



TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SEQUENCIAL  
DISTRIBUÍDA ESPACIALMENTE EM MEMBRO INFERIOR  
DE PESSOAS COM LESÃO MEDULAR**

Lucas De Macêdo Pinheiro

Brasília, maio de 2021



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
Faculdade de Tecnologia  
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SEQUENCIAL  
DISTRIBUÍDA ESPACIALMENTE EM MEMBRO INFERIOR  
DE PESSOAS COM LESÃO MEDULAR**

**Lucas De Macêdo Pinheiro**

*Relatório submetido como requisito parcial de obtenção  
de grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

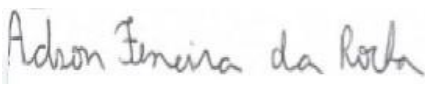
Prof. Dr. Roberto De Souza Baptista,  
FGA/UnB  
*Orientador*

  
\_\_\_\_\_

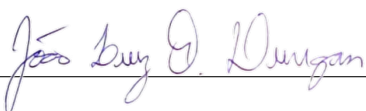
Prof. Dr. Antônio Padilha Lanari Bó,  
ENE/UnB  
*Coorientador*

  
\_\_\_\_\_

Prof. Dr. Adson Ferreira Da Rocha,  
ENE/UnB  
*Examinador interno*

  
\_\_\_\_\_

Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan,  
FCE/UnB  
*Examinador externo*

  
\_\_\_\_\_

**Brasília, maio de 2021**

## FICHA CATALOGRÁFICA

LUCAS DE MACÊDO PINHEIRO

Estimulação Elétrica Sequencial Distribuída Espacialmente em Membro Inferior de Pessoas com Lesão Medular,

[Distrito Federal] 2021.

xiv, 69 p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2021). Trabalho de Graduação - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1. Estimulação Elétrica Funcional

2. Lesão Medular

3. Reabilitação

4. Estimulação Distribuída

I. Mecatrônica/FT/UnB

II. Título (Série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

DE MACÊDO PINHEIRO, L. (2021). Estimulação Elétrica Sequencial Distribuída Espacialmente em Membro Inferior de Pessoas com Lesão Medular. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº010, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 69 p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Lucas De Macêdo Pinheiro

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Estimulação Elétrica Sequencial Distribuída Espacialmente em Membro Inferior de Pessoas com Lesão Medular.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2021

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Lucas De Macêdo Pinheiro

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

*Aos que amam a Vida.*

## AGRADECIMENTOS

indireta ou diretamente

ínfima ou excepcionalmente

evidente ou imperceptivelmente

impensada ou intencionalmente

quem penteou usando pente

quem esfriou o leite quente

quem esteve no incidente

quem peregrinou adjacente

quem sorriu mesmo ausente

quem não pôde estar presente

quem trouxe pipoca de repente

quem guardou com triunfo a patente

quem corrigiu minha tangente

quem confundiu a estrela cadente

quem deu aquele abraço veemente

quem foi pro avesso do continente

agradeço aqui a toda essa gente

e ao precedente onisciente

certamente isso é recorrente

zeladora, docente, indigente

gerente, servente, sorridente

até para quem não vi de frente

cada um, singular e pertinente

pois na opinião de minha mente

acrescentou com algo excelente

esse meu verso não mente

não quer ser incoerente

nem autossuficiente

gratidão a todos e amor ascendente

pra essa humanidade interdependente

cordialmente doutro componente

por aqui fica mais um ser vivente

*Lucas De Macêdo Pinheiro*

## RESUMO

Ao sofrer uma lesão medular, as pessoas passam a encarar uma realidade nova e desafiadora frente a diversas complicações. Parte do sistema nervoso é afetado e isso pode levar a consequências severas, como a perda de função motora. No entanto, mesmo na ausência de movimento voluntário, tratamentos podem ser utilizados em reabilitação em prol do empoderamento e autonomia dos pacientes. A estimulação elétrica funcional é uma técnica capaz de induzir contrações em membros paralisados. Porém, evitar a fadiga muscular e melhorar a eficiência de contrações ainda é um desafio em sua aplicação. Neste trabalho, foram desenvolvidos os recursos necessários para estudar a estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS), um método alternativo que, de acordo com revisão bibliográfica, apresentou indícios de maior resistência à fadiga em comparação à estimulação convencional, de eletrodo único (SES). Por meio de elementos eletrônicos e desenvolvimento de software, o equipamento de estimulação foi adaptado e uma aplicação foi criada com interface gráfica para possibilitar o uso de SDSS por meio de um aparelho comercial, viabilizando a implementação desse método em outras aplicações, como o ciclismo por estimulação. A consolidação das atividades de desenvolvimento ocorreu pela comparação de SES e SDSS no quadríceps de dois participantes com lesão medular em dois protocolos experimentais. No primeiro experimento, a atividade muscular e força foram registradas durante 8 sessões para verificar o procedimento descrito nos estudos revisados. O segundo experimento consistiu em duas sessões de ciclismo por estimulação. O desempenho de SES e SDSS foi avaliado com base na velocidade, distância e duração da assistência inicial. No geral, os dados de força no primeiro experimento indicaram maior eficiência e a eletromiografia evocada sugeriu uma queda mais lenta na atividade muscular com SDSS. No experimento com ciclismo, o participante manteve uma velocidade superior, alcançou distâncias mais longas e necessitou de assistência por menos tempo utilizando SDSS para a mesma configuração de intensidade. Embora preliminares, tais estudos podem levar a melhorias em tecnologias para reabilitação. Por fim, são descritas as interfaces de interação criadas para os sistemas de reabilitação, incluindo o ciclismo por estimulação.

**Palavras-chave:** Estimulação Elétrica Funcional. Lesão medular. Reabilitação. Estimulação Distribuída.

## ABSTRACT

When suffering a spinal cord injury, people confront a new and challenging reality in the face of several complications. Part of the nervous system is affected and this can lead to severe consequences, such as loss of motor function. Nevertheless, even in the absence of voluntary movement, treatments can be used in rehabilitation for the empowerment and autonomy of patients. Functional electrical stimulation is a technique capable of inducing contractions in paralyzed limbs. However, avoiding muscle fatigue and improving the efficiency of contractions is still a challenge in its application. In this work, the necessary resources were developed to study spatially distributed sequential stimulation (SDSS), an alternative method that, according to bibliographic review, showed signs of greater fatigue resistance compared to conventional, single electrode stimulation (SES). Through electronic elements and software development, stimulation equipment was adapted and an application was created with a graphical interface to allow the use of SDSS through a commercial device, enabling the implementation of this method in other applications such as cycling with stimulation. The consolidation of the development activities occurred through comparison of both SES and SDSS in the quadriceps of two participants with spinal cord injury in two experimental protocols. In the first experiment, muscle activity and force were recorded during 8 sessions in order to verify the procedure described in the reviewed studies. The second experiment consisted of two sessions of cycling with stimulation. The performance of SES and SDSS was evaluated on the basis of speed, distance and duration of initial assistance. Overall, the force data in the first experiment indicated greater efficiency and the evoked electromyography suggested a slower decay in muscle activity with SDSS. In the experiment with cycling, the participant maintained a higher speed, reached longer distances and needed assistance for less time using SDSS for the same intensity setting. Though preliminary, these studies can lead to improvements in technologies for rehabilitation. Lastly, the interaction interfaces created for the rehabilitation systems are described, including cycling with stimulation.

**Keywords:** Functional Electrical Stimulation. Spinal Cord Injury. Rehabilitation. Distributed Stimulation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	–	Membro do Projeto EMA pedalando com estimulação elétrica na competição Cybathlon 2020. ....	18
Figura 2.2	–	Fotografia da EMA Trike e seus principais componentes.....	19
Figura 2.3	–	Esquemático de comparação entre SDSS e SES. ....	21
Figura 2.4	–	Diagrama de etapas da revisão bibliográfica.....	23
Figura 3.1	–	Participante durante o experimento isométrico com estimulação SDSS.	31
Figura 3.2	–	Configuração para a estimulação SES (a) e SDSS (b). ....	32
Figura 3.3	–	Adaptador 4 por 1, antes (a) e depois (b) da montagem.....	32
Figura 3.4	–	Perfil da amplitude de corrente e respectivo intervalo angular utilizado no experimento com ciclismo.....	35
Figura 3.5	–	Exemplo da corrente e dos pulsos elétricos com SES e SDSS durante extensão do quadríceps esquerdo no experimento com ciclismo. ....	36
Figura 3.6	–	Sessões do experimento isométrico e suas sequências de SDSS e SES.	38
Figura 3.7	–	Perfil de estimulação utilizado no estágio de estimulação de cada sequência do experimento isométrico.....	38
Figura 3.8	–	Dados da primeira coleta do experimento isométrico com a perna esquerda do participante P1 para SES (a) e SDSS (b). ....	39
Figura 3.9	–	Estágios para uma única sessão do experimento com ciclismo e suas respectivas durações. ....	40
Figura 3.10	–	Perfil automático da largura de pulso para introdução (a) e corrida (b) do experimento com ciclismo.....	41
Figura 4.1	–	Dados de força da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS. ....	42
Figura 4.2	–	Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.....	43
Figura 4.3	–	Dados de força da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.....	43
Figura 4.4	–	Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.....	44
Figura 4.5	–	Dados de força da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS. ....	44



Figura 4.6	–	Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.....	45
Figura 4.7	–	Dados de força da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.....	45
Figura 4.8	–	Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.....	46
Figura 4.9	–	Dados de largura de pulso, velocidade e distância percorrida durante o estágio de introdução do experimento com ciclismo para SES e SDSS.	49
Figura 4.10	–	Dados de largura de pulso, velocidade e distância percorrida durante o estágio de corrida do experimento com ciclismo para SES e SDSS..	50
Figura A.1.1	–	Diagrama de componentes do software para ciclismo por estimulação.	59
Figura A.2.1	–	Interface gráfica desenvolvida para atividades com o sensor de força.	62
Figura A.2.2	–	Versão mais atual da interface gráfica para aplicações em ciclismo....	63
Figura A.3.1	–	Componentes da interface de interação do piloto com o sistema embarcado.....	65
Figura A.3.2	–	Menus e fluxo de navegação da interface de interação do piloto com o sistema embarcado.....	66

## LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1 – Descrição da estratégia PICO utilizada na revisão bibliográfica. ....	22
Quadro 2.2 – Estratégias de busca da revisão bibliográfica.....	23
Quadro 2.3 – Comparação dos estudos incluídos na revisão bibliográfica quanto aos participantes, músculos estimulados e experimento.....	26
Quadro 2.4 – Comparação dos estudos incluídos na revisão bibliográfica quanto aos parâmetros de estimulação.....	27
Quadro 2.5 – Comparação dos estudos incluídos na revisão bibliográfica quanto aos tipos de estimulação e resultados.....	28
Quadro 3.1 – Características demográficas e antropométricas dos participantes do experimento isométrico. ....	37
Quadro A.3.1 – Descrição das ações de interação do piloto com o sistema embarcado por meio dos botões de comando.....	67
Quadro A.3.2 – Características dos ROS Services implementados para a interface de interação do piloto com o sistema embarcado.....	68

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	–	Quantidade de registros identificados na revisão bibliográfica por base de dados e estratégia de busca. ....	25
Tabela 4.1	–	Dados da integral força-tempo (FTI) do experimento isométrico para SES e SDSS de ambos os participantes. ....	47
Tabela 4.2	–	Dados da integral eEMG-tempo (eTI) do experimento isométrico para SES e SDSS de ambos os participantes. ....	48
Tabela 4.3	–	Comparação resumida entre SES e SDSS no experimento com ciclismo.	50

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>eEMG</b>	Eletromiografia Evocada
<b>EMG</b>	Eletromiografia
<b>eTI</b>	Integral eEMG-Tempo • <i>eEMG-Time Integral</i>
<b>FES</b>	Estimulação Elétrica Funcional • <i>Functional Electrical Stimulation</i>
<b>FTI</b>	Integral Força-Tempo • <i>Force-Time Integral</i>
<b>IMU</b>	Unidade de Medição Inercial • <i>Inertial Measurement Unit</i>
<b>LM</b>	Lesão Medular
<b>PICO</b>	<i>Participant Intervention Comparison Outcome</i>
<b>PRISMA</b>	<i>Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses</i>
<b>ROS</b>	<i>Robot Operating System</i>
<b>SBC</b>	Computador de Placa Única • <i>Single Board Computer</i>
<b>SDSS</b>	Estimulação Sequencial Distribuída Espacialmente • <i>Spatially Distributed Sequential Stimulation</i>
<b>SES</b>	Estimulação de Eletrodo Único • <i>Single Electrode Stimulation</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
1.1	Contextualização .....	14
1.2	Definição do problema .....	14
1.3	Objetivos do trabalho .....	15
1.3.1	Objetivo principal .....	15
1.3.2	Objetivos secundários.....	15
1.4	Organização do trabalho .....	15
1.5	Publicações.....	16
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTOS.....</b>	<b>17</b>
2.1	Estimulação elétrica funcional .....	17
2.2	Projeto EMA e Cybathlon.....	17
2.3	EMA Trike e o ciclismo por estimulação .....	19
2.4	Estimulação sequencial distribuída espacialmente.....	20
2.5	Revisão Bibliográfica .....	21
2.5.1	Pergunta de pesquisa .....	21
2.5.2	Estratégias de busca .....	22
2.5.3	Critérios de inclusão e exclusão .....	22
2.5.4	Resultados .....	23
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>30</b>
3.1	Desenvolvimento.....	30
3.1.1	Experimento isométrico .....	30
3.1.1.1	Aquisição de dados .....	30
3.1.1.2	Estimulação .....	31
3.1.2	Experimento com ciclismo.....	33
3.1.2.1	Aquisição de dados .....	33
3.1.2.2	Estimulação .....	34
3.2	Coleta de dados.....	37
3.2.1	Experimento isométrico .....	37
3.2.1.1	Participantes .....	37
3.2.1.2	Protocolo .....	37
3.2.1.3	Análise de dados .....	38

3.2.2	Experimento com ciclismo.....	39
3.2.2.1	Participantes.....	40
3.2.2.2	Protocolo.....	40
3.2.2.3	Análise de dados.....	41
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>42</b>
4.1	Experimento isométrico.....	42
4.2	Experimento com ciclismo.....	48
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>51</b>
5.1	Considerações finais.....	51
5.2	Trabalhos futuros.....	52
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>53</b>
	<b>APÊNDICE A - APRIMORAMENTOS GERAIS.....</b>	<b>57</b>
A.1	Robot Operating System.....	57
A.1.1	Introdução.....	57
A.1.2	Conceitos fundamentais.....	57
A.1.3	Exemplo no ciclismo por estimulação.....	58
A.2	Interface gráfica.....	61
A.3	Interface de interação do piloto.....	65

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contextualização

Todos os anos, entre 250 mil e 500 mil pessoas no mundo sofrem uma lesão medular, de acordo com dados de 2013 da Organização Mundial da Saúde [1]. Se refere a um dano na medula espinhal que danifica parte do sistema nervoso e pode comprometer a comunicação entre o cérebro e outras partes do corpo. Embora possa ser causada por degeneração ou enfermidades, como câncer, geralmente é consequência de um trauma, como em quedas, acidentes automobilísticos e ferimentos por projétil de arma de fogo [1].

A depender da gravidade da lesão e do local afetado, pode ocorrer a perda de diferentes sensibilidades, de controle esfinteriano, alteração de reflexos, de controle de temperatura corporal, de tônus muscular, disfunção sexual, além de paresia e paralisia de membros [2]. Também há um alto risco de surgirem condições secundárias decorrentes, como úlceras de pressão, osteoporose, doenças cardiovasculares e atrofia muscular. Diante disso, reabilitação, prática de exercício físico, cuidados intensivos, consultas e exames periódicos são fundamentais para aumentar a qualidade de vida ao prevenir ou impedir o avanço de tais adversidades.

A estimulação elétrica neuromuscular é uma tecnologia utilizada em reabilitação com o potencial de gerar movimento em membros paralisados. Consiste na aplicação de pequenos pulsos elétricos, a fim de induzir contrações na musculatura [3]. Tais pulsos são gerados artificialmente por um aparelho chamado estimulador e são transmitidos aos músculos previamente designados através de eletrodos. Portanto, mesmo que a transmissão de sinais entre o cérebro e o músculo esteja prejudicada, é possível gerar contração em um membro afetado, desde que sua estrutura neuromuscular esteja preservada [4].

A utilização da estimulação para execução de alguma tarefa funcional do corpo, como andar ou pedalar, é classificada como estimulação elétrica funcional e tem a capacidade de beneficiar pessoas com lesão medular de diversas maneiras [3].

## 1.2 Definição do problema

Um desafio encontrado atualmente no emprego da estimulação elétrica funcional é a fadiga muscular acentuada, que, diferentemente da fadiga em contrações voluntárias, é pronunciada pela natureza do recrutamento muscular com estimulação, algo que dificulta

o desempenho em sessões mais longas de reabilitação. Diante disso, há uma busca por estratégias e formas alternativas de aprimorar e minimizar efeitos indesejados, como é o caso da estimulação sequencial distribuída espacialmente. Neste trabalho, buscamos investigar a seguinte questão: a estimulação elétrica distribuída espacialmente apresenta indícios de ser um método promissor para aprimorar a contração muscular de membros inferiores em pessoas com lesão medular?

### **1.3 Objetivos do trabalho**

#### **1.3.1 Objetivo principal**

Estudar a estimulação sequencial distribuída espacialmente em membros inferiores de pessoas com lesão medular em comparação com o método convencional de eletrodo único. A atividade muscular e a força exercida serão utilizadas como medidas de desempenho e uma avaliação da velocidade e distância percorrida será conduzida por intermédio do ciclismo por estimulação elétrica.

#### **1.3.2 Objetivos secundários**

- Pesquisar estudos referentes ao tema e compilar aspectos similares entre eles mediante uma revisão bibliográfica.
- A partir dos resultados da revisão, estruturar e executar dois protocolos experimentais para comparação dos respectivos métodos.
- Desenvolver os recursos necessários e adaptar os equipamentos para prática e análise dos experimentos.
- Aprimorar e agregar facilidades para supervisão e interação com sistemas de reabilitação.
- Avaliar os dados experimentais e assimilar os resultados encontrados.

### **1.4 Organização do trabalho**

Inicialmente, no capítulo 2 apresentamos alguns conceitos e elementos fundamentais para compreensão das demais seções. Descrevemos as estratégias de estimulação elétrica com mais detalhes, apresentamos o cenário e o grupo de pesquisa que abrange este trabalho e conduzimos uma revisão bibliográfica em cinco bases de



dados digitais. Relatamos o procedimento de busca e exibimos um compilado dos aspectos similares entre 7 registros referentes ao tema deste trabalho.

A respeito das atividades de desenvolvimento, o capítulo 3 contém os detalhes de como e por quê foram feitas as adaptações no sistema para incorporação da estimulação sequencial distribuída espacialmente. Além disso, também descrevemos os dois experimentos realizados, a fim de consolidar o desenvolvimento e comparar este método com a estimulação de eletrodo único em duas pessoas com lesão medular.

A análise e os resultados provenientes de cada um dos dois experimentos são exibidos no capítulo 4. Efetuamos uma comparação de atividade muscular e força exercida pelos membros inferiores dos participantes ao longo do tempo. Para o segundo experimento, analisamos a velocidade e a distância percorrida durante o protocolo criado para ciclismo por estimulação.

No capítulo 5 revemos as investigações exploradas, bem como os objetivos propostos neste trabalho. Comentamos também sobre a continuação e o potencial de estudos futuros.

Além dessas atividades, também desenvolvemos recursos complementares com objetivo de facilitar o monitoramento e operação dos sistemas de reabilitação. No Apêndice A aprofundamos sobre o desenvolvimento e descrevemos a criação de interfaces de interação para os sistemas que utilizamos em reabilitação com estimulação elétrica funcional.

## 1.5 Publicações

As seguintes publicações com participação do autor têm relação com este trabalho:

- RICARTE, G.; PINHEIRO, L. D. M.; BO, A. P. L. Intuitive and Modular Software Architecture for Functional Electrical Stimulation Rehabilitation. In: *2020 Latin American Robotics Symposium, 2020 Brazilian Symposium on Robotics and 2020 Workshop on Robotics in Education*. Natal, Brazil: IEEE, 2020. p. 1–6.
- PINHEIRO, L. D. M.; DE SOUSA, A. C. C.; BO, A. P. L. Comparing Spatially Distributed and Single Electrode Stimulation on Individuals with Spinal Cord Injury. In: *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. Montreal, QC, Canada: IEEE, 2020. p. 3293–3296.

## 2 FUNDAMENTOS

### 2.1 Estimulação elétrica funcional

Dentre as soluções que englobam fisioterapia e tecnologia, a estimulação elétrica pode ser utilizada em prol da saúde e do bem-estar com diversos propósitos. Dentre eles, para tratamento de dores, relaxamento, tonificação muscular e realização de tarefas. Entretanto, costuma ser tratada como estimulação elétrica funcional quando utilizada com a finalidade de efetuar um determinado movimento ou função do corpo.

A estimulação elétrica funcional (FES, do inglês *Functional Electrical Stimulation*) consiste na transmissão de pulsos elétricos aos músculos com o objetivo de gerar contrações e prover benefícios funcionais. Por meio dessa tecnologia, é possível provocar movimentos de forma artificial mesmo que a comunicação entre o cérebro e os músculos esteja comprometida [3], o que geralmente acontece em casos de lesão medular.

