

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

MATHEUS DE OLIVEIRA ALEXANDRE

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS PARA *FES-CYCLING*

Ilha Solteira - SP
2026



MATHEUS DE OLIVEIRA ALEXANDRE

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS PARA *FES-CYCLING*

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira (FEIS), Ilha Solteira, para obtenção do título de Grau acadêmico Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador(a): Prof. Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches

Ilha Solteira - SP

2026

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

A382s Alexandre, Matheus de Oliveira.
Sistema de aquisição de dados para FES-Cycling / Matheus de Oliveira
Alexandre. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2026
43 f. : il.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia Elétrica) -
Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia, Ilha Solteira,
2026

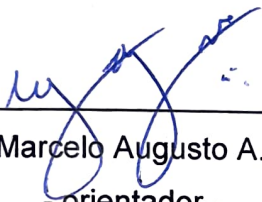
Orientador: Marcelo Augusto Assunção Sanches

Inclui bibliografia

1. FES-Cycling. 2. Estimulação elétrica neuromuscular. 3. Lesão medular. 4.
Sistemas embarcados. 5. Reabilitação.

ATA DE DEFESA DE TRABALHO DE GRADUAÇÃO

Aos dezenove dias do mês de junho do ano de dois mil e vinte e seis, o discente **Matheus de Oliveira Alexandre**, matriculado sob o nº 201053251, tendo como banca examinadora o seu orientador, o Prof. Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches, o MSc. Arthur Bragadini Faustinelli e o Doutorando Edinaldo Serra Cardoso Júnior, apresentou o Trabalho de Graduação intitulado "**Sistema de aquisição de dados para FES-Cycling**", obtendo a nota 10,0 (dez) e conceito Aprovado.

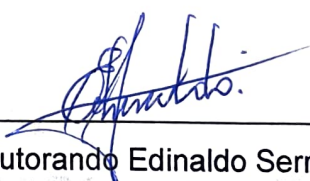

Prof. Dr. Marcelo Augusto A. Sanches
- orientador -


Matheus de Oliveira Alexandre
- discente -

gov.br

Documento assinado digitalmente
ARTHUR BRAGADINI FAUSTINELLI
Data: 19/06/2026 12:05:26-0300
Verifique em <https://validar.it.gov.br>

MSc. Arthur Bragadini Faustinelli
- Membro da Banca -


Doutorando Edinaldo Serra Cardoso
Júnior
- Membro da Banca -

Dedico este trabalho à minha família, especialmente aos meus pais, por tornarem esta conquista possível.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por Sua graça, pela salvação em Cristo e pela constante renovação em minha vida, permitindo que eu concluísse mais um ciclo de minha trajetória.

Aos meus pais, Maria Cristina e Valdomiro, e ao meu irmão, Lucas, que não mediram esforços em amor, apoio e incentivo durante toda a minha graduação.

À equipe Zebra, por ter me proporcionado momentos e experiências que me permitiram vivenciar na prática a Engenharia Elétrica aplicada à área aeronáutica. Em especial, agradeço aos meus amigos Juliana Tanamate, Lyara Caroliny, Gabriel Messias e Matheus Benetti, pela amizade e por compartilharem comigo os desafios e as conquistas vividos no Aerodesign e durante a graduação.

A todos os membros do Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB), por terem me acolhido e contribuído significativamente para minha formação ao longo dos anos em que fui integrante do laboratório.

Ao CNPq e à Reitoria da UNESP, pelo financiamento desta pesquisa por meio do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC).

RESUMO

A Lesão Medular (LM) é uma condição neurológica caracterizada pela interrupção parcial ou total das vias nervosas, resultando em perda funcional permanente e irreversível abaixo do nível da lesão. Além das limitações motoras, indivíduos com LM apresentam complicações secundárias, como atrofia muscular, redução da capacidade cardiovascular e alterações metabólicas decorrentes da imobilização. Nesse cenário, a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) tem se destacado como uma estratégia de reabilitação eficaz, promovendo contrações musculares artificiais por meio de impulsos elétricos aplicados sobre grupos musculares específicos. Dentre suas aplicações, destaca-se o FES-*Cycling*, uma modalidade terapêutica que integra a EENM a um cicloergômetro ou triciclo adaptado. Essa técnica utiliza a estimulação sincronizada para gerar o movimento cíclico de pedalada, recrutando funcionalmente os músculos dos membros inferiores. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema embarcado para utilização de FES-*Cycling* com controle em malha fechada, integrando sensores para aquisição precisa do ângulo do pedivela e sincronização da estimulação muscular. A arquitetura proposta utiliza um sensor de orientação absoluta BNO055, um *encoder* rotativo em quadratura e um *encoder* óptico, combinados aos microcontroladores ESP32 e ESP32-C3 *Mini* para aquisição e processamento dos dados em tempo real. Foram realizados testes experimentais com voluntários hígidos e com lesão medular, tanto em ambiente controlado quanto em condições externas. O sistema demonstrou desempenho satisfatório na detecção angular e na sincronização dos estímulos elétricos, comprovando sua viabilidade para aplicações de reabilitação acessíveis e personalizadas.

Palavras-chave: FES-*Cycling*; Estimulação Elétrica Neuromuscular; Lesão Medular; Sistemas Embarcados; Reabilitação.

ABSTRACT

Spinal Cord Injury (SCI) is a neurological condition characterized by the partial or total interruption of neural pathways, resulting in permanent and irreversible functional loss below the level of injury. In addition to motor limitations, individuals with SCI present secondary complications, such as muscular atrophy, reduced cardiovascular capacity, and metabolic changes resulting from immobilization. In this context, Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) has emerged as an effective rehabilitation strategy, promoting artificial muscle contractions through electrical impulses applied to specific muscle groups. Among its applications, FES-Cycling stands out as a therapeutic modality that integrates NMES with a cycle ergometer or an adapted tricycle. This technique uses synchronized stimulation to generate the cyclic pedaling motion, functionally recruiting the lower limb muscles. This work presents the development of an embedded system for FES-Cycling with closed-loop control, integrating sensors for precise acquisition of the crank angle and synchronization of muscle stimulation. The proposed architecture utilizes a BNO055 absolute orientation sensor, a quadrature rotary encoder, and an optical encoder, combined with ESP32 and ESP32-C3 Mini microcontrollers for real-time data acquisition and processing. Experimental tests were conducted with healthy volunteers and individuals with spinal cord injury, both in a controlled environment and in outdoor conditions. The system demonstrated satisfactory performance in angular detection and synchronization of electrical stimuli, proving its viability for accessible and personalized rehabilitation applications.

Keywords: FES-Cycling; Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES); Spinal Cord Injury (SCI); Embedded Systems; Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Principais músculos dos membros inferiores	16
Figura 2 – Faixa de ângulo para eletroestimulação durante o ciclo de pedalada	18
Figura 3 – Malha fechada do controle de um sistema de FES-Cycling	19
Figura 4 – Arquitetura do sistema desenvolvido	20
Figura 5 – ESP32 e ESP32-C3 Mini	21
Figura 6 – Dinâmica de rotação de aeronaves	22
Figura 7 – Sistema a ser fixado no pedivela da <i>trike</i> para aquisição do ângulo	23
Figura 8 – Calibração do BNO055.....	24
Figura 9 – Fluxograma da normalização de valores do eixo Z	25
Figura 10 – Princípio de funcionamento de um <i>encoder</i> óptico.....	26
Figura 11 – <i>Encoder</i> óptico e disco perfurado acoplados na roda da trike	26
Figura 12 – Funcionamento interno de um <i>encoder</i> em quadratura	27
Figura 13 – Fases de um <i>encoder</i> em quadratura em relação ao sentido de giro....	28
Figura 14 – Maquete para validação do <i>encoder</i> rotativo	28
Figura 15 – Princípio de funcionamento de um <i>reed-switch</i>	29
Figura 16 – Instalação do <i>encoder</i> no pedivela através do sistema de polia	31
Figura 17 – Ângulo e Velocidades coletados do Encoder	31
Figura 18 – Sensores de posição no pedivela.....	32
Figura 19 – <i>Trike</i> com toda instrumentação instalada	35
Figura 20 – Voluntários realizando o teste no rolo de treinamento.....	37
Figura 21 – Interface visual desenvolvida em <i>Python</i>	38
Figura 22 – Voluntário com lesão medular realizando testes <i>outdoor</i>	38
Figura 23 – Ciclo de pedalada dos testes externos.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação entre ângulo e velocidade do BNO055 e <i>encoder</i>	36
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FES	<i>FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION</i>
LM	LESÃO MEDULAR
EENM	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR
PCI	PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO
PPR	PULSOS POR REVOLUÇÃO
UART	<i>UNIVERSAL ASYNCHRONOUS RECEIVER-TRANSMITTER</i>
ADC	<i>ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTER</i>
USB	<i>UNIVERSAL SERIAL BUS</i>
SPI	<i>SERIAL PERIPHERAL INTERFACE</i>
I2C	<i>INTER-INTEGRATED CIRCUIT</i>
PWM	<i>PULSE WIDTH MODULATION</i>
OSI	<i>OPEN SYSTEMS INTERCONNECTION</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	JUSTIFICATIVA	14
1.2	OBJETIVOS	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL.....	15
2.2	FES-CYCLING: PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS E CONTROLE.....	16
2.2.1	Faixa de estimulação com sensor de posição.....	16
2.2.2	Controle do sistema	18
3	MATERIAIS E MÉTODOS	20
3.1	ARQUITETURA DO SISTEMA.....	20
3.1.1	Microcontroladores Espressif	21
3.2	SENSORES DE MOVIMENTO E ORIENTAÇÃO.....	22
3.2.1	Aplicação do BNO055 na orientação absoluta do sistema.....	22
3.2.2	Encoder	25
3.2.2.1	<i>Encoder óptico.....</i>	25
3.2.2.2	<i>Encoder rotativo incremental.....</i>	27
3.2.3	Sensor de proximidade magnética (<i>Reed-Switch</i>)	29
3.3	PROTOCOLO ESP-NOW	30
3.4	MONTAGEM MECÂNICA NA TRIKE	31
3.4.1	Uso do <i>encoder</i> rotativo na medição do ângulo do pedivela.....	31
3.4.2	Definição do ângulo absoluto	32
3.5	<i>FIRMWARE</i> DO SISTEMA.....	33
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	35
4.1	COMPARATIVO BNO055 E <i>ENCODER</i> ROTATIVO.....	35
4.2	TESTES DE INTEGRAÇÃO DA TRIKE	37
4.2.1	Teste <i>indoor</i>.....	37
4.2.2	Teste <i>outdoor</i>.....	38
5	CONCLUSÃO	41
	REFERÊNCIAS.....	42

1 INTRODUÇÃO

A interrupção das vias neurais decorrente da lesão medular (LM) compromete severamente a comunicação entre o sistema nervoso central e a musculatura, ocasionando a perda da função motora (Maynard *et al.*, 1997). Além do déficit de mobilidade, a paralisia desencadeia um ciclo de complicações secundárias de ordem metabólica e cardiovascular, bem como a atrofia muscular, fatores que impactam diretamente a qualidade de vida e a independência do indivíduo (Hunt *et al.*, 2001).

