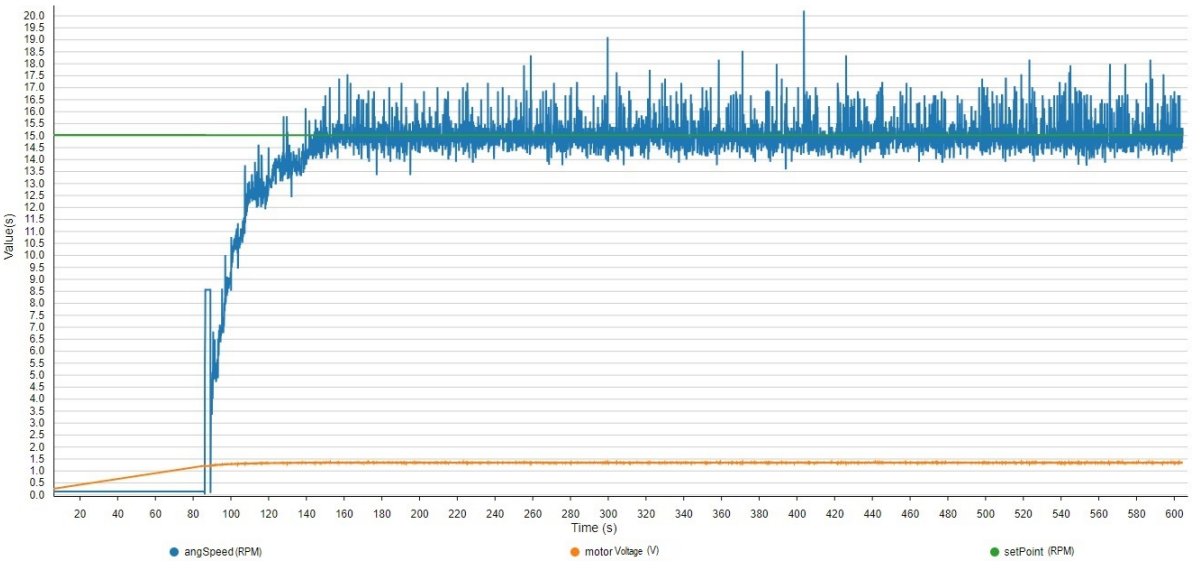


Figura 43 – Implementação do controlador. angSpeed: variável que realiza o cálculo da cadência. motorVoltage: variável que apresenta a tensão aplicada ao *driver* do motor. setPoint: variável que atua como *setpoint* para o controlador. Fonte: Autor.

Pode-se observar que a resposta do sistema convergiu para o $setPoint$, apresentando oscilações de aproximadamente 2 RPM. Essas oscilações podem ocorrer por conta do atraso provocado pela rotina do código prévio do eletroestimulador e o atrito e inércia do triciclo. Pode-se observar também que a tensão aplicada ao motor convergiu para aproximadamente 1,4V, coincidindo com os valores dos testes sem carga apresentados na Tabela 2.

É notável que o sistema possui uma lenta resposta ao degrau, acionando o motor somente por volta de um minuto e meio após o início da operação e atingindo o regime permanente após dois minutos, sendo necessário o ajuste dos ganhos. Dado que o ganho Ki multiplica o acumulo do erro, um aumento nele gera uma resposta mais rápida mas gera mais oscilações no sistema. A partir disso, por meio de testes de tentativa e erro, buscou-se um novo valor de Ki que melhorasse o tempo de resposta do sistema mas que não agravasse as oscilações e o valor encontrado foi $Ki = 3$. Na Figura 44 é apresentado o comportamento do sistema para os ganhos $Kp = 3$, $Ki = 3$ e $Kd = 0,005$.