A aplicação dos pulsos elétricos comumente ocorre por um aparelho chamado estimulador, mediante eletrodos implantados ou superficiais. Nesse aparelho os pulsos podem ser gerados da maneira apropriada segundo um conjunto de parâmetros configuráveis, como amplitude de corrente, frequência e largura de pulso [4]. Ao serem conduzidos pelos eletrodos, esses estímulos chegam ao músculo designado e têm a capacidade de excitar os neurônios responsáveis pelo recrutamento de fibras musculares e, como efeito, induzir contrações [3].

Neste trabalho, referimos ao método convencional de aplicação para FES como estimulação de eletrodo único (SES, do inglês *Single Electrode Stimulation*). Nesse caso, a estimulação ocorre de forma síncrona, somente em uma região do músculo, através de um único eletrodo ativo e um referência. Por outro lado, a contração voluntária natural é alcançada por meio do recrutamento seletivo não sincronizado [3], em que o controle do sistema nervoso central determina quando e quais fibras musculares ativar. Essa diferença é um dos principais fatores utilizados como possível explicação para a aplicação com SES apresentar uma baixa resistência à fadiga e um declínio precoce da força durante repetidas ativações [5–8].

### 2.2 Projeto EMA e Cybathlon

Realizamos o presente trabalho no contexto do projeto Empoderando Mobilidade e Autonomia (EMA) da Universidade de Brasília (UnB), o qual é formado por uma equipe

interdisciplinar de pesquisadores. Nosso objetivo principal é desenvolver tecnologias para aprimorar a reabilitação de pessoas com deficiência motora, com destaque ao uso da estimulação elétrica em pessoas com doenças que afetam o sistema nervoso. Atualmente um dos tópicos de estudo é o ciclismo por estimulação elétrica funcional para pacientes com lesão medular, utilizando um triciclo adaptado como a principal plataforma [9].

Em 2016 e em 2020, a equipe do Projeto EMA participou do Cybathlon como único representante da América Latina. Esse é um evento internacional que reúne os principais pesquisadores no ramo da tecnologia para reabilitação física [10]. Em um formato de competição, pessoas portadoras de deficiência competem entre si em seis categorias distintas, para testar o uso da tecnologia assistiva de última geração em atividades do cotidiano. As categorias são: interface cérebro-máquina, ciclismo por estimulação elétrica funcional, prótese de membro superior, prótese de membro inferior, exoesqueleto e cadeira de rodas motorizada.

Em 2020 o evento foi realizado à distância, com transmissão simultânea de diversos países. A Figura 2.1 é uma fotografia tirada durante nossa participação na categoria de ciclismo por estimulação elétrica funcional. Também apresentamos parte deste trabalho durante o simpósio virtual do evento.

Figura 2.1 – Membro do Projeto EMA pedalando com estimulação elétrica na competição Cybathlon 2020.

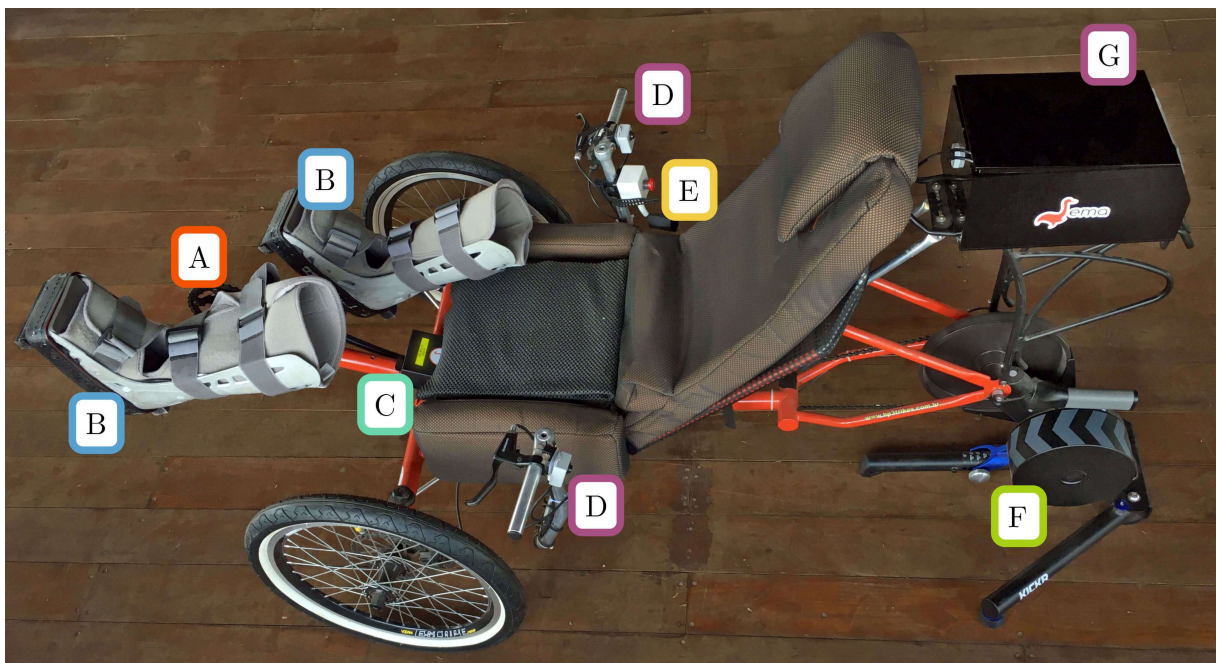


### 2.3 EMA Trike e o ciclismo por estimulação

Proporcionar a experiência de pedalar com as próprias pernas para uma pessoa sem sensibilidade e controle nos membros inferiores não é uma tarefa trivial. O sistema deve ser robusto o bastante para determinar o músculo a ser ativado e efetuar a contração de forma correta, no momento apropriado [11]. E além disso, garantir conforto, segurança e uma interação confiável para o piloto.

Para prática do ciclismo por estimulação utilizamos um conjunto de equipamentos e uma bicicleta adaptada do tipo triciclo, a qual chamamos de Trike. Com exceção das botas ortopédicas fixadas aos pedais e do assento customizado para acomodar o piloto, o triciclo por si só é padrão como os comerciais. Embora componentes mecânicos estejam presentes, buscamos contribuir principalmente na integração de hardware e implementação de algoritmos de controle. A Figura 2.2 mostra os principais componentes desse sistema.

Figura 2.2 – Fotografia da EMA Trike e seus principais componentes.



Fonte: o próprio autor.

A: sensor IMU. B: botas ortopédicas. C: display LCD. D: botões de comando. E: botão de emergência. F: rolo de treinamento. G: compartimento para baterias, estimulador, computador e receptor do sensor.

Um sensor IMU (do inglês, *Inertial Measurement Unit*) sem fio (3space, Yei Technology, EUA) fixado à pedivela, provê as informações de velocidade e posição angular a fim de identificar o momento ideal de contração para cada grupo muscular. Os

dados são enviados a aproximadamente 130 Hz para um mini computador (Raspberry Pi 3 Model B) de placa única SBC (do inglês, *Single Board Computer*) que realiza o processamento, gera o perfil de estimulação adequado e encaminha os comandos a um estimulador de 8 canais (RehaStim, Hasomed GmbH, Alemanha). Esse é o aparelho responsável por aplicar os pulsos elétricos aos músculos através de eletrodos adesivos sobre a pele.

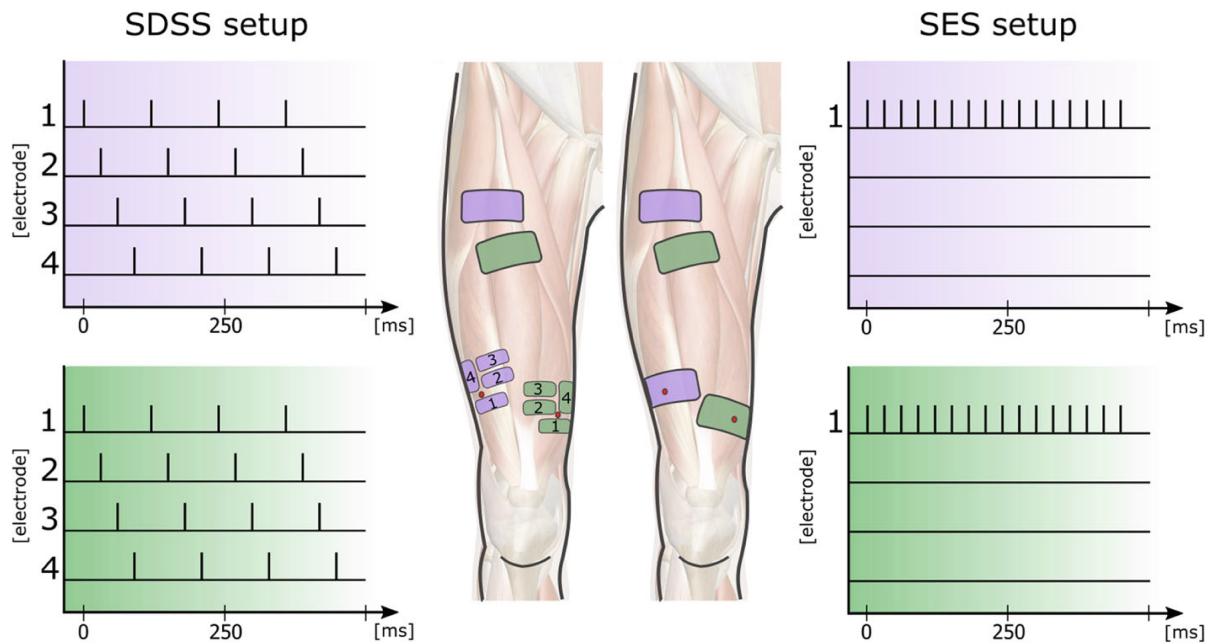
O piloto é capaz de alterar a intensidade dos estímulos elétricos e visualizar informações relativas à pedalada por meio de uma interface de interação, composta de dois botões de comando nos lados esquerdo e direito do guidão (D na Figura 2.2) e um display LCD (C) fixado na região frontal central do quadro da Trike. Baterias providenciam energia para os equipamentos e, juntamente com o estimulador, o computador e o receptor do sensor sem fio, ficam na parte de trás, dentro de um compartimento de acrílico (G).

Embora o piloto seja totalmente capaz de controlar o sistema e pedalar de forma autônoma, durante experimentos e treinos é comum utilizarmos um notebook e um rolo de treinamento (F) para realizar o exercício de forma estática. De outro modo, referimos ao sistema como embarcado ao utilizar a interface de interação do piloto, o computador SBC e as baterias.

## 2.4 Estimulação sequencial distribuída espacialmente

A busca por formas de melhorar a aplicação da estimulação elétrica em contextos de reabilitação motivou a pesquisa por estratégias que pudessem diminuir a fadiga muscular e provocar contrações mais eficientes em termos de potência [12, 13]. A estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS, do inglês *Spatially Distributed Sequential Stimulation*) é uma alternativa capaz de gerar uma contração muscular mais semelhante à resposta fisiológica natural, reduzindo a fadiga e aumentando a potência exercida [6, 8, 14, 15]. Em vez de um único eletrodo ativo, como na estimulação de eletrodo único (SES), os pulsos elétricos são enviados em sequência, defasados no tempo, através de quatro eletrodos menores distribuídos espacialmente. Dessa forma, é possível disseminar os estímulos e diminuir a frequência de estimulação por eletrodo ainda mantendo a mesma frequência total. Conseqüentemente, diferentes fibras musculares são recrutadas a uma taxa menor em contraste com SES [15–17]. A Figura 2.3 ilustra o posicionamento dos eletrodos e o padrão de pulsos para os dois métodos.

Figura 2.3 – Esquemático de comparação entre SDSS e SES.



Fonte: extraído de [8].

Os eletrodos roxo e verde estão sincronizados e os números de 1 a 4 indicam os respectivos canais. À esquerda está SDSS com quatro eletrodos menores substituindo os eletrodos ativos. À direita, SES com dois pares de eletrodos.

## 2.5 Revisão Bibliográfica

Nesta seção descrevemos como realizamos a revisão da literatura e apresentamos os respectivos resultados. Após identificar e definir o problema, estruturamos uma pergunta de pesquisa específica e buscamos os trabalhos existentes utilizando uma estratégia e um método sistemático. Por fim, avaliamos e resumimos os resultados mais pertinentes.

### 2.5.1 Pergunta de pesquisa

Definimos o problema estudado como uma pergunta de pesquisa construída a partir da forma PICO (do inglês, *Participant Intervention Comparison Outcome*). Essa estratégia é utilizada em pesquisas clínicas a fim de agrupar informações relevantes com clareza e aprimorar a qualidade da pesquisa nas bases de dados [18, 19]. O Quadro 2.1 ilustra os quatro elementos essenciais na formulação da pergunta: paciente, intervenção, comparação e desfecho. Assim, definimos a pergunta de pesquisa como: quais os efeitos da estimulação elétrica distribuída espacialmente em comparação à estimulação convencional para membros inferiores de pessoas com lesão medular completa?

Quadro 2.1 – Descrição da estratégia PICO utilizada na revisão bibliográfica.

Acrônimo	Definição	Descrição
P	Paciente ou problema	Pode ser um único paciente, um grupo de pacientes com uma condição particular ou um problema de saúde.
I	Intervenção	Representa a intervenção de interesse, que pode ser terapêutica (ex: diferentes tipos de curativo), preventiva (ex: vacinação), diagnóstica (ex: mensuração da pressão arterial), prognóstica, administrativa ou relacionada a assuntos econômicos.
C	Controle ou comparação	Definida como uma intervenção padrão, a intervenção mais utilizada ou nenhuma intervenção.
O	Desfecho (“outcomes”)	Resultado esperado.

Fonte: adaptado de [19].

### 2.5.2 Estratégias de busca

No primeiro contato com a literatura, conduzimos uma pesquisa geral e menos rigorosa. O objetivo foi simplesmente buscar por termos relacionados ao tema e adquirir mais informações. Posteriormente, definimos três estratégias principais e realizamos a busca em cinco bases de dados: IEEE Xplore, Pubmed, Science Direct, Scielo e Google Scholar. Dentre os termos empregados estão ‘estimulação elétrica’, ‘estimulação elétrica funcional’, ‘membro inferior’, ‘joelho’, ‘quadríceps’, ‘ciclismo’, ‘matriz de eletrodos’, ‘estimulação distribuída’, ‘estimulação assíncrona’, ‘estimulação alternada’ e ‘estimulação sequencial distribuída espacialmente’. As próprias estratégias completas com os termos em inglês estão especificadas no Quadro 2.2.

### 2.5.3 Critérios de inclusão e exclusão

Após determinar o tema principal, as bases de dados eletrônicas e as estratégias de busca, definimos os critérios de inclusão a fim de restringir a busca. Incluímos somente artigos ou capítulos de livro, em inglês, de 2010 até 2020. O trabalho deveria conter experimentos com seres humanos e uso de eletrodos de superfície em membros inferiores. Além disso, decidimos não considerar estudos com enfoque em aspectos de seletividade muscular ou controle de trajetória. Embora sejam aspectos benéficos e de extrema importância para determinadas aplicações, estávamos mais interessados em outros efeitos para grandes grupos musculares, como redução da fadiga.

Quadro 2.2 – Estratégias de busca da revisão bibliográfica.

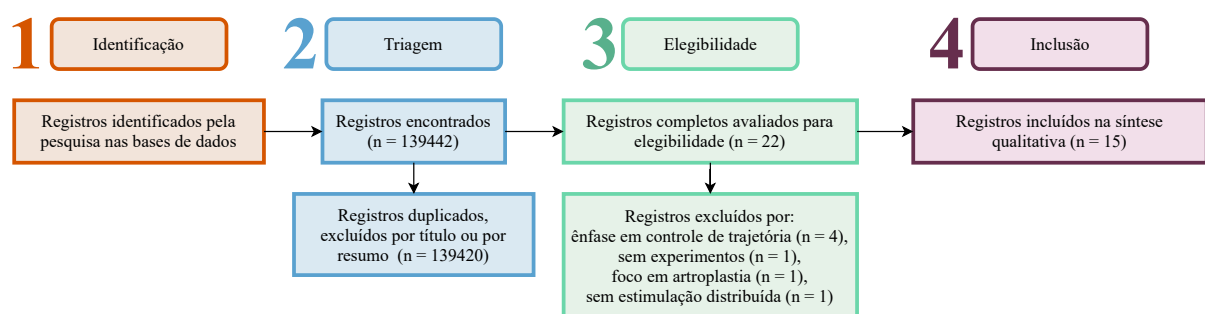
Símbolo	Estratégias de busca
E1	( <i>“electrical stimulation” OR “functional electrical stimulation” OR FES</i> ) AND ( <i>“lower limb” OR knee OR quadriceps OR cycling</i> ) AND ( <i>“multi-pad electrodes” OR “electrode array”</i> )
E2	( <i>“electrical stimulation” OR “functional electrical stimulation” OR FES</i> ) AND ( <i>“lower limb” OR knee OR quadriceps OR cycling</i> ) AND ( <i>(distributed OR asynchronous OR alternating) AND stimulation</i> )
E3	( <i>“electrical stimulation” OR “functional electrical stimulation” OR FES</i> ) AND ( <i>“lower limb” OR knee OR quadriceps OR cycling</i> ) AND ( <i>“spatially distributed sequential stimulation” OR SDSS</i> )

Fonte: o próprio autor.

#### 2.5.4 Resultados

Conduzimos a busca e análise dos registros com base nos procedimentos descritos pelo fluxograma PRISMA (do inglês, *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*). Entretanto, processamos os registros duplicados ao longo da triagem, não pesquisamos em outras fontes além das bases de dados escolhidas e não efetuamos a última etapa, referente à meta-análise. O diagrama da Figura 2.4 consiste da tradução e adaptação que fizemos para o modelo PRISMA de acordo com essas modificações.

Figura 2.4 – Diagrama de etapas da revisão bibliográfica.



Fonte: traduzido e adaptado de [20].

Na primeira fase, a identificação, as bases de dados retornaram um total de 139442 registros por meio das estratégias de busca. Não realizamos nenhum tipo de filtro ou remoção nessa fase. Em seguida, realizamos uma seleção unicamente com base no título,



que corresponde à primeira etapa da triagem. Percebemos que plataformas como Science Direct e Google Scholar retornavam um alto número de registros incompatíveis com o tema. Portanto, garantida a ordenação por relevância, ao navegar por uma página em que nenhum dos títulos correspondesse ao tema, interrompemos a busca para a respectiva estratégia e base de dados.

A quantidade de registros identificados e selecionados nessas etapas iniciais está especificada para cada base de dados e estratégia de busca na Tabela 2.1. A quantidade total de registros identificados na primeira fase é apresentada na coluna ‘Retorno total’ e a coluna ‘Exclusivo’ contém os registros selecionados que foram encontrados sem duplicados, unicamente para a respectiva base de dados e estratégia. Por sua vez, a coluna ‘Seleção por título/Retorno total’ demonstra a razão entre os valores de ‘Seleção por título’ e ‘Retorno total’.

Conforme a Tabela 2.1, observamos que, dentre as estratégias de busca, E3 foi a mais eficiente, com 0,086 para a razão entre os registros selecionados e o total. Devido à grande quantidade de registros retornados, a estratégia E2 obteve o menor valor para a razão, porém foi responsável pela maior quantidade de registros selecionados e exclusivos dentre as estratégias.

A base de dados que obteve a maior eficiência foi IEEE Xplore, com 0,414 para a razão. Por outro lado, a busca na plataforma Scielo retornou um único registro, o qual não foi selecionado. A busca com Google Scholar englobou 42 registros selecionados, mais da metade dos 82 totais, além de 3 estudos exclusivos, que não foram encontrados nas demais bases de dados. Entretanto, com 4 registros exclusivos, IEEE Xplore apresentou uma quantidade maior.

Na fase de triagem, dos 139442 registros, selecionamos 82 após a avaliação do título e 36 após a remoção de duplicados. Em seguida, ao fazer a leitura dos resumos, excluímos 14 não condizentes e, assim, finalizamos a fase de triagem com um total de 22 registros compatíveis. Prosseguimos com a fase de elegibilidade, na qual avaliamos o texto completo dos registros de acordo com os critérios de inclusão e exclusão. Por fim, permaneceram 15 registros, sendo 7 relacionados a pessoas com lesão medular (LM), apenas 6 com participantes hígidos e duas revisões bibliográficas.

Decidimos focar nos estudos que envolvem participantes com LM e mencionar somente as informações mais relevantes dos outros registros. Construimos os Quadros 2.3 e 2.4 a fim de resumir as informações de metodologia e o 2.5 para resultados e tipos de comparação.

Tabela 2.1 – Quantidade de registros identificados na revisão bibliográfica por base de dados e estratégia de busca.

<b>Base de dados e estratégia de busca</b>	<b>Retorno total</b>	<b>Seleção por título</b>	<b>Exclusivos</b>	<b>Seleção por título/Retorno total</b>
Total	139442	82	12	0,001
E1	5967	14	1	0,002
E2	133232	47	8	0,000
E3	243	21	3	0,086
IEEE Xplore	29	12	4	0,414
E1	8	1	-	0,125
E2	20	10	4	0,500
E3	1	1	-	1,000
Pubmed	357	22	3	0,062
E1	17	2	-	0,118
E2	335	15	3	0,045
E3	5	5	-	1,000
Science Direct	111155	6	2	0,000
E1	1762	2	1	0,001
E2	109276	4	1	0,000
E3	117	-	-	-
Scielo	1	-	-	-
E1	-	-	-	..
E2	1	-	-	-
E3	-	-	-	..
Google Scholar	27900	42	3	0,002
E1	4180	9	-	0,002
E2	23600	18	-	0,001
E3	120	15	3	0,125

Fonte: o próprio autor.