Embora ainda não exista uma terapia capaz de reverter completamente os danos neurológicos decorrentes de uma LM, a engenharia de reabilitação emprega tecnologias assistivas para mitigar esses danos. Nesse escopo, a Estimulação Elétrica Funcional (FES, acrônimo de *Functional Electrical Stimulation*), uma vertente da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM), consolida-se como uma técnica capaz de induzir contrações artificiais em músculos paralisados através de pulsos elétricos. Essa abordagem não apenas possibilita a restauração parcial de movimentos funcionais, mas também atua na prevenção da degradação muscular (Bajd *et al.*, 1989).

O ciclismo assistido por FES (FES-Cycling) destaca-se como uma das implementações mais promissoras dessa tecnologia. A modalidade baseia-se na estimulação coordenada dos principais grupos musculares dos membros inferiores para gerar a cinemática de pedalada. Seja aplicada em voluntários com paraplegia ou em estudos com indivíduos hígidos, a prática promove benefícios sistêmicos substanciais, incluindo o incremento da massa muscular, a otimização da circulação periférica e ganhos expressivos na saúde mental (Guimarães *et al.*, 2016; Man *et al.*, 2003).

Do ponto de vista da instrumentação, a eficácia biomecânica do FES-Cycling depende criticamente do sincronismo temporal da estimulação. A aplicação do pulso elétrico deve ocorrer em fases anatômicas específicas do ciclo de pedalada. Para garantir essa precisão, a arquitetura do sistema exige uma topologia de controle em malha fechada, apoiada por sensores rotativos que realizam o mapeamento contínuo e em tempo real da posição angular do pedivela (Sousa *et al.*, 2016).

A limitação operacional a bicicletas ergométricas estacionárias restringe o uso da FES a ambientes laboratoriais. A transição para triciclos móveis instrumentados, denominados como *Trike*, surge como uma evolução necessária, proporcionando maior engajamento em cenários reais de mobilidade (Sijobert, 2018).

Consequentemente, torna-se necessário o desenvolvimento de uma arquitetura de *hardware* embarcada que seja simultaneamente robusta, de alta precisão na aquisição de dados e capaz de operar fora do ambiente clínico.

1.1 JUSTIFICATIVA

A terapia com FES-*Cycling* utilizando triciclos móveis representa um avanço significativo para a reabilitação, promovendo a inclusão e a prática em ambientes reais. No entanto, essa mobilidade introduz complexidades dinâmicas que os sistemas de instrumentação tradicionais, muitas vezes baseados em um único sensor de posição, não são capazes de gerenciar com segurança. Em um ambiente externo, variações de inclinação do terreno, trepidações e a possibilidade de perda de referência mecânica exigem uma arquitetura de *hardware* mais robusta e redundante.

A topologia de sensoriamento proposta neste trabalho justifica-se pela necessidade de garantir a máxima precisão no instante de disparo do pulso elétrico. O uso isolado de um *encoder* rotativo em quadratura, embora forneça alta resolução do ângulo do pedivela, está sujeito a falhas de contagem e perda da referência inicial em ciclos prolongados. A introdução de um sensor magnético (*reed-switch*) soluciona este problema, fornecendo um referencial absoluto.

Além disso, a incorporação do sensor inercial BNO055 permite medir a orientação espacial absoluta do veículo por meio da fusão de dados de acelerômetro, giroscópio e magnetômetro integrados no próprio chip. Essa informação permite servir como complemento ao *encoder* rotativo e à referência inicial do *reed-switch*.

1.2 OBJETIVOS

Desenvolver e validar uma arquitetura de instrumentação embarcada aplicada a um triciclo de FES-*Cycling*, integrando sensores de medição angular para fornecer parâmetros cinemáticos em tempo real a um eletroestimulador.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Estimulação elétrica funcional

A eletroestimulação neuromuscular compreende o uso de correntes elétricas para induzir a contração de fibras musculares por meio da despolarização de nervos periféricos motores intactos. Na literatura médica e na engenharia de reabilitação, quando a EENM é aplicada com o objetivo específico de restaurar, complementar ou auxiliar uma função motora perdida em tarefas cotidianas, ela recebe a nomenclatura de Estimulação Elétrica Funcional (Sijobert, 2018). Essa técnica é amplamente empregada no tratamento de indivíduos com lesões no sistema nervoso central, como lesões medulares ou sequelas de acidentes vasculares encefálicos, visando suprir a ausência ou a falha do comando motor voluntário (Sousa *et al.*, 2016).

O princípio de operação neuromuscular da FES baseia-se na aplicação de pulsos elétricos controlados sobre tecidos excitáveis. Esses estímulos geram potenciais de ação artificiais diretamente nos motoneurônios, os quais se propagam até a junção neuromuscular e desencadeiam a contração da fibra muscular. Para que o sistema imite a ativação fisiológica de forma segura e eficiente, é imprescindível que a instrumentação eletrônica seja capaz de modular parâmetros elétricos fundamentais do pulso, notadamente a frequência, a amplitude e a largura da onda (Portilla Hernández, 2022).

A principal distinção da FES em relação a modalidades genéricas de estimulação reside no seu caráter funcional. O objetivo é a execução de movimentos complexos e coordenados. Para a realização de tarefas como a restauração da marcha ou a geração do ciclismo assistido (FES-Cycling), o sistema visa imitar os impulsos fisiológicos recrutando os principais grupos musculares dos membros inferiores. Cada agrupamento desempenha uma função biomecânica específica na cinemática do movimento.

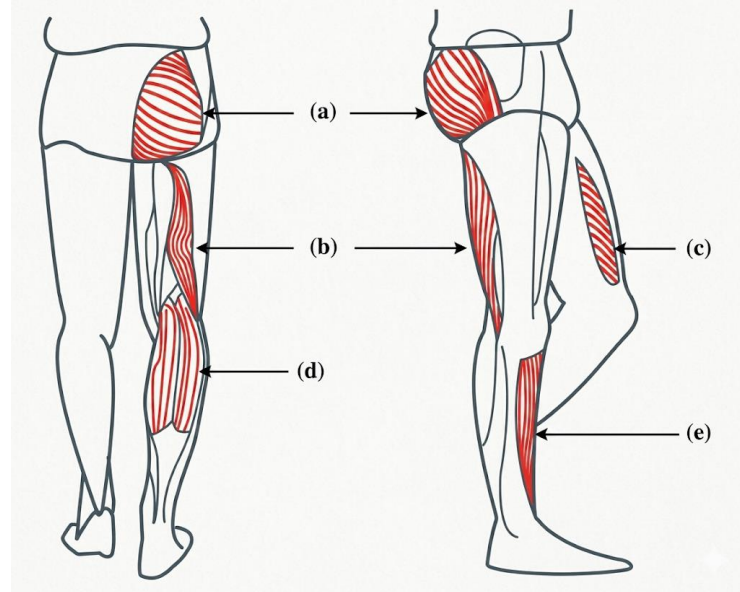
A viabilidade da eletroestimulação neuromuscular durante uma atividade dinâmica contínua, como o ciclismo, depende fundamentalmente do sincronismo temporal da ativação muscular. Para que o pedivela complete uma revolução de 360° produzindo trabalho mecânico eficiente, o sistema deve orquestrar a contração e o relaxamento dos músculos agonistas e antagonistas.

Os músculos esqueléticos atuam como os órgãos ativos do movimento no corpo humano. Eles são dotados da capacidade fisiológica de contrair-se e relaxar-se,

transmitindo força mecânica aos ossos nos quais estão inseridos, os quais, por sua vez, formam a estrutura passiva do aparelho locomotor.

É exatamente sobre essa complexa rede de fibras e unidades contráteis que a FES atua para gerar movimento artificial. Na **Figura 1**, é possível observar a disposição anatômica dos principais agrupamentos musculares dos membros inferiores que são alvo dessa estimulação: (a) glúteos, (b) isquiotibiais, (c) quadríceps, (d) gastrocnêmios e (e) tibial anterior.

Figura 1 – Principais músculos dos membros inferiores



Fonte: Sijobert (2018).

Nesse contexto, a malha de controle do eletroestimulador deve ativar inicialmente a cadeia extensora (glúteos e quadríceps) para impulsionar o pedal para baixo. Em um instante crítico do movimento, delimitado pelo mapeamento angular do pedivela, o sistema cessa essa ativação e estimula a cadeia flexora (isquiotibiais) para fletir a perna e prepará-la para o ciclo seguinte. Essa transição coordenada, regida pela posição enviada pelo sistema embarcado, é o que garante a fluidez do movimento rotacional e impede o travamento mecânico e a fadiga precoce do usuário.

2.2 FES-CYCLING: PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS E CONTROLE

2.2.1 Faixa de estimulação com sensor de posição

A estratégia de controle baseada em sensores de posição angular é o método mais consolidado para garantir que o movimento no FES-Cycling ocorra de maneira contínua, suave e eficiente. Essa abordagem utiliza sensores de posição, como unidades de medição inercial (IMU, acrônimo de *Inertial Measurement Unit*) e

encoders rotativos, acoplados ao eixo do pedivela para medir em tempo real o deslocamento angular durante todo o ciclo de 360° da pedalada (Watanabe; Karasawa; Handa, 2014). Ao mapear a coordenada do pedivela, o sistema embarcado infere a posição geométrica das pernas do usuário, determinando o instante necessário para o acionamento ou a interrupção do estímulo elétrico em cada grupo muscular.

Para que o sistema gere o movimento efetivo, resultando em um momento de força positivo no eixo da bicicleta, a musculatura deve ser ativada de forma sequencial dentro de janelas de ângulos predefinidas, em que cada grupo desempenha uma função biomecânica específica.

A sincronia estrita dessas janelas angulares é o que garante a produção de torque positivo contínuo. Caso a estimulação ocorra fora da faixa ideal, a contração muscular atuará em oposição ao movimento mecânico, gerando um torque negativo que funciona como um freio, prejudicando a fluidez da pedalada e acelerando a fadiga do voluntário. Além disso, a calibração dessas faixas depende diretamente de variáveis ergonômicas e morfológicas, como o comprimento do pedivela e o biotipo do voluntário.

