

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

**Identificação de modelos de estimação de
fadiga e suas adaptações para ciclismo com
estimulação elétrica funcional por meio de
mapeamento sistemático de literatura**

Autora: Débora Janini Campos Guedes
Orientador: Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista

Gama, DF
2021



Débora Janini Campos Guedes

Identificação de modelos de estimação de fadiga e suas adaptações para ciclismo com estimulação elétrica funcional por meio de mapeamento sistemático de literatura

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

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista

Gama, DF

2021

Débora Janini Campos Guedes

Identificação de modelos de estimação de fadiga e suas adaptações para ciclismo com estimulação elétrica funcional por meio de mapeamento sistemático de literatura/ Débora Janini Campos Guedes. – Gama, DF, 2021-

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

Orientador: Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2021.

1. Fadiga. 2. Estimulação. 3. Ciclismo. I. Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista.
II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Identificação de modelos de estimação de fadiga e suas adaptações para ciclismo com estimulação elétrica funcional por meio de mapeamento sistemático de literatura

CDU 00:000:000.0

Débora Janini Campos Guedes

Identificação de modelos de estimação de fadiga e suas adaptações para ciclismo com estimulação elétrica funcional por meio de mapeamento sistemático de literatura

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

Trabalho aprovado. Gama, DF, 10 de novembro de 2021:

Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista
Orientador

Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia
Membro interno

Prof. Dr. João Luiz Quagliotti
Durigan
Membro externo

Gama, DF
2021

*Este trabalho é dedicado à minha estrelinha-guia que
nunca esquecerei e amarei eternamente.*

Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus e à Mãe Maria por ter me dado forças para seguir adiante neste trabalho diante tantas tormentas e provações.

Aos meus pais e a minha avó, que me incentivaram durante toda a minha caminhada na UnB.

Aos meus tios, que me ajudaram e me deram total apoio durante esse período difícil.

Aos meus amigos próximos, que ouviram minhas lamentações e também me arrancaram risadas.

À UnB, aos professores e colegas por terem me proporcionado acesso a conhecimentos e aprendizados.

Ao meu orientador e ao professor Ricardo Ajax, que foram super atenciosos e prestativos comigo durante o desenvolvimento deste trabalho.

A minha estrelinha e ao pai dela, que foram eles que me deram forças para não desistir e seguir em frente.

*“Paciência e perseverança têm o efeito mágico
de fazer as dificuldades desaparecerem e os obstáculos sumirem”
(John Quincy Adams)*

Resumo

O ciclismo com estimulação elétrica funcional é uma das técnicas de reabilitação para pacientes com lesão medular, que é um dano à medula espinal; entretanto esta técnica gera uma rápida fadiga muscular. No presente trabalho foi realizado um mapeamento sistemático de literatura com o objetivo de identificar modelos de estimação de fadiga que pudessem ser adaptados ao ciclismo com estimulação elétrica funcional e assim ajudar a estimar mais eficientemente a fadiga em pacientes submetidos à técnica. Os resultados mostraram que há três metodologias distintas de realizar essa estimação, sendo elas: simulação, equações e mecanomiografia. Assim, conclui-se que este trabalho trouxe três possibilidades para a estimação de fadiga, que finalmente podem ser adaptados em estudos futuros ao ciclismo com estimulação elétrica funcional da equipe da Universidade de Brasília.

Palavras-chaves: Fadiga. Estimulação. Ciclismo.

Abstract

Cycling with functional electrical stimulation is one of the rehabilitation techniques for patients with spinal cord injury, which is damage to the spinal cord; however, this technique generates rapid muscle fatigue. In the present work, a systematic literature mapping was carried out in order to identify fatigue estimation models that could be adapted to cycling with functional electrical stimulation and thus help to more efficiently estimate fatigue in patients undergoing the technique. The results showed that there are three distinct methodologies to perform this estimation, namely: simulation, equations and mechanomyography. Thus, it is concluded that this work brought three possibilities for the estimation of fatigue, which can finally be adapted in future studies to cycling with functional electrical stimulation by the team at the University of Brasília.

Key-words: Fatigue. Stimulation. Cycling.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Forma de onda típica de FES. Fonte: (BÓ, 2010)	19
Figura 2 – Triciclo do EMA e componentes. Fonte: Raphael de Loyola, 2020	22
Figura 3 – Diagrama de blocos do sistema. Fonte: Equipe EMA	23
Figura 4 – Posicionamento do modelo. Fonte: (SOUSA, 2019)	23
Figura 5 – Processo de condução do MSL. Fonte: Própria autora	25
Figura 6 – Filtros de seleção. Fonte: Própria autora	33
Figura 7 – Processo de seleção das publicações por meio dos filtros. Fonte: Própria autora	34
Figura 8 – Quantidade de publicações incluídas por critério. Fonte: Própria autora	35
Figura 9 – Quantidade de publicações incluídas por critério. Fonte: Própria autora	35
Figura 10 – Quantidade de publicações incluídas por ano. Fonte: Própria autora	35
Figura 11 – Modelo multi-estado de fadiga muscular. Fonte: (WANNAWAS; SUBRAMANIAN; FAISAL, 2021), adaptado	38
Figura 12 – Esquemático da configuração do eletrodo e o padrão de estimulação correspondente. Os eletrodos roxos e verdes são sincronizados e estimulam o m. lateralis (roxo) e o m.medialis (verde). À esquerda está a configuração SDSS com quatro pequenos eletrodos substituindo os eletrodos ativos e à direita, a configuração SES com dois pares de eletrodos . Fonte: (LAUBACHER et al., 2019)	39
Figura 13 – Potência de saída de uma extensão de perna (P_{stim}) com seus parâmetros de saída. Fonte: (LAUBACHER et al., 2017)	40
Figura 14 – Diagrama esquemático do design do estudo. B significa antes e A significa após ciclismo. HR significa frequência cardíaca e RTI significa RTI = Restorative Technologies Inc (bicicleta FES) . Fonte: (GORGEY et al., 2014)	41
Figura 15 – Exemplo representativo de um perfil de torque gerado durante procedimento de teste de fadiga . Fonte: (THRASHER; WARD; FISHER, 2013)	43
Figura 16 – Montagem experimental. Fonte: (NAEEM et al., 2019)	44
Figura 17 – Diagrama de blocos do algoritmo NFCC. Fonte: (NAEEM et al., 2019)	45
Figura 18 – Sinais MMG típicos normalizados (a g_{max}) durante uma revolução de ciclismo.: a não-fatigado e b fatigado localizados em RF, VL E VM.. Fonte: (NAEEM et al., 2019)	46
Figura 19 – Diagrama de blocos do método de treino e reconhecimento do sinal MMG. Fonte: (NAEEM et al., 2019)	46

Figura 20 – Número de amostras de contrações esperadas e previstas e matriz de confusão e acurácia usando MFCC. Fonte: (NAEEM et al., 2019) . . .	47
Figura 21 – Fases do estudo. Fonte: (ISLAM et al., 2018)	47
Figura 22 – Layout da instrumentação e configuração experimental. Fonte: (KRUEGER et al., 2014)	49
Figura 23 – Protocolo de fadiga de um participante. Linha vermelha - força, linha verde - força-100%, linha amarela - força-65%, linha azul - força-30%, retângulo azul - instante 1, retângulo verde - instante 2, retângulo alaranjado - instante 3 e retângulo vermelho - instante 4. Fonte: (KRUEGER et al., 2014)	50
Figura 24 – Modelo de fichamento - Página 1. Fonte: Própria autora	58
Figura 25 – Modelo de fichamento - Página 2. Fonte: Própria autora	59

Lista de abreviaturas e siglas

DCT	Transformada discreta de cosseno
EEF	Estimulação elétrica funcional
EMA	Empoderando Mobilidade e Autonomia
FES	<i>Functional electrical stimulation</i>
IMU	Unidade de medição inercial
MFCC	Coefficiente cepstral de frequência-mel
MMG	Mecanomiografia
MPF	Frequência de energia média
MSL	Mapeamento sistemático de literatura
PID	<i>Proportional-integral-derivative</i>
RL	Aprendizagem de reforço
RMS	Raiz quadrada média
SDSS	Estimulação sequencial distribuída
SES	Estimulação convencional de eletrodo único
SVM	Máquina de vetor de suporte
TRM	Traumatismo raquimedular
UnB	Universidade de Brasília

Sumário

	Introdução	14
1	REFERENCIAL TEÓRICO	16
1.1	Lesão medular	16
1.1.1	Definição	16
1.1.2	Classificação	16
1.1.3	Consequências e tratamento	17
1.2	Estimulação elétrica funcional	17
1.2.1	Funcionamento da FES	18
1.2.2	Tipos de estimulação elétrica	18
1.2.3	Formas de onda	19
1.2.4	Aplicações	20
1.3	FES-cycling e o EMA	20
1.3.1	FES-cycling do EMA	21
2	METODOLOGIA	24
2.1	Contexto	24
2.2	Método	24
2.2.1	Protocolo do MSL	25
2.2.1.1	Definições do protocolo do MSL	25
2.2.1.2	Processo de condução do MSL	25
2.2.1.3	Objetivo e Questão de pesquisa	26
2.2.1.4	Desenvolvimento da expressão de busca	27
2.2.1.5	Abrangência da pesquisa	28
2.2.1.6	Procedimentos para a seleção de estudos e extração dos dados	29
2.2.1.7	Procedimento de extração de dados	30
2.2.2	Resultados metodológicos	31
2.2.2.1	Seleção das publicações	31
2.2.2.2	CrITÉrios de inclusão e exclusão	32
2.2.2.3	Lista de artigos selecionados	36
3	RESULTADOS	37
3.1	Fadiga em simulação	37
3.2	Fadiga por equação	38
3.2.1	Laubacher, M. et. al, 2019	39
3.2.2	Laubacher, M. et. al, 2017	40

3.2.3	Georgey, A.S. et. al, 2014	40
3.2.4	Thrasher, T. A.; Ward, J. S. e Fisher, S., 2013	42
3.3	Fadiga por mecanomiografia	43
3.3.1	Naeem, J. et. al, 2019	44
3.3.2	Islan, A. et al, 2018	47
3.3.3	Krueger, E. et. al, 2014	48
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	51
	REFERÊNCIAS	54
	APÊNDICES	57
	APÊNDICE A – MODELO DE FICHAMENTO	58

Introdução

Contextualização

A lesão medular é um dano à medula espinal que causa danos temporários ou permanentes ao sistema neuromuscular do paciente e o obriga a se adaptar a uma série de dificuldades, obstáculos, além de deixar o paciente propenso a diversos outros problemas de saúde devido à falta de atividades físicas apropriadas (RAMOS, 2017). Dessa forma, atividades de reabilitação são de suma importância; entre essas atividades está a eletroestimulação funcional, a qual apresenta benefícios diversos aos pacientes (BAPTISTA, 2014).

A estimulação elétrica funcional é uma técnica que faz uso de pulsos elétricos que ativa neurônios motores a fim de restaurar funções neuromotoras dos pacientes (BÓ, 2010). Entretanto, a eletroestimulação aumenta a fadiga muscular, o que limita o tempo de estimulação e não permite chegar na estimulação máxima em todo o procedimento (SOUSA et al., 2016). Para a reabilitação de lesão medular, contudo, essa técnica pode ser usada no ciclismo, ativando os músculos das pernas provendo movimento para que o paciente possa pedalar.

A Universidade de Brasília possui o projeto EMA, que trabalha com ciclismo com eletroestimulação funcional, a fim de estudar seus benefícios e poder participar de competições. A equipe desenvolveu o modelo físico e um simulado de ciclismo com eletroestimulação funcional, além de ter participado das edições do Cybathlon 2016 e 2020.

Problematização

O ciclismo com estimulação elétrica funcional é uma forma de reabilitação de pacientes com lesão medular e funciona controlando a flexão e extensão do joelho; ele é usado para melhorar a aptidão musculoesquelética e funções cardiovasculares. (BAPTISTA et al., 2018) e (RAMOS, 2017). Todavia, um dos grandes problemas dos procedimentos com eletroestimulação é a rápida geração de fadiga muscular, o que afeta o a duração do treino, o que pode atrasar a recuperação dos pacientes (NAEEM et al., 2013).

A Universidade de Brasília, como dito, possui uma equipe de projeto que realiza estudos com esse tipo de ciclismo e que ainda não possui meio de identificar a fadiga muscular nos treinos. Dessa forma, como pode ser feita a estimação de fadiga e quais os modelos e adaptações para tal disponíveis na literatura?

Objetivo

O objetivo deste trabalho é, por meio de um mapeamento sistemático de literatura, identificar modelos de estimacão de fadiga muscular e suas adaptações durante procedimento de ciclismo com estimacão elétrica funcional.

Organizacão do trabalho

O trabalho foi organizado em quatro capítulos seguindo uma seqüência de ideias. O primeiro capítulo aborda a lesão medular, a técnica de estimacão elétrica funcional, suas aplicações e explica o funcionamento do ciclismo com uso deste técnica da equipe EMA.

O segundo capítulo apresenta a metodologia e os procedimentos para a construçao do protocolo de pesquisa e o terceiro capítulo traz os resultados encontrados da pesquisa. Por último, o quarto capítulo apresenta as considerações finais do estudo.

1 Referencial Teórico

1.1 Lesão medular

1.1.1 Definição

Quando ocorre alguma danificação na medula, o processamento de sinais entre o cérebro e o restante do corpo é interrompido, causando alterações temporárias ou permanentes na movimentação do corpo, essa danificação da medula é chamada de lesão medular (SOUSA, 2019).

Dessa forma, a lesão medular ou traumatismo raquimedular (TRM) pode ser entendida como um dano à medula, que pode ter origem traumática, devido a algum acidente ou não traumática, devido a diferentes enfermidades. Os efeitos das lesões dependem da extensão do traumatismo na medula e elas podem ser completas ou incompletas. As lesões completas são aquelas em que há a perda total das funções, sensações ou movimentos, já as lesões incompletas são aquelas em que há preservação de alguns neurônios, mantendo assim parte das funcionalidades(FONSECA, 2015).

1.1.2 Classificação

As lesões, embora possam ocorrer em qualquer segmento da medula, ocorrem mais comumente nas regiões cervical, torácica inferior e lombar superior e dependendo do local e da extensão, a lesão pode acometer em paralisia, sendo que estas podem ser classificadas da seguinte maneira: (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

- Monoplegia
Paralisia de apenas um membro.
- Diplegia
Paralisia de ambos os membros (superior ou inferior).
- Hemiplegia
Paralisia de um lado do corpo tanto do membro superior, inferior e tronco.
- Paraplegia
Paralisia de ambos os membros inferiores.
- Tetraplegia
Paralisia dos quatro membros.

1.1.3 Consequências e tratamento

Dependendo do local (nível) onde ocorre a lesão, diferentes funções são afetadas, quanto mais perto a lesão estiver da cabeça, maior serão as funções e áreas corporais afetadas. O quadro 01 mostra quais funções musculares são preservadas dependendo do nível da lesão.