Estratégias de busca detalhadas no Quadro 2.2. Dados numéricos arredondados. Sinal convencional “..” utilizado onde não se aplica dado numérico, “-” para dado numérico igual a zero não resultante de arredondamento e “0,000” para dado numérico igual a zero resultante de arredondamento de um dado numérico originalmente positivo.

Quadro 2.3 – Comparação dos estudos incluídos na revisão bibliográfica quanto aos participantes, músculos estimulados e experimento.

Autoria (Ano)	Participantes		Músculos	Experimento
	LM	HI		
Laubacher et al. (2019) [8]	4	-	Vasto lateral e medial	Isocinético a 110 graus/s com dinamômetro
Sayenko et al. (2015) [6]	17	11	Variados, membros inferiores	Isométrico com dinamômetro e transdutor
Downey et al. (2015) [21]	4	4	Reto femoral, vasto lateral e medial	Isométrico com dinamômetro e transdutor
Sayenko et al. (2013) [22]	10	-	Variados, membros inferiores	Isométrico com dinamômetro
Nguyen et al. (2011) [17]	1	-	Gastrocnêmio e sóleo	Isométrico com transdutor
Decker et al. (2010) [23]	12	-	Reto femoral, vasto lateral e medial	Ciclismo ergômetro à 32 rpm com transdutor
Malešević et al. (2010) [7]	6	-	Reto femoral, vasto lateral e medial	Isométrico com transdutor

Fonte: o próprio autor.

LM - Lesão Medular, HI - Hígidos. Sinal convencional “-” utilizado para dado numérico igual a zero não resultante de arredondamento.

O resultado predominante em todos os estudos foi a resistência à fadiga, avaliada com uma série de intervalos de estimulação e descanso entre 2 a 6 minutos de duração. A maior parte das pesquisas resultantes da revisão conduziu comparações por meio de experimentos isométricos com uma série de estímulos, em que a perna do participante é fixada a um aparato responsável por restringir o movimento e medir a contribuição da estimulação por torque, potência ou força exercida. Considerando também os estudos com participantes hígidos, a maioria envolveu testes isométricos ou isocinéticos. Nestes, a perna do participante também permanece fixa, porém rotacionando a uma velocidade constante, geralmente controlada por um dinamômetro. A contribuição da estimulação é avaliada para cada um dos ciclos, em um movimento semelhante ao ciclismo.

O estudo [8] foi o único encontrado na revisão que comparou SES e SDSS em pessoas com LM na configuração isocinética. Entretanto, os estudos mais recentes com participantes hígidos também optaram pela mesma configuração [5, 15, 16]. De acordo com [8] a potência média foi superior para SDSS em todas as extensões dos 4 participantes, com aumento de até 132 %. A resistência à fadiga foi significativamente maior para 3 dos 4 participantes em até 34 %, mensurada pelo índice de fadiga com base na diferença de

Quadro 2.4 – Comparação dos estudos incluídos na revisão bibliográfica quanto aos parâmetros de estimulação.

<b>Autoria (Ano)</b>	<b>Forma de onda</b>	<b>Frequência (Hz)</b>	<b>Corrente (mA)</b>	<b>Largura de pulso (<math>\mu</math>s)</b>
Laubacher et al. (2019) [8]	Retangular bifásica simétrica	35	40	Adaptada, em torno de 220
Sayenko et al. (2015) [6]	Retangular bifásica assimétrica	40	Adaptada, em torno de 75	300
Downey et al. (2015) [21]	Retangular bifásica simétrica	64 e 32	Adaptada, em torno de 75	...
Sayenko et al. (2013) [22]	Retangular bifásica assimétrica	40	Adaptada, não especificada	300
Nguyen et al. (2011) [17]	Retangular bifásica assimétrica	40	Adaptada, em torno de 50	250
Decker et al. (2010) [23]	Senoidal	50	Automática, no máximo 140	500
Malešević et al. (2010) [7]	Retangular bifásica assimétrica	30 e 16	Adaptada, não especificada	500

Fonte: o próprio autor.

Sinal convencional “...” utilizado para dado numérico não disponível.

potência média entre extensões iniciais e finais. Os resultados foram similares para [15] em 8 participantes hígidos, em que foi relatada intensidade de estimulação necessária menor para SDSS. Por sua vez, os experimentos isocinéticos realizados em [5] foram realizados comparando o posicionamento proximal e distal dos eletrodos ativos para SDSS com 7 participantes hígidos, mostrando uma resistência à fadiga semelhante para ambos e potência média maior com distal.

Em [17], o método SDSS foi testado no músculo gastrocnêmio de um participante com LM e demonstrou uma ativação muscular mais semelhante à resposta fisiológica e maior resistência à fadiga. Com índice de fadiga até 234 % superior, tempo para fadiga até 280 % a mais e integral torque-tempo até 171 % maior. A fadiga foi identificada por um decaimento de 3 dB no torque e o índice de fadiga foi baseado na razão entre o torque final e inicial. Além disso, com SDSS foi necessária uma intensidade 20 % menor, em média, para obter o mesmo torque. No entanto, a ocorrência de flutuações maiores no torque com SDSS foi relatada como um problema. Posteriormente, tais resultados foram confirmados em [6,22] utilizando tanto os músculos de dorsiflexão e flexão plantar, quanto de extensão e flexão de joelho. Em [6], SDSS apresentou valores superiores de torque para todos os

Quadro 2.5 – Comparação dos estudos incluídos na revisão bibliográfica quanto aos tipos de estimulação e resultados.

<b>Autoria (Ano)</b>	<b>Estimulação</b>	<b>Resistência à fadiga</b>
Laubacher et al. (2019) [8]	SES e SDSS	Maior para SDSS. Avaliação do torque e índice de fadiga.
Sayenko et al. (2015) [6]	SES e SDSS	Maior para SDSS. Avaliação do torque e índice de fadiga.
Downey et al. (2015) [21]	Convencional e assíncrona	Maior para assíncrona com baixas frequências. Avaliação do índice e tempo para fadiga.
Sayenko et al. (2013) [22]	SES e SDSS	Maior para SDSS. Avaliação do torque e índice de fadiga.
Nguyen et al. (2011) [17]	SES e SDSS	Maior para SDSS. Avaliação da integral torque-tempo, índice e tempo para fadiga.
Decker et al. (2010) [23]	Alternada e coativação	Maior para alternada. Avaliação da mecanomiografia, distância percorrida e duração.
Malešević et al. (2010) [7]	Baixa (LPR) e alta (HPR) frequência	Maior para LPR pré e pós-terapia. Avaliação do torque e tempo para fadiga.

Fonte: o próprio autor.

17 participantes com LM e 11 hígidos, exceto nos flexores de joelho. Em ambos, houve maior resistência à fadiga em todos os grupos musculares avaliados para participantes com LM, com exceção do grupo dorsiflexor em [22]. O índice de fadiga foi baseado na razão entre o torque final e inicial. Para complementar, com 25 participantes hígidos, os músculos gastrocnêmio e sóleo foram avaliados em [14] e SDSS também mostrou maior resistência à fadiga, baseada no torque e eletromiografia. Este foi o único estudo da revisão que utilizou eletromiografia.

A estimulação assíncrona avaliada no estudo [21] é similar ao método SDSS, porém são utilizados 4 eletrodos ativos maiores e 2 como referência. Essa foi comparada com a convencional, também com eletrodos maiores, em duas frequências: 32 e 64 Hz. Segundo a pesquisa, a estimulação assíncrona de baixa frequência melhora a resistência à fadiga significativamente quando comparada com a assíncrona de altas frequências e a convencional de altas e baixas frequências. Houve um aumento de até 513 % no tempo para fadiga e 84 % no índice de fadiga. O tempo para fadiga foi baseado em 80 % do torque inicial e o índice de fadiga na razão entre o torque médio das contrações finais e iniciais. Além disso, a duração dos experimentos não foi suficiente para identificar a

fadiga em 6 dos 8 testes com estimulação assíncrona de 32 Hz e 2 dos 8 testes com assíncrona de 64 Hz, sugerindo resultados ainda melhores. Em [24], os mesmos métodos foram avaliados com 12 participantes hígidos, inclusive com outras frequências, para examinar ondulações (*ripple*) no torque exercido. Contrações volitivas, nas quais não é utilizado estimulação elétrica, também foram adicionadas às comparações. Conforme os resultados, a estimulação convencional e a assíncrona com 64 Hz induziram contrações tão suaves quanto as volitivas, porém a assíncrona com frequências menores (32 Hz) apresentou ondulações (*ripple*) significantes. Por fim, o estudo concluiu que, embora reduzam a fadiga muscular, frequências mais baixas podem aumentar as ondulações (*ripple*).

Em [7] as estimulações de baixa (LPR) e alta (HPR) frequência foram comparadas a longo prazo, antes e depois de 20 sessões. De acordo com esse estudo, a resistência à fadiga foi maior com LPR tanto antes quanto depois. No entanto, ao avaliar a diferença no final para cada método, LPR mostrou, em média, um menor aumento no tempo para fadiga (4,3 %) com relação à HPR (31,3 %). A fadiga foi determinada em 70 % do torque inicial. Por fim, embora HPR tenha mostrado um maior aumento ao longo do tempo, o método LPR apresentou valores maiores de tempo para fadiga tanto antes quanto depois das sessões, sendo assim, sugerido para aplicações com FES.

Encontramos um único estudo em ciclismo [23], porém comparando métodos de estimulação diferentes de SES e SDSS. A estimulação alternada e com coativação foram comparadas durante o ciclismo ergômetro com uma corrente automática a fim de manter a cadência constante de 32 rpm. A alternada apresentou maior resistência à fadiga em média, tanto pelo tempo de duração (2,36 min a mais) quanto pela distância virtual percorrida (640 m a mais). Além disso, a intensidade necessária foi 10 % menor e não houve diferença significativa para os dados de mecanomiografia no geral.

Percebemos que na revisão não houve estudos com a investigação de SDSS em experimentos de alta intensidade com estimulação, como o próprio ciclismo. Embora os experimentos isocinéticos sejam semelhantes, a intensidade empregada foi mais baixa e a perna do participante foi mantida a uma velocidade angular constante. Com relação aos isométricos, em sua maioria, foi utilizado um aparelho dinamômetro com aquisição do torque exercido e não houve coleta de dados referentes à atividade muscular no quadríceps. Posteriormente encontramos o estudo [25], que menciona brevemente em um dos parágrafos da discussão o uso de SDSS para o ciclismo, citando referências de experimentos isométricos e isocinéticos presentes nesta revisão.

## 3 METODOLOGIA

### 3.1 Desenvolvimento

Neste trabalho, adaptamos equipamentos e desenvolvemos uma aplicação com o objetivo de implementar a estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS). A fim de consolidar o desenvolvimento, realizamos dois experimentos comparando SDSS e a estimulação de eletrodo único (SES). O primeiro, isométrico com estimulação no quadríceps de pessoas com lesão medular (LM) coletando dados de força exercida e atividade muscular com eletromiografia (EMG). O segundo, na plataforma de ciclismo por estimulação, com coleta de velocidade e distância percorrida. Nesta seção descrevemos os equipamentos utilizados durante os dois experimentos, bem como a execução das atividades de desenvolvimento necessárias para implementação de SDSS.

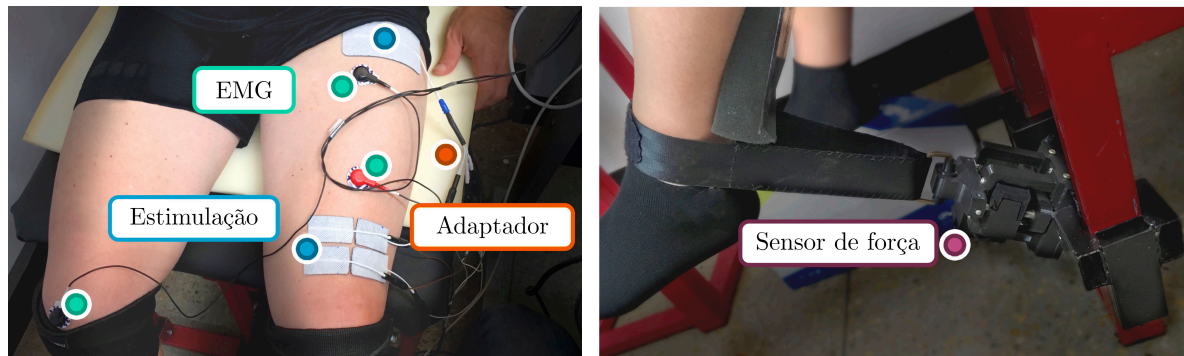
#### 3.1.1 Experimento isométrico

Dentre os dois experimentos realizados neste trabalho, um deles foi isométrico, em que a perna do participante é fixada a um aparato responsável por restringir o movimento. Descrevemos nesta seção os equipamentos utilizados durante os procedimentos, assim como os desafios encontrados e respectivas soluções empregadas para permitir a comparação do método SES com SDSS.

##### 3.1.1.1 Aquisição de dados

A Figura 3.1 ilustra a disposição dos equipamentos utilizados neste experimento. Os participantes sentaram em uma cadeira ajustável com um dos tornozelos fixado a um sensor de força, impedindo a extensão da perna que permanecia sobre um apoio acolchoado inclinado a 45 graus. O sensor é formado por um circuito elétrico para condicionamento de sinal, um microcontrolador (Teensy 3.2, PJRC.COM LLC, EUA) e uma faixa de velcro acoplada a uma célula de carga (SEN-10245, Sparkfun Electronics, EUA). Esse conjunto fica inserido numa estrutura fabricada por manufatura aditiva para fixação e organização dos componentes. Além disso, registramos dados de atividade muscular com um canal único de EMG utilizando um aparelho amplificador (RehaIngest, Hasomed GmbH, Alemanha) e o software desenvolvido em [26]. Posicionamos eletrodos de superfície Ag/AgCl com 24 mm de diâmetro (Covidien, Dublin, Irlanda) sobre o músculo reto femoral com a referência sobre a patela do participante.

Figura 3.1 – Participante durante o experimento isométrico com estimulação SDSS.



Fonte: o próprio autor.

### 3.1.1.2 Estimulação

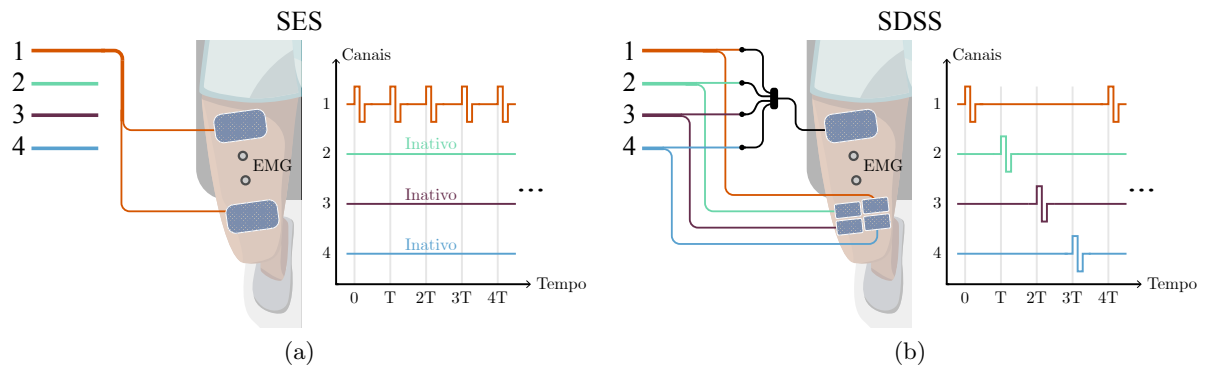
Para a aplicação da estimulação elétrica, utilizamos um estimulador de 8 canais (RehaStim, Hasomed GmbH, Alemanha) e eletrodos autoadesivos (Carcitrode, CARCI, Brasil). Tanto para estimulação de eletrodo único (SES) quanto para sequencial distribuída espacialmente (SDSS), aplicamos pulsos retangulares, bifásicos, balanceados e com amplitude de corrente de 40 mA. Definimos a largura de pulso de acordo com cada participante, conforme detalhado na seção 3.2.1.2. A respeito dos valores de largura de pulso e amplitude de corrente, buscamos reproduzir os experimentos realizados pelas referências mais recentes [5, 8, 15] conforme a revisão bibliográfica na seção 2.5.4.

Para SES, aplicamos os pulsos elétricos nos músculos vasto medial, lateral e reto femoral por meio de dois eletrodos de 9 cm por 5 cm, um como o ativo e outro como referência usando apenas um canal operando a 48 Hz. Para SDSS, utilizamos um conjunto de quatro eletrodos com 4,5 cm por 2,5 cm e mantivemos o mesmo tamanho e posicionamento para o eletrodo de referência. Usamos quatro canais de estimulação, cada um a 12 Hz conforme ilustrado na Figura 3.2.

Conforme o Quadro 2.4 da revisão bibliográfica, nos 4 estudos que avaliaram ambos os métodos, foi utilizada uma frequência de 35 ou 40 Hz. Porém, em [21, 24] diferentes frequências são avaliadas e de acordo com os resultados a estimulação alternada com baixas frequências, 32 e 40 Hz, gerou maior resistência à fadiga, porém demonstrou ondulações (*ripple*) maiores no perfil de força. Os efeitos contrários foram observados ao aplicar frequências maiores, 56 e 64 Hz. Com base nessas informações optamos pela estimulação com 48 Hz buscando evitar tanto as ondulações (*ripple*) de força quanto a baixa resistência à fadiga.



Figura 3.2 – Configuração para a estimulação SES (a) e SDSS (b).

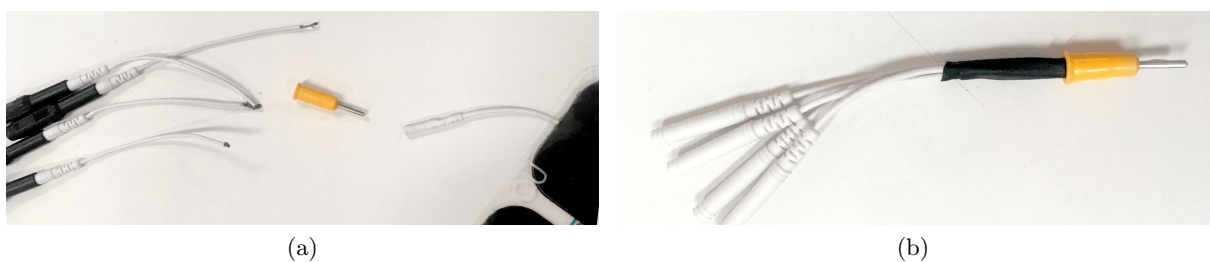


Fonte: o próprio autor em [27].

Como a estimulação da forma SDSS não é uma funcionalidade padrão de fábrica, foi necessário desenvolver um sistema próprio para gerar tais pulsos com o estimulador utilizado neste trabalho. O equipamento possui um modo de comunicação denominado *Science Mode*, o qual permite o envio de comandos e a alteração de parâmetros, tais como amplitude de corrente, frequência, largura e tipo de pulso, mediante uma porta serial. Entretanto, esse é um recurso limitado e não satisfaz o requisito para aplicação do método SDSS: gerar pulsos defasados no tempo com frequência configurável para diferentes eletrodos ativos e um referência. O manual relativo ao *Science Mode* do aparelho estimulador pode ser consultado para uma descrição detalhada sobre sua operação [28]. Assim, foi por meio de um adaptador, do modo de pulsos únicos e a frequência controlada externamente que encontramos uma solução.

Fizemos um adaptador 4 por 1, representado pela Figura 3.3, a fim de compartilhar a referência entre os quatro eletrodos ativos. Tal estratégia foi viável pois o circuito interno responsável por gerar os pulsos bifásicos é baseado em uma topologia ponte H e nenhum dos canais foi simultaneamente ativado durante os experimentos. O adaptador também é ilustrado na Figura 3.2.

Figura 3.3 – Adaptador 4 por 1, antes (a) e depois (b) da montagem.



Fonte: o próprio autor.

Dentre as formas de enviar comandos ao estimulador pelo *Science Mode*, utilizamos o modo de pulsos únicos, com o objetivo de gerar estímulos individuais com canal, amplitude de corrente e largura de pulso determinada. Contudo, ainda foi preciso criar uma maneira de enviar os comandos repetidamente ao estimulador com a frequência escolhida e o canal adequado para manter a sequência.

Por meio do Robot Operating System (ROS), descrito no Apêndice, na seção A.1, desenvolvemos um sistema, em linguagem de programação Python, para controlar a frequência dos pulsos, enviar os comandos ao estimulador, integrar e comandar os demais equipamentos. O sistema foi projetado de maneira flexível para possibilitar o uso em outros contextos, permitindo a modificação dos canais utilizados, a alteração da frequência, da largura de pulso e amplitude de corrente.

Construímos também uma interface gráfica para facilitar o uso dos equipamentos e, conseqüentemente, a realização do experimento. Dessa forma foi possível monitorar, alterar parâmetros, acompanhar a ativação dos canais de estimulação e visualizar o gráfico da força exercida durante a aquisição de dados. A seção A.2 do Apêndice contém mais detalhes sobre a construção da interface gráfica.

### 3.1.2 Experimento com ciclismo

Após realizar o experimento isométrico, comparamos também o desempenho da estimulação elétrica com SES e SDSS no ciclismo mediante um segundo procedimento experimental. Detalhamos nesta seção os equipamentos utilizados durante os procedimentos, os desafios adicionais encontrados e as respectivas soluções empregadas ao incorporar o método SDSS na plataforma de ciclismo por estimulação.