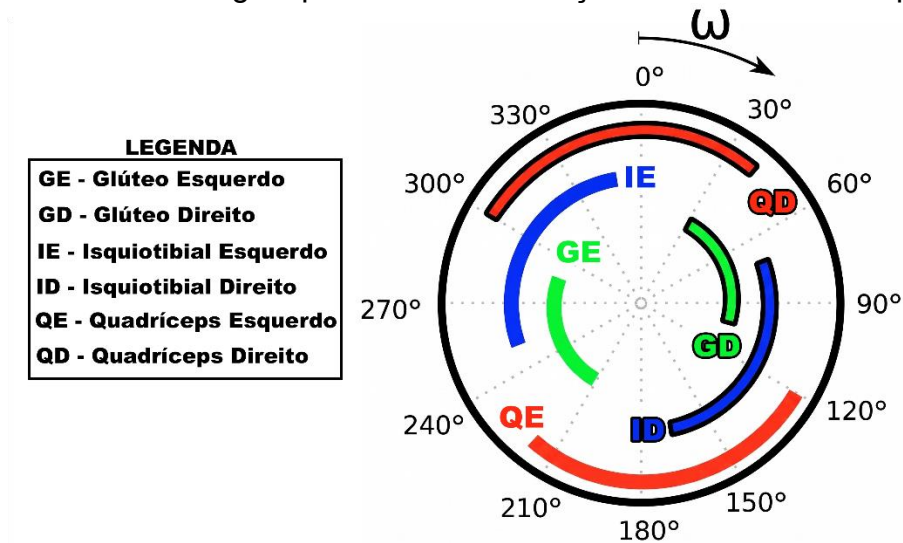
Diante da complexidade anatômica e das variações biomecânicas de cada indivíduo, as possibilidades de ajuste dessas janelas de estimulação podem variar desde a adoção de padrões fixos pré-definidos na literatura até métodos de controle adaptativos em tempo real. Estratégias convencionais frequentemente utilizam ângulos de disparo estáticos, baseados na cinemática de ciclistas saudáveis ou em avaliações clínicas prévias (Sousa *et al.*, 2016). No entanto, abordagens mais avançadas buscam personalizar e ajustar essas faixas dinamicamente durante a pedalada, compensando fatores não lineares como o surgimento de fadiga muscular, espasticidade e variações de cadência, o que exige um mapeamento preciso e contínuo da posição do sistema mecânico (Sijobert *et al.*, 2019).

Neste contexto, para viabilizar a implementação de qualquer estratégia de controle, é imprescindível uma base de medição confiável. Sendo assim, o escopo principal do presente trabalho concentra-se em estabelecer a instrumentação mecânica e o preparo do sistema de aquisição de dados. O foco recai sobre a captação precisa da posição angular da pedivela e o processamento eficiente dessas informações para o envio sincronizado e de baixa latência ao eletroestimulador. Ao garantir a confiabilidade da aquisição e transmissão dos dados, o sistema fornece a

infraestrutura necessária para que pesquisas futuras foquem no desenvolvimento e aperfeiçoamento das estratégias de eletroestimulação aplicadas aos pacientes.

Na Figura 2, é possível observar um exemplo da janela angular proposto por Sousa *et al.* (2016), onde os músculos quadríceps direito e esquerdo (QD e QE) estão marcados em vermelho, os músculos isquiotibiais direito e esquerdo (ID e IE) em azul e os glúteos direito e esquerdo (GD e GE) em verde.

Figura 2 – Faixa de ângulo para eletroestimulação durante o ciclo de pedalada



Fonte: Adaptado de Sousa *et al.* (2016).

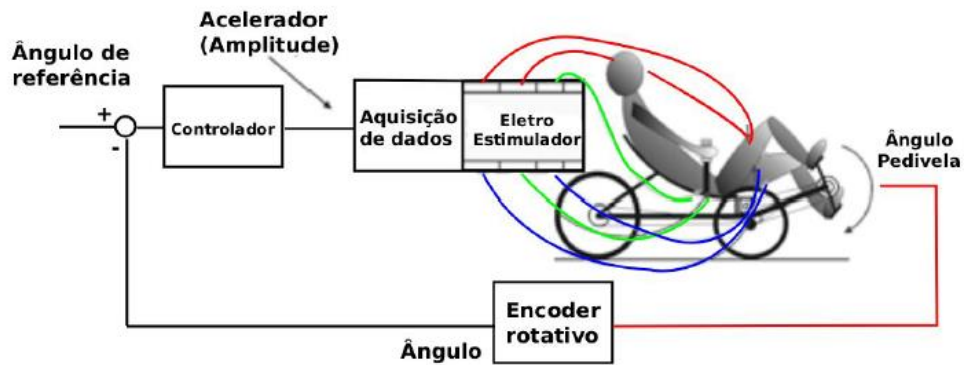
Embora a dependência do ângulo absoluto do pedivela seja padronizada, ela exige novas calibrações sempre que as dimensões geométricas da bicicleta são modificadas ou quando há a troca do voluntário (Sijobert *et al.*, 2019).

2.2.2 Controle do sistema

O controle em malha fechada no FES-Cycling utiliza o sensor de posição angular para ajustar os parâmetros do eletroestimulador em tempo real, sincronizando a contração muscular com a biomecânica da pedalada para manter a cadência e compensar a fadiga do usuário.

Para que a malha de controle opere com eficácia, o sistema depende de uma etapa de aquisição de dados. A varredura cinemática é viabilizada pela integração de sensores inerciais de orientação absoluta, que calculam o ângulo espacial de forma estável, e de *encoders* rotativos, que convertem o deslocamento mecânico em pulsos digitais (Hunt *et al.*, 2001). Os dados brutos gerados são rapidamente processados pelo microcontrolador. Este núcleo lógico calcula as variáveis do movimento e transmite os parâmetros resultantes diretamente para o eletroestimulador. A Figura 3 descreve de forma visual e resumida o controle em malha fechada do sistema.

Figura 3 – Malha fechada do controle de um sistema de FES-Cycling



Fonte: Adaptado de Hunt *et al.* (2001).

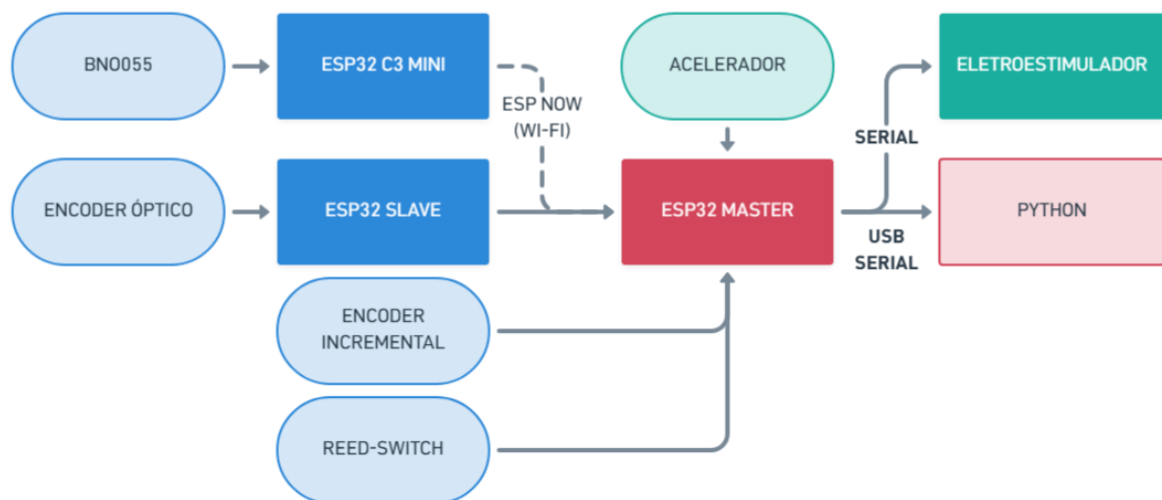
Nesta arquitetura, o eletroestimulador atua como o dispositivo executor da malha. Ao receber os dados contínuos dos sensores de posição, ele torna-se o responsável exclusivo por liberar a corrente elétrica dentro das faixas angulares predefinidas para cada agrupamento muscular. Para que a estimulação resulte em um torque puramente positivo, a lógica de controle aplica o chamado “Ajuste de Fase”. Trata-se de uma compensação matemática do tempo de resposta neuromuscular, em que o algoritmo adianta o ângulo do disparo dos pulsos elétricos proporcionalmente ao aumento da cadência, garantindo que o atraso fisiológico entre o choque e a contração não resulte em forças de frenagem.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ARQUITETURA DO SISTEMA

A instrumentação da *trike* foi realizada com múltiplos sensores, seguindo a arquitetura de sistema apresentada na Figura 4. A topologia opera com um ESP32 Master que faz a centralização das informações dos demais microcontroladores e repassa os dados necessários para o eletroestimulador, enquanto o ESP32 C3 Mini e o ESP32 *Slave* servem de apoio para o envio das informações dos sensores secundários. O ESP32 *Slave* coleta os dados do *encoder* óptico e os envia para o *Master* de acordo com os comandos definidos. O ESP32-C3 Mini realiza a transmissão dos valores angulares ao dispositivo Master por meio do protocolo ESP-NOW apenas quando requisitado, atuando como referência para a validação e calibração do Encoder Rotativo Incremental. O *Master* por sua vez, responsável por agregar os dados de todos os sensores, enviar os comandos ao eletroestimulador e transmitir as informações para a interface em *Python*.

Figura 4 – Arquitetura do sistema desenvolvido



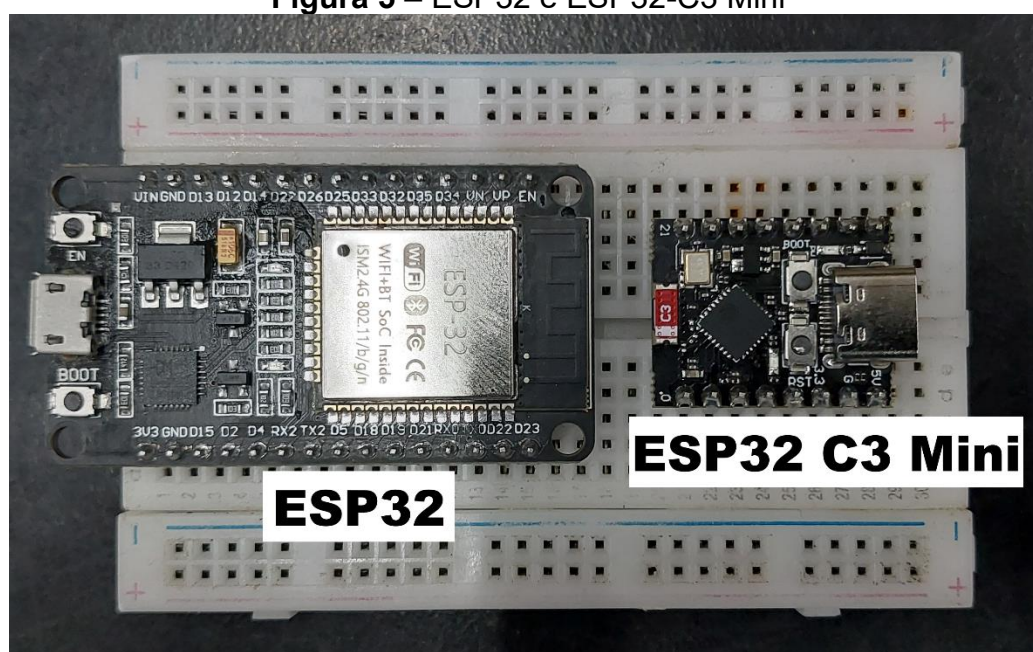
Fonte: Autoria própria.

