



**ÓRTESE PASSIVA COM ATUADOR ELÁSTICO PARA CICLISMO
ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

FELIPE SHIMABUKO CASCÁS SOUSA

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE
SISTEMAS ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**ÓRTESE PASSIVA COM ATUADOR ELÁSTICO PARA
CICLISMO ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO
ELÉTRICA**

FELIPE SHIMABUKO CASCÁS SOUSA

**ORIENTADOR: PROF. ANTONIO PADILHA LANARI BÓ,
ENE/UNB**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

**PUBLICAÇÃO: PGEA.DM - 764/2021
BRASÍLIA/DF: FEVEREIRO - 2021**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ÓRTESE PASSIVA COM ATUADOR ELÁSTICO PARA CICLISMO
ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

Felipe Shimabuko Cascás Sousa

*Dissertação de Mestrado submetida ao Departamento de Engenharia Elétrica
como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de mestre
em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação*

Aprovada por:

Prof. Antonio Padilha Lanari Bó, _____
ENE/UnB
Orientador

Prof. Jake Carvalho do Carmo, ENE/UnB _____
Examinador interno

Prof.^a Claudia Patricia Ochoa Diaz, _____
FGA/UnB
Examinador externo

FICHA CATALOGRÁFICA

FELIPE SHIMABUKO CASCÁS SOUSA

Órtese Passiva com Atuador Elástico para Ciclismo Assistido por Estimulação Elétrica [Distrito Federal] 2021.

xiv, 65 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestrado, Engenharia Elétrica, 2021).

Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Eletroestimulação funcional

2. Órtese

3. Atuador elástico

4. Ciclismo com eletroestimulação

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOUSA, F. S. C. (2021). *Órtese Passiva com Atuador Elástico para Ciclismo Assistido por Estimulação Elétrica*. Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Publicação: PGEA.DM - 764/2021, 65 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Felipe Shimabuko Cascás Sousa

TÍTULO: Órtese Passiva com Atuador Elástico para Ciclismo Assistido por Estimulação Elétrica.

GRAU: Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação ANO: 2021

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta Dissertação de Mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. Os autores reservam outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa Dissertação de Mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito dos autores.

Felipe Shimabuko Cascás Sousa

Depto. de Engenharia Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os companheiros do EMA e do LARA que compartilharam os momentos de pesquisa, de disciplinas, de escrita artigos e de experimentos. Todos contribuíram para esse trabalho. Em especial, agradeço a Ana, pelas quase intermináveis ajuda, ao Estevão por estar sempre disposto a topas as novas ideias, ao Lucas pelo auxílio nos últimos experimentos, e claro ao professor Antonio por ter me confiado mais um trabalho. Por fim, agradeço a Jéssica por toda a paciência e suporte durante essa trajetória.

RESUMO

A lesão medular é uma condição debilitante que gera diversas complicações para os indivíduos que as têm. Eles podem desenvolver não somente problemas motores, mas diversos outros associados em decorrência da lesão, como problemas circulatórios, urinários, intestinais e de pele. Para a reabilitação e auxílio de pessoas com lesão medular, a estimulação elétrica funcional (FES) é uma técnica bastante utilizada, pois promove ganhos de massa muscular e óssea e melhora a circulação sanguínea. A combinação do FES com ciclismo (FES *cycling*), em geral com bicicleta estacionária ou triciclo, é bastante difundida, porém ainda há desafios de eficiência, como a baixa cadência e forças produzidas e fadiga acelerada, levando a exercício de baixas duração e intensidade. Neste trabalho, exploramos o uso de órtese passiva com atuador elástico incorporados aos protocolos do FES *cycling*. Para tanto, usamos um ambiente de simulação para o FES *cycling* e incorporamos elementos passivos para entender se isso poderia aumentar a cadência do ciclismo. As simulações mostraram ganhos aproximadamente 10% na cadência. Tendo resultados positivos, projetamos e construímos protótipo para testar com indivíduo com lesão medular em treinos de FES *cycling*. Como resultado, observamos que, assim como nas simulações, os parâmetros de atuação do elemento elástico influenciam nos ganhos. Conseguimos resultados positivos (ganhos de 11% e 17%) assim como negativos (perdas de -1,8% e -11%) na cadência durante os treinamentos. Lesão medular pode afetar significativamente a qualidade de vida e a investigação de sistemas que contribuam para melhora da qualidade de vida são essenciais. Neste trabalho, buscamos uma maneira de melhorar o uso do FES *cycling* na reabilitação através do uso de órtese passiva.

Palavras chave: estimulação elétrica funcional, órtese, atuador elástico, ciclismo.

ABSTRACT

Spinal cord injury is a debilitating condition that generates several complications for individuals. They can develop not only motor problems, but also several others associated with the injury, such as circulatory, urinary, intestinal and skin problems. For rehabilitation and assistance of people with spinal cord injury, functional electrical stimulation (FES) is a widely used technique, as it promotes gains in muscle and bone mass and improves blood circulation. The combination of FES with cycling (FES cycling), on a stationary bicycle or a tricycle, is widespread, but there are still efficiency challenges, such as low cadence, low forces production and early fatigue, leading to low duration and low intensity exercise. In this work, we explore the use of passive orthosis with elastic actuator into FES cycling protocols. For this, we use a simulation environment for FES cycling and incorporate passive elements to understand if it could increase cycling cadence. The simulations showed gains of approximately 10 % in cadence. With positive results, we designed and built a prototype to test with an individual with spinal cord injury in FES cycling training. As result, we observed that the chosen parameters for the elastic actuator influence the results, as seen in the simulations. We achieved positive results (gains of 11 % and 17 %) as well as negative (losses of -1.8 % and -11 %) for cadence during training days. Spinal cord injury can significantly affect quality of life and to investigate systems that contribute to improve quality of life are essential. In this work, we look for a way to improve the use of FES cycling in rehabilitation through the use of passive orthosis.

Keywords: functional electrical stimulation, orthosis, elastic actuator, cycling.

ÍNDICE

1	Introdução	1
1.1	Contextualização	1
1.2	Definição do Problema	1
1.3	Objetivos	2
1.4	Apresentação do Texto	2
2	Fundamentação Teórica	4
2.1	Sistema Neuro Muscular	4
2.2	Lesão Medular	5
2.3	Estimulação Elétrica Funcional	5
2.4	Ciclismo	8
2.4.1	Aspectos Biomecânicos do Ciclismo	9
2.4.2	Ciclismo com Estimulação Elétrica Funcional	10
2.5	Software OpenSim	11
3	Estado da Arte: Dispositivos de Assistência FES Cycling	12
3.1	Motor Elétrico	12
3.2	Propulsão Manual	13
3.3	Atuadores Elásticos	13
3.4	Volantes de Inércia	15
3.5	Órteses	16
3.5.1	Órtese passiva aplica a ciclistas hígidos	18
4	Simulação FES Cycling	21
4.1	Modelo para Simulação	21
4.2	Simulação com Órtese	23
4.2.1	Modelo Computacional da Órtese	24
4.2.2	Parâmetros do Atuador Elástico	27
4.2.2.1	Condições Iniciais	27
4.2.2.2	Torque do Atuador	27
4.2.2.3	Faixa de Atuação da Órtese	27
4.3	Resultados	27
5	Projeto e Fabricação da Órtese	31
5.1	Requisitos do Projeto	31
5.2	Escolha Modelo de Órtese	31

5.3	Mecanismo de Atuação	32
5.3.1	Faixa de Atuação	32
5.3.2	Geometria	33
5.4	Cálculo Atuador Elástico	36
5.5	Fabricação	39
5.5.1	Atuador elástico - Mola de torção	39
5.5.2	Mecanismo	39
5.5.3	Protótipos	40
6	Avaliação Experimental e Resultados	41
6.1	Ambiente Experimental	41
6.1.1	Equipamento	42
6.1.2	Voluntário	42
6.1.3	Protocolo Experimental	43
6.2	Resultados	44
6.2.1	Mecanismo com $\Delta\theta = 42^\circ$	44
6.2.1.1	Atuador com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$	45
6.2.2	Mecanismo com $\Delta\theta = 20^\circ$	49
6.3	Discussões	52
7	Conclusões e Trabalhos Futuros	58
	Bibliografia	60
A	Termo de consentimento do voluntário	64

LISTA DE FIGURAS

Figure 2.1	Divisão da coluna vertebral	6
Figure 2.2	Processo de soma de potenciais de ação. A. há o <i>twitch</i> , uma contração rápida e fraca. B. há o processo de soma da contração de vários potenciais de ação. C. Contração tetânica incompleta. D. Contração tetânica completa.	7
Figure 2.3	Exemplo de configuração bipolar (a esquerda) e monopolar (a direita).	8
Figure 2.4	Exemplo de eletrodos usados para eletroestimulação	9
Figure 2.5	Ação muscular ao longo do ângulo da pedivela. (1) TA; (2) SOL, (3) GM, (4) VL e VM, (5) RF, (6) BF e (7) Gmáx.	10
Figure 3.1	Aparato experimental Fonte: (HUNT et al., 2006)	12
Figure 3.2	Modelo de trike Berkel Bike Pro da empresa Berkel Bike. Permite uso das mãos na propulsão	13
Figure 3.3	Variação de posicionamento das molas de tração para auxiliar passagem pelas <i>dead zones</i>	14
Figure 3.4	Esquema de variação de posicionamento dos atuadores elásticos. . .	15
Figure 3.5	Resultado obtido das simulações, variando-se o posicionamento dos atuadores e das constantes de rigidez. Nota-se que uma maior rigidez da mola gera uma maior eficiência do FES cycling.	15
Figure 3.6	Setup experimental com cabos elásticos para passar pelas <i>dead zones</i> .	16
Figure 3.7	Modelo FullForce da empresa Don Joy. Órtese com atuador elástico.	17
Figure 3.8	Modelo Levitation 2 de órtese com atuador elástico da empresa Spring Loaded.	17
Figure 3.9	Órtese usada com indivíduos hígidos	18
Figure 3.10	Atuação da órtese passiva em indivíduos hígidos. TDC (do inglês, <i>Top Dead Center</i>): momento de máxima flexão do joelho, BDC (do inglês <i>Bottom Dead Center</i>): momento de máxima extensão do joelho. (a) Ângulo do joelho e <i>Starting angle</i> de 55° de flexão do joelho. (b) Momento do joelho pelo ângulo da pedivela; curva verde posição sentada em uma subida; curva vermelha: momento da órtese; curva pontilhada azul: momento resultante.	19
Figure 3.11	Resultado dos testes da órtese passiva em indivíduos hígidos. (a) Torque do joelho em relação ao ângulo do joelho. linha verde posição sentada em uma subida; linha vermelha: momento da órtese; linha azul: momento resultante. (b) Trabalho resultante sem (<i>Original</i>) e com (<i>Resultant</i>) a órtese, para a flexão (azul) e extensão (vermelho).	20

Figure 4.1	Modelo do OpenSim para FES <i>cycling</i> similar a EMA Trike. Músculos representados como linhas vermelhas. Acréscimo dos suportes para pé, pedal e pedivela ao modelo OpenSim	21
Figure 4.2	Detalhe das partes mecânicas adicionadas ao modelo do OpenSim	23
Figure 4.3	Predefinição dos ângulos de excitação para cada grupo muscular para ciclo de pedalada. Quadríceps direito e esquerdo em roxo, isquiotibiais direito e esquerdo em laranja e glúteos direito e esquerdo em azul. Lado direito representado por cores mais escuras e lado esquerdo pelas cores mais claras. Cadência média do pedivela $\bar{\theta}_c$ is $260^\circ/\text{s}$	24
Figure 4.4	Adaptações feitas no modelos do FES <i>cycling</i> com acréscimo dos atuadores elásticos (em verde) e do sistema de aceleração inicial (em laranja).	25
Figure 4.5	Exemplo de atuador elástico com ângulo inicial $\theta_i = 67^\circ$ e $\tau_{max} = 30 \text{ Nm}/^\circ$ durante ciclo completo de uma pedalada. Ângulo do pedivela está relacionado ao pé direito. (a) Joelho direito (linha azul), joelho esquerdo (curva preta) e ângulo inicial de atuação da mola (linha vermelha). (b) Torque da órtese passiva lado direito (curva vermelha), torque órtese passiva lado esquerdo (curva preta). Torque se torna zero quando o ângulo do joelho é menor que 67°	26
Figure 4.6	Cadência média e excitação do quadríceps para variação de torque máximo do atuador. Linha pontilhada representa referência para 20s de simulação sem a órtese. (a) Dependência da cadência com relação ao torque máximo, com angulo inicial fixo ($\theta_i = 92^\circ$). (b) Porcentagem de tempo de excitação do quadríceps direito no último ciclo da pedalada.	29
Figure 4.7	Cadência média e excitação do quadríceps para variação do ângulo inicial da pedivela θ_i para torque máximo do atuador $\tau_{max} = 30,40,50 \text{ Nm}$. (a) Dependência da cadência com relação ao ângulo inicial de atuação da mola para $\tau_{max} = 30,40,50 \text{ Nm}$. (b) Porcentagem de tempo de excitação do quadríceps direito no último ciclo da pedalada.	30
Figure 5.1	Limitação de extensão do mecanismo original da órtese	33
Figure 5.2	Limitação de flexão do mecanismo original da órtese	33
Figure 5.3	Medidas do mecanismo original da órtese	34
Figure 5.4	Parâmetros da Mola	34
Figure 5.5	Mecanismo projetado para $\theta_i = 70^\circ$, com joelho a 0° . Mola não comprimida.	35

Figure 5.6	Na figura 5.6a, joelho está flexionado a 70° , a mola tem deformação zero. A partir desse ponto inicia-se a compressão. Na figura 5.6b, joelho a 112° , mola comprimida a 42° , máxima compressão.	35
Figure 5.7	Mecanismo projetado para $\theta_i = 92^\circ$, com joelho a 0° . Mola não comprimida.	36
Figure 5.8	Na figura 5.8a, joelho está flexionado a 92° , a mola tem deformação zero. A partir desse ponto inicia-se a compressão. Na figura 5.8b, joelho a 112° , mola comprimida a 20° , máximo de compressão durante o FES cycling, de acordo com as simulações feitas em 4.	36
Figure 5.9	Protótipo projetado para $\theta_i = 70^\circ$ e $\Delta\theta = 42^\circ$	40
Figure 5.10	Protótipo projetado para $\theta_i = 92^\circ$ $\Delta\theta = 20^\circ$	40
Figure 6.1	Predefinição dos ângulos de atuação dos músculos e atuador elástico durante um ciclo de pedalada. Quadríceps em roxo, órtese com a faixa de atuação de 20° em verde e órtese com a faixa de 42° em azul. Cores mais escuras representam o lado direito e cores mais claras representam o lado esquerdo.	41
Figure 6.2	<i>Setup</i> experimental utilizado.	43
Figure 6.3	Detalhe do <i>setup</i> da órtese para FES <i>cycling</i>	43
Figure 6.4	Metodologia do experimento. Dois dias de experimento para cada mola, cada dia com duas sessões e cada sessão com aquecimento e treino. Entre cada sessão, há período de descanso e mola é colocada ou retirada	45
Figure 6.5	Velocidade angular da pedivela nos dois dias de treinamento. Cada dia, voluntário pedalou com e sem o atuador. Verde claro representa o tempo de aquecimento, verde escuro o de treinamento e o amarelo representa a zona de treino para comparação de dados, sendo 60mA a 70mA, para dia 1 e 60mA a 80mA para o dia 2.	47
Figure 6.6	Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 60mA e 70mA) para dia 1 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.	48
Figure 6.7	Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 60mA e 80mA) para dia 2 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.	48

Figure 6.8	Velocidade angular média para cada posição angular do pedivela para a eletroestimulação em análise - entre 60mA e 70mA para 6.8a e entre 70mA a 80mA para 6.8b) para cada dia de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linhas roxas representam a velocidade com a utilização da mola com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ e a linha pontilhada vermelha representa a velocidade sem a mola.	49
Figure 6.9	Velocidade angular da pedivela nos dois dias de treinamento. Cada dia, voluntário pedalou com e sem o atuador. Verde claro representa o tempo de aquecimento, verde escuro o de treinamento e o amarelo representa a zona de treino para comparação de dados. Entre 70mA e 80mA.	51
Figure 6.10	Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 70mA e 80mA) para dia 1 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.	52
Figure 6.11	Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 70mA e 80mA) para dia 2 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.	53
Figure 6.12	Velocidade angular média para cada posição angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 70mA e 80mA) para cada dia de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linhas roxas representam a velocidade com a utilização da mola com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ e a linha pontilhada vermelha representa a velocidade sem a mola.	54
Figure 6.13	Diferença entre os ângulos de atuação da órtese projetada e da órtese medida durante o dia 2 do experimento. Lado esquerdo representado pela cor azul e lado direito pela cor verde. As cores mais claras representam a atuação projetada e as cores escuras representam os valores medidos.	55
Figure 6.14	Diferença entre os ângulos de atuação da órtese projetada e da órtese medida durante o dia 2 do experimento. Lado esquerdo representado pela cor azul e lado direito pela cor verde. As cores mais claras representam a atuação projetada e as cores escuras representam os valores medidos.	56

Figure A.1	Primeira página do termo de consentimento assinado pelo voluntário.	64
Figure A.2	Segunda página do termo de consentimento assinado pelo voluntário.	65

LISTA DE TABELAS

Table 4.1	Parâmetros dos graus de liberdade travados para o FES <i>cycling</i> . . .	22
Table 5.1	Torques para 20° e 42° de deflexão da mola e respectivas rigidezes das molas.	37
Table 5.2	Resultado das geometrias das molas.	39
Table 6.1	Resultado dos testes realizados	45
Table 6.2	Resultado de velocidade média e desvio padrão para 2 dias de treino.	49
Table 6.3	Resultado de velocidade média e desvio padrão para 2 dias de treino.	52
Table 6.4	Comparação entre as faixas de atuação projetados e medidos	57

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}$	grau
rad	radiano
m	metro
mm	milímetro
s	segundo
μs	micro segundo
g	grama
kg	quilograma
Hz	hertz
kHz	quilo-hertz
V	volt
mV	milivolt
A	ampères
mA	miliampere
N	Newton
$\%$	porcentagem
$<$	menor que
$>$	maior que
Δ	variação
m/s	metros por segundo
$^{\circ}/s$	graus por segundo
Nm/rad	Newton metro por radiano

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A lesão medular gera diversas complicações para os indivíduos que as têm. Eles desenvolvem não somente problemas motores, mas diversos outros associados em decorrência da lesão, como problemas circulatórios, urinários, intestinais e de pele, problemas detalhados em (SCHOELLER et al., 2016).

Há grande importância no assunto, pois segundo texto do (MS, 2013), há cerca de mais de 10 mil novos casos de lesão medular no Brasil por ano, e, segundo a Organização mundial da saúde (OMS ou WHO – sigla em inglês), em (WHO, 2013), cerca de 40 a 80 novos casos por milhão de habitante são registrados todo ano, mostrando uma necessidade alta para reabilitar as pessoas lesionadas. Com número expressivo de novos casos todo ano, uma reabilitação adequada passa a ser essencial, uma vez que a lesão medular pode estar mais associada a menor expectativa de vida, a baixo desempenho escolar e baixa participação na economia, gerando custos maiores para o indivíduo e para a sociedade. A lesão medular pode ter diversas causas, traumáticas ou não, e de acordo com a OMS (WHO, 2013) até os 45 anos de idade a maior causa de lesões na medula é proveniente de acidentes de transporte. E com idade mais avançada, a principal causa passa a ser a queda.