#### 3.1.2.1 Aquisição de dados

Conforme apresentamos na seção 2.3, para o ciclismo por estimulação utilizamos um triciclo com assento customizado, botas ortopédicas e um conjunto de componentes mecânicos e eletrônicos que, juntos, viabilizam o uso da estimulação elétrica na prática do ciclismo como reabilitação.

Na roda traseira do triciclo, acoplamos o mesmo rolo de treinamento (KICKR, Wahoo Fitness, USA) usado pelas equipes durante a competição Cybathlon 2020 [10], que, em conjunto com seu aplicativo móvel, possibilitou o registro de velocidade e distância percorrida à frequência de 1 Hz. Como configuração selecionamos o modo *Resistance 0 %*, proporcionando o mínimo de resistência ao movimento.

Embora a aquisição de potência seja algo esperado deste equipamento, seu valor permaneceu em zero durante todo o experimento. Mesmo ao exportar e visualizar o conjunto de dados, tanto os valores de potência média quanto instantânea foram nulos. Após investigar o motivo, suspeitamos que isso aconteça devido ao uso de sensores ópticos, em vez de *strain gauges*, para calcular a potência como uma variação da energia cinética no tempo e pelo rolo ser destinado a ciclistas hígidos com capacidade de gerar uma alta potência durante o exercício. Portanto, optamos por manter a mesma marcha durante todo o experimento e fazer a comparação com os dados de velocidade. Em trabalhos futuros, sensores de força serão usados em pedais instrumentados para obtenção dos dados de potência.

Por intermédio da aplicação ROS descrita no Apêndice, na seção A.1, além de monitorar e operar o sistema, registramos os dados de amplitude de corrente e largura de pulso, os quais foram coletados a aproximadamente 50 Hz.

### 3.1.2.2 Estimulação

Para aplicação da estimulação elétrica utilizamos os mesmos eletrodos, posicionamento, adaptadores e aparelho estimulador descritos na seção 3.1.1.2 do experimento isométrico. Embora outros grupos musculares possam ser estimulados durante o ciclismo, destinamos os estímulos somente ao quadríceps devido à necessidade de 4 canais para estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS) em cada uma das pernas do participante e a limitação de 8 canais do estimulador.

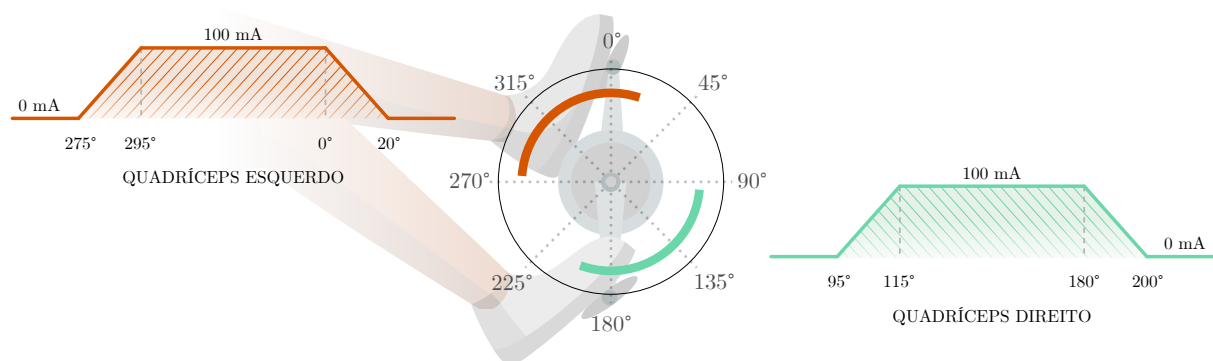
Em vez de enviar os pulsos elétricos a 48 Hz com 40 mA como no experimento isométrico 3.1.1.2, mantemos a frequência e aumentamos a amplitude de corrente para 100 mA. Essa mudança se fez necessária em vista do maior esforço demandado pelo ciclismo, em que não há um dispositivo externo, como o dinamômetro, responsável por garantir a velocidade constante do movimento.

De acordo com a revisão bibliográfica, no Quadro 2.4, observamos que na maior parte dos estudos não houve necessidade de uma alta intensidade, por envolver experimentos isométricos e isocinéticos controlados ao invés do que ocorre no ciclismo. No estudo em que a aplicação de um método semelhante a SDSS foi avaliada em ciclismo ergômetro [23], a estimulação foi aplicada a uma frequência de 50 Hz com amplitudes de corrente maiores que 100 mA. Com base nessas informações e experiência prévia, optamos pela estimulação com 100 mA para garantir a intensidade necessária do exercício sem assistência.

O momento desejado para ativação de cada canal pode ser definido pelo operador do sistema por meio dos valores de início e fim de um intervalo angular. Juntamente com o ângulo medido pelo sensor IMU, o sistema calcula a ativação para os respectivos canais de estimulação e, assim, é possível realizar o movimento sincronizado do ciclismo. Além disso, é possível configurar rampas para o início e fim do intervalo angular, permitindo variações graduais de corrente e contribuindo para um movimento mais fluido.

A Figura 3.4 ilustra a relação da corrente com a posição angular da pedivela de acordo com cada intervalo angular. Com o quadríceps esquerdo utilizamos o canal 1 para SES e 1, 2, 3 e 4 para SDSS. Já com o quadríceps direito utilizamos o canal 2 para SES e 5, 6, 7 e 8 para SDSS. O cálculo da amplitude de corrente em cada instante serviu como indicador de quando cada um dos canais deveria ser ativado. Por sua vez, a largura de pulso definiu a intensidade da estimulação, dado que, o respectivo canal é desativado quando a amplitude de corrente é nula, independente dos valores de largura de pulso.

Figura 3.4 – Perfil da amplitude de corrente e respectivo intervalo angular utilizado no experimento com ciclismo.



Fonte: o próprio autor.

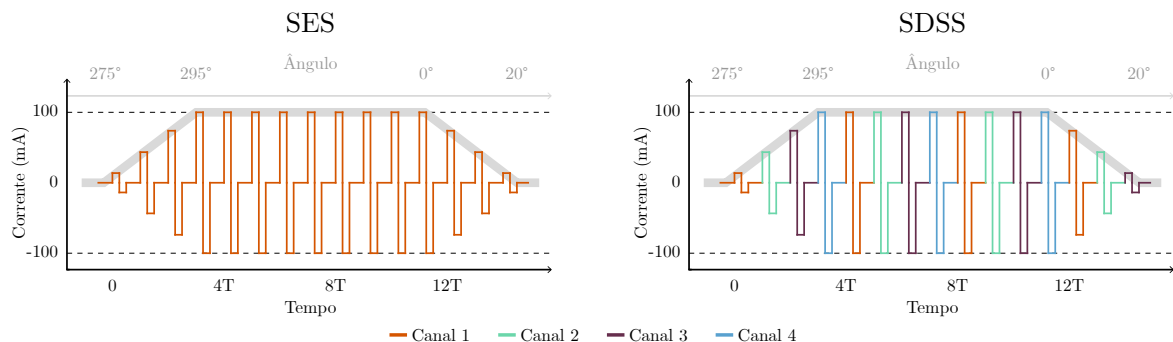
Com relação à largura de pulso, além de poder efetuar modificações manualmente, o operador também é capaz de predefinir uma sequência de aumento automático. Ao implementar essa funcionalidade, adaptamos o sistema para realizar incrementos com uma série de rampas e platôs determinados de acordo com o tempo decorrido e parâmetros definidos pelo operador. Além de modificar a duração das rampas e dos platôs, é possível alterar tanto o valor incrementado a cada repetição quanto a largura de pulso inicial e final do processo. Além disso, caso desejado, uma segunda sequência pode ser configurada e executada imediatamente após a primeira. O intuito de automatizar esse processo foi para padronização entre experimentos e métodos. Na seção 3.2.2.2 detalhamos as sequências automáticas empregadas neste experimento.

Como forma de auxiliar o operador na configuração de parâmetros do sistema, criamos a interface de interação apresentada no Apêndice, na seção A.2, onde explicamos cada parâmetro em mais detalhes. Além de poder configurar e comandar o sistema, o operador é capaz de monitorar e acompanhar o experimento com o auxílio de elementos interativos e visuais.

Um dos requisitos para aplicação do método SDSS no ciclismo foi a adaptação do sistema a fim de utilizar o modo de pulsos únicos do estimulador. No ciclismo convencional, com SES, enviamos os comandos ao estimulador com o modo CCL (do inglês, *Continuous Channel List*). Nele, a frequência e a lista de canais utilizados é definida por meio do comando de inicialização. Já o comando de atualização pode ser utilizado cada vez que uma modificação for desejada. É possível ativar, desativar ou alterar a amplitude de corrente e a largura de pulso de cada canal inicializado. No entanto, a frequência estabelece o tempo de repetição da lista como um todo, em que um intervalo de 1,5 ms é reservado para processar, em ordem crescente, cada canal, ainda que o mesmo não esteja ativo no momento. Assim, com o modo CCL não é possível implementar o método SDSS dessa forma, visto que o tempo entre os canais é inalterável.

Resolvemos esse impasse enviando comandos de pulso único periodicamente ao estimulador na frequência de estimulação desejada. Diferentemente do experimento isométrico, além disso foi necessário adequar outras partes do sistema. A amplitude de corrente, calculada com base no ângulo da pedivela, foi utilizada para verificar quais os canais ativos no momento e enviar o comando para o próximo canal a ser estimulado. A Figura 3.5 ilustra a diferença entre o método SES e SDSS durante o experimento com ciclismo.

Figura 3.5 – Exemplo da corrente e dos pulsos elétricos com SES e SDSS durante extensão do quadríceps esquerdo no experimento com ciclismo.



Fonte: o próprio autor.

## 3.2 Coleta de dados

Nesta seção detalhamos as etapas de execução dos dois experimentos deste trabalho no que diz respeito aos participantes, protocolos e análise de dados.

### 3.2.1 Experimento isométrico

Descrevemos nesta seção as pessoas com lesão medular que concordaram em participar do experimento isométrico, a sequência de procedimentos realizada durante a coleta de dados e como efetuamos a análise dos dados obtidos.

#### 3.2.1.1 Participantes

Dois voluntários (P1 e P2) com lesão medular (LM) participaram do experimento isométrico. P1 é atleta paralímpico e faz uso regular de estimulação elétrica. P2 também usa estimulação frequentemente, porém há menos tempo. O Quadro 3.1 resume os dados de cada um. Após o procedimento ser explicado individualmente, cada voluntário consentiu verbalmente em participar. Um comitê de ética local aprovou os testes experimentais (CAAE: 11717119.3.0000.0030).

Quadro 3.1 – Características demográficas e antropométricas dos participantes do experimento isométrico.

Identificação	Sexo	Idade (anos)	Massa (kg)	Nível da lesão medular	Tempo desde a lesão medular (anos)
P1	Masculino	41	69	T9	6
P2	Feminino	35	54	T2	5

Fonte: o próprio autor.

#### 3.2.1.2 Protocolo

Dividimos o experimento em duas sessões principais para cada participante com um intervalo de descanso mínimo de 24 horas entre elas. A Figura 3.6 ilustra as sessões com suas particularidades. Ambas as pernas foram estimuladas com SDSS na primeira sessão e com SES na segunda. Escolhemos aleatoriamente a primeira perna avaliada e depois aplicamos o mesmo método na perna contralateral. Após um período aproximado de 3 meses, repetimos o protocolo completo com cada participante, o que chamamos de

segunda coleta. Cada um dos quatro blocos da Figura 3.6 é uma sequência composta por três estágios, detalhados a seguir. No estágio de preparação, aumentamos manualmente a largura de pulso até que a força exercida atingisse 20 Newtons. No segundo estágio, o participante descansou por 5 minutos e, no terceiro, iniciamos a estimulação: 36 séries *on-off* com rampa gradual para as transições, como no gráfico da Figura 3.7. Durante os experimentos registramos dados de eletromiografia (EMG) e força.

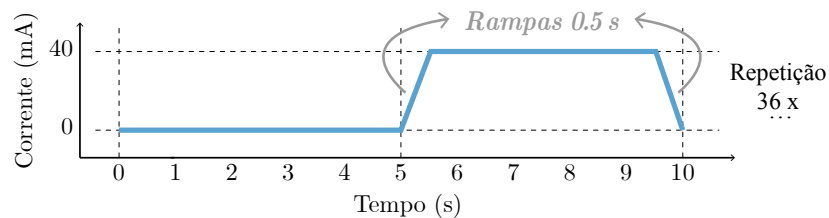
Figura 3.6 – Sessões do experimento isométrico e suas sequências de SDSS e SES.



Fonte: o próprio autor.

O apóstrofo indica a aplicação da estimulação na perna contralateral com relação à sequência anterior.

Figura 3.7 – Perfil de estimulação utilizado no estágio de estimulação de cada sequência do experimento isométrico.



Fonte: o próprio autor em [27].

Para a colocação dos eletrodos durante SDSS, optamos por um posicionamento distal, pois há evidências de maior potência média em relação à configuração proximal [5]. Determinamos o posicionamento apropriado ao perceber uma contração evidente do quadríceps pela aparência muscular e a medição de força exercida. Durante a sessão com SES, utilizamos o mesmo local, porém com o eletrodo maior.

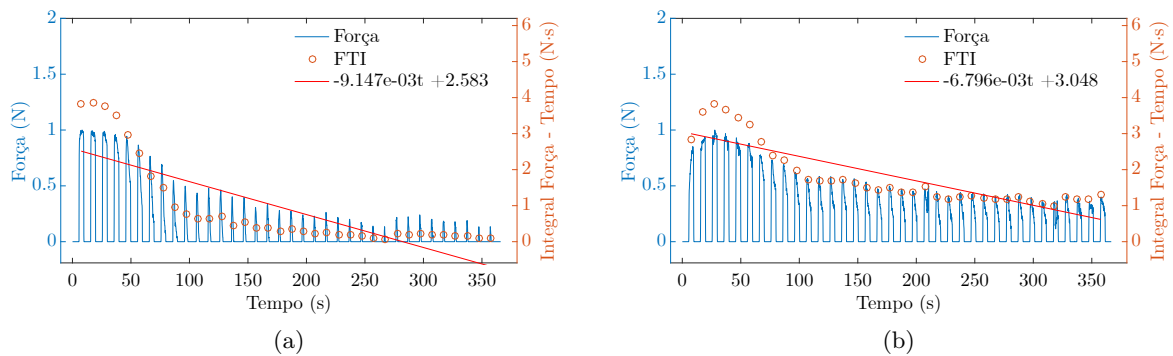
### 3.2.1.3 Análise de dados

Para cada estágio de estimulação de 6 minutos, normalizamos os dados de força dividindo pelo valor máximo não correspondente a um espasmo para facilitar uma

comparação direta entre os gráficos. Consideramos como espasmo uma contração repentina identificada pela aparência muscular e um aumento abrupto na força.

Em [5, 6, 8] foi utilizado um índice de fadiga para avaliar o decaimento da força muscular no tempo. Essa métrica é indicada pela redução percentual na potência ou torque entre o início e fim da série de estimulação. Neste trabalho, calculamos a área abaixo da força normalizada separadamente para cada uma das fases de estimulação de 5 segundos e aplicamos uma regressão linear para cada série completa. Denominamos a área de integral força-tempo (FTI), indicada pelo eixo da direita nos gráficos da Figura 3.8 como exemplo. Nossa métrica para avaliar o decaimento da força foi a inclinação de cada regressão. Além disso, durante as contrações isométricas, as primeiras fases de estimulação podem fornecer uma resposta de força muito maior. Portanto, calculamos também a média de FTI para cada série completa, como foi feito em [29] para o torque.

Figura 3.8 – Dados da primeira coleta do experimento isométrico com a perna esquerda do participante P1 para SES (a) e SDSS (b).



Fonte: o próprio autor em [27].

Assim como fizemos com os dados de força, calculamos a integral eEMG-tempo (eTI) para os dados de atividade muscular evocada (eEMG) registrados por eletromiografia e processados pelos programas e ferramentas descritas em [26]. Também aplicamos a regressão linear e a média de eTI para cada série de estimulação.

### 3.2.2 Experimento com ciclismo

Nesta seção apresentamos o participante do experimento com ciclismo, caracterizamos a sequência de procedimentos realizada durante a coleta de dados e, por fim, descrevemos a análise dos dados adquiridos.



### 3.2.2.1 Participantes

O voluntário P1, que contribuiu para o experimento isométrico, também aceitou o convite para participar deste segundo protocolo. Como mencionado anteriormente, P1 faz uso regular da estimulação elétrica e é atleta paralímpico. As informações sobre o participante, seu consentimento e comitê de ética detalhadas na seção 3.2.1.1 se aplicam da mesma forma para este experimento.

### 3.2.2.2 Protocolo

Dividimos este experimento em sessões com um intervalo mínimo de 24 horas destinado ao descanso do participante. Em cada sessão aplicamos um único método de estimulação de forma intercalada para evitar repetições consecutivas, ora SES, ora SDSS. Como demonstrado pela Figura 3.9, cada sessão consistiu dos seguintes estágios: 5 minutos de aquecimento com assistência sem estimulação, 15 minutos de introdução à estimulação, 10 minutos de descanso, 5 minutos de aquecimento com assistência sem estimulação e, para finalizar a sessão, uma corrida com duração total de 8 minutos e 30 segundos.

Figura 3.9 – Estágios para uma única sessão do experimento com ciclismo e suas respectivas durações.

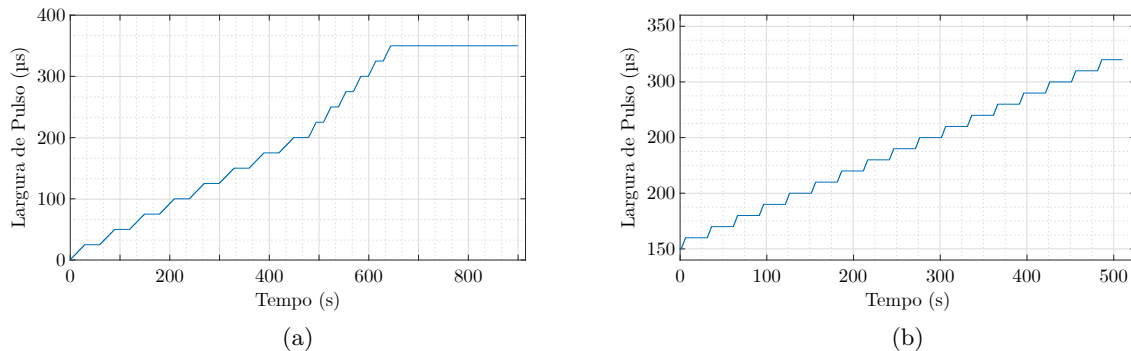


Fonte: o próprio autor.

Somente nos estágios “Introdução” e “Corrida” houve aplicação de estimulação elétrica.

Durante os aquecimentos e a introdução prestamos assistência manual conduzindo a rotação do pedal. Nos aquecimentos, a estimulação elétrica não foi aplicada, somente a assistência manual como preparação para o exercício. Em seguida, na introdução, a estimulação foi ativada com a largura de pulso de  $0 \mu s$  até  $350 \mu s$ , conforme o perfil ilustrado pela Figura 3.10a. Quando percebemos que a assistência não era mais necessária para manter a continuidade do movimento, marcamos o tempo e interrompemos a assistência para que o participante pediasse inteiramente sem auxílio. Com o término desses dois estágios iniciais ocorreu um período de 10 minutos de descanso e, logo em seguida, outro aquecimento sem estimulação.

Figura 3.10 – Perfil automático da largura de pulso para introdução (a) e corrida (b) do experimento com ciclismo.



Fonte: o próprio autor.

Por fim, no estágio de corrida, conduzimos uma largada mantendo assistência manual durante os 30 segundos iniciais e, em seguida, o participante pedalou por mais 8 minutos ininterruptos. Conforme a Figura 3.10b ilustra, a largura de pulso começou com  $150 \mu s$  e terminou em  $320 \mu s$  aumentando gradativamente em intervalos de  $10 \mu s$  mediante rampas de 5 segundos de duração repetidas a cada 25 segundos. Ao longo deste estágio, foram permitidas no máximo 3 intervenções manuais, de forma breve e pontual, por meio de toques nos pedais do triciclo. O propósito dessas intervenções foi simplesmente manter a continuidade do movimento e evitar contrações musculares alongadas em uma eventual parada, o que poderia ser prejudicial ao participante.

Definimos este protocolo de acordo com as etapas da competição Cybathlon 2020 [10] e nosso conhecimento adquirido durante a preparação. Na seção 2.2 registramos brevemente aspectos do evento e da nossa participação como equipe.

### 3.2.2.3 Análise de dados

Com o objetivo de verificar a performance de SDSS e SES, utilizamos o conjunto de dados registrado pelo aplicativo do rolo de treinamento. Comparamos o tempo até o participante começar a pedalar sem assistência, bem como a distância percorrida e a velocidade média a partir desse momento. Segundo essas três métricas, avaliamos o desempenho dos métodos de estimulação para o experimento com ciclismo.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Experimento isométrico

Assim como em trabalhos anteriores [6–8], neste estudo, os dados de atividade muscular para estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS) sugeriram um decaimento mais lento, em média, quando comparados com eletrodo único (SES). Além disso, SDSS indicou mais eficiência por apresentar resultados equivalentes à SES com menor intensidade de estimulação. No entanto, mais pesquisas sobre o assunto ainda são necessárias, pois há resultados conflitantes em relação ao decaimento da força.