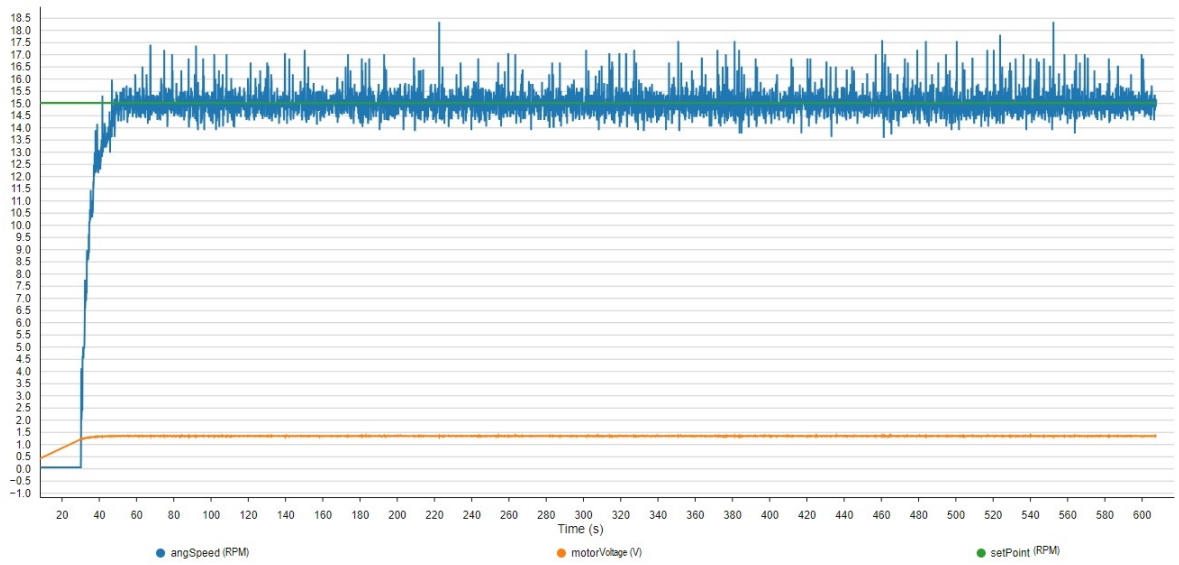
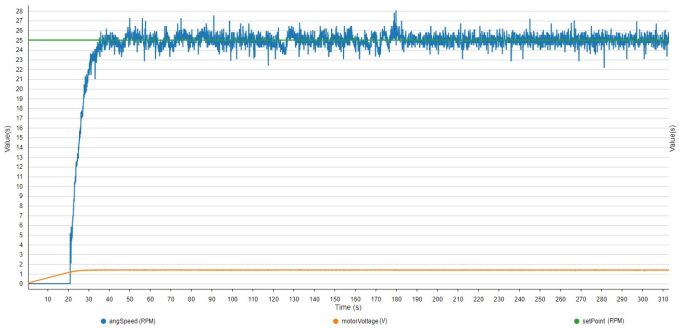


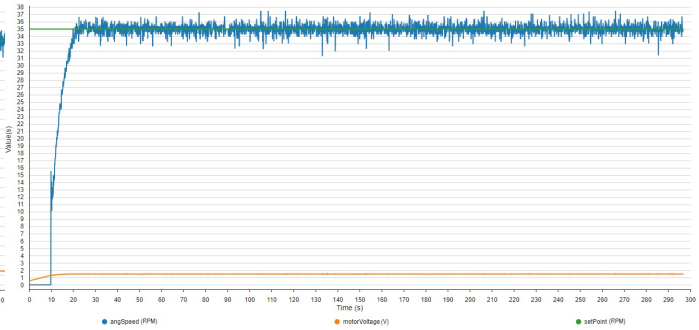
Figura 44 – Implementação do controlador com Ki = 3. Fonte: Autor.

Observa-se que o tempo de resposta obteve melhora, acionando o motor em aproximadamente 30 segundos e atingindo o regime permanente em 50. Tendo em vista que nos testes das Figuras 43 e 44 a tensão aplicada ao *driver* do motor inicia-se em 0 V e dado que o motor passa a ser acionado ao aplicar aproximadamente 1,2 V, na implementação da assistência híbrida o valor inicial da tensão aplicada será 1,1 V dado que este valor não resulta em rotação mas torna mais rápido o acionamento do motor. Para realizar essa correção no tempo de acionamento do motor, mediu-se os valores dos erros do controlador no último instante antes do motor ser acionado e verificou-se que o valor do erro integral foi 505, portanto, no *firmware* desenvolvido para a Subseção 3.4.5 o erro integral será iniciado com valor de 505 para o acionamento instantâneo do motor. Ressalta-se que o sistema deve ser rápido para atingir o regime permanente mas não tão rápido a ponto de gerar desconforto ao usuário, portanto, o tempo de resposta está aceitável para essa aplicação. Observa-se também que as oscilações, no geral, permaneceram dentro do intervalo de 2 RPM.

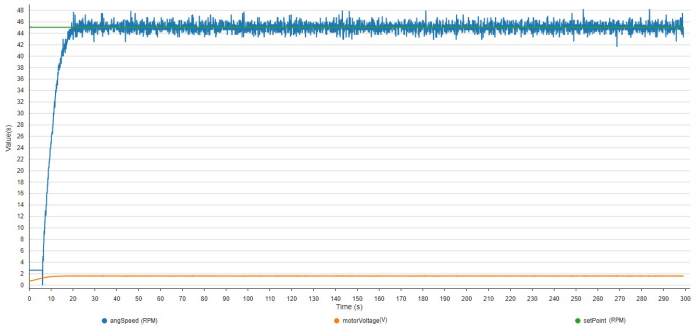
Em seguida, verificou-se como o sistema se comporta a diferentes valores de *setPoint* e o resultado é apresentado na Figura 45. Pode-se observar que, para todos os valores de *setPoint* testados o sistema convergiu e as oscilações tenderam ao intervalo de 2 RPM.