Quadro 01 - Nível da lesão e as funções preservadas

Nível da lesão medular	Funções preservadas
C1 - C3	Nenhuma função abaixo do pescoço
C4 - C5	Diafragma
C6 - C7	Alguns músculos dos membros superiores e do tórax
T1 - T3	Função dos braços
T4 - T9	Controle do tronco acima do umbigo
T10 - L1	Maior parte dos músculos da coxa
L1- L2	Maior parte dos músculos dos membros inferiores

Fonte: (TORTORA; DERRICKSON, 2016)

Além de inibir os movimentos, o TRM também leva a complicações cardiovasculares, perda de controle da bexiga e intestino, desregulação da temperatura, disfunções sexuais, osteoporose e problemas bronco-pulmonares (SWEIS; BILLER, 2017) e (POPOVIC; SINKJÆR, 2003). Ademais problemas psicológicos e sociais também surgem com a lesão, seja pela dificuldade de uma pessoa aceitar sua condição, seja pela falta de acessibilidade entre outros fatores que contribuem para uma queda da auto-estima e autonomia (NORTH, 1999).

O tratamento da lesão varia de acordo com o nível em que ela ocorreu; entre os tratamentos estão: dispositivos assistidos, restauração, treinamento funcional, fisioterapia, fármacos, órteses e a estimulação elétrica, que será abordada mais adiante (DIETZ; FOUAD, 2013).

1.2 Estimulação elétrica funcional

Há diversas novas técnicas fisioterápicas que ajudam a restaurar movimentos de pacientes com lesão medular, entre essas tecnologias está a estimulação elétrica funcional (EEF) ou FES (do inglês, *functional electrical stimulation*), que é uma técnica já bem conhecida de reabilitação para melhoria de funções motoras (LYNCH; POPOVIC, 2012) e (MARTIN et al., 2012).

Entretanto, um dos problemas da EEF, ao entregar energia de estimulação constante, está na rápida geração de fadiga muscular, a qual pode ser definida como uma redução temporária da capacidade do músculo de gerar força (SOUSA, 2019).

1.2.1 Funcionamento da FES

A estimulação elétrica funcional ativa neurônios motores por meio de aplicação de pulsos elétricos ao corpo e é usada a fim de prover benefícios funcionais aos pacientes, especificamente restaurando funções neuromotoras. Dessa forma, os sistemas FES tem como objetivo principal alcançar o controle de nível natural dos músculos por meio dos pulsos elétricos (BÓ, 2010).

Esses pulsos elétricos da FES “funcionam” como os impulsos nervosos, transmitindo sinais e estimulando o nervo motor; essa estimulação no nervo motor viaja até o músculo correspondente e ativa as fibras musculares daquela unidade motora (POPOVIC; SINKJÆR, 2003).

1.2.2 Tipos de estimulação elétrica

A estimulação elétrica funcional é feita por meio dos eletrodos, que podem ser colocados em locais diferentes a fim de produzir contração muscular, gerando diferentes níveis de estimulação. De maneira geral, quanto mais próximo os eletrodos forem alocados aos músculos a serem excitados, menos intensidade de estimulação é necessária (BÓ, 2010).

Assim, a FES pode ser feita de duas formas: transcutânea (com uso de eletrodos de superfície) ou subcutânea (com eletrodos implantados), a qual requer cirurgia (POPOVIC; SINKJÆR, 2003) e (BÓ, 2010).

- Estimulação transcutânea

A estimulação transcutânea ou de superfície faz uso de eletrodos autoadesivos, colocados sobre a pele, com filamentos metálicos, que distribuem a corrente de forma uniforme. Já em relação ao tamanho dos eletrodos, este está diretamente relacionado à corrente aplicada pelo eletroestimulador, ou seja quanto maior o eletrodo mais intensidade de corrente aplicada. Altas intensidades de estimulação podem causar sensações desagradáveis aos pacientes, entretanto quanto menor a densidade de corrente (intensidade dividida pela área do eletrodo), mais confortável é o estímulo para o paciente. Contudo, a estimulação de superfície apresenta como desvantagem, por exemplo, a limitação da estimulação de músculos mais profundos, já que os músculos mais superficiais são estimulados primeiro (FONSECA, 2015) e (RAYMOND, 2006).

- Estimulação subcutânea

Para estimulação direta no tecido muscular, a fim de alcançar uma melhor seletividade, excitação repetível e posicionamento são utilizados eletrodos implantados. Esses eletrodos são colocados por meio cirúrgico, ou em alguns casos, injetados no músculo. Entretanto os eletrodos implantados possuem certas limitações, como o

processo cirúrgico, possíveis infecções e degradação do eletrodo (FONSECA, 2015) e (BÓ, 2010). Considerando isso, para exercícios de reabilitação clínica, os eletrodos de superfície são os mais simples de manusear.

Além do mais, há duas possíveis configurações para os eletrodos, a monopolar e a bipolar. Na configuração monopolar, um eletrodo ativo é colocado próximo ao sistema neuromuscular a ser estimulado e um único eletrodo comum é posicionado relativamente distante dele. Já na configuração bipolar, dois eletrodos são posicionados ao redor do sistema neuromuscular a ser estimulado, fechando um circuito elétrico. A bipolar fornece de fato uma resposta satisfatória, mas os sistemas monopolares são tecnicamente mais simples (RAMOS, 2017) e (BÓ, 2010).

1.2.3 Formas de onda

A estimulação elétrica funcional pode possuir distintas formas de ondas, provendo performances diferentes em termos de limiar de despolarização, corrosão do eletrodo e dano ao tecido biológico (BÓ, 2010). A figura 1 mostra uma forma de onda típica de estimulação elétrica funcional com largura de pulso, período e amplitude.

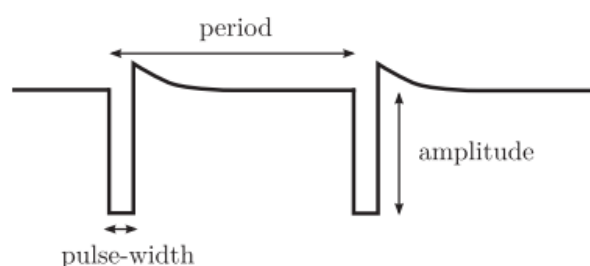


Figura 1 – Forma de onda típica de FES. Fonte: (BÓ, 2010)

Assim como visto na figura 1, os principais parâmetros de FES são a frequência de estimulação, a largura de pulso e a intensidade da corrente (amplitude) (FONSECA, 2015). Os valores típicos desses parâmetros são:

- Frequência: 20 - 50 Hz;
- Amplitude: 0 - 70 mA;
- Largura de pulso: 50 - 500 μ s

Esses parâmetros são proporcionais a resposta muscular. Com relação ao conforto, aumentar a frequência resulta em um melhor conforto para o paciente, porém aumenta a fadiga mais rapidamente. O quadro 02 mostra algumas considerações a serem levantadas para a escolha dos parâmetros descritos.

Quadro 02 - Considerações para seleção apropriada de parâmetros

Objetivo	Frequência	Largura de pulso	Amplitude	Observações
Aumentar conforto	Aumentar	Diminuir	Diminuir	Pode-se também tentar usar eletrodos maiores
Espalhamento de corrente	Aumentar ou Diminuir	Diminuir	Diminuir	Pode-se também tentar usar eletrodos menores
Minimizar fadiga	Diminuir	Diminuir	Diminuir	No geral, visar minimizar a corrente, considerar a forma de onda variável
Melhorar qualidade de tetania	Aumentar	Aumentar ou Diminuir	Diminuir	Procurar por uma contração suave fundida

Fonte: (MARTIN et al., 2012)

1.2.4 Aplicações

A estimulação elétrica funcional pode ser usada em vários contextos, como acidente vascular encefálico, paralisia cerebral, a lesão medular, entre outras. A FES usada como tratamento de lesão medular possui vantagem de estimular simultaneamente fibras nervosas eferentes e aferentes, melhorando a plasticidade do sistema nervoso.

Especialmente no tratamento da lesão medular, existem duas aplicabilidades mais completas de FES: o remo e o ciclismo auxiliados por estimulação elétrica. No remo os membros inferiores são estimulados na extensão em sincronia com a flexão dos membros superiores e movimento posterior do tronco; já no ciclismo, o qual é de interesse, os membros inferiores são estimulados para gerar as pedaladas de forma alternada (FONSECA, 2015).

1.3 FES-cycling e o EMA

A estimulação elétrica funcional já tem sido usada há algumas décadas em conjunto com cicloergometria para fins de reabilitação de membros inferiores paralisados e ajudar a melhorar condições de saúde causadas por complicações dos pacientes devido a lesão medular. Dessa forma o ciclismo com FES (em inglês: *FES-cycling*) é usado para melhorar a aptidão musculoesquelética e funções cardiovasculares (BAPTISTA et al., 2018) e (RAMOS, 2017).

O *FES-cycling* funciona controlando a flexão e extensão do joelho enquanto o paciente está sentado (RAMOS, 2017). O movimento gerado possui um padrão específico; as pernas mantêm contração alternada dos músculos extensores e flexores de forma sincronizada. Em geral, os quadríceps fornecem a força para a extensão do joelho, enquanto os isquiotibiais fornece força para a flexão do joelho (RAMOS, 2017). A Universidade de

Brasília (UnB) possui uma equipe de projeto, denominada “Empoderando Mobilidade e Autonomia” (EMA) que também trabalha com *FES-cycling*.

O ciclismo com estimulação elétrica funcional pode trazer diversos benefícios para o paciente que faz uso do tratamento; entre essas vantagens tem-se: aumento da força muscular, diminuição da perda óssea, melhora cardiovascular e respiratória e aumento da qualidade de vida (SZECSI; STRAUBE; FORNUSEK, 2014).

1.3.1 FES-cycling do EMA

A equipe EMA possui um projeto de ciclismo por estimulação elétrica; ele foi desenvolvido com base em um triciclo girino adaptado. Um triciclo girino possui duas rodas alocadas na frente e uma atrás; isso provê mais estabilidade comparado a um triciclo delta (uma roda na frente e duas atrás) (BO et al., 2017).

A equipe desenvolveu um pedal adaptado usando botas ortopédicas, que apoiam todo o pé e canelas para evitar movimentos fora do plano sagital. Essas botas também mantêm a articulação do tornozelo a 90° todo o tempo. Para o treino estacionário, a equipe utiliza um cilindro passivo de ciclismo, no qual se pode aumentar a carga durante o *FES-cycling*, permitindo o teste em diferentes condições de carga (BO et al., 2017).

Além disso o equipamento conta também com o estimulador elétrico, uma unidade de medição inercial (IMU) e o computador com o sistema embarcado de controle. O estimulador usado é o Rehaslim (Hasomed, Alemanha) de 8 canais, que prove pulsos de corrente bifásicos e permite atualizações online dos parâmetros de onda. O eletroestimulador permite a estimulação de diversos grupos musculares. Geralmente, um mínimo de dois canais são usados para estimular ambos os quadríceps; contudo é possível adicionar mais força ao estimular mais músculos como, por exemplo, os isquiotibiais (em inglês “hamstrings”) e os glúteos (SOUSA, 2019) e (BO et al., 2017).

O projeto empregou o sensor inercial (3space, Yei Technology, Estados Unidos), composto de acelerômetro de 3 eixos, giroscópio e magnetômetro, para detectar a posição e a cadência da pedaleira. Embora possua uma latência mais alta, o sensor permite configurar rapidamente uma plataforma de *FES-cycling* em diferentes triciclos, o que elimina a necessidade de modificações na pedaleira.

Assim, para integrar o estimulador, o sensor, os comandos dados pelo piloto (paciente) e os algoritmos de controle é usado um sistema embarcado de controle (Raspberry Pi 3, Raspberry Pi Foundation, Inglaterra) com o software implementado em Python, que permite a execução de cada interação de controle a 50Hz (frequência máxima típica para aplicações de restauração motora) (BO et al., 2017). A figura 2 mostra cada uma das partes do triciclo do EMA, sendo elas:

- Letra A: Unidade de medição inercial;
- Letra B: Botas ortopédicas;
- Letra C: Tela LCD;
- Letra D: Botões de Comando;
- Letra E: Botão de emergência;
- Letra F: Rolo de treinamento;
- Letra G: Compartimento para bateria, estimulador, raspberry e receptor do sensor.

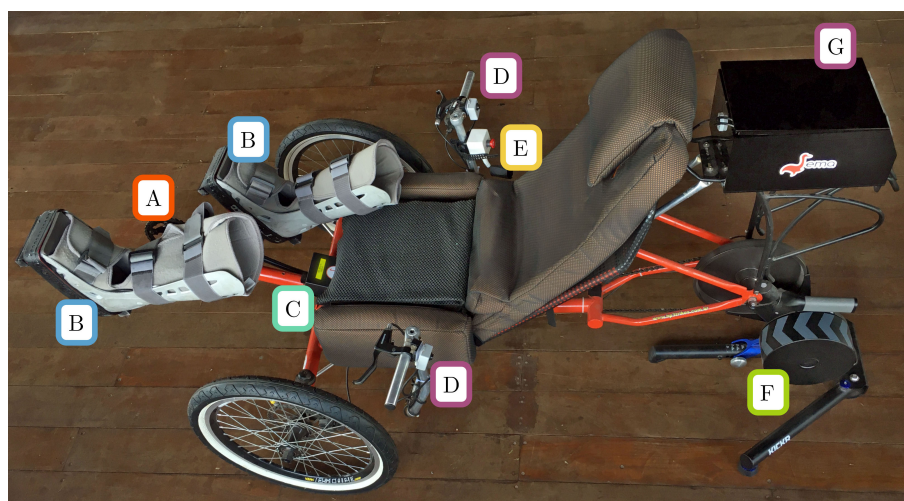


Figura 2 – Triciclo do EMA e componentes. Fonte:Raphael de Loyola, 2020

O software embarcado foi desenvolvido no ROS (“*Robot Operating System*”), que é um ambiente para escrita de software de robô; ele contém uma coleção de ferramentas, bibliotecas e convenções que visam simplificar a tarefa de criar um comportamento robusto e complexo de robôs em uma ampla variedade de plataformas robóticas.(ROBOTICS, 2021). O diagrama de blocos do sistema desenvolvido usando o ROS pode ser visto na figura 3.

A equipe também desenvolveu um modelo musculoesquelético na plataforma “OpenSim” do *FES-cycling* do EMA. O modelo foi feito a fim de gerar movimento a partir do controle de excitação conjunta e foi usado um modelo musculoesquelético contendo os membros inferiores e músculos do OpenSim e também o acoplamento mecânico com os pedais e a pedaleira. A figura 4 mostra o posicionamento do modelo musculoesquelético da simulação do do *FES-cycling* do EMA no OpenSim.