As Figuras 4.1 a 4.8 contêm os gráficos de força e eletromiografia evocada (eEMG) adquiridos durante cada uma das sessões do experimento isométrico. Os valores de integral força-tempo (FTI) e eEMG-tempo (eTI) também são representados, juntamente com as respectivas regressões lineares. Organizamos os dados por participante - P1 ou P2, por coleta - primeira ou segunda, por sensor - força ou eletromiografia (EMG), por perna avaliada - esquerda ou direita e por método - SES ou SDSS. Os pontos excluídos, indicados pela legenda, denotam momentos de espasmo que não foram considerados para o cálculo da regressão linear, conforme explicado na seção 3.2.1.3.

Figura 4.1 – Dados de força da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.

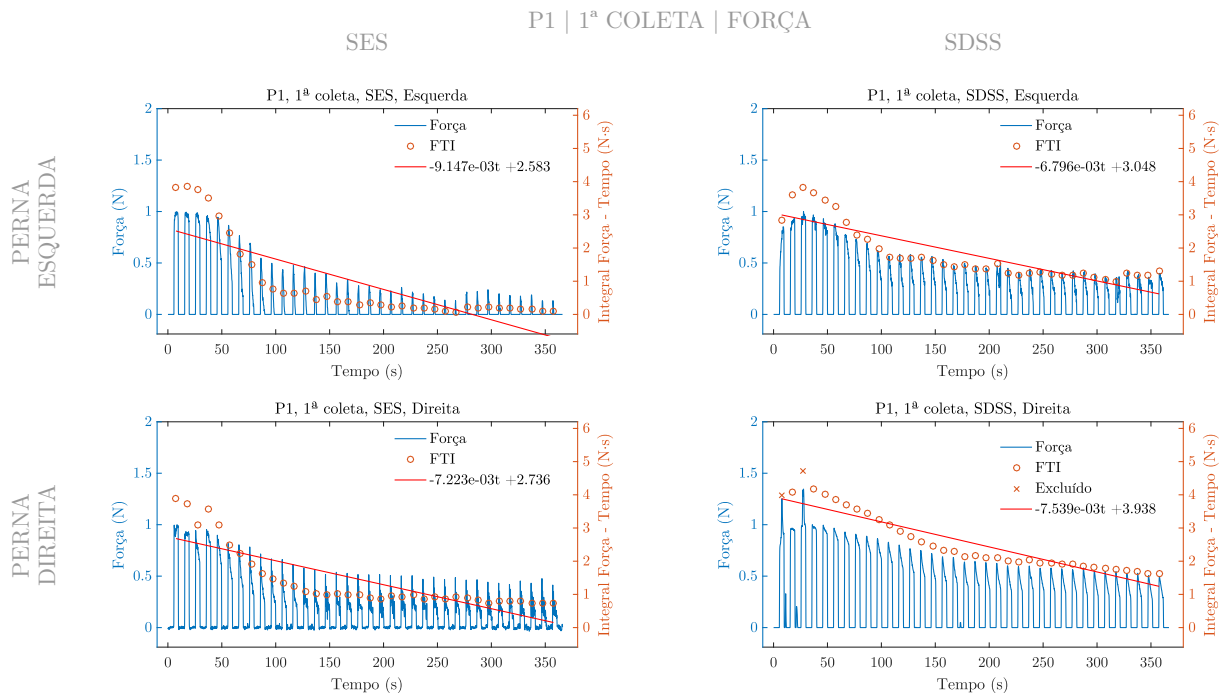
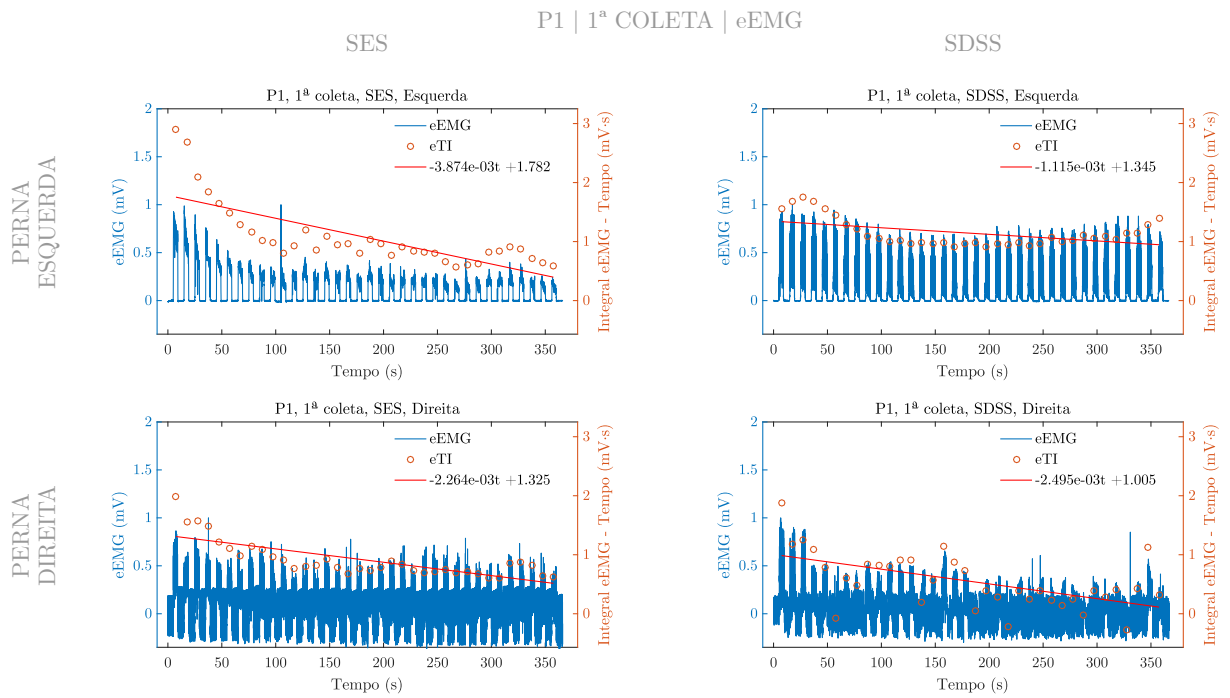
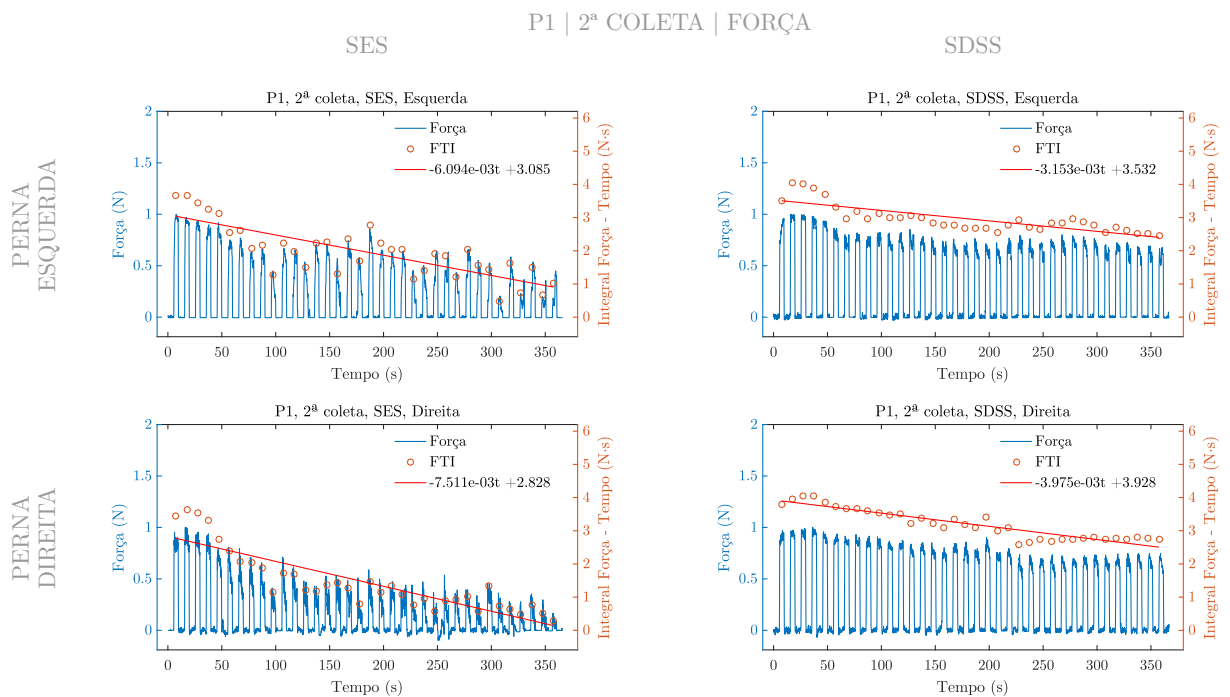


Figura 4.2 – Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.



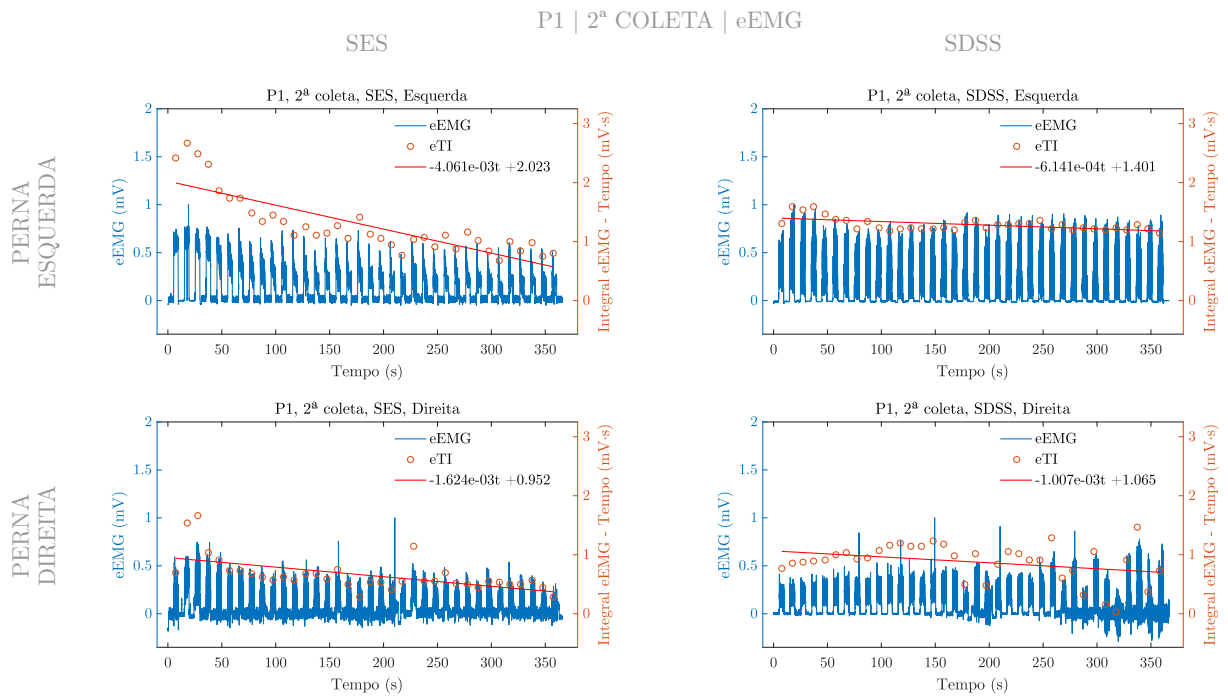
Fonte: o próprio autor.

Figura 4.3 – Dados de força da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.



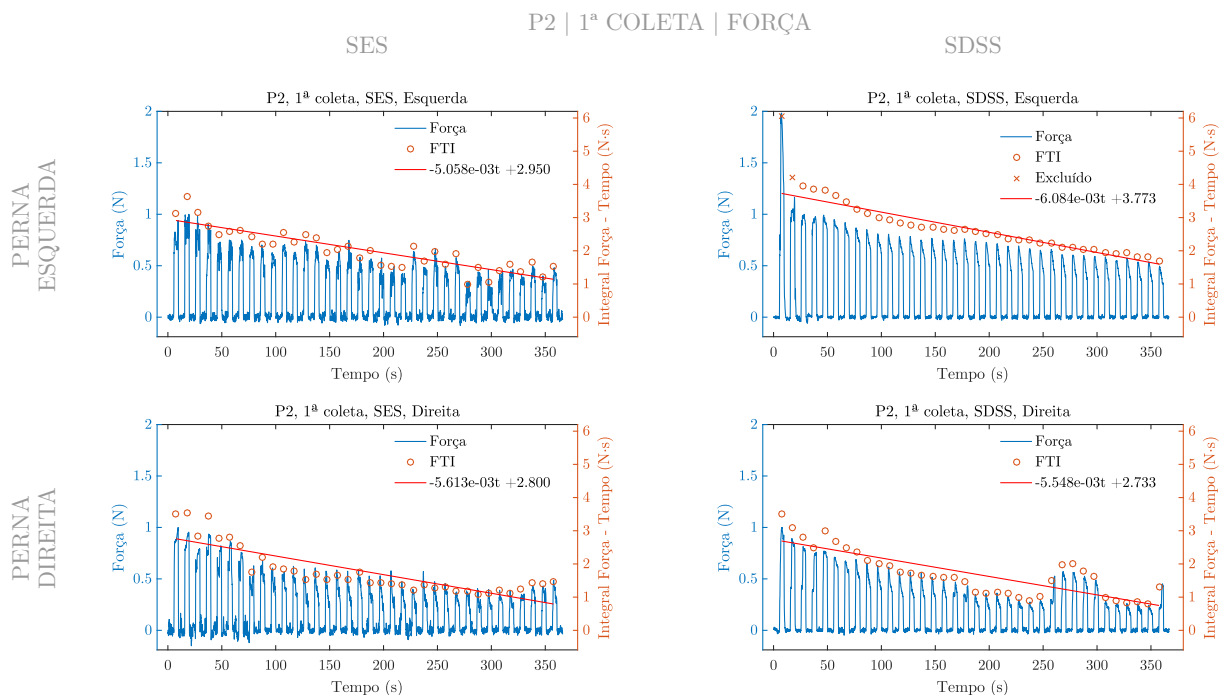
Fonte: o próprio autor.

Figura 4.4 – Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P1 para SES e SDSS.



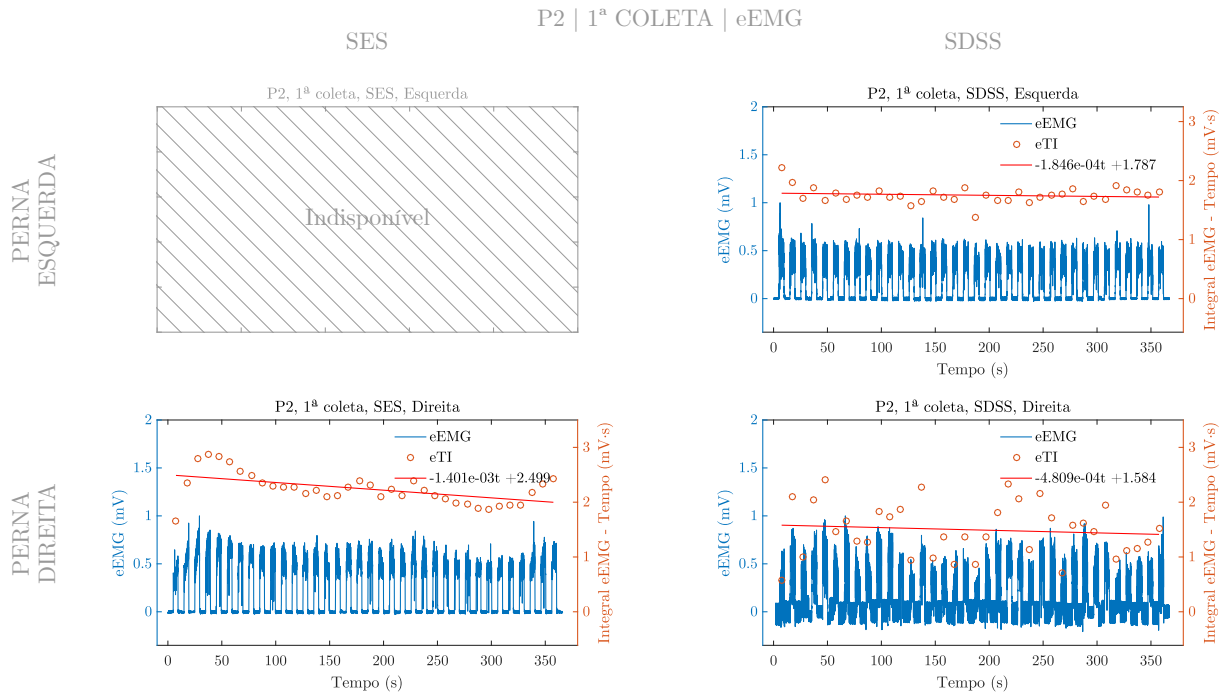
Fonte: o próprio autor.

Figura 4.5 – Dados de força da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.



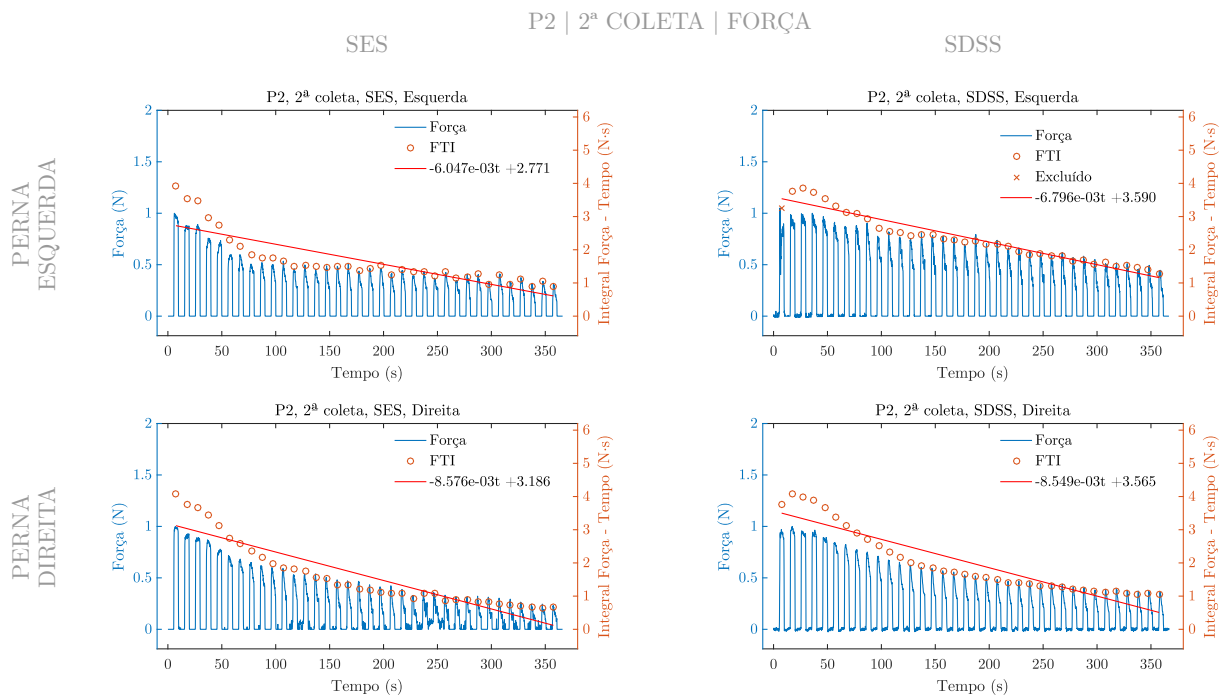
Fonte: o próprio autor.

Figura 4.6 – Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da primeira coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.



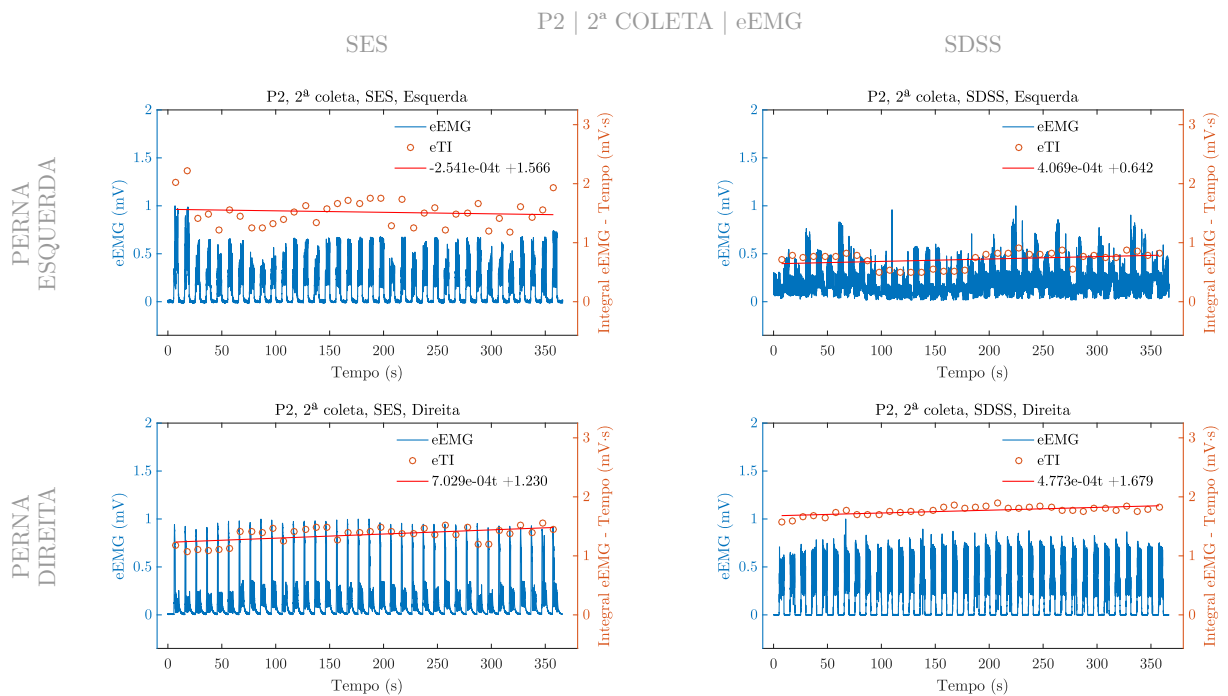
Fonte: o próprio autor.  
Dados indisponíveis em virtude de arquivos corrompidos.

