

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA – CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

PABLO MAURICIO PORTILLA HERNÁNDEZ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA
EMBARCADO PARA CICLISMO ASSISTIDO POR
ELETROESTIMULAÇÃO - FES-CYCLING**

Ilha Solteira
2022



PABLO MAURICIO PORTILLA HERNÁNDEZ

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA
EMBARCADO PARA CICLISMO ASSISTIDO POR
ELETROESTIMULAÇÃO - FES-CYCLING**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Ilha Solteira – UNESP como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.
Especialidade: Automação.

Prof. Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches
Orientador

Ilha Solteira

2022



FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

P852d Portilla Hernández, Pablo Mauricio.
Desenvolvimento de um sistema embarcado para ciclismo assistido por eletroestimulação - Fes-Cycling / Pablo Mauricio Portilla Hernández. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2022
75 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2022

Orientador: Marcelo Augusto Assunção Sanches
Inclui bibliografia

1. Fes-Cycling. 2. IMU. 3. Eletroestimulação.

Raiane da Silva Santos
Raiane da Silva Santos

Supervisora Técnica de Seção
Seção Técnica de Referência, Atendimento ao usuário e Documentação
Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação
CRB/8 - 9999

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Desenvolvimento de um sistema embarcado para ciclismo assistido por eletroestimulação- FES-CYCLING

AUTOR: PABLO MAURICIO PORTILLA HERNÁNDEZ

ORIENTADOR: MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP



Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP



Prof. Dr. ADALBERTO VIEIRA CORAZZA (Participação Virtual)
Curso de Medicina e Enfermagem / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Ilha Solteira, 27 de janeiro de 2022

Aos meus pais Jaime Portilla e Alicia Hernández (in memoriam), minha madrinha Laura Montesdeoca (in memoriam) e minha professora de escola Diana Cifuentes. Dedico.

AGRADECIMENTOS

Ao meu pai Jaime, pelo apoio durante meus estudos, pela motivação para alcançar meus objetivos, por ser meu apoio quando precisei.

Ao meu irmão Eduardo, pela motivação, pelos conselhos, por me ensinar a ver a vida de um jeito diferente, por acreditar em mim. À minha cunhada Martine por ser minha irmã e amiga quando precisei.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcelo Sanches pela oportunidade, pela ajuda em um momento difícil fora de casa, pela sua dedicação, por ter me guiado para fazer deste um ótimo trabalho.

À família LIEB (Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica), por sempre estar presente, pelo companheirismo, por não medir esforços para ajudar e apoiar uns aos outros.

A meus familiares, amigos, companheiros de pesquisa, professores do departamento de Engenharia Elétrica, funcionários da FEIS-UNESP e todos e todas aqueles que de uma forma ou de outra, direta ou indireta, me ajudaram em meus estudos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

*“Se vi mais longe, foi
por estar de pé sobre
ombros de gigantes”.*

Isaac Newton

RESUMO

Para pessoas com paralisia dos membros inferiores por lesão medular espinhal (LME), a estimulação elétrica funcional (FES, acrônimo de Functional Electrical Stimulation) é apresentada como uma técnica de reabilitação que aplica correntes elétricas para ativar os nervos que inervam os membros afetados pela paralisia. O ciclismo assistido por FES demonstrou fornecer diferentes benefícios clínicos. Esta metodologia baseia-se na estimulação sequencial dos músculos dos membros inferiores para produzir movimentos cíclicos das pernas. Na maioria dos estudos e dispositivos comerciais apresentam limitações quanto à eficiência, desempenho, implementação e outros aspectos. Com base nessas premissas, este trabalho apresenta um sistema de eletroestimulação embarcado simplificado e inovador para uso em ciclismo. A sequência de estimulação é baseada em um sensor inercial (IMU, acrônimo de Inertial Measure Unit) localizado no pedivela de um ergômetro vertical. Um algoritmo é responsável pelo processamento da informação do sensor para determinar a sequência e posteriormente essa informação é enviada para um eletroestimulador que é responsável pela eletroestimulação muscular. Os parâmetros elétricos são previamente definidos com base nas condições físicas do usuário, porém o ergômetro vertical possui um acelerador que permite ao usuário modificar os parâmetros elétricos com base em suas condições. Esta metodologia fornece uma forma de implementação mais simples e versátil que pode ser adaptada a diferentes tipos de ergômetros verticais ou morfologias de usuários.

Palavras-chave: Fes-Cycling. IMU, Eletroestimulação.

ABSTRACT

For people with Spinal Cord Injury (SCI) lower-limb paralysis, Functional Electrical Stimulation (FES) is presented as a rehabilitation technique that applies electrical currents to activate the nerves that innervate the limbs affected by the paralysis. FES-assisted cycling has been shown to provide multiple clinical benefits. This methodology is based on sequential stimulation of the muscles of the lower limbs to produce cyclical movements of the legs. Most studios and commercial devices have limitations in efficiency, performance, implementation, and other aspects. Based on these premises, this work presents a simplified and innovative embedded electrostimulation system for use in cycling. The stimulation sequence is based on an inertial sensor (IMU) located on the crank of a vertical ergometer. An algorithm is responsible for processing the sensor information to determine the sequence and later this information is sent to an electro stimulator that is responsible for muscle electrostimulation. The electrical parameters are pre-set based on the user's physical conditions, however, the vertical ergometer has an accelerator that allows the user to modify the electrical parameters based on any change to their conditions. This methodology provides a simpler and more versatile form of implementation that can be adapted to different types of vertical ergometers or user morphologies.

Keywords: Fes-Cycling, IMU, Electrostimulation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Principais músculos dos membros inferiores.	25
Figura 2 – Estrutura básica do músculo.	26
Figura 3 – Filamentos de miosina e actina, proteínas componente de uma miofibrila.	27
Figura 4 – Representação do neurônio motor e de um botão sináptico..	28
Figura 5 – Representação do neurônio motor e de um botão sináptico.	29
Figura 6 – Força de contração muscular em função do número de estímulos aplicados e do número de fibras recrutadas.	30
Figura 7 – Diferencia do ordem de recrutamento das fibras musculares entre a contração muscular por meios fisiológicos e por FES.	31
Figura 8 – Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.	32
Figura 9 – Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas	33
Figura 10 – Definição do ângulo do pedivela e direção de rotação da manivela.	37
Figura 11 – Grupos musculares estimulados durante o FES-Cycling usando eletrodos de superfície.	39
Figura 12 – Pedivela com sensor de medição	39
Figura 13 – Padrões de estimulação.	40
Figura 14 – Grupos musculares estimulados típicos e ângulos de ativação.	41
Figura 15 – Padrões de estimulação e ângulos.	41
Figura 16 – Proposta de metodologia	43
Figura 17 – Estágios da proposta de metodologia	43
Figura 18 – Proposta de metodologia: Estágio 1	44
Figura 19 – Diagrama do Acelerômetro	45
Figura 20 – Diagrama de Blocos Sensor BNO055	46
Figura 21 – Orientação dos ângulos roll, pitch e yaw em aviação.	48
Figura 22 – Placa DOIT ESP32	49
Figura 23 – Proposta de metodologia: Estágio 2 & 3	50
Figura 24 – Diagrama de blocos eletroestimulador	51
Figura 25 – Circuito do conversor tensão-corrente.	52
Figura 26 – Circuito do espelho de corrente de Wilson.	53
Figura 27 – Estrutura do ponte H com driver IR2110	54
Figura 28 – BNO055 Sensor de orientação absoluta	55
Figura 29 – Diagrama de conexão do sensor BNO055 com ESP32	55
Figura 30 – Montagem da placa com sensor BNO055 e ESP32	56
Figura 31 – Plataforma de calibração BNO055	56
Figura 32 – Fluxograma da normalização de valores eixo Z do sensor BNO055	57
Figura 33 – Processamento de dados nos núcleos ESP32.	58

Figura 34 – Fluxograma do processamento de dados no módulo receptor	58
Figura 35 – Representação de faixas de estimulação muscular.	59
Figura 36 – Plataforma experimental.	60
Figura 37 – Componentes da plataforma experimental.	61
Figura 38 – Configuração 1 - Ergômetro reclinado.	62
Figura 39 – Configuração 2 - Sensor (IMU) na pedivela.	62
Figura 40 – Montagem do sistema medição (estágio 1).	66
Figura 41 – Tempo de transmissão de dados Bluetooth	67
Figura 42 – Tempo de transmissão de dados WiFi	68
Figura 43 – Tempo de transmissão de dados - E1→E3	69
Figura 44 – Sinal do sensor BNO055 normalizado.	69
Figura 45 – Diagrama do estágio 2.	70
Figura 46 – Montagem final dos Estágios 2 & 3.	72
Figura 47 – Montagem final	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Especificações elétricas usados em FES-Cycling.	36
Tabela 2 – Grupos de músculos ou nervos estimulados usando eletrodos de superfície para FES-Cycling em alguns estudos selecionados.	38
Tabela 3 – Faixa de estimulação perna direita dos grupos musculares Quadríceps - Q, Isquiotibiais - H, Glúteo - G.	42
Tabela 4 – Faixa de estimulação perna esquerda dos grupos musculares Quadríceps - Q, Isquiotibiais - H, Glúteo - G.	42
Tabela 5 – Ângulos de Euler com outras nomenclaturas	47
Tabela 6 – Características básicas da placa DOIT ESP32	50
Tabela 7 – Faixa de ângulo de rotação do sensor BNO055.	57
Tabela 8 – Nomenclatura dos padrões de estimulação	59
Tabela 9 – Limitações da modulação de frequência no pulso	65
Tabela 10 – Parâmetros elétricas usados em FES-Cycling.	66
Tabela 11 – Resultados dos testes dos tempos de transmissão de dados.	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LME	Lesões da Medula Espinhal
OMS	Organização Mundial da Saúde
FES	Estimulação Elétrica Funcional
EMG	Eletromiografia
IMU	Unidade de Medição Inercial
RS	Retículo Sarcoplasmático
ATP	Adenosina Trifosfato
ADP	Adenosina Difosfato
PI	Fosfato Inorgânico
PWM	Pulse width modulation
F	Tipo de Onda
FO	Forma de Onda
LP	Largura de Pulso
FR	Frequência de Onda
C	Corrente Elétrica
Q	Quadríceps
H	Isquiotibiais
G	Glúteo Máximo
I	Ilíaco,
TN	Tibial Anterior
GAS	Gastrocnêmio
P	Nervo Fibular
QL	Quadríceps Esquerdo
QR	Quadríceps Direito

HR	Isquiotibiais Direitos
GL	Glúteo Esquerdo
GR	Glúteo Direito
RPM	Revoluções por Minuto
DOF	Degrees of Freedom
I2C	Inter - Integrated Circuits
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
DOIT	Doctors of Intelligence & Technology
CPU	Central Processing Unit
SPI	Serial Peripheral Interface
CAN	Controller Area Network
BLE	Bluetooth de Baixo Consumo de Energia
IoT	Internet of Things
MOSFET	Metal–Oxide–Semiconductor Field-Effect Transistor
IGBT	Insulated-Gate Bipolar Transistor
IDE	Integrated Development Environment
WLAN	Wireless Local Area Network
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Objetivos	23
2	REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1	Fundamentos teóricos	25
2.1.1	Sistema Muscular dos Membros Inferiores	25
2.1.2	Princípio da Contração Muscular	27
2.2	Estimulação Elétrica Funcional	30
2.2.1	Características dos eletrodos usados em FES	31
2.2.2	Formas de Onda da FES	32
2.3	Ciclismo	33
2.3.1	Músculos primários usados no ciclismo	33
2.3.2	Características biomecânicos do ciclismo	34
2.3.3	Ciclismo com estimulação elétrica funcional - FES-Cycling.	35
2.3.4	Parâmetros elétricos usados em FES-Cycling	36
2.3.5	Combinações de grupos musculares	36
2.3.6	Estratégia de estimulação	38
2.3.7	Estratégia de estimulação com sensor de posição	39
3	MATERIAL E MÉTODOS	43
3.1	Estágios da proposta de metodologia	43
3.1.1	Estágio 1	44
3.1.1.1	Unidade de medição inercial (IMU)	44
3.1.1.1.1	Acelerômetro	44
3.1.1.1.2	Magnetômetro	45
3.1.1.1.3	Giroscópio	45
3.1.1.2	Sensor de orientação absoluta BNO055	46
3.1.1.2.1	Ângulos de Euler	46
3.1.1.2.2	Quatérnios	48
3.1.1.3	DOIT ESP32	49
3.1.2	Estágio 2 & 3	50
3.1.2.1	Estágio de potência	51
3.1.2.1.1	Conversor tensão-corrente	52
3.1.2.1.2	Espelho de corrente de Wilson	52
3.1.2.1.3	Ponte H	53
3.2	Acelerador	54

3.3	Arduino	54
3.4	Implementação do sensor BNO055	54
3.4.1	Procedimento de calibragem	56
3.5	Processamento de dados no módulo receptor	57
3.6	Plataforma experimental	60
3.6.1	Configuração 1	61
3.6.2	Configuração 2	62
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	65
4.1	Fisiologia e parâmetros do FES-Cycling	65
4.2	Montagem do sistema de medição - Estágio 1	66
4.2.1	Testes do tempo de transmissão de dados com Bluetooth	67
4.2.2	Testes do tempo de transmissão de dados com WiFi	67
4.2.3	Resultados do teste do protocolo de comunicação	68
4.2.4	Processamento de dados do sensor BNO055	69
4.3	Montagem do Estágio 2	69
4.4	Montagem do Estágio 3	70
4.4.1	Eletroestimulação	71
4.5	Montagem final dos estágio na bicicleta	71
5	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

As Lesões da Medula Espinhal são geradas por danos na medula espinhal causados por trauma ou por uma doença degenerativa não traumática. Este tipo de lesão causam danos nos nervos dentro do canal espinhal, isso produz alguns déficits funcionais na locomoção, sensibilidade, sexualidade, etc. No sistema nervoso autônomo lesa a rede neural afetando a coordenação motora e sensorial ([RABEH; CALIRI, 2010](#)).

As lesões no canal medular são classificadas como traumáticas e não traumáticas. As lesões traumáticas são relacionados à impactos externos causados por: acidentes automobilísticos, quedas, lesões relacionadas ao esporte, ferimentos por arma de fogo ou ferimento por arma branca. As lesões não traumáticas decorrem de patologias agudas e crônicas como tumores, infecções, acidentes vasculares, malformações e doenças degenerativas ([AHUJA et al., 2017](#)).

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), a incidência global das lesões da medula espinhal tanto traumática como não traumática, está provavelmente entre 40 e 80 casos por milhão de habitantes, o que significa que, a cada ano, entre 312.000 e 624.000 pessoas sofrem de uma LME com base na população estimada de 2021.

A incidência nas LME traumática relatada em estudos por país varia de 13 a 53 casos por milhão de habitantes. O 90 % das LME têm origem traumática, mas os dados dos estudos mais recentes indicam uma ligeira tendência de aumento nas LME não traumáticas. Os estudos disponíveis relatam uma incidência de LME não traumática de 26 casos por milhão de habitantes ([ORGANIZATION, 2013](#)).

Após as lesões no sistema nervoso central, a eletroestimulação dos músculos paralisados ajuda as pessoas a executar o movimento funcional, ativando motoneurônios para obter uma resposta motora estimulando fibras nervosas sensoriais ([SIJOBERT, 2018](#)). FES Também é conhecido na literatura como Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES, acrônimo de Neuromuscular Electrical Stimulation) ou Estimulação Neuromuscular Funcional (FNS, acrônimo de Functional Neuromuscular Stimulation).

Em indivíduos com LME, o uso clínico de FES para estimular os músculos das extremidades inferiores tem sido demonstrado para reduzir os riscos cardiovasculares e outros relacionados à postura, sentada prolongada. Por exemplo, o aparecimento de úlceras de pressão, atrofia, etc. ([BAJD et al., 1989](#)), ([PL; MS., 2001](#)).

No início dos anos 1980 foi estabelecido que pessoas com lesão na medula espinhal, incluindo pacientes com lesão clinicamente completa, são capazes de impulsionar um ciclo de trabalho em uma bicicleta por meio de estimulação sequencial controlada dos grandes músculos que atuam nas pernas. Em geral, os músculos comuns a este exercício são o

quadríceps, os isquiotibiais e o iliopsoas (KJ *et al.*, 2012).

A literatura sobre o ciclismo assistido por FES (ou do inglês FES-Cycling) é particularmente abundante e reflete um interesse crescente nos últimos trinta anos (KJ *et al.*, 2012). Na maioria desses estudos são projetados com ergômetros horizontais ou fixos. No entanto, vários estudos mostraram que adicionar uma dimensão recreativa ao exercício poderia melhorar a atratividade dos exercícios assistidos pelo FES e aumentar o bem-estar psicológico do usuário. Isso poderia ser conseguido usando bicicletas instrumentadas para esse fim. Existem poucos sistemas acessíveis disponíveis comercialmente e projetados especificamente para este uso (RP JONES EV, 2002).

A estimulação sequencial dos grupos musculares é baseada na posição das pernas. Para identificar a posição das pernas, têm sido utilizadas metodologias com base no uso de eletromiografia (EMG) em pacientes com distúrbios nervosos ou musculares. Esta metodologia permite identificar a posição das pernas durante um ciclo de trabalho em uma bicicleta, definindo padrões no sinal EMG como mostra-se em (LOPES *et al.*, 2014) e (ARNIN *et al.*, 2017).

A definição de padrões do sinal EMG implica um desenvolvimento complexo do algoritmo que, ocasionalmente gera altas margens de erro que alteram as faixas da sequência de estimulação dos músculos das pernas. Neste estudo, buscamos desenvolver um sistema de ciclismo assistido por eletroestimulação, simplificando a complexidade do algoritmo sem diminuir o desempenho da medição com o uso de uma Unidade de Medição Inercial IMU (do Inertial Measurement Unit).

IMU possibilita uma medição versátil em termos de sua posição para identificar a posição das pernas, isso significa que o algoritmo de medição pode ser modificado dependendo da localização do sensor sem alterar a medição absoluta do sensor. Essa metodologia é complementada por um controlador que processa as informações da medição do IMU para estabelecer a sequência de estimulação dos músculos da perna. Atualmente as pesquisas realizadas sobre FES-Cycling, mostram um padrão de estimulação semelhante em termos dos grupos musculares que são estimulados e a sequência de estimulação (SOUSA *et al.*, 2016), (FONSECA *et al.*, 2017). As faixas de estimulação mudam em relação à morfologia do usuário (KJ *et al.*, 2012), (PENG *et al.*, 2010).

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema embarcado para ciclismo assistido por eletroestimulação FES-Cycling.

Os objetivos específicos são:

- Pesquisar o estado da arte sobre as sequências e faixas de estimulação dos grupos musculares que atuam em FES-Cycling.
- Desenvolver um sistema de medição baseado em IMU para identificar a posição das pernas durante um ciclo de trabalho em uma bicicleta.
- Implementar um sistema de eletroestimulação para FES-Cycling baseado na medição da posição da perna por IMU.

2 REVISÃO DA LITERATURA

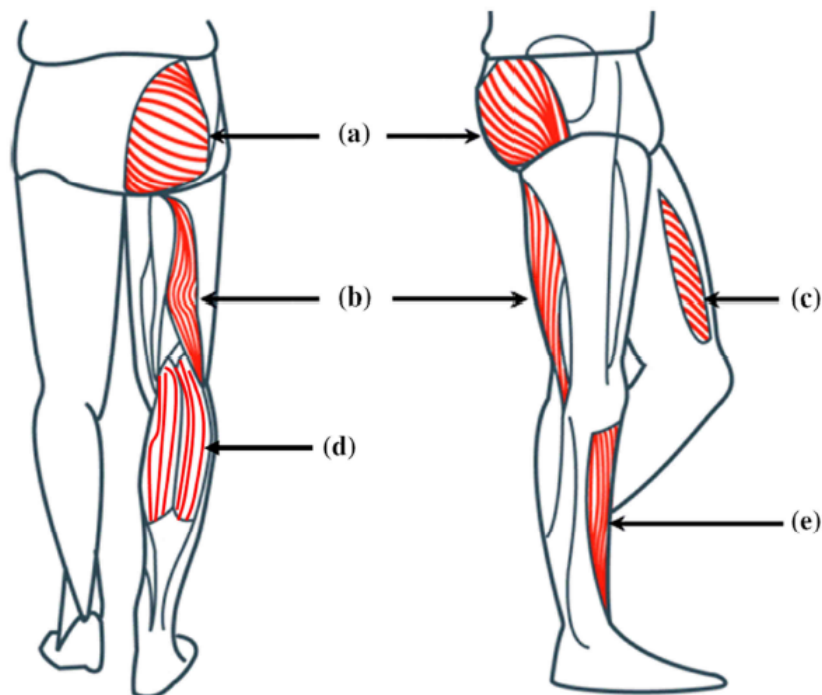
2.1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

As seções 2.1.1 e 2.1.2 deste capítulo foram baseadas em (FARIA, 2006), (Jacob, Francone, Lossow, 1982), (DAVIES, BLAKELEY, KIDD, 2002), (SOUZA, 2001), (WILMORE, 2001),

2.1.1 Sistema Muscular dos Membros Inferiores

Os músculos esqueléticos são os órgãos ativos do movimento. São eles dotados da capacidade de contrair-se e de relaxar-se, e, em consequência, transmitem os seus movimentos aos ossos sobre os quais se inserem, os quais formam o sistema passivo do aparelho locomotor. Na Figura 1 pode-se ver os principais músculos dos membros inferiores.

Figura 1 – Principais músculos dos membros inferiores.