Nesta configuração, o *Reed-Switch* e o BNO055 têm a função de estabelecer o referencial angular absoluto no início do ciclo. Uma vez definido este ponto de partida, o *encoder* em quadratura assume o rastreamento contínuo da posição, calculando o ângulo subsequente a partir dos pulsos coletados. Por fim, um acelerador foi integrado ao sistema, permitindo que a intensidade da eletroestimulação seja controlada diretamente pelo voluntário.

3.1.1 Microcontroladores Espressif

O ESP32 e o ESP32-C3 *Mini*, ilustrados na Figura 5, são microcontroladores desenvolvidos pela Espressif Systems amplamente utilizados em sistemas embarcados devido ao seu alto desempenho, baixo consumo energético e recursos integrados de conectividade. O ESP32 destaca-se por sua conectividade *Wi-Fi* e *Bluetooth*, além de múltiplas interfaces de comunicação, como UART, SPI, I2C e PWM (Espressif, 2021). No presente projeto, o ESP32 foi selecionado para realizar a aquisição e o processamento dos dados provenientes dos sensores. Sua capacidade de operar com a tecnologia de comunicação sem fio *ESP-NOW* foi fundamental para garantir a transmissão rápida e estável dos dados.

Figura 5 – ESP32 e ESP32-C3 Mini



Fonte: Autoria própria.

Complementarmente, foi integrado ao sistema o microcontrolador ESP32-C3 *Mini*, uma versão mais compacta e otimizada da família ESP32. Embora possua arquitetura de núcleo único (*single-core*), o ESP32-C3 *Mini* oferece excelente eficiência energética e destaca-se pela sua versatilidade em aplicações de comunicação sem fio. Assim, enquanto o ESP32 atua como unidade principal de processamento e controle, o ESP32-C3 *Mini* foi utilizado como módulo dedicado de comunicação sem fio para envio dos dados do sensor de medição inercial.

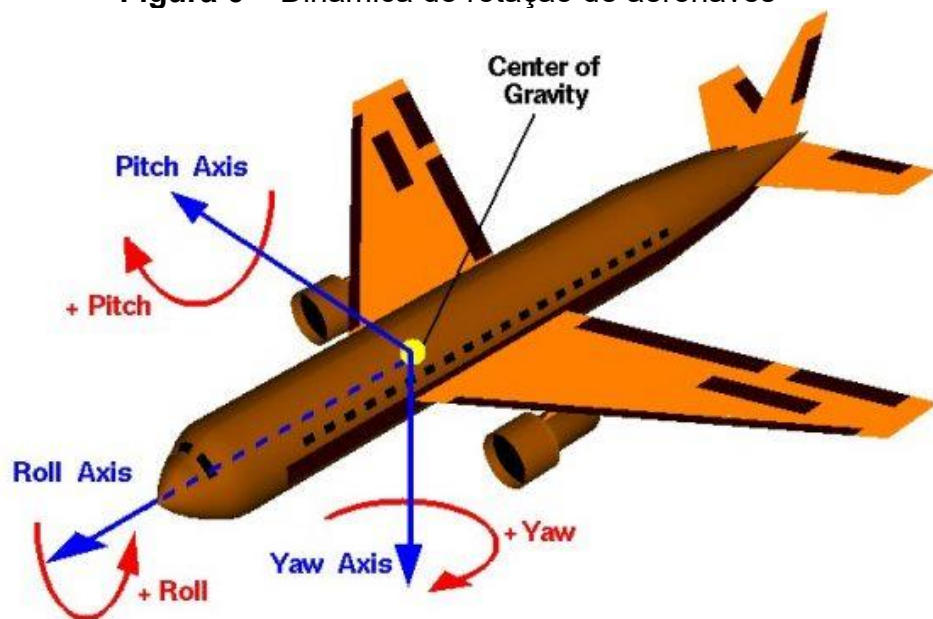
3.2 SENSORES DE MOVIMENTO E ORIENTAÇÃO

3.2.1 Aplicação do BNO055 na orientação absoluta do sistema

O BNO055 é um sensor de orientação absoluta desenvolvido pela Bosch *Sensortec* que combina, em um único dispositivo, um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro de nove eixos. Diferentemente de sensores inerciais convencionais, que apenas fornecem dados brutos, o BNO055 realiza internamente os cálculos necessários para estimar orientação no espaço, disponibilizando diretamente ângulos em formato Euler ou quatérnios com alta estabilidade e baixa deriva (Townsend, 2015).

Para que a obtenção dessas coordenadas seja possível, o sistema mapeia a dinâmica espacial tridimensional, que descreve a posição do corpo em torno de três eixos ortogonais: a rolagem (*roll* ou eixo X), a arfagem (*pitch* ou eixo Y) e a guinada (*yaw* ou eixo Z), conforme representado no exemplo da dinâmica de rotação de aeronaves na Figura 6. É primariamente nesse contexto geométrico que atua o acelerômetro embarcado no chip.

Figura 6 – Dinâmica de rotação de aeronaves



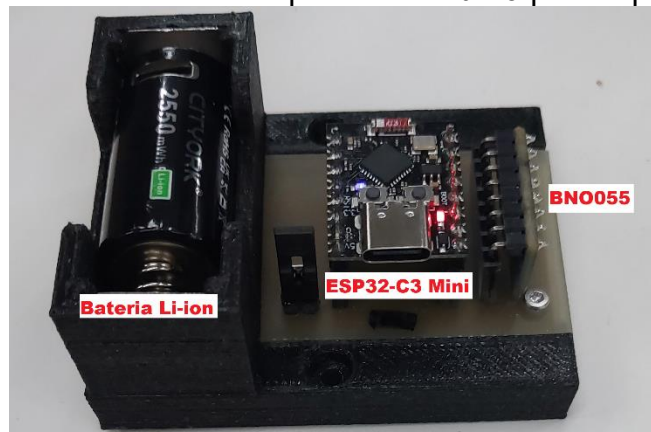
Fonte: NASA (s.d.).

No presente projeto, o BNO055 foi utilizado para medir de forma absoluta o ângulo do pedivela da *trike*, permitindo medir posição angular ao longo do ciclo de pedalada. Essa abordagem difere do *encoder* em quadratura, pois não depende de contagem de pulsos ou referência inicial para determinar o ângulo.

Para possibilitar seu posicionamento no pedivela da *trike*, o sensor foi integrado em uma placa de circuito impresso (PCI) junto com uma case 3D, composto por circuito de alimentação e gerenciamento de energia, permitindo sua operação autônoma com uma bateria de 2.550 mAh. Essa configuração complementa a eficiência do ESP32-C3 *Mini*, possibilitando aquisição contínua de dados sem alto consumo de energia e garantindo autonomia adequada para testes no laboratório e em ambiente externo. A comunicação entre o BNO055 e o microcontrolador foi realizada via protocolo I2C, permitindo transmissão estável dos dados de orientação em tempo real.

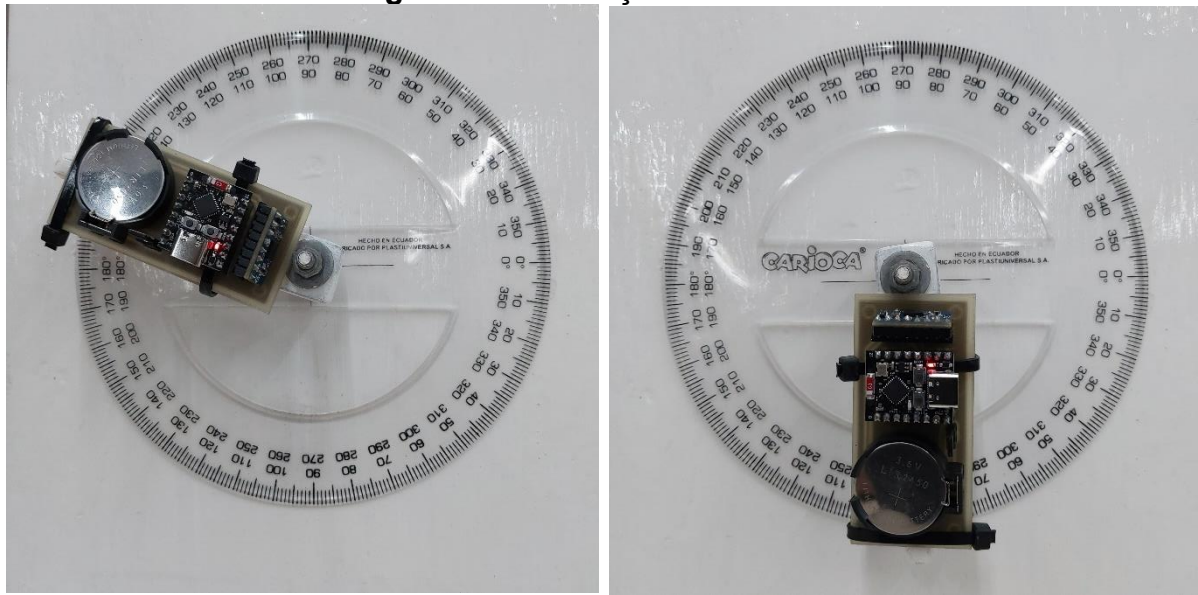
A Figura 7 apresenta o sistema construído para fixação do módulo no pedivela da *trike*, assegurando que a medição do ângulo fosse realizada de forma consistente durante todo o ciclo de pedalada.

Figura 7 – Sistema a ser fixado no pedivela da *trike* para aquisição do ângulo



Fonte: Autoria própria.

O procedimento de calibração do sensor consistiu em acoplar a PCI a um eixo com transferidor de referência, conforme Figura 8. A partir desta montagem, os ângulos foram aferidos, utilizando as marcações do transferidor como referência para validar as leituras do sensor.