Figura 4.7 – Dados de força da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.



Fonte: o próprio autor.

Figura 4.8 – Dados de eletromiografia evocada (eEMG) da segunda coleta do experimento isométrico com o participante P2 para SES e SDSS.



Em todas as regressões FTI notamos inclinações negativas, indicando uma redução da força ao longo do tempo. Assim, uma inclinação menos negativa refletiu em um decaimento mais lento da força. Para eTI, houve inclinações positivas na segunda coleta de P2. Porém, a maioria foi negativa e mais próxima de zero ao comparar com as regressões FTI, indicando um decaimento mais lento da atividade muscular. Utilizamos as regressões apenas como métrica de decaimento, a procura de um modelo para fadiga muscular está fora do escopo deste trabalho. Os dados de eEMG da primeira coleta com a perna esquerda do participante P2 não estão disponíveis, pois os arquivos estavam corrompidos.

Com SDSS, em todas as coletas, utilizamos uma largura de pulso mais baixa para atingir o mesmo nível de força que SES, o que reflete em uma intensidade de estimulação menor para uma força inicial semelhante, como mencionado na revisão bibliográfica, na seção 2.5.4, e relatado por [15, 17, 23]. Além disso, a maioria dos valores da média FTI foram maiores, indicando, no geral, uma área maior abaixo do perfil de força. Consequentemente, tanto a largura de pulso mais baixa quanto a média FTI mais alta indicaram uma maior eficiência geral de estimulação.

Conforme a Tabela 4.1, considerando a média dos resultados entre as duas pernas, para P1 as inclinações e a média FTI favoreceram SDSS em ambas as coletas. De acordo

com a inclinação FTI, com SDSS o decaimento da força foi 12,4 % mais lento na primeira coleta e 47,6 % na segunda. Para a média FTI, o valor com SDSS foi 84,3 % maior na primeira coleta e 79,5 % na segunda. Para P2, de forma análoga, considerando a média dos resultados entre as duas pernas, as inclinações favoreceram SES e os valores da média FTI foram maiores para SDSS. De acordo com a inclinação FTI, com SDSS o decaimento da força foi 9,0 % mais rápido na primeira coleta e 2,7 % na segunda. No caso da média FTI, o valor com SDSS foi 13,6 % maior na primeira coleta e 28,0 % na segunda.

Tabela 4.1 – Dados da integral força-tempo (FTI) do experimento isométrico para SES e SDSS de ambos os participantes.

Participante e perna avaliada	Inclinação FTI (1/1000)				Média FTI				
	1ª coleta		2ª coleta		1ª coleta		2ª coleta		
	SES	SDSS	SES	SDSS	SES	SDSS	SES	SDSS	
P1									
Esquerda	-9,147	-6,796	-6,094	-3,153	0,913	1,808	1,973	2,956	
Direita	-7,223	-7,539	-7,511	-3,975	1,418	2,489	1,457	3,202	
Média	-8,185	-7,168	-6,803	-3,564	1,166	2,149	1,715	3,079	
P2									
Esquerda	-5,058	-6,084	-6,047	-6,464	2,027	2,602	1,667	2,203	
Direita	-5,613	-5,548	-8,576	-8,549	1,776	1,720	1,621	2,005	
Média	-5,336	-5,816	-7,312	-7,507	1,902	2,161	1,644	2,104	

Fonte: o próprio autor em [27].  
Dados numéricos arredondados.

Com relação aos dados de eEMG da Tabela 4.2, considerando a média dos resultados entre as duas pernas, para P1 as inclinações e a média eTI favoreceram SDSS em sua maioria, com exceção da primeira coleta, em que a média eTI foi 14,9 % menor para SDSS. Para a inclinação eTI, com SDSS o decaimento da força foi 41,2 % mais lento na primeira coleta e 71,5 % na segunda. Para a média eTI, o valor com SDSS foi 14,9 % menor na primeira coleta e 12,0 % maior na segunda. Para P2, de forma análoga, considerando a média dos resultados entre as duas pernas, as inclinações favoreceram SDSS e os valores da média eTI foram maiores para SES. De acordo com a inclinação eTI, com SDSS o decaimento da força foi 76,2 % mais lento na primeira coleta e na segunda a inclinação média teve valor positivo, 96,4 % maior que SES. Para a média eTI, houve uma diminuição de 38,1 % na primeira coleta e 15,9 % na segunda para SDSS.



Tabela 4.2 – Dados da integral eEMG-tempo (eTI) do experimento isométrico para SES e SDSS de ambos os participantes.

Participante e perna avaliada	Inclinação eTI (1/1000)				Média eTI				
	1ª coleta		2ª coleta		1ª coleta		2ª coleta		
	SES	SDSS	SES	SDSS	SES	SDSS	SES	SDSS	
P1									
Esquerda	-3,874	-1,115	-4,061	-0,614	1,075	1,142	1,282	1,288	
Direita	-2,264	-2,495	-1,624	-1,007	0,912	0,549	0,656	0,881	
Média	-3,069	-1,805	-2,843	-0,811	0,994	0,846	0,969	1,085	
P2									
Esquerda	...	-0,185	-0,254	0,407	...	1,753	1,519	0,717	
Direita	-1,401	-0,481	0,703	0,477	2,244	1,496	1,358	1,766	
Média	-1,401	-0,333	0,225	0,442	2,244	1,625	1,439	1,242	

Fonte: o próprio autor em [27].

Dados numéricos arredondados. Sinal convencional “...” utilizado para dado numérico não disponível.

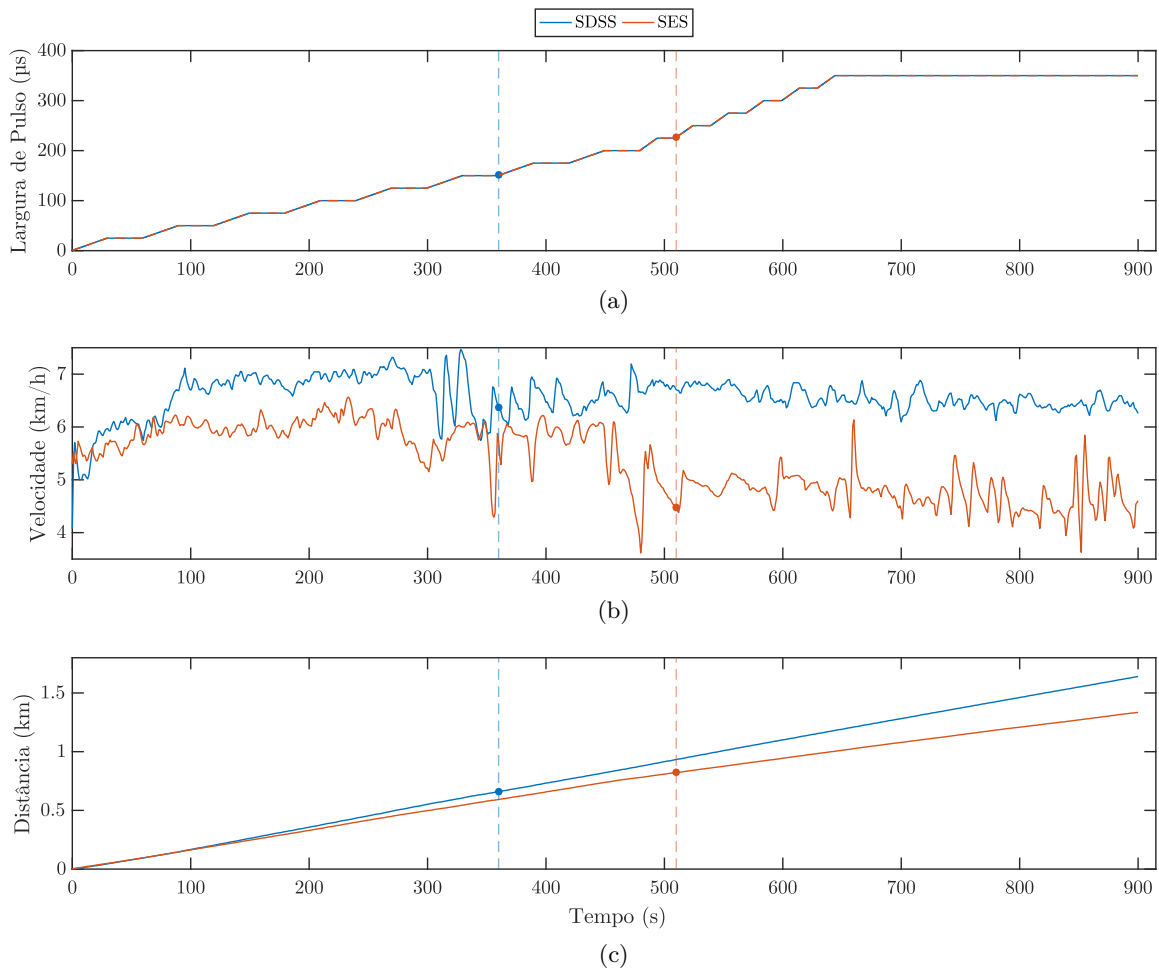
## 4.2 Experimento com ciclismo

Tanto no estágio de introdução à estimulação quanto na corrida, os resultados indicaram um melhor desempenho ao utilizar a estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS) devido a uma intensidade menor para manter o movimento, uma velocidade maior, com menos variações, e conseqüentemente a capacidade de percorrer distâncias mais longas. As Figuras 4.9 e 4.10 apresentam os dados coletados e a Tabela 4.3 contém as informações referentes ao período sem assistência.

A velocidade média referente ao período sem assistência foi superior em ambos os estágios, sendo 37,75 % maior na introdução e 7,05 % na corrida. Ademais, em [24] foram demonstradas ondulações (*ripple*) maiores no torque para a estimulação assíncrona. No entanto, com SDSS, observamos dados mais suaves de velocidade.

Durante a introdução utilizando SDSS, o participante começou a pedalar sem assistência primeiro, aos 360 segundos. Por outro lado, com a estimulação de eletrodo único (SES) foi preciso prolongar a assistência até 510 segundos, 41,67 % a mais. No estágio de corrida, foi atingido o máximo de 3 intervenções manuais utilizando SES, as quais ocorreram antes dos 250 segundos iniciais e foram efetuadas de forma breve e pontual simplesmente para manter o movimento. Já para SDSS não houve necessidade de

Figura 4.9 – Dados de largura de pulso, velocidade e distância percorrida durante o estágio de introdução do experimento com ciclismo para SES e SDSS.



Fonte: o próprio autor.

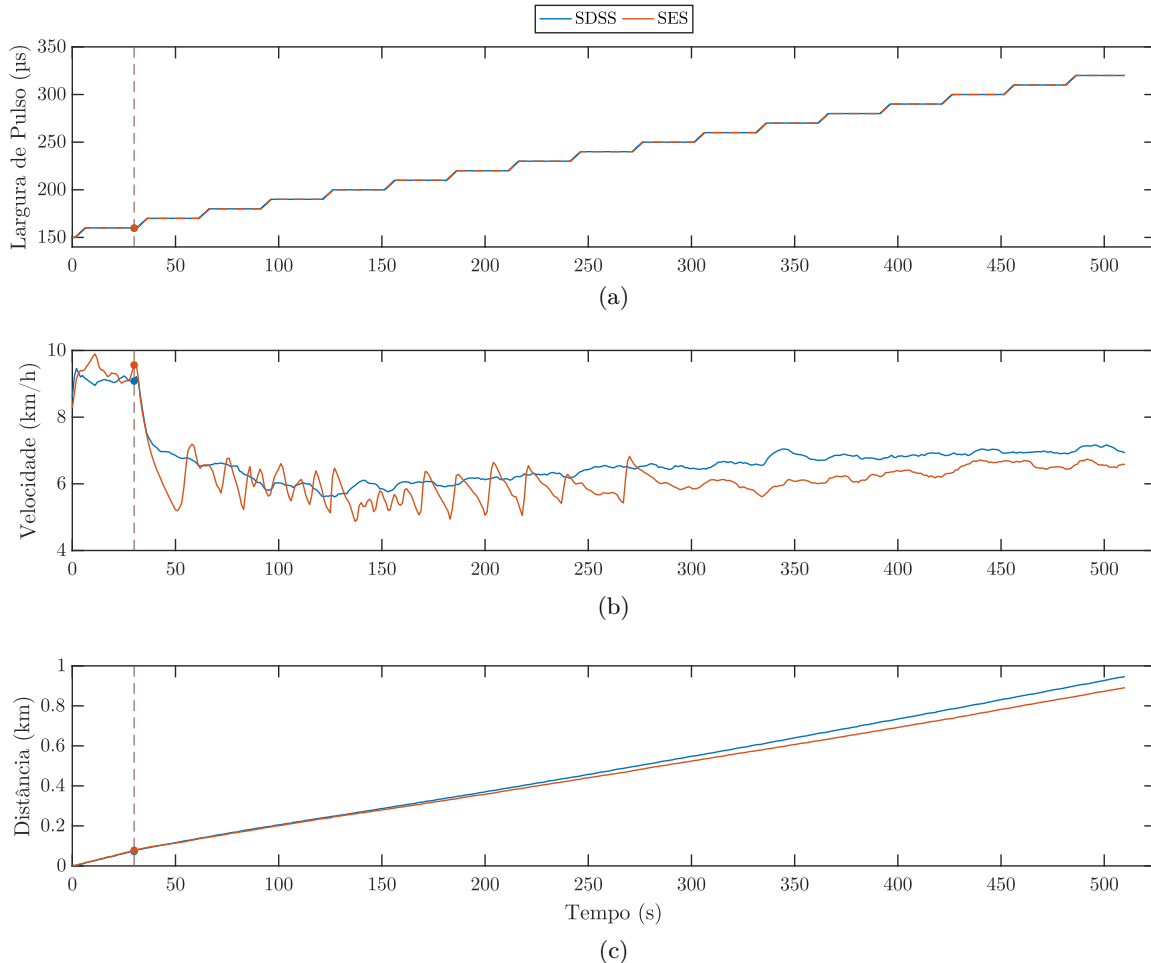
As linhas verticais tracejadas marcam o momento no qual o participante começou a pedalar sem assistência. A identificação do eixo x e a legenda contemplam os três gráficos.

assistência adicional após os 30 segundos iniciais da corrida. Tais resultados remetem às evidências de que, geralmente, é necessária uma intensidade maior com SES para alcançar os mesmos resultados, como indicado pelo experimento isométrico e por [15, 17, 23].

Com relação à distância, houve uma melhora de 91,39 % com SDSS durante o estágio de introdução e 7,02 % durante a corrida, visto que o término da assistência ocorreu primeiro com SDSS na introdução e as distâncias não foram consideradas para o período com assistência.

Embora os resultados tenham sido promissores para SDSS, realizamos o experimento durante duas sessões com um único participante. Por isso, o aumento das sessões e da população acompanhado de uma análise estatística são fundamentais para conclusões mais concretas sobre o assunto.

Figura 4.10 – Dados de largura de pulso, velocidade e distância percorrida durante o estágio de corrida do experimento com ciclismo para SES e SDSS.



Fonte: o próprio autor.

As linhas verticais tracejadas marcam o momento no qual o participante começou a pedalar sem assistência. A identificação do eixo x e a legenda contemplam os três gráficos.

Tabela 4.3 – Comparação resumida entre SES e SDSS no experimento com ciclismo.

	Introdução		Corrida	
	SES	SDSS	SES	SDSS
Término da assistência (s)	510	360	30	30
Distância (km)	0,511	0,978	0,812	0,869
Velocidade média (km/h)	4,747	6,539	6,113	6,544
Desvio padrão (km/h)	0,315	0,193	0,513	0,460

Fonte: o próprio autor.

Velocidade média e distância relativas ao período sem assistência. Dados numéricos arredondados.

## 5 CONCLUSÕES

### 5.1 Considerações finais

O objetivo principal deste trabalho foi estudar a estimulação sequencial distribuída espacialmente (SDSS) em membros inferiores de pessoas com lesão medular e efetuar comparações com o método convencional de eletrodo único (SES). Elaboramos uma revisão bibliográfica sobre o tema, desenvolvemos as aplicações necessárias para a utilização de SDSS, executamos dois protocolos experimentais e apresentamos aprimoramentos realizados no sistema de ciclismo por estimulação ao longo do trabalho.

Na etapa de revisão bibliográfica, analisamos 7 registros sobre o tema. O resultado predominante em todos os estudos foi a resistência à fadiga avaliada por meio de uma sequência de estimulação em experimentos isométricos e isocinéticos. Somente um registro conduziu testes em exercícios de alta intensidade [23], em que, diferentemente de SES e SDSS, a comparação se deu entre estimulação assíncrona e coativação. Segundo os registros avaliados, no geral, SDSS apresentou maior resistência à fadiga em comparação com SES. Nos estudos em que não houve aplicação de SDSS, os métodos alternativos de estimulação também tiveram vantagem com respeito à fadiga. São eles: estimulação alternada [23], assíncrona [21] e de baixa frequência [7]. A maior parte dos estudos relatou que valores menores de intensidade foram necessários para obter resultados equivalentes ao utilizar SDSS.

Por intermédio dos dois experimentos realizados neste trabalho, consolidamos as aplicações desenvolvidas em software e as adaptações efetuadas nos equipamentos para utilização do método SDSS com um aparelho comercial. No geral, os dados de força e eletromiografia evocada, coletados no primeiro experimento, indicaram, respectivamente, maior eficiência e uma queda mais lenta da atividade muscular com SDSS. Ademais, com a comparação entre os métodos na plataforma de ciclismo realizada no segundo experimento, observamos que, com o mesmo perfil de intensidade, o participante manteve uma velocidade superior, alcançou distâncias mais longas e necessitou de assistência por menos tempo utilizando SDSS. Os resultados destes experimentos indicam o método SDSS como promissor de acordo com os aspectos aqui comparados. No entanto, o volume de dados não é suficiente para prover uma discussão mais profunda sobre o tema. Portanto, uma investigação aprofundada, incluindo testes de hipótese e mais participantes, será necessária para obter conclusões concretas sobre os efeitos dessa alternativa em pessoas com lesão medular.

## 5.2 Trabalhos futuros

A integração de outros sensores na plataforma de ciclismo pode contribuir para a comparação de resultados com outras pesquisas e ampliar a compreensão relativa a outros aspectos, como potência exercida e consumo de oxigênio durante o movimento. No que diz respeito às comparações, encorajamos o cálculo do índice de fadiga para trabalhos futuros, visto que é uma métrica amplamente utilizada nos registros da literatura.

A solução para aplicação de SDSS desenvolvida neste trabalho pode ser beneficiada por um demultiplexador externo, componente eletrônico capaz de comutar o sinal proveniente de um único canal de estimulação para outros. Tal melhoria possibilita a utilização de SDSS com um maior número de canais, a estimulação de mais grupos musculares e permite configurações híbridas entre SES e SDSS, o que pode ser vantajoso como tentativa de minimizar efeitos indesejados, como ondulações (*ripple*) no torque.

Como trabalho futuro, diferentes frequências de estimulação podem ser investigadas com SDSS para verificar a melhor opção e evitar tanto as ondulações (*ripple*) amplificadas quanto a fadiga acentuada. Visto que, de acordo com os experimentos em [21, 24], frequências menores com estimulação assíncrona apresentaram resistência à fadiga superior, porém, as ondulações (*ripple*) no torque foram evidentes.

A utilização de pulsos elétricos do tipo *doublet* e *triplet* tem sido investigada atualmente para redução da fadiga muscular [30]. Outra opção para continuação deste trabalho é implementar SDSS em conjunto com esses tipos de pulso para comparações de desempenho com o modo OSCL (do inglês, *One Shot Channel List*) do aparelho estimulador.

Explorar soluções responsáveis por adequar a estimulação à movimentação dos eletrodos é um tema que tem indícios [31, 32] de contribuir para um recrutamento muscular mais consistente durante o exercício e também pode ser estudado futuramente.