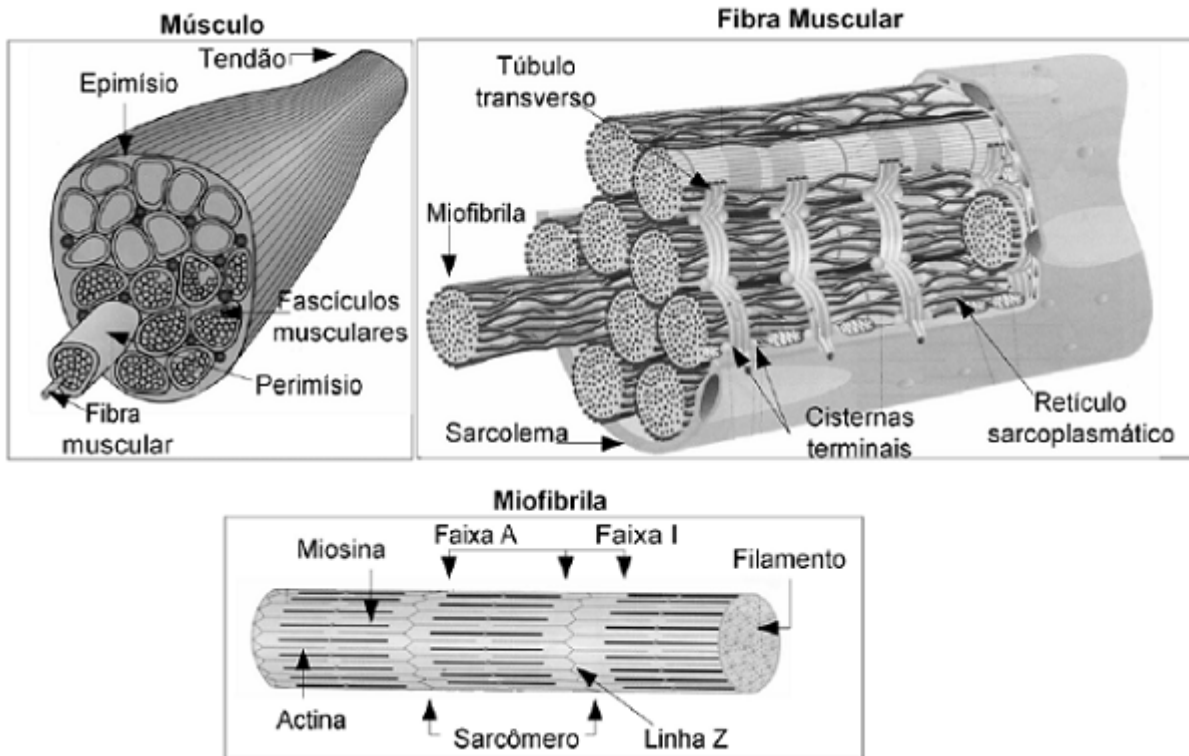
Fonte: SIJOBERT (2018).

(a) Glúteos, (b) Isquiotibiais, (c) quadríceps, (d) Gastrocnêmios, e (e) tibial anterior.

O músculo consiste de uma série de feixes de fibras musculares denominados de fascículos. O tecido que envolve e preencha o espaço entre as fibras é chamado de endomísio. As fibras musculares são compostas pelas unidades funcionais do músculo, as miofibrilas. Os feixes de fibras musculares são mantidos juntos por um tecido conjuntivo que recebe

o nome de perimísio. Todo o músculo é envolvido por tecido conjuntivo, o epimísio. Na Figura 2 ilustra-se alguns grupos musculares dos membros inferiores.

Figura 2 – Estrutura básica do músculo.



Fonte: [Beltramini L. M. \(1999\)](#).

Cada fibra muscular é envolvida por uma membrana plasmática chamada de sarcolema. No interior do sarcolema está presente uma rede de túbulos e vesículas, os túbulos transversos (túbulos T) e retículo sarcoplasmático (RS), circundando as miofibrilas conforme mostra na Figura 2. Os túbulos longitudinais do RS correm paralelamente às miofibrilas e terminam em ambas as extremidades dentro de vesículas denominadas de cisternas terminais.

O retículo sarcoplasmático serve como local de armazenamento de íons de cálcio (Ca^{++}). Os túbulos T correm entre as cisternas terminais e funcionam como um condutor de impulsos elétricos, que conduz os impulsos até o retículo sarcoplasmático. Um túbulo T mais duas cisternas é chamado de tríade.

As miofibrilas são filamentos protéicos onde estão às unidades contráteis denominadas de sarcômeros que contém miofilamentos denominados de miosina e actina, estas proteínas contráteis estão arranjadas de forma que cada miosina (filamentos espessos) é circundada por seis ou mais actinas (filamento fino).

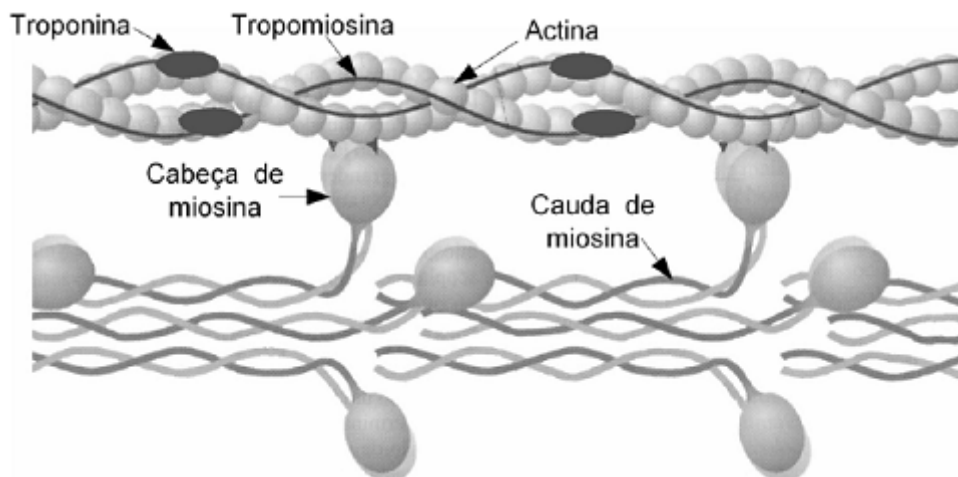
Cada miofibrila é composta por inúmeros sarcômeros unidos pelas extremidades

nas linhas Z conforme mostra a Figura 2. A Faixa I contém somente filamentos de actina. A Faixa A contém tanto filamentos de miosina quanto filamentos de actina, sendo estes últimos pertencentes a dois sarcômeros. Cada filamento fino, mesmo sendo denominado de actina, é composto por três moléculas protéicas diferentes: actina, tropomiosina e a troponina.

A actina forma a estrutura de suporte do filamento, e é composta de moléculas globulares unidas formando uma dupla hélice. Cada molécula de actina possui um sítio ativo ao qual a miosina pode se fixar durante a contração. A tropomiosina é uma proteína em forma de tubo que se retorce em torno dos filamentos de actina. A troponina que se fixa em intervalos regulares, tanto aos filamentos de actina quanto aos de tropomiosina.

Cada molécula de miosina é composta por dois filamentos protéicos que possuem uma cabeça globular, denominada de cabeça de miosina, e uma cauda linear. Cada filamento contém várias dessas cabeças, que recebem o nome de pontes cruzadas, que interagem durante a ação muscular com os sítios ativos sobre os filamentos de actina. A Figura 3 mostra os filamentos de actina e de miosina.

Figura 3 – Filamentos de miosina e actina, proteínas componente de uma miofibrila.

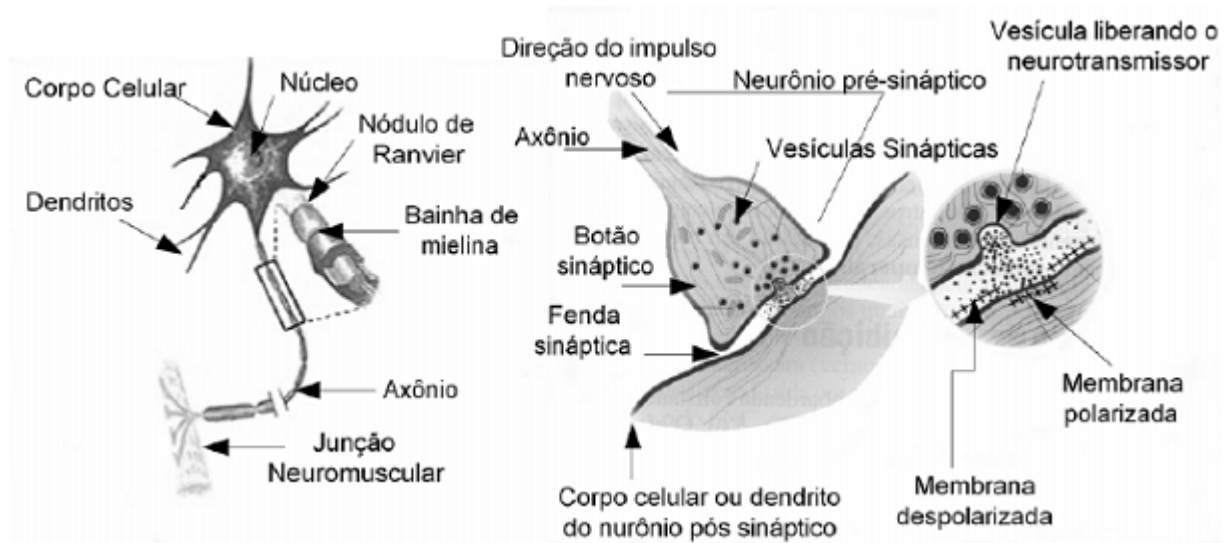


Fonte: [Faria \(2006\)](#).

2.1.2 Princípio da Contração Muscular

Cada fibra muscular é inervada por um nervo motor (motoneurônio) simples, o qual termina próximo do meio da fibra muscular. Um motoneurônio pode inervar muitas fibras musculares, enquanto que cada fibra só é inervada por apenas um motoneurônio. A estrutura motoneurônio mais fibras musculares constituem a unidade motora. A sinapse (fenda sináptica) entre um nervo motor e uma fibra muscular é denominada de junção neuromuscular. A Figura 4 mostra uma representação de um neurônio motor, no detalhe, está representado um botão sináptico.

Figura 4 – Representação do neurônio motor e de um botão sináptico..



Fonte: [Faria \(2006\)](#).

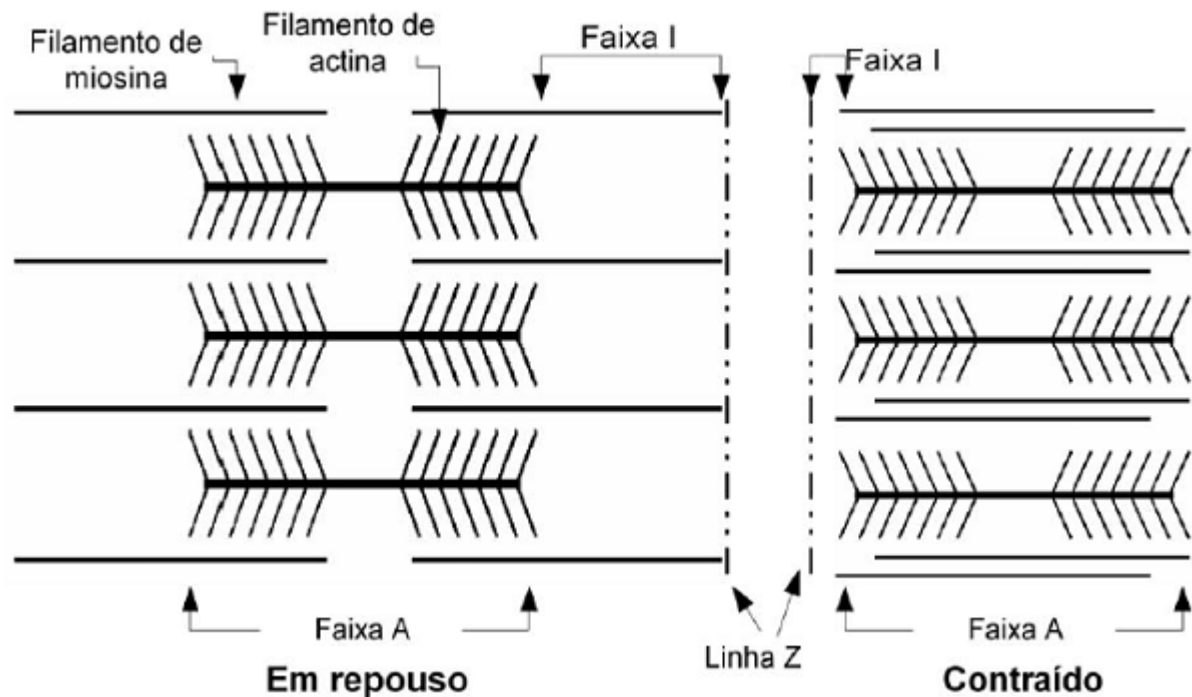
O processo de ação da fibra muscular começa quando o cérebro ou a medula envia um impulso nervoso, o qual chega nos terminais axônicos que estão próximos do sarcolema. Com a chegada do impulso os terminais do nervo liberam a acetilcolina, que se liga aos receptores localizados sobre a sarcolema tornando a membrana celular muscular mais permeável aos íons de sódio, dando início à despolarização da membrana, resultando no disparo ou geração de um potencial de ação muscular.

Quando o potencial de ação muscular passa sobre a membrana celular muscular encontrando-se com os túbulos T, desencadeia-se a abertura dos canais de cálcio liberando grandes quantidades de íons de cálcio (Ca) armazenados no sarcoplasma. Uma vez liberado, o cálcio difunde-se para longe do retículo sarcoplasmático na região dos filamentos de miosina e actina.

Na ausência de Ca^{++} , a troponina e tropomiosina do filamento de actina inibem a ligação entre a ponte cruzada de miosina e actina. Com a liberação de Ca^{++} , este é captado pelas moléculas de troponina, resulta na ativação dos sítios ativos sobre o filamento de actina, possibilitando a fixação das cabeças de miosina.

Quando as pontes cruzadas se ligam fortemente à actina, ocorre uma alteração da conformação da ponte cruzada, fazendo com que a cabeça de miosina se incline tracionando os filamentos de actina e miosina em direções opostas, levando a linha Z rumo ao centro do sarcômero, conforme mostra a Figura 5.

Figura 5 – Representação do neurônio motor e de um botão sináptico.



Fonte: [Faria \(2006\)](#).

Após ocorrer a inclinação da cabeça da miosina, ela se separa do sítio ativo, roda de volta à sua posição original e se fixa a um novo sítio ativo mais distante ao longo do filamento de actina. Ciclos de fixações repetidas e ligações fortes fazem com que os filamentos deslizem entre si levando a contração muscular. A contração só termina quando o cálcio volta ao retículo sarcoplasmático.

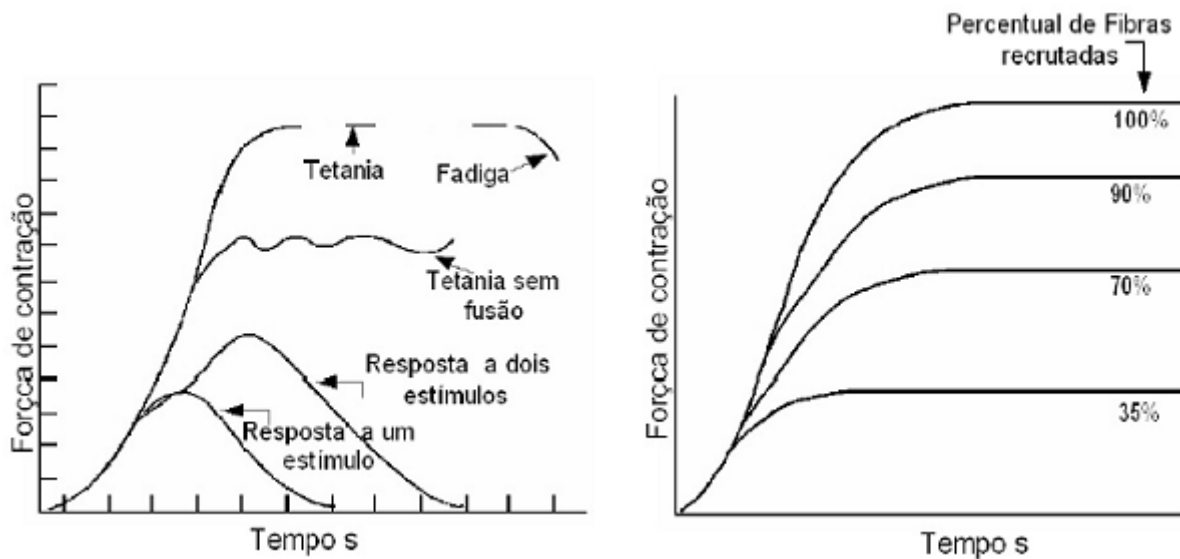
Na cabeça da miosina há uma enzima (ATPase) que quebra a ATP (adenosina trifosfato) produzindo ADP (adenosina difosfato), Pi (fosfato inorgânico) e liberando grandes quantidades de energia. Esta energia é usada para ligar a cabeça da miosina ao filamento de actina.

A força muscular depende da soma dos abalos sucessivos e do número de unidades motoras recrutadas. A soma dos abalos individuais ocorre quando um segundo estímulo segue o primeiro, antes que todo cálcio retorne para o retículo. Se os estímulos forem repetidos com uma frequência suficientemente alta, a soma continua até ocorrer fusão completa dos movimentos individuais.

Desta forma a unidade motora se encontra em tetania, mantendo-se a tensão enquanto os estímulos durarem, ou até surgir à fadiga. Quanto maior for o número de fibras musculares ativadas em uma contração maior será a força muscular produzida pelo músculo. A Figura 6 mostra uma representação da força de contração em função da quantidade de estímulos aplicados e da quantidade de fibras musculares recrutadas

durante uma contração. O perfil da força de saída que aparece como oscilações e chamado de tetania sem fusão.

Figura 6 – Força de contração muscular em função do número de estímulos aplicados e do número de fibras recrutadas.



Fonte: [Faria \(2006\)](#)

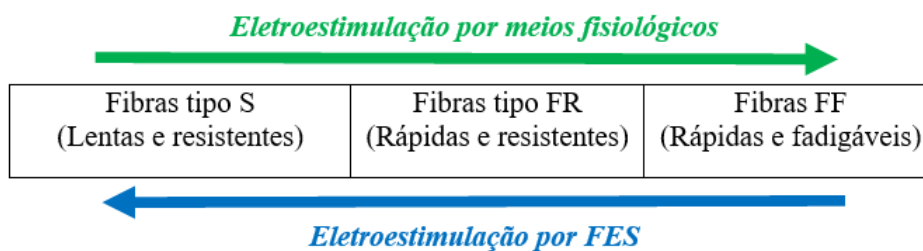
2.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

FES é definida como a aplicação de corrente elétrica por meio de pulsos em um tecido excitável para complementar ou substituir uma função neurológica perdida. Quando indivíduos apresentam lesão da medula espinal LME ou SCI por suas siglas em inglês (Spinal Cord Injury), significa que a via de comunicação medular natural estão interrompida, por tanto as informações do comando de contração do sistema nervoso central não chegam ao músculo da pessoa com LME ([NETO, 2013](#)).

O princípio neurofisiológico é gerar potenciais de ações artificiais em neurônios motores com o objetivo de se obter contração muscular usando estimulação elétrica externa. Para ocorrer a contração, os potenciais de ações artificiais (intensidade de corrente) deve ter características próximas aos níveis fisiológicos do tecido a ser estimulado ([FARIA, 2006](#)).

A principal diferença entre a contração muscular voluntária e FES é a ordem de recrutamento das fibras musculares como mostra-se na Figura 7. As primeiras fibras recrutadas são as do tipo S (fibras lentas e resistentes), seguidas pelas FR (rápidas e resistentes) e, por último, as fibras FF (rápidas e fadigáveis). Na contração muscular por FES, o recrutamento é no sentido oposto ([ROBINSON, 2001](#)).

Figura 7 – Diferencia do ordem de recrutamento das fibras musculares entre a contração muscular por meios fisiológicos e por FES.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

2.2.1 Características dos eletrodos usados em FES

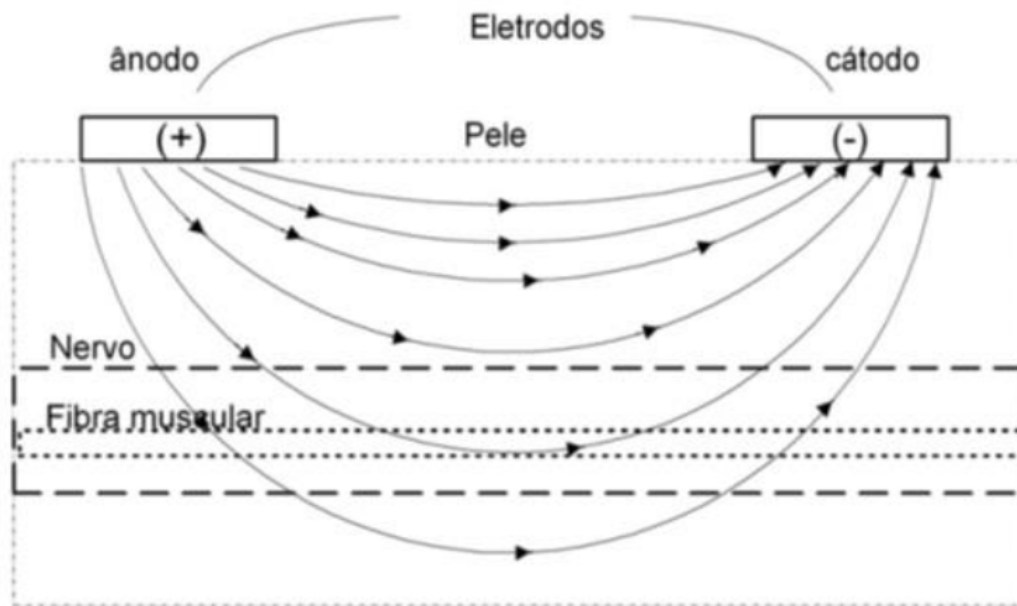
FES pode ser aplicado por meio de eletrodos superficiais (não invasivos) ou implantáveis (invasivos). Os eletrodos implantados possibilita uma seletividade maior dos músculos/nervos estimulado utilizando menos energia do estimulador, em relação com o uso de eletrodos superficiais. A desvantagem é a dificuldade de implantação dos eletrodos por que precisam de procedimentos cirúrgicos e muitas vezes podem apresentar reação de corpo estranho, ou quebrar com o uso constante; por essa desvantagem os eletrodos de superfície são mais utilizados (FARIA, 2006), (ROBINSON, 2001).