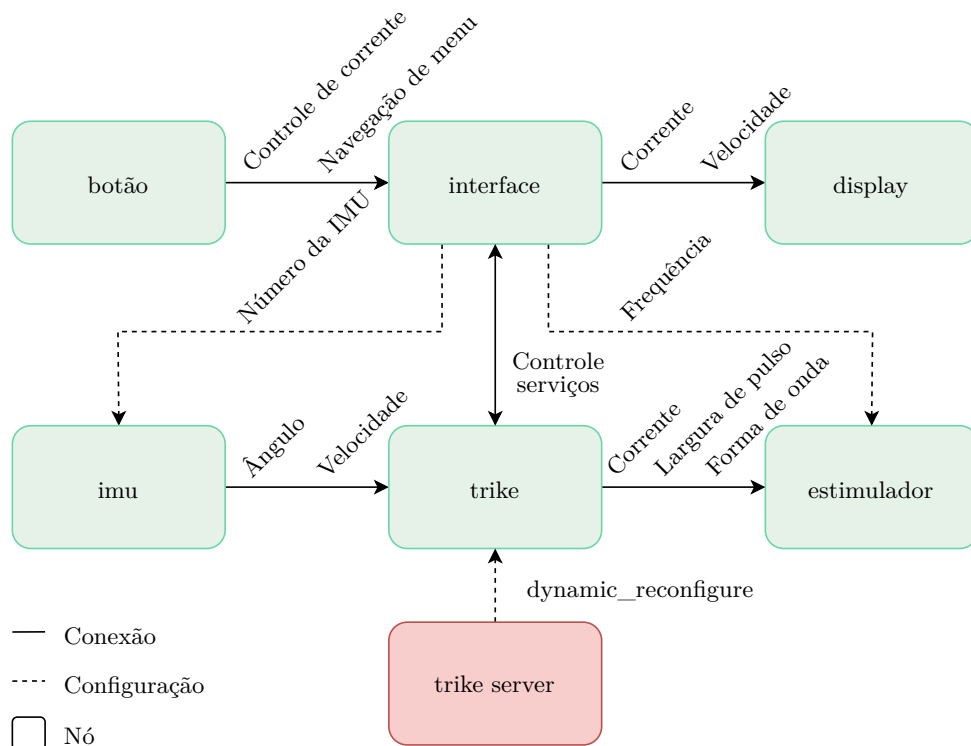


Figura 3 – Diagrama de blocos do sistema. Fonte: Equipe EMA

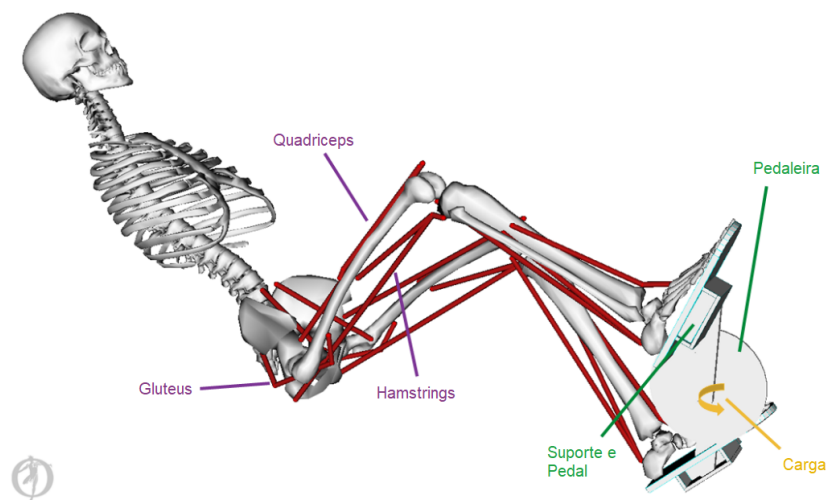


Figura 4 – Posicionamento do modelo. Fonte: (SOUSA, 2019)

2 Metodologia

O objetivo desta seção é expor os procedimentos seguidos para a montagem do protocolo do mapeamento sistemático de literatura (MSL). Um MSL visa a obtenção de dados e informações provenientes da literatura a respeito dos assuntos de pesquisa. Estudos de mapeamento sistemático de literatura, ou estudos de escopo, possuem a necessidade de desenvolver questões de pesquisa com base em problemas bem estabelecidos e objetivos definidos para um tema específico, a construção de uma expressão de busca, os critérios de inclusão e de exclusão de estudos candidatos e devidos procedimentos de coleta, análise e consolidação dos dados obtido. Embora os mapeamentos sejam parecidos com as revisões, eles são mais abrangentes, pois eles visam fornecer uma visão mais ampla da área pesquisada, o que pode influenciar na formulação das questões de pesquisa, além de não ser necessário uma avaliação de qualidade das publicações recuperadas, como em uma revisão ([RAMOS et al., 2021](#)).

2.1 Contexto

O tema desta pesquisa trata a respeito da estimacão de fadiga e suas adaptações dentro do contexto de ciclismo com estimulacão elétrica funcional. De acordo com ([NAEEM et al., 2019](#)), em todas as aplicações com FES ocorre uma rápida fadiga muscular e que sobrecarregar o músculo com a estimulacão pode gerar danos. Ao considerar isso, vê-se a necessidade de se estimar o nível de fadiga muscular, a fim de evitar lesões àqueles que fazem uso da estimulacão elétrica funcional. Contudo, mesmo que exista essa necessidade de estimar a fadiga muscular, não há um ainda um método para que se faça isso ([WANNAWAS; SUBRAMANIAN; FAISAL, 2021](#)), sendo ainda um desafio para os estudo com FES.

2.2 Método

Esta seção apresenta o protocolo (baseado no que foi desenvolvido em ([RAMOS et al., 2021](#)))e os resultados do mapeamento sistemático realizado para a elaboracão dos resultados desta pesquisa.

2.2.1 Protocolo do MSL

2.2.1.1 Definições do protocolo do MSL

Essa seção se dedica a definir os procedimentos envolvidos com o estudo de mapeamento sistemático de literatura. A princípio são especificadas as definições básicas que dão norte à presente pesquisa, como problema, objetivos, questão de pesquisa, bases de dados escolhidas, critérios de inclusão e de exclusão de publicações e procedimentos para coleta de informações.

2.2.1.2 Processo de condução do MSL

O mapeamento sistemático de literatura foi desenvolvido com o objetivo de identificar estudos relevantes no que se refere a modelos de estimacão de fadiga e suas adaptações para ciclismo com estimulação elétrica funcional (EEF ou *FES*, do inglês *Functional Electrical Stimulation*).

Em linhas gerais, o estudo consiste em três etapas, apresentadas a seguir e mostradas na figura 5, juntamente com os insumos necessários e resultados esperados. Todo o processo depende das definições de problema e das questões de pesquisa que delimitam o escopo do trabalho e o protocolo de mapeamento. Aplicado o protocolo, publicações são recuperadas e depois filtradas, analisadas e sintetizadas, constituindo-se ao final o documento do próprio mapeamento sistemático de literatura.

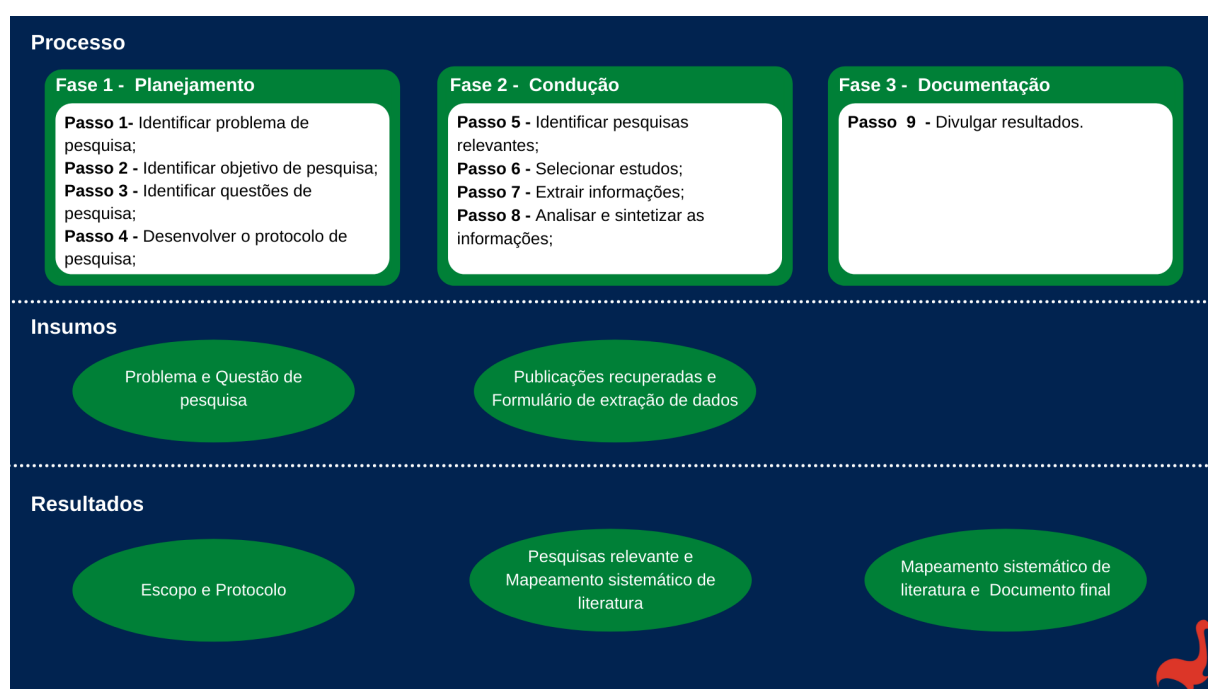


Figura 5 – Processo de condução do MSL. Fonte: Própria autora

1. Fase 1 - Planejamento: Onde todas as definições e decisões para a condução da pesquisa são feitas. Nela são feitas as definições preliminares fundamentadas no problema de pesquisa e questões estabelecidas, as quais devem ser respondidas a partir da literatura recuperadas e cujos dados são consolidados e relatados ao final do trabalho.
2. Fase 2 - Condução: Nesta etapa o processo definido na fase de planejamento é implementado e executado. As definições procedimentais são executadas e os dados extraídos a partir de formulários próprios desenvolvidos para a pesquisa.
3. Fase 3 - Documentação: Etapa em que os resultados são relatados conforme suas definições. Além disso, são feitas análises e apresentados os resultados sumarizados. Nesta última fase, os resultados são consolidados e relatados, fornecendo um resumo analítico organizados dos achados da pesquisa.

2.2.1.3 Objetivo e Questão de pesquisa

O objetivo deste MSL pode ser entendido como descrito no Quadro 03; onde são apresentados os itens importantes para o detalhamento e melhor compreensão do objetivo da pesquisa relacionado a identificação de pesquisas referentes a modelos e adaptações de análise de fadiga para ciclismo com estimulação elétrica funcional.

Quadro 03 - Objetivo de pesquisa

Identificar modelos de estimação de fadiga e suas adaptações	
Analisar	Estimação de fadiga
Com propósito de	Identificar e caracterizar
Com relação a	Modelos e adaptações
Do ponto de vista do	Pesquisador
No contexto de	Utilização em ciclismo com EEf

Fonte: Própria autora

O objetivo da pesquisa pode ser colocado como: *Identificar modelos de estimação de fadiga e suas adaptações com o propósito de analisá-los sob ponto de vista do pesquisador e no contexto de utilização em ciclismo com estimulação elétrica funcional.*

Apoiada no objetivo foi definida a questão de pesquisa para guiar a condução do MSL e também as questões secundárias, apresentadas no quadro 04.

Quadro 04 - Questões de pesquisa

Identificador da questão	Questão de pesquisa
QP - Questão principal	Quais os modelos de estimação de fadiga e suas adaptações para utilização em ciclismo com EEF?
QS1 - Questão secundária 1	Qual o modelo de ciclismo
QS2 - Questão secundária 2	Qual o tipo de EEF?
QS3 - Questão secundária 3	Quais as variáveis utilizadas?
QS4 - Questão secundária 4	Quais as vantagens e desvantagens dos modelos e adaptações?

Fonte: Própria autora

2.2.1.4 Desenvolvimento da expressão de busca

A abordagem P.I.C.O.C, proposta por (PETTICREW; ROBERTS, 2008), foi usada como auxílio no desenvolvimento da expressão de busca. A abordagem consiste na definição de cinco elementos: P - População, I - Intervenção, C - comparação, O - *Outcomes* (Resultados) e C- Contexto, explicados a seguir. O quadro 05 apresenta a análise P.I.C.O.C usada neste trabalho.

- A população - ela trata sobre o que é afetado pela intervenção (uma categoria de engenharia, uma área de aplicação, um grupo em específico, etc.);
- A intervenção - esta é relativa aos tipos de tratamento relacionados à população (ferramentas, tecnologias, metodologias, entre outros);
- A comparação - esta é feita entre os tipos de intervenção, em que condições diferentes, mas relacionadas à população, são avaliadas. OBS: Não se aplica a esta pesquisa;
- Os *outcomes* (resultados) - eles são os aspectos de interesse da pesquisa que estão relacionados à população e à intervenção;
- O contexto - este é composto por publicações relacionadas ao tema.

OBS: Ao montar a expressão de busca com os *outcomes*, não foi possível encontrar respostas nos bancos de dados utilizados neste trabalho, dessa forma, foram retiradas, da expressão de busca final, as palavras referentes aos resultados (*outcomes*), o que aumentou a pesquisa e gerou resultados nas bases.

Quadro 05 - Termos de busca a partir do P.I.C.O.C

Termo	Palavras-chave	Termo correlato
População	<i>Functional Electrical Stimulation e cycling</i>	<i>FES e FES-cycling</i>
Intervenção	<i>Fatigue</i>	-
Comparação	-	-
<i>Outcomes</i>	models, techniques e adaptations	-
Contexto	Considerar apenas estudos relacionados a estimulação elétrica funcional	

Fonte: Própria autora

Quadro 06 - Expressão de busca SCOPUS

TITLE-ABS-KEY (("function electrical stimulation"OR fes) AND (cycling OR "FES-cycling") AND (fatigue)) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR , 2021) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2020) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2019) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2018) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2017) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2016) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2015) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2014) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2013) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2012) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2011) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2010)) AND (LIMIT-TO (DOCTYPE , "ar") OR LIMIT-TO (DOCTYPE , "cp")) AND (LIMIT-TO (LANGUAGE , "English") OR LIMIT-TO (LANGUAGE , "French") OR LIMIT-TO (LANGUAGE , "German")) AND (LIMIT-TO (SRCTYPE , "j") OR LIMIT-TO (SRCTYPE , "p"))

Fonte: Própria autora

Quadro 07 - Expressão de busca Web of Science

<i>Query Preview</i>	(ALL=(functional electrical stimulation) OR ALL=(FES)) AND (ALL=(cycling OR ALL=(FES-cycling)) AND (ALL=(fatigue)))
<i>Refined By:</i>	Publication Years: 2021 or 2020 or 2019 or 2018 or 2017 or 2016 or 2015 or 2014 or 2013 or 2012 or 2011 or 2010
	Document Types: Articles or Proceedings Papers
	Language: English
Link para os resultados	https://www.webofscience.com/wos/woscc/summary/8ec7dbe6-810d-49a3-9dc5-1c5e5935217b-056e2a50/relevance/

Fonte: Própria autora

2.2.1.5 Abrangência da pesquisa

Alguns critérios são utilizados como fatores delimitadores da abrangência desta pesquisa. As fontes de busca das publicações devem atender aos seguintes critérios:

- Ser umas das bases referenciadas no portal de periódicos da CAPES;
- Conter mecanismos avançados de busca que permitam o uso de expressões booleanas complexas para a conexão lógica dos termos pesquisados;

- Possuir em seus mecanismos buscas por palavras-chave tanto no texto completo da publicação, quanto em campos específicos que possam ser definidos na expressão de busca, a fim de obter um controle mais refinado dos resultados obtidos;
- Publicações dos últimos 12 anos, ou seja, a partir de 2010.