Estudos como [33, 34] implementaram estimulação assíncrona com controladores de trajetória, agindo em cada um dos canais de estimulação individualmente. Uma possibilidade para trabalhos futuros em ciclismo por estimulação é realizar alterações automáticas nos parâmetros com um controlador, por meio de estimativas com base na atividade muscular. Desse modo, a estimulação pode ser otimizada separadamente para cada canal. Além disso, estudos focados em identificação de modelos podem desenvolver e aplicar algoritmos que estimem e atuem conforme a evolução da fadiga muscular.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Spinal cord injury*. 2013. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>. Acesso em: 22 mar. 2021.
- [2] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE. *Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular*. 2. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2015. 68 p.
- [3] POPOVIC, D. B.; SINKJÆR, T. *Control of movement for the physically disabled: control for rehabilitation technology*. [S.l.]: Springer, 2000.
- [4] MUSSA-IVALDI, F. A. et al. *Neural Engineering*. [S.l.]: Oxford University Press, 2006. 293–312 p.
- [5] LAUBACHER, M. et al. Comparison of proximally versus distally placed spatially distributed sequential stimulation electrodes in a dynamic knee extension task. *European Journal of Translational Myology*, v. 26, n. 2, p. 110–115, 2016.
- [6] SAYENKO, D. G. et al. Method to Reduce Muscle Fatigue during Transcutaneous Neuromuscular Electrical Stimulation in Major Knee and Ankle Muscle Groups. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 29, n. 8, p. 722–733, 2015.
- [7] MALEŠEVIĆ, N. M. et al. Distributed low-frequency functional electrical stimulation delays muscle fatigue compared to conventional stimulation. *Muscle and Nerve*, v. 42, n. 4, p. 556–562, 2010.
- [8] LAUBACHER, M. et al. Stimulation of paralysed quadriceps muscles with sequentially and spatially distributed electrodes during dynamic knee extension. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 16, n. 1, p. 1–12, 2019.
- [9] BO, A. P. et al. Cycling with Spinal Cord Injury: A Novel System for Cycling Using Electrical Stimulation for Individuals with Paraplegia, and Preparation for Cybathlon 2016. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., v. 24, n. 4, p. 58–65, dec 2017.
- [10] ETH Zürich. *About Cybathlon*. 2020. Disponível em: <https://cybathlon.ethz.ch/en/cybathlon>. Acesso em: 1 dez. 2020.
- [11] BAPTISTA, R.; SIJOBERT, B.; COSTE, C. A. New Approach of Cycling Phases Detection to Improve FES-Pedaling in SCI Individuals. In: *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Madrid, Spain: IEEE, 2018. p. 5181–5186.

- [12] NGUYEN, R. H. *Multi-Input Transcutaneous Neuromuscular Electrical Stimulation for Control of the Lower Limb*. Tese (Doutorado) — ETH Zurich, 2015.
- [13] LAUBACHER, M. *Multi-electrode Stimulation for Performance Optimisation of Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling*. Tese (Doutorado) — ETH Zurich, 2018.
- [14] SAYENKO, D. G. et al. Reducing muscle fatigue during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation by spatially and sequentially distributing electrical stimulation sources. *European Journal of Applied Physiology*, v. 114, n. 4, p. 793–804, 2014.
- [15] LAUBACHER, M. et al. Power output and fatigue properties using spatially distributed sequential stimulation in a dynamic knee extension task. *European Journal of Applied Physiology*, Springer Berlin Heidelberg, v. 117, n. 9, p. 1787–1798, 2017.
- [16] BERGQUIST, A. J. et al. Fatigue reduction during aggregated and distributed sequential stimulation. *Muscle and Nerve*, v. 56, n. 2, p. 271–281, 2017.
- [17] NGUYEN, R. et al. Spatially distributed sequential stimulation reduces fatigue in paralyzed triceps surae muscles: a case study. *Artificial organs*, v. 35, n. 12, p. 1174–1180, 2011.
- [18] DENYER, D.; TRANFIELD, D. Producing a systematic review. In: *The Sage handbook of organizational research methods*. Thousand Oaks, CA: Sage Publications Ltd, 2009. p. 671–689.
- [19] SANTOS, C. M. D. C.; PIMENTA, C. A. D. M.; NOBRE, M. R. C. The PICO strategy for the research question construction and evidence search. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, v. 15, n. 3, p. 508–511, jun 2007.
- [20] MOHER, D. et al. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *Journal of Clinical Epidemiology*, v. 62, n. 10, p. 1006–1012, oct 2009.
- [21] DOWNEY, R. J. et al. Comparing the Induced Muscle Fatigue Between Asynchronous and Synchronous Electrical Stimulation in Able-Bodied and Spinal Cord Injured Populations. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 23, n. 6, p. 964–972, 2015.
- [22] SAYENKO, D. G.; POPOVIC, M. R.; MASANI, K. Spatially distributed sequential stimulation reduces muscle fatigue during neuromuscular electrical stimulation. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, IEEE*, n. 4, p. 3614–3617, 2013.
- [23] DECKER, M. J. et al. Alternating stimulation of synergistic muscles during functional electrical stimulation cycling improves endurance in persons with spinal cord

injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier Ltd, v. 20, n. 6, p. 1163–1169, 2010.

[24] DOWNEY, R. J. et al. Comparing the force ripple during asynchronous and conventional stimulation. *Muscle and Nerve*, v. 50, n. 4, p. 549–555, 2014.

[25] LAUBACHER, M. et al. The road to Cybathlon 2016 - Functional electrical stimulation cycling Team IRPT/SPZ. *European Journal of Translational Myology*, v. 27, n. 4, p. 259–264, dec 2017.

[26] SOUSA, A. C. C. de et al. Automatic Detection of Stimulation Artifacts to Isolate Volitional from Evoked EMG Activity. *IFAC-PapersOnLine*, v. 51, n. 27, p. 282–287, 2018.

[27] DE MACÊDO PINHEIRO, L.; DE SOUSA, A. C. C.; BO, A. P. L. Comparing Spatially Distributed and Single Electrode Stimulation on Individuals with Spinal Cord Injury. In: *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. [S.l.]: IEEE, 2020. v. 2020-July, p. 3293–3296.

[28] SCHAUER, T.; NEGAARD, N. O.; BEHLING, C. *ScienceMode - RehaStim Stimulation Device Description and Protocol*. 2009. Disponível em: [https://hasomed.de/wp-content/uploads/hasomed-fileadmin/RehaMove/ScienceMode/science\\_mode\\_200909.pdf](https://hasomed.de/wp-content/uploads/hasomed-fileadmin/RehaMove/ScienceMode/science_mode_200909.pdf). Acesso em: 9 abr. 2021.

[29] ROZAND, V. et al. Neuromuscular Fatigue Following Isometric Contractions with Similar Torque Time Integral. *International Journal of Sports Medicine*, v. 36, n. 01, p. 35–40, oct 2014.

[30] RUSLEE, R.; MILLER, J.; GOLLEE, H. Investigation of different stimulation patterns with doublet pulses to reduce muscle fatigue. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, v. 6, p. 205566831982580, jan 2019.

[31] ICHIKAWA, K. et al. Motor point tracking stimulation of biceps brachii using multi electrodes based on functional electrical stimulation. *2019 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems, CBS 2019*, p. 1–4, 2019.

[32] ICHIKAWA, K. et al. Joint angle based motor point tracking stimulation for surface FES: A Study on biceps brachii. *Medical Engineering and Physics*, Elsevier Ltd, v. 88, p. 9–18, 2021.

[33] DOWNEY, R. J. et al. Closed-Loop Asynchronous Neuromuscular Electrical Stimulation Prolongs Functional Movements in the Lower Body. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 23, n. 6, p. 1117–1127, 2015.

[34] DOWNEY, R. J. et al. Switched Tracking Control of the Lower Limb During Asynchronous Neuromuscular Electrical Stimulation: Theory and Experiments. *IEEE Transactions on Cybernetics*, v. 47, n. 5, p. 1251–1262, may 2017.



- [35] ROS. *ROS Wiki*. 2020. Disponível em: <https://wiki.ros.org/ROS/Introduction>. Acesso em: 1 dez. 2020.
- [36] BRINDEIRO, G. A. *Software Embarcado de Controle para Triciclo Assistido por Estimulação Elétrica*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2017.
- [37] RICARTE, G.; PINHEIRO, L. D. M.; BO, A. P. L. Intuitive and Modular Software Architecture for Functional Electrical Stimulation Rehabilitation. In: *2020 Latin American Robotics Symposium, 2020 Brazilian Symposium on Robotics and 2020 Workshop on Robotics in Education*. Natal, Brazil: IEEE, 2020. p. 1–6.
- [38] ROS. *rqt ROS Wiki*. 2016. Disponível em: <https://wiki.ros.org/rqt>. Acesso em: 1 dez. 2020.
- [39] GARRETT, J. J. A visual vocabulary for describing information architecture and interaction design. 2002. Disponível em: <http://jjg.net/ia/visvocab/>. Acesso em: 23 abr. 2021.

## APÊNDICE A - APRIMORAMENTOS GERAIS

Nesta seção, descrevemos outras partes técnicas relacionadas ao desenvolvimento deste trabalho e detalhamos melhorias gerais que realizamos nas plataformas e equipamentos utilizados pela equipe do Projeto EMA em atividades de pesquisa e reabilitação.

### A.1 Robot Operating System

#### A.1.1 Introdução

De acordo com a definição oficial em [35], Robot Operating System (ROS) é um meta-sistema operacional *open-source*. Embora apresente características de um sistema operacional como, por exemplo, troca de mensagens entre processos, gerenciamento de pacotes e integração de código entre vários computadores, é necessária uma plataforma baseada em Unix para sua utilização. Ainda que possível, a inserção em Windows não foi plenamente consolidada.

Alguns o consideram como um *middleware*, principalmente por se encarregar da gestão e comunicação entre diferentes processos modulares de um sistema distribuído, ou como um *framework*, devido à ampla coleção de ferramentas prontas para uso, simplificando tarefas de configuração, visualização, teste, registro, entre outras. Em alguns aspectos esse conjunto de recursos, bibliotecas e interfaces se assemelha a outras alternativas já existentes, como YARP, Player e Orocos. Entretanto, a acessibilidade dos fóruns, a ampla comunidade mundial e a extensa documentação contribuem para que o ROS seja uma das opções mais difundidas, principalmente no ramo da robótica.

De forma resumida, o ROS auxilia na construção, manutenção e monitoramento de sistemas distribuídos ao facilitar o desenvolvimento e execução de software modular.

#### A.1.2 Conceitos fundamentais

Como desenvolvemos a maior parte do software deste trabalho utilizando ROS, explicaremos a seguir alguns termos necessários para o entendimento pleno das demais seções. Mais informações estão disponíveis na documentação oficial [35].

Prezando pela modularidade e fácil reutilização, em ROS geralmente cada uma das partes ou dispositivos de um sistema corresponde a um Package, um grupo de arquivos que juntos desempenham uma função específica. Comumente são definidos por

uma estrutura de pastas similar e contêm um ou mais Nodes. Estes, por sua vez, são processos individuais encarregados de realizar processamento, em geral atrelados a um próprio arquivo executável, e podem se comunicar entre si por meio de Topics, Services ou Actions.

Um Topic é um canal de comunicação que estabelece uma transmissão assíncrona de mensagens entre Nodes. Os que têm interesse em determinada mensagem são inscritos no Topic apropriado e os que geram informação publicam nele. O nome designado ao Topic e o tipo de mensagem transmitida são suficientes para isso, não sendo necessário que os Nodes inscritos tenham conhecimento dos que publicam, e vice-versa.

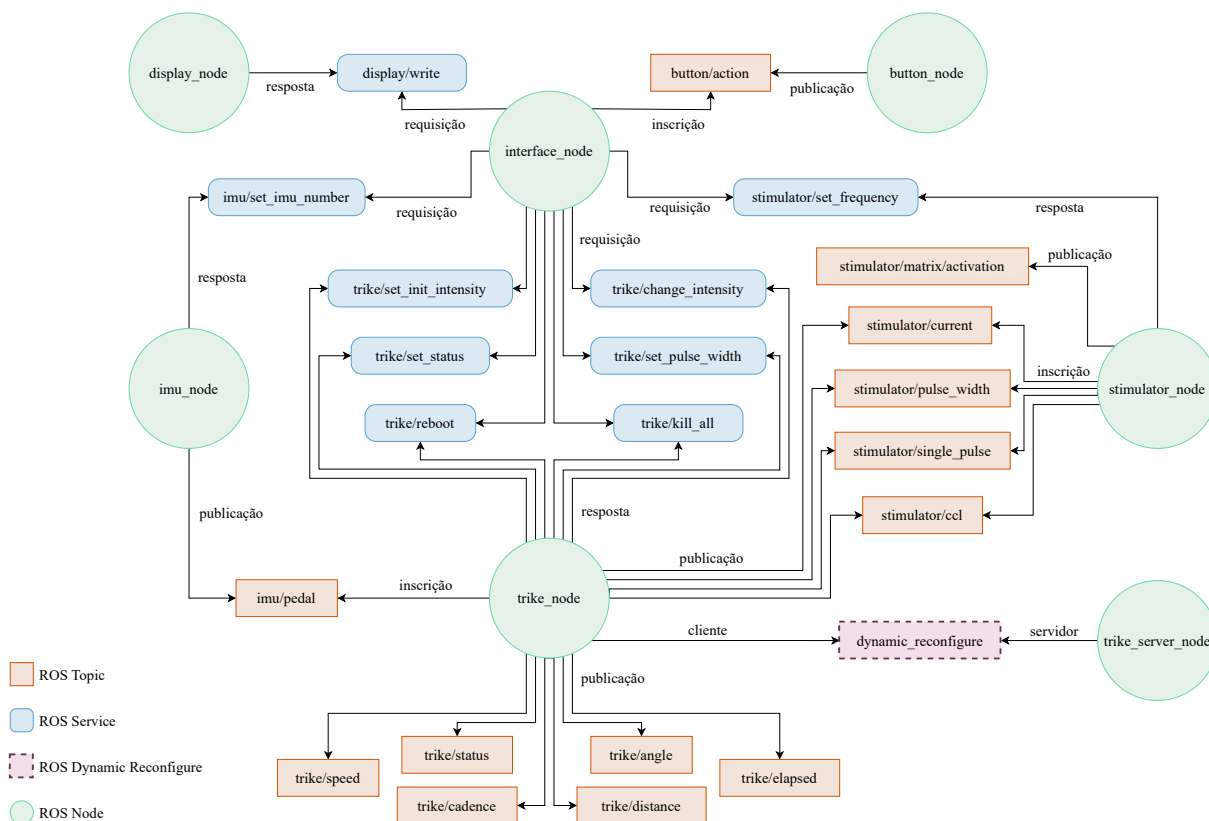
Caso a interação entre Nodes se assemelhe mais a eventuais requisições/respostas, o canal de comunicação mais adequado é o Service. Essa transmissão de informação consiste em um par de mensagens, uma enviada pelo Node cliente, que faz a requisição e aguarda, e outra pelo Node servidor, que provê o Service e responde às solicitações. Seu funcionamento é similar à chamada de um procedimento remoto, permitindo que o Node cliente chame, com os devidos argumentos, a função do servidor designada ao Service e receba um retorno correspondente. Dynamic Reconfigure, ou reconfiguração dinâmica, é uma funcionalidade do ROS, baseada em Services, que permite a modificação de parâmetros de forma dinâmica durante a execução. Na seção A.2, descrevemos mais sobre seu funcionamento e como foi necessária para criação da interface gráfica.

Por fim, a comunicação com Actions é similar aos Services, porém costuma ser utilizada quando a requisição remete a uma tarefa mais demorada, a qual pode ser cancelada e requer respostas intermediárias até atingir o resultado final. As mensagens são compostas de três seções: uma define a requisição, outra caracteriza as respostas intermediárias e a terceira especifica a forma do resultado final. Até o presente momento, não precisamos utilizar esse tipo de comunicação para as aplicações descritas neste trabalho.

### A.1.3 Exemplo no ciclismo por estimulação

Embora o ROS tenha um enfoque em robótica, também pode ser útil para aplicações distintas. Apresentamos aqui, como exemplo, a estrutura do software para ciclismo por estimulação elétrica de [36] com os aprimoramentos realizados neste trabalho juntamente com um diagrama de componentes, na Figura A.1.1, considerando os conceitos descritos na seção anterior e seus respectivos nomes.

Figura A.1.1 – Diagrama de componentes do software para ciclismo por estimulação.



Fonte: o próprio autor.

- ema\_common\_msgs (Package):

Define mensagens customizadas que são necessárias para estabelecer a comunicação desejada entre certos Nodes, visto que os tipos de mensagem padrão, já definidos no ROS, não são suficientes em certos casos. Não contém nenhum Node.

- hasomed\_rehastim\_stimulator (Package):

Contém a estrutura completa necessária para utilizar o estimulador independente da aplicação.

- stimulator\_node (Node):

É o intermediário entre o próprio estimulador e o ROS. Acompanha, interpreta as devidas mensagens e envia os respectivos comandos ao dispositivo. Fornece o Service `stimulator/set_frequency` para alteração da frequência de estimulação sem a necessidade de reiniciar o sistema. Dependendo do modo configurado, pode se inscrever no Topic `stimulator/current`, `stimulator/pulse_width`, `stimulator/single_pulse` ou `stimulator/ccl` e publicar no `stimulator/matrix/activation`.

- `yostlabs_3space_imu` (Package):  
 Contém a estrutura completa necessária para utilizar os sensores inerciais independente da aplicação.
  - `imu_node` (Node):  
 Estabelece a comunicação com os sensores inerciais, obtém os dados desejados e efetua a publicação em um Topic denominado `imu/pedal`. Fornece o Service `imu/set_imu_number` para alteração do sensor inercial sem a necessidade de reiniciar o sistema.
- `ema_fes_cycling` (Package):  
 Este é o Package principal. Contém o código central para a aplicação do ciclismo por estimulação e é responsável por coordenar as outras partes.
  - `trike_node` (Node):  
 Este é o Node principal. Recebe as informações do sensor inercial pelo Topic `imu/pedal`, efetua os cálculos necessários e envia, como saída, uma mensagem destinada ao estimulador. Dependendo do modo configurado para estimulação, a atuação pode ser publicada no Topic `stimulator/current`, `stimulator/pulse_width`, `stimulator/single_pulse` ou `stimulator/ccl`. Com o propósito de monitoramento, também publica dados relativos à pedalada nos Topics `trike/status`, `trike/angle`, `trike/speed`, `trike/cadence`, `trike/distance` e `trike/elapsed`. Fornece os Services `trike/reboot`, `trike/kill_all`, `trike/set_status`, `trike/set_pulse_width`, `trike/set_init_intensity` e `trike/change_intensity`. Além disso, este Node pode reagir à reconfiguração dinâmica, por exemplo, ao utilizar a interface gráfica para interagir com o sistema, descrita na seção A.2.
  - `trike_server_node` (Node):  
 Ativado quando a operação do sistema ocorre por meio da interface gráfica descrita em A.2. Responsável por processar e efetivar as modificações de certos parâmetros durante a execução por meio do ROS Dynamic Reconfigure. Recebe as alterações efetuadas por intermédio da interface gráfica, impõe as devidas restrições, caso necessário, efetua qualquer alteração adicional e atualiza o conjunto de parâmetros reconfiguráveis.
  - `button_node` (Node):  
 Ativado quando a operação do sistema ocorre por meio da interface de interação do piloto descrita em A.3. Identifica quando os botões de comando do piloto são

pressionados, reconhece o tipo de clique e efetua a publicação da respectiva ação no Topic `button/action`.

- `display_node` (Node):

Ativado quando a operação do sistema ocorre por meio da interface de interação do piloto descrita em A.3. Estabelece a comunicação com o display LCD e fornece o Service `display/write` para atualizar a informação exibida.

- `interface_node` (Node):

Ativado quando a operação do sistema ocorre por meio da interface de interação do piloto descrita em A.3. Recebe as ações dos botões pelo Topic `button/action`, interpreta a ação com base no estado atual, age de acordo e gerencia as informações exibidas ao piloto pelo display LCD. Efetua requisições como cliente aos Services `display/write`, `trike/reboot`, `trike/kill_all`, `trike/set_status`, `trike/set_pulse_width`, `trike/set_init_intensity` e `trike/change_intensity`, `stimulator/set_frequency` e `imu/set_imu_number`, detalhados na seção A.3.

## A.2 Interface gráfica

O uso da estimulação elétrica funcional (FES) requer atenção, experiência e cautela, visto que a corrente elétrica aplicada de forma inadequada pode prejudicar o usuário. Portanto, dispor de uma interface gráfica pode contribuir para a visualização e modificação de variáveis relevantes do sistema e, assim, evitar eventuais erros. Com esse intuito, construímos uma interface gráfica para facilitar a interação de pesquisadores e profissionais da saúde com os dispositivos e aplicações que desenvolvemos relacionados à FES.

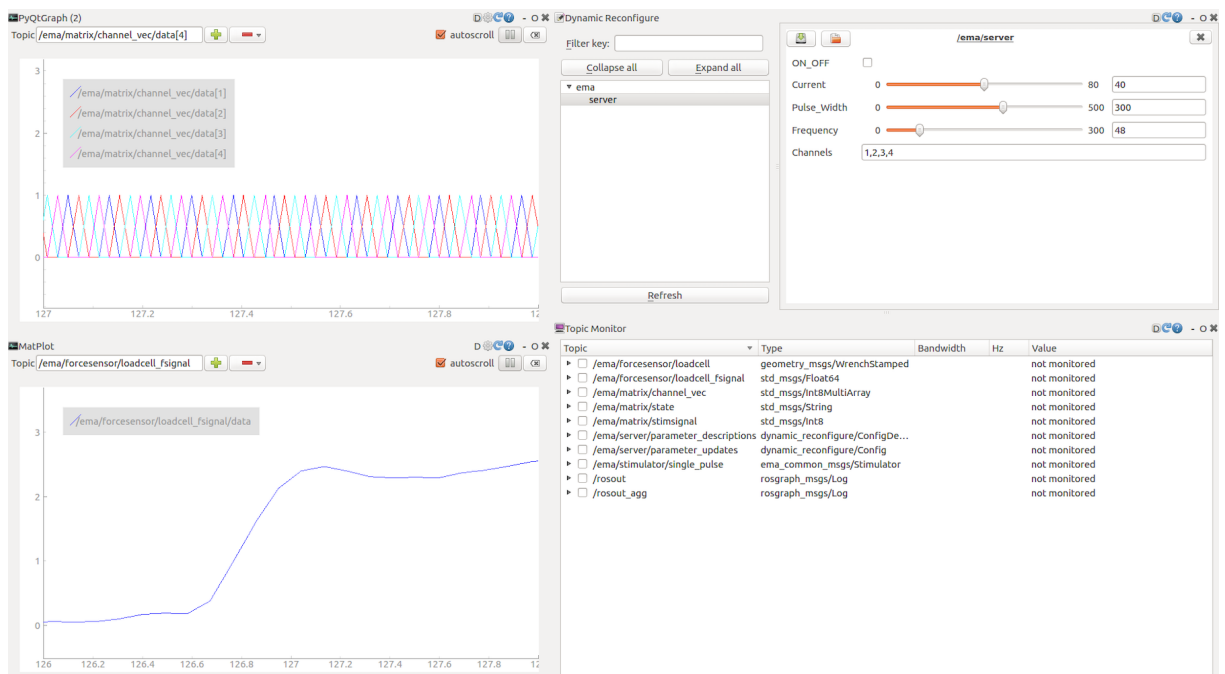
Anteriormente, a alteração de parâmetros, como ativação de canais, intensidade, intervalo e momento de estimulação, era realizada por meio da edição de arquivos de configuração e código [37]. Ademais, as alterações não eram efetivadas durante a execução, sendo necessário finalizar e reiniciar a aplicação para terem efeito, um processo tedioso de ser repetido diversas vezes. Além disso, para monitorar uma determinada variável, como o ângulo da pedivela, era necessário utilizar o terminal de comandos ou incluir partes específicas no código para exibir valores ou traçar gráficos. A interface gráfica permite essas alterações e o acompanhamento de variáveis do sistema de forma simplificada, além de possibilitar a identificação clara de possíveis erros e falhas.