Para a melhora da qualidade de vida, é necessário reabilitar os lesionados medulares para facilitar as tarefas diárias e melhorar os níveis de saúde. A atividade física é um importante componente da reabilitação. Em (BAKKUM et al., 2015), há comparativo entre treinamento com uma *hand bike* ou *hand bike* com eletroestimulação e houve melhora dos resultados de atividade física dos voluntários, que apresentam melhores condições de saúde e da qualidade de vida. Esse estudo exemplifica a importância da reabilitação na lesão medular.

Nesse contexto, o Laboratório da Automação e Robótica (LARA) da Universidade de Brasília (UnB) vem desenvolvendo pesquisas para melhorar a qualidade de vida dos indivíduos lesionados medulares, dentro do *project EMA (Empowering Mobility and Autonomy*, em português, Empoderando Mobilidade e Autonomia), como mostrado em (BÓ et al., 2017) com o uso do ciclismo com eletroestimulação.

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

O ciclismo com eletroestimulação (FES *cycling*) para lesionados medulares é estudado há vários anos com literatura desde (GLASER, 1986), com seus resultados

de melhoria de massa óssea, fortalecimento muscular, ganhos cardiovasculares já demonstrados em (GERRITS et al., 1999; POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000; FROTZLER et al., 2009; DELEY et al., 2015; BAKKUM et al., 2015). Mesmo com vários pontos positivos e ganhos para os indivíduos com lesão medular, o FES *cycling* ainda tem problemas com a baixa eficiência e baixa potência gerada (HUNT et al., 2013; SZECSI; STRAUBE; FORNUSEK, 2014). A estimulação elétrica superficial produz um controle menos refinado sobre a contração muscular, podendo levar a coordenação imprecisa dos movimentos de flexão e extensão, levando a uma menor eficiência biomecânica. Em comparação com o controle motor voluntário, a eletroestimulação de superfície recruta mais grosseiramente os grupos musculares. Dessa forma, o momento gerado nas articulações e a distribuição de força diferem da ativação natural, reduzindo a eficiência do movimento (SZECSI; STRAUBE; FORNUSEK, 2014).

Com a baixa eficiência do FES *cycling*, foi levantada a questão do uso de auxílio passivo para aumentar a cadência e permitir maior eficiência. Há outros estudos com o uso de atuadores elásticos passivos como (MASSOUD, 2012), mas não com o uso de órtese passiva para o FES *cycling*. Esse trabalho tentará responder se seria possível aumentar a cadência da pedivela no FES *cycling* com o uso de uma órtese passiva com atuador elástico em indivíduo com lesão medular completa.

1.3 OBJETIVOS

O objetivo principal do trabalho é estudar o uso de órtese passiva com atuador elástico no FES *cycling*, com estimulação do quadríceps, tanto em ambiente virtual quanto em experimentos com voluntário com lesão medular completa. A principal métrica utilizada será a cadência (ou velocidade angular) da pedivela. Os objetivos específicos são os seguintes:

- Investigar parâmetros de atuação para órtese passiva em simulações com OpenSim.
- Desenvolver projeto de atuador elástico para a órtese
- Desenvolver projeto de mecanismo para a órtese
- Investigar o uso da órtese em ambiente experimental com lesão medular

1.4 APRESENTAÇÃO DO TEXTO

Após a introdução desse capítulo, o texto está organizado em mais 6 capítulos. No capítulo 2 é apresentada a fundamentação teórica para melhor entendimento da

dissertação, onde é explicado sobre sistema neuromuscular, lesão medular, eletroestimulação funcional e ciclismo. O capítulo 3 descreve o estado da arte para projeto de dispositivos de assistência para FES *cycling*. O capítulo 4 apresenta o modelo computacional utilizado para simulações realizadas com intuito de investigar parâmetros de atuadores para uma possível órtese. O capítulo 5 apresenta o projeto e fabricação da órtese, desde os cálculos dos atuadores a fabricação, passando pelo mecanismo utilizado. O capítulo 6 apresenta os experimentos realizados com voluntário lesionado medular, desde a metodologia até os resultados encontrados e as discussões acerca deles. Por fim, no capítulo 7 são apresentadas as considerações finais e discussões de melhorias para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesse capítulo, serão descritos alguns fundamentos teóricos necessários para melhor entendimento dos capítulos seguintes. Serão apresentados conceitos básicos sobre sistema neuro motor, lesão medular, estimulação elétrica funcional, ciclismo (aspectos biomecânicos e a eletroestimulação para ciclismo) e software OpenSim.

2.1 SISTEMA NEURO MUSCULAR

O sistema nervoso é responsável por receber e processar informações, e é capaz de transmitir e controlar ações e funções voluntárias e involuntárias do corpo, sendo composto basicamente de neurônios e nervos. Ele pode ser dividido em duas partes, Sistema Nervoso Central (SNC), composto pelo cérebro e pela coluna vertebral, e Sistema Nervoso Periférico (SNP), composto principalmente pelos nervos.

Sistema nervoso é composto por dois tipos de células: célula da glial e neurônios. De maneira geral, os neurônios são responsáveis pela transmissão de informações através da diferença de potencial elétrico na suas membranas. As células da glia participam da atividade neuronal e defesa, mas sobretudo da sustentação das células neurais ([Tatiana Montari, 2016](#)).

A diferença de potencial na membrana das células neurais ocorre pela diferença de concentração de íons entre as faces interna e externa da membrana plasmática. O potencial de repouso é, em geral, de -70mV . Quando os neurônios são estimulados, há permeabilidade de íons, despolarizando-se a membrana, gerando potencial de ação, deixando o interior da célula com $+30\text{mV}$. Em seguida, tem-se o período refratário, onde os íons se movimentam para retornar ao potencial de repouso. Durante esse período, os neurônios não conseguem ser excitados. Quando o potencial retorna ao potencial de repouso, a célula pode ser excitada novamente.

Neurônios motores são neurônios eferentes, que se originam no SNC e conduzem impulsos para outros neurônios, glândulas e músculos ([Tatiana Montari, 2016](#)). Cada neurônio motor pode inervar mais de uma célula muscular, podendo, por exemplo, enervar cerca de 100 células musculares da perna. A junção de neurônio motor mais fibras musculares inervadas é chamada de unidade motora.

Segundo descrito por ([HALL; GUYTON, 2015](#)), há basicamente duas classificações de fibras musculares: fibras lentas (tipo I ou músculo vermelho) e fibras rápidas (tipo II ou músculo branco). Sendo que há outras classificações entre esses extremos.

De forma sucinta, as fibras lentas são aquelas que possuem menor comprimento,

com inervação menor e maior irrigação sanguínea. São fibras que possuem maior resistência a fadiga. São mais avermelhadas pela maior quantidade de mioglobinas. Enquanto as fibras rápidas, são maiores e com maior potência de contração, maior velocidade de contração e menor quantidade de vasos sanguíneos, com menos quantidade de mioglobina, deixando a coloração mais esbranquiçada.

2.2 LESÃO MEDULAR

A lesão medular é uma lesão que ocorre na medula espinhal. A medula é uma porção alongada do sistema nervoso central, iniciando na primeira vértebra e seguindo por todo canal vertebral, alojada no interior da coluna vertebral.

A medula é dividida em diversos segmentos que são determinados pela base dos nervos que saem da coluna entre cada vértebra. Como mostrado na figura 2.1, são no total 31 terminações nervosas: 8 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 no sacro e 1 no cóccix ([The University of Alabama at Birmingham Spinal Cord Injury Model System](#), última visita: dezembro de 2020).

A lesão medular pode ser classificada de acordo com o local da lesão e a gravidade da mesma. O local da lesão determina onde haverá consequências no corpo, por exemplo, uma lesão entre vértebras C1 e C3 limita os movimentos da cabeça e do pescoço e impede os movimentos dos membros, limita fala e controles básicos como a respiração.

A gravidade da lesão pode ser classificada em completa ou incompleta. Na lesão completa, há paralisia e perda das modalidades sensitivas, como tátil, dor, temperatura e pressão, abaixo da região da lesão. Já na lesão incompleta há déficit motor e sensitivo, na região abaixo da lesão, mas há preservação de parte da sensibilidade.

A Associação Americana de Lesão Medular (ASIA - sigla em inglês) classifica a lesão medular em 5 categorias - de A a E. Para classificar a lesão é usada a "ASIA Impairment Score", onde A significa lesão completa e as outras categorias servem para lesões incompletas, sendo a lesão do tipo E a menos restritiva em termos motor e sensitivo ([American Spinal Cord Injury Association](#), última visita: dezembro de 2020)

2.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

A estimulação elétrica funcional (FES, do inglês, *Functional Electrical Stimulation*) consiste basicamente de impulsos elétricos enviados de forma externa com intuito de gerar alguma função do corpo, fazendo integração sensório-motora e melhorando funções de indivíduos com lesão medular (([POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000](#))).

FES ativa neurônio motor e vias reflexas, estimulando as fibras nervosas senso-

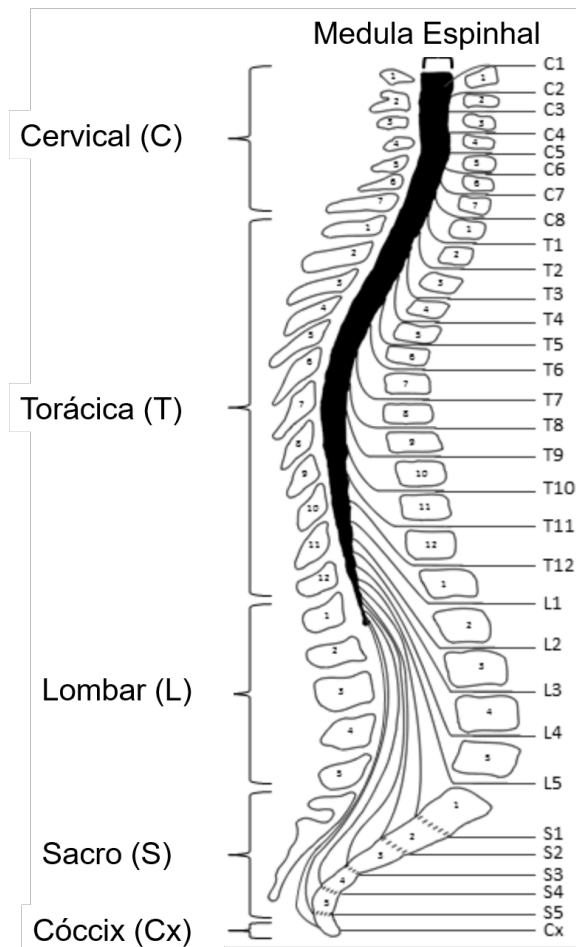


Figure 2.1: Divisão da coluna vertebral

Adaptado de ([The University of Alabama at Birmingham Spinal Cord Injury Model System](#), última visita: dezembro de 2020)

riais. Nesse trabalho o FES é aplicado com intuito de gerar movimento para o ciclista com lesão medular. A estimulação elétrica também pode ser aplicada às fibras nervosas sensoriais, sendo usada em outras aplicações dentro da neuromodulação, por exemplo, estimulação epidural para dor ((POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000)).

Como a ativação dos nervos se dá por impulsos elétricos em um determinado limiar, a estimulação acima desse limiar desencadeia impulso nervoso de forma tudo ou nada, ou seja, abaixo desse limiar não há resposta nervosa e qualquer valor acima não gera impulso maior ((POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000)).

Para haver a contração muscular, o nervo motor é estimulado. Quando um potencial de ação é alcançado, há apenas um contração muscular, rápida e fraca. Essa contração é chamada de *twitch*, sendo que o *twitch* tem uma duração maior que um potencial de ação.

Caso um segundo potencial de ação seja acionado antes da finalização do pri-

meio *twitch*, tem-se uma contração mais forte. Esse fenômeno é denominado de soma. Para conseguir uma contração muscular funcional é necessário que vários potenciais de ação sejam feitos. Essa contração com a soma de vários potenciais é chamada de contração tetânica. A figura 2.2 apresenta o processo de soma dos potenciais elétricos e da contração tetânica.

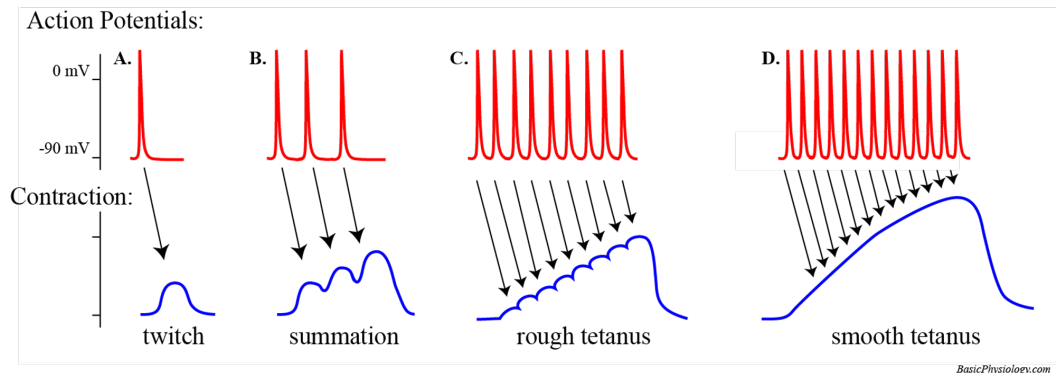


Figure 2.2: Processo de soma de potenciais de ação. A. há o *twitch*, uma contração rápida e fraca. B. há o processo de soma da contração de vários potenciais de ação. C. Contração tetânica incompleta. D. Contração tetânica completa.

Fonte: (Wim Lammers, última visita: dezembro de 2020)

Há várias formas de excitação com o FES, do ponto de vista dos eletrodos e formatos de onda. (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000) apresenta alguns formatos de onda e discute que, por questões fisiológicas, a onda quadrada bifásica pode ser a melhor opção para o FES.

Os eletrodos para o FES podem ter configuração monopolar ou bipolar. No primeiro é usado um eletrodo comum para todos os canais e mais um eletrodo para cada canal. No caso do bipolar, para cada canal são usados 2 eletrodos. Exemplo é mostrado por (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000) na figura 2.3.

A eletroestimulação pode ser aplicada tanto pela superfície da pele, usando eletrodo de superfície, quanto aplicado diretamente no tecido neuromuscular. Em geral, os eletrodos de superfícies são autoadesivos, possuem alta condutividade e flexibilidade e distribuição homogênea de corrente pela sua área (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000). Os eletrodos de superfície grandes são usados para estimular músculos maiores e os eletrodos menores para músculos menores. Esse tipo de eletrodo possui uma baixa seletividade muscular, ou seja, a estimulação de músculos profundos ou usados para movimentos finos é mais difícil de ser feita, além de ativar os sensores de dor, no caso de haver sensibilidade neural, e impedir que se possa aumentar correntes mais altas (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000).

Já os eletrodos implantados, descrito em (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000), conse-

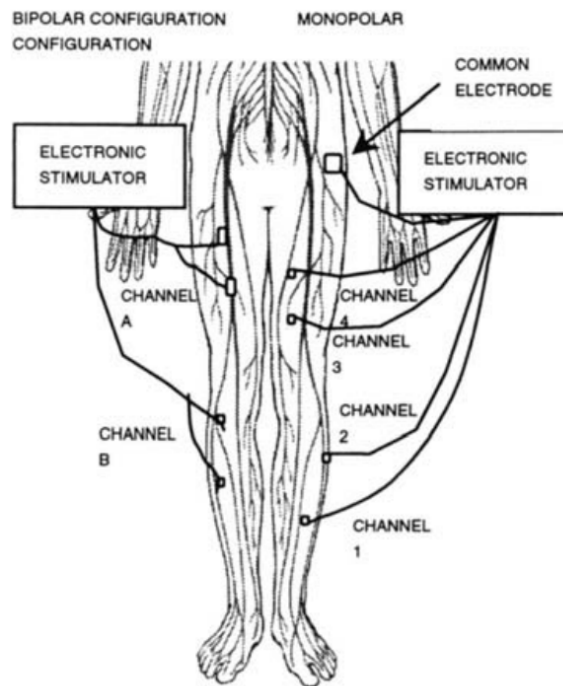


Figure 2.3: Exemplo de configuração bipolar (a esquerda) e monopolar (a direita).

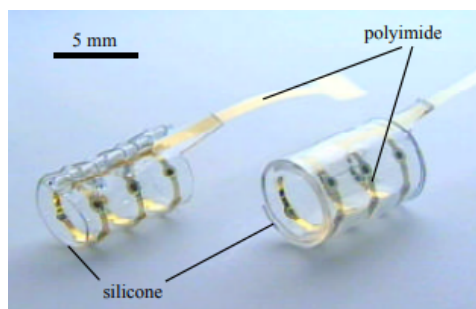
Fonte: (POPOVIĆ; SINKJÆR, 2000)

guem aumentar a seletividade muscular, ativar músculos pequenos e profundos e evitar a dor por conta da eletroestimulação. Porém, esse tipo de eletrodo exige procedimento cirúrgico e pode levar a danos no tecido neuromuscular, seja por má colocação do eletrodo, por danos mecânicos e degradação do material, ou por infecções causados pelo corpo estranho implantado. A figura 2.4 mostra exemplo de eletrodos usados na eletroestimulação. Na figura 2.4a é apresentado um eletrodo implantado do tipo *cuff*, que é implantado cirurgicamente. O eletrodo é colocado ao redor de um nervo periférico. Já na figura 2.4b, há um exemplo de diversos eletrodos de superfície de diferentes formatos e tamanhos.

2.4 CICLISMO

O ciclismo permanece um dos principais meios de transporte em várias regiões do mundo e continua aumentando a popularidade como esporte recreativo e competitivo (FARIA; PARKER; FARIA, 2005).

O ciclismo é usado na reabilitação para restaurar a força muscular, desempenho cardiovascular e amplitude de movimento. Em geral, são usadas bicicletas ergométricas que podem ser divididas entre bicicletas verticais, onde o assento e movimento central são alinhados praticamente na vertical, e bicicletas reclinadas, onde assento e movi-



(a) Exemplo de eletrodo implantável tipo *cuff* para nervo periférico. Fonte: (SCHUETTLER et al., 2001).



(b) Exemplo de eletrodo de superfície da Cardinal Health. Fonte: (Cardinal Health, última visita: dezembro de 2020)

Figure 2.4: Exemplo de eletrodos usados para eletroestimulação

mento central são alinhados praticamente na horizontal e possuem assentos grandes com suporte para a parte superior do corpo, além de permitirem melhor acesso a cadeirantes e outros indivíduos com deficiência motora, por terem assento mais próximo ao solo (LOPES; ALOUCHE; HAKANSSON, 2014). Com relação a ativação muscular, (LOPES; ALOUCHE; HAKANSSON, 2014) não encontrou diferenças estatísticas suficientes entre o ciclismo em bicicletas ergométricas verticais e reclinadas, para os músculos reto femoral, semitendíneo, tibial anterior e gastrocnêmio medial.

2.4.1 Aspectos Biomecânicos do Ciclismo

O ciclo da pedalada pode ser dividido em duas fases, de acordo com (TIMMER, 1991): fase de potência, de 0° a 180° , e fase de recuperação, de 180° a 360° . A fase de potência é caracterizada pela extensão do joelho e do quadril, sendo a fase em que é empregada maior potência muscular. Já na fase de recuperação, joelho e quadril tem movimento de flexão e a musculatura aplica potência menor para movimentar a bicicleta. Essas fases são simétricas, o que significa que enquanto uma perna está na fase de potência a outra está na fase de recuperação.