Além disso, no caso de buscas manuais, as palavras existentes na expressão de busca serão procuradas nos títulos, resumos e palavras-chaves dos artigos.

Já as bases de dados escolhidas são a SCOPUS e a Web of Science, que atendem as especificações e incluem artigos das principais editoras internacionais, como: *Institute of Electrical and Eletronics Engineers (IEEE)*, *Springer*, *Elsevier*, entre outras.

2.2.1.6 Procedimentos para a seleção de estudos e extração dos dados

Uma busca na literatura pode gerar um grande número de estudos candidatos. Tendo isso em vista, é necessário identificar quais os estudos candidatos são relevantes para a pesquisa e que respondam as questões definidas. Dessa forma é necessário a inclusão de critérios de inclusão e de exclusão, previamente definidos.

O quadro 08 mostra os critérios de inclusão para este MSL. Para que um estudo seja incluso ele deve atender ao menos um dos critérios de CI4 a CI5. Já o quadro 09 apresenta os critérios de exclusão, caso um deles seja aplicável ao estudo candidato, ele não deve ser escolhido para fazer parte do referencial teórico da pesquisa.

Quadro 08 - Critérios de inclusão

CI1	Apenas periódicos, <i>conference papers</i> e artigos
CI2	Onde as palavras-chave existam nos campos: título, resumo ou palavras-chaves
CI3	Estudos relacionados a ciclismo com EEF
CI4	Estudos relacionados a estimacão de fadiga por EEF
CI5	Estudos que contenham experimentos com ser humano

Fonte: Própria autora

Quadro 09 - Critérios de exclusão

CE1	Não sejam periódicos, <i>conference papers</i> e artigos
CE2	Onde as palavras-chave não existam nos campos: título, resumo ou palavras-chaves
CE3	Estudos não relacionados a ciclismo com EEF
CE4	Estudos que não contenham experimentos ou simulações para seres humanos
CE5	Estudos que contenham controle de trajetória

Fonte: Própria autora

A pesquisa é então feita seguindo os seguintes filtros:

1. Primeiro filtro - Executado com a aplicação da expressão de busca nas bases de dados definidas. O resultado será uma lista de artigos candidatos fornecida pelos sites da SCOPUS e Web of Science. Com isso, os metadados de todos os artigos candidatos devem ser exportados para uma planilha em formato CSV (*comma-separated-values*). Em seguida, deve-se subí-la à plataforma “Microsoft Teams” da equipe de pesquisa do EMA e depois deve-se identificar e eliminar os estudos duplicados. A planilha é atualizada com a indicação dos estudos duplicados;
2. Segundo filtro - Início da seleção de estudos relevantes com a leitura dos títulos dos artigos, definindo se o estudo deve ser incluído ou excluído. A planilha é atualizada com a indicação do *status* de cada estudo (incluído ou excluído);
3. Terceiro filtro - Ele é executado com a leitura dos resumos. O objetivo é avaliar se a publicação tende a responder de alguma maneira as questões de pesquisa. Ao final a planilha dos estudos candidatos é atualizada com a indicação de quais critérios de inclusão ou de exclusão se aplicam a cada artigo avaliado. Além disso é feito o download do texto completo de todos os artigos que não foram excluídos. A gestão de arquivos é feita na plataforma “Mendeley” da equipe EMA;
4. Quarto filtro - Quando há dúvidas em relação à inclusão ou à exclusão a partir da leitura do resumo, é executado este filtro, fazendo-se a leitura das seções de introdução e conclusão do artigo. A planilha é mais uma vez atualizada com a indicação dos critérios que se aplicam a cada um dos estudos excluídos;
5. Quinto filtro - Leitura completa dos artigos avaliando-se a relevância das publicações com relação às respostas esperadas pelas questões de pesquisa. Essas respostas formarão o corpo de conhecimento a ser gerado por este trabalho. A planilha de estudos deve ser atualizada com os critérios de inclusão ou de exclusão de cada artigo.

2.2.1.7 Procedimento de extração de dados

Para o registro de resultados, deve-se utilizar um modelo de fichamento com os campos que descrevem as informações esperadas a partir da leitura dos artigos. Os itens a seguir mostram os dados registrados para todos os artigos, independentemente de serem incluídos ou excluídos:

- **Código** - Código identificador criado para aquele estudo;
- **Título** - Título do artigo;
- **Autores** - Autores do artigo;
- **Ano** - Ano em que o estudo foi publicado;
- **Pesquisador responsável** - Nome do pesquisado responsável pela leitura, pela a análise do artigo e pela a extração dos dados;
- **Referência** - Referência completa do estudo.

Para os artigos excluídos, o pesquisador deve colocar qual o critério responsável pela exclusão do artigo. Já para os artigos incluídos pelo quinto filtro, são registradas as informações apontadas a seguir:

- **Critérios de inclusão** - Indicar o(s) critério(s) de inclusão pelo(s) qual(is) o artigo foi selecionado;
- **Resumo da publicação** - Colocar o resumo do artigo, já com a devida tradução;
- **Questões de pesquisa e resposta** - Identificar as respostas para as questões de pesquisa do presente estudo;
- **Outras informações relevantes para o mapeamento sistemático** - Outras informações que sejam de interesse para o contexto da pesquisa, limitações de trabalho que sejam indicadas pelo autor e/ou pesquisador responsável pelo fichamento e outras informações adicionais.

2.2.2 Resultados metodológicos

Nesta subseção são apresentados os resultados metodológicos alcançados ao fim de seu desenvolvimento, ou seja, uma análise da seleção das publicações e dos critérios a elas atribuídas, além dos artigos finais selecionados.

2.2.2.1 Seleção das publicações

As publicações encontradas a partir da execução da expressão de busca das bases de dados foram selecionadas e as duplicadas excluídas (Primeiro filtro), segundo o processo descrito na figura 6. Com isso, foram analisados os títulos (Segundo filtro), em seguida os resumos (Terceiro filtro), depois as introduções e conclusões (Quarto filtro) e por fim, as publicações foram lidas integralmente (Quinto filtro). A cada filtro foram feitos os

fichamentos daqueles que eram excluídos e no fim do processo foram feitos os fichamentos das publicações incluídas no trabalho.

A figura 7 mostra o andamento das seleções conforme a aplicação dos filtros. Inicialmente a SCOPUS retornou 37 resultados e a *Web of Science* retornou 82 resultados, totalizando 119 publicações. Ao passar o primeiro filtro, foram identificadas 20 publicações duplicadas (16,81%), sobrando, então 99 publicações (83,19%). Após a leitura dos títulos, 64 publicações foram incluídas (64,65%) e 35 foram excluídas (35,35%).

Subsequentemente, no terceiro filtro, das 64 publicações inclusas pelo filtro anterior, somente 19 publicações foram incluídas (29,69%) e 45 foram excluídas (70,31%). Após a leitura das introduções e conclusões, 11 publicações foram incluídas (57,89%) e 8 foram excluídas (42,11%). Em seguida as 11 publicações passaram pelo filtro 5 e após a leitura completa das publicações, 8 foram incluídas (72,73%) e 3 foram excluídas (27,27%).

Por fim, todas as publicações, com exceção das duplicadas, tiveram seus fichamentos produzidos; com o objetivo de se obter as informações buscadas para este trabalho e as respostas para as questões de pesquisa definidas; o modelo de fichamento pode ser visto em apêndice A.

2.2.2.2 Critérios de inclusão e exclusão

Após a aplicação dos filtros de seleção nas publicações encontradas nas bases de dados, 8 publicações (6,72% do total) foram incluídas. A figura 8 mostra a quantidade de publicações à cada critério de inclusão atribuído. CI5 (“Estudos que contenham experimentos com ser humano”) é o único critério que não aparece em todas as oito publicações, em porcentagem 87,5% possuem esse critério, enquanto 12,5% não o tem.

Do total de 99 publicações (sem contar as duplicadas) 91 foram excluídas (91,92%). A figura 9 apresenta a quantidade de publicações excluídas para cada critério, lembrando que a publicação pode ser excluídas por mais de um critério. O critério de exclusão mais usado foi o quatro (“Estudos que não contenham experimentos ou simulações para seres humanos”), seguido pelo CE2 (“Onde as palavras-chave não existam nos campos: título, resumo ou palavras-chave”) enquanto o critério de exclusão 1 (“Não seja periódicos, *conference papers* e artigos”) não foi usado em nenhuma publicação, o que ocorreu pelos filtros colocados na expressão de busca desenvolvida.

Foram incluídas 8 publicações (6,72%) das bases de dados. A figura 10 mostra a quantidade de publicações incluídas a cada ano. Os anos que possuem duas publicações são 2014 e 2019, enquanto os outros anos (2013, 2017, 2018 e 2021) possuem apenas uma publicação.

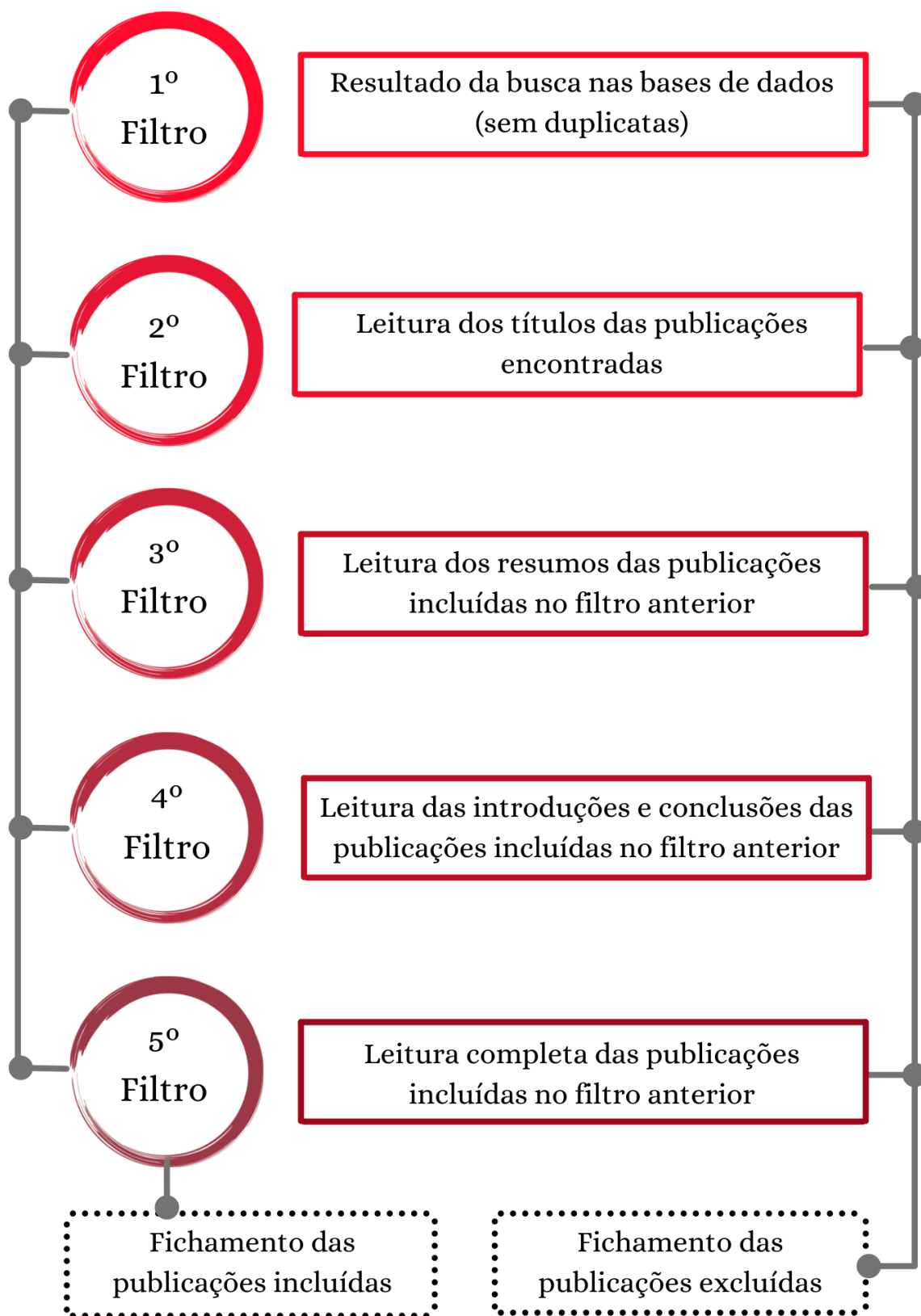


Figura 6 – Filtros de seleção. Fonte: Própria autora

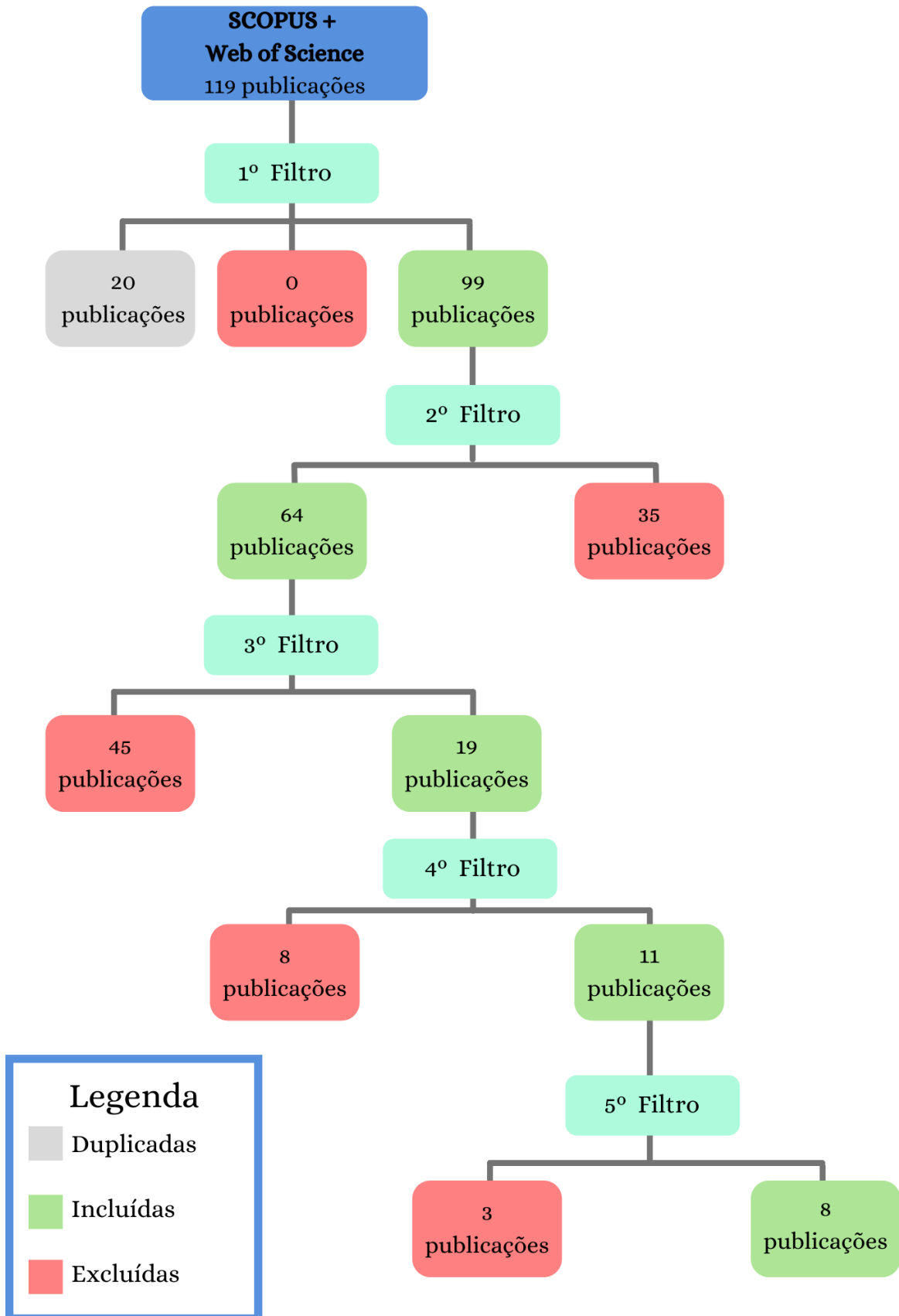


Figura 7 – Processo de seleção das publicações por meio dos filtros. Fonte: Própria autora