Para montagem da interface utilizamos o recurso ROS `rqt` [38]. Cada funcionalidade foi implementada em pequenas janelas agrupadas em uma única tela.

Dessa forma há a possibilidade de adicionar e remover tais janelas com facilidade, tornando essa estrutura conveniente para customização de acordo com a aplicação. Podemos utilizar a interface em praticamente qualquer sistema operacional compatível com ROS e fazer mudanças por meio das linguagens Python e C++.

Como o ROS `rqt` já é um recurso incorporado ao ROS, não necessitamos de algo extra para integração. Tal flexibilidade facilitou a construção de dois arranjos diferentes. Um deles para atividades e experimentos com sensor de força, ilustrado na Figura A.2.1 e exemplificado na seção 3.1.1, e outro para o ciclismo por estimulação elétrica, na Figura A.2.2, como descrevemos em 3.1.2.

Figura A.2.1 – Interface gráfica desenvolvida para atividades com o sensor de força.



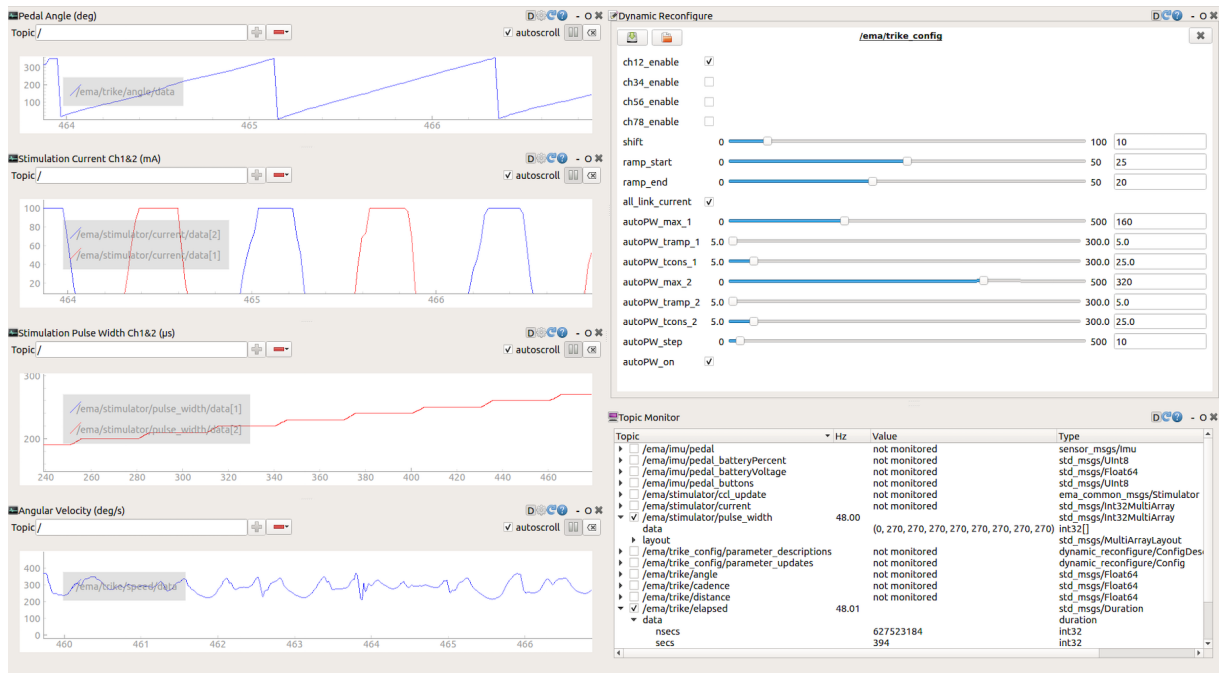
Fonte: o próprio autor.

Janela superior esquerda - gráficos de estimulação, janela inferior esquerda - sensor de força, janela superior direita - reconfiguração dinâmica, janela inferior direita - lista de ROS Topics e seus atributos.

Cada arranjo é constituído por um conjunto de regras que definem a posição, tipo e comportamento de cada uma de suas janelas, que juntas compõem a tela completa da interface. Essas regras são salvas em um arquivo *.perspective*, que pode ser importado e exportado para reutilização e preservação do padrão original do arranjo.

Para os dois arranjos que criamos, incluímos funcionalidades tanto para alterar parâmetros quanto monitorar e visualizar o estado de determinados elementos do sistema. Especificamente para o ciclismo por estimulação, ilustrado na Figura A.2.2, dividimos a tela em três seções diferentes: gráficos, lista de tópicos e reconfiguração dinâmica.

Figura A.2.2 – Versão mais atual da interface gráfica para aplicações em ciclismo.



Fonte: o próprio autor.

Gráficos à esquerda, de cima para baixo - posição angular da pedivela, amplitude de corrente, largura de pulso e velocidade angular; janela superior direita - reconfiguração dinâmica de parâmetros; janela inferior direita - lista de ROS Topics e seus atributos.

O gráfico de posição é a janela superior esquerda em que o ângulo da pedivela, de 0 a 360 graus, pode ser visto durante a pedalada pelo ROS Topic trike/angle. Abaixo dele estão os dois gráficos de atuação em que, pelo ROS Topic stimulator/current e stimulator/pulse\_width, são exibidas, respectivamente, a amplitude de corrente elétrica e largura de pulso sendo aplicada pela estimulação em cada um dos canais ativos. No caso, a estimulação de eletrodo único estava sendo utilizada. No último gráfico, com o ROS Topic trike/speed, é traçada a cadência estimada durante a pedalada em graus/s. Ao pressionar o botão direito do mouse em um gráfico, é possível fazer diversas alterações, como habilitar a grade, mudar o intervalo dos eixos e efetuar a média dos dados.

A lista de ROS Topics, no canto inferior direito da tela, pode ser usada para monitorar o estado e variáveis do sistema, exibindo o valor, tipo e a frequência com que certas informações estão sendo transmitidas. Por exemplo, os dados de posição e velocidade angular do sensor e comandos entregues ao estimulador.

Na área superior direita, está a seção de reconfiguração dinâmica, em que o usuário pode modificar parâmetros enquanto o sistema está em execução, não sendo mais necessário que o operador pare a execução, edite os arquivos e reinicie o sistema.



Declaramos cada um dos parâmetros com seus respectivos atributos em um arquivo *.cfg*. Seu conteúdo é o que define a exibição desta janela na interface. Com relação à largura de pulso, por exemplo, o operador pode optar por modificações individuais ou uma sequência de aumento automático, na qual o sistema realiza incrementos por uma série de rampas e platôs customizados. Os parâmetros reconfiguráveis são descritos a seguir.

- `ch**_enable`: habilita ou desabilita os respectivos (*\*\**) canais de estimulação.
- `shift`: ângulo, em graus, utilizado para compensar a velocidade angular no momento de ativação de cada canal. Uma proporção desse ângulo é subtraída do intervalo angular de todos os canais e é responsável por adiantar o momento de estimulação para velocidades maiores. Tal proporção é a razão entre a velocidade angular atual e a velocidade de referência, de 300 graus/s.
- `ramp_start`: ângulo, em graus, utilizado para definir a duração das rampas de aumento/início da amplitude de corrente para todos os canais habilitados.
- `ramp_end`: ângulo, em graus, utilizado para definir a duração das rampas de redução/fim da amplitude de corrente para todos os canais habilitados.
- `all_link_current`: vincula ou desvincula a amplitude de corrente e largura de pulso para todos os canais ativos, de forma que as alterações são aplicadas para todos ou individualmente.
- `autoPW_max_*`: valor máximo, em  $\mu s$ , atingido no término da respectiva (*\**) sequência automática de largura de pulso. O valor `autoPW_max_2` deve ser maior ou igual ao `autoPW_max_1` pois a segunda sequência sucede a primeira.
- `autoPW_tramp_*`: duração, em segundos, dos períodos de rampa para a respectiva (*\**) sequência automática de largura de pulso.
- `autoPW_tcons_*`: duração, em segundos, dos períodos de platô para a respectiva (*\**) sequência automática de largura de pulso.
- `autoPW_step`: valor, em  $\mu s$  incrementado por cada rampa das sequências automáticas de largura de pulso.
- `autoPW_on`: inicia e finaliza a sequência automática de largura de pulso.

Ao ocorrer a mudança em algum parâmetro, uma notificação é transmitida ao ROS Node designado como servidor, no caso `trike_server_node`. Este identifica a alteração, impõe as devidas restrições, efetua qualquer modificação adicional e comunica os Nodes clientes enviando o conjunto de parâmetros com seus valores atuais. Assim, os clientes são capazes de atualizar as variáveis internas relacionadas ao parâmetro modificado.

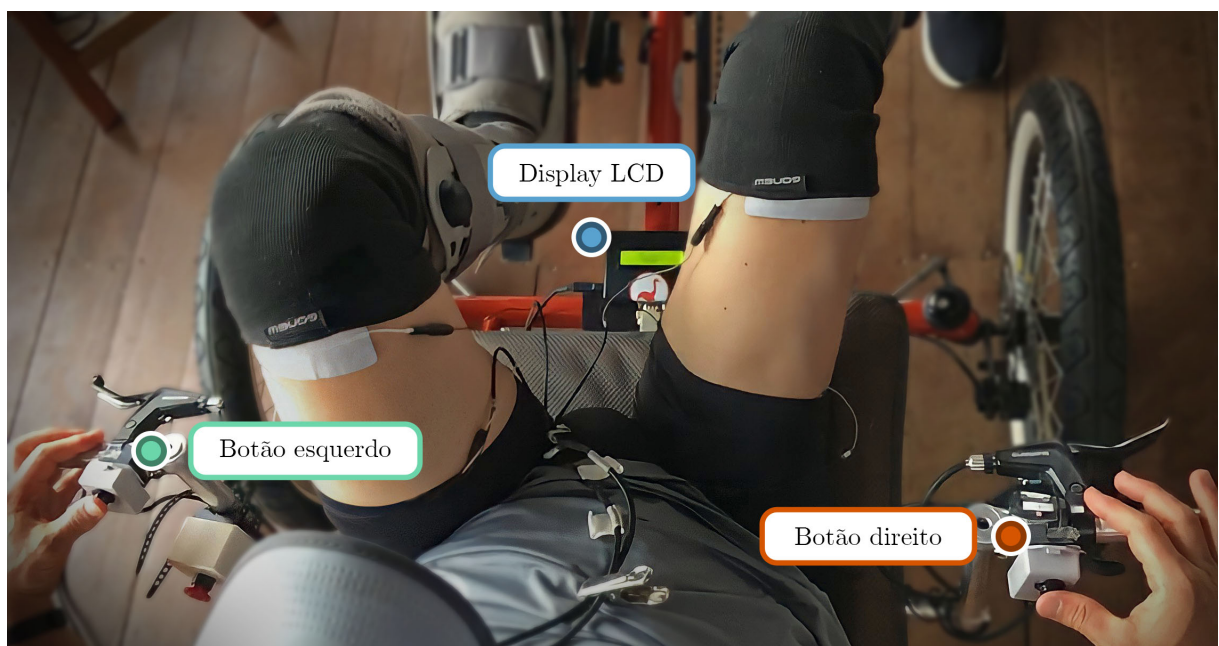
Por meio do ROS Dynamic Reconfigure, é possível chamar uma função para lidar com as ações do operador na interface. No caso da intensidade, por exemplo, colocamos uma restrição de acréscimo, como segurança, para que não houvesse um aumento brusco que viesse a prejudicar o paciente durante a atividade.

Caso a interface gráfica não esteja sendo utilizada, como no sistema embarcado, a modificação de parâmetros ocorre de outra forma, não pela reconfiguração dinâmica mas por meio de ROS Services específicos, processo aprofundado na seção A.3.

### A.3 Interface de interação do piloto

O monitoramento e a operação do sistema de ciclismo por estimulação elétrica podem ser feitos por um pesquisador ou profissional da saúde utilizando a interface descrita em A.2. Porém, outra possibilidade é habilitar o sistema embarcado e conceder o controle ao próprio piloto. A Figura A.3.1 ilustra os dois botões, fixados ao guidão do triciclo, e o display LCD, de 16 por 2, que compõem a interface de interação do piloto.

Figura A.3.1 – Componentes da interface de interação do piloto com o sistema embarcado.



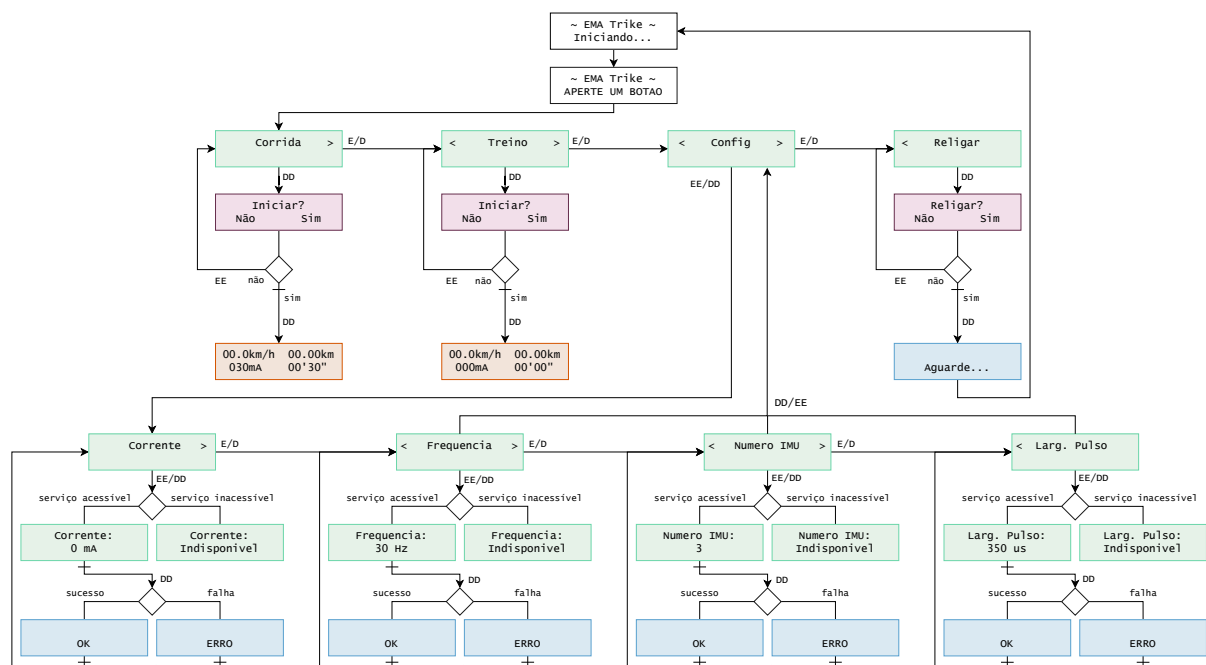
Fonte: o próprio autor.

Anteriormente, somente a intensidade da estimulação era exibida ao piloto e não era possível realizar alterações nos parâmetros de configuração por meio dessa interface. Porém, durante os preparativos para o Cybathlon 2020 [10], realizamos diversos aperfeiçoamentos, incluindo novas funcionalidades e reorganizando os elementos visuais apresentados no display. Incluímos um menu para alterar o número de identificação do sensor IMU, a largura de pulso, a frequência e a amplitude de corrente da estimulação.

Além do menu de configuração, criamos outros dois menus para exibir dados durante a pedalada. Um para o modo competição, que começa com uma contagem regressiva de 30 segundos e com uma amplitude de corrente predefinida nas configurações, e outro para treino, que começa sem estimulação. Incluímos também, em outro menu, a opção de reiniciar completamente o sistema embarcado.

Em função do formato do display e da disposição dos botões, optamos pela navegação horizontal, em que a tela seguinte e a anterior ficam à direita e à esquerda da atual, respectivamente. A Figura A.3.2 ilustra um diagrama que criamos, baseado no padrão de Jesse James Garrett [39], para descrever o fluxo de navegação na interface.

Figura A.3.2 – Menus e fluxo de navegação da interface de interação do piloto com o sistema embarcado.



Fonte: o próprio autor.

Um menu é constituído por um conjunto de telas, as quais são representadas por retângulos na Figura A.3.2 e contêm as mensagens exibidas ao piloto no display LCD. Os

retângulos brancos ilustram as telas exibidas durante a inicialização do sistema. Os verdes, por sua vez, são o ponto de entrada para um dos menus ou submenus de navegação. Já os alaranjados retratam as telas de pedalada, destinadas à exibição da cadência, distância percorrida, intensidade da estimulação e tempo decorrido. Os de cor roxa representam telas de confirmação, em que uma pergunta é apresentada ao piloto para comprovar sua decisão. Por fim, os azuis são telas de resposta, com a finalidade de exibir o resultado de uma escolha do piloto.

A identificação de cada conector se refere à interação do piloto com os botões de acordo com o Quadro A.3.1. Particularmente, E/D, DD/EE e EE/DD indicam conectores bidirecionais que possibilitam retroceder ou avançar, seja para a tela de nível superior ou anterior, seja para a inferior ou seguinte.

Quadro A.3.1 – Descrição das ações de interação do piloto com o sistema embarcado por meio dos botões de comando.

<b>Ação</b>	<b>Símbolo</b>	<b>Resultado</b>
Clique único no botão esquerdo.	E	Diminui o valor exibido no display ou conduz à tela anterior de mesmo nível.
Clique único no botão direito.	D	Aumenta o valor exibido no display ou conduz à tela seguinte de mesmo nível.
Clique duplo no botão esquerdo.	EE	Retorna à tela de nível superior.
Clique duplo no botão direito.	DD	Confirma alteração ou conduz à tela de nível inferior.
Clique simultâneo nos botões esquerdo e direito.	ED	Finaliza e reinicia o sistema.

Fonte: o próprio autor.

Durante o exercício, nas telas de pedalada, o clique único no botão direito é usado para aumentar a corrente de estimulação e o clique único no botão esquerdo para diminuir. O clique simultâneo nos botões esquerdo e direito pode ser usado em qualquer uma das telas para interromper a estimulação, encerrar e reiniciar todos ROS Nodes. Diferentemente, o menu “Religar” oferece ao piloto a opção de reiniciar completamente o computador.

Implementamos essas funcionalidades por meio de ROS Services, elementos que possibilitam uma comunicação do tipo requisição/resposta entre ROS Nodes e foram introduzidos na seção A.1. Duas mensagens são usadas: uma para a requisição, enviada

pelo Node cliente, e outra para a resposta, enviada pelo Node servidor. Tanto a requisição quanto a resposta possuem funções associadas, em que instruções são executadas quando ocorre o recebimento dessas mensagens. Cada Service é único, seu nome e tipo de mensagem são as informações necessárias para fazer uma requisição. Montamos o Quadro A.3.2 para ilustrar os Services específicos que criamos para a interface de interação do piloto.

Quadro A.3.2 – Características dos ROS Services implementados para a interface de interação do piloto com o sistema embarcado.

Nome	Tipo de mensagem	Descrição
display/write	Display	Atualiza a informação exibida no display LCD.
trike/reboot	Empty	Reinicia completamente o computador.
trike/kill_all	Empty	Finaliza a execução e reinicia todos ROS Nodes.
imu/set_imu_number	SetUInt16	Define o número de identificação do sensor IMU fixado à pedivela. Utilizado para configuração antes de começar a pedalar.
trike/set_pulse_width	SetUInt16	Define a largura de pulso da estimulação. Utilizado para configuração antes de começar a pedalar.
stimulator/set_frequency	SetUInt16	Define a frequência da estimulação. Utilizado para configuração antes de começar a pedalar.
trike/set_init_intensity	SetUInt16	Define a intensidade inicial de estimulação para o modo corrida. Utilizado para configuração antes de começar a pedalar.
trike/change_intensity	SetBool	Diminui (0) ou aumenta (1) a intensidade da estimulação. Utilizado durante a pedalada.
trike/set_status	SetUInt16	Define o estado do sistema como desativado (0), treino (1) ou corrida (2). Utilizado para iniciar ou finalizar a pedalada.

Fonte: o próprio autor.