A eletroestimulação com eletrodos superficiais apresenta uma necessidade maior de energia para vencer a impedância eletrodo-pele, e tecido adiposo do indivíduo, assim como o posicionamento dos eletrodos e os parâmetros do pulso gerado. A impedância da interface eletrodo-pele pode variar entre 700 Ω e 1,2 k Ω , de acordo com o acoplamento eletrodo-pele e impedância própria do tecido, mas podendo ser diminuída com a aplicação de um gel condutor entre a pele e o eletrodo (ROBINSON, 2001).

Os eletrodos superficiais devem ser posicionados sobre os pontos de ativação dos músculos (ponto motor) para proporcionar a maior contração muscular. O tamanho dos eletrodos também deve ser considerado pois o uso de eletrodos pequenos pode causar irritação e lesões na pele devido à alta densidade de corrente aplicada. Se forem muito grandes a corrente pode se espalhar e estimular outros grupos musculares (ROBINSON, 2001).

Quando é aplicada uma diferença de potencial (corrente de elétrons) por meio de dois eletrodos, a corrente alterna CA de elétrons é convertida em uma corrente de íons no interior do tecido. Com os íons positivos se afastando do ânodo e sendo atraídos para o cátodo (como mostra a Figura 8), surge um movimento de íons, que ao passar por membranas das células pode induzir um potencial de ação (FARIA, 2006).

Figura 8 – Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.



Fonte: [Faria \(2006\)](#)

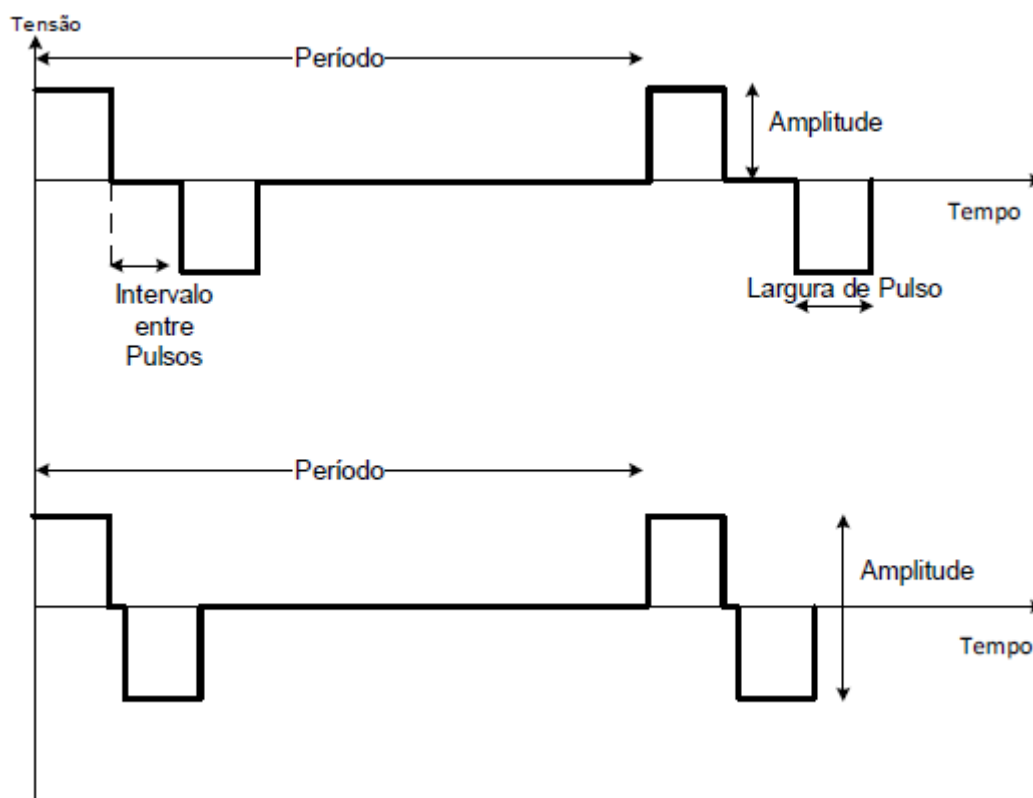
Para gerar um potencial de ação, a corrente induzida em tecidos biológicos deve ter amplitude e duração suficientes para levar células excitáveis a um potencial de membrana superior ao limiar.

2.2.2 Formas de Onda da FES

Em Eletrofisiologia o termo fase, a diferença da Eletrônica e Eletrotécnica, refere-se ao sentido do fluxo de corrente. O sinal monofásico (sinal em que a corrente flui em apenas um sentido) não é recomendado para a estimulação com eletrodos superficiais, pois causa acúmulo de cargas nos tecidos e estes acúmulos normalmente ocasionam irritação na pele. Por este motivo, os sinais de estimulação elétricos são bifásicos (sinal cujo fluxo de corrente se dá nos dois sentidos) e equilibrados (sinal com a mesma quantidade energia aplicada em em ambos sentidos); dessa jeito evita-se o acúmulo de cargas em uma determinada região da estimulação ([FARIA, 2006](#)).

Na Figura 9 mostra-se algumas formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas utilizadas em estimulação elétrica além de mostrar alguns parâmetros e nomenclaturas relevantes. A única diferença entre as duas formas de onda é o interpulso, o intervalo entre pulsos.

Figura 9 – Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas



Fonte: Fonte: adaptado da figura preparada pelo autor para [Faria \(2006\)](#)

O controle da força muscular pode ser realizado pela modulação da sinal, por exemplo: modulação por frequência, por amplitude e por largura de pulso (PWM - Pulse-width modulation / Modulação de largura de pulso).

2.3 CICLISMO

2.3.1 Músculos primários usados no ciclismo

Os músculos usados em neste exercício são o quadríceps, isquiotibiais, tibial anterior, iliopsoas, glúteo máximo e o gastrocnêmio. A seguir são apresentadas as descrições mais comum das funções dos músculos dos membros inferiores no ciclismo. A fisiologia dos músculos contém vários detalhes, portanto são descrito os músculos mais apresentados nos estudos de marcha ([SOUSA, 2019](#)).

- Quadríceps:

O quadríceps é um grupo de quatro músculos (vasto medial, vasto intermediário, vasto lateral e reto femoral) que formam um único tendão preso ao polo superior da patela. Quando o quadríceps se contrai, ele puxa a proteção do joelho e estende a articulação do joelho. Normalmente, o quadríceps é o músculo mais importante visado pela fisioterapia

para restaurar a função ideal do joelho na reabilitação.

- Isquiotibiais:

Os isquiotibiais são um grupo de três músculos (semitendíneo, semimembranoso e bíceps femoral) na parte posterior do tensor. Esses músculos têm uma fixação proximal profunda ao glúteo máximo. Além disso, o bíceps femoral tem uma ligação adicional ao corpo do fêmur. Esses músculos também têm o mesmo suprimento de nervo do nervo ciático. Como os isquiotibiais abrangem as articulações do quadril e do joelho, eles estendem a coxa e flexionam o joelho.

- Gluteus maximus:

O glúteo máximo é o principal músculo extensor do quadril. isto é o maior e mais superficial dos três músculos glúteos.

- Gastrocnêmio (Gastrocnemius):

O gastrocnêmio é responsável pelo formato curvo da panturrilha. Ele contém duas cabeças originando-se dos côndilos femorais e se juntando ao músculo sóleo para formar o tendão de Aquiles. O gastrocnêmio passa sobre o joelho e tornozelo, coordenando-se com outros músculos para mover cada uma dessas articulações. Junto com os isquiotibiais, o gastrocnêmio flexiona o joelho, enquanto, junto com o músculo sóleo, ele flexiona o tornozelo.

- Tibialis anterior

O tibial anterior localiza-se próximo à canela, originando-se na superfície lateral da tíbia. Este músculo é responsável pela dorsiflexão e inversão do pé. Também permite que o tornozelo seja invertido, dando o movimento horizontal do tornozelo, o que permite uma almofada específica se o tornozelo rolar.

- Iliopsoas:

O iliopsoas é um grupo muscular formado por três músculos (psoas maior, psoas menor e ilíaco). É responsável pela flexão do quadril e flexão da coluna lombar.

- Ereter espinha:

O eretor da espinha é um conjunto de músculos que endireitam e giram as costas.

2.3.2 Características biomecânicos do ciclismo

Como exercício de reabilitação, o ciclismo é uma atividade de impacto relativamente baixo que requer potência aeróbica e anaeróbica. De acordo com (SOUSA, 2019) os ergômetros são usados na reabilitação para restaurar a amplitude de movimento, força muscular e aptidão cardiovascular.

Existem dois tipos de ergômetros: verticais (o assento e pedal são alinhados quase

verticalmente) e reclinados ou recurvados (o assento e pedal são alinhados quase horizontalmente). Ergômetros recurvados também se caracterizam por assentos grandes com encosto para dar suporte à parte superior do corpo e são rebaixados ao solo, permitindo o acesso de cadeirantes e indivíduos com deficiência motora. Trabalhos anteriores não encontraram diferenças estatisticamente significativas na atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos primários (reto femoral, semitendíneo, tibial anterior e gastrocnêmio medial) para o ciclismo entre ergômetros verticais e reclinados ou recurvados.

Para cada pé, existem duas fases principais do ciclo de pedal: a fase de potência e a fase de recuperação. De acordo com (HULL, 1986), a fase de potência corresponde ao período em que o ciclista pressiona o pedal para impulsionar a bicicleta para frente. A fase de recuperação é uma fase mais passiva, na qual os ciclistas não contraem todos os músculos com maior potência. As fases são simétricas; portanto, quando o pé direito está na fase de recuperação, o pé esquerdo está na fase de potência. Muitos fatores influenciam a atividade muscular durante o ciclismo, como altura, posicionamento dos pés nos pedais, cadência, carga de trabalho e experiência do ciclista.

A fase de potência acontece enquanto o quadril e o joelho se estendem, pressionando o pedal para baixo. Essa ação começa com uma combinação dos músculos glúteo e quadríceps, mas depois é unida pelos músculos isquiotibiais e panturrilha a um quarto da rotação. Isso mostra a necessidade de isquiotibiais, quadris e quadríceps igualmente fortes. Esses grupos de músculos constituem o maior volume de músculos usados em uma rotação de pedal.

2.3.3 Ciclismo com estimulação elétrica funcional - FES-Cycling.

FES-Cycling é uma metodologia de reabilitação que usa um sistema para a ativação coordenada ou sequencial dos músculos inferiores. Geralmente, os grupos musculares de quadríceps, isquiotibiais e glúteos são estimulados em uma sequência coordenada apropriada, para gerar um ciclo positivo na pedivela.

O FES-Cycling pode ser aplicado em dois tipos de ergômetros (bicicletas), verticais e reclinados ou recurvados. Algumas características desses ergômetros foram descritas na seção 2.3.2 deste capítulo. Os ergômetros verticais geralmente são de tipo estacionário e, dependendo do nível de lesão da medula espinhal, pode ser usado para condicionamento de força muscular e melhora da função cardiopulmonar em indivíduos com LME. Os ergômetros reclinados ou recurvados são de tipo móvel e possibilita a locomoção do usuário em ambientes externos. Na maioria das pesquisas, são usados ergômetros verticais.

O FES-Cycling apresenta melhoras do sistema cardiorrespiratório, neuromuscular e esquelético, como aumento da massa muscular, melhora da circulação sanguínea, redução de úlceras de pressão e redução de perda óssea (BERKELMANS, 2008). No entanto, essas melhorias podem ser mitigadas por causa da possibilidade de fadiga acelerada ou

esgotamento físico, quais são características relacionados ao FES (GFÖHLER, 2011).

2.3.4 Parâmetros elétricos usados em FES-Cycling

As especificações elétricas estão relacionadas com a forma de onda utilizada no FES, algumas características das formas de onda foram apresentadas na seção 2.2.2 deste capítulo, para o controle da força muscular é necessário definir o tipo de onda (F) e forma de onda (FO), posteriormente é preciso modular certos parâmetros como largura de pulso (LP) e frequência de onda (FR). A quantidade de corrente elétrica aplicada na estimulação (C) também é definida em torno desses parâmetros. A Tabela 1 mostra os parâmetros elétricos usados em algumas pesquisas.

Tabela 1 – Especificações elétricas usados em FES-Cycling.

Fonte	FR (Hz)	LP (μ S)	C (mA)	FO	F
(FONSECA <i>et al.</i> , 2014)	50	400	-	Quadrada	Bifásica
(GUIMARÃES <i>et al.</i> , 2017)	50	500	0-69	Retangular	Bifásica
(BERKELMANS, 2008)	20-60	100-1000	120-300	Quadrada	Bifásica
(HUNT <i>et al.</i> , 2006)	20	0-700	-	Balanceada	Monofásica

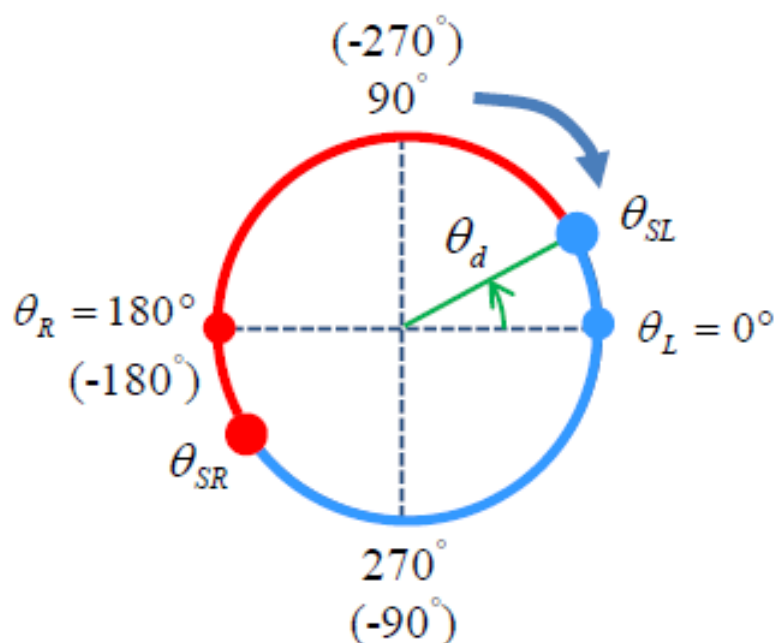
Fonte – Elaboração do autor.

2.3.5 Combinações de grupos musculares

Em (Watanabe; Karasawa; Handa, 2014) apresenta uma metodologia para a estimulação dos músculos das pernas direita e esquerda; a posição da pedivela direita foi colocado na posição de 0° com a condição de que a pedivela direita e esquerda estejam no plano horizontal como mostra a Figura 10. Basicamente a estimulação dos músculos dos membros inferiores vai depender do ângulo da pedivela direito θ_R e esquerdo θ_L , respectivamente. Aqui, θ_L foi definido em 0° e θ_R era 180° .

A linha vermelha mostra quando a estimulação é aplicada aos músculos do membro inferior direito e a linha azul mostra quando os músculos do membro inferior esquerdo são estimulados. Quando a cadência do ciclo de trabalho aumenta apresenta-se um atraso na resposta muscular à estimulação elétrica, por tanto o tempo de troca de estimulação do músculo vai mudar com base no tempo de resposta e velocidade de ciclagem. Os ângulos de comutação da estimulação θ_{SR} e θ_{SL} relacionado ao atraso, também são mostrados na Figura 10.

Figura 10 – Definição do ângulo do pedivela e direção de rotação da manivela.



Fonte: Watanabe, Karasawa e Handa (2014)

Várias combinações de grupos de músculos podem ser estimuladas para uma ação ciclística eficaz. Cada grupo de músculos é estimulado sequencialmente para gerar uma rotação de 360 graus da pedivela. Para garantir que a estimulação de cada grupo resulte em um momento positivo da pedivela, geralmente é realizada uma medição contínua do ângulo da pedivela durante o ciclo, quando a metodologia é por meio de sensor de posição da pedivela (HUNT, 2005).

A abordagem mais comum para sincronizar a estimulação muscular tem sido aproveitar no grupo quadríceps para extensão da articulação do joelho, os isquiotibiais para flexão do joelho e os músculos glúteos para extensão do quadril. No entanto, em alguns estudos, apenas um subconjunto desses grupos foi usado, enquanto em outros estudos foram incluídos grupos musculares adicionais. A Tabela 2 apresenta um resumo das abordagens de estudo selecionadas de estimulação de superfície.

As combinações foram classificadas como “estacionários” ou “móveis”. Os sistemas estacionários são aqueles que servem apenas como ergômetros verticais, enquanto os sistemas móveis ou ergômetros reclinados podem adicionalmente ser impulsionados tanto em ambientes internos como externos e portanto, têm potencial para uso recreativo. Conforme mostram alguns trabalhos, várias combinações estacionários (com ergômetros verticais), são equipados com um volante de inércia. A inércia do volante serve para manter o movimento suave do ciclo e para superar os pontos mortos do ciclo.

Tabela 2 – Grupos de músculos ou nervos estimulados usando eletrodos de superfície para FES-Cycling em alguns estudos selecionados.

Fonte	Q	H	G	I	TN	GAS	P	Motor	Volante	Tipo
(PETROFSKY <i>et al.</i> , 1984)	X			X					X	Estacionário
(EICHHORN <i>et al.</i> , 1984)	X	X						X		Estacionário
(PETROFSKY <i>et al.</i> , 1983)	X		X							Estacionário
(PONS <i>et al.</i> , 1989)	X		X					X		Móve
(PETROFSKY <i>et al.</i> , 1992)	X	X	X							Móve
(JANG <i>et al.</i> , 1993)	X	X							X	Estacionário
(GLASER <i>et al.</i> , 1996)	X	X	X		X	X			X	Estacionário
(CHEN <i>et al.</i> , 1997)	X	X							X	Estacionário
(GFOHLER <i>et al.</i> , 1998)	X	X	X					X		Móve
(ANGELI <i>et al.</i> ,)	X	X	X				X	X		Móve
(PERKINS <i>et al.</i> , 2001)	X	X	X		X	X				Móve

Fonte – (HUNT, 2005)

Nomenclatura da Tabela 2: Q - quadríceps, H - isquiotibiais, G - glúteo máximo, I - íliaco, TN - tibial anterior, GAS - gastrocnêmio, P - nervo fibular.

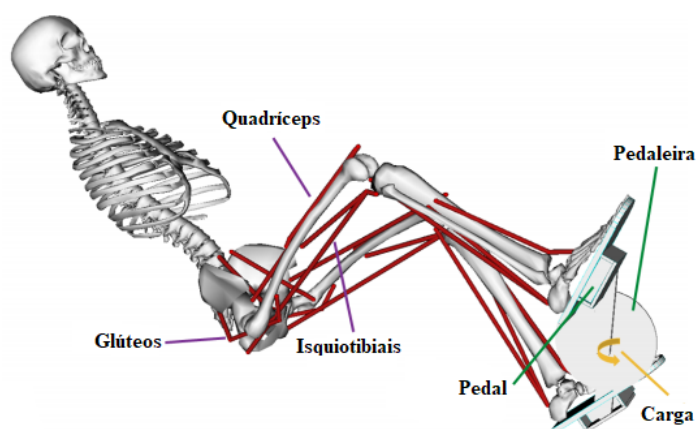
Os sistemas móveis são modificações de ciclos comerciais (geralmente triciclos) ou customizados. A intensidade da estimulação muscular é geralmente selecionada manualmente pelo ciclista usando uma interface (acelerador). Vários dispositivos móveis também foram desenvolvidos em cadeiras de rodas com adaptações para FES-Cycling.

Várias pesquisas propuseram o uso de um motor elétrico auxiliar em combinação com uma bicicleta. A principal motivação tem sido superar as limitações impostas pela fadiga muscular e baixa potência, a fim de manter uma propulsão confiável. Em todas essas abordagens, a estimulação motora e muscular é controlada manualmente pelo ciclista.

2.3.6 Estratégia de estimulação

Em (KJ *et al.*, 2012) foram estimulados seis grupos musculares, os quadríceps, os isquiotibiais e os glúteos (perna esquerda e direita) como é ilustrado na Figura 11. Para um movimento de ciclagem eficaz e suave, os grupos de músculos devem ser ligados e desligados nos momentos apropriados durante o ciclo de trabalho (ciclo de 360°). Os padrões de estimulação típicos são mostrados esquematicamente na Figura 13. Os principais efeitos são que os músculos quadríceps produzem extensão do joelho, os músculos glúteos fornecem extensão do quadril e os isquiotibiais são ativados para flexão do joelho. Cada um desses efeitos é cronometrado para produzir momentos de arranque positivos significativos.