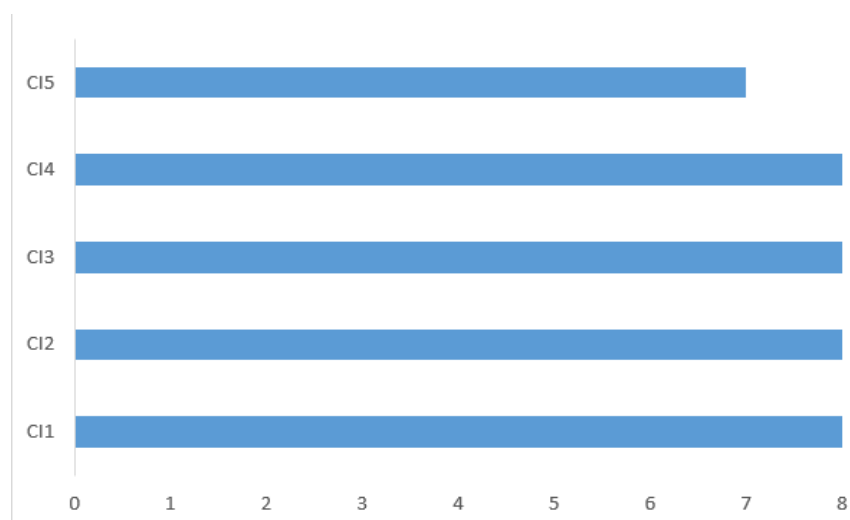


Figura 8 – Quantidade de publicações incluídas por critério. Fonte: Própria autora

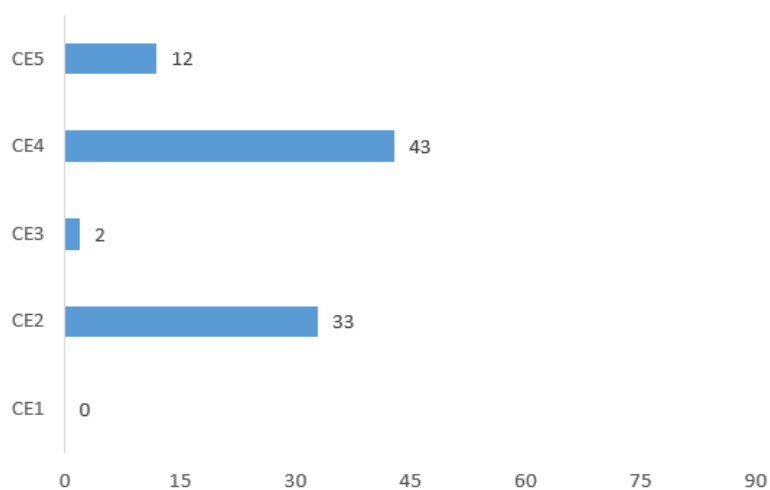


Figura 9 – Quantidade de publicações incluídas por critério. Fonte: Própria autora

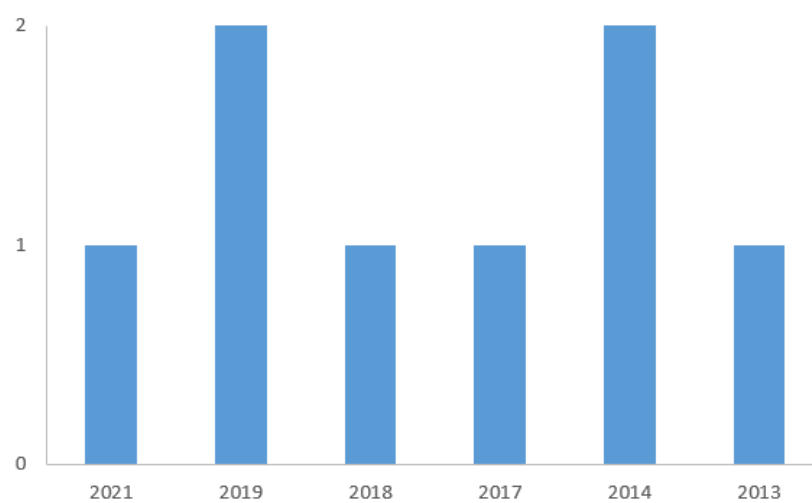


Figura 10 – Quantidade de publicações incluídas por ano. Fonte: Própria autora

2.2.2.3 Lista de artículos seleccionados

1. GORGEY, A. S. et al. Effect of adjusting pulse durations on functional electrical stimulation cycling on energy expenditure and fatigue after spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 51, p. 1455–1468, 2014. (GORGEY et al., 2014)
2. ISLAM, A. et al. Mechanomyography responses characterize altered muscle function during electrical stimulation-evoked cycling in individuals with spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, v. 58, p. 21–27, 2018. (ISLAM et al., 2018)
3. KRUEGER, E. et al. Mechanomyography energy decreases during muscular fatigue in paraplegics. *36th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society (EMBC)*, 2013. (KRUEGER et al., 2014)
4. LAUBACHER, M. et al. Stimulation of paralysed quadriceps muscles with sequentially and spatially distributed electrodes during dynamic knee extension. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 16, 2019. (LAUBACHER et al., 2019)
5. 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*, v. 117, p. 1787–1798, 2017. (LAUBACHER et al., 2017)
6. NAEEM, J. et al. Mechanomyography-based muscle fatigue detection during electrically elicited cycling in patients with spinal cord injury. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 57, p. 1199–1211, 2019. (NAEEM et al., 2019)
7. THRASHER, T. A.; WARD, J. S.; FISHER, S. Strength and endurance adaptations to functional electrical stimulation leg cycle ergometry in spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*, v. 33, p. 133–138, 2013. (THRASHER; WARD; FISHER, 2013)
8. WANNAWAS, N.; SUBRAMANIAN, M.; FAISAL, A. A. Neuromechanics-based deep reinforcement learning of neurostimulation control in fcs cycling. *10th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, p. 381–384, 2021. (WANNAWAS; SUBRAMANIAN; FAISAL, 2021)

3 Resultados

Essa seção visa trazer os modelos e suas adaptações para a estimação de fadigas encontradas por meio do mapeamento sistemático de literatura e foi dividida em basicamente três categorias: fadiga em simulação, fadiga por cálculo de índice e fadiga por mecanomiografia.

3.1 Fadiga em simulação

Esse modelo de estimação de fadiga desenvolvido em (WANNAWAS; SUBRAMANIAN; FAISAL, 2021). O estudo em si aborda o controle de *FES-cycling* por aprendizagem de reforço (RL, do inglês *Reinforcement Learning*). Dessa forma, eles criaram agentes de RL que aprenderam a estimular os músculos a fim de gerar o movimento de ciclismo e também controlar a cadência. Esses agentes foram então treinados no modelo musculoesquelético no Opensim, desenvolvido inicialmente em (SOUSA, 2019) para o projeto EMA, o qual foi modificado pelos autores para incluir a fadiga muscular, demonstrando a habilidade da RL de lidar com a fadiga muscular por meio da simulação.

O modelo musculoesquelético é o mostrado no capítulo 1. Entretanto, a simulação desenvolvida pelos autores incluem além da estimulação do rectus femoris do quadríceps, o gluteus maximus e o hamstrings de ambas as pernas e adicionaram ao modelo a fadiga muscular.

No Opensim, originalmente, a força muscular é computada de acordo com a equação 3.1, onde F^M é a força muscular, F_o^M é a força isométrica máxima, “a” é a ativação muscular, f_L^M é o fator de comprimento de força ativa, f_V^M é o fator de força-velocidade e f_V^{PE} é o fator de comprimento de força passiva.

$$F^M = F_o^M (a f_L^M f_V^M + f_L^{PE}) \quad (3.1)$$

Os autores então introduziram um fator de fadiga muscular (f_f^M) à parte de força ativa da equação original, gerando a equação 3.2, onde os valores do fator de fadiga muscular variam entre 0 (totalmente fadigado) e 1.

$$F^M = F_o^M (a f_L^M f_V^M f_f^M + f_L^{PE}) \quad (3.2)$$

O fator de fadiga é computado em um modelo de fadiga muscular que considera o músculo como um grupo de fibras, as quais podem estar em um dos seguintes estados: repouso (M_R), ativado (M_A) e fatigado (M_F); a transição entre cada estado é mostrada na

figura 11 e é determinada pelos coeficientes F (taxa de fadiga) e R (taxa de recuperação), os quais podem ser obtidos ajustando o modelo com dados experimentais. $C(t)$ denota ao *drive* de desativação-ativação muscular, o qual foi modificado para incluir a relação entre estimulação e ativação muscular para tornar o modelo compatível com o Opensim (equação 3.3).

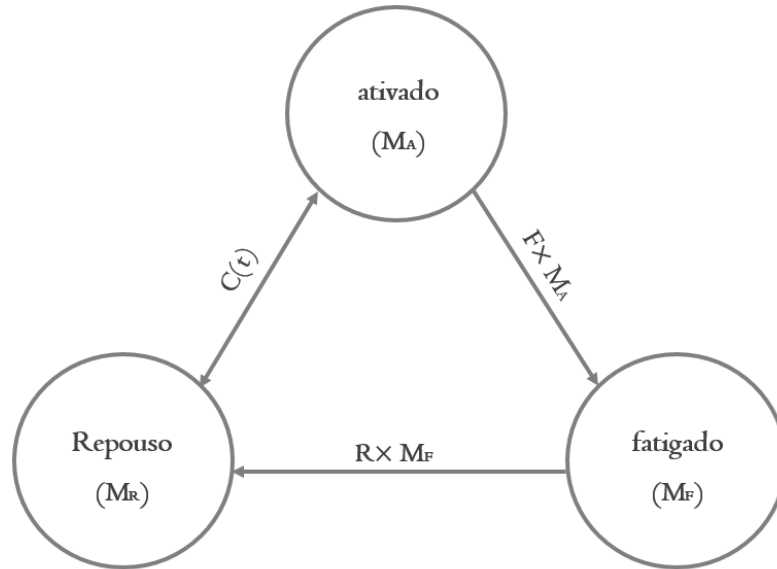


Figura 11 – Modelo multi-estado de fadiga muscular. Fonte: (WANNAWAS; SUBRAMANIAN; FAISAL, 2021), adaptado

$$C_t = \begin{cases} s - M_A, & \text{if } s \geq a \text{ and } s - M_A \leq M_R \\ M_R, & \text{if } s \geq a \text{ and } s - M_A > M_R \\ s - M_A, & \text{if } s \leq a \end{cases} \quad (3.3)$$

As variáveis dos estados podem ser computadas usando uma equação diferencial de primeira ordem e o fator de fadiga é computado da fração das fibras musculares que não estão no estado fatigado como:

$$f_f^M = 1 - M_F \quad (3.4)$$

3.2 Fadiga por equação

Esta seção apresenta os resultados que trazem, como método de estimação de fadiga, uma equação.

3.2.1 Laubacher, M. et. al, 2019

Este estudo, intitulado “*Stimulation of paralysed quadriceps muscles with sequentially and spatially distributed electrodes during dynamic knee extension*”, os autores comparam duas configurações de eletrodos durante extensão de joelho simulando ciclismo reclinado: a estimulação sequencial distribuída (SDSS) e a estimulação convencional de eletrodo único.

Em ambas as configurações, todos os quatro participantes foram estimulados com pulsos retangulares bifásicos contantes de 40mA de amplitude com um estimulador de 8 canais, com uma largura de pulso de alcance de 0 - 500 μ s e uma frequência de 0 - 100Hz. A figura 12 detalha mais a configuração dos eletrodos nos dois modelos de estimulação elétrica funcional adotados.

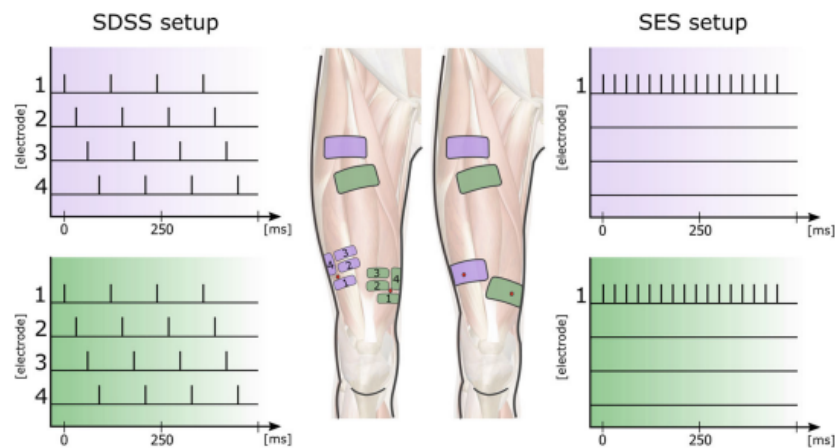


Figura 12 – Esquemático da configuração do eletrodo e o padrão de estimulação correspondente. Os eletrodos roxos e verdes são sincronizados e estimulam o m. lateralis (roxo) e o m.medialis (verde). À esquerda está a configuração SDSS com quatro pequenos eletrodos substituindo os eletrodos ativos e à direita, a configuração SES com dois pares de eletrodos . Fonte: (LAUBACHER et al., 2019)

Para os dois modelos eles utilizaram um dinamômetro a uma velocidade angular de 110°/s para medir o torque durante extensão do joelho; este torque foi usado para calcular a potência bruta de saída (P_m). A potência usada para mover a perna durante a fase sem estimulação (*ns phase*) foi definida como P_{ns} e a potência líquida de saída de um ciclo de estimulação (P_{stim}) foi então obtida como:

$$P_{stim} = P_m - P_{ns} \quad (3.5)$$

A potência média de saída sobre a faixa angular de estimulação durante uma extensão de joelho (P_{mean}), a saída de potência de pico (P_{peak}) e o tempo desde o início da estimulação até 80% da potência de pico (t_{peak80}) foi calculada para cada extensão. Já ($P_{meanL,R}$) é a potência média de saída do lado esquerdo e do lado direito.