Entre as fases de potência e recuperação se encontram os pontos mortos do ciclismo (ou *dead zones* ou *points*). Na figura 2.5 pode-se notar os dois pontos mortos, o TDC (do inglês, *Top Dead Center*), instante de maior flexão do joelho, e o BDC (do inglês, *Bottom Dead Center*), instante de maior extensão do joelho. Nesses pontos, a aplicação de força muscular é transferida para os pedais na direção radial do movimento da pedivela, ou seja, não há força tangencial sendo aplicada para manter o movimento circular.

Os principais grupos musculares ativados, bem como sua posição de ativação em relação a pedivela, para indivíduos hágedos e em uma bicicleta vertical, estão na figura 2.5. Nela podemos ver a ativação dos grupos músculos:

1. Tibial anterior (TA)
2. Sóleo (SOL)
3. Gastrocnêmio medial (GM)
4. Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial (VM)
5. Reto Femoral (RF)
6. Bíceps Femoral (BF)
7. Glúteo máximo (Gmáx)

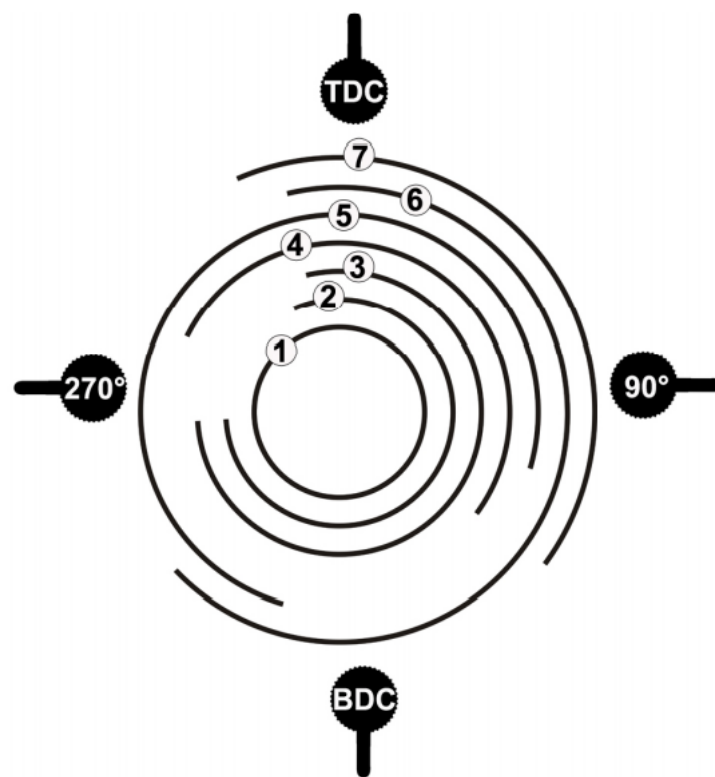


Figure 2.5: Ação muscular ao longo do ângulo da pedivela. (1) TA; (2) SOL, (3) GM, (4) VL e VM, (5) RF, (6) BF e (7) Gmáx.

Fonte: (FONDA; SARABON, 2010), baseado nos resultados de (RYAN; GREGOR, 1992).

2.4.2 Ciclismo com Estimulação Elétrica Funcional

FES pode ser aplicado ao ciclismo (*FES cycling*) em ambientes de reabilitação, tanto em bicicletas ergométricas (estáticas) como em triciclos e como forma de locomoção recreacional. O *FES cycling* apresenta melhoras do sistema cardiorrespiratório,

neuromuscular e esquelético, como aumento da massa muscular, melhora da circulação sanguínea, redução de úlceras de pressão e redução de perda óssea ([BERKELMANS, 2008](#)).

Segundo ([BERKELMANS, 2008](#)), quadríceps, ísqueotibiais e glúteo são os músculos estimulados. Em alguns casos os músculos da panturrilha também podem ser estimulados, apesar da contribuição desses músculos para o movimento serem quase nula, sendo feita mais para estimular o fluxo sanguíneo na região.

Em indivíduos com lesão medular, há perdas de massa óssea e muscular, sendo essa última mais acelerada pela falta de uso da musculatura, porém o FES *cycling* pode ajudar a desacelerar as perdas e até mesmo aumentar a massa, como no estudo de ([FROTZLER et al., 2009](#)), onde, após um ano de treinamento, houve aumento da massa óssea nos membros inferiores com a paralisia. Já em ([GERRITS et al., 1999](#)) e em ([DELEY et al., 2015](#)), é mostrado que o FES *cycling* induziu mais que o aumento da massa muscular, induziu a melhora de força e resistência dos músculos estimulados.

2.5 SOFTWARE OPENSIM

OpenSim é uma plataforma computacional livre com capacidade de simular sistema músculo-esquelético. Ele também é usado para modelar animais, robôs, o ambiente e a interação deste com os modelos. Há interface gráfica para usuário (GUI - Graphical User Interface) para visualizar modelos e gerar análises e simulações. Ele é desenvolvido pelo NCSRR (do inglês, *National Center for Simulation in Rehabilitation Research*) e mantido em ([SimTK, última visita: outubro de 2020](#)). Há integração com outros softwares, como no caso do capítulo 4 onde há integração entre Matlab e OpenSim.

O OpenSim possui modelos músculo-esqueléticos muito bem detalhados, que englobam a dinâmica dos ossos, músculos, tendões e ligamentos. Como exemplificado no capítulo 4 para as simulações com o FES *cycling* foi usado modelo de pelves, pernas e pés. É possível criar e editar diversos modelos dentro do programa para customizar parâmetros e dimensões dos modelos. Por exemplo, pode-se simular encurtamentos musculares ou lesões que podem auxiliar médicos na preparação de cirurgias ou mesmo saber se uma cirurgia é necessária. No portal do OpenSim ([OpenSim, última visita: outubro de 2020](#)) é possível estudar modelos com tutoriais e exemplos.

O Software apresenta ferramentas de cinéticas e cinemáticas para resolver as simulações, sejam elas usando dinâmica direta ou cinemática inversa. OpenSim permite que os músculos sejam excitados de forma precisa, auxiliando nas simulações com FES. Para as simulações deste trabalho foi usada dinâmica direta, onde a excitação muscular do FES *cycling* era aplicada diretamente aos músculos do modelo.

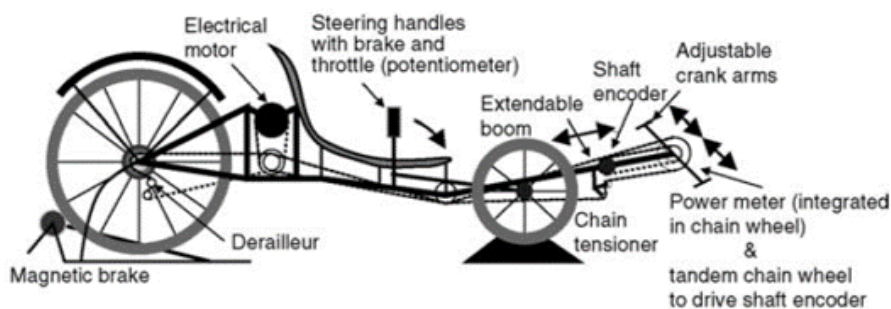
3 ESTADO DA ARTE: DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA FES CYCLING

O FES *cycling*, tanto estacionário (bicicleta ergométrica ou rolo de ciclismo) quanto móvel (em uma *trike*), possui uma eficiência energética menor (SZECSI; STRAUBE; FORNUSEK, 2014) do que o ciclismo em indivíduos hígidos, impedindo lesionados tirarem maior proveito do exercício. Pensando na melhoria da qualidade do treinamento são utilizados dispositivos para aumentar a eficiência do exercício, aumentando o tempo da atividade e os benefícios do FES *cycling*.

Dentre dispositivos usados, serão descritos alguns trabalhos, nesse capítulo, sobre motores elétricos, atuadores elásticos, volantes de inércia, propulsão manual e órteses ativas e passivas.

3.1 MOTOR ELÉTRICO

Motores elétricos são usados em conjunto com o FES para auxiliar o ciclismo como em (HUNT et al., 2006). Os motores podem ser usados para iniciar o movimento da pedalada, para manter uma cadência específica ou mesmo para permitir mobilidade da trike. A figura 3.1 mostra o set up utilizado em (HUNT et al., 2006).



(a) Aparato experimental (b) Diagrama esquemático

Figure 3.1: Aparato experimental Fonte: (HUNT et al., 2006)

Adaptado de: (HUNT et al., 2006)

Testes de (GFÖHLER; LOICHT; LUGNER, 1998) já mostravam que indivíduos com pouco ou nenhum treinamento com FES *cycling* poderia ter benefício usando motor elétrico no cubo da roda como auxílio. Nesse caso o motor é controlado pelo próprio usuário e dá possibilidade para que o FES *cycling* seja usado com mais segurança em ambientes externos, pois, caso haja fadiga dos músculos, o usuário pode continuar se locomovendo apenas com o motor elétrico. O motor elétrico também auxilia para o

aumento do tempo de treinamento, atrasando o tempo de fadiga dos músculos. Isso pode ser benéfico para aumentar a capacidade aeróbica do usuário.

3.2 PROPULSÃO MANUAL

A propulsão manual permite engajamento no treinamento, onde o indivíduo tem papel ativo, controlando a própria atividade. Usada em conjunto com o FES nos membros inferiores ajuda a eficiência, aumentando o gasto energético da pedalada, mas diminuindo a fadiga associada a eletroestimulação. Apenas o uso da propulsão manual pode não garantir a quantidade necessária de exercício aeróbico e pode gerar sobrecarga nas articulações dos membros superiores. Esse equipamento também dá mais segurança para uso em ambientes externos, como no caso do motor elétrico, caso músculos da perna fadiguem por conta do FES, é uma forma de garantir o retorno ao ponto de partida. Exemplo comercial é a Berkel Bike, figura 3.2, uma trike que permite o uso das mãos para auxiliar o movimento das pernas.



Figure 3.2: Modelo de trike Berkel Bike Pro da empresa Berkel Bike. Permite uso das mãos na propulsão

Fonte: ([Berkel Bike](#), última visita: outubro de 2020)

3.3 ATUADORES ELÁSTICOS

Atuadores elásticos são usados para armazenar energia em alguma fase do ciclo para depois liberá-la em outra fase. Massoud em ([MASSOUD et al., 2007](#)) testou configurações de molas de torção e de tração através de simulações. Nelas viu-se que

as molas de tração trariam melhor eficiência para o FES cycling, enquanto as molas de torção posicionadas no joelho aumentariam o erro e diminuiria a eficiência. São mostrados diversos posicionamentos na figura 3.3 e constantes elásticas para molas de tração, tendo o melhor posicionamento para liberação de energia durante a fase de flexão do joelho. Nesse estudo, porém, não está claro em qual momento as molas de torção estariam acumulando energia e em qual momento elas estariam liberando, além de não citar se as molas agiriam por todo o ciclo da pedalada.

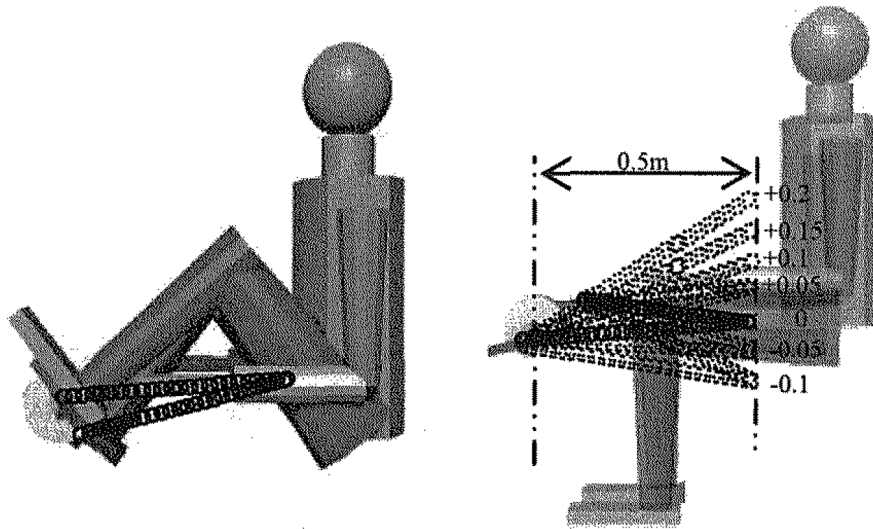


Figure 3.3: Variação de posicionamento das molas de tração para auxiliar passagem pelas *dead zones*.

Fonte: (MASSOUD et al., 2007)

(MASSOUD, 2012) também testou outras configurações de simulações para FES cycling estacionário, com três posições de atuador elástico conectado a pedivela e com várias constantes elásticas. A figura 3.4 mostra a configuração do posicionamento das molas usadas. Os resultados mostraram que quanto maior a constante elástica, mais eficiente se tornou o movimento e mais a fadiga seria retardada. Também é mostrado que a posição em que o atuador elástico é posicionado influencia na eficiência. Pode-se ver na figura 3.5 os resultados obtidos, onde as três posições testadas tiveram aumento da eficiência em relação ao ciclo sem as molas e que uma mola mais rígida apresenta resultados mais eficiente. Assim como em (MASSOUD et al., 2007), não fica claro em que posição as molas estão agindo, se elas possuem tensão sobre todo o ciclo da pedalada.

Já em (IBRAHIM et al., 2008), são usados cabos elásticos para cobrir as *dead zones*. Cabos elásticos são posicionados de maneira a auxiliar a flexão de joelho em uma bicicleta estacionária, mostrado na figura 3.6. Nota-se que há melhoria na eficiência mesmo eletroestimulando apenas um grupo muscular, no caso, o quadríceps.

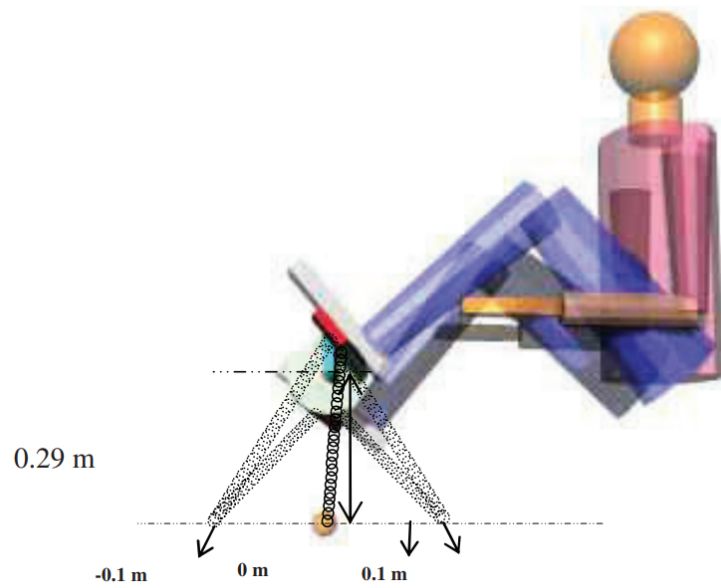


Figure 3.4: Esquema de variação de posicionamento dos atuadores elásticos.

Fonte: (MASSOUD, 2012)

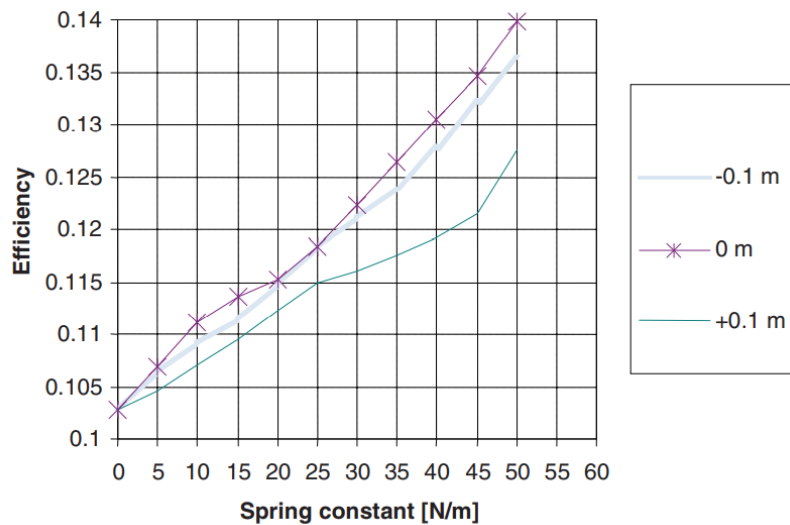


Figure 3.5: Resultado obtido das simulações, variando-se o posicionamento dos atuadores e das constantes de rigidez. Nota-se que uma maior rigidez da mola gera uma maior eficiência do FES cycling.

Fonte: (MASSOUD, 2012)

3.4 VOLANTES DE INÉRCIA

Volantes de inércia, assim como os atuadores elásticos, servem para acumular energia mecânica e liberá-la sem a necessidade de fonte de energia externa. No FES cycling é usado para uniformizar o ciclo de pedalada, retirando energia nos momentos em

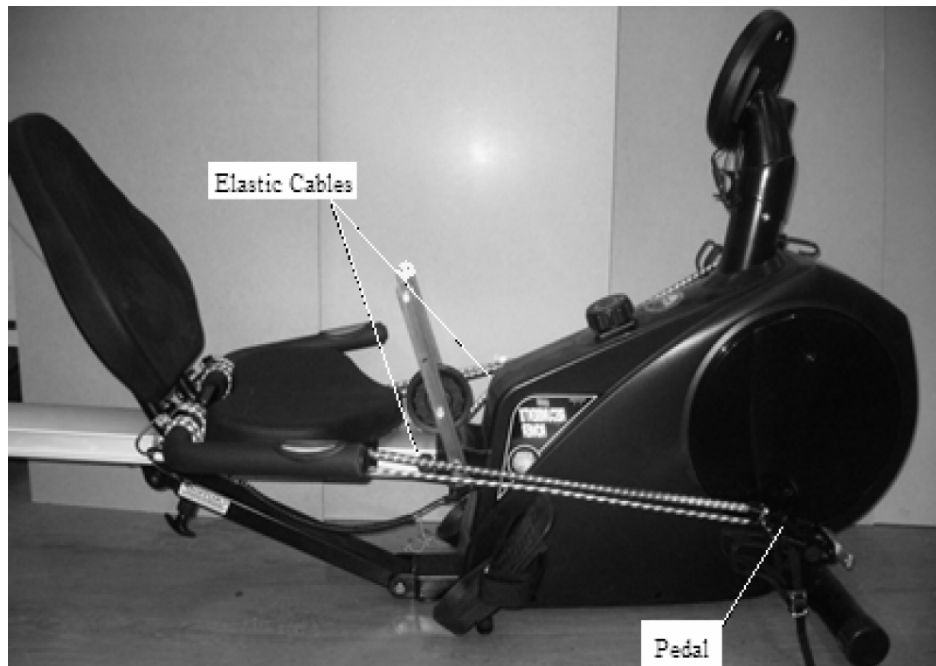


Figure 3.6: Setup experimental com cabos elásticos para passar pelas *dead zones*.