Figura 11 – Grupos musculares estimulados durante o FES-Cycling usando eletrodos de superfície.

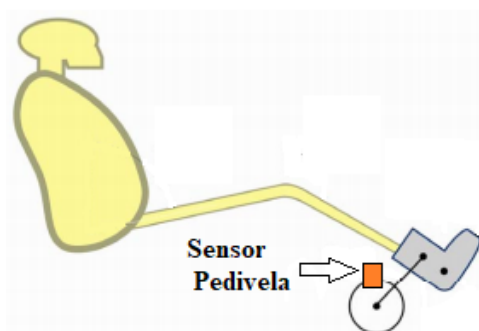


Fonte: adaptado da figura preparada pelo autor para [de Sousa et al. \(2016\)](#)

2.3.7 Estratégia de estimulação com sensor de posição

Em várias investigações apresentam metodologias de estimulação baseadas em um sensor de posição localizado na pedivela conforme mostrado na Figura 12, esta metodologia permite conhecer a localização das pernas durante um ciclo de trabalho (em uma bicicleta), esta localização determina o grupo muscular que deve ser estimulado em cada perna e a faixa de estimulação de cada grupo muscular. Algumas destas estratégias são apresentadas a seguir.

Figura 12 – Pedivela com sensor de medição

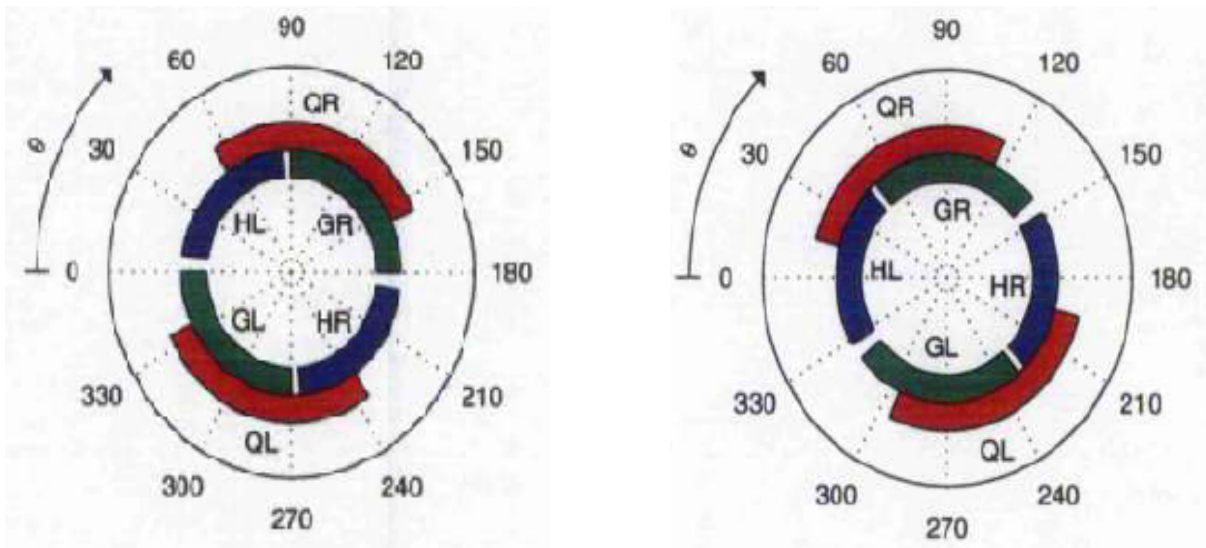


Fonte: adaptado da figura preparada pelo autor para [Haapala, Faghri e Adams \(2008\)](#)

Em ([KJ et al., 2012](#)) apresenta os padrões de estimulação mostrados na Figura 13a, as posições onde cada grupo muscular será estimulado para gerar torque positivo significativo em condições estáticas, ou seja, para velocidade angular zero.

A Figura 13 mostra os padrões de estimulação: QL - Quadríceps Esquerdo; QR - Quadríceps Direito; HL - Isquiotibiais Esquerda, HR - Isquiotibiais Direitos; GL - Glúteo Esquerdo; GR - Glúteo Direito.

Figura 13 – Padrões de estimulação.



(a) Padrão de estimulação estática.

(b) Padrão de estimulação a 50 rpm.

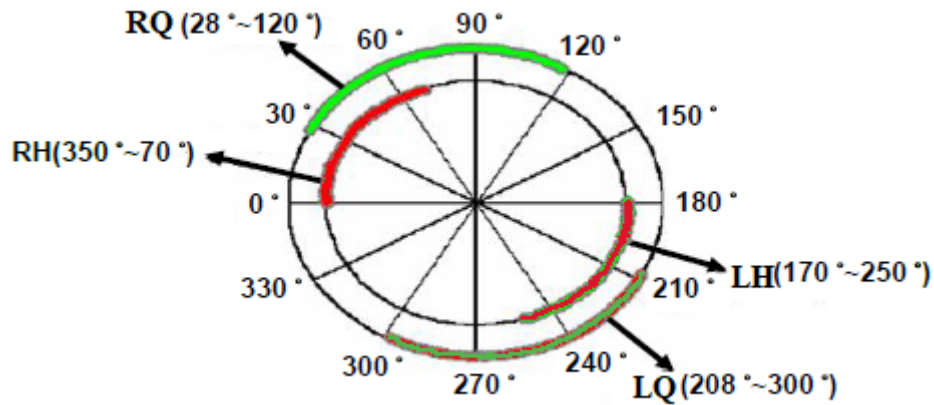
Fonte: [KJ et al. \(2012\)](#)

Para compensar o atraso na resposta muscular à estimulação elétrica, os padrões de estimulação devem mudar para frente conforme a cadência do ciclo aumenta. Isso é ilustrado na Figura 13b para uma cadência de 50 rpm; o ângulo de mudança é diretamente proporcional à cadência do ciclismo.

Os grupos musculares estimulados em ([PENG et al., 2010](#)) são os quadríceps, isquiotibiais e glúteos; a sequência e faixa de estimulação são mostrados na figura 14. Nesse caso, o ângulo é definido quando a pedivela direita e esquerda estão na horizontal e o joelho esquerdo em extensão.

Em ([SOUSA et al., 2016](#)) os grupos musculares estimulados são os quadríceps direito e esquerdo (RQ e LQ) marcados em vermelho, os isquiotibiais direito e esquerdo (RH e LH) em azul e os glúteos direito e esquerdo (RG e LG) em verde como mostra a Figura 15. Em 15a, mostra o padrão de estimulação quando a velocidade da pedivela é zero, enquanto em 15b, o padrão é modificado devido ao atraso na resposta muscular à estimulação elétrica no aumento da cadência. O contorno preto indica a perna direita. O pedal direito em sua posição mais alta marca a condição inicial.

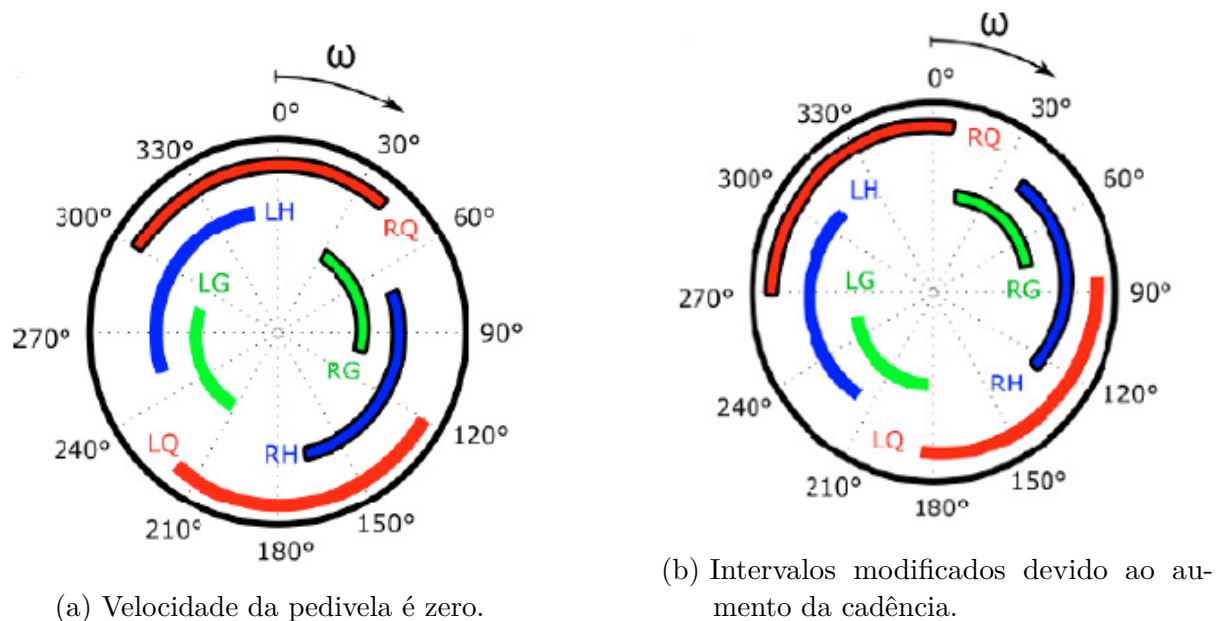
Figura 14 – Grupos musculares estimulados típicos e ângulos de ativação.



Fonte: Peng *et al.* (2010)

A Figura 14 mostra os padrões de estimulação: RQ, quadríceps direito; LQ, quadríceps esquerdo; RH, isquiotibiais direitos; LH, isquiotibiais esquerdos.

Figura 15 – Padrões de estimulação e ângulos.



Fonte: Sousa *et al.* (2016)

Alguns exemplos das faixas de estimulação que foram mostradas nas figuras 13, 14 e 15, são resumidos nas tabelas 3 e 4 que mostram os valores da faixa de estimulação da perna direita e esquerda mostrados nos gráficos citados, os valores das faixas de estimulação são baseados nos eixos coordenados propostos. Só foram considerados apenas os valores das faixas de estimulação quando o ciclo de trabalho não excedeu os 50 RPM.

Tabela 3 – Faixa de estimulação perna direita dos grupos musculares Quadríceps - Q, Isquiotibiais - H, Glúteo - G.

Fonte	Início Q(°)	Fim Q(°)	Início H(°)	Fim H(°)	Início G(°)	Fim G(°)
(PENG <i>et al.</i> , 2010)	0	70	28	120	-	-
(KJ <i>et al.</i> , 2012)	125	20	350	272	90	0
(SOUSA <i>et al.</i> , 2016)	300	40	70	170	30	100

Fonte – Elaboração do autor.

Tabela 4 – Faixa de estimulação perna esquerda dos grupos musculares Quadríceps - Q, Isquiotibiais - H, Glúteo - G.

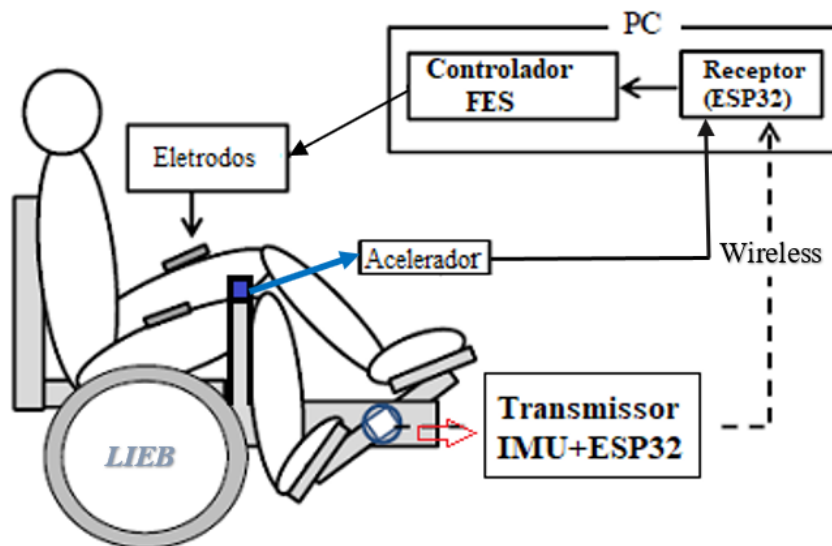
Fonte	Início Q(°)	Fim Q(°)	Início H(°)	Fim H(°)	Início G(°)	Fim G(°)
(PENG <i>et al.</i> , 2010)	208	300	170	250	-	-
(KJ <i>et al.</i> , 2012)	305	205	170	92	270	180
(SOUSA <i>et al.</i> , 2016)	120	325	290	340	240	250

Fonte – Elaboração do autor.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia deste trabalho é baseada na topologia apresentada na Figura 16. IMU está localizada na pedivela da bicicleta, as informações do sensor são processadas por um microcontrolador e posteriormente enviadas via Wireless para outro microcontrolador que será responsável por definir a sequência de estimulação. Esta informação é utilizada pelos microcontroladores no estágio de potência (eletroestimulador) para definir qual grupo muscular é estimulado.

Figura 16 – Proposta de metodologia

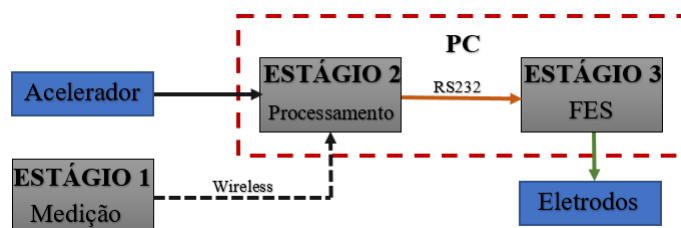


Fonte: adaptado da figura preparada pelo autor para [Watanabe, Karasawa e Handa \(2014\)](#).

3.1 ESTÁGIOS DA PROPOSTA DE METODOLOGIA

Para um melhor entendimento desta seção, todo o processo será representado em estágios conforme mostrado na Figura 17. Além disso, será apresentada uma descrição dos componentes eletrônicos utilizados em cada estágio para a realização deste trabalho.

Figura 17 – Estágios da proposta de metodologia

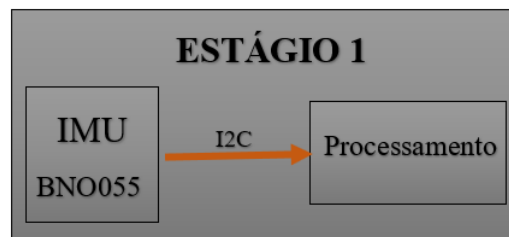


Fonte: Elaboração do autor.

3.1.1 Estágio 1

Este estágio é composta por uma Unidade de Medição Inercial (sensor BNO055) e um ESP32 (Processamento) como mostra-se na Figura 18. IMU ficará localizada na pedivela e será responsável por definir a posição das pernas. As informações obtidas pelo sensor serão processadas e enviadas via Wireless até o estágio 2 através do ESP32. A seção a seguir fornece uma descrição básica de cada componente usado neste estágio.

Figura 18 – Proposta de metodologia: Estágio 1



Fonte: Elaboração do autor.

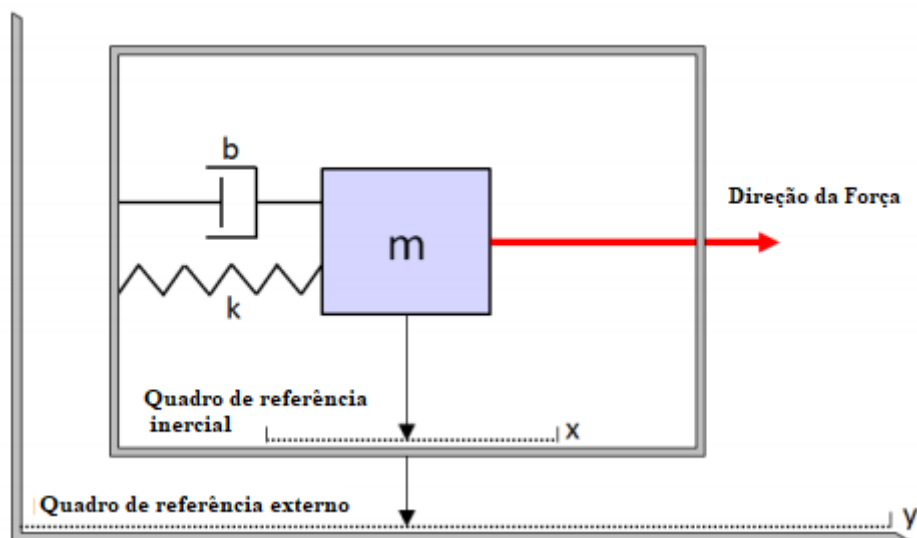
3.1.1.1 Unidade de medição inercial (IMU)

IMU pode ser descrito como um dispositivo eletrônico que pode combinar vários sensores, como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros que será descrito na próxima seção. Usando esta combinação pode-se medir o ângulo da posição da perna. IMU é geralmente utilizado em veículos terrestres, aeronaves e veículos aéreos autônomos (por exemplo drones), sistemas de satélite, módulo de aterrissagem, humanóides, etc (BOUFFARD, 2016).

3.1.1.1.1 Acelerômetro

O acelerômetro é um sensor usado para medir a força específica (em unidades de força g) de um objeto em relação à queda livre (movimento do objeto). O acelerômetro consegue isso medindo uma força proporcional à taxa de aceleração, conforme fornecido pela segunda lei do movimento de Isaac Newton, $F = m \times a$. O modelo mais intuitivo usado para medir uma força proporcional à aceleração é analisar o sistema mola-massa-amortecedor mostrado na figura 19. Este sistema é frequentemente escolhido porque a aceleração pode ser resolvida em termos da constante e deslocamento da mola (BOUFFARD, 2016).

Figura 19 – Diagrama do Acelerômetro



Fonte: adaptado da figura preparada pelo autor para Bouffard (2016)

Para que o sistema funcione, precisa-se medir a posição relativa entre uma massa móvel e uma estrutura fixa. Fazendo isso, podemos definir o deslocamento, em relação ao quadro, como sendo igual a $(z - y)$. Nesta representação, uma força na direção x positiva faz que o amortecedor produza uma força na direção x negativa, igual ao produto da constante do amortecedor e a taxa de mudança denotada como $b\dot{x}$, onde \dot{x} representa a velocidade (BOUFFARD, 2016). Acelerômetros podem até ser usados para detectar terremotos e também são usados em dispositivos médicos, como membros biônicos ou outras partes artificiais do corpo (AHMED, 2019).

3.1.1.1.2 Magnetômetro

O magnetômetro pode calcular para qual direção o sensor está voltado em relação ao norte magnético do nosso planeta. É possível calcular a direção para o qual um sensor está voltado e o ângulo no qual ele está inclinado (AHMED, 2019).

3.1.1.1.3 Giroscópio

O giroscópio mede a orientação e a velocidade angular ao longo dos três eixos, integrando a velocidade angular ao longo do tempo, pode prever os ângulos de rotação e inclinação. Este módulo IMU é útil, pois nos permite saber para qual direção o sensor está voltado no momento da medição dos dados (WIKI, 2017). O sensor usado neste projeto é o BNO055. O sensor têm 9-graus de liberdade (Degrees of Freedom DOF) e funções integradas para ângulos de Euler e Quatérnios descritos na seção 3.1.1.2.1 e 3.1.1.2.2.

3.1.1.2 Sensor de orientação absoluta BNO055

O sensor BNO055 tem um giroscópio tri-axial de 16 bits, um acelerômetro tri-axial de 14 bits e um sensor geomagnético (magnetômetro) com uma faixa de 2.000 °/s. A fusão dos sensores giroscópio e acelerômetro fornece orientação relativa e dados de gravidade com uma taxa de atualização de 100 Hz (ROMANOV *et al.*, 2017).

Os dados podem então ser enviados para um microprocessador externo ou analisados com um microprocessador no mesmo sensor. A versatilidade deste sensor possibilita trabalhar com dados de medição em diferentes formatos. (Mark Hughes, 2017). O BNO055 suporta duas interfaces digitais para comunicação: I2C que suporta o protocolo HID-I2C e os modos I2C Standard e Fast, e a interface UART. A Figura 20 mostra o diagrama de blocos com as descrições básicas do sensor.

Figura 20 – Diagrama de Blocos Sensor BNO055



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Para o processamento interno de dados, o sensor trabalha com ângulos de Euler que permitem uma visualização simples de objetos no espaço 3D, mas tem uma amplitude de movimento limitada; é aqui que os Quatérnios são úteis. Um sensor que usa Quatérnios pode se orientar em qualquer lugar do espaço (Mark Hughes, 2017).

3.1.1.2.1 Ângulos de Euler

O teorema de rotação de Euler descreve qualquer rotação usando três ângulos ϕ , Θ e ψ . Se a rotação for descrita em termos de matrizes de rotação D , C e B , então uma rotação geral A pode ser escrita da seguinte forma:

$$A = BCD \quad (1)$$

Os ângulos de Euler são os três ângulos dadas as três matrizes de rotação. Matrix A pode ser escrita como:

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \quad (2)$$

A equação 2 ilustra a “convenção x”, que é a definição mais comum. A rotação é dada pelos ângulos de Euler (ϕ , Θ e ψ) onde:

- ϕ é o ângulo em torno do eixo Z usando D , que é a primeira rotação;
- Θ é o ângulo $\Theta \in [0, \pi]$ dado pela segunda rotação sobre o antigo eixo X (agora \hat{X}) usando C ;
- ψ é dado pela terceira rotação em torno do antigo eixo Z (agora \hat{Z}) usando B .