(a) *setpoint* = 25 RPM.



(b) *setpoint* = 35 RPM.



(c) *setpoint* = 45 RPM.

Figura 45 – Resposta do sistema a diferentes *setpoint*. Fonte: Autor

Após validar a resposta do sistema a diferentes *setpoint* verificou-se como o sistema reage a pertubações. Para isso, foi realizado o teste apresentado na Figura 46 onde, após o sistema ter entrado em regime permanente, foi aplicada a primeira pertubação aumentando manualmente a velocidade do pedivela e, em seguida, foi aplicada a segunda pertubação reduzindo a velocidade do pedivela. É possível observar que, para ambas as pertubações o sistema obteve boa resposta, fazendo a cadência retornar para o *setPoint*, contudo, o sistema respondeu mais rapidamente à pertubação de redução da cadência do que à pertubação de aumento. A resposta do sistema à pertubações é necessária para visualizar como o sistema reagiria a situações inesperadas, como o usuário tendo espasmos ou o trajeto apresentar obstáculos. Ressalta-se que as pertubações geradas foram impulsos aplicados ao sistema. Nessas situações é esperado que o sistema retorne à normalidade e isso foi observado na 46.

Foi realizado um vídeo apresentando comportamento do controlador sem carga e inserindo as duas pertubações mencionadas anteriormente, onde é possível visualizar o pedivela rotacionando para a velocidade solicitada. O link para esse vídeo está disponível no Apêndice A.

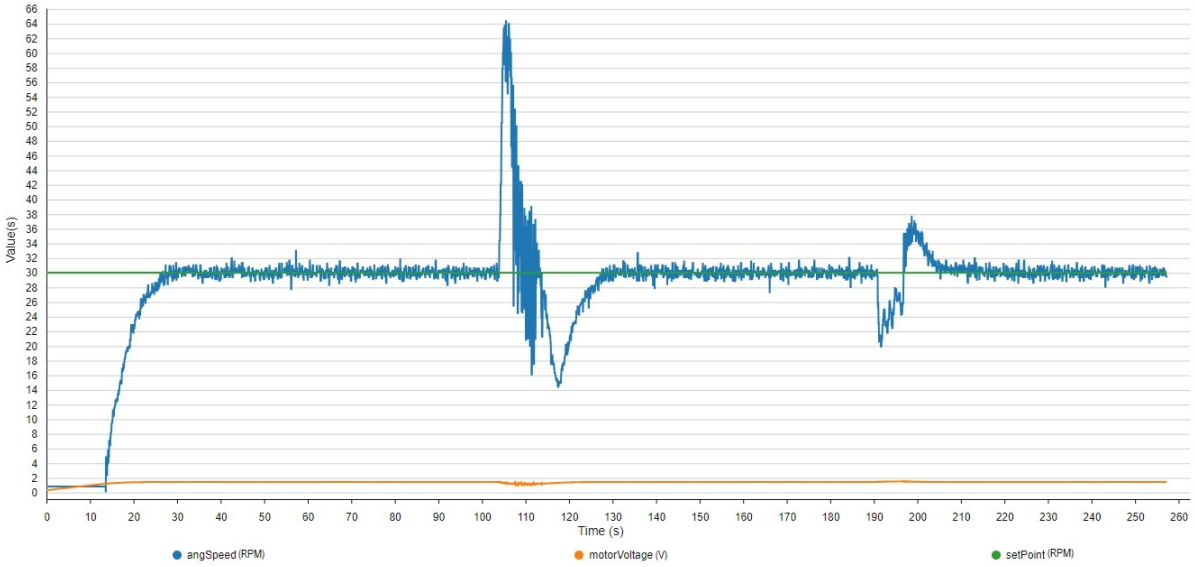


Figura 46 – Implementação do controlador com pertubação. Fonte: Autor.

Após a validação do controlador sem carga, realiza-se um teste com um voluntário, sem lesão medular, atuando como carga. O resultado deste teste é apresentado na Figura 47 e o link de um vídeo de um teste semelhante é apresentado no Apêndice A. Ressalta-se que a variação de velocidade registrada no começo da operação não é decorrente do controlador, ela foi causada devido ao aluno ter ajustado a posição dos pés nos pedais, ocasionando em uma leve movimentação.