Fonte: (IBRAHIM et al., 2008)

que há potência e colocando-a de volta ao sistema quando não é possível gerar potência com a eletroestimulação nas *dead zones*. Em (ABDULLA; TOKHI, 2014) é usado um volante de inércia com uma embreagem elétrica para manter a velocidade angular do ciclo de pedalada constante e estimulação apenas do quadríceps. Com o controle aplicado o volante de inércia não fica acoplado ao sistema durante todo o ciclo, isso evita que a inércia do sistema seja maior do que a capacidade muscular do lesionado. Como o mecanismo proposto em (ABDULLA; SAYIDMARIE; TOKHI, 2014) os autores atrasaram a fadiga muscular em aproximadamente 14%-17%, se comparado com FES cycling sem assistência.

3.5 ÓRTESES

As órteses de joelho podem ser ativas ou passivas. As primeiras necessitam de fonte de energia externa para auxiliar o movimento da perna. Já as segundas se utilizam da própria energia do sistema tanto para estabilizar quanto para gerar algum movimento. No mercado existem diversas opções de órteses passivas de joelho que tem como função auxiliar indivíduos no pós-operatório ou com degeneração na articulação. Em geral, são mecanismos simples que auxiliam na estabilidade lateral/medial ou impedem o movimento de flexão e extensão. Há ainda opções que dão retorno de energia ao utilizar um atuador elástico, como os modelos vendidos pelas empresas DonJoy (figura 3.7) e Spring Loaded (figura 3.8).



Figure 3.7: Modelo FullForce da empresa Don Joy. Órtese com atuador elástico.

Fonte: (Don Joy, última visita: outubro de 2020)



Figure 3.8: Modelo Levitation 2 de órtese com atuador elástico da empresa Spring Loaded.

Fonte: (Spring Loaded, última visita: outubro de 2020)

Essas opções, além de custo elevado, não permitem ajuste da faixa de atuação do atuador, nem da capacidade de retorno de energia. Para serem usadas nos estudos com ciclismo, elas sofrem modificações como no caso de (CHAICHAOWARAT et al., 2017) e (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018a) em que foi usada a estrutura da Breg X2K (figura 3.9), mas com mecanismo desenvolvido pelos autores usando mola de torção atuante em uma região específica do ciclo da pedalada.

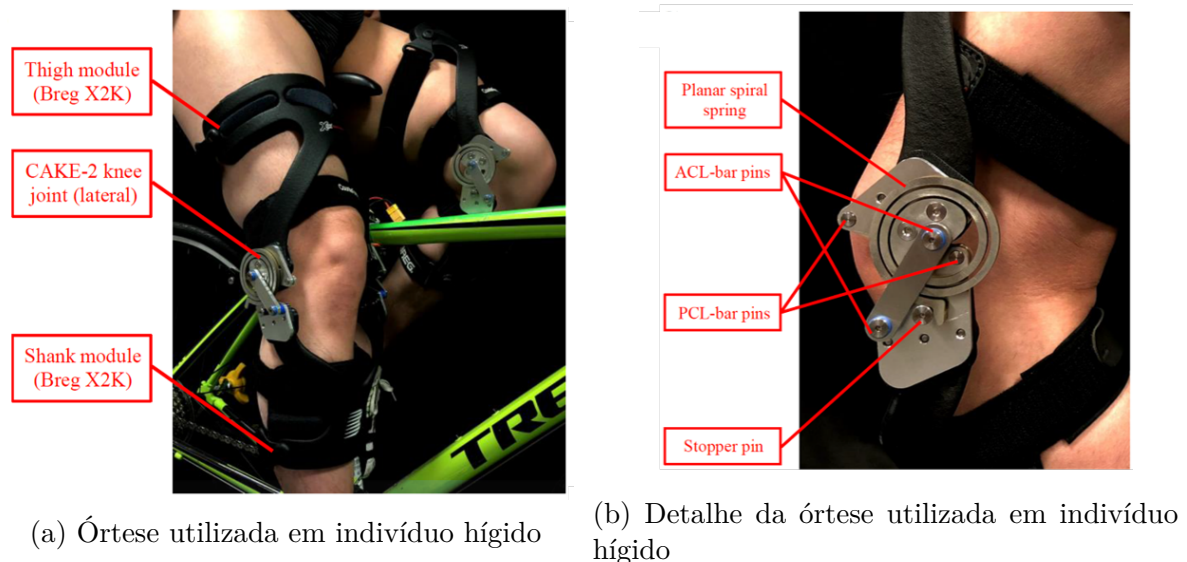


Figure 3.9: Órtese usada com indivíduos hígidos

Adaptado de (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018a)

3.5.1 Órtese passiva aplica a ciclistas hígidos

Nessa seção serão mostrados os estudos conduzidos em (CHAICHAOWARAT et al., 2017), (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018a) e (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018b) pois eles apresentam grande relevância para as simulações e projetos apresentados nessa dissertação.

A órtese projetada leva em consideração o ciclismo de hígidos treinados, com o objetivo de diminuir a atuação do quadríceps durante a pedalada. A órtese pode agir a partir de um *starting angle*= 55° , ou seja, se o joelho apresenta flexão maior do que 55° o atuador elástico é comprimido. A figura 3.10 apresenta o perfil do ângulo de joelho em relação a pedivela, assim como o *starting angle* na parte (a) e o momento em relação ao ângulo da pedivela em (b), sendo linha verde posição sentada em uma subida; linha vermelha: momento da órtese; linha pontilhada azul: momento resultante.

A órtese projetada para o estudo permite a movimentação do joelho de 0° a 120° de flexão, mola com rigidez $0,25Nm/^\circ$. Os testes foram realizados a potência constante

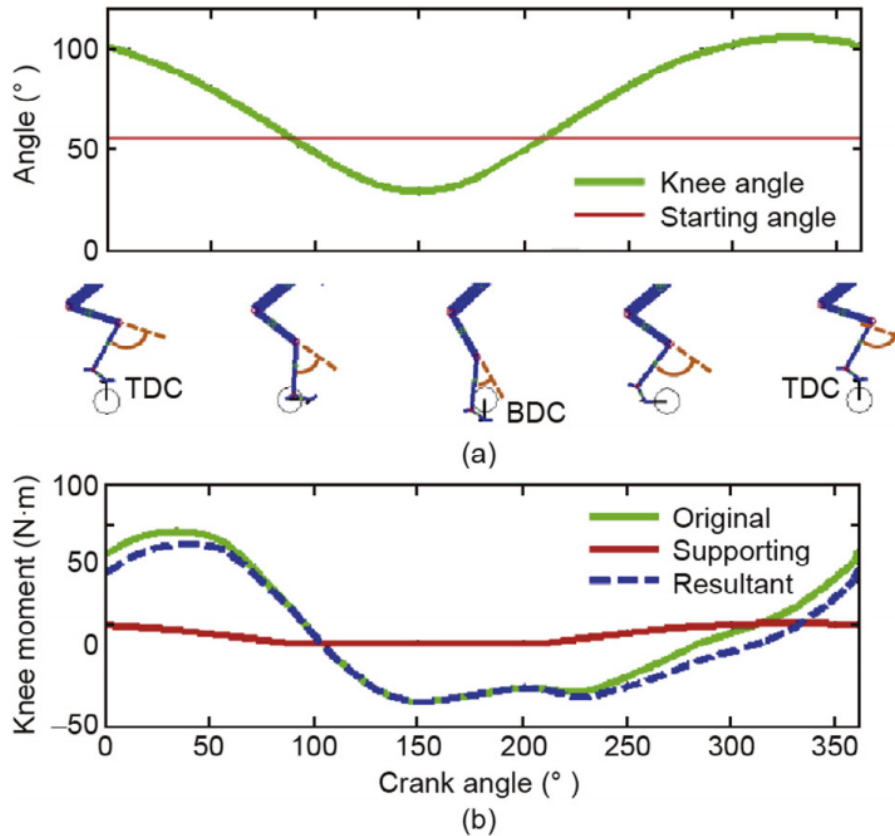


Figure 3.10: Atuação da órtese passiva em indivíduos hígidos. TDC (do inglês, *Top Dead Center*): momento de máxima flexão do joelho, BDC (do inglês *Bottom Dead Center*): momento de máxima extensão do joelho. (a) Ângulo do joelho e *Starting angle* de 55° de flexão do joelho. (b) Momento do joelho pelo ângulo da pedivela; curva verde posição sentada em uma subida; curva vermelha: momento da órtese; curva pontilhada azul: momento resultante.

Fonte: (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018b)

(225W) com auxílio inicial de um motor elétrico para acelerar a roda a velocidade desejada.

Com pessoas hígidas, observou-se menor custo energético e melhor equilíbrio entre potência dos ísquios femorais e os quadríceps. A figura 3.11 mostra esse resultado, onde o ísquio femoral passa a gastar mais energia, os quadríceps menos e o total da energia também é reduzido. Nesse estudo, a mola acumula energia na fase de flexão do joelho e libera no início da extensão.

Os resultados desse testes mostram que para indivíduos hígidos, as órtese passivas podem ser uma boa ferramenta para reabilitação e treinamento, indicando menor gasto energético e maior equilíbrio entre o trabalho do quadríceps e ísquio femoral.

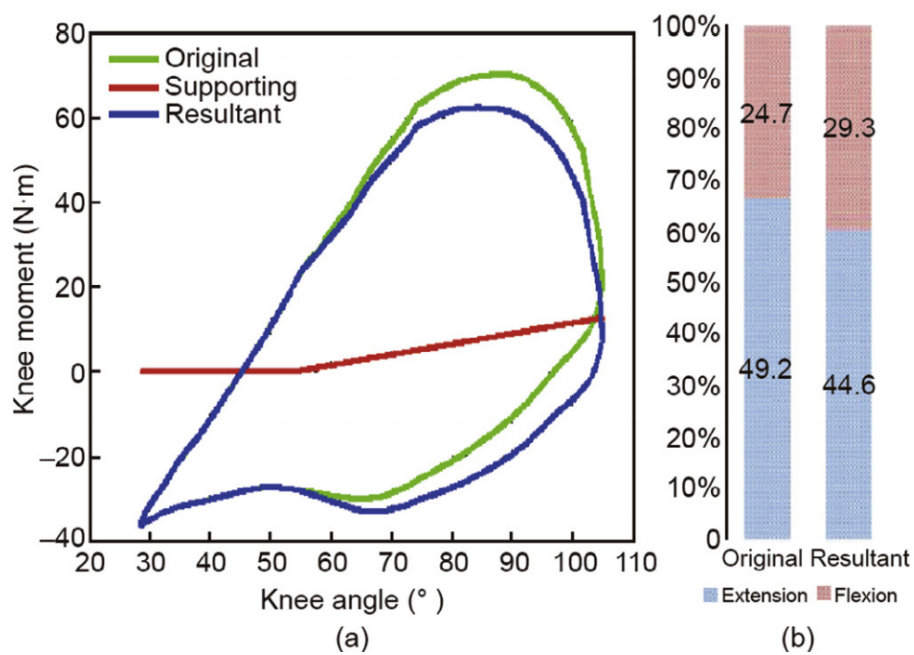


Figure 3.11: Resultado dos testes da órtese passiva em indivíduos hígidos. (a) Torque do joelho em relação ao ângulo do joelho. linha verde posição sentada em uma subida; linha vermelha: momento da órtese; linha azul: momento resultante. (b) Trabalho resultante sem (*Original*) e com (*Resultant*) a órtese, para a flexão (azul) e extensão (vermelho).

Fonte: (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018b)

4 SIMULAÇÃO FES CYCLING

Nesse capítulo, será apresentada a simulação do FES *cycling* com a utilização de uma órtese passiva elástica, dentro do ambiente de simulação OpenSim. Serão descritos o modelo usado para simulação, a simulação com a órtese (modelo computacional e os parâmetros usados) e os resultados.

4.1 MODELO PARA SIMULAÇÃO

As simulações foram realizadas utilizando a integração do OpenSim com o Matlab, dentro de um ambiente de simulação criado pelo projeto EMA dentro da Unb (SOUSA et al., 2016). O modelo permite a geração de movimento a partir da excitação do sistema músculo-esquelético. Para isso é necessário o modelo dos membros inferiores e as partes mecânicas da trike (pedal e pedivela).

As variáveis de estado para esse modelo são posição, velocidade e força do quadril, joelho, pedivela e pedal.

A figura 4.1 mostra o modelo utilizado para as simulações, com modelo padrão do OpenSim mais acréscimo das partes mecânica da trike (pedivela, pedal, suporte para os pés)

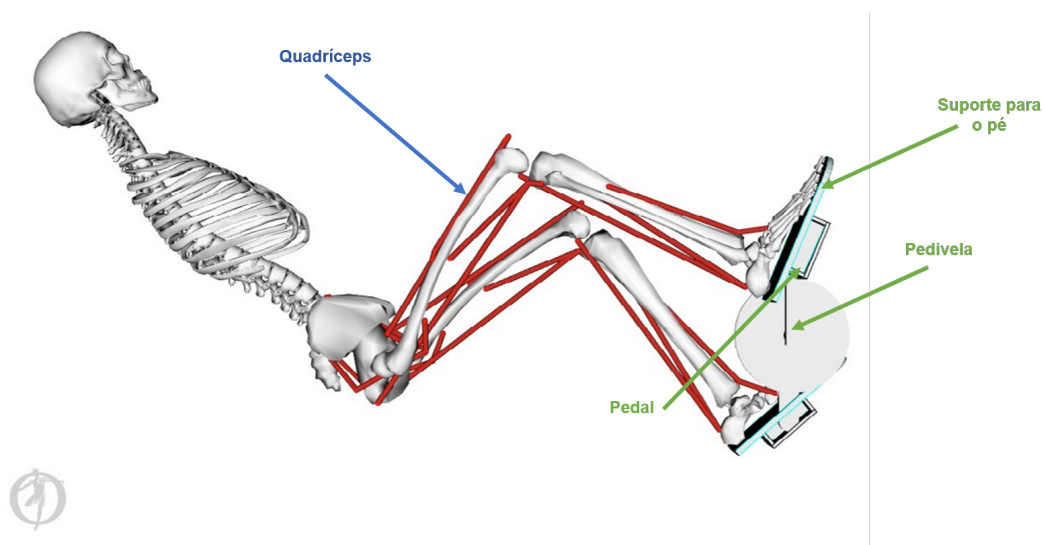


Figure 4.1: Modelo do OpenSim para FES *cycling* similar a EMA Trike. Músculos representados como linhas vermelhas. Acréscimo dos suportes para pé, pedal e pedivela ao modelo OpenSim

Adaptado de (SOUSA et al., 2016).

O modelo dos membros inferiores engloba os músculos isquiotibiais , vasto late-

ral, reto femoral, glúteo máximo, iliopsoas, gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior. Para as simulações foram consideradas apenas estimulações no quadríceps, que é composto pelos vasto lateral e reto femoral no modelo. Baseado na EMA trike (BÓ et al., 2017) a lombar, a pelvis e os tornozelos foram travados, mantendo os graus de liberdade conforme a tabela 4.1

Table 4.1: Parâmetros dos graus de liberdade travados para o FES *cycling*.

Grau de liberdade	Valor
Inclinação da pélvis	45°
Pélvis eixo x	0mm
Pélvis eixo y	0mm
Ângulo do tornozelo direito	0°
Ângulo do tornozelo esquerdo	0°
Inclinação da extensão lombar	0°

Adaptado de (SOUSA et al., 2016)

Em (SOUSA et al., 2016), foram adicionados os suportes para o pé, pedais e pedivela utilizando-se o software de desenho computacional Blender (desenvolvido pela empresa *Blender Institute*, na Holanda). O pedivela só pode rotacionar sobre o plano sagital e é travado para qualquer movimentação de translação. Os pedais são acoplados a pedivela de forma que permita rotação no plano sagital e para conectar os pés ao pedal é usado um suporte. Com este é possível transferir a energia dos membros para o pedal e pedivela, utilizando ferramenta do Opensim que permite colisões. A figura 4.2 detalha o modelo das peças mecânicas adicionadas.

Esse modelo possui limitação de não incorporar fadiga na musculatura e de manter atrito zero para as partes mecânicas.

Para que a pedalada no FES cycling ocorra, é necessário coordenar a excitação dos músculos baseado na posição e velocidade (HUNT, 2005; BÓ et al., 2015). Essa excitação varia de $[0,1]$, sendo que 1 é a maior excitação possível no OpenSim. Durante o ciclo, a extensão do joelho é feita pelo quadríceps, enquanto sua flexão feita pelo isquiotibiais e a extensão do quadril pelo glúteo. A zona de atuação de cada músculo pode ser visto na figura 4.3a.

Com aumento da velocidade, há necessidade de antecipar a posição da excitação, devido a atrasos do sistema neuromuscular, para ter a resposta do músculo na posição ótima. Na figura 4.3b pode-se notar a antecipação da estimulação. O OpenSim também simula os atrasos neuromusculares. Esses atrasos causam perda de eficiência na estimulação, pois as contrações musculares ocorrem em diferentes posições angulares. Portanto, adaptação no controlador para ajuste de fase baseado em cadência foi

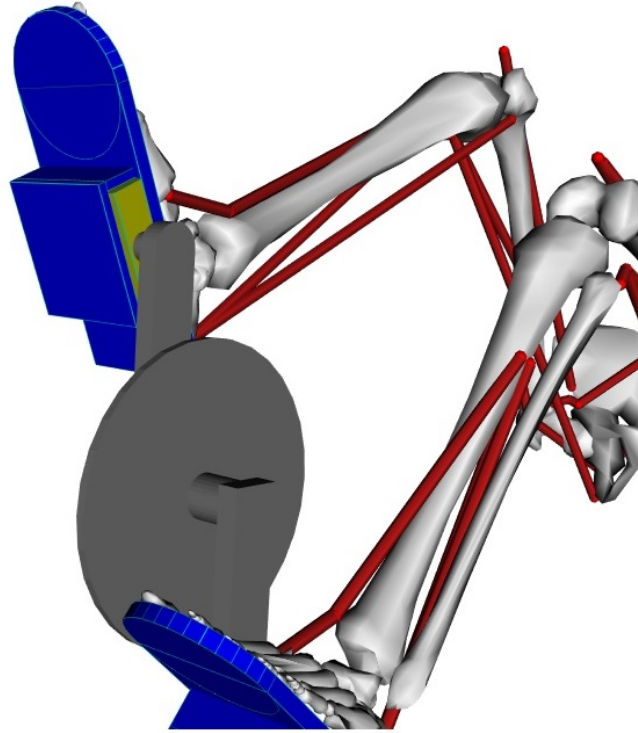


Figure 4.2: Detalhe das partes mecânicas adicionadas ao modelo do OpenSim

Fonte: (SOUSA et al., 2016).

feito em (SOUSA, 2020), seguindo a equação:

$$\theta_{shift} = \frac{K_s}{\dot{\theta}_{max}} \dot{\theta}_c, \quad (4.1)$$

onde K_s é o fator de correção, $\dot{\theta}_c$ é a velocidade angular da pedivela e $\dot{\theta}_{max}$ é a maior velocidade angular. A figura 4.3b é um exemplo para $K_s = 30^\circ$, $\dot{\theta}_c = 260^\circ/\text{s}$ e $\dot{\theta}_{max} = 500^\circ/\text{s}$.

Durante o ciclo da pedalada, a maior parte do torque é gerado pelo quadríceps durante a extensão do joelho. Por isso e por simplificação dos experimentos realizados no capítulo 6 apenas o quadríceps foi estimulado. As simulações foram feitas em malha aberta com máxima excitação do quadríceps ($u_{exc} = 1$) como o feito em (SOUSA; SOUSA; BÓ, 2019).