Os ângulos de Euler são frequentemente descritos como roll, pitch e yaw como mostra-se na table 5. Esta descrição é aplicada ao controle da orientação de aeronaves ([National Aeronautics and Space Administration- NASA, 2013](#)). Os ângulos roll (rolamento), pitch (arfagem) e heading (que equivale ao ângulo yaw) são aplicados em sistema de navegação inercial, que também são baseado na integração contínua das acelerações medidas pelos acelerômetros.

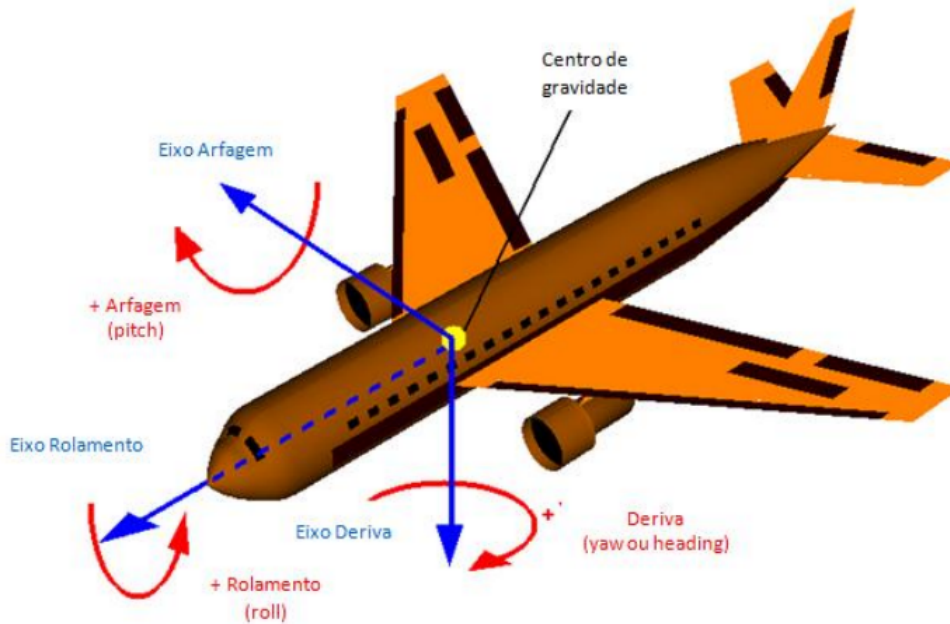
Para a correção devido à gravidade, e outros efeitos, as acelerações deve-se transformar em um sistema de coordenadas local, que é o sistema de coordenadas de navegação, e essa transformação é feita pela matriz de rotação que inclui esses três ângulos ([BäUMKER; HEIMES, 2002](#)). Esses ângulos em aeronáutica estão ilustrados na Figura 21.

Tabela 5 – Ângulos de Euler com outras nomenclaturas

Língua	ϕ	Θ	ψ
Inglês	Roll	Pitch	Yaw
Português	Rolamento	Arfagem	Deriva

Fonte – Elaboração do autor.

Figura 21 – Orientação dos ângulos roll, pitch e yaw em aviação.



Fonte: adaptado da figura preparada pelo autor para [National Aeronautics and Space Administration- NASA \(2013\)](#)

3.1.1.2.2 Quatérnios

Os quatérnios podem ser considerados números hipercomplexos de quatro componentes; um componente real e três componentes imaginários. As operações que utilizam quatérnios são muito eficientes em comparação com aquelas que utilizam matrizes (ângulos de Euler), pois requerem menos espaço de armazenamento. Os quatérnios estão definidos no \mathfrak{R}^4 e, por vezes, são também representados por H , devido ao nome de seu criador William R. Hamilton (GALO, 2001).

Considerando que um Quaternions é um sistema de números em 4 dimensões, onde cada quaternion consiste em 4 números escalares, 3 imaginários e 1 real. Cada uma dessas dimensões imaginárias tem um valor unitário da raiz quadrada de -1. Um quaternion pode ser mostrado como segue:

$$q = w + ix + jy + kz \quad (3)$$

Onde w é a parte real, (x, y, z) é o vetor no espaço e i, j, k são a base imaginária. Normalmente, w, x, y e z e mantidos em um intervalo entre -1 e 1 e também:

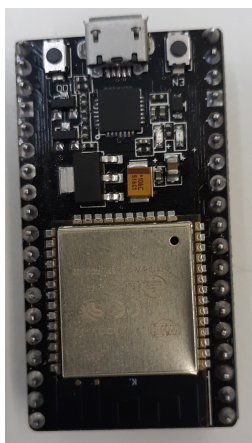
$$1 = \sqrt{w^2 + x^2 + y^2 + z^2} \quad (4)$$

Os quatro componentes dos quatérnios reorientam os vetores em uma única rotação, sem alterações no comprimento. Os quatérnios não têm bloqueio de cardan (perda de um grau de liberdade que ocorre quando dois dos três eixos são colocados em paralelo) e são muito mais simples de compor. Eles são mais compactos em comparação com as matrizes de rotação, mais eficientes e mais estáveis numericamente ([WHITE; JONES, 1970](#)).

3.1.1.3 DOIT ESP32

DOIT ESP32 é uma placa de desenvolvimento como mostra-se na Figura 22, desenvolvido pela companhia chinesa DOIT (Doctors of Intelligence & Technology). O ESP32 possui o microprocessador Xtensa 32-Bits LX6 de baixo consumo de energia, que tem dois núcleos de CPU (processador dual core) podendo ser controlados individualmente com frequência de relógio ajustável ([CURVELLO, 2018](#)). Também é possível desligar a CPU e utilizar o co-processador de baixa potencia, sendo possível monitorar constantemente os periféricos (sensores, botões, teclados, interfaces I2C, SPI, UART, CAN, etc) com baixo consumo de energia ([ESPRESSIF, 2021](#)).

Figura 22 – Placa DOIT ESP32



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Tabela 6 mostra-se algumas especificações da placa ESP32; a conectividade apresenta dois módulos incorporado em seu chip, com acesso a redes de transmissão sem fio através do protocolo Bluetooth LE (Baixo Consumo de Energia) e Wi-Fi. A placa DOIT ESP32 apresenta uma versatilidade de aplicações como automação residencial e projetos voltados para a Internet das Coisas (IoT – Internet of Things).

Tabela 6 – Características básicas da placa DOIT ESP32

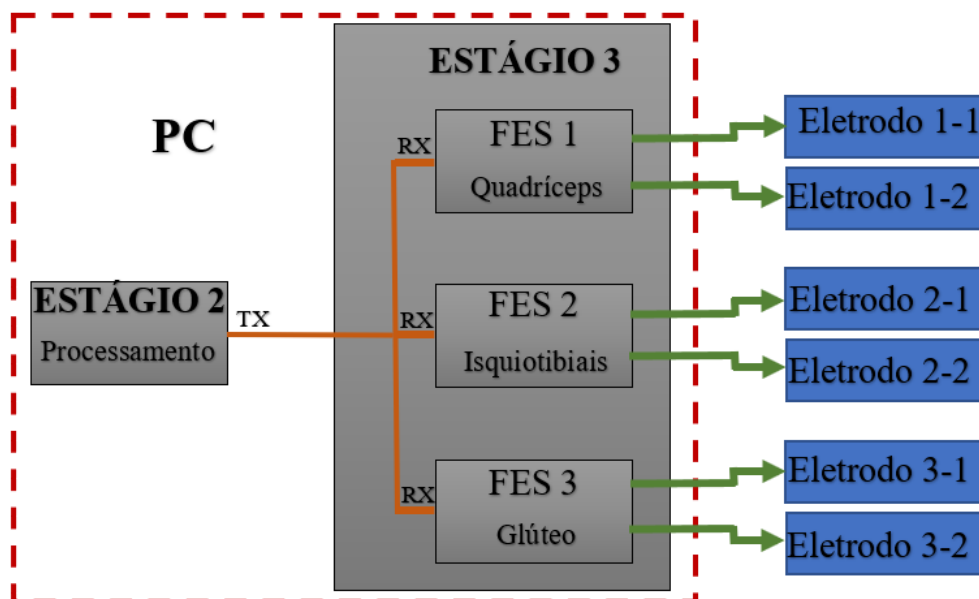
Características	ESP32
Arquitetura	32bits
Clock	160MHz
Wifi	Possui
Bluetooth	Possui
Interfaces	I2s, I2C, SPI, CAN, UART
RAM	512KB
Número de Core	2
Número de ADC	18
Número de DAC	2

Fonte – Elaboração do autor.

3.1.2 Estágio 2 & 3

Os estágios 2 e 3 desta proposta são apresentados simultaneamente conforme mostra-se na Figura 23, por que o estágio 2 possui apenas uma placa ESP32 que se encarrega de receber as informações do estágio 1, para depois definir a sequência de estimulação. Através do protocolo de comunicação RS232 será enviado os dados da sequência para cada placas responsáveis pela estimulação que se encontram no estágio 3. Cada placa deste estágio (estágio 3), denominada FES1, FES2 e FES3, possui uma placa ESP32 que receberá as informações da sequência de estimulação do estágio 2, cada placa FES será ativada dependendo da ordem da sequência, cada placa FES está associada a um grupo muscular.

Figura 23 – Proposta de metodologia: Estágio 2 & 3



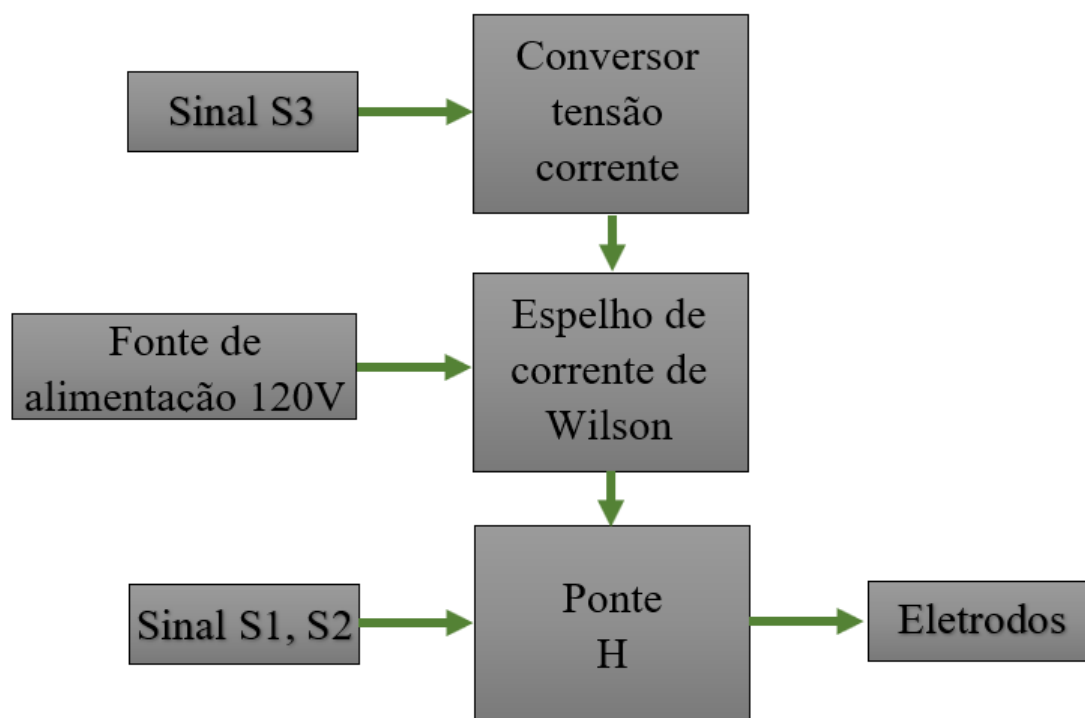
Fonte: Elaboração do autor.

Cada placa ESP32 encontrada nas placas FES, além de receber as informações da sequência de estimulação, também é responsável por controlar o estágio de potência das placas FES, ou seja, é responsável por definir os parâmetros elétricos apresentados na seção 2.2.2 e 2.3.4 do capítulo 2; esses parâmetros serão transmitidos ao usuário através dos eletrodos de superfície.

3.1.2.1 Estágio de potência

O estágio 3 possui três placas de potência para estimulação, cada placa de potência é encarregada de estimular um grupo de músculos, conforme mostra a Figura 23. O diagrama de blocos apresentado na Figura 24 mostra a estrutura da placa de potência; cada parte da estrutura da placa de potência é detalhada a seguir.

Figura 24 – Diagrama de blocos eletroestimulador



Fonte: Elaboração do autor.

Cada placa de potência (eletroestimulador FES) foi desenvolvido utilizando ponte H e espelho de corrente. O eletroestimulador tem 2 canais independentes com estimulação por corrente, forma de onda retangular bifásica, carga balanceada, modulação por largura de pulso (PWM) e capacidade de fornecer correntes com amplitude até 100mA.

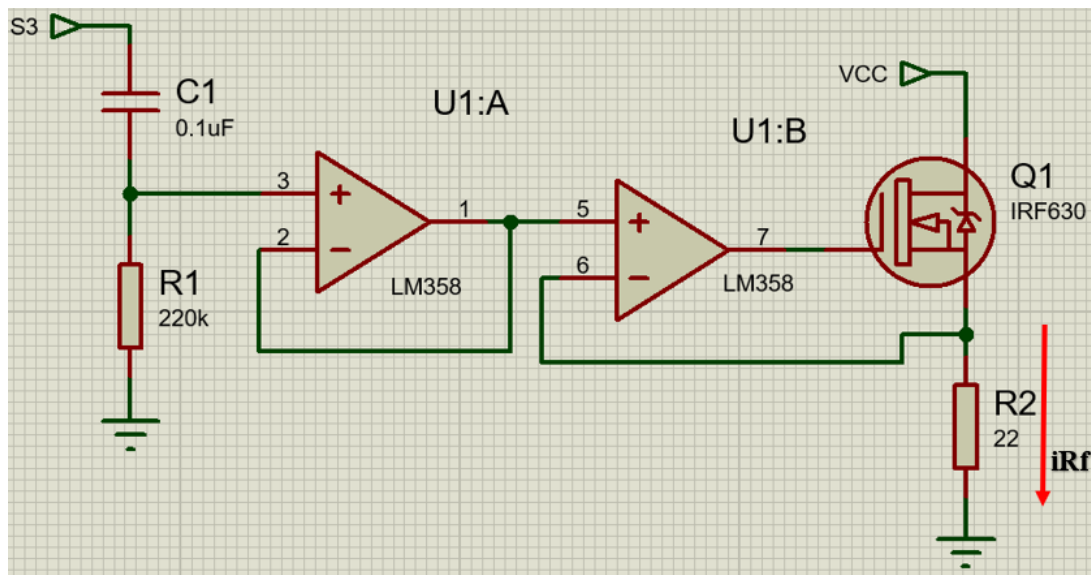
Os sinais descritos na seção 2.2.2 do capítulo 2 são gerados pelo ESP32 que se encontra em cada placa. Os sinais S1 e S2 são encarregadas do chaveamento da ponte H, ou seja, são responsáveis pela duração de cada pulso e também pelo sentido da corrente

do sinal de eletroestimulação. O sinal S3 é encarregada pelo acionamento da corrente que será aplicada.

3.1.2.1.1 Conversor tensão-corrente

A eletroestimulação neste trabalho foi definida por corrente, porque permite prever e controlar a quantidade de carga aplicada ao músculo, por isso o sinal gerado é convertido em sinal de corrente por meio de um conversor V-I (Voltage - Current). O conversor é composto por um amplificador operacional, um MOSFET (do inglês Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor) e resistores conforme mostrado na Figura 25.

Figura 25 – Circuito do conversor tensão-corrente.



Fonte: Elaboração do autor.

O conversor determina a corrente (iRf) no espelho. Esta corrente é imposta sobre a ponte H e, conseqüentemente, no eletrodo da eletroestimulação. A corrente é determinada pela equação:

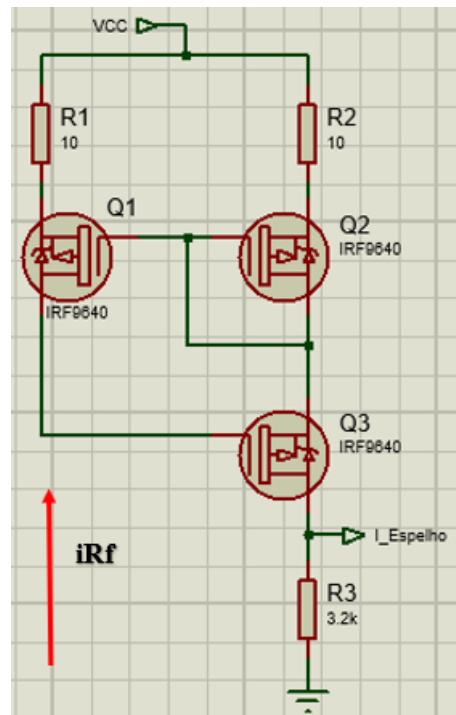
$$iRf = \frac{S3(V)}{R2(\Omega)} \quad (5)$$

3.1.2.1.2 Espelho de corrente de Wilson

O espelho de corrente de Wilson está composto por três Mosfets (Q1, Q2 e Q3) conforme mostra-se na Figura 26. A corrente que atravessa em Q1 será refletida em Q2 e Q3, exatamente onde está a carga. Desta maneira, mesmo que houver uma variação no valor da resistência entre o eletrodo e a pele, o valor da corrente não mudará porque não depende da resistência da carga.

Dependendo dos valores de tensão e corrente necessários para aplicar na carga, ocasionalmente há um descasamento entre Q1 e Q2 que modifica os valores de saída desejados. Para mitigar esse problema, foram colocados dois resistores R1 e R2 em cada braço do espelho. Ao escolher corretamente os valores dos resistores R1 e R2, os efeitos do desencontro entre Q1 e Q3 são minimizados.

Figura 26 – Circuito do espelho de corrente de Wilson.



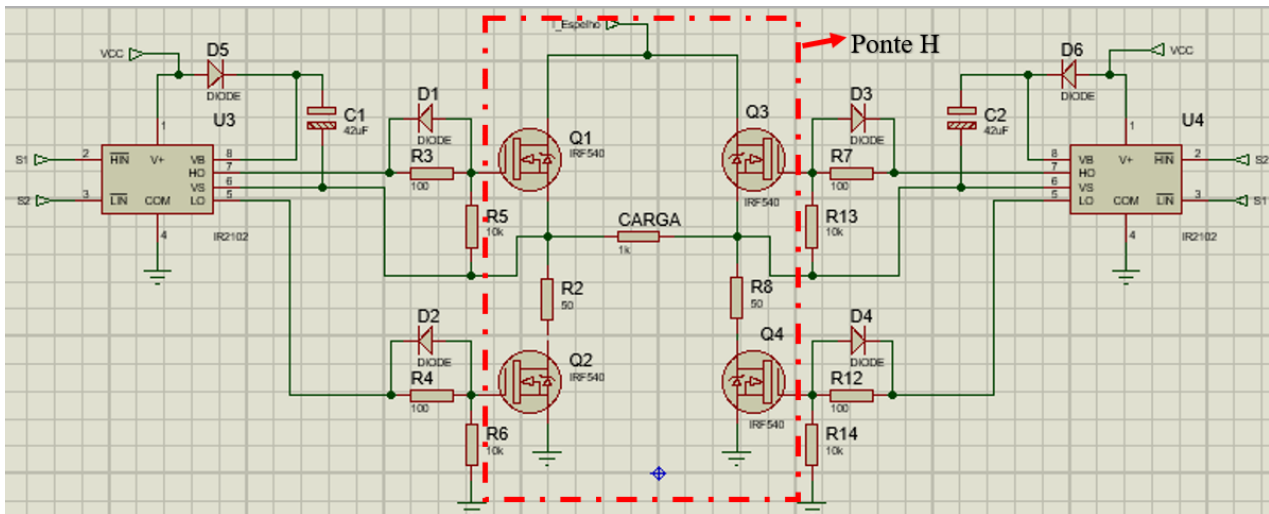
Fonte: Elaboração do autor.

3.1.2.1.3 Ponte H

Foi usado um ponte H para formar o sinal de eletroestimulação de duas fases a partir de uma fonte de alimentação contínua (CC) conforme mostra-se na Figura 27. A ponte H é composto por 4 MOSFETs tipo N (Q1, Q2, Q3 e Q4) que serão chaveados em pares (Q1, Q3 e Q2, Q4), este chaveamento é baseada nas sinais S1 e S2.

O chaveamento do ponte H é executado através do driver IR2110 que é um controlador de alta tensão e alta velocidade, com saídas independentes, com sinais de alta e baixa (S1 e S2); é comumente usado para controle MOSFET e IGBTs (do inglês Insulated-Gate Bipolar Transistor). Os resistores, capacitores e diodos fazem parte da configuração do driver e cumprem uma função específica.

Figura 27 – Estrutura do ponte H com driver IR2110



Fonte: Elaboração do autor.

3.2 ACELERADOR

O acelerador, descrito na Figura 17, é um dispositivo elétrico usado em motocicletas ou bicicletas elétricas comerciais. Considerando que este dispositivo funciona como um divisor de tensão, neste desenvolvimento será utilizado para que o usuário possa alterar os parâmetros da onda do estimulador, desta forma é definida a quantidade de corrente que o mesmo usuário recebe.