Figura 8 – Calibração do BNO055

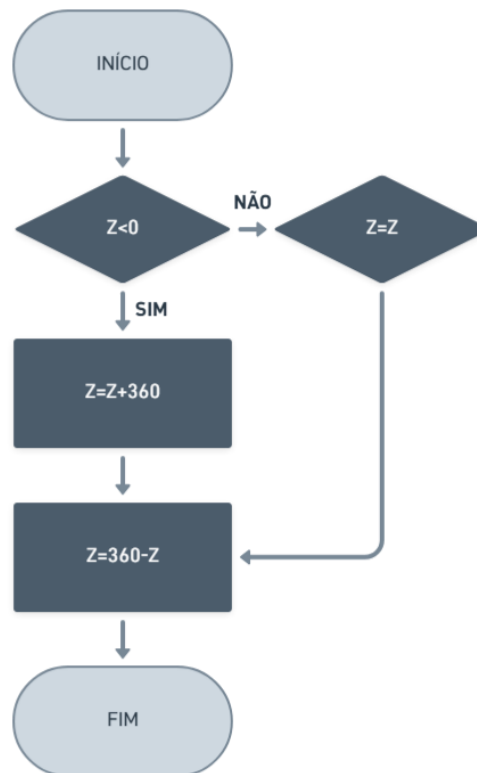
Fonte: Autoria própria.

A escolha do BNO055 simplificou a arquitetura do sistema de medição e aumentou sua robustez, garantindo confiabilidade dos dados mesmo em condições de vibrações, acelerações rápidas e irregularidades do terreno.

A interpretação cinemática das leituras do sensor inercial varia conforme a natureza da orientação adotada, seja ela relativa ou absoluta, englobando a dinâmica espacial tridimensional nos eixos de rolagem, arfagem e guinada. O processamento dos dados neste projeto concentrou-se na extração e tratamento exclusivo do eixo Z devido à disposição física e soldagem do componente na placa de circuito impresso.

Para adequar as leituras brutas do hardware ao sistema de coordenadas referencial adotado na *trike*, aplicou-se uma rotina de normalização matemática, cujo fluxo lógico está detalhado na Figura 9. O objetivo central dessa transformação é converter o sinal amostrado em um espectro angular contínuo, delimitado estritamente entre 0° e 360°. Dessa forma, garante-se que os dados de saída se tornem independentes do alinhamento mecânico inicial, permitindo que a posição angular seja mapeada e associada às faixas de estimulação exigidas pelo sistema.

Figura 9 – Fluxograma da normalização de valores do eixo Z



Fonte: Adaptado de Portilla Hernández (2022).

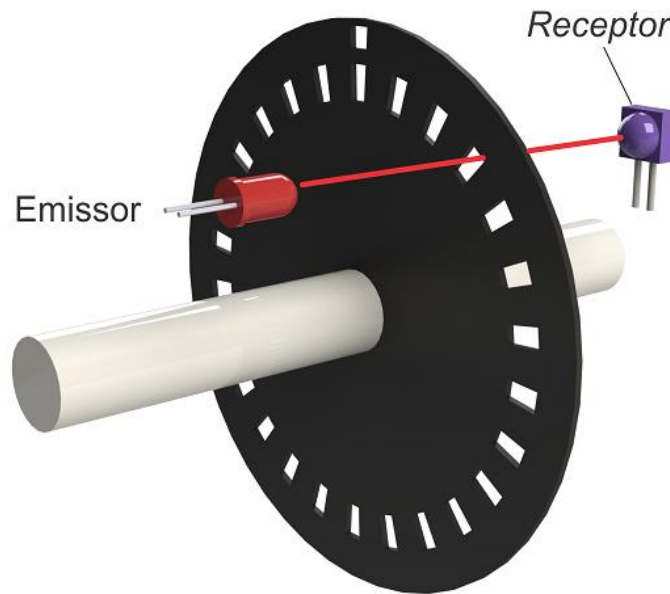
3.2.2 Encoder

Um *encoder* é um transdutor eletromecânico projetado para converter deslocamentos mecânicos em sinais elétricos. Na sua aplicação rotacional, ele atua acoplado a um eixo giratório, mapeando o seu movimento contínuo e gerando uma sequência de pulsos elétricos (Hi Tecnologia, s.d.).

3.2.2.1 Encoder óptico

Foi implementado um sistema baseado em um *encoder* óptico, onde este converte o movimento rotacional de um eixo em uma sequência de pulsos digitais. Seu princípio de funcionamento consiste em um disco com perfurações que gira entre um emissor de luz infravermelha e um fotorreceptor, como mostrado na Figura 10. Cada vez que uma perfuração no disco se alinha com o emissor e o receptor, o feixe de luz passa e gera um pulso elétrico, permitindo assim uma contagem precisa dos incrementos de rotação (Dejan, 2022).

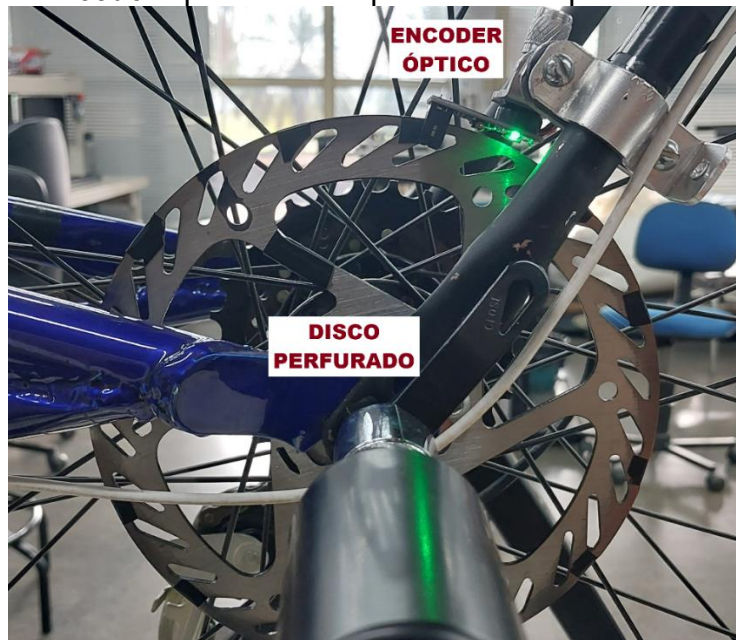
Figura 10 – Princípio de funcionamento de um *encoder* óptico



Fonte: Hi Tecnologia (s.d.).

Na montagem experimental, indicada na Figura 11, um disco de freio com 30 furos foi acoplado ao eixo da roda da *trike*. O módulo do *encoder* óptico foi então fixado na estrutura de forma que o disco girasse livremente em seu interior, gerando 30 pulsos por revolução completa da roda. O objetivo primário deste arranjo é determinar a distância percorrida, com a contagem de pulsos sendo transmitida em tempo real para uma interface de monitoramento desenvolvida em *Python*.

Figura 11 – *Encoder* óptico e disco perfurado acoplados na roda da trike



Fonte: Autoria própria.

Desta forma, durante a realização dos testes em laboratório com o auxílio de um rolo de treinamento, o voluntário obtém um retorno visual imediato, proporcionando uma percepção situacional.

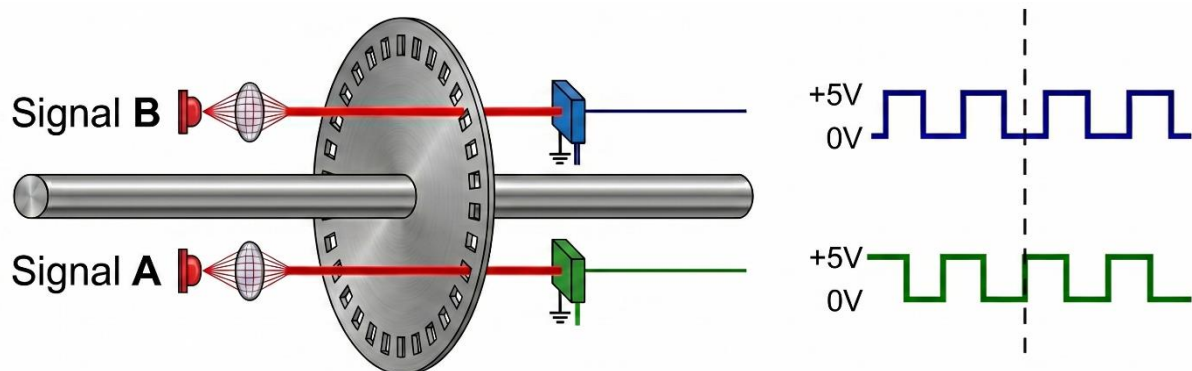
3.2.2.2 *Encoder* rotativo incremental

O *encoder* rotativo incremental é um transdutor eletromecânico projetado para aferir com precisão a posição relativa, a velocidade angular e o sentido de rotação de um eixo. Também conhecido como *encoder* em quadratura, atua com o princípio de defasagem elétrica de 90° entre os seus dois canais de saída.

Construtivamente, o dispositivo é dotado de um disco interno codificado que possui trilhas defasadas. Usualmente a leitura dessas trilhas pode ser realizada por meio de fotoacopladores. A

Figura 12 ilustra a dinâmica interna de um *encoder* em quadratura.

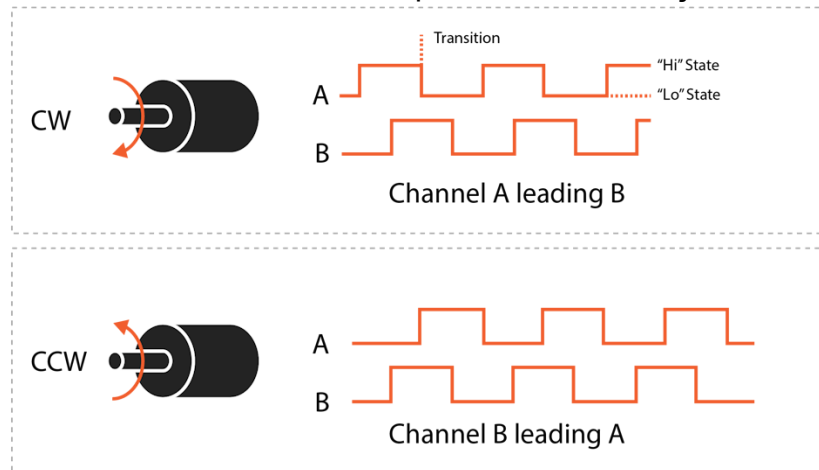
Figura 12 – Funcionamento interno de um *encoder* em quadratura



Fonte: Adaptado de Lorentzzi (s.d.).