4.2 SIMULAÇÃO COM ÓRTESE

O uso de artifícios externos a eletroestimulação funcional podem ser uma alternativa para melhorar a qualidade e aumentar o tempo de treino para o ciclismo com FES. Isso porque o FES apresenta uma limitação significativa no que diz respeito a

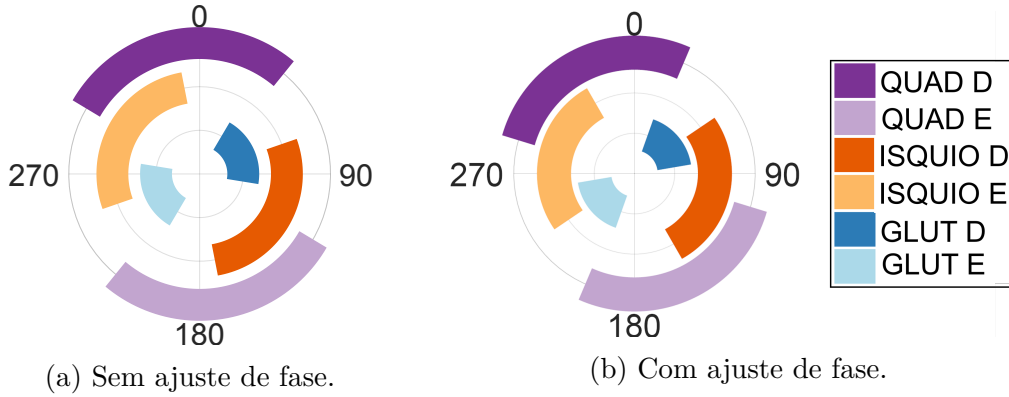


Figure 4.3: Predefinição dos ângulos de excitação para cada grupo muscular para ciclo de pedalada. Quadríceps direito e esquerdo em roxo, isquiotibiais direito e esquerdo em laranja e glúteos direito e esquerdo em azul. Lado direito representado por cores mais escuras e lado esquerdo pelas cores mais claras. Cadência média do pedivela $\bar{\theta}_c$ is $260^\circ/\text{s}$.

Adaptado de: (SOUSA, 2020)

fadiga muscular. FES recruta as fibras rápidas com mais intensidade fazendo-as necessitar, após pouco tempo de estimulação, de correntes de estimulação maiores para manter a mesma resposta, acelerando o processo de fadiga muscular. Como visto no capítulo 3, há várias iniciativas para a serem usadas no ciclismo.

(CHAICHAOWARAT et al., 2017) se utilizaram de uma órtese com atuador elástico para ciclismo com pessoas sem lesão medular para diminuir o desbalanceamento muscular, entre flexão e extensão do joelho, e melhorar a eficiência durante a pedalada. Em (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018a) foram feitos testes comparativos com e sem a utilização de órtese com 3 sujeito hígidos. Observou-se melhor equilíbrio entre no ciclo completo da pedalada, quadríceps gastando menos energia e isquiotibiais gastando mais, porém com gasto energético total menor do que sem a órtese.

Essa seção da dissertação apresenta simulação de uma órtese passiva dentro do ambiente do OpenSim para determinação de parâmetro para um atuador passivo que possa aumentar a cadência e diminuir a excitação muscular.

4.2.1 Modelo Computacional da Órtese

O modelo de simulação feito anteriormente foi modificado para incorporar a órtese. Foi adicionado o atuador elástico e um sistema de aceleração do pedivela. Os modelos de excitação dos músculos e controle em malha aberta foram mantidos da forma original. A figura mostra as adaptações feitas no modelo anterior para incorporar o atuador elástico.

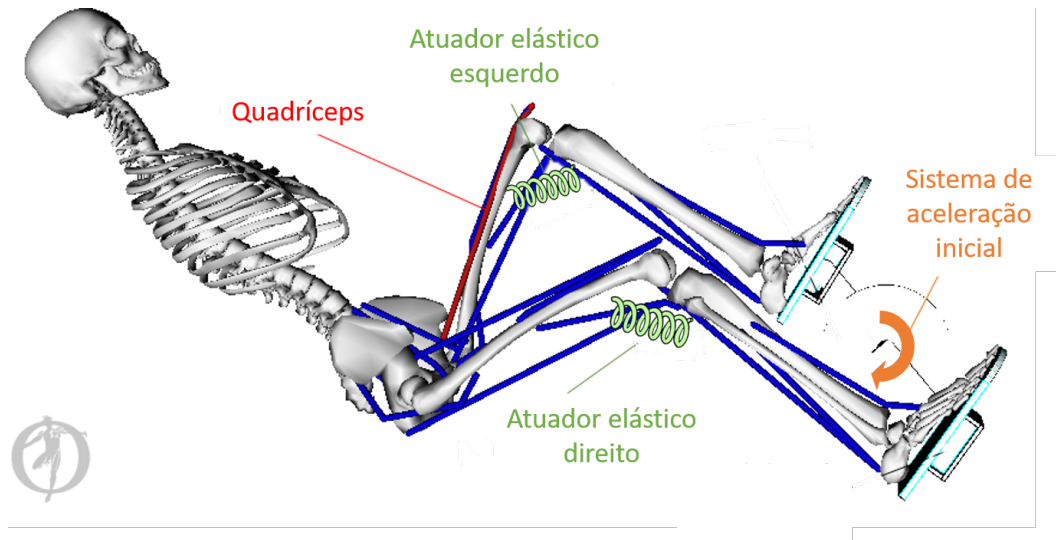


Figure 4.4: Adaptações feitas no modelos do FES *cycling* com acréscimo dos atuadores elásticos (em verde) e do sistema de aceleração inicial (em laranja).

Adaptado de (SOUSA; SOUSA; BÓ, 2019).

Baseado na órtese de (CHAICHAOWARAT et al., 2017) foi modelada uma mola de torção que atua diretamente na articulação do joelho, a partir do torque τ_{mola} exercido por ela

$$\tau_{mola} = \begin{cases} k(\theta_j - \theta_i) & , \theta_j \geq \theta_i \\ 0 & , \theta_j < \theta_i \end{cases} \quad (4.2)$$

onde k representa o coeficiente angular de rigidez da mola, em $\text{Nm}/^\circ$. θ_j é o ângulo do joelho, sendo a posição 0° com perna estendida, esse ângulo aumenta enquanto a perna flexiona e diminui com a extensão. Por fim, θ_i representa o ângulo inicial do joelho que a órtese começa a agir. A figura 4.5 ilustra um exemplo de como o atuador age a partir do ângulo inicial, representado para $\theta_i = 67^\circ$ e $k = 0,69 \text{ Nm}/^\circ$.

O atuador acumula energia (atrapalhando o movimento da pedalada) na metade do ciclo de atuação e libera essa energia (ajudando o movimento da pedalada) na outra metade do seu ciclo. Para alguns coeficientes de rigidez da mola, o modelo não conseguiria iniciar o movimento sem ajuda externa, pois o atuador ofereceria uma resistência inicial grande e influenciaria nos resultados para escolha de parâmetros do atuador.

Assim como o feito em (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018a) para evitar influência do transiente inicial de velocidade, onde foi colocado um motor elétrico para impulsionar a roda traseira até uma determinada velocidade, na simulação com o OpenSim foi modelado um torque de aceleração do pedivela para atingir uma cadência mínima desejada $\dot{\theta}_{min}$.

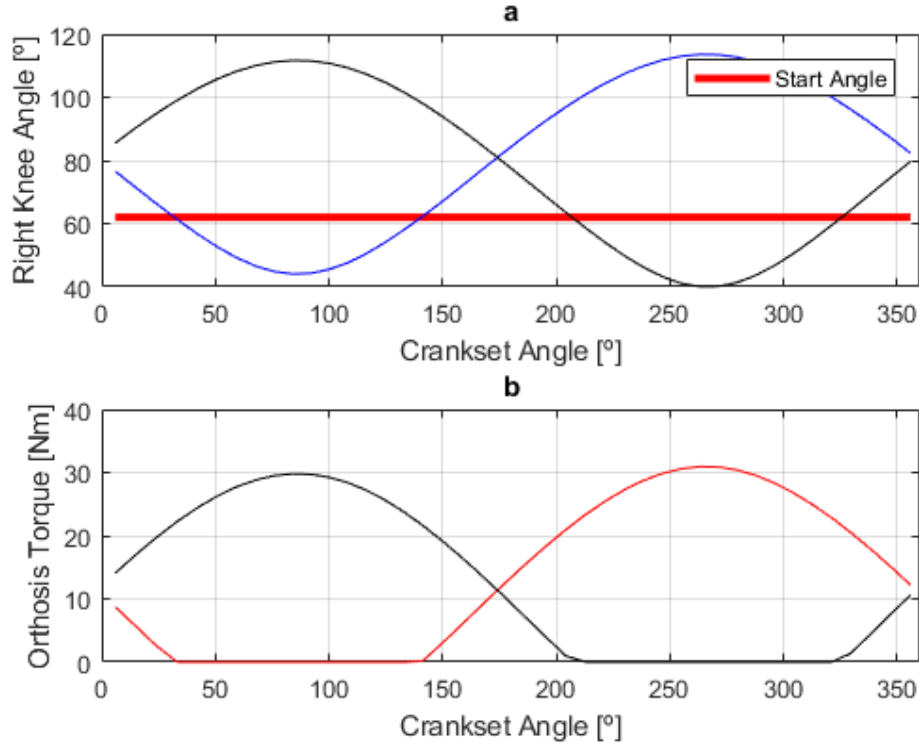


Figure 4.5: Exemplo de atuador elástico com ângulo inicial $\theta_i = 67^\circ$ e $\tau_{max} = 30 \text{ Nm/}^\circ$ durante ciclo completo de uma pedalada. Ângulo do pedivela está relacionado ao pé direito. (a) Joelho direito (linha azul), joelho esquerdo (curva preta) e ângulo inicial de atuação da mola (linha vermelha). (b) Torque da órtese passiva lado direito (curva vermelha), torque órtese passiva lado esquerdo (curva preta). Torque se torna zero quando o ângulo do joelho é menor que 67° .

Fonte: (SOUSA; SOUSA; BÓ, 2019).

A aceleração do sistema é dado pelo torque

$$\tau_{ace} = \begin{cases} 15 \text{ Nm} & , \dot{\theta}_c < \dot{\theta}_{min} \\ 0 & , \dot{\theta}_c \geq \dot{\theta}_{min}, \end{cases} \quad (4.3)$$

onde, $\dot{\theta}_c$ representa a cadência da pedalada, calculada pela diferenciação do ângulo da pedivela por determinado período de tempo. Dessa forma, após atingir $\dot{\theta}_{min}$ o sistema pode continuar funcionando sem as resistências iniciais do movimento. Para esse trabalho não foi considerada uma opção ótima em que não houvesse a necessidade da aceleração inicial, em geral, nos experimentos com FES *cycling* há necessidade de ajuda inicial, mesmo sem a órtese.

Outra definição utilizada é o ângulo de inflexão θ_{inflex} . Esse é o ângulo em que a mola para de acumular energia e passa a liberá-la, ou inverso (para de liberar e passa a acumular). Para fazer protótipo com mecanismo simples, o ângulo de inflexão foi definido como o mesmo ângulo da inflexão do joelho, onde este muda de flexão para

extensão ou o inverso.

4.2.2 Parâmetros do Atuador Elástico

4.2.2.1 Condições Iniciais

Para a simulação com o atuador elástico, é necessário definir a velocidade angular mínima $\dot{\theta}_{min}$ que o sistema deve ser acelerado pelo τ_{ace} . O primeiro passo é definir qual posição inicial da pedivela gera uma cadência $\dot{\theta}_c$ maior. Para isso foram feitas simulações de 5s, variando a posição inicial do pedivela em passos de 15°, de 0° a 165°. Como o ciclo é simétrico, não foi necessário simular de 180° a 360° e a posição inicial se refere ao pedal da perna direita.

Outro parâmetro inicial definido é o ângulo de inflexão do joelho θ_{inflex} , com as simulações, pôde-se escolher um dos dois pontos existentes.

4.2.2.2 Torque do Atuador

Para definir do torque do atuador, foram feitas simulações de 20s com vários atuadores, sendo o torque máximo atingido no ponto de inflexão definido na seção 4.2.2.1. Houve variação do torque máximo de -50Nm para 50 Nm, sendo que com o sinal negativo o atuador flexiona o joelho, enquanto o sinal positivo estende-o.

4.2.2.3 Faixa de Atuação da Órtese

A faixa de atuação da órtese é a variação angular do joelho onde o torque varia do seu mínimo para o seu máximo, segundo a equação

$$\Delta\theta = \theta_{inflex} - \theta_i \quad (4.4)$$

Durante o ciclo da pedalada, o ângulo do joelho varia aproximadamente 70°, por isso foram feitas simulações variando o valor de $\Delta\theta$ a cada 5° de 5° até 65°.

4.3 RESULTADOS

Para o sistema utilizado, a posição inicial da pedivela, a qual gerou a maior cadência, foi $\theta_i^{ped} = 120^\circ$, tendo como referência o pedal direito. Para essa posição inicial foi encontrado a maior cadência de $\dot{\theta}_c = 270,5^\circ/s$ para 5s de simulação. Assim, fixou-se o $\dot{\theta}_{min} = 270,5^\circ/s$.

Foram encontrados dois ângulos de inflexão para o joelho: 44° e 112°. O ângulo de 44° representa o momento de máxima extensão do joelho, ou seja, o joelho passa do

movimento de extensão para flexão. Já o ângulo de 112° representa o momento o qual o joelho passa do movimento de flexão para extensão, é o momento de máxima flexão.

Para as simulações e os experimentos, apenas o quadríceps foi estimulado, por isso foi escolhido o ângulo de inflexão $\theta_{inflex} = 112^\circ$. Dessa forma, a liberação de energia feita pelo atuador seria próximo a excitação do quadríceps, $\theta_c = 280^\circ$.

Utilizando-se ângulo inicial $\theta_i = 92^\circ$, tem-se na figura 4.6 o resultado da cadência e porcentagem do período de excitação do quadríceps no último ciclo de pedalada. Nota-se que os torques máximos τ_{max} positivos (isto é, estendem o joelho) levam a uma maior cadência se comparados a simulação sem a órtese. O torques negativos levam a uma cadência similar ou menor. Além disso, nota-se que o tempo de excitação do músculo permanece praticamente o mesmo, implicando que para mesma excitação, há cadência maior, o que poderia levar a menor fadiga muscular.

Variando os valores de θ_i para vários valores de τ_{max} tem-se os gráficos da figura 4.7. Nota-se que a cadência, com a mola, é maior para os torques positivos com $\theta_i < 100^\circ$. Também pode-se observar que a excitação do quadríceps se mantém a mesma ou é um pouco menor do que a simulação sem a órtese, variando-se o θ_i .

Foi percebido que há um limite para o torque máximo τ_{max} que pode ser atribuído ao sistema. Foi assumido um $\tau_{max} = 50\text{Nm}$ para as simulações, pois valores acima deste impediram o modelo de continuar a pedalar. Isso se deve pelo limite de torque produzido pela excitação do quadríceps.

Os resultado apresentados, melhoraram a cadência em cerca de 10%, com 7,33% menos excitação do quadril.

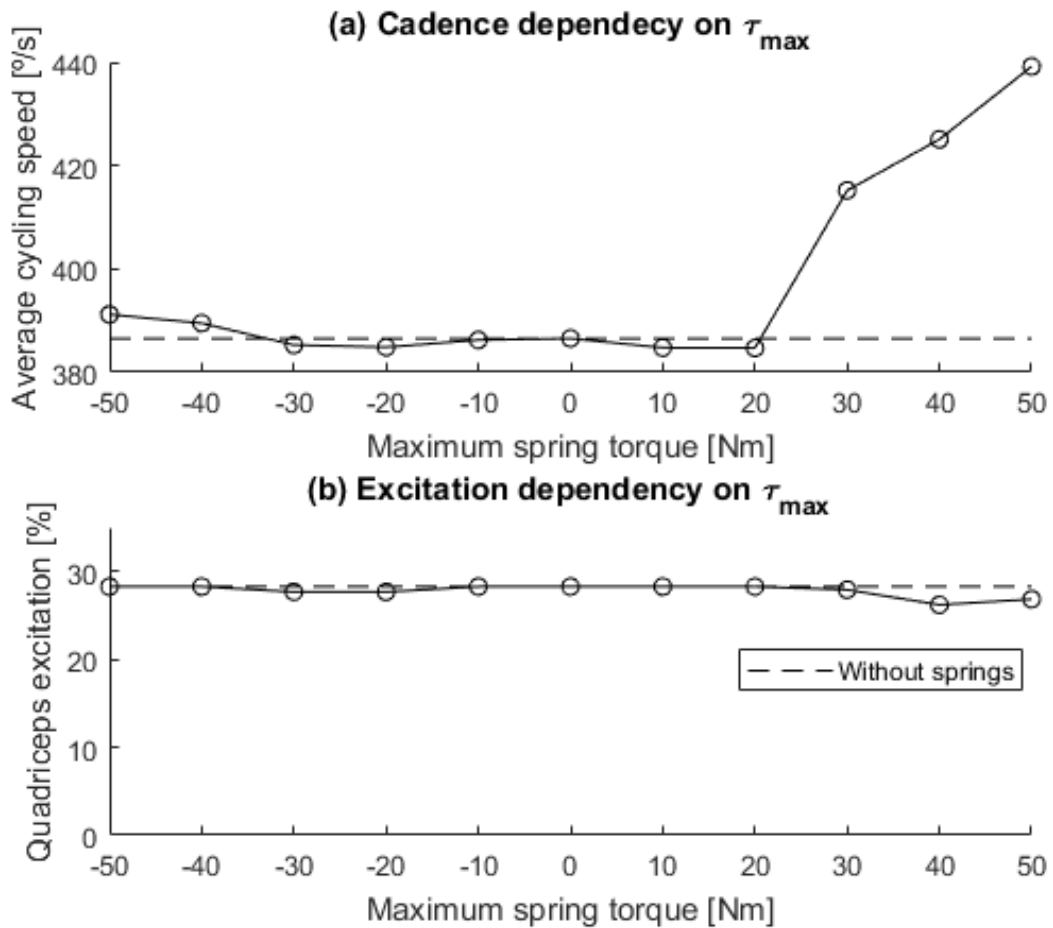


Figure 4.6: Cadência média e excitação do quadríceps para variação de torque máximo do atuador. Linha pontilhada representa referência para 20s de simulação sem a órtese. (a) Dependência da cadência com relação ao torque máximo, com ângulo inicial fixo ($\theta_i = 92^\circ$). (b) Porcentagem de tempo de excitação do quadríceps direito no último ciclo da pedalada.

Fonte: (SOUSA; SOUSA; BÓ, 2019).