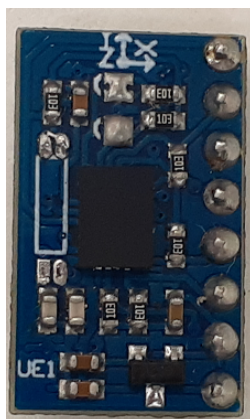
3.3 ARDUINO

Arduino IDE (Ambiente de Desenvolvimento Integrado) é uma plataforma eletrônica de código aberto que permite ao usuário escrever o código do programa e carregá-lo em uma placa. Ele pode ser usado para projetar e construir dispositivos que interagem com o mundo real. O Arduino IDE é um software escrito em Java e permite escrever o código em um ambiente amigável; além disso, Arduino IDE vem sendo usada por muitas outras placas de microcontroladores, como o ESP8266 e o ESP32 (ARDUINO, 2019).

3.4 IMPLEMENTAÇÃO DO SENSOR BNO055

O sensor BNO055, apresentado na Figura 28 pode gerar vários dados como: orientação relativa com ângulos de Euler, orientação absoluta com Quatérnio, velocidade angular e temperatura. A vantagem sensor BNO055 é que já possui algoritmos integrados que podem facilitar a obtenção das informações de orientação.

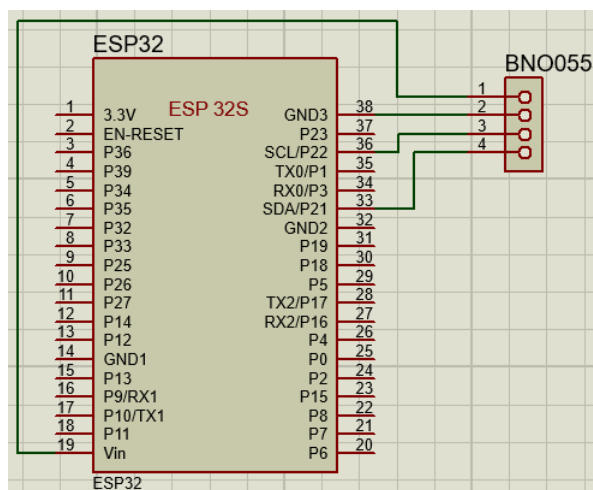
Figura 28 – BNO055 Sensor de orientação absoluta



Fonte: Elaboração do próprio autor.

A obtenção e processamento dos dados do sensor é feito com uma placa ESP32, as informações do sensor são encaminhadas para o ESP32 através do protocolo de comunicação I2C, este é um protocolo serial para interface de dois fios para conectar dispositivos de baixa velocidade (TOWNSEND, 2015). Neste montagem corresponde ao Estágio 1 mostrado nas Figuras 16 e 17. O diagrama de conexão mostra-se na Figura 29.

Figura 29 – Diagrama de conexão do sensor BNO055 com ESP32

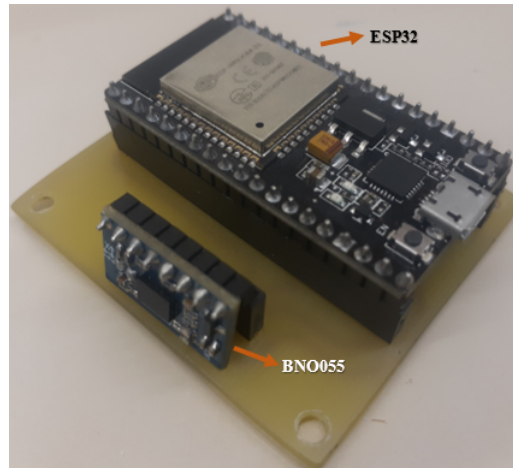


Fonte: Elaboração do próprio autor.

Para facilitar a montagem do sensor na bicicleta, foi desenvolvida uma placa que contém o sensor BNO055 e a placa ESP32 conforme mostra-se na Figura 30. O sensor BNO055 possui duas opções de orientação: absoluta e relativa; a orientação ou medição absoluta adquire as informações em relação ao norte magnético, para este tipo de orientação utiliza os sensores acelerômetro, magnetômetro e giroscópio. A orientação ou medição relativa utiliza apenas os sensores acelerômetro e giroscópio. Quando o sensor é ligado

também é iniciado um processo de calibração dos sensores acelerômetro, magnetômetro e giroscópio; se não forem calibrados adequadamente podem fornecer valores imprecisos (AHMED, 2019).

Figura 30 – Montagem da placa com sensor BNO055 e ESP32

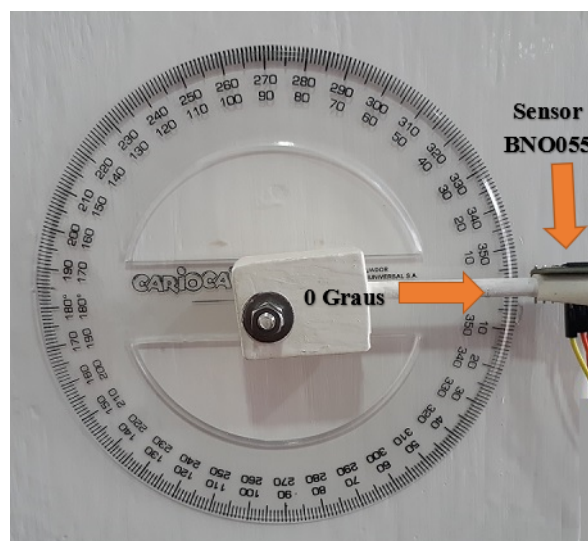


Fonte: Elaboração do próprio autor.

3.4.1 Procedimento de calibragem

O processo de calibração do sensor no tipo de orientação relativa é realizado quando o sensor está alinhado em uma posição de 0° . Para facilitar a calibração foi desenvolvida uma plataforma com transferidor conforme mostra-se na Figura 31, que permite colocar o sensor na posição inicial 0° e verificar a precisão da medição do sensor em relação ao transferidor. Também é importante calibrar o giroscópio deixando o sensor em uma posição estável.

Figura 31 – Plataforma de calibração BNO055



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Os dados do sensor dependerão do tipo de orientação, absoluta ou relativa. Na tabela 7 mostra-se a faixa de rotação dos em relação aos ângulos de rotação Roll, Pitch e Yaw.

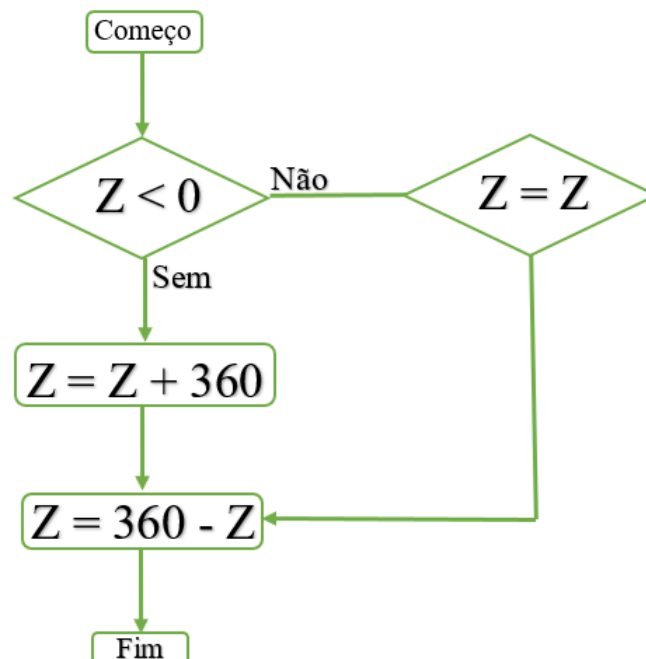
Tabela 7 – Faixa de ângulo de rotação do sensor BNO055.

Ângulos de rotação	Eixo	Faixa	Comentário
Roll	Z	-180° - +180°	Ao girar no sentido horário diminui os valores.
Pitch	Y	-90° - +90°	Aumenta os valores com inclinação ascendente.
Yaw	X	0° - +360°	Ao girar no sentido horário aumenta os valores.

Fonte – Elaboração do autor.

Para este trabalho foi considerado o eixo Z, para processar os dados com valores semelhantes ao eixo de coordenadas proposto na Figura 15, os valores foram normalizados conforme mostrado no fluxograma a seguir representado na Figura 32. O propósito de normalizar os dados obtidos pelo sensor é ter uma sequência de dados entre 0° e 360° independente da localização física do sensor, desta forma os dados obtidos podem ser associados a qualquer faixa de sequência proposta.

Figura 32 – Fluxograma da normalização de valores eixo Z do sensor BNO055



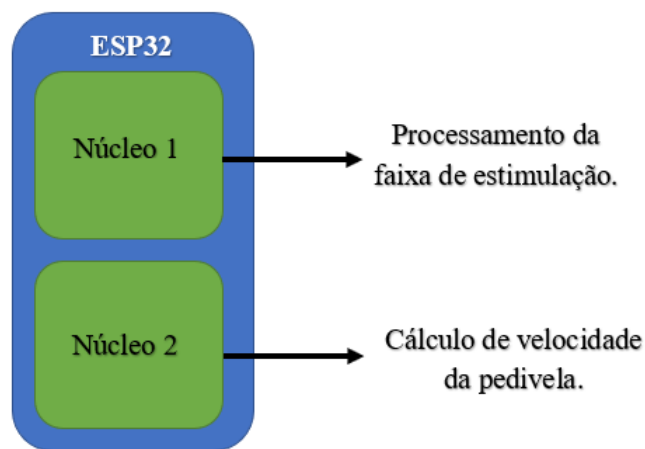
Fonte: Elaboração do próprio autor.

3.5 PROCESSAMENTO DE DADOS NO MÓDULO RECEPTOR

Considerando a tabela 22, para este trabalho é utilizado o protocolo de comunicação WiFi, que será responsável pela comunicação entre os estágios 1 e 2 conforme mostra-se

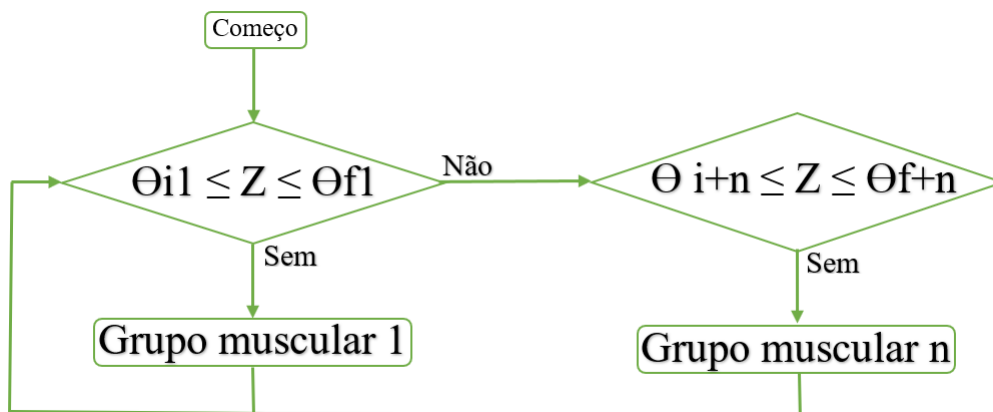
nas Figuras 16 e 17. WiFi é um conjunto de especificações técnicas para redes locais sem fio WLAN (do inglês Wireless Local Area Network) baseado no padrão IEEE 802.11. Quando a informação é recebida pelo receptor ESP32 (estágio 2), é processada em duas partes como mostra-se na Figura 33; essas partes foram divididas em cada um dos núcleos do ESP32, no primeiro núcleo os dados do sensor são processados afim de seccionar as faixas de estimulação, conforme mostra-se nas tabelas 3 e 4, este processamento de dados é feito com base no fluxograma mostrado na imagem 34. A outra parte (segundo núcleo) destina-se a medir a velocidade da pedivela.

Figura 33 – Processamento de dados nos núcleos ESP32.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Figura 34 – Fluxograma do processamento de dados no módulo receptor



Fonte: Elaboração do próprio autor.

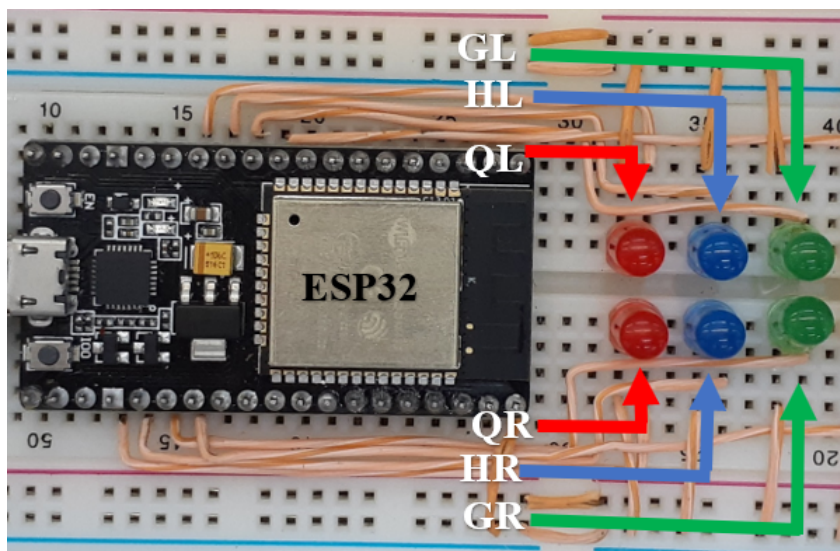
Onde:

- Z = eixo padrão do ângulo da pedivela;
- θ_{i1} = início da faixa de estimulação;

- $\theta f1$ = fim da faixa de estimulação.
- $\theta i + n$ = início da próxima faixa de estimulação;
- $\theta f + n$ = fim da próxima faixa de estimulação;

Para identificar visualmente a posição da pedivela, de acordo com as faixas de estimulação, foram colocados leds que representam cada grupo muscular, conforme mostra a Figura 35, esses leds serão ligados dependendo da posição da pedivela, por exemplo, se a posição da pedivela estiver dentro da faixa do grupo muscular glúteos, então os leds associados a esse grupo muscular serão ligados. Desse jeito os leds também mostram quando a estimulação está acontecendo em cada grupo muscular.

Figura 35 – Representação de faixas de estimulação muscular.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Os leds foram colocados na placa ESP32 do estágio 2, que é onde as sequências e faixas de estimulação são definidas com base nas informações recebidas pelo estágio 1. A nomenclatura utilizada no algoritmo e na figura é apresentada na Tabela 8 .

Tabela 8 – Nomenclatura dos padrões de estimulação

Músculo	Nomenclatura	Cor led
Quadríceps Direito	QR	Vermelho
Quadríceps Esquerdo	QL	Vermelho
Isquiotibiais Direitos	HR	Azul
Isquiotibiais Esquerda	HL	Azul
Glúteo Direito	GR	Verde
Glúteo Esquerdo	GL	Verde

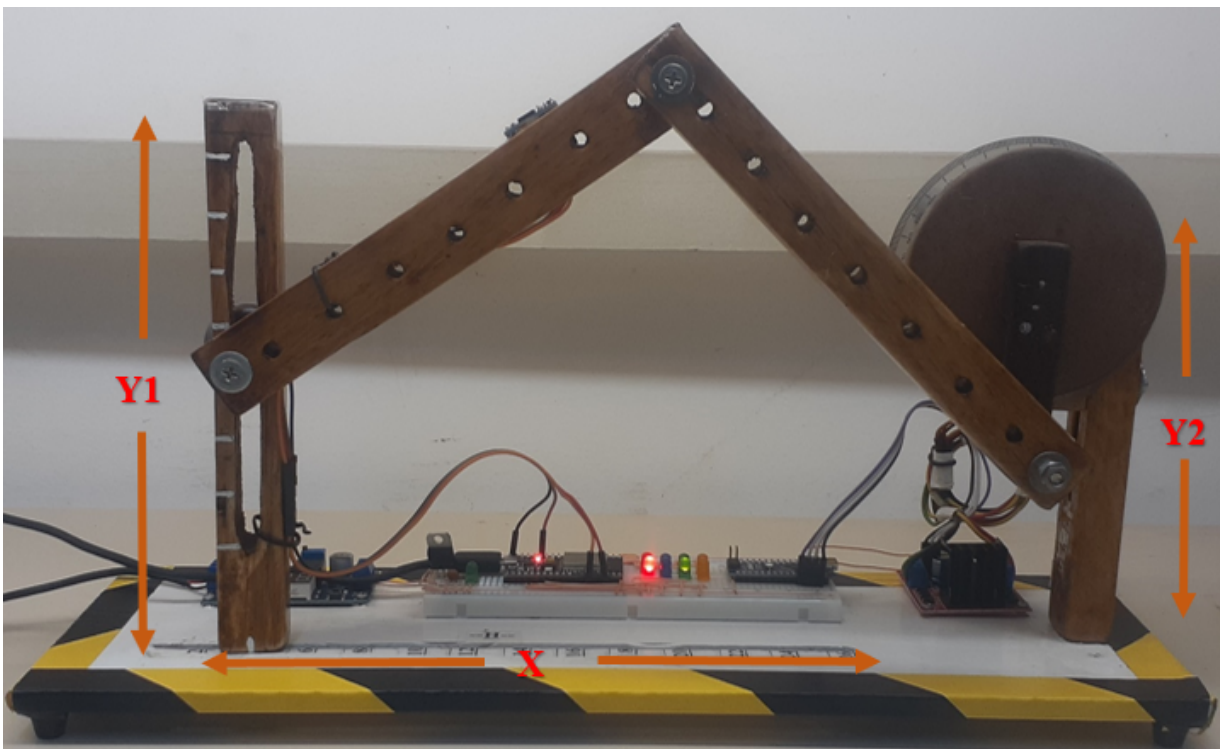
Fonte – Elaboração do autor.

3.6 PLATAFORMA EXPERIMENTAL

A plataforma experimental é um modelo desenvolvido com o objetivo de simular as condições mecânicas de uma bicicleta, condições associadas ao movimento das pernas e da pedivela, para desenvolver um primeiro algoritmo experimental das sequências e faixas de estimulação associados à posição da perna ou o pedivela. Com base nesses dois movimentos, perna ou pedivela, a plataforma possui duas configurações, na primeira configuração a montagem do sensor é realizada na perna, em algumas pesquisas como (BAPTISTA *et al.*, 2018), foi abordada esta metodologia, a segunda configuração é baseada em na proposta deste trabalho conforme mostra-se na Figura 16, a montagem do sensor é realizado na pedivela.

A plataforma experimental foi desenvolvida em madeira, possui uma base (X) e 2 eixos verticais ($Y1$, $Y2$) que podem ser modificados dependendo da configuração requerida como mostra-se na Figura 36.

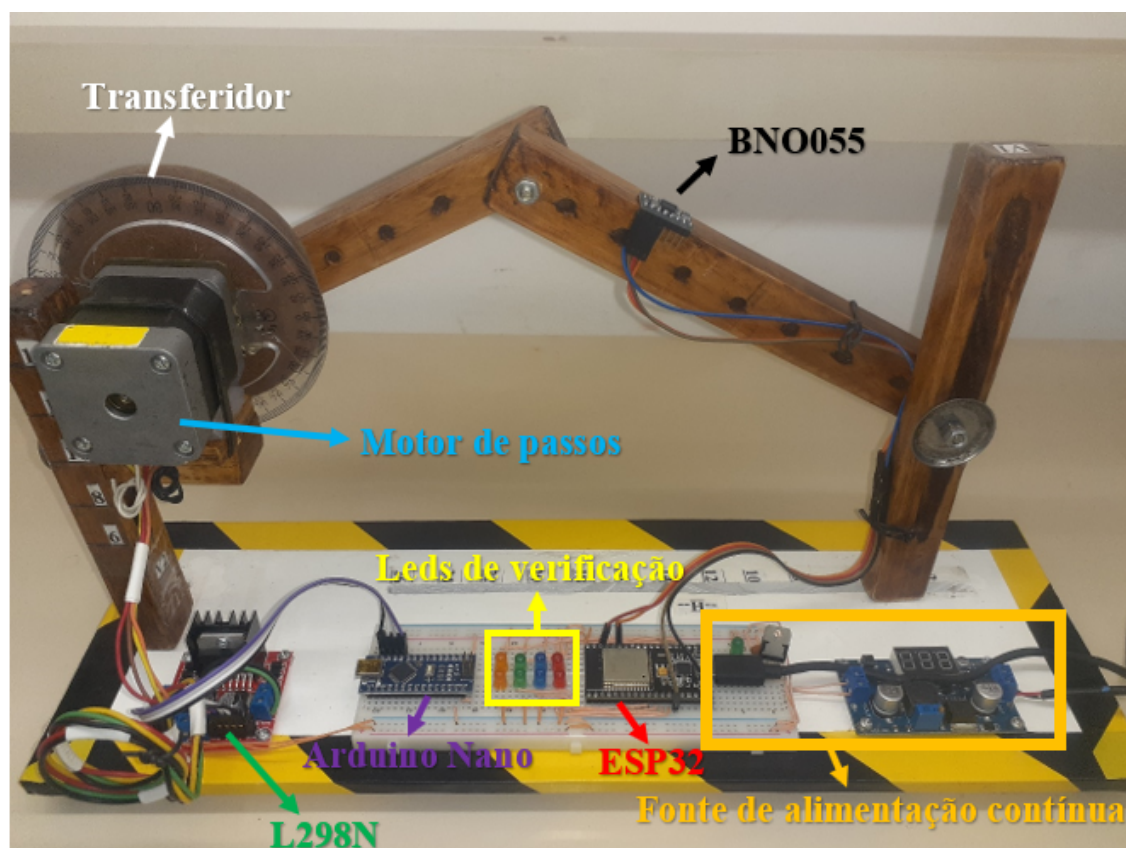
Figura 36 – Plataforma experimental.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

A plataforma possui uma placa Arduino Nano, um driver L298N e um motor de passos, para fins da metodologia proposta para este trabalho, também foi introduzida uma placa ESP32 que cumpre as funções do estágio 2 e foram adicionados leds de verificação de sequência de estimulação como mostra-se na Figura 37.