A determinação do sentido de rotação do movimento fundamenta-se na análise entre os sinais gerados. Quando o eixo rotaciona em um sentido (por exemplo, horário), o trem de pulsos do Canal A avança em relação ao Canal B. Na rotação inversa (anti-horário), o Canal B assume a liderança do sinal. Esse deslocamento de fase produz quatro estados lógicos distintos por ciclo, como ilustrado na Figura 13. Ao processar essas bordas de sinal, o microcontrolador opera como uma máquina de estados finitos, garantindo que a variável de posição seja incrementada ou decrementada corretamente.

Figura 13 – Fases de um *encoder* em quadratura em relação ao sentido de giro

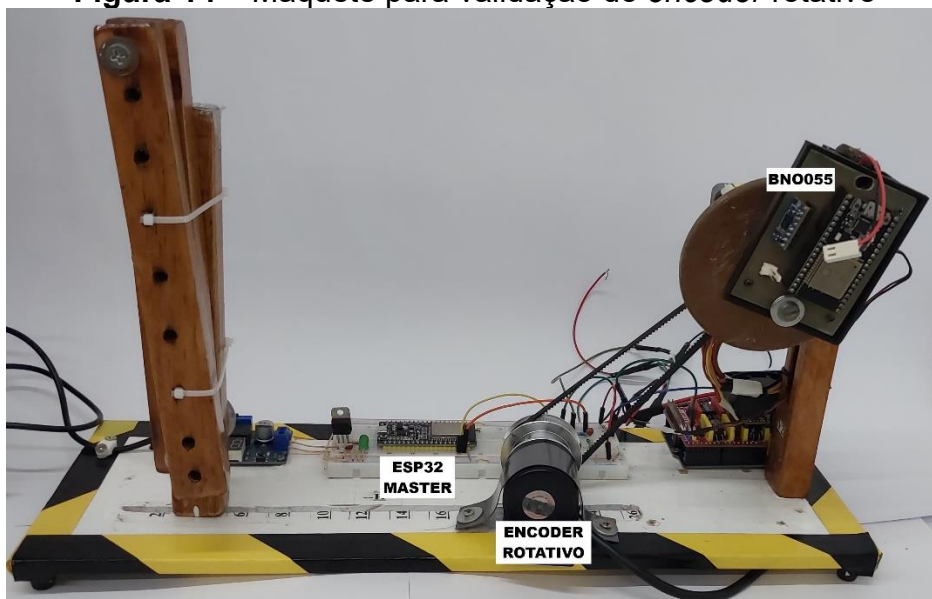


Fonte: Dewesoft (s.d.).

O *encoder* rotativo utilizado para a instrumentação do projeto é o modelo LPD3806-360BM, que conta com uma tecnologia óptica. A sua resolução nominal é intrínseca à construção do seu disco interno, o qual é projetado para gerar 360 pulsos por revolução (PPR).

Foi utilizada uma maquete simulando o sistema do pedivela da *trike*, onde o *encoder* rotativo é acoplado a um eixo com uma polia. Ainda neste eixo, foi acoplado o BNO055 para realizar uma verificação dupla junto com o transferidor. A maquete descrita está representada na Figura 14.

Figura 14 – Maquete para validação do *encoder* rotativo



Fonte: Autoria própria.

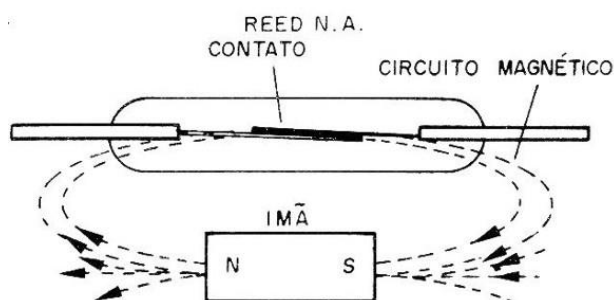
Para a medição do ângulo, uma interrupção é acionada no microcontrolador pelo Canal A e, no instante em que essa interrupção ocorre, o estado lógico do Canal

B é verificado para determinar o sentido de rotação do eixo. Quando o Canal B está em nível lógico baixo, o ângulo é incrementado, indicando um sentido de rotação. Quando está em nível lógico alto, o ângulo é decrementado, indicando o sentido oposto. Dessa forma, a combinação entre a borda detectada no Canal A e o estado do Canal B permite identificar continuamente o sentido do movimento do *encoder*.

3.2.3 Sensor de proximidade magnética (*Reed-Switch*)

O *reed-switch* (interruptor de lâminas) é um sensor magnético de proximidade composto por duas hastes ferromagnéticas flexíveis, encapsuladas em um invólucro de vidro hermeticamente fechado e preenchido com gás inerte. Em seu estado de repouso, as hastes mantêm-se milimetricamente separadas, caracterizando um contato elétrico normalmente aberto. Quando expostas a um campo magnético externo, as lâminas são magnetizadas com polaridades opostas, atraindo-se mutuamente e fechando o circuito de forma quase instantânea (Newton C. Braga, s.d.). Seu funcionamento é descrito na Figura 15.

Figura 15 – Princípio de funcionamento de um *reed-switch*



Fonte: Newton C. Braga (s.d.).

Devido ao seu encapsulamento, os contatos ficam protegidos contra oxidação e detritos, o que confere ao componente uma alta durabilidade e confiabilidade. Em sistemas mecânicos e de instrumentação rotativa, o *reed-switch* é amplamente aplicado por fornecer uma comutação rápida e livre de atrito físico, gerando um pulso digital limpo a cada passagem do campo magnético.

3.3 PROTOCOLO ESP-NOW

O ESP-NOW é um protocolo de comunicação sem fio, desenvolvido pela Espressif Systems, projetado para garantir respostas rápidas e baixo consumo de energia. Diferentemente das redes *Wi-Fi* convencionais (padrão IEEE 802.11), o ESP-NOW opera sem o estabelecimento prévio de conexão. O protocolo atua diretamente na camada de enlace de dados do modelo OSI (*Open Systems Interconnection*), simplificando a arquitetura ao dispensar o processamento das camadas de rede, transporte, sessão, apresentação e aplicação.

Uma das principais vantagens da tecnologia é a sua arquitetura ponto a ponto. O protocolo permite a transmissão direta entre dispositivos *Wi-Fi* sem a necessidade de infraestrutura intermediária, como roteadores ou *gateways*. O sistema oferece flexibilidade de emparelhamento, suportando modos de comunicação um-para-um, um-para-muitos e muitos-para-muitos, o que simplifica o desenvolvimento de redes descentralizadas.

Ao eliminar o tráfego pelas camadas de rede padrão e a dependência de um ponto de acesso central, o ESP-NOW reduz significativamente a latência oriunda de congestionamentos típicos e perdas de pacotes. Essa transmissão bidirecional veloz e confiável torna o protocolo altamente viável para aplicações sensíveis ao tempo, como a telemetria em tempo real e malhas de controle de ciclo rápido.

3.4 MONTAGEM MECÂNICA NA TRIKE

3.4.1 Uso do *encoder* rotativo na medição do ângulo do pedivela

Para permitir a leitura do movimento do pedivela, o *encoder* foi integrado a um sistema de transmissão 1:1, como apresenta a Figura 16, no qual uma polia foi acoplada diretamente ao eixo do pedivela e conectada mecanicamente ao eixo do *encoder*.

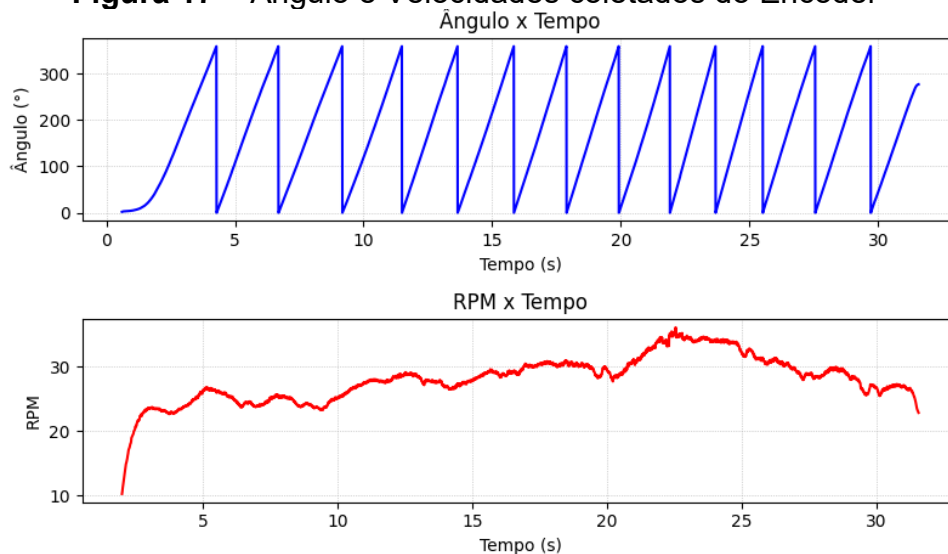
Figura 16 – Instalação do *encoder* no pedivela através do sistema de polia



Fonte: Autoria própria.

Para validar a precisão da velocidade calculada pelo algoritmo, utilizou-se um tacômetro como instrumento de referência. Durante o ensaio, o pedivela foi submetido a variações intencionais de rotação para avaliar a resposta do sistema frente a acelerações e desacelerações dinâmicas. A correlação entre os dados medidos e calculados ao longo deste experimento resultou no perfil cinemático apresentado na Figura 17.

Figura 17 – Ângulo e Velocidades coletados do Encoder



Fonte: Autoria própria.

3.4.2 Definição do ângulo absoluto

Devido à natureza incremental do *encoder* em quadratura, o componente é incapaz de fornecer um referencial absoluto de posição quando o sistema é energizado. Para solucionar essa limitação e estabelecer o ângulo de partida do pedivela, o projeto emprega uma topologia redundante composta pelo sensor de medição inercial BNO055 e por um sensor magnético, o qual foi mecanicamente fixado em um ângulo de 45°, conforme ilustrado na Figura 18.

Figura 18 – Sensores de posição no pedivela



Fonte: Autoria própria.

A rotina de inicialização do *firmware* condiciona a operação da malha de controle à prévia validação dessa referência angular absoluta. Para a calibração inicial, o algoritmo estabelece uma hierarquia de prioridade em que o BNO055 atua como o referencial primário.

Em cenários de falha na comunicação I2C com o microcontrolador ESP32-*Mini*, queda de tensão de alimentação ou desconexão do BNO055, o sistema pode ser comutado para o sensor magnético. Diferentemente do BNO055, a ativação via *reed-switch* exige que o pedivela seja rotacionado fisicamente até a coordenada de 45°, instante em que a aproximação do ímã fecha o contato e estabelece a referência absoluta.