Já a fadiga é apresentada como um índice de fadiga (FI) baseado em P_{mean} , que descreve a perda de potência entre as extensões iniciais (P_{init}) e as finais (P_{final}) durante a estimulação. Assim, o índice de fadiga é calculado como a equação 3.6, onde quanto maior o valor, maior é a resistência a fadiga, $FI = 1$ significa ausência de fadiga.

$$FI = 1 - \frac{P_{\text{init}} - P_{\text{final}}}{P_{\text{init}}} \quad (3.6)$$

3.2.2 Laubacher, M. et. al, 2017

Neste estudo, intitulado “Power output and fatigue properties using spatially distributed sequential stimulation in a dynamic knee extension task”, Laubacher et. al utilizaram o mesmo índice de fadiga que foi mostrado acima no estudo de 2019.

Embora os estudo tenham a mesma proposta e metodologia descritas em seus resumos, este estudo contou com o dobro da quantidade de participantes do estudo posterior (2019). Na figura 13 pode-se ver a curva que representa a potência de saída de uma extensão estimulada com seus parâmetros de saída

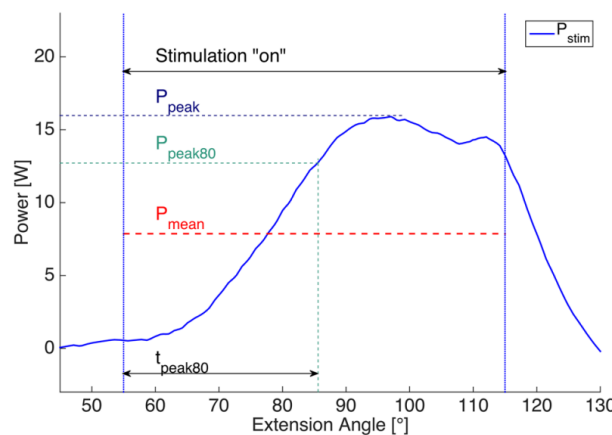


Figura 13 – Potência de saída de uma extensão de perna (P_{stim}) com seus parâmetros de saída. Fonte: (LAUBACHER et al., 2017)

A equação do índice de fadiga é a mesma equação mostrada anteriormente, a equação 3.6. Os resultados mostram uma fadiga maior para a configuração SES ($FI = 0,51 \pm 0,10$) do que a configuração SDSS ($FI = 0,67 \pm 0,13$).

3.2.3 Georgey. A.S. et. al, 2014

Esse método de estimar a fadiga foi descrito por Georgey et. al em “Effect of adjusting pulse durations of functional electrical stimulation cycling on energy expenditure and fatigue after spinal cord injury”.

O estudo teve como objetivo determinar os efeitos de três durações de pulsos diferentes (200, 350 e 500 μs - P200, P350 e P500, respectivamente) no consumo de

oxigênio, no desempenho do ciclismo, na percentagem do gasto de energia (EE) e na fadiga do grupo muscular dos extensores do joelho até 72 horas após o ciclismo em pessoas com lesão medular.

O estudo foi feito com três visitas de estudo em um ciclo ergômetro com FES (RT300 FES bike) para 10 participantes e cada visita durou cerca de 2 a 3 horas.

Na primeira visita (visita de triagem), eles foram avaliados clinicamente para determinar a elegibilidade e segurança para participar; então dois eletrodos adesivos foram colocados no extensores do joelho direito e estimulação elétrica foi usada para determinar a resposta dos extensores. A corrente foi aumentada gradativamente até que a contração muscular fosse vista pelo pesquisador.

As visitas 2, 3 e 4 com espaçamento de uma semana entre elas, seguiram a visita de triagem, onde cada participante visitou o laboratório três vezes (uma por semana). A ordem dos protocolos (P200, P350 e P500) de *FES-cycling* foi atribuída aleatoriamente. A amplitude máxima de corrente foi constante no três protocolos. A corrente foi definida em 140mA para os extensores, 140mA para os flexores e 100mA para o glúteo máximo. A figura 14 mostra o diagrama esquemático do estudo.

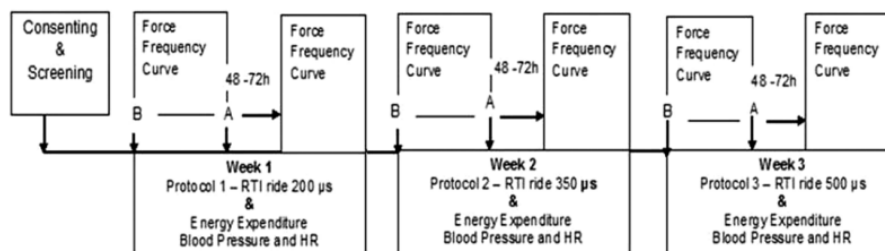


Figura 14 – Diagrama esquemático do design do estudo. B significa antes e A significa após ciclismo. HR significa frequência cardíaca e RTI significa RTI = Restorative Technologies Inc (bicicleta FES) . Fonte: (GORGEY et al., 2014)

Os protocolos foram os seguintes:

Protocolo 1 (P200) Frequência foi definida a 33,3 Hz, resistência a 1Nm, velocidade de 40 a 45 rpm e largura de pulso de 200 μ s;

Protocolo 2 (P350) Frequência foi definida a 33,3 Hz, resistência a 1Nm, velocidade de 40 a 45 rpm e largura de pulso de 350 μ s;

Protocolo 3 (P500) Frequência foi definida a 33,3 Hz, resistência a 1Nm, velocidade de 40 a 45 rpm e largura de pulso de 500 μ s.

Para todos os protocolos foi feito teste de fadiga, usando curva de força-frequência, imediatamente após e 48 a 72 horas depois de cada seção de ciclismo.

Os participantes foram transferidos para a cadeira dinamômetra por um elevador suspenso no teto a fim de medir o torque gerado pelos extensores do joelho. Após, uma pequena quantidade de corrente elétrica foi gerada para ver se o músculo se contraía para medir a força de contração muscular; este teste durou de 30 a 45 minutos e após 48 a 72 horas os participantes retornaram para medir novamente a fadiga de baixa frequência. Os autores definiram a persistência do declínio no torque por mais de 48h como fadiga de baixa-frequência.

A fadiga foi avaliada medindo o torque gerado em 10, 20, 30, 40, 50, 60, 80 e 100 Hz antes e imediatamente após o ciclismo. A ordem da frequência foi atribuída aleatoriamente a cada participante.

As curvas de força-frequência foram estabelecidas por uma unidade de estimulação elétrica (Empi; Vista, Califórnia); a corrente foi aumentada gradualmente até evocar o torque máximo gerado pelos extensores.

Após determinar o torque de pico, a corrente, que poderia elicitar 50% do torque de pico, foi registrada para todos os indivíduos e então denominada “mA 50%”. O mA 50% foi usada para estabelecer a curva de força-frequência imediatamente e após 48 a 72h após o ciclismo.

As curvas força-frequência foram construídas a partir dos valores pré e pós-ciclagem. A porcentagem de fadiga foi então determinada usando a equação 3.7, onde %F é a porcentagem de fadiga imediatamente ou 48-72h após o ciclismo, FF_{pos} é a curva de força frequência pós-ciclismo e FF_{pre} é a força-frequência pré-ciclismo.

$$\%F = \frac{FF_{pos} - FF_{pre}}{FF_{pre}} \quad (3.7)$$

3.2.4 Thrasher, T. A.; Ward, J. S. e Fisher, S., 2013

Este estudo “*Strength and endurance adaptations to functional electrical stimulation leg cycle ergometry in spinal cord injury*” trouxe como objetivo descrever as adaptações na saída de potência, a força muscular dos quadríceps e fadigabilidade que ocorreram durante um regime de 13 semanas de ciclo-ergometria com estimulação elétrica funcional.

O estudo contou com 11 participantes que nunca tinha participado deste tipo de ciclismo e o teste de fadiga foi realizado a fim de determinar um índice de fadiga (FI).

O teste de fadiga foi aplicado no início e no fim do estudo a fim de determinar valores pré e pós-treino da função muscular dos quadríceps. Para tal, os participantes foram sentados em uma cadeira dinamômetra configurada para medição de extensão de joelho. A estimulação foi feita por um estimulador elétrico de pulso quadrado com saída dupla com os seguintes parâmetros: frequência de 50Hz, largura de pulso de 1,0ms e

amplitude de 150V. A estimulação foi fornecida por trens de pulsos de 1 segundo de duração seguido por 1 segundo sem estimulação e ela, portanto alterou entre “on” e “of” para 60 contrações de força máxima por uma duração total de 120 segundos. O torque isométrico de extensão do joelho foi medido e o valor máximo para cada contração foi gravado.

A figura 15 ilustra um perfil de torque típico do teste de fadiga. O pico de torque de extensão do joelho foi definido como o torque médio de extensão nas primeira cinco contrações (T_{peak}), já o torque sustentado de extensão foi definido como o valor médio das últimas cinco contrações ($T_{sustain}$). Este valor representa as forças contráteis musculares que podem ser sustentadas por um longo período de tempo, enquanto o pico de torque representa as forças de contração que só podem ser produzidas por curtos períodos de tempo antes que o músculo seja afetado pela fadiga.

Assim, os autores definiram o índice de fadiga (FI) como a diferença relativa entre o torque de pico e o torque sustentado expresso como uma porcentagem de acordo com a equação 3.8.

$$FI = \frac{T_{peak} - T_{sustain}}{T_{peak}} \times 100\% \quad (3.8)$$

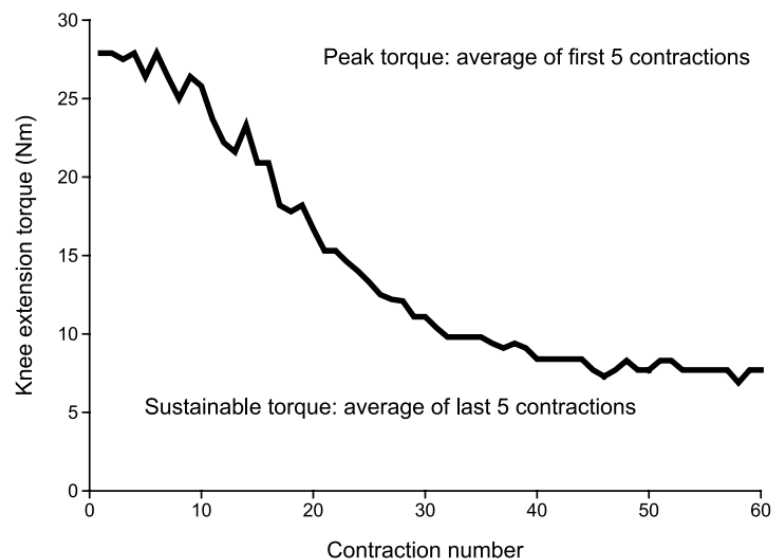


Figura 15 – Exemplo representativo de um perfil de torque gerado durante procedimento de teste de fadiga . Fonte: (THRASHER; WARD; FISHER, 2013)

3.3 Fadiga por mecanomiografia

Aqui são apresentados os resultados que trazem, como método de estimação de fadiga, a mecanomiografia (MMG)

3.3.1 Naeem, J. et. al, 2019

Neste estudo (“Mechanomyography-based muscle fatigue detection during electrically elicited cycling in patients with spinal cord injury”), os autores abordam a necessidade de monitorar o estado de fadiga do músculo; para isso eles utilizaram o recurso de “coeficiente cepstral de frequência-mel (MFCC, do inglês: *mel frequency cepstral coefficient*) do sinal MMG usando classificador de máquina de vetor de suporte (SVM, do inglês: *support vector machine*).

Ele fizeram experimentos com 5 indivíduos com lesão medular, usando cadeira de rodas junto a um ciclo ergômetro e um estimulador elétrico fornecendo uma estimulação de corrente retangular bifásica controlada por pulsos, com corrente máxima de 120mA, 30 Hz de frequência e largura de pulso de $\pm 400\mu s$. Além disso foram usados também os sensores MMG, baseados em acelerômetro (transdutores Sonostics BPS-IIVMG) foram alocados no grupo muscular do quadríceps (rectus femoris (RL), vastus lateralis (VL) e vastus medialis (VM)). A figura 16 mostra essa montagem experimental dos autores.



Figura 16 – Montagem experimental. Fonte: (NAEEM et al., 2019)

Para encontrar o estado da fadiga muscular, os autores fizeram o processamento dos sinais de MMG adquiridos pelos sensores. Assim, os sensores foram conectados a um computador usando o software de aquisição e análise de dados, “ACQKnowlege”, da BIOPAC. Os sinais foram amostrados em 2kHz e filtrados em banda-passante com Butterworth de quarta-ordem de 20-200 Hz; os sinais então foram processados usando o MATLAB 2013 para segmentação e classificação, eles foram segmentados por cada contração por um algoritmo de detecção de pico em que apenas a fase de propulsão (0,25s da contração (mínimo de 0,4s) foi segmentada). Então, os recursos MFCC e foram extraídos e usados para treinar e testar o SVM.

Para o método de extração MFCC foi usado primeiro a análise por transformada de fourier de termo curto (STFT) com janelas de 25ms (considerado estacionária) e o espectro de potência foi calculado. Isso foi seguido pelo banco de filtros mel (equação

3.9), projetado com 25 filtros triangulares uniformemente espaçados na escala mel entre os limites de frequência inferior e superior; essa escala é definida como uma escala de percepção de frequência quando medida em sua frequência original.

$$mel(f) = 1127 \ln \left(1 + \frac{f}{700} \right) \quad (3.9)$$

Já para calcular as energias do banco de filtros (FBEs), 926 filtros por *frame*, o banco foi aplicado aos valores de espectro de magnitude. As 26 energias, consistidas de FBEs comprimidas, foram então decorrelacionadas usando a equação de transformada discreta de cosseno (DCT) conforme dada na equação 3.10, onde N é o número de banco de filtro e m_j é a amplitude do banco. O C_n do recurso MFCC, equação 3.10 foi alimentado na equação 3.11 como o vetor de recursos x . Dos resultados, 13 dos 26 coeficientes DCT foram descartados.

$$C_n = \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{j=1}^N m_j \cos \left(\frac{\pi i}{N} (j - 0,5) \right) \quad (3.10)$$

A figura 17 mostra o fluxograma do processo MFCC usado no estudo. Os 13 dos 26 coeficientes DCT selecionados foram usados para treinar um classificador SVM. Já a figura 18 mostra típicos sinais MMG não-fatigados (a) e fatigados (b), em que os sinais fatigados, por requerer mais tempo para completar uma contração, possuem amplitudes menores e duração de contrações maiores. Já a figura 19 mostra as etapas de reconhecimento MMG a partir do sinal MMG de entrada para treinamento e reconhecimento.

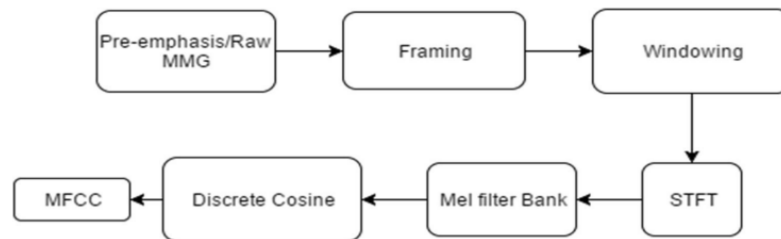


Figura 17 – Diagrama de blocos do algoritmo NFCC. Fonte: (NAEEM et al., 2019)

Os dados coletados foram divididos em dois grupos: de treinamento e de teste. Para os de treinamento, os sinais MMG foram separados nas categorias: contrações musculares não-fatigadas e contrações musculares fatigadas. Os resultados foram validados com validação cruzada *k-fold* e foram usados para treinar o classificador SVM.