Figura 37 – Componentes da plataforma experimental.



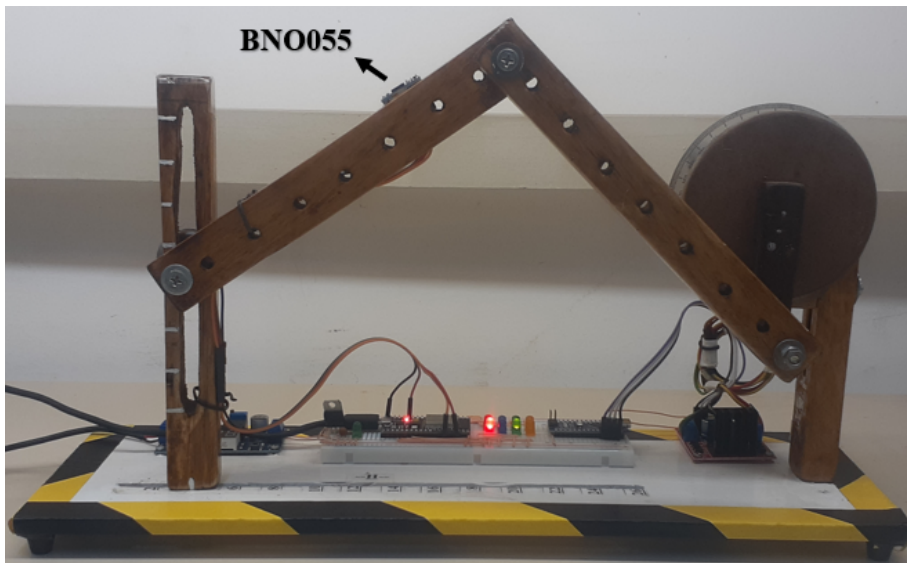
Fonte: Elaboração do próprio autor.

Foi desenvolvido um algoritmo básico de controle do motor de passos, que encontra-se na placa Arduino Nano. O algoritmo permite definir o sentido de giro e a velocidade do motor de passos; devido às condições eletromecânicas do motor (corrente superior a 2A), foi introduzido um driver L298N que facilita o controle do motor de passos nessas condições. O motor de passo é responsável por controlar o ciclo de trabalho em os dois configurações.

3.6.1 Configuração 1

A plataforma pode ser configurada de forma semelhante a um ergômetro reclinado conforme mostrado na Figura 38, esta configuração é abordada quando um ou mais sensores (IMU) são colocados nas pernas do indivíduo, a versatilidade desta plataforma permite modificar a posição da perna com o objetivo de se assemelhar à posição da perna de um indivíduo quando está em um ergômetro reclinado.

Figura 38 – Configuração 1 - Ergômetro reclinado.

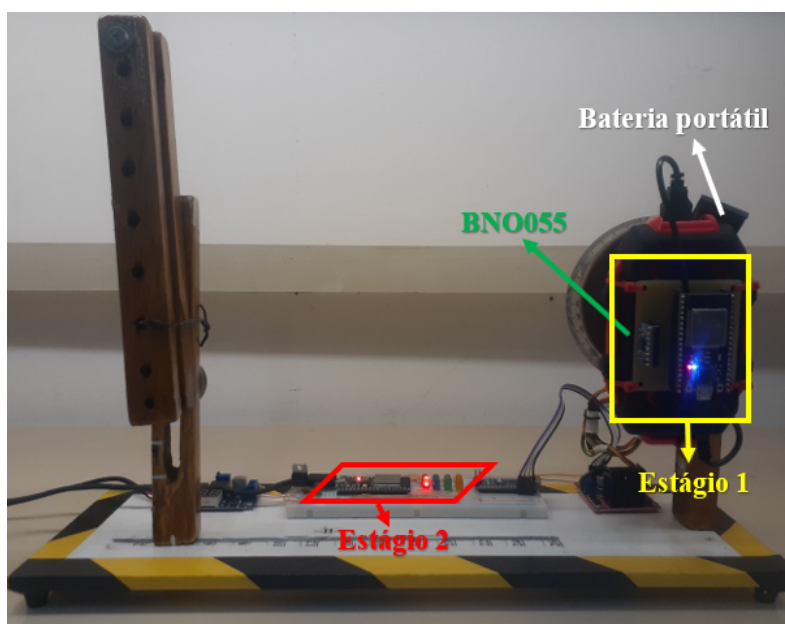


Fonte: Elaboração do próprio autor.

3.6.2 Configuração 2

A montagem do sensor (IMU) na pedivela, que faz parte da proposta deste trabalho, é outra das configurações desta plataforma experimental conforme mostrado na Figura 39, desta forma é possível definir o eixo de coleta de dados do sensor, verificar as faixas de sequenciamento e estimulação exibidas nos leds, protocolo de comunicação WiFi e defina uma possível montagem física do sensor na haste da bicicleta.

Figura 39 – Configuração 2 - Sensor (IMU) na pedivela.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Nesta configuração, os estágio 1 e 2 desta proposta também podem ser observadas para fins de simulação. Para alimentação de tensão do estágio 1 que fica na pedivela, foi introduzida uma bateria portátil de lítio de 4 Amperes, esta bateria é fixada na placa do estágio 1. Devido à forma física da bateria, permite fixar adequadamente na pedivela da plataforma experimental e na pedivela da bicicleta.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 FISILOGIA E PARÂMETROS DO FES-CYCLING

Considerando a diferença do ordem de recrutamento das fibras musculares entre a contração muscular por meios fisiológicos e por FES apresentado na Figura 7, pode-se deduzir que os grupos musculares fadiga mais rápido quando a eletroestimulação é aplicada (FES) porque, as primeiras fibras estimuladas são do tipo FF (rápidas e fatigáveis); porém, a frequência da onda do pulso também deve ser considerada, nos resultados de alguns pesquisas publicadas, é relatado as limitações da estimulação em determinadas frequências baseado na resposta neuromuscular, a tabela 9 mostra algumas dessas limitações da estimulação. Geralmente as frequências de trabalho estão entre $30Hz$ e $50Hz$.

Tabela 9 – Limitações da modulação de frequência no pulso

Fonte	Frequência (F)	Limitações
(PETROFSKY, 2004)	$F < 20Hz$	Não gera movimento
(COY; LOPEZ, 2001)	$F > 50Hz$	Fadiga muscular
(BRAUN, 1988)	$F > 70Hz$	Causam desconforto

Fonte – Elaboração do autor.

Os grupos musculares selecionados para estimulação neste trabalho foram os quadríceps, isquiotibiais e os glúteos. As faixas de estimulação mostradas nas figuras 13, 15 e 13 diferem devido às condições físicas da bicicleta ou do usuário, isso significa que as faixas de estimulação variam dependendo de alguns aspectos, por exemplo, massa muscular, altura do usuário ou tamanho da bicicleta, são os aspectos mais notáveis.

Independentemente das condições físicas do usuário ou da bicicleta, que podem alterar as faixas de estimulação, a sequência de estimulação não é afetada, pois é uma ordem de estimulação dos grupos musculares pré-estabelecidos pela estimulação por meios fisiológicos quando geram um ciclo positivo trabalhando em uma bicicleta.

Os parâmetros elétricos selecionados para este trabalho, apresentados na tabela 10, são baseados em relatos de pesquisas anteriores, porém, esses parâmetros podem sofrer alterações dependendo das condições físicas do usuário. Esses parâmetros, com base na seção 2.3.4 são: frequência de onda (FR), largura de pulso (LP), quantidade de corrente elétrica aplicada na estimulação (C), forma de onda (FO) e tipo de onda (F).

Tabela 10 – Parâmetros elétricos usados em FES-Cycling.

FR (Hz)	LP (μ S)	C (mA)	FO	F
50	500	22-109	Balanceda	Bifásica

Fonte – Elaboração do autor.

4.2 MONTAGEM DO SISTEMA DE MEDIÇÃO - ESTÁGIO 1

A proposta metodológica para este trabalho, baseada nas Figuras 16 e 17, permitiu ser facilmente implementada em um ergômetro reclinado apresentado na Figura 47. Devido à versatilidade da proposta, esta implementação gerou uma resposta adequada do sensor (IMU) e atuadores. O estágio 1 desta proposta está localizada na pedivela da bicicleta, conforme mostra-se na Figura 40, devido ao desenho da placa desenvolvida para este estágio e a forma física da bateria portátil utilizada para alimentação de tensão da placa, a montagem de todo o sistema medição (estágio 1) na pedivela da bicicleta, não apresentou dificuldades.

Figura 40 – Montagem do sistema medição (estágio 1).



Fonte: Elaboração do próprio autor.

O montagem não foi afetado pelas pernas do indivíduo quando a pedivela está em movimento. Devido às limitações físicas geradas pela movimentação da pedivela, foi necessário utilizar um protocolo de comunicação Wireless.

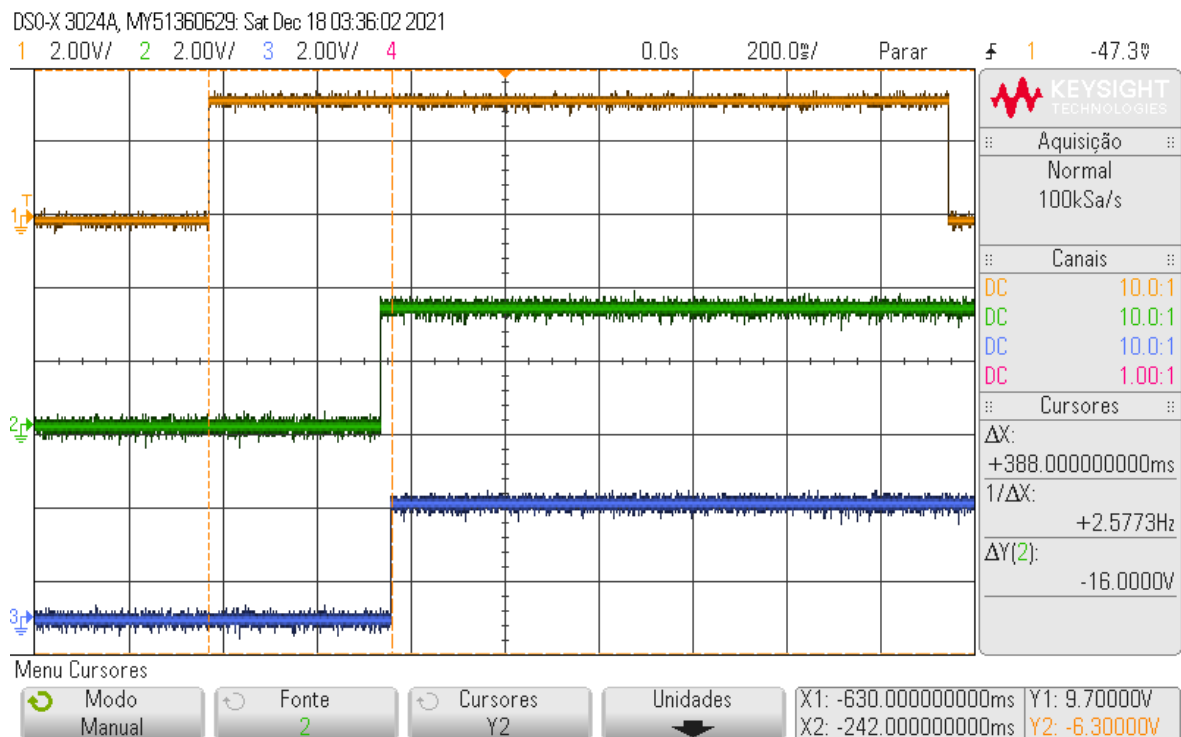
Considerando a tabela 6 com relação às características da placa ESP32, estão disponíveis dois protocolos de comunicação Wireless, Bluetooth e WiFi. Para uma melhor escolha do protocolo de comunicação, foram feitos testes de tempo de transmissão das informações dos dois protocolos, ou seja, o tempo que cada protocolo leva para enviar a informação ao seu destino, neste caso, do estágio 1 para o estágio 2. Os testes foram

feitos para determinar o tempo de envio das informações do estágio 1 para o estágio 2 e do estágio 1 para o estágio 3.

4.2.1 Testes do tempo de transmissão de dados com Bluetooth

O primeiro teste foi realizado com o protocolo Bluetooth, uma sequência de pulsos foi enviada da placa ESP32 que está no estágio 1 conforme mostrado na Figura 41, posteriormente essa sequência de pulsos é recebida pela placa ESP32 que está no estágio 2, finalmente a sequência de pulso é enviada para o estágio 3. A linha laranja é a sequência de pulso enviada do estágio 1, a linha verde é a sequência de pulso recebida pela placa ESP32 do estágio 2 e a linha azul é a sequência de pulso recebida pelo estágio 3. Para este teste, apenas um pulso da sequência de pulsos foi analisado.

Figura 41 – Tempo de transmissão de dados Bluetooth

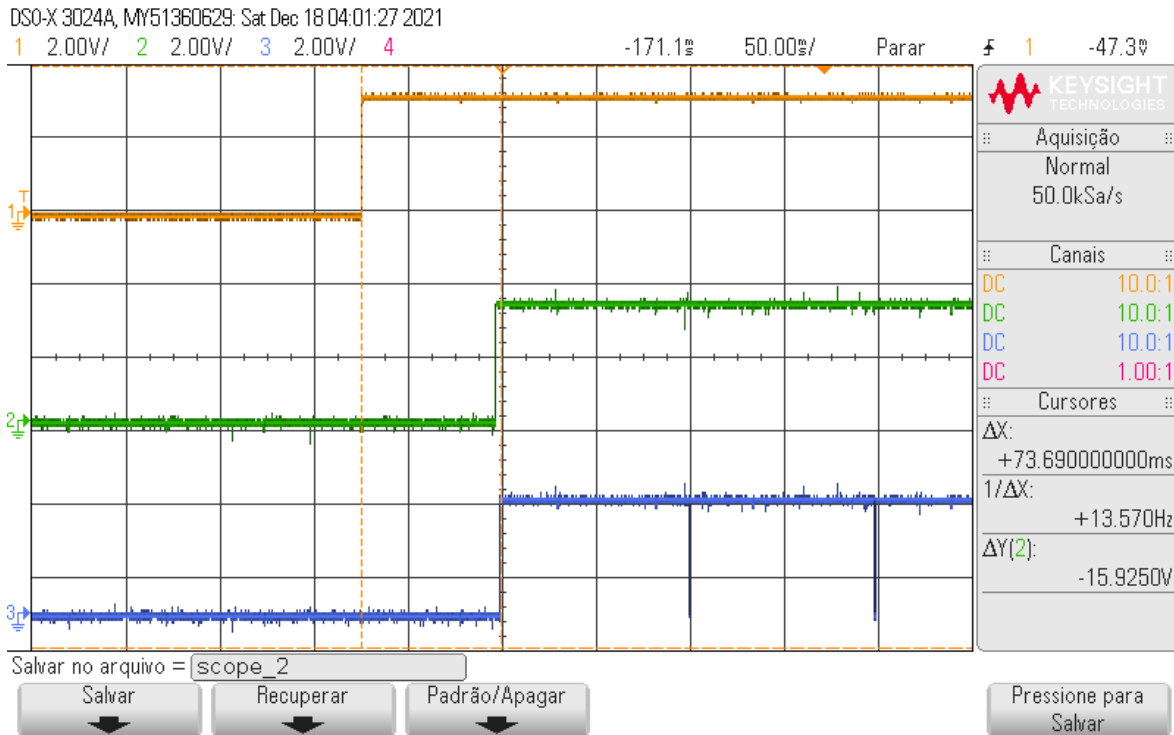


Fonte: Elaboração do próprio autor.

4.2.2 Testes do tempo de transmissão de dados com WiFi

O procedimento para o teste com o protocolo WiFi, mostrado na figura 42, é semelhante ao procedimento realizado com o protocolo Bluetooth. A linha laranja é a sequência de pulsos enviada do estágio 1, a linha verde é a sequência de pulsos recebida no estágio 2 e a linha azul é a sequência de pulsos recebida pelo estágio 3.

Figura 42 – Tempo de transmissão de dados WiFi



Fonte: Elaboração do próprio autor.

4.2.3 Resultados do teste do protocolo de comunicação

Os tempos de transmissão dos dados obtidos nas figuras 41 e 42 são mostrados na tabela 11. A coleta de dados foi realizada em 3 seções, a primeira seção refere-se ao estágio 1 (E1) e estágio 2 (E2), a segunda seção ao estágio 2 e estágio 3 (E3) e a última seção corresponde ao estágio 1 e estágio 3, que é a seção que define a escolha do protocolo de comunicação, o protocolo com o menor atraso.

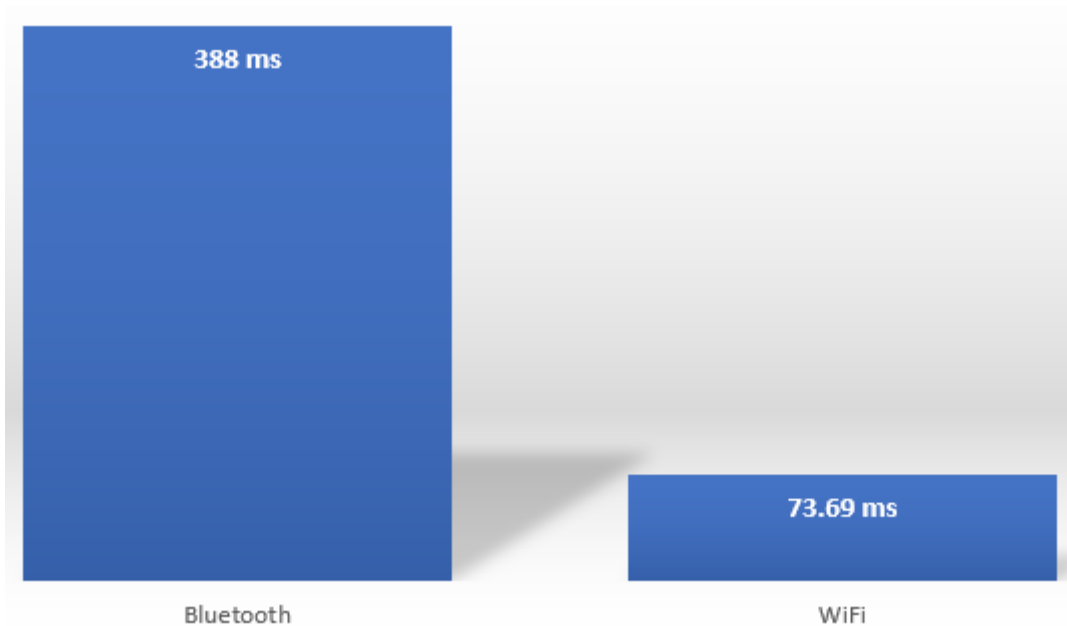
Tabela 11 – Resultados dos testes dos tempos de transmissão de dados.

Protocolo	Tempo E1→E2	Tempo E2→E3	Tempo E1→E3
Bluetooth	364 ms	24 ms	388 ms
WiFi	71.60 ms	2.09 ms	73.69 ms

Fonte – Elaboração do autor.

De acordo com as informações mostradas na tabela 11, os resultados finais são apresentados na Figura 43, o protocolo de comunicação WiFi é aquele com menor atraso no envio de dados do estágio 1 para o estágio 3 (73.69 ms), isso significa que quando a pedivela atinge altas velocidades, a perda de informação será baixa, portanto, as faixas de estimulação não serão significativamente afetadas.

Figura 43 – Tempo de transmissão de dados - E1→E3

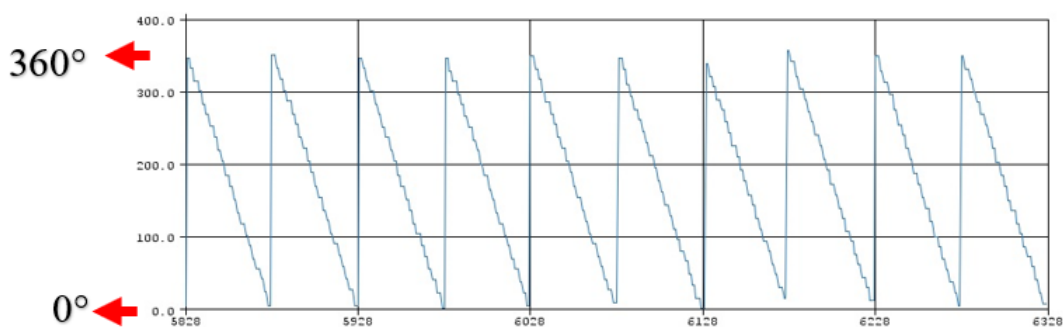


Fonte: Elaboração do próprio autor.

4.2.4 Processamento de dados do sensor BNO055

O processamento dos dados do sensor é realizado inicialmente na placa ESP32 do estágio 1, esse primeiro processamento é responsável por normalizar as informações obtidas pelo sensor, essa normalização é baseada no fluxograma apresentado na Figura 32. O resultado dessa normalização é mostrado na Figura 44, onde se observa que a sinal do sensor BNO055 oscila entre 0° e 360° .