Uma vez que a referência inicial é adquirida, o algoritmo delega a medição cinemática contínua ao *encoder*. O microcontrolador passa a processar as interrupções de *hardware* geradas pelas fases A e B em quadratura, incrementando ou decrementando o valor da posição, mantendo o mapeamento angular na faixa de 0° a 359°.

3.5 FIRMWARE DO SISTEMA

O *firmware* do sistema embarcado foi desenvolvido em linguagem C++ utilizando a plataforma Arduino IDE. O fluxo lógico de execução inicia-se pela etapa de referência espacial, na qual o algoritmo adquire a referência angular absoluta do pedivela, primariamente através do sensor BNO055 ou do *reed-switch* em casos de intercorrência.

Uma vez estabelecido o referencial de ângulo, o sistema transita para o modo de configuração. Nesta etapa, é concedida ao usuário a opção de ajustar ou manter os ângulos de estimulação padrão, que delimitam as faixas de ativação para os grupos musculares alvo (quadríceps, glúteos e isquiotibiais, tanto esquerdos quanto direitos). Como medida de segurança, o *firmware* emprega um bloqueio de estado que impede a aceitação de comandos operacionais até que a parametrização angular seja concluída.

A interface de controle do usuário foi desenvolvida em *Python*, em conjunto com pesquisadores do Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) da UNESP de Ilha Solteira, possibilitando a comunicação com o microcontrolador ESP32 por meio de protocolo serial para aquisição e monitoramento dos dados gerados pelo sistema desenvolvido neste trabalho. Finalizada a configuração, os parâmetros de faixa angular são transmitidos à unidade de controle do eletroestimulador. A partir da interface computacional, o operador pode comandar a máquina de estados através de três instruções principais: *Start*, *Pause* e *Reset*.

Ao receber o comando de *Start*, a malha de execução contínua é ativada. O microcontrolador inicia a varredura do seu conversor analógico-digital (ADC, acrônimo de *Analog-to-Digital Converter*) para ler a posição do acelerador do sistema — um resistor variável cuja leitura bruta é matematicamente mapeada para um limite operacional de 0 a 140 mA pico a pico. O nó de processamento passa então a alimentar o eletroestimulador exclusivamente com os dados vitais para a atuação física como é o caso do ângulo instantâneo, a amplitude de corrente selecionada e a *flag* de execução.

Concomitantemente ao controle do *hardware* de estimulação, o algoritmo executa uma rotina de telemetria. Através do barramento USB, o ESP32 transmite para o *software* em *Python* um pacote de dados amostrais constituído por número da amostra, tempo absoluto de execução (s), *delta* de tempo entre ciclos (s), posição

angular ($^{\circ}$), velocidade ($^{\circ}/s$), cadência em RPM, valor digitalizado do acelerador e o *status* da operação.

O ciclo ativo pode ser interrompido com segurança a qualquer momento. A instrução de *pause* congela temporariamente o envio de comandos de estimulação sem descartar a sessão. Já a instrução de *Reset* atua na reinicialização das variáveis analíticas e contadores de tempo, porém preserva intencionalmente na memória a última posição angular calculada. Essa lógica assegura que o sistema não perca sua referência espacial original, dispensando uma nova calibração física antes da retomada da terapia.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após a validação funcional de todos os sensores, procedeu-se com a integração na *trike* cuja montagem final é apresentada na Figura 19. O protocolo experimental, devidamente submetido e aprovado por um Comitê de Ética, foi estruturado em duas etapas sequenciais: teste *indoor* (em ambiente controlado) e *outdoor* (em ambiente externo).

Figura 19 – Trike com toda instrumentação instalada



Fonte: Autoria própria.

A etapa inicial é realizada em laboratório com o auxílio de um rolo de treinamento. Esta fase é fundamental para a calibração do sistema, momento no qual as faixas de ângulo para a eletroestimulação são ajustadas individualmente, visando otimizar o conforto e a eficácia biomecânica para cada voluntário. Somente após a conclusão deste ajuste personalizado, avança-se para a segunda etapa, que consiste nos testes *outdoor* para a validação do sistema em condições reais de uso.

4.1 COMPARATIVO BNO055 E *ENCODER* ROTATIVO

Os experimentos comparativos evidenciaram os diferentes perfis de desempenho entre o sensor de orientação absoluta BNO055 e o *encoder* rotativo na medição angular do pedivela.

O BNO055 destacou-se pela facilidade de integração. Por fornecer os dados de ângulo diretamente, dispensou algoritmos complexos de conversão e simplificou a montagem estrutural, beneficiando-se da transmissão de dados sem fio via protocolo

ESP-NOW. Contudo, o sensor apresentou latência, além da limitação na sua taxa de amostragem de 100 Hz em regimes de alta rotação, o que resultou na perda de pacotes e comprometeu a acurácia em velocidades elevadas.

Em contrapartida, o *encoder* rotativo exigiu uma implementação mais desafiadora. Computacionalmente, demandou rotinas específicas para calcular a posição a partir da contagem de pulsos relativos. Mecanicamente, sua instalação foi mais complexa devido à necessidade de acoplamento via cabos e polias, além do controle estrito da relação de transmissão. Apesar dessas exigências, o *encoder* entregou uma precisão superior e consistente em todas as faixas de velocidade testadas, configurando-se como uma solução mecanicamente mais robusta e livre de perdas de amostragem.

Como sintetizado na Tabela 1, a viabilidade de cada sensor é ditada pela dinâmica do sistema. O BNO055 demonstra-se uma escolha eficiente e de rápida instalação para cadências baixas e moderadas. No entanto, para garantir o rigor e a confiabilidade da malha de controle em rotações elevadas, o *encoder* torna-se indispensável.

Tabela 1 – Comparação entre ângulo e velocidade do BNO055 e *encoder*

Velocidade 10 RPM				Velocidade 30 RPM				Velocidade 50 RPM			
BNO055		<i>Encoder</i>		BNO055		<i>Encoder</i>		BNO055		<i>Encoder</i>	
t (s)	Ângulo (graus)	t (s)	Ângulo (graus)	t (s)	Ângulo (graus)	t (s)	Ângulo (graus)	t (s)	Ângulo (graus)	t (s)	Ângulo (graus)
0.014	145	0.044	1	0.000	255	0.001	1	0.012	33	0.002	1
0.026	146	0.092	2	0.007	257	0.017	2	0.024	39	0.005	2
0.039	147	0.144	3	0.029	261	0.034	3	0.049	45	0.009	3
0.052	148	0.189	4	0.043	265	0.051	4	0.062	51	0.012	4
0.076	149	0.238	6	0.066	272	0.068	5	0.074	57	0.015	5
0.099	150	0.289	8	0.090	274	0.084	6	0.099	63	0.018	6
0.123	151	0.333	9	0.102	276	0.101	8	0.147	69	0.022	7
0.137	152	0.383	10	0.138	280	0.119	9	0.159	75	0.025	8
0.147	153	0.434	11	0.164	288	0.134	10	0.173	81	0.028	9

Fonte: Autoria própria.

Essa diferença reforça a ideia de que, para aplicações que exigem alta precisão em condições de rotação variável, o *encoder* rotativo é a melhor opção, apesar da complexidade adicional de instalação e desenvolvimento de software.

4.2 TESTES DE INTEGRAÇÃO DA TRIKE

4.2.1 Teste *indoor*

Para a etapa indoor, a trike foi posicionada sobre um rolo de treinamento. Os parâmetros de eletroestimulação foram configurados individualmente para cada voluntário, de acordo com os procedimentos adotados pela equipe responsável pelos ensaios. A preparação dos participantes, incluindo a aplicação dos eletrodos de eletroestimulação, foi realizada por um fisioterapeuta integrante da equipe do projeto. Com o sistema ajustado, o voluntário iniciou o movimento por meio do acelerador, modulando a intensidade do estímulo conforme sua necessidade. A Figura 20 registra o momento da realização do teste com voluntários hígido e com lesão medular.

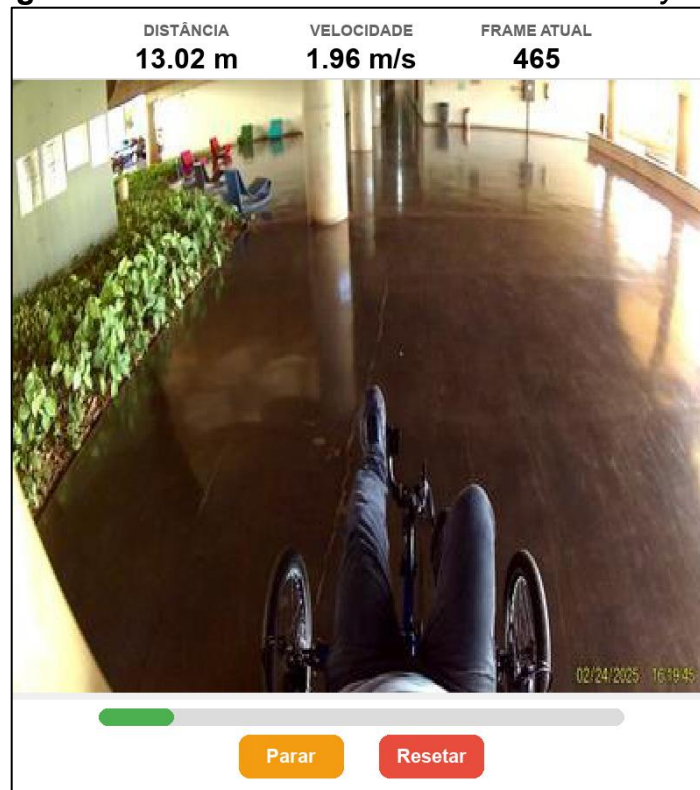
Figura 20 – Voluntários realizando o teste no rolo de treinamento



Fonte: Autoria própria.

Durante a pedalada, os dados do *encoder* óptico eram processados em tempo real para atualizar uma interface visual em *Python*, ilustrada na Figura 21. Esta interface exibe a distância percorrida, fornecendo um retorno visual de deslocamento. O objetivo é criar uma experiência mais imersiva e motivadora, visto que nesta fase o triciclo permanece estático, sem deslocamento real.

Figura 21 – Interface visual desenvolvida em *Python*



Fonte: Autoria própria.

4.2.2 Teste *outdoor*

Após a conclusão das etapas experimentais em ambiente controlado e o ajuste individual das faixas angulares de estimulação do voluntário, foi realizada a fase de testes *outdoor*. Nessa etapa, o voluntário conduziu a *trike* de forma livre e independente, controlando seu trajeto e esforço durante todo o percurso, como ilustrado na Figura 22.