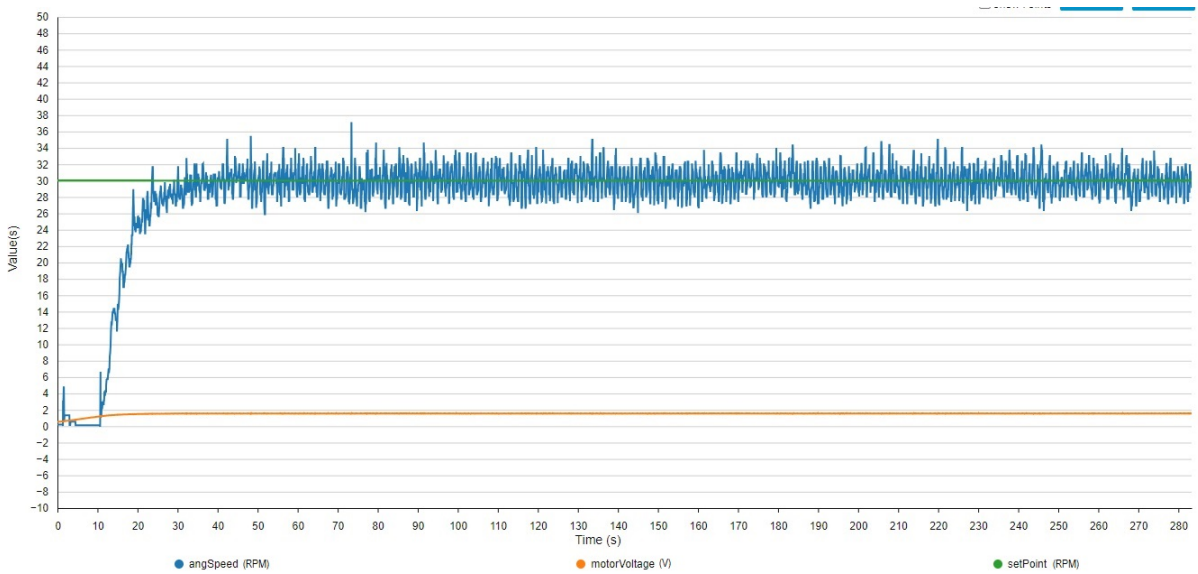


Figura 47 – Implementação do controlador com resistência. Fonte: Autor.

Observa-se que o sistema manteve seu comportamento, a cadência atingiu o *setPoint* em instantes próximos aos do teste sem carga, contudo, o intervalo das oscilações aumentou para cerca de 4 RPM.

Também foi implementado o controlador com os ganhos $Kp = 0,1544588000000003$, $Ki = 0,35e-02$ e $Kd = 1e-7$, contudo, a resposta do sistema se apresentou extremamente lenta, necessitando de mais de dez minutos para acionar o motor. Por essa razão esses valores de ganhos foram descartados e os valores utilizados no $firmware$ são $Kp = 3$, $Ki = 3$ e $Kd = 0,005$.

3.4.3 Detecção do Regime Permanente

Para detectar se a cadência gerada pela eletroestimulação atingiu um valor constante, ou seja, se o sistema atingiu o regime permanente, o sistema irá verificar se o módulo da diferença entre a cadência atual e a medida anterior é menor ou igual a um valor de tolerância, como proposto na Subseção 3.3.2. O valor de tolerância utilizado foi obtido de forma heurística a partir de testes, sendo ele 8 RPM. Caso essa verificação seja verdadeira ao longo de 500000 amostras consecutivas, valor também heurístico, assume-se que o sistema atingiu o regime permanente e o valor da velocidade atual se torna o valor de referência para o controlador e o valor de referência para detecção da fadiga muscular.

Foi realizado um teste aplicando essa lógica, onde o voluntário gerou cadência pedalando no triciclo e obtendo um novo valor de de referência. O resultado desse teste é apresentado na Figura 48.