Figura 44 – Sinal do sensor BNO055 normalizado.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

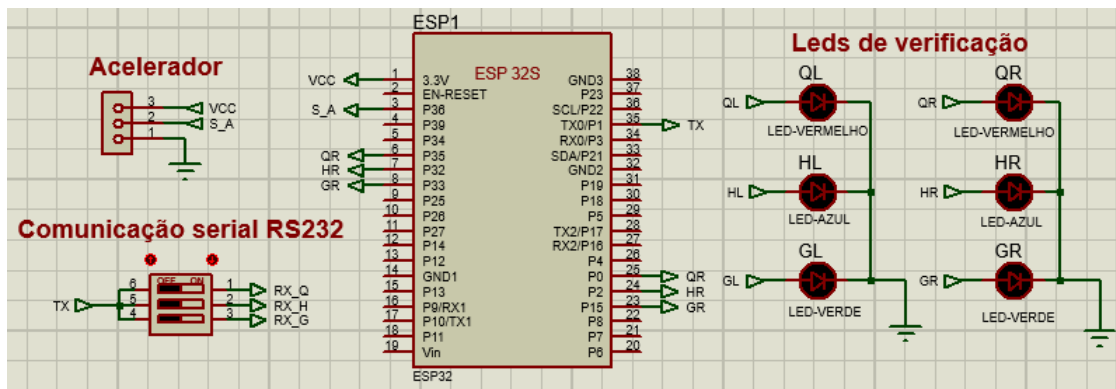
4.3 MONTAGEM DO ESTÁGIO 2

Quando a informação é recebida pela placa ESP32 do estágio 2, é realizado um segundo processamento de dados, desta vez com base na Figura 32, este processamento

determina a sequência e as faixas de estimulação dos grupos musculares. Os leds adicionados neste estágio servem para verificar o resultado do segundo processamento de dados.

Na Figura 45 apresenta o diagrama do estágio 2 onde mostra-se os elementos que compõem o estágio (a nomenclatura mostrada nesta figura está descrita na tabela 8); pode-se observar a placa ESP32, os leds de verificação e a seção onde a comunicação serial RS232 é estabelecida. O acelerador descrito na seção 3.2 também é conectado neste estágio.

Figura 45 – Diagrama do estágio 2.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

O acelerador funciona com um divisor de tensão. O conversor analógico digital ADC (do inglês Analog to Digital Converter) da placa ESP32 é de 12 bits, portanto sua faixa de leitura é de 0 a 4096, devido às condições mecânicas do acelerador, só é possível obter uma faixa de leitura entre 400 e 3000. Esta informação pode ser usado para modificar qualquer dos parâmetros da onda descritos na seção 2.2.2.

O Arduino, descrito na seção 3.3, foi utilizado para o desenvolvimento de todo o algoritmo em cada uma dos estágio. Devido ao fato de nenhum dos parâmetros da onda está dentro dentro da faixa de leitura do acelerador, foi necessário utilizar a função "Map" do Arduino que permite fazer equivalências entre diferentes faixas de leitura, desta forma é possível adaptar os valores de leitura do acelerador com os valores dos parâmetros da onda.

4.4 MONTAGEM DO ESTÁGIO 3

O estágio 3 refere-se às placas responsáveis pelo controle da eletroestimulação (placas FES 1, FES 2 e FES 3) que estão relacionadas aos grupos musculares. Cada uma dessas placas possui uma placa ESP32. Em primeira instância, esta placa é responsável por receber as informações relacionadas à sequência e faixas de estimulação, provenientes

do estágio 2, ou seja, cada placa iniciará seu trabalho dependendo da sequência e o tempo de trabalho, é limitado pela faixa da estimulação da sequência.

Adicionalmente, as placas ESP32 do estágio 3, recebem os dados relacionados ao acelerador, pois essas informações irão modificar os parâmetros da onda que são definidos neste estágio. Cada uma das placas (FES 1, FES 2 e FES 3) gera ondas com parâmetros diferentes, pois cada músculo a ser estimulado é diferente; portanto, as informações enviadas do estágio 2 são seccionadas para cada uma das placas do estágio 3 (placas FES) que se relacionam com cada grupo muscular como mostra-se na Figura 23. As placas para eletroestimulação (FES) foram desenvolvidas por (GOBBO, 2021) no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica LIEB da UNESP.

4.4.1 Eletroestimulação

Em relação à seção de eletroestimulação do estágio 3, o conversor tensão-corrente, descrito na figura 25, possui um seguidor de tensão, devido à alta impedância do amplificador operacional do conversor V-I que poderia alterar o valor da corrente do espelho de corrente de Wilson.

No espelho de corrente de Wilson mostrado na Figura 26, as impedâncias de cada Mosfet devem ser consideradas para montagem no circuito, pois alteram a corrente de saída do espelho em relação à corrente de entrada. Considerando que cada Mosfet pode ter um valor de impedância diferente, vários testes foram realizados para determinar uma possível configuração quanto à montagem dos Mosfets no espelho de corrente, que não altera significativamente o resultado esperado na saída do espelho de corrente.

Mantendo os valores dos resistores R1 e R2, um Mosfet com valor de impedância maior que 300Ω foi colocado na posição Q1, enquanto Mosfets com valores de impedância semelhantes maiores que 200Ω foram colocados nas posições Q2 e Q3. Os Mosfets foram previamente classificados dependendo de sua impedância. Além disso, um dissipador de calor foi colocado no Mosfet Q3 porque a alta temperatura que atinge com carrega pode queimar o componente.

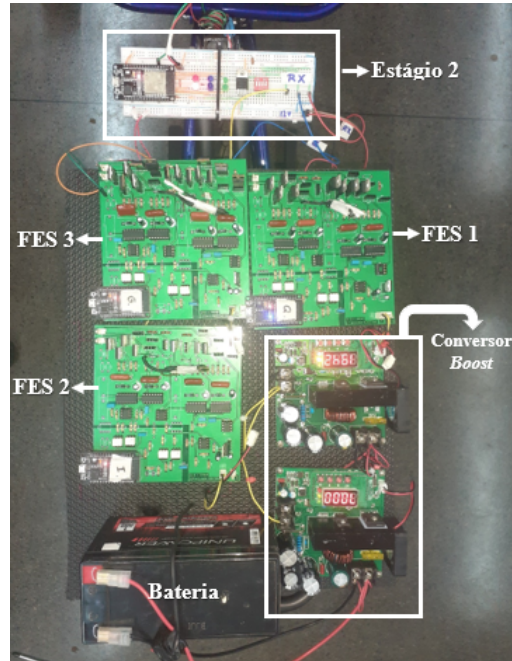
No Ponte H, mostrada na figura 27, o funcionamento dos drivers IR2110 deve ser verificado antes da montagem do circuito, especificamente os sinais de saída do dispositivo, pois devem ser semelhantes para garantir que os parâmetros de onda, descritos na seção 2.2.2, sejam atendidos.

4.5 MONTAGEM FINAL DOS ESTÁGIO NA BICICLETA

A Figura 46 mostra a montagem dos estágios 2 e 3, adicionalmente foi colocado uma bateria de 12V (DC), que é responsável pela alimentação de tensão dos dois estágios, também foi introduzido um conversor Boost CC-CC B900W, que é responsável por elevar

a tensão da bateria para 120 V (DC), essa tensão é utilizada pelo espelho de corrente de Wilson para atingir os valores necessários para a eletroestimulação.

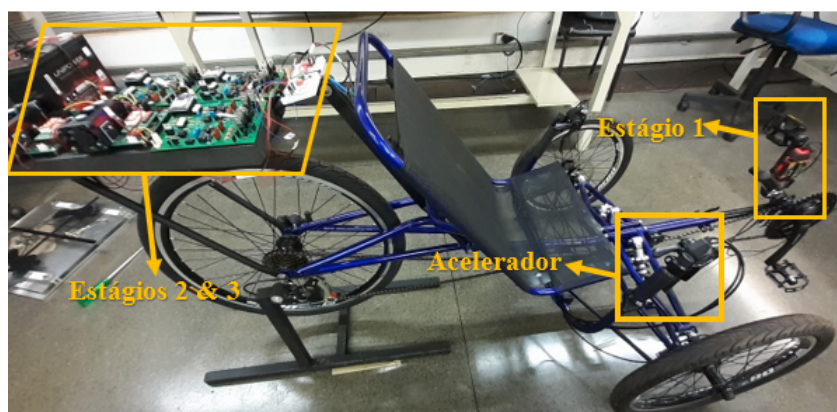
Figura 46 – Montagem final dos Estágios 2 & 3.



Fonte: Elaboração do próprio autor.

Na Figura 47 mostra-se a montagem final de todos os estágios na bicicleta, além da montagem do acelerador que será manipulado pelo indivíduo. A bicicleta pode ser modificada de acordo com o tamanho das pernas do indivíduo, adicionalmente o indivíduo pode modificar a configuração do cassete; o sistema de freio da bicicleta é a disco e seu acionamento é mecânico, possui freios independentes para os pneus dianteiras.

Figura 47 – Montagem final .



Fonte: Elaboração do próprio autor.

5 CONCLUSÃO

A revisão bibliográfica permitiu identificar os parâmetros essenciais para a FES-Cycling, que estão relacionados à sequência de estimulação, amplitude de estimulação, grupos musculares estimulados e parâmetros elétricos para eletroestimulação. Além disso, permitiu identificar as vantagens e desvantagens de outras metodologias que, serviu para melhorar a metodologia proposta para este trabalho.

A utilização do IMU (sensor BNO055) na pedivela da bicicleta simplificou o desenvolvimento do algoritmo de medição, devido às características do sensor descritas neste trabalho; isso permitiu facilitar a montagem do sensor sem alterar sua medida absoluta. O sensor BNO055 possui versatilidade em termos de localização física e coleta de dados.

O seccionamento deste trabalho em estágios, além de permitir uma melhor compreensão para o leitor, facilitou a identificação de erros que ocasionalmente afetaram todas os estágios. O estágio 3 apresentou o maior número de problemas relacionados aos parâmetros de onda associados à corrente devido à carga na saída do circuito.

REFERÊNCIAS

- AHMED, A. **Developing a prototype using IMUs to do 24 hours measurement of knee joint mobility in children with Cerebral Palsy**. 2019. Tese (Master's Thesis in Biomedical Engineering) — Lund University, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 56.
- AHUJA, C. S. *et al.* Traumatic spinal cord injury. **Nature Reviews Disease Primers**, London, v. 27, n. 3, p. 17018, 2017. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/nrdp201718>. Citado na página 21.
- ANGELI, T. *et al.* Tricycle for paraplegics using functional electrostimulation. **Med. Biol. Eng.**, New York, v. 37, p. 326–327. Citado na página 38.
- ARDUINO. **Getting started with Arduino products**. 2019. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>. Citado na página 54.
- ARNIN, J. *et al.* Development of practical functional electrical stimulation cycling systems based on an electromyography study of the cybathlon 2016. **Eur J Transl Myol**, Padova, v. 27, December 2017. Citado na página 22.
- 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. Citado na página 21.
- BAPTISTA, R. *et al.* New approach of cycling phases detection to improve fes-pedaling in sci individuals. In: . [S.l.: s.n.], 2018. p. 5181–5186. Citado na página 60.
- Beltramini L. M. **Elementos de histologia e anatomo-fisiologia humana**. São Carlos: Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos, 1999. Citado na página 26.
- BERKELMANS, R. Fes cycling. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Belgrade, v. 18, n. 1, p. 73–76, 2008. Citado na página 35.
- BERKELMANS, R. Fes cycling. **Journal of Automatic Control**, Belgrade, v. 18, January 2008. Citado na página 36.
- BOUFFARD, J. L. **An Alternative Sensor Fusion Method For Object Orientation Using Low-Cost Mems Inertial Sensors**. 2016. Tese (Degree of Master of Science Specializing in Electrical Engineering) — University of Vermont, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 45.
- BRAUN, P. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. **Physical Therapy**, New York, v. 68, p. 51–56, 01 1988. Citado na página 65.
- BäUMKER, M.; HEIMES, F. New calibration and computing method for direct georeferencing of image and scanner data using the position and angular data of an hybrid inertial navigation system. **European Organization for Experimental Photogrammetric Research-OEEPE Workshop on Integrated Sensor Orientation.**, Pennsylvania, p. 1–17., 2002. Citado na página 47.

- CHEN, J. *et al.* Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation. **IEEE Trans. Rehab. Eng.**, New York, v. 5, p. 58–169, 1997. Citado na página 38.
- COY, J. A.; LOPEZ, J. Electroestimulación funcional en el lesionado medular (revisión científica). **Fisioterapia**, Toledo, v. 23, p. 12–22, 12 2001. Citado na página 65.
- CURVELLO, A. **ESP32**. 2018. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/blog/esp32-um-grande-aliado-para-o-maker-iot/>. Citado na página 49.
- DAVIES, BLAKELEY, KIDD. **Fisiologia humana**. Porto Alegre: Artmed, 2002. Citado na página 25.
- de Sousa, A. C. C. *et al.* A comparative study on control strategies for fcs cycling using a detailed musculoskeletal model. **IFAC-PapersOnLine**, Kidlington, v. 49, p. 204–209, 2016. Citado na página 39.
- EICHHORN, K. *et al.* Maintenance, training and functional use of denervated muscles. **J. Biomed. Eng.**, Guildford, v. 6, p. 205–211, July 1984. Citado na página 38.
- ESPRESSIF. **ESP32**. 2021. Disponível em: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>. Citado na página 49.
- FARIA, U. da C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares**. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) — Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Ilha Solteira, 2006. Citado 8 vezes nas páginas 25, 27, 28, 29, 30, 31, 32 e 33.
- FONSECA, L. *et al.* Estudo sobre o uso de estimulação elétrica funcional de membros inferiores em ciclismo. **Brazilian Congress on Biomedical Engineering**, Florianópolis, October 2014. Citado na página 36.
- FONSECA, O. da *et al.* Cadence tracking and disturbance rejection in functional electrical stimulation cycling for paraplegic subjects: A case study. **Artif Organs**, Cleveland, v. 41, 11 2017. Citado na página 22.
- GALO, M. A representação de matrizes de rotação e o uso de quatérnios em ciências geodésicas. (**Série em Ciências Geodésicas**, Sao Paulo, v. 1, p. 214–231, 2001. Citado na página 48.
- GFÖHLER, M. Technical rebuilding of movement function using functional electrical stimulation. **Biomimetics–Materials, Structures and Processes**, Springer, Berlin, p. 219–247, 2011. Citado na página 36.
- GFOHLER, M. *et al.* Exercise tricycle for paraplegics,. **Med. Biol. Eng. Comp**, New York, v. 36, p. 118–121, 1998. Citado na página 38.
- GLASER, R. *et al.* A development system to enhance fcs leg cycle ergometer technology. **RESN A**, p. 279–281, June 1996. Citado na página 38.
- GOBBO, D. P. **Implementação de um circuito conversor de Tensão Corrente (V-I) para utilização em FES (Estimulação Elétrica Funcional)**. 2021. Tese (Trabalho de graduação do curso de engenharia elétrica.) — UNESP, 2021. Citado na página 71.

- GUIMARÃES, J. J. *et al.* Fes bike race preparation to cybathlon 2016 by ema team: a short case report. **PMID**, Pavia, December 2017. Citado na página 36.
- HAAPALA, S. A.; FAGHRI, P. D.; ADAMS, D. J. Leg joint power output during progressive resistance fes-ice cycling in sci subjects: developing an index of fatigue. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v. 5, 2008. Citado na página 39.
- HULL, M. L. Analysis of emg measurements during bicycle pedalling. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 19, p. 683–694, 02 1986. Citado na página 35.
- HUNT, K. *et al.* Comparison of stimulation patterns for fes-cycling using measures of oxygen cost and stimulation cost. **Medical engineering and physics**, Glasgow, v. 28, p. 710–8, September 2006. Citado na página 36.
- HUNT, K. J. **Control Systems for Function Restoration, Exercise, Fitness and Healthy in Spinal Cord Injury**. 2005. Tese (Doctor of Science in Engineering) — Faculdade de Engenharia, The University of Glasgow, 2005. Disponível em: <https://www.gla.ac.uk/myglasgow/research/enlighten/theses/digitisation/>. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- Jacob, Francone, Lossow . **Anatomia e fisiologia humana**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1982. Citado na página 25.
- JANG, C. *et al.* Design of fes-cycling system and its stimulation patterns. **J. Med. Bio. Eng**, New York, v. 13, p. 305–316, December 1993. Citado na página 38.
- KJ, H. *et al.* On the efficiency of fes cycling: a framework and systematic review. **Technology and Health Care**, London, v. 20, p. 395–422, 2012. Citado 5 vezes nas páginas 22, 38, 39, 40 e 42.
- LOPES, A. D. *et al.* Electromyography during pedaling on upright and recumbent ergometer. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, Aloha, v. 9, p. 76, February 2014. Citado na página 22.
- Mark Hughes. **Capturing IMU Data with a BNO055 Absolute Orientation Sensor**. USA, 2017. Disponível em: <https://www.allaboutcircuits.com/projects/bosch-absolute-orientation-sensor-bno055/>. Citado na página 46.
- National Aeronautics and Space Administration- NASA. **Aircraft Rotations: Body axes**. Washington: Glenn Research Center. USA, 2013. Disponível em: <https://www.grc.nasa.gov/WWW/k-12/airplane/rotations.html>. Citado 2 vezes nas páginas 47 e 48.
- NETO, G. N. N. **Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular**. 2013. Tese (Tese (doutorado) Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação) — Universidade Estadual de Campinas, 2013. Disponível em: <http://www.repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/260582>. Citado na página 30.
- ORGANIZATION, W. H. **International Perspectives on Spinal Cord Injury**. 2013. Disponível em: http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/131504/WHO_NMH_VIP_13.03_spa.pdf?sequence=1. Citado na página 21.

PENG, C.-W. *et al.* Review: Clinical benefits of functional electrical stimulation cycling exercise for subjects with central neurological impairments. **Journal of Medical and Biological Engineering**, Beijing, v. 31, p. 1–11, March 2010. Citado 4 vezes nas páginas 22, 40, 41 e 42.

PERKINS, T. *et al.* Leg powered paraplegic cycling system using surface functional electrical stimulation. **Proc. 7th Int. Workshop on FES**, Vienna, 2001. Citado na página 38.

PETROFSKY, J. *et al.* Bicycle ergometer for paralyzed muscle. **J. Clin. Eng**, New York, v. 9, p. 292–296, October 1983. Citado na página 38.

PETROFSKY, J. *et al.* Bicycle ergometer for paralyzed muscle. **J. Clin. Eng**, Philadelphia, v. 9, p. 13–19, 1984. Citado na página 38.

PETROFSKY, J. S. Electrical stimulation: Neurophysiological basis and application. **Basic and Applied Myology**, v. 14, p. 205–213, 2004. Citado na página 65.

PETROFSKY, J. S. S. *et al.* Three-wheel cycle ergometer for use by men and women with paralysis. **Med. Biol. Eng**, New York, v. 30, p. 364–369, May 1992. Citado na página 38.

PL, J.; MS., N. Modes, benefits, and risks of voluntary and electrically induced exercise in persons with spinal cord injury. **J Spinal Cord Med**, London, v. 24, p. 10–18, 2001. Citado na página 21.

PONS, D. *et al.* Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics. **Medical and Biological Engineering and Computing**, New York, v. 27, p. 1–7, 1989. Citado na página 38.

RABEH, S. A. N.; CALIRI, M. H. L. Capacidade funcional em indivíduos com lesão de medula espinal. **Scientific Electronic Library Online**, Acta Paulista de Enfermagem, São Paulo, v. 23, n. 3, 2010. Citado na página 21.

ROBINSON, L. S.-M. A. J. In: ARTMED (Ed.). **Eletrofisiologia Clínica: Eletroterapia e teste eletrofisiológico**. Porto Alegre: [s.n.], 2001. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.

ROMANOV, M. *et al.* Implementation and evaluation of a low-cost head-tracker for binaural synthesis. **ResearchGate**, Germany, 2017. Citado na página 46.

RP JONES EV, W. T. E. R. W. Functional electrical stimulation cycle ergometer exercise for spinal cord injured patients. **J Long Term Eff Med Implants**, London, v. 12, p. 161–74, 2002. Citado na página 22.

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. Disponível em: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02139184>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 25.

SOUSA, A. C. C. de. **Methods for electrical stimulation control of lower limbs in individuals with spinal cord injury**. 2019. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) — Faculdade de Engenharia, Universidade de Brasília, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 34.

- SOUSA, C. de *et al.* A comparative study on control strategies for fcs cycling using a detailed musculoskeletal model. **ScienceDirect**, Kidlington, v. 32, p. 204–209, 2016. Citado 4 vezes nas páginas 22, 40, 41 e 42.
- SOUZA. **Anatomia humana**. São Paulo: Manole, 2001. Citado na página 25.
- TOWNSEND, K. **Adafruit BNO055 Absolute Orientation Sensor**. 2015. Disponível em: <https://learn.adafruit.com/adafruit-bno055-absolute-orientation-sensor/overview>. Citado na página 55.
- Watanabe, T.; Karasawa, Y.; Handa, Y. A test of controlling different muscles in fcs cycling with cycling wheelchair "profhand". In: **2014 IEEE 19th International Functional Electrical Stimulation Society Annual Conference (IFESS)**. Malaysia: [s.n.], 2014. p. 1–4. Citado 3 vezes nas páginas 36, 37 e 43.
- WHITE, R. M.; JONES, A. An advantageous, alternative parameterization of rotations for analytical photogrammetry. **Symposium on Computational Photogrammetry of the American Society of Photogrammetry**, Maryland, p. 7–9, 1970. Citado na página 49.
- WIKI, X. **9DOF- Nine Degrees of Freedom**. 2017. Disponível em: https://wiki.xinabox.cc/9DOF_-_Nine_Degrees_of_Freedom. Citado na página 45.
- WILMORE. **Fisiologia do esporte e do exercício 2. ed.** São Paulo: Manole, 2001. Citado na página 25.