Figura 22 – Voluntário com lesão medular realizando testes *outdoor*

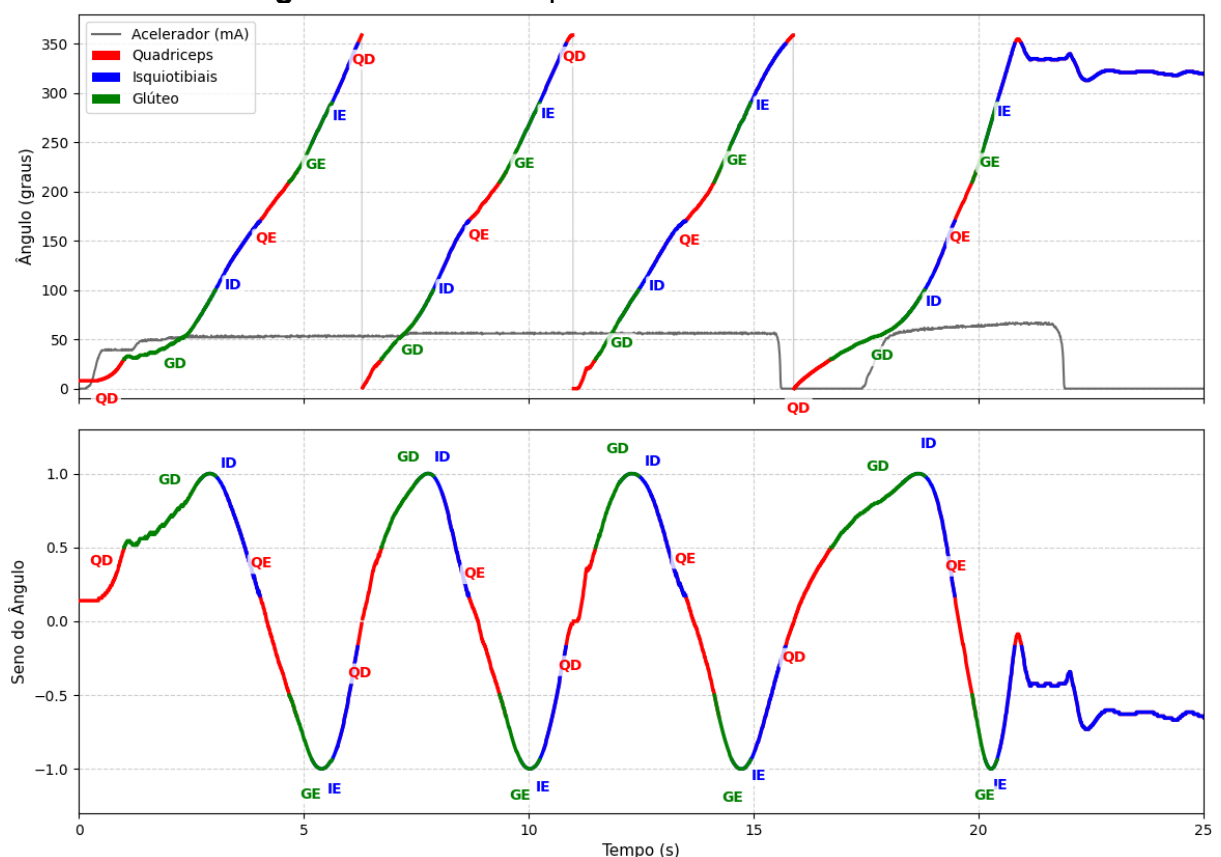


Fonte: Autoria própria.

Por meio do algoritmo implementado no sistema embarcado, foi possível registrar e analisar os dados do ciclo de pedalada em correlação com a variação de intensidade do acelerador. Na Figura 23 observa-se que no primeiro gráfico, inicialmente, o pedivela encontra-se próximo de 0° e a intensidade do acelerador em 0 mA. Ao acionar o acelerador, a rotação do pedivela é iniciada e o ângulo aumenta progressivamente até atingir 359° , retornando em seguida para 0° , caracterizando o típico formato de onda dente de serra, correspondente ao movimento cíclico da pedalada.

Em determinado momento do registro, nota-se uma redução temporária na inclinação do gráfico, indicando uma desaceleração promovida pelo voluntário, seguida de nova aceleração, o que evidencia sua interação com o sistema. Ao final do teste, quando a aceleração é interrompida, o gráfico mostra a estabilização do ângulo do pedivela, indicando o término da pedalada.

Figura 23 – Ciclo de pedalada dos testes externos.



Fonte: Autoria própria.

No segundo gráfico da Figura 23, os dados de posição angular foram matematicamente normalizados e mapeados para uma função senoidal. O intuito dessa conversão foi proporcionar uma representação visual mais fluida e analítica do

movimento cíclico da pedalada, superando a descontinuidade visual inerente ao formato dente de serra. Uma vez que a função senoidal é delimitada no intervalo de amplitude entre -1 e 1, essa abordagem geométrica permite observar e distinguir com clareza as fases mecânicas positivas e negativas do ciclo.

Ressalta-se também que, em algumas regiões do ciclo, ocorre a sobreposição de janelas de estimulação, resultando na ativação simultânea de até dois grupos musculares.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo principal o desenvolvimento e a validação de um sistema embarcado para a aplicação do FES-*Cycling*, com controle em malha fechada. O sistema foi projetado para ser uma ferramenta de reabilitação acessível e personalizável para indivíduos com lesão medular, visando a melhoria do trofismo muscular, da condição cardiorrespiratória e do engajamento terapêutico.

O objetivo proposto foi plenamente alcançado. A arquitetura desenvolvida, que combina microcontroladores ESP32 e ESP32-C3 *Mini* com uma gama de sensores de posição (*Encoder* óptico, *Encoder* em quadratura e BNO055), demonstrou ser eficaz na aquisição de dados angulares do pedivela em tempo real. A lógica de controle implementada foi capaz de processar essas informações e sincronizar com precisão o acionamento dos canais de eletroestimulação nos grupos musculares corretos (quadríceps, isquiotibiais e glúteos), viabilizando o deslocamento da *trike* de forma funcional. A integração de um acelerador para controle de intensidade pelo voluntário conferiu ao sistema um importante grau de independência e segurança.

Os testes experimentais, realizados em duas etapas distintas (*indoor* e *outdoor*) com voluntários hígidos e com lesão medular, validaram a funcionalidade e a robustez do projeto. A fase *indoor* provou-se fundamental para o ajuste individualizado do sistema, ajustando as faixas de estimulação para o conforto e a eficiência de cada voluntário. Subsequentemente, os testes *outdoor* confirmaram a viabilidade do sistema em um ambiente real, comprovando que a topologia desenvolvida no projeto é capaz de suportar as demandas dinâmicas do uso externo. Os resultados evidenciam a viabilidade da solução proposta, que se destaca pela portabilidade e potencial de uso clínico e recreativo, contribuindo para ampliar o acesso a tecnologias de reabilitação.

REFERÊNCIAS

BAJD, T. *et al.* **Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injuries.** Journal of Biomedical Engineering, London, v. 11, p. 96–102, 1989.

DEJAN. **How Rotary Encoder Works and How To Use It with Arduino.** 2022. Disponível em: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/rotary-encoder-works-use-arduino/>. Acesso em: 18 ago. 2024.

DEWESOFT. **Medir digital: codificador e contra sensores.** Disponível em: <https://dewesoft.com/pt/blog/medir-digital-codificador-e-contra-sensores>. Acesso em: 30 maio 2026

ESPRESSIF. **ESP32.** 2021. Disponível em: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>. Acesso em: 26 ago. 2025.

GUIMARÃES, J. A. *et al.* **Towards parameters and protocols to recommend FES-cycling in cases of paraplegia: a preliminary report.** European Journal of Translational Myology, v. 26, n. 3, p. 6085, 2016. DOI: 10.4081/ejtm.2016.6085.

HI TECNOLOGIA. **O que é encoder, para que serve, como escolher e como interfacear.** Disponível em: <https://materiais.hitecnologia.com.br/blog/o-que-%C3%A9-encoder-para-que-serve-como-escolher-como-interfacear/>. Acesso em: 30 maio 2026.

HUNT, K. J. *et al.* **Automatic speed control in FES cycling.** Glasgow: Centre for Systems and Control, University of Glasgow, 2001.

LORENTZZI. **Quadrature Encoder: 6 Things You Need to Know.** Disponível em: <https://lorentzzi.com/pt/quadrature-encoder-6-things-you-need-to-know/>. Acesso em: 30 maio 2026.

MAN, I. O. W.; LEPAR, G. S.; MORRISSEY, M. C.; CYWINSKI, J. K. **Effect of neuromuscular electrical stimulation on foot/ankle volume during standing.** Medicine and Science in Sports and Exercise, Hagerstown, v. 35, n. 4, p. 630–634, 2003.

MAYNARD, F. M. *et al.* **International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury.** Spinal Cord, [S. l.], v. 35, n. 5, p. 266–274, maio 1997. DOI: 10.1038/sj.sc.3100432.

NASA. **Aircraft Rotations.** Disponível em: <https://www1.grc.nasa.gov/beginners-guide-to-aeronautics/aircraft-rotations/>. Acesso em: 30 maio 2026.

NEWTON C. BRAGA. **Como funciona o Reed Switch.** Disponível em: <https://www.newtoncbraga.com.br/como-funciona/18119-como-funciona-o-reed-switch-art2121.html>. Acesso em: 30 maio 2026.

SIJOBERT, B. **Assistive control of motion in sensorimotor impairments based on functional electrical stimulation.** 2018. Tese (Docteur En Systèmes Automatiques et Microélectroniques) — Université de Montpellier, 2018.

SIJOBERT, B.; LE GUILLOU, R.; FATTAL, C.; AZEVEDO COSTE, C. ***FES-induced cycling in complete SCI: a simpler control method based on inertial sensors.*** Sensors, v. 19, n. 19, p. 4268, 2019. DOI: 10.3390/s19194268.

SOUSA, C. de *et al.* ***A comparative study on control strategies for FES cycling using a detailed musculoskeletal model.*** Medical Engineering & Physics, v. 32, p. 204–209, 2016.

TOWNSEND, K. ***Adafruit BNO055 Absolute Orientation Sensor.*** 2015. Disponível em: <https://learn.adafruit.com/adafruit-bno055-absolute-orientation-sensor/overview>. Acesso em: 1 set. 2025.

WATANABE, T.; KARASAWA, Y.; HANDA, Y. ***A test of controlling different muscles in FES cycling with cycling wheelchair “Profhand”.*** In: IEEE 19TH INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY ANNUAL CONFERENCE (IFESS 2014), 2014, Kuala Lumpur. *Conference Proceedings*. Piscataway: IEEE, 2014. DOI: 10.1109/IFESS.2014.7036742.