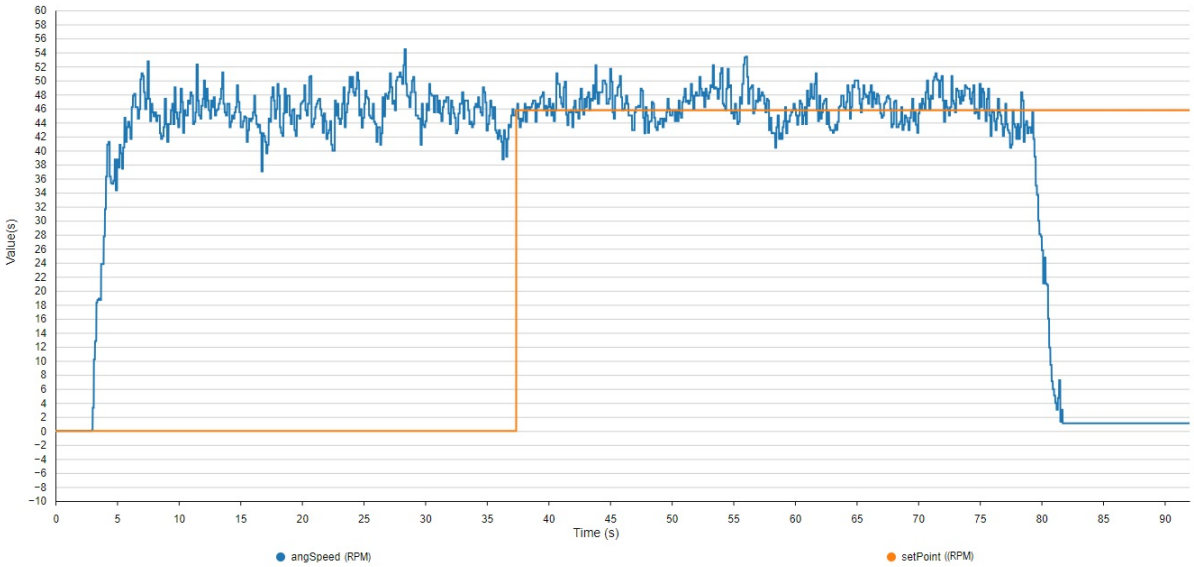


Figura 48 – Detecção do regime permanente. Fonte: Autor.

3.4.4 Detecção da Fadiga Muscular

Para detectar se o usuário atingiu a fadiga muscular o sistema deverá verificar se a cadência está decrescendo em relação ao valor no regime permanente. Para isso, o sistema calcula constantemente a média móvel das últimas dez amostras e irá verificar se a diferença entre o valor de regime permanente e essa média é maior que o valor de

tolerância. Em caso positivo, a flag $fatigue$ recebe o valor de 1 e, em caso negativo, a flag recebe o valor 0, como proposto na Subseção 3.3.2.

Foi realizado um teste para validar essa estratégia, onde o aluno pedalou simulando uma situação de eletroestimulação, o sistema identificou o valor de regime permanente e identificou o momento de fadiga muscular a partir da perda de cadência, alterando o valor da flag $fatigue$. O resultado desse teste é apresentado na Figura 49 e um vídeo apresentando essa estratégia em funcionamento é apresentado no Apêndice A.

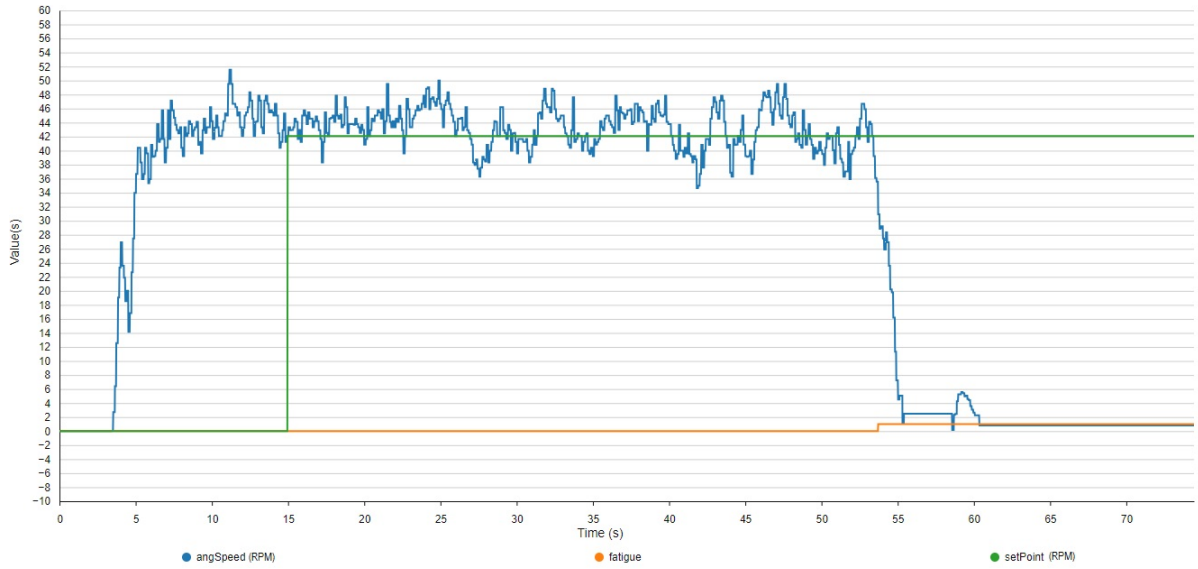


Figura 49 – Detecção da fadiga muscular. Fonte: Autor.