A SVM consiste em um hiperplano que separa os dados e que depende dos dados de treinamento (vetores de suporte), que fica perto do hiperplano, descrito na equação 3.11, onde w é o vetor de peso, x é o vetor de entrada do espaço de entrada e o b é o *bias*.

$$w^T \cdot x + b = 0 \quad (3.11)$$

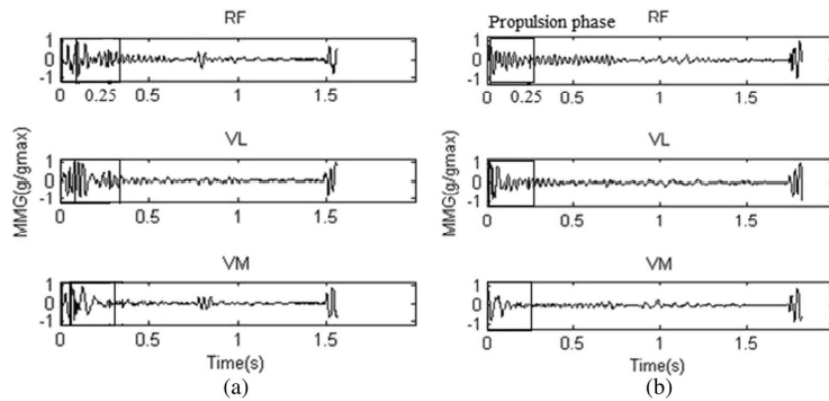


Figura 18 – Sinais MMG típicos normalizados (a gmax) durante uma revolução de ciclismo.: **a** não-fatigado e **b** fatigado localizados em RF, VL E VM.. Fonte: (NAEEM et al., 2019)

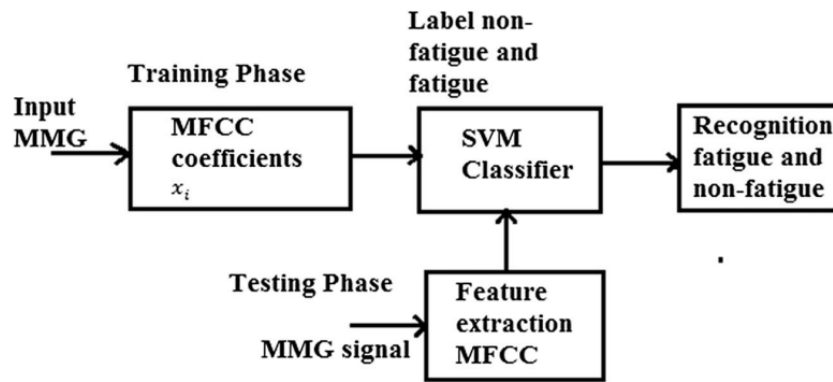


Figura 19 – Diagrama de blocos do método de treino e reconhecimento do sinal MMG. Fonte: (NAEEM et al., 2019)

Para a classificação do estágio de teste, a equação 3.11 pode ser escrita como a equação 3.12 e esta como 3.13, onde y_i é o vetor de teste do sinal MMG, x_i é o vetor de suporte, calculado dos dados de treinamento e α_i é o peso deles

$$f(y) = w^T \cdot x + b, \text{ portanto } w^T = \sum_{i=1}^N \alpha_i k(x_i y_i) \quad (3.12)$$

$$f(y) = \text{sum}_{i=1}^N \alpha_i k(x_i y_i) + b \quad (3.13)$$

Com isso, a classificação da SVM, treinada pelos autores, então é dada em duas classes: não-fatigado e fatigado. A figura 20 mostra o resultado da acurácia da predição de fadiga do estudo.

Subject	Expected result		Predicted contractions		Accuracy (%)
	Non-fatigue	Fatigue	Non-fatigue	Fatigue	
1	300	0	293	7	96.3
	0	300	15	285	
2	300	0	295	5	98.8
	0	300	2	298	
3	300	0	276	24	85.5
	0	300	63	273	
4	300	0	289	11	96.3
	0	300	11	289	
5	300	0	218	82	84.0
	0	300	14	286	

Figura 20 – Número de amostras de contrações esperadas e previstas e matriz de confusão e acurácia usando MFCC. Fonte: (NAEEM et al., 2019)

3.3.2 Islan, A. et al, 2018

Os autores buscaram no estudo, devido ao potencial da mecanomiografia de representar o estado da função muscular no nível muscular, investigar as respostas mecanomiográficas de superfície evocadas do grupo dos quadríceps (rectus femoris - RL, vastus lateralis - VL e vastus medialis - VM) durante *FES-cycling* e quantificar as mudanças das respostas entre condições de pré e pós fadiga.

O estudo teve 6 participantes com lesão medular completa com treinos de duas a três vezes na semana durante quatro semanas. O estudo foi composto de 3 fases como visto na figura 21. Na fase 1, cada participante foi submetido a três tentativas de extensão de joelho induzida por FES para quantificar o maior pico de torque evocado (ePT) e parâmetros de MMG do quadríceps. Em seguida, cada participante praticou 30 minutos de ciclismo com estimulação com intensidade suficiente a fim de induzir fadiga muscular significativa; já na fase final, as extensões de joelho para desencadear o ePT e o MMG foram repetidas, no entanto com um período de recuperação entre os ensaios mais curto. Além disso, os sinais MMG durante a fase 2 foram coletados para documentar as respostas de fadiga do quadríceps.

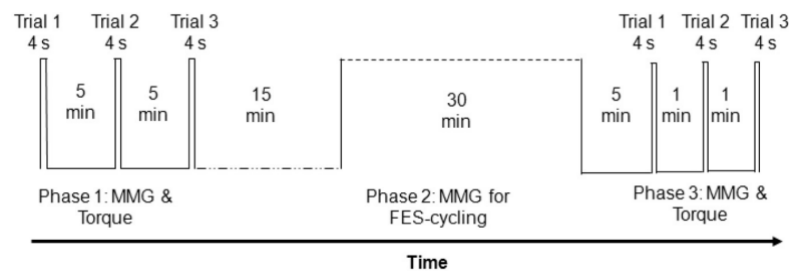


Figura 21 – Fases do estudo. Fonte: (ISLAM et al., 2018)

Para realizar os experimentos, os participantes eram sentados em uma cadeira dinamômetra com um ângulo de quadril de aproximadamente 90° e ângulo de joelho de

60°. A estimulação elétrica na fase 1 e 2 foi feita com eletrodos no quadríceps com uma frequência constante de 30 Hz, largura de pulso bifásica de 400 μ s e a uma amplitude de corrente de 90-120mA, selecionada individualmente para cada participante, a fim de atingir a extensão máxima do joelho. Já na fase 2 de *FES-cycling* foram estimulados tanto o quadríceps quanto o hamstrings e os parâmetros de estimulação foram pulsos retangulares bifásicos com frequência de 30 Hz e largura de 30 μ s e com intensidade de 60-120 mA para o quadríceps e 58-90 mA para o hamstrings.

Para o MMG, foram alocados três sensores (transdutores) foram alocados no quadríceps. Os dados brutos de cada um dos sensores durante as contrações e as saídas do ePT do dinamômetro também foram gravados. A unidade de aquisição (BP150 e HLT100C, BIOPAC) e o software (ACQKnowledge) foram usados para gravar e armazenar os dados em computador para análise *off-line*.

Os dados captados pelos sensores passaram por um filtro digital Butterworth de quarta ordem de banda passante a 20-200Hz para obter os sinais MMG para RMS no domínio do tempo e MPF no domínio da frequência; já todo o processamento de sinal foi feito com programas customizados escritos no LabVIEW.

Os sinais de MMG e ePT das fases 1 e 3 foram extraídos por 2 segundos a fim de produzir a RMS e MPF e foram normalizados. Os sinais durante o *FES-cycling* foram divididos em seis períodos e também foram extraídos para determinar a RMS e MPF para análise e também foram normalizados.

A regressão linear foi utilizadas entre o tempo de ciclismo e os sinais de MMG normalizados a fim de determinar o grau de associação entre eles e esse foi o critério usado para investigar o estado da fadiga do quadríceps. Além disso, os índices de inclinação e interceptação da análise de regressão do tempo do MMG foram usados para análise ANOVA de uma via de medidas repetidas com testes *LSD post-hoc* para quantificar a taxa de fadiga do quadríceps. Pela interpretação dada, menor que 0,14 é ruim, entre 0,14 e 0,36 é razoável, entre 0,37 e 0,50 é médio e maior que 0,51 é grande. Testes de t-pareados entre as fases 1 e 3 foram realizados para determinar a fadiga usando MMG; teste de consistência de correlação interclasse (ICC) de modo misto bidirecional do sinal MMG e ePT e as categorias do ICC foram definidas de acordo com a seguinte correlação de consistência: menor que 0,4 é pobre, entre 0,4 e 0,59 é razoável, entre 0,6 e 0,74 é bom e maior que 0,75 é alto. Todas as análises estatísticas foram feitas pelo SPSS.

3.3.3 Krueger, E. et. al, 2014

Os autores no estudo “*Mechanomyography energy decreases during muscular fatigue in paraplegics*” investigou a resposta de sinais triaxiais de MMG adquiridos do músculo reto femoral dos participantes durante protocolo de fadiga gerada eletricamente.

Para cumprir o proposto, o estudo trabalhou com 15 participantes e usou um estimulador elétrico personalizado de onda retangular monofásica com pulsos de estimulação controlados por tensão. Os parâmetros usados foram: frequência de pulso de 1 kHz (ciclo de trabalho de 20%), frequência de modulação de 70 Hz (período ativo de 20%) e os eletrodos foram colocados para estimular os quadríceps.

Os sensores MMG desenvolvidos usaram um acelerômetro triaxial (MMA7260Q MEMS) e com amplificação de 2,2 vezes por meio de circuitos eletrônicos. Para medir a força produzida foi utilizada uma célula de carga e os sensores MMG foram posicionados no reto femoral. A figura 22 mostra a estrutura do experimento.

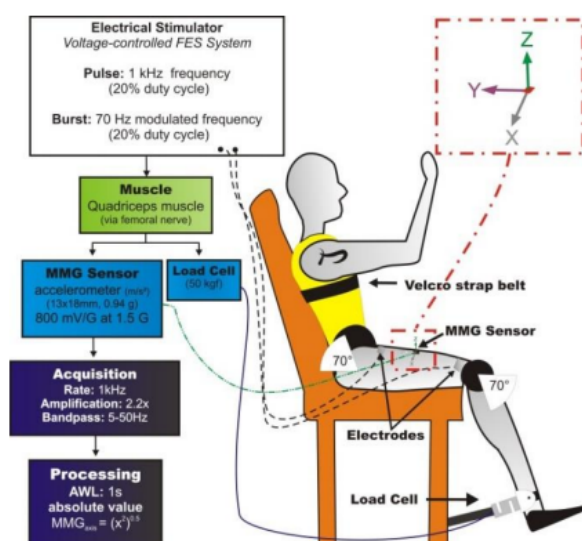


Figura 22 – Layout da instrumentação e configuração experimental. Fonte: (KRUEGER et al., 2014)

A aquisição dos sinais MMG foi feita em um programa desenvolvido no LabVIEW. O sistema de aquisição continha um quadro NI-USB 6221 da National Instruments trabalhando a 1 kHz.

Antes da fixação da célula de carga, a intensidade da FES foi aumentada até a extensão máxima eletricamente evocada (MEEE) da articulação do joelho. Após a colocação da célula de carga, a intensidade da FES necessária para atingir o MEEE foi aplicada e registrada pela célula de carga como força-100% para evitar qualquer lesão musculoesquelética. O intervalo de descanso de dez minutos foi respeitado para evitar interferência no protocolo de fadiga.

O protocolo de fadiga foi iniciado sem FES ao longo dos 5 segundos iniciais, conforme a figura 23. Após, a intensidade de FES foi aumentada até e durante o controle para manter a força em “força-100%”. Os instantes foram definidos da seguinte forma: Instante 1, momento em que a estabilidade da força-100% controlada manualmente foi atingida para evitar o sinal espúrio de movimento; Instante 2, quando o controle FES não conseguiu manter a força-100%; Instante 3, queda para força-65% e Instante 4, queda

para força-30%.

Já o processamento dos sinais foi feito por um código escrito no MatLab R2008a, usando um filtro passa-banda Butterworth de terceira ordem e o valor absoluto foi extraído do sinal MMG ($x=|x|$). Os ruídos foram reduzidos e os sinais normalizados.

Os dados foram normalizados pelo ponto definido como “ponto não fadigado (I)” de acordo com a equação 3.14, onde i é 1 e n é 1000 (taxa de aquisição de amostragem), $Axis$ é o eixo do acelerômetro e ins é o instante de protocolo (I-IV).

$$Energy_NORM_{Axis_ins} = \frac{\frac{1}{n} \sum_i^n |Energy_{Axis_ins}|}{\frac{1}{n} \sum_i^n |Energy_{Axis_I}|} \quad (3.14)$$

A análise estatística foi testada também em MatLab. Por causa da inclinação dos dados, foi calculado para cada eixo (valor de $p \leq 0,05$) o teste de Friedmann (ANOVA não paramétrico) para avaliar a diferença entre os instantes. Considerando os eixos com significância estatística, para a análise *Post hoc* foi aplicado o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon. O valor de p foi corrigido pelo ajuste de Bonferroni para comparações múltiplas; nesse sentido, as diferenças foram consideradas significativas com $p \leq 0,0125$.

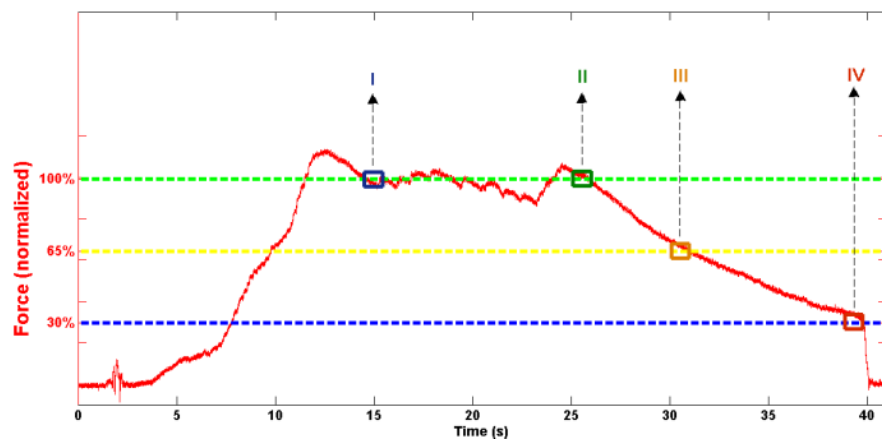


Figura 23 – Protocolo de fadiga de um participante. Linha vermelha - força, linha verde - força-100%, linha amarela - força-65%, linha azul - força-30%, retângulo azul - instante 1, retângulo verde - instante 2, retângulo alaranjado - instante 3 e retângulo vermelho - instante 4. Fonte: (KRUEGER et al., 2014)

A figura 23 mostra, mesmo com os mesmos valores de força nos instantes 1 e 2, uma diminuição na energia do eixo-x do MMG, o que indica a fadiga muscular, pois nos instantes 3 e 4, a queda de energia permanece.