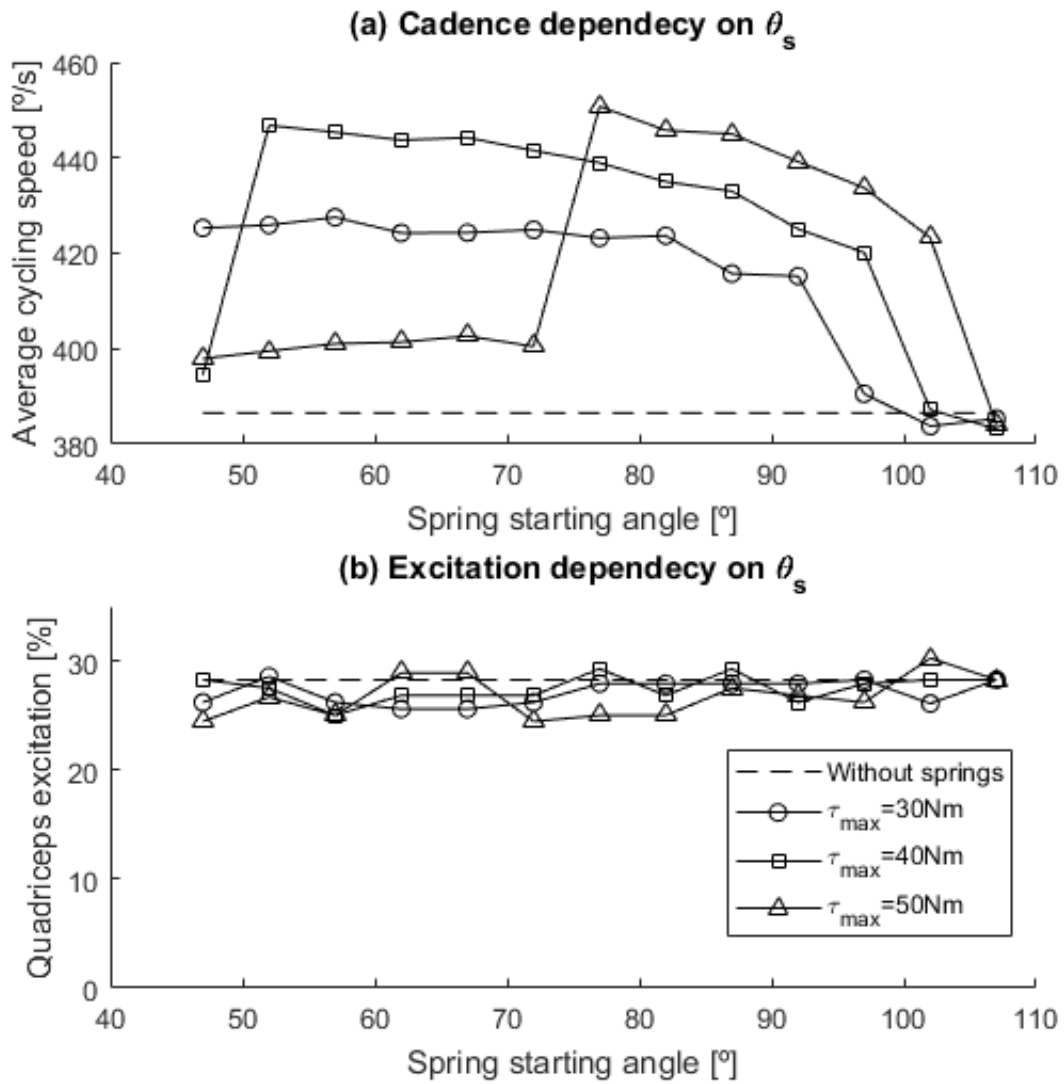


Figure 4.7: Cadência média e excitação do quadríceps para variação do ângulo inicial da pedivela θ_i para torque máximo do atuador $\tau_{max} = 30,40,50$ Nm. (a) Dependência da cadência com relação ao ângulo inicial de atuação da mola para $\tau_{max} = 30,40,50$ Nm. (b) Porcentagem de tempo de excitação do quadríceps direito no último ciclo da pedalada.

Fonte: (SOUSA; SOUSA; BÓ, 2019).

5 PROJETO E FABRICAÇÃO DA ÓRTESE

Esse capítulo tratará do projeto e fabricação do protótipo da órtese passiva com atuador elástico. Serão descritos os requisitos do projeto, escolha do modelo de órtese, mecanismo de atuação, cálculo do atuador e a fabricação do protótipo.

5.1 REQUISITOS DO PROJETO

As simulações feitas no capítulo 4 deram resultados positivos, isto é, para parâmetros específicos é possível aumentar a cadência de pedalada para a mesma estimulação dos músculos com o uso de atuador elástico na articulação do joelho. Isso foi o indicativo para que pudéssemos projetar e prototipar uma órtese para ser testada em voluntário com lesão medular completa. Para tanto, alguns requisitos deveriam ser cumpridos para o projeto da órtese:

1. Não causar lesões para o voluntário de testes
2. Ser capaz de trocar a rigidez da órtese para testar diferentes parâmetros
3. Ser capaz de alterar a faixa de atuação do atuador elástico

Esses requisitos são importantes para que a órtese projetada pudesse manter a segurança do voluntário, bem como permitir que testes com parâmetros diferentes pudessem ser alcançados e fosse possível determinar algum atuador elástico capaz de aumentar a cadência do FES cycling dada uma mesma estimulação.

5.2 ESCOLHA MODELO DE ÓRTESE

A segurança para voluntários com lesão medular é uma preocupação constante, principalmente para os pontos de contato entre o voluntários e os dispositivos. Isso porque com a lesão medular completa não há sensibilidade de tato e pressão, além de a pele ser mais sensível a cortes e lesões, então qualquer ponto que possa gerar fricção excessiva ou pressão na pele pode gerar lesões que evoluem a gravidade de forma rápida. Visando solucionar esse problema decidimos escolher órteses (ou imobilizadores) que já tenham sido testados e aprovados pelos órgãos de saúde. Assim conseguiríamos minimizar os riscos de lesionar a pele do voluntário.

Nós procuramos diversos modelos disponíveis no mercado, tanto nacional quanto internacional e alguns requisitos foram observados:

- Segurança para usuário: como o já discutido, é o ponto mais importante para preservar a saúde do voluntário
- Custo-benefício: necessidade de encontrar órtese que consiga equilibrar a qualidade e o preço para compra
- Disponibilidade para compra: deve ser comprada com facilidade
- Adaptabilidade da articulação: a articulação da órtese deve ser facilmente adaptada para incorporar o mecanismo projetado, sem alterar a segurança para o usuário. Também deve ser robusto para aguentar as cargas do treino de FES cycling.

Em geral, as órteses possuem dois tipos de articulações, um pivô simples ou uma articulação policêntrica. Do ponto de vista da marcha com descarga de peso, um mecanismo policêntrico, como um mecanismo de quatro barras, seria o mais adequado, pois o joelho atua como esse tipo de mecanismo. A articulação policêntrica mimetiza de forma mais fiel a articulação humana sendo necessária na marcha ou outra atividade. Porém, no FES cycling, a potência e cadência não atingem magnitudes altas como no ciclismo com hígdos ou na marcha. Com menos carga e cadência baixa, entendemos que a articulação simples será suficiente e segura para o voluntário.

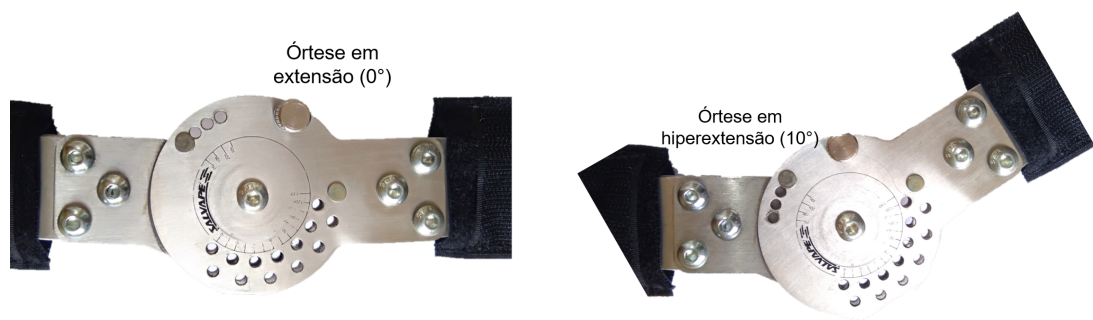
5.3 MECANISMO DE ATUAÇÃO

Baseado nas simulações, escolhemos o ângulo inicial e a faixa de atuação do elemento elástico. O ângulo inicial do joelho para início de atuação pode ser alterado modificando-se o mecanismo. Foram feitos 2 modelos de mecanismos com ângulos iniciais de atuação de $\theta_i = 70^\circ$ e $\theta_i = 92^\circ$. Para o protótipo também foi escolhido, assim como o projeto do CAKE1 de (CHAICHAOWARAT et al., 2017), uma mola de torção. Esse tipo de mola pode ser facilmente fabricada para aplicações específicas e tem resistência suficiente para serem utilizadas.

5.3.1 Faixa de Atuação

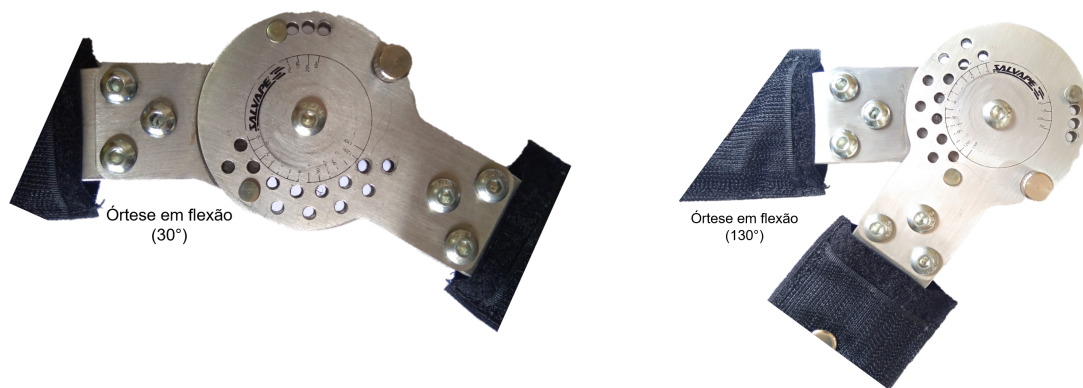
A faixa inicial para os testes para foram mantidos em $\Delta\theta = 42^\circ$ (para mecanismo com $\theta_i = 70^\circ$) e $\Delta\theta = 20^\circ$ (para mecanismo com $\theta_i = 92^\circ$), isto é, a mola começa a agir quando o ângulo do joelho atingir 70° ou 92° e atua até os 112° , que é o ângulo máximo de flexão durante a pedalada.

A órtese permite a movimentação de -10° de extensão até 130° de flexão do joelho. Para os testes, o movimento total da órtese foi limitado entre 0° e 120° com batentes fixos incorporados ao mecanismo.



(a) Mecanismo Original, limitação de extensão a 0° (b) Mecanismo Original, limitação de extensão a 10°

Figure 5.1: Limitação de extensão do mecanismo original da órtese



(a) Mecanismo Original, limitação de flexão a 30° (b) Mecanismo Original, limitação de flexão a 130°

Figure 5.2: Limitação de flexão do mecanismo original da órtese

5.3.2 Geometria

Com a órtese comercial escolhida, foi possível identificar os pontos de adaptações a serem feitas e as restrições para o cálculo da mola de torção.

A figura 5.3 mostra o mecanismo original da órtese e as distâncias entre os furos que serão usados para modificar o dispositivo.

Para manter as dimensões das molas pequenas, na tentativa de manter o torque mais equilibrado ao redor do joelho e inspirados no design de (CHAICHAOWARAT et al., 2017) projetamos a órtese para utilizar duas molas em cada joelho, sendo uma de cada lado, embora o mecanismo possa atuar com apenas uma mola.

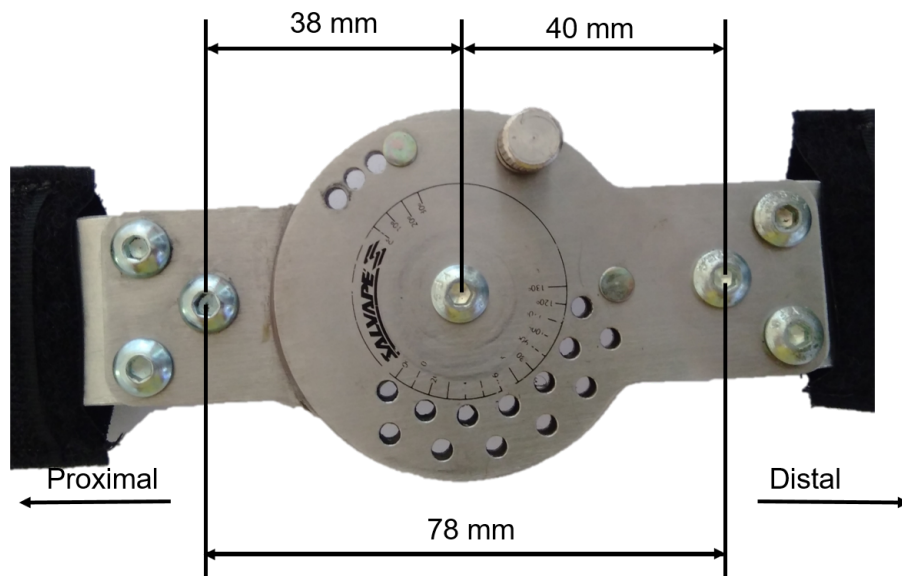


Figure 5.3: Medidas do mecanismo original da órtese

Para seguir com o projeto do mecanismo, o ângulo β de extremidade livre da mola e o tamanho L das pernas da mola foram escolhidos e são os mesmos para todas as molas calculadas na seção 5.4. A figura 5.4 mostra os dois parâmetros escolhidos:

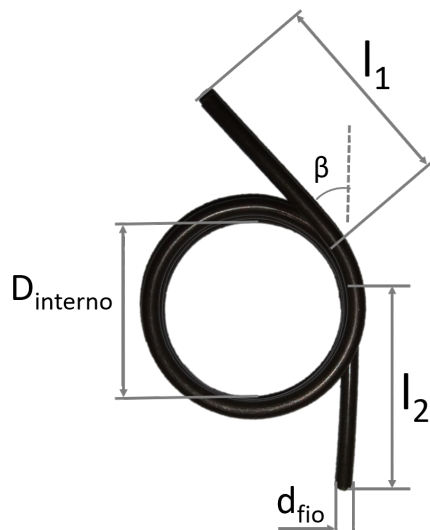


Figure 5.4: Parâmetros da Mola

O cálculo do diâmetro médio D_{medio} e diâmetro mínimo D_{min} da mola também

afetam a geometria. Por isso essas restrições foram calculadas na seção 5.4 em iterações com a geometria para chegar em um design que pudesse ser adaptável a órtese e ao mesmo tempo pudesse ser produzida cumprindo restrições de projeto da mola.

A partir dessas restrições de projeto, foi possível fazer dimensionamento do mecanismo.

As figuras 5.5, 5.6a, 5.6b mostram como o mecanismo com $\theta_i = 70^\circ$ se comportaria nas posições de extensão total do joelho, joelho flexionado a 70° com início de flexão das molas e joelho flexionado ao máximo, em 112° , enquanto as figuras 5.7, 5.8a, 5.8b mostram o como o mecanismo com $\theta_i = 92^\circ$ se comportaria em extensão total, joelho flexionado a 92° com início de flexão das molas e joelho flexionado ao máximo, em 112° .

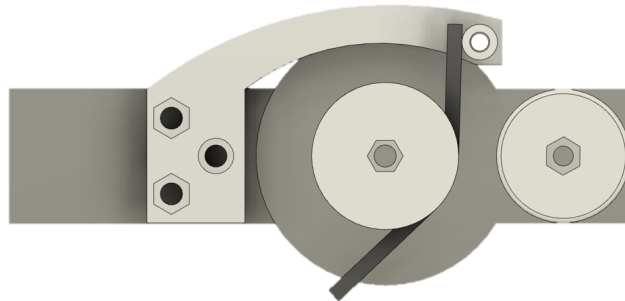
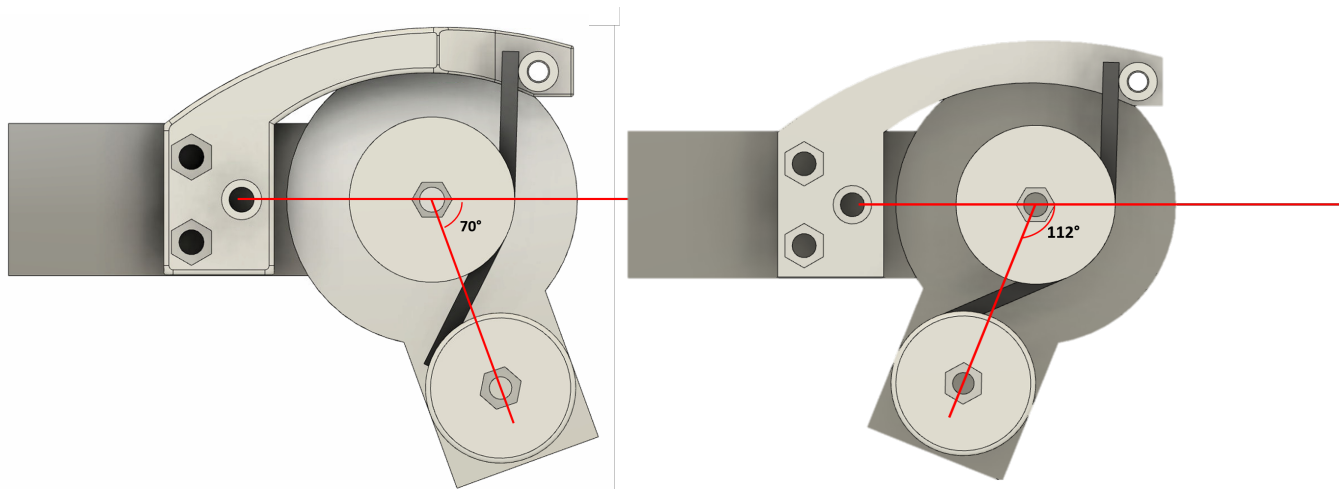


Figure 5.5: Mecanismo projetado para $\theta_i = 70^\circ$, com joelho a 0° . Mola não comprimida.



(a) Mecanismo projetado para $\theta_i = 70^\circ$, com joelho flexionado a 70°

(b) Mecanismo projetado para $\theta_i = 70^\circ$, com joelho flexionado a 112°

Figure 5.6: Na figura 5.6a, joelho está flexionado a 70° , a mola tem deformação zero. A partir desse ponto inicia-se a compressão. Na figura 5.6b, joelho a 112° , mola comprimida a 42° , máxima compressão.

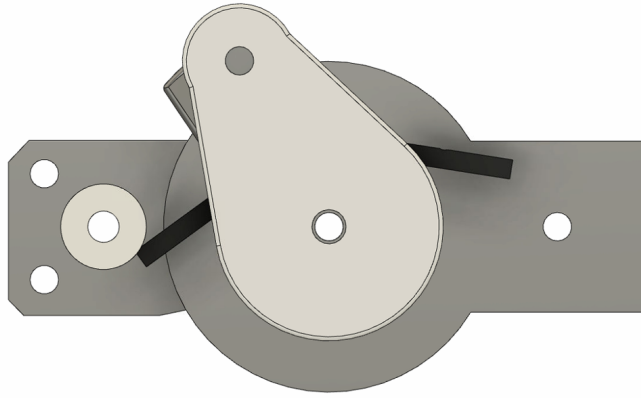
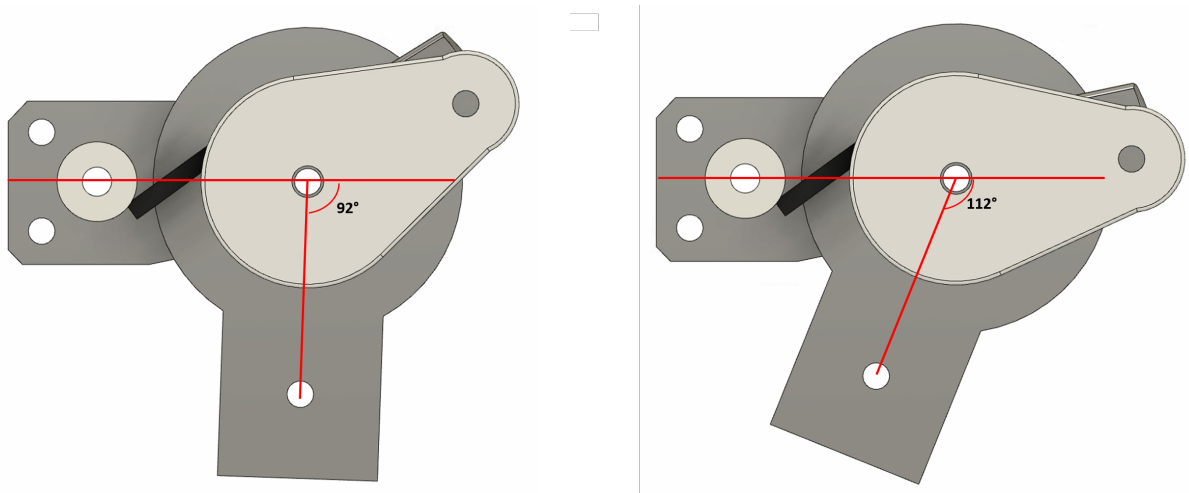


Figure 5.7: Mecanismo projetado para $\theta_i = 92^\circ$, com joelho a 0° . Mola não comprimida.



(a) Mecanismo projetado para $\theta_i = 92^\circ$, com joelho flexionado a 92° (b) Mecanismo projetado para $\theta_i = 92^\circ$, com joelho flexionado a 112°

Figure 5.8: Na figura 5.8a, joelho está flexionado a 92° , a mola tem deformação zero. A partir desse ponto inicia-se a compressão. Na figura 5.8b, joelho a 112° , mola comprimida a 20° , máximo de compressão durante o FES cycling, de acordo com as simulações feitas em 4.

5.4 CÁLCULO ATUADOR ELÁSTICO

Para cálculo da mola de torção alguns parâmetros são previamente definidos, sendo o mais importante para a atuação da órtese: o torque máximo para as faixa de atuação escolhidas $\Delta\theta = 20^\circ$ e $\Delta\theta = 42^\circ$.

Pelas simulações apresentadas no capítulo 4, os torques com valores mais altos (30Nm, 40Nm, 50Nm) apresentaram melhores resultados. Contudo, entendemos que, nas simulações, alguns fatores não puderam ser considerados, como perdas pelo contato do eletrodo com a pele, a interação da órtese com o eletrodo, a inércia adicionada pela

órtese, além do atrito do próprio mecanismo. Também entendemos que há diferenças na geometria entre a trike real e o modelo computacional, isso porque os ajustes de distância entre banco e pedivela, posicionamento do voluntário no banco e posicionamento da órtese podem variar entre os treinos, pois são feitos manualmente. Com isso, limitamos o torque máximo da órtese com duas molas para 16,76Nm a 20° ou 35,2Nm a 42°.

O mecanismo da órtese permite o uso de duas molas simultaneamente, uma de cada lado, ou seja, duas molas em paralelo, fazendo o torque ao redor do joelho ser a soma dos torques de cada mola.

A tabela 5.1 mostra os torques máximos definidos para as diversas molas calculadas.

Table 5.1: Torques para 20° e 42° de deflexão da mola e respectivas rigidezes das molas.

Torque a 20° [Nmm]	Torque a 42° [Nmm]	k [Nmm/°]
8381	17601	419,0
5626	11815	281,3
2820	5922	141,0
2120	4451	106,0
1420	2942	71,0
911	1912	45,5
705	1480	35,2

O número de espiras inteiras foi mantido constante para todas as molas com $N_{inteiro} = 3$ para manter padrão em todas molas. Número escolhido onde as molas pudessem manter deformação e tensão necessárias sem quebra do mecanismo. O material escolhido também foi mantido constante, sendo o aço 1045, com resistência a tração de 1545MPa e módulo de elasticidade de 205GPa de acordo com (BUDYNAS; NISBETT, 2011).

As equações de 5.1 a 5.8 são usadas para calcular as dimensões das molas

$$D_{medio} = D_{interno} + d_{fio} \quad (5.1)$$

Onde D_{medio} é o diâmetro médio da mola, $D_{interno}$ é o diâmetro interno e d_{fio} é diâmetro do fio da mola.

$$N_b = N_{inteiro} + \frac{\beta}{360} \quad (5.2)$$

Onde N_b é o número de voltas do corpo, $N_{inteiro}$ é o número de espiras completas e β é o ângulo de extremidade livre da mola.

$$N_a = N_b + \frac{l_1 + l_2}{3\pi D_{medio}} \quad (5.3)$$

Onde N_a é o número de espiras ativas da mola e l_1 e l_2 são os comprimentos das pernas. Por escolha de projeto as pernas são iguais, sendo $l_1 = l_2$, fazendo que a equação 5.3 se torne:

$$N_a = N_b + \frac{2L}{3\pi D_{medio}} \quad (5.4)$$

A rigidez da mola k é regida pela equação 5.5:

$$k = \frac{d_{fio}^4 E}{10,8 D_{Medio} N_a} \quad (5.5)$$

Substituindo N_a da equação 5.4 na equação 5.5 e rearranjando para isolar D_{medio} , temos a equação

$$D_{medio} = \frac{1}{N_b} \left(\frac{d_{fio}^4 E}{10,8k} - \frac{2L}{3\pi} \right) \quad (5.6)$$

Por fim, substitui-se valor de N_b da equação 5.2 em 5.6.

$$D_{medio} = \frac{1}{N_{inteiro} + \frac{\beta}{360}} \left(\frac{d_{fio}^4 E}{10,8k} - \frac{2L}{3\pi} \right) \quad (5.7)$$

O diâmetro do fio da mola é escolhido para cada coeficiente de rigidez a ser testado e o diâmetro médio é calculado pela equação 5.7. Diâmetros de fio foram escolhidos para que se pudesse manter dimensões apropriadas, as molas pudessem ser trocadas sem alterações no mecanismo e disponibilidade do fio no fabricante das molas. O resultado deve atender os requisitos de diâmetro compatível com a geometria do mecanismo, resistência do aço e índice de mola. Esse último é importante para determinar a fabricabilidade da mola, além de influenciar na resistência da mola. O índice de mola c recomendado deve ser:

$$6 \leq c \leq 12 \quad (5.8)$$

A tabela 5.2 mostra o resultado para as diversas molas calculadas.

Table 5.2: Resultado das geometrias das molas.

Torque 20° [Nmm]	^a k [Nmm/°]	d_{fio} [mm]	D_{medio}	c
8381	419,0	5,5	34,8	6,3
5626	281,3	4,9	32,5	6,6
2820	141,0	4,1	31,8	7,8
2120	106,0	3,8	31,2	8,2
1420	71,0	3,4	29,7	8,7
910	45,5	3,0	28	9,3
705	35,2	2,9	31,8	11

5.5 FABRICAÇÃO

5.5.1 Atuador elástico - Mola de torção

As molas foram produzidas com serviço terceirizado em empresas especializadas na produção de molas. Para produção de molas em baixo volume, o número de empresas que prestam serviço fica limitado. Para tanto foram utilizadas 2 empresas para produção dos protótipos. A empresa Molas Casa Verde ofereceu a fabricação das molas de diâmetro de fio de 5,5mm, 4,9mm, 4,1mm e 3,4mm, enquanto a empresa RC Molas ofereceu a produção das molas de fio 3,8mm, 3,0mm e 2,9mm.

As empresas que atendem volume para protótipos não possuem precisão geométrica tão acurada, o que pode levar a pequenas diferenças entre a mola projetada e a fabricada. A diferença mais significativa foi no ângulo de extremidade livre da mola β .

5.5.2 Mecanismo

O mecanismo foi adaptado utilizando-se peças feitas manualmente, peças impressas e itens comerciais já prontos. Foram escolhidos esses métodos por serem rápidos e economicamente viáveis para fazer protótipos.

As peças impressas foram feitas em impressora 3D FDM (Fused Deposition Modeling) da marca Anycubic, modelo Mega-S, com bico de 0,4mm e altura de camada de 0,3mm, utilizando-se filamento PETG Snow white da marca 3D Fila.

Peças feitas manualmente foram fabricadas a partir lingotes de aço carbono. São peças que sofrem mais carga e peças impressa não conseguiriam suportar os esforços. Já as peças comerciais foram os batentes e os fixadores.

5.5.3 Protótipos

A figura 5.9 apresenta foto do protótipo fabricado para $\theta_i = 70^\circ$ e $\Delta\theta = 42^\circ$, pode-se notar as peças impressas (em branco) produzidas. Já a figura 5.10 apresenta foto do protótipo fabricado para $\theta_i = 92^\circ$ e $\Delta\theta = 20^\circ$. Pode-se notar as peças de reforço produzida manualmente e pino metálico.



Figure 5.9: Protótipo projetado para $\theta_i = 70^\circ$ e $\Delta\theta = 42^\circ$.



Figure 5.10: Protótipo projetado para $\theta_i = 92^\circ$ e $\Delta\theta = 20^\circ$.

6 AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL E RESULTADOS

Os resultados apresentados no capítulo 4 foram promissores e o projeto da órtese fabricada no capítulo 6 justificam a avaliação experimental com a órtese passiva. Então, esse capítulo descreve o ambiente experimental utilizado e os resultados obtidos com o uso do protótipo da órtese passiva no FES *cycling*.

6.1 AMBIENTE EXPERIMENTAL

Para os experimentos, foi usado controlador bang-bang, estimulando-se apenas o quadríceps, como na figura 6.1. O uso da órtese tem também a intenção de diminuir a quantidade de eletrodos necessários para FES *cycling* (IBRAHIM et al., 2008). Os experimentos foram realizados em indivíduo com lesão medular completa.

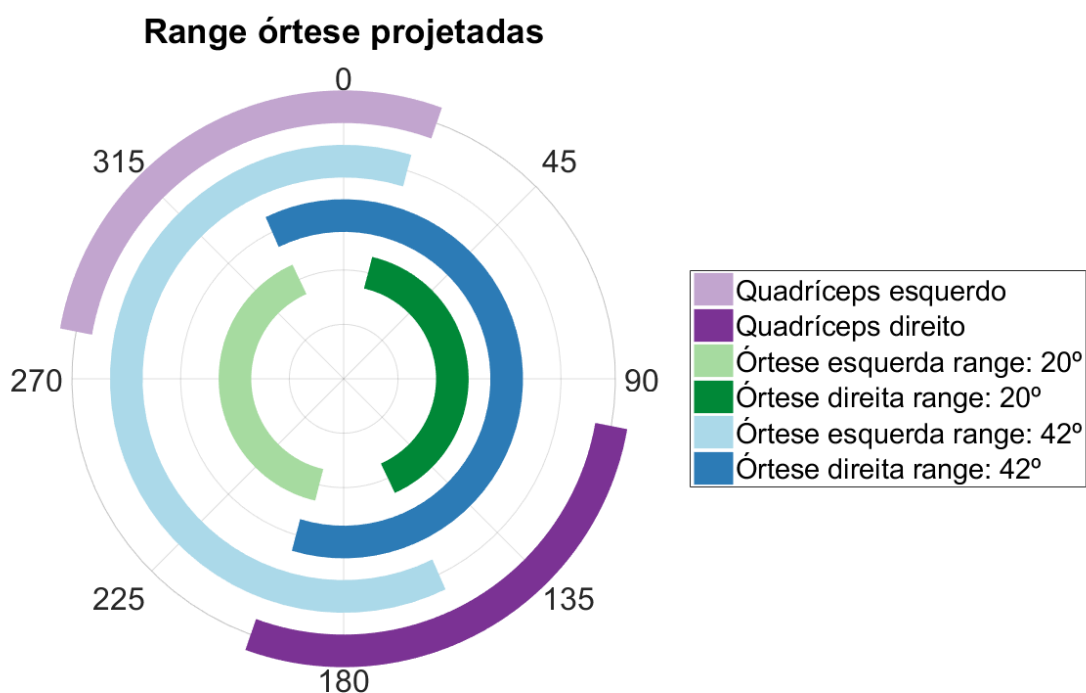


Figure 6.1: Predefinição dos ângulos de atuação dos músculos e atuador elástico durante um ciclo de pedalada. Quadríceps em roxo, órtese com a faixa de atuação de 20° em verde e órtese com a faixa de 42° em azul. Cores mais escuras representam o lado direito e cores mais claras representam o lado esquerdo.

6.1.1 Equipamento

Para realização do experimentos, é necessário um conjunto de equipamentos seguro e robusto para evitar qualquer tipo de acidente com o voluntário. Para tanto, foi utilizado um conjunto de equipamentos composto por: estimulador, sensor IMU sem fio, computador, EMA Trike e órtese passiva.

Foi utilizado o estimulador de 8 canais, RehaStim (Hasomed, Alemanha). A frequência de estimulação foi mantida em 50 Hz e a largura de pulso em 500 us . A corrente foi controlada manualmente, sendo aumentada em 2 mA por vez. Os eletrodos são os eletrodos adesivos Carcitra de $5\text{ cm} \times 9\text{ cm}$, fabricados pela Carci, empresa nacional.

Um sensor inercial com acelerômetro de três eixos, magnetômetro e giroscópio foi utilizado para calcular a cadência do pedivela. Ele é acoplado ao braço do pedivela para passar os dados em tempo real, a uma taxa de aproximadamente 160 Hz . O sensor 3-space, da YEI technology fornece os dados de posição angular e a partir deles é feita a diferenciação para obter a cadência da pedalada.

O triciclo, ou *trike*, usado é do tipo reverso (ou girino), com uma roda traseira (de tração) e duas dianteiras, ele foi produzido pela HP3 Trikes, fabricante nacional. Para manter os pés do voluntário presos ao pedal, foi adaptada uma bota ortopédica, que também é responsável por estabilizar o tornozelo (em 90°) durante os experimentos. Ela mantém o movimento dentro do plano sagital. Os experimentos foram realizados de forma estacionária, então foram usados dois rolos de ciclismo: o Alt-cicle, produzido no Brasil pela Altmayer, e o Wahoo KICKR, produzido pela Wahoo, nos Estados Unidos da América. O rolo Wahoo KICKR necessita de algum app para controle e foi usado o Wahoo Fitness para Android.

A órtese desenvolvida no capítulo 5 foi utilizada com o voluntário com lesão medular. A figura 6.1 mostra a faixa de atuação da mola durante um ciclo de pedalada. A figura 6.2 mostra o sistema utilizado. Já a figura 6.3 mostra alguns detalhes da órtese e da órtese no voluntário.

6.1.2 Voluntário

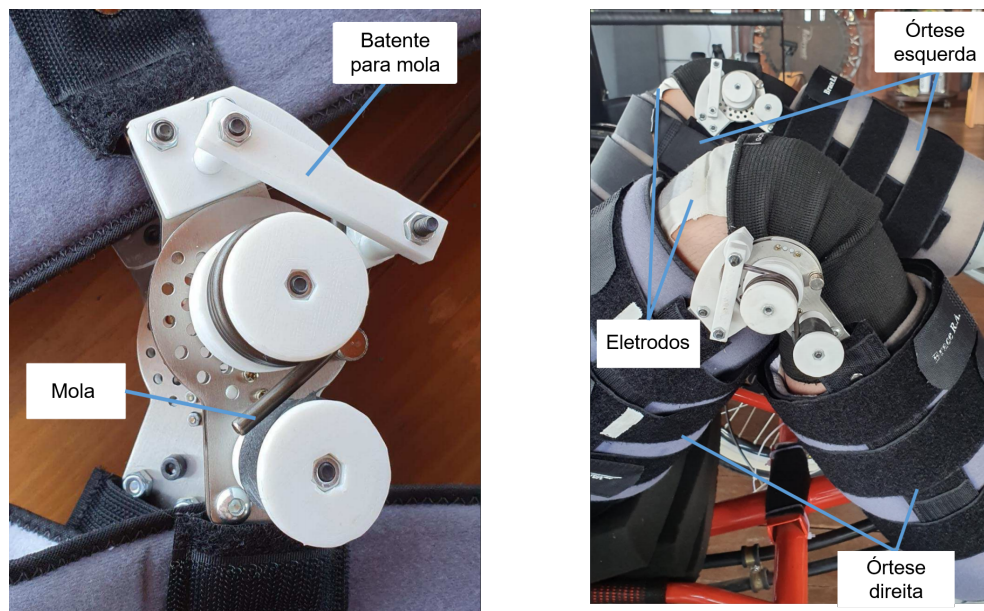
O voluntário é homem de 41 anos de idade com lesão medular na vértebra T9, classificada como AISA pela *American Spinal Injury Association*. Voluntário possui a lesão há 7 anos e não possui sensibilidade nos membros inferiores. Ele utiliza o FES diariamente e apresenta resposta cardiovascular normal ao exercício físico e estresse e pele saudável. Durante os experimentos, a equipe esteve atenta ao pontos de contato do voluntário com o sistema para evitar excesso de pressão e lesões. Há aprovação do comitê de ética local ¹ e consentimento escrito do voluntário (Apêndice A).

¹ (Certificado de Apresentação para Apreciação Ética, CAAE): 11717119.3.0000.0030.



Figure 6.2: *Setup* experimental utilizado.

Adaptado de: (SOUSA, 2020)



(a) Detalhe da órtese

(b) Voluntário com a órtese

Figure 6.3: Detalhe do *setup* da órtese para FES *cycling*

Adaptado de: (SOUSA, 2020)

6.1.3 Protocolo Experimental

Para cada mola testada, foram feitos dois dias de exercício de FES *cycling*, como será detalhado. Dentro do mesmo dia foram executadas duas sessões de treino, uma com atuador e outra sem. Durante todo o exercício, a órtese foi utilizada, apenas a mola é retirada ou colocada. Foi decidido assim, para poder testar apenas o efeito da mola em si, sem que houvesse a necessidade de movimentar o voluntário no assento ou mexer na posição dos eletrodos, fatores esses que modificam a eficiência do FES *cycling*. Entre cada sessão de treino há uma pausa de 5 min para descanso e para retirar ou colocar a mola.

Em um dia de treino, inicia-se com a mola e a retira na segunda sessão. No segundo dia, ocorre o oposto, inicia-se sem a mola e a coloca na segunda sessão do treino. A figura 6.4 mostra o protocolo experimental utilizado.

Cada sessão de treino é dividida em duas etapas: aquecimento e treino. O aquecimento é importante para evitar espasmos que podem diminuir a eficiência e também atrapalhar o sistema de controle. A corrente é aumentada aos poucos até normalmente 50 mA. Com a corrente baixa, o voluntário não consegue pedalar sozinho, por isso ele é ajudado, os pedais foram movidos manualmente até o voluntário conseguir pedalar sozinho, o que ocorre por volta dos 50 mA para rolo Alt-cicle e por volta 64mA no rolo de inércia Wahoo KICKR. A fase de aquecimento é considerada finalizada quando voluntário consegue pedalar sozinho.

A corrente de estimulação quando mantida constante, devida a fadiga muscular, causa a diminuição da cadência, fazendo com que seja necessário aumentá-la. Para o rolo Alt-cicle, a corrente é aumentada quando o ciclista para de pedalar por algumas vezes seguidas ou quando é percebido que a cadência está baixa. Já para o rolo Wahoo KICKR o tempo foi o parâmetro usado para aumentar a corrente. A cada 10s havia aumento da corrente.

A parada ocorre nos *dead points* do EMA trike, perto da posição 90° ou 270° . Nessas duas posições não há estimulação do quadríceps em nenhuma das pernas. Quando a pedalada para, os pedais são movidos manualmente para sair do *dead points*. O aumento de corrente ocorre sempre de 2mA em 2mA, até o limite de 90mA, valor considerado seguro para o voluntário, apesar de o eletro-estimulador conseguir alcançar valores maiores de corrente.

Durante os treinos, foram gravados a posição angular da pedivela, a cadência e os parâmetros de estimulação dos quadríceps.

6.2 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados separando-se os experimentos feitos para a órtese com mecanismo com o $\Delta\theta = 20^\circ$ e com $\Delta\theta = 42^\circ$.

6.2.1 Mecanismo com $\Delta\theta = 42^\circ$

Para o $\Delta\theta = 42^\circ$, foram testadas os atuadores com os coeficientes de rigidez de 419Nmm/ $^\circ$, 281,3Nmm/ $^\circ$, 141Nmm/ $^\circ$ e 71Nmm/ $^\circ$, sendo testado com um ou dois atuadores em cada órtese. A tabela 6.1 apresenta o resumo dos testes realizados e se ciclista conseguiu ou não pedalar com a configuração escolhida, na ordem que os testes foram executados.

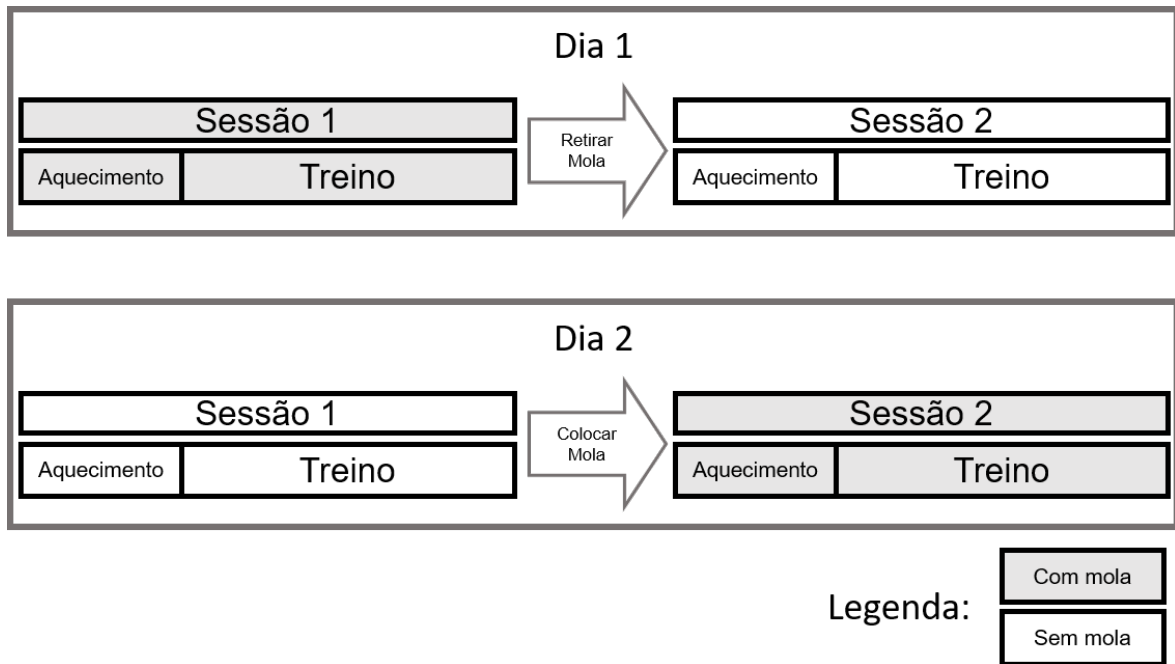


Figure 6.4: Metodologia do experimento. Dois dias de experimento para cada mola, cada dia com duas sessões e cada sessão com aquecimento e treino. Entre cada sessão, há período de descanso e mola é colocada ou retirada

Table 6.1: Resultado dos testes realizados

k [Nmm/°]	Quantidade de Atuadores/Órtese	k_{TOTAL} [Nmm/°]	Pedalou apenas com FES
71,0	2	142	Não
71,0	1	71	Sim
419,0	1	419	Não
281,3	1	281,3	Não
141,0	1	141	Não

Apenas com a mola com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ obteve-se resultados, ou seja, o voluntário conseguiu pedalar sem auxílio manual e foi possível comparação entre os resultados com a mola e sem em um mesmo teste. Com essa configuração foi possível fazer os dois dias de treino proposto com a órtese.

6.2.1.1 Atuador com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$

Com a mola com coeficiente de rigidez $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ o voluntário pedalou durante os dois dias de treinamento com a órtese passiva. Cada dia de treinamento tem uma duração diferente, pois há fatores que podem influenciar o quanto o voluntário é

capaz de pedalar, como cansaço, posição dos eletrodos e espasmos.

A figura 6.5 mostra os dois dias de treinamento com a mola $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ e sem a mola. No dia 1, a primeira sessão foi com a mola e a segunda sem, enquanto no dia 2, o oposto foi feito. No eixo y, temos a velocidade angular em $[\text{°}/\text{s}]$ depois de ter sido processada por um filtro de médias móveis com janela de 30 elementos. A região de aquecimento ocorre até o voluntário pedalar sozinho (valor de aproximadamente 50mA), a região do treino ocorre desse valor em diante marcado pela cor verde escuro. Já a região de análise é composta pelo treino na região de estimulação de 60mA a 70mA para o dia 1 e de 60mA a 80mA para o dia 2. Essa região é marcada pela cor amarela.

No primeiro dia de treino, a sessão com a mola durou cerca de 14 min e a sessão sem a mola durou cerca de 16 min, enquanto no segundo dia, a sessão sem a mola durou cerca de 20 min e a sessão com durou também aproximadamente 20 min.

As figuras 6.6 e 6.7 mostram o diagrama polar da velocidade angular em relação a posição da pedivela para os dois dias de treinamento, tanto para sessão com a mola (6.6a e 6.7a) quanto para sessão sem a mola (6.6b e 6.7b).

A posição 0° representa o pedal do lado esquerdo da pedivela no ponto mais alto acima do chão, mantendo a pedivela a 90° em relação ao chão. Quanto mais perto do centro do diagrama, menor é a velocidade angular e quanto mais afastado do centro maior é ela. As linhas mais claras representam a velocidade angular instantânea do pedivela, enquanto a linha mais escura representa a velocidade média na posição em análise. Ambas velocidades apenas para a região de análise, região em amarelo da figura 6.5.

No diagrama polar, é possível observar pontos que a velocidade chega próximo de zero, em geral nas posições 90° e 270° . Nesses pontos não há estimulação dos quadríceps e, como apenas esse grupo muscular foi estimulado, eles são considerados os *dead points*. Neles, o movimento é mantido apenas pela inércia, então se não é garantido velocidade suficiente com a estimulação em ponto anterior, a pedalada para.

No dia 1 de treinamento, foi observado aumento de 17% na velocidade angular média da pedivela, quando a mola é colocada na órtese. A velocidade média com a mola foi de $215,14^\circ/\text{s}$, enquanto que a velocidade sem a mola foi de $183,88^\circ/\text{s}$. O desvio padrão foi maior com a mola, sendo igual a $60,30^\circ/\text{s}$ enquanto sem o valor foi de $57,08^\circ/\text{s}$.

No dia 2 de treinamento, foi observado aumento de 11% na velocidade angular média da pedivela, quando a mola é colocada. A velocidade média com a mola foi de $245,35^\circ/\text{s}$, enquanto que sem a mola a velocidade foi de $220,42^\circ/\text{s}$. O desvio padrão foi menor com a mola, com valor igual a $74,81^\circ/\text{s}$, em comparação com $92,39^\circ/\text{s}$ sem a

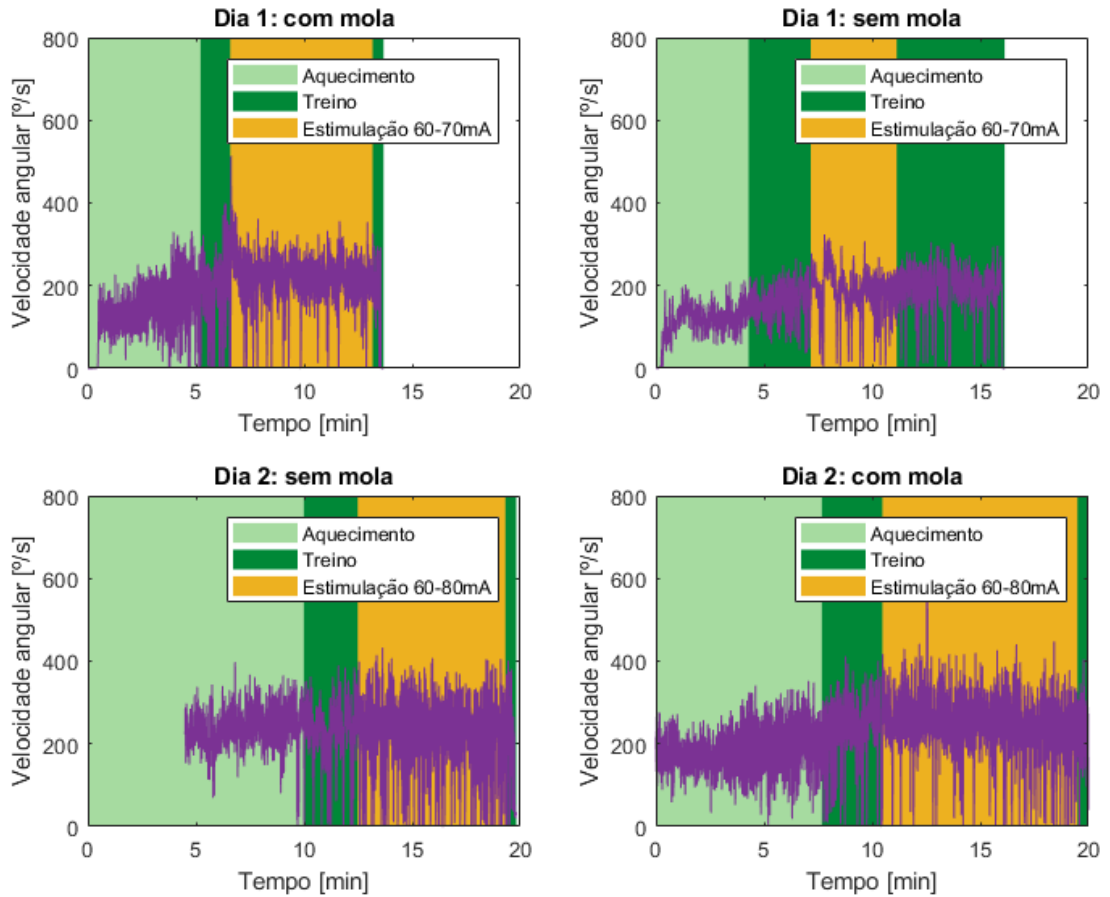
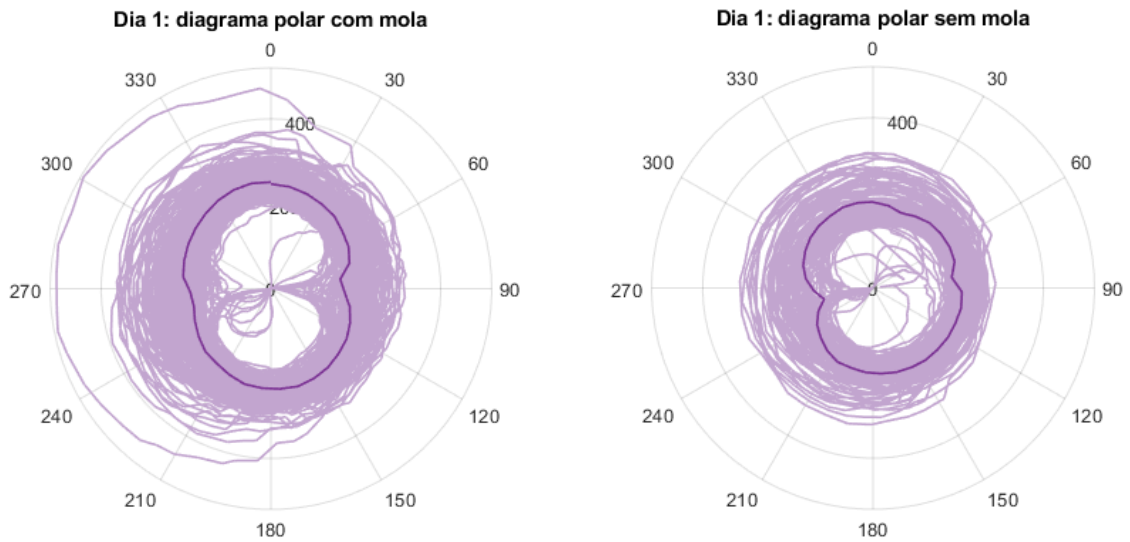


Figure 6.5: Velocidade angular da pedivela nos dois dias de treinamento. Cada dia, voluntário pedalou com e sem o atuador. Verde claro representa o tempo de aquecimento, verde escuro o de treinamento e o amarelo representa a zona de treino para comparação de dados, sendo 60mA a 70mA, para dia 1 e 60mA a 80mA para o dia 2.

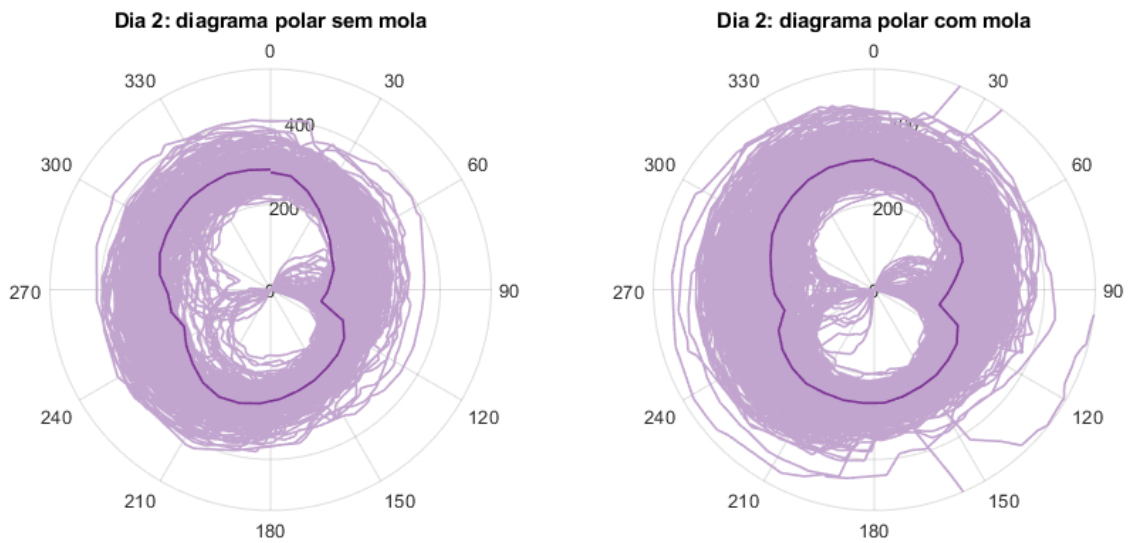
mola.

A tabela 6.2 resume os resultados obtidos, mostrando a velocidade média, desvio padrão e ganho em cada configuração por cada dia de treino. A figura 6.8 apresenta, no diagrama polar, as velocidades médias para ambos os dias de treinamento com e sem a mola. As linhas roxas mostram as velocidades com a mola e as linhas vermelhas pontilhadas mostram as velocidades sem a mola. É possível notar a diferença causada pela mola em ambos os dias de treinamento.



(a) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino com o atuador. (b) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino sem o atuador.

Figure 6.6: Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 60mA e 70mA) para dia 1 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.

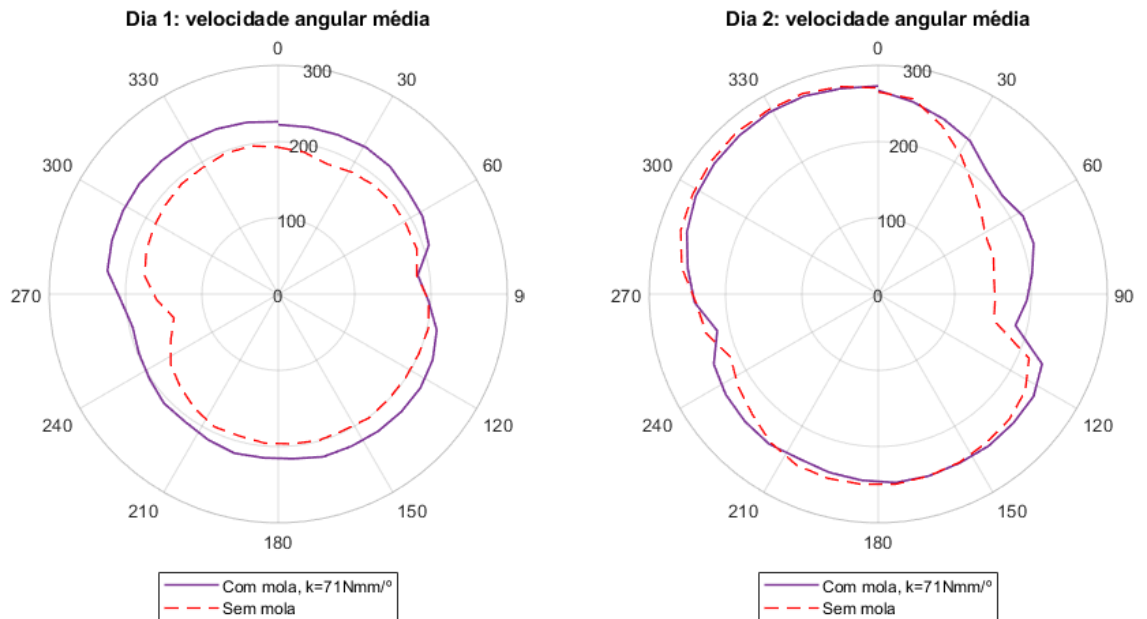


(a) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino com o atuador. (b) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino sem o atuador.

Figure 6.7: Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 60mA e 80mA) para dia 2 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.

Table 6.2: Resultado de velocidade média e desvio padrão para 2 dias de treino.

		Com mola	Sem mola	Ganho com mola	Faixa de estimulação
Dia 1	Velocidade Média	215,14°/s	183,88°/s	+17%	60mA-
	Desvio padrão	60,30°/s	57,08°/s		70mA
Dia 2	Velocidade Média	245,35°/s	220,42°/s	+11%	60mA-
	Desvio padrão	74,81°/s	92,39°/s		80mA



(a) Velocidade angular média pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino, com atuador e sem atuador.

(b) Velocidade angular média pela posição angular da pedivela, no dia 2 de treino, com o atuador e sem atuador.

Figure 6.8: Velocidade angular média para cada posição angular do pedivela para a eletroestimulação em análise - entre 60mA e 70mA para 6.8a e entre 70mA a 80mA para 6.8b) para cada dia de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linhas roxas representam a velocidade com a utilização da mola com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ e a linha pontilhada vermelha representa a velocidade sem a mola.

6.2.2 Mecanismo com