Ressalta-se que inicialmente o valor de tolerância utilizado para a detecção da fadiga foi o mesmo que é utilizado para detecção do regime permanente. Contudo, ao utilizar esse valor, a flag $fatigue$ estava sendo acionada em momentos de oscilações do sinal do sensor que não correspondiam ao momento de fadiga emulado, além de quando era simulada a fadiga. Isso significa que o $firmware$ estava detectando fadiga em momentos em que não havia de fato a fadiga. A medida adotada para contornar o problema foi atribuir um valor maior para a tolerância para a fadiga, e o utilizado foi de 30% do $setPoint$, também definido de forma heurística.

3.4.5 Implementação da assistência híbrida

A partir da validação do controlador, das estratégias de identificação de regime permanente e da fadiga muscular realiza-se então a implementação da estratégia de assistência híbrida a partir da FSM abordada na Seção 3.3.2. O $firmware$ foi desenvolvido para alternar entre os estados FES e Motor, onde os procedimentos a serem realizados em cada estado são:

- No estado FES: desabilita o motor, realiza eletroestimulação, identifica se foi determinado o regime permanente da cadência, identifica se foi atingida a fadiga muscular;
- No estado Motor: desabilita a FES e aciona o motor durante o período de repouso.

Para desabilitar a FES durante o período de acionamento do motor foram utilizadas as seguintes funções, provenientes do *firmware* original do eletroestimulador. Contudo, ressalta-se que neste trabalho não foi possível validar o comportamento do sistema com a eletroestimulação.

```
disableHV();            //Turn OFF High Voltage
CH1AChanelDisable();    //Turn OFF individual channels
CH1BChanelDisable();
CH2AChanelDisable();
CH2BChanelDisable();
CH3AChanelDisable();
CH3BChanelDisable();
CH4AChanelDisable();
CH4BChanelDisable();
CH1PwmADisable();       //Turn OFF individual PWM pins
CH1PwmBDisable();
CH2PwmADisable();
CH2PwmBDisable();
CH3PwmADisable();
CH3PwmBDisable();
CH4PwmADisable();
CH4PwmBDisable();
```

Figura 50 – Funções para desabilitar a FES. Fonte: Autor.

Inicialmente, o valor do *setPoint* seria mantido fixo durante toda a operação. No entanto, surgiu a questão sobre a viabilidade de manter o motor operando sempre na mesma velocidade, considerando a possibilidade de o usuário se cansar ao longo do tempo, o que poderia reduzir sua cadência a cada ativação do estado de FES. Diante disso, optou-se por zerar o valor do setpoint ao finalizar o acionamento do motor, permitindo que ele seja recalculado e ajustado conforme a cadência obtida na última ativação do estado FES. Dessa forma, o motor será acionado com uma velocidade mais adequada às condições atuais do usuário, promovendo maior eficiência e conforto durante a operação.

Foi realizado um teste para validar o comportamento final do sistema, onde o aluno pedalou manualmente para simular o comportamento da FES, e o mesmo é apresentado na Figura 51 e em um vídeo cujo link está é apresentado no Apêndice A. O tempo de repouso aplicado neste teste foi de 2 minutos.



Figura 51 – Assistência híbrida. Fonte: Autor.

Observa-se o sistema atingiu o comportamento esperado, o sistema foi capaz de alternar entre a pedalada e o acionamento do motor de forma eficaz. Durante a pedalada foi identificado o valor de *setPoint* e a fadiga muscular, enquanto que o motor foi acionado assim que foi detectada a fadiga e convergiu para o *setPoint* ao longo do período de repouso.

A fim de apresentar os estados da FSM no teste realizado, a Figura 52 apresenta os valores das flags $fatigue$ e $time_rest$ ao longo do teste, mostrando que, nos momentos de pedalada $fatigue = 0$ e $time_rest = 1$, indicando o estado FES, enquanto que nos momentos de assistência do motor $fatigue = 1$ e $time_rest = 0$, indicando o estado Motor. Devido ao prazo para conclusão do trabalho não foi possível implementar o estado Repouso.



Figura 52 – Estados do sistema. Fonte: Autor.

4 Conclusão

Este trabalho apresentou a implementação de um motor elétrico em um triciclo assistido por um estimulador elétrico neuromuscular, visando oferecer assistência híbrida a indivíduos com lesão medular. Através da utilização da estimulação elétrica funcional (FES) para induzir contrações musculares e promover o movimento, aliada ao suporte do motor elétrico durante períodos de fadiga muscular, é possível garantir uma mobilidade contínua e melhoras no quadro de saúde do usuário. A estratégia proposta foi implementada de forma a alternar entre as assistências da FES e do motor, com base na detecção de fadiga muscular, monitorada pela perda de cadência no pedivela.

Embora o acionamento da FES não foi implementado por fatores relacionados ao o andamento do projeto V-FES, os testes realizados demonstraram que é possível realizar uma assistência híbrida no triciclo a partir da estratégia baseada em FSM. Os resultados obtidos demonstraram a viabilidade e eficiência do sistema desenvolvido em manter a funcionalidade e a continuidade do movimento do triciclo mesmo em condições de fadiga muscular. O controle do motor baseado em um algoritmo PID mostrou-se eficaz na estabilização da velocidade do motor e no restabelecimento do movimento durante os períodos de repouso, garantindo um bom funcionamento entre as duas formas de assistência.

De forma geral, os objetivos do trabalho foram atendidos, exceto pelo objetivo de validar o sistema com um voluntário devido ao prazo de conclusão do trabalho e por ainda não possuir aprovação do Comitê de Ética.

Portanto, este projeto representa um avanço significativo na assistência motora para pessoas com lesão medular, oferecendo uma solução inovadora que combina tecnologia e acessibilidade para promover a reabilitação e a autonomia.

4.1 Trabalhos Futuros

Abaixo estão listadas propostas de melhoria e de testes para o sistema implementado:

- Validar o sistema desenvolvido com ativação da FES e com um voluntário, realizando as adaptações necessárias, bem como validar o sistema com diferentes perfis de usuários e intensidades de esforço;
- Aprimorar o *firmware* para calcular os valores limiares para o regime permanente e para a fadiga muscular automaticamente de acordo com o perfil do usuário;

- Implementar o estado de repouso no $firmware$ para que o sistema possua critério de parada.
- Utilizar outros sensores e métodos para obter uma identificação mais precisa da fadiga.

Referências

AGUIRRE, L. A. *Introdução à Identificação de Sistemas: Técnicas Lineares e não Lineares Aplicadas a Sistemas Reais*. [S.l.]: Editora UFMG, 2004. Citado 3 vezes nas páginas 30, 32 e 33.

Allegro MicroSystems, Inc. *3141–3144 Sensitive Hall-Effect Switches for High-Temperature Operation*. Worcester, MA, 2002. Available: <https://www.allegromicro.com/>. Citado 2 vezes nas páginas 7 e 36.

ARAúJO, V. H. S. dos S. *Uma Abordagem para Tuning de um Controlador PI para Motores Brushless DC: um estudo de caso aplicado ao controle de movimento de um robô omnidirecional*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, Recife, fevereiro 2020. Orientadora: Edna Natividade da Silva Barros. Citado na página 39.

(ASIA), A. S. I. A. *International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI)*. 2019. Disponível em: <https://asia-spinalinjury.org>. Citado na página 22.

BARBOSA, L. G. de Oliveira Tristão e R. S. Trabalho de Conclusão de Curso, *Motor brushless DC: análise teórica e projeto de controlador eletrônico sem a utilização de sensores*. 2018. Citado 7 vezes nas páginas 7, 33, 34, 35, 37, 38 e 39.

BELLMAN, M. J. et al. Automatic control of cycling induced by functional electrical stimulation with electric motor assistance. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, v. 14, n. 2, p. 1225–1237, 2017. Disponível em: <https://ncr.mae.ufl.edu/papers/TASE17.pdf>. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 40.

BO, A. P. et al. Cycling with spinal cord injury: A novel system for cycling using electrical stimulation for individuals with paraplegia, and preparation for cybathlon 2016. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, IEEE, v. 24, n. 4, p. 58–65, 2017. Citado na página 15.

DELISA, J. A.; GANS, B. M.; WALSH, N. E. *Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. Citado na página 23.

FRANKLIN, G. F.; POWELL, J. D.; WORKMAN, M. L. *Digital Control of Dynamic Systems*. 3. ed. [S.l.]: Addison-Wesley, 1997. Citado na página 31.

GRIFFIN, L.; DECKER, L. M. Control strategies for integration of electric motor assist and functional electrical stimulation in paraplegic cycling: Utility for exercise testing and mobile cycling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 12, n. 1, p. 89–101, 2004. Citado na página 41.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Fisiologia médica*. 13. ed. [S.l.]: Elsevier, 2017. Citado na página 19.

HARRIS, D.; HARRIS, S. *Projeto Digital e Arquitetura de Computadores*. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 7, 29 e 30.

HARVEY, L. (Ed.). *Spinal Cord Injury: Clinical Management and Rehabilitation*. [S.l.]: Elsevier, 2015. Citado na página 21.

IANNOTTI, J. P.; PARKER, R. *Sistema Musculoesquelético-Volume 6-: Coluna Vertebral e Membro Inferior*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2015. Citado na página 22.

IBITOYE NUR AZAH HAMZAID, N. H. A. K. A. W. e. G. M. D. M. O. Strategies for rapid muscle fatigue reduction during fes exercise in individuals with spinal cord injury: A systematic review. *PLOS ONE*, Public Library of Science, v. 11, n. 2, p. e0149024, Feb 2016. Disponível em: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0149024>. Citado na página 29.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional electrical stimulation. *IEEE Control Systems Magazine*, IEEE, v. 28, n. 2, p. 40–50, 2008. Citado na página 21.

MAGALHÃES, T. C. *Development and validation of a high-capacity functional eletrical stimulation system and of a reinforcement learning algorithm applied to the FES-assisted cycling modality for a participant with paraplegia*. Tese (Tese de Doutorado) — Universidade Federal de Minas Gerais, 2022. Citado 10 vezes nas páginas 7, 8, 15, 23, 24, 25, 26, 27, 28 e 46.

Ministério da Saúde do Brasil. *Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular*. 2013. Acessado em: 06-jun-2024. Disponível em: <https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/saude-de-a-a-z/s/saude-da-pessoa-com-deficiencia/publicacoes/diretrizes-de-atencao-a-pessoa-com-lesao-medular.pdf>. Citado na página 21.

NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. [S.l.]: Elsevier, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 7, 18 e 20.

OGATA, K. *Modern Control Engineering*. 5. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 7, 31 e 32.

OLIVEIRA, D. F. d. *Análise de Eletroestimuladores para Aplicação no Ciclismo por Eletroestimulação*. 2022. Monografia (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) – Universidade de Brasília, Faculdade UnB Gama. Orientador: Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista. Disponível em: <https://repositorio.unb.br/handle/10482/45653>. Citado na página 24.

PEREIRA, G. G. C. e T. R. Trabalho de Conclusão de Curso, *Desenvolvimento de estimulador elétrico paraciclismo FES*. 2022. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 24.

RAFF, H.; LEVITZKY, M. G. *Fisiologia médica*. [S.l.]: AMGH Editora, 2012. Citado na página 19.

RAMSDEN, E. *Hall Effect Sensors: Theory and Application*. [S.l.]: Newnes, 2006. Citado 3 vezes nas páginas 7, 35 e 36.

SANAR, R. *Resumo sobre a anatomia da medula espinhal*. 2021. Acessado em: 10 fev. 2025. Disponível em: <https://sanarmed.com/resumo-sobre-a-anatomia-da-medula-espinhal/>. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 21.

SHAH GRACE P. SHEPARD, J. C. S. A. J. W. D. S. R. D. J. R. E. D. L. S. D. Flame retardants alter behavior and learning in zebrafish: A role for dopamine signaling in larvae. *Neurotoxicology and Teratology*, Elsevier, v. 83, p. 106939, 2021. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7818559/>. Citado na página 29.

TAVARES, P. A. N. *Análise de diferentes tipos de ajuste de um controlador PID aplicado a um motor CC sem escovas*. Trabalho de Conclusão de Curso — Universidade de Brasília - UnB, Faculdade UnB Gama - FGA, Brasília, DF, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 40.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 14. ed. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2016. Citado 3 vezes nas páginas 7, 18 e 19.

Apêndices

APÊNDICE A – Links com informações dos testes

Link do vídeo do teste realizado da conexão do STM32 com o ESC do motor.

<https://www.youtube.com/watch?v=zj1RXIMkEAw>

Link da planilha contendo todos os dados para a modelagem do motor.

https://docs.google.com/spreadsheets/d/1psuv$_0$*QkEdMiXRwBq*7*Pg*2*RVR*4*MF qznovSOkU*8*gEZwCs/edit?usp* = *sharing*

Link do vídeo do teste do controle PID sem carga. <https://youtu.be/1H1xCbl5GlY>

Link do vídeo do teste do controle PID com carga. <https://youtu.be/kpzTyxyZQWo>

Link do vídeo do teste da identificação do regime permanente e da fadiga muscular. <https://youtu.be/M64hGgY9Muk>

Link do vídeo da implementação da estratégia de controle. <https://youtu.be/kjAw9_nxL4I>

Link do repositório contendo o firmware desenvolvido.

<https://gitlab.com/victor.anca20/fes_motor>