4 Considerações finais

Pessoas com lesão medular apresentam diversas dificuldades de adaptação na sociedade, mas, além disso, devido as consequências, podem surgir diversos problemas de saúde, por isso é importante a realização de reabilitação, que pode ser feita de diversas formas, incluindo o *FES-cycling*.

O ciclismo com estimulação elétrica funcional é uma boa estratégia para fortalecer a musculatura da perna e melhorar as condições cardiovasculares de pacientes com lesão medular. Entretanto, um dos problemas que surgem com a estimulação elétrica funcional é a rápida fadiga muscular, caracterizada pela redução temporária da capacidade do músculo de produzir força e que atrapalha o tempo de exercícios com essa técnica.

Dessa forma, com objetivo deste trabalho foi possível levantar, por meio de um mapeamento sistemático de literatura, modelos e adaptações de estimação de fadiga para *FES-cycling*. O MSL trouxe resultados de oito estudos e que foram subdivididos de acordo com a metodologia principal usada em seus respectivos estudos: simulação, equação ou mecanomiografia.

O modelo de estimação de fadiga por simulação traz algo realmente interessante, já que ele trabalha com uma simulação inicialmente desenvolvida pelo próprio EMA, o que torna mais fácil implementar as adaptações no modelo do Opensim desenvolvidas pelos autores do estudo. Para tal, seria necessário implementar as equações desenvolvidas por (WANNAWAS; SUBRAMANIAN; FAISAL, 2021) nos códigos em Matlab que controlam a simulação do EMA, além de ajustar o modelo aos padrões desenvolvidos para a avaliação da fadiga muscular.

Além do modelo de estimação por simulação, os resultados trouxeram quatro estudos que fazem uma estimação da fadiga por meio de equações. Para o cálculo dessas equações, torna-se necessário o uso de dinamometria para medir o torque de extensão do joelho, as potências musculares e curvas de força-frequência (dependendo do estudo), as quais são usadas nas equações de índice de fadiga ou porcentagem de fadiga. No entanto, a equipe EMA não possui nenhum aparelho de dinamometria, o que não torna possível adaptar um dos modelos de forma idêntica; todavia a equipe possui, entre seus equipamentos, um pedal com medidor de potência (PowerTap1 P1, PowerTap/ SRAM).

O pedal é capaz de medir a potência das duas pernas separadamente, além de medir a cadência e a força das pernas por meio de oito sensores de carga e possui um protocolo de comunicação por *bluetooth* ou ANT+ (POWERTAP, 2015). Dessa forma, com esses pedais o EMA pode adaptar as equações de índice de fadiga, usando as variáveis de potência e força calculadas pelos pedais durante o *FES-cycling*.

A terceira metodologia de análise de fadiga, encontrada em três resultados, é a mecanomiografia, que mede resposta muscular mecânica. Os dois primeiros resultados sobre MMG apresentados utilizam sensores baseados em acelerômetro da BIOPAC e o próprio software da empresa para a aquisição dos sinais e fazem o processamento dos sinais, usando filtro Butterworth, um no Matlab e o outro no LabVIEW. Já o terceiro e último resultado, desenvolveu o próprio sensor MMG baseado em acelerômetro, fazendo a aquisição dos sinais pelo LabVIEW e o processamento, também utilizando filtro Butterworth, pelo Matlab.

Entretanto o EMA também não possui sensores MMG, porém detém acelerômetros, permitindo assim, que a equipe possa vir a produzir seus próprios sensores MMG e aquisição e processamento desses sinais possa ser feito pelo ROS, que já utilizado pela equipe. Ao implementar no ROS, é possível criar um “nó” no sistema de controle do *FES-cycling*, colocando o sinal de músculo “fatigado” e talvez usá-lo como um limitador e que ao atingir estado de fadiga, possa cortar a corrente do estimulador, cessando assim a estimulação muscular.

Assim sendo, as três metodologias apresentadas nesses trabalhos possuem meios distintos de fazer a estimativa de fadiga, mesmo que nem todos eles apresentem um número exato para dizer o nível de fadiga muscular, elas entregam no mínimo um estado de “fatigado” ou “não-fatigado” com base nos sinais recebidos ou um índice ou fator de fadiga; o que auxilia o pesquisador a encontrar os melhores parâmetros de estimulação a fim de maximizar o tempo de FES no ciclismo antes que a musculatura apresente a fadiga, tendo que ser necessária a interrupção do treino para não gerar danos ao participante. Embora cada estudo apresentem suas ferramentas de identificação de fadiga, não há uma comparação por padrão-ouro determinado para fadiga em nenhum deles.

Já em termos de complexidade, entre as duas metodologias físicas, percebe-se que a estimação por MMG torna-se mais complexa do que a estimação por meio de equações, não só pelos materiais utilizados, como os sensores, mas também pelo sistema de aquisição dos sinais e pelo processamento necessário, o qual faz uso de filtro Butterworth de banda passante de 20-200HZ, já que os sinais de contração muscular são de baixa frequência (± 50 Hz), podendo variar com a estimulação elétrica funcional; essa necessidade de aquisição e de processamento torna mais complexa. Com isso, fazer uma estimação de fadiga muscular dentro do *FES-cycling* do EMA seria um estudo excelente e de grande ajuda ao projeto, que como já dito, ainda não conta com um sistema de análise de fadiga.

Além das abordagens encontradas como resultados deste trabalho, um ponto interessante a se ressaltar é que nenhum dos estudos trouxe uma visão dos participantes a respeito da técnica utilizada, como eles se sentiam em relação a conforto e afins. Pois, embora, nenhum método abordado faça uso de componentes invasivos e que a lesão faça com que a pessoa perca a sensibilidade dos membros, a visão do paciente é um ótimo

ponto a se tratar em estudos futuros a fim de descobrir qual método se adéqua mais ao bem-estar pessoal.

Assim, este trabalho foi capaz de trazer três possibilidades de estimação de fadiga para o EMA adaptar ao ciclismo: a fadiga por simulação, que é uma boa alternativa, visto que foi a equipe que desenvolveu o modelo musculoesquelético inicial da simulação e os modelos de estimação físicos, embora, não seja possível implementá-los de forma idêntica, dado que o EMA não possui os equipamentos corretos, mas a lógica dos estudos pode ser adaptada para os materiais que estão em posse da equipe, ou seja, os pedais com medidor de potência e os acelerômetros.

Com isso, a equipe tem alguns estudos futuros a vista: adaptação da simulação no Opensim para cálculo de fadiga, determinação de índice de fadiga por meio de pedais com medidor de potência e desenvolvimento de sensor MMG com base em acelerômetro para análise de fadiga muscular no *FES-cycling*.

Dessa forma, este trabalho trouxe contribuições para o projeto dentro de um problema que ainda não se tinha muito conhecimento sobre como implementar uma solução para ele; afinal a determinação de fadiga muscular ainda é algo não consolidado no meio científico, o que torna se estudo um pouco mais difícil, mas ainda de extrema importância. Com isso, este trabalho abre as portas das soluções de análise de fadiga que o EMA pode estudar, trabalhar e implementar no *FES-cycling*.

Referências

- BAPTISTA, P. O. *O efeito da aplicação da Estimulação Elétrica Funcional na reabilitação em adultos com lesão medular completa. Revisão Sistemática*. Dissertação (Mestrado) — Instituto Politécnico do Porto, Porto, oct 2014. Citado na página 14.
- BAPTISTA, R. D. S. et al. New approach of cycling phases detection to improve FES-pedaling in SCI individuals. In: *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. [S.l.: s.n.], 2018. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 20.
- BO, A. P. et al. Cycling with Spinal Cord Injury: A Novel System for Cycling Using Electrical Stimulation for Individuals with Paraplegia, and Preparation for Cybathlon 2016. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, v. 24, n. 4, p. 58–65, dec 2017. ISSN 1070-9932. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/8103918/>>. Citado na página 21.
- BÓ, A. P. L. *Compensation active de tremblements pathologiques des membres supérieurs via la stimulation électrique fonctionnelle*. 190 p. Tese (Doutorado) — Université Montpellier II, França, 2010. Citado 4 vezes nas páginas 9, 14, 18 e 19.
- DIETZ, V.; FOUAD, K. Restoration of sensorimotor functions after spinal cord injury. *Brain*, v. 137, n. 3, p. 654–667, Outubro 2013. ISSN 0006-8950. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/brain/awt262>>. Citado na página 17.
- FONSECA, L. O. da. *Instrumentação e controle em ciclismo assistido por estimulação elétrica para indivíduos com lesão medular*. 84 p. Dissertação (Mestrado) — PENE - UnB, Brasília, 2015. Citado 4 vezes nas páginas 16, 18, 19 e 20.
- GORGEY, A. S. et al. Effect of adjusting pulse durations on functional electrical stimulation cycling on energy expenditure and fatigue after spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 51, p. 1455–1468, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 9, 36 e 41.
- ISLAM, A. et al. Mechanomyography responses characterize altered muscle function during electrical stimulation-evoked cycling in individuals with spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, v. 58, p. 21–27, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 10, 36 e 47.
- KRUEGER, E. et al. Mechanomyography energy decreases during muscular fatigue in paraplegics. *36th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society (EMBC)*, 2014. Citado 4 vezes nas páginas 10, 36, 49 e 50.
- LAUBACHER, M. et al. Stimulation of paralysed quadriceps muscles with sequentially and spatially distributed electrodes during dynamic knee extension. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 16, 2019. Citado 3 vezes nas páginas 9, 36 e 39.
- 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*, v. 117, p. 1787–1798, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 9, 36 e 40.

- LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. A comparison of closed-loop control algorithms for regulating electrically stimulated knee movements in individuals with spinal cord injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 20, n. 4, p. 539–548, 2012. Citado na página 17.
- MARTIN, R. et al. Functional Electrical Stimulation in Spinal Cord Injury: From Theory to Practice. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, v. 18, n. 1, p. 28–33, 01 2012. ISSN 1082-0744. Disponível em: <<https://doi.org/10.1310/sci1801-28>>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 20.
- NAEEM, J. et al. An investigation of fatigue phenomenon in the upper limb muscle due to short duration pulses in an fes system. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, v. 53, 2013. Citado na página 14.
- NAEEM, J. et al. Mechanomyography-based muscle fatigue detection during electrically elicited cycling in patients with spinal cord injury. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 57, p. 1199–1211, 2019. Citado 8 vezes nas páginas 9, 10, 24, 36, 44, 45, 46 e 47.
- NORTH, N. The psychological effects of spinal cord injury: a review. *Spinal Cord*, v. 37, n. 10, p. 971 – 979, 1999. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/3100913>>. Citado na página 17.
- PETTICREW, M.; ROBERTS, H. *Systematic reviews in the social sciences: A practical guide*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008. Citado na página 27.
- POPOVIC, D.; SINKJÆR, T. *Control of movement for the physically disabled: control for rehabilitation technology*. 2. ed. [S.l.]: Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, 2003. ISBN 87-90562-10-0. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.
- POWERTAP. Powertap p1: user guide. 2015. Citado na página 51.
- RAMOS, C. S. et al. *Mapeamento Sistemático de Literatura sobre Estratégias de Governo Digital: RELATÓRIO TÉCNICO*. Gama, DF: Information Technology - Research and Application Center (ITRAC), 2021. Citado na página 24.
- RAMOS, F. M. *Rythmic control for functional electrical stimulation applications using detailed musculoskeletal models*. 109 p. Dissertação (Mestrado) — PPGEA - ENE - UnB, Brasília, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 14, 19 e 20.
- RAYMOND, T. K. Y. *Functional Electrical Stimulation (FES) for Stroke Rehabilitation*. American Cancer Society, 2006. ISBN 9780471740360. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9780471740360.ebs1341>>. Citado na página 18.
- ROBOTICS, O. About ros. 2021. Disponível em: <<https://www.ros.org/about-ros/>>. Citado na página 22.
- SOUSA, A. C. C. d. et al. A comparative study on control strategies for fes cycling using a detailed musculoskeletal model. *IFAC-PapersOnLine*, v. 49, n. 4, p. 204–209, 2016. Citado na página 14.

- SOUSA, A. C. C. de. *Methods for electrical stimulation control of lower limbs in individuals with spinal cord injury*. 161 p. Tese (Doutorado) — PPGEA - ENE - UnB, Brasília, 2019. Citado 6 vezes nas páginas 9, 16, 17, 21, 23 e 37.
- SWEIS, R.; BILLER, J. Systemic complications of spinal cord injury. *Current neurology and neuroscience reports*, v. 17, n. 2, p. 8, Fevereiro 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s11910-017-0715-4>>. Citado na página 17.
- SZECSI, J.; STRAUBE, A.; FORNUSEK, C. A biomechanical cause of low power production during fes cycling of subjects with sci. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 11, p. 123, 08 2014. Citado na página 21.
- THRASHER, T. A.; WARD, J. S.; FISHER, S. Strength and endurance adaptations to functional electrical stimulation leg cycle ergometry in spinal cord injury. *NeuroRehabilitation*, v. 33, p. 133–138, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 9, 36 e 43.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 14^a. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 17.
- WANNAWAS, N.; SUBRAMANIAN, M.; FAISAL, A. A. Neuromechanics-based deep reinforcement learning of neurostimulation control in fes cycling. *10th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, p. 381–384, 2021. Citado 6 vezes nas páginas 9, 24, 36, 37, 38 e 51.

Apêndices

APÊNDICE A – Modelo de fichamento



1. Dados do estudo

Dados da Publicação	
Código	
Título:	
Autor(es):	
Ano:	
Base da pesquisa:	
Pesquisador(a) responsável:	
Data:	

2. Referências

Referencial do estudo

Preencha caso o estudo seja excluído

Critério(s) de exclusão:

CE1 CE2 CE3 CE4 CE5 CE6

Justificativa:

PREENCHA OS DADOS A SEGUIR CASO O ESTUDO SEJA INCLUÍDO

Critério(s) de inclusão:

CI1 CI2 CI3 CI4 CI5

Justificativa:

Figura 24 – Modelo de fichamento - Página 1. Fonte: Própria autora



Resumo do estudo

Descreva as respostas para cada questão de pesquisa (QP ou QS). Quando o estudo não responder à uma determinada questão, escreva: “não há resposta para esta questão”.

QP: Quais os modelos de estimação de fadigas e suas adaptações para utilização de ciclismo com EEF?
Resposta:

QS1: Qual o modelo de ciclismo?
Resposta:

QS2: Qual o tipo de EEF?
Resposta:

QS3: Quais as variáveis utilizadas?
Resposta:

QS4: Quais as vantagens e desvantagens dos modelos e adaptações?
Resposta:

Registre outras informações que possam ser relevantes para o mapeamento sistemático
Resposta:

Figura 25 – Modelo de fichamento - Página 2. Fonte: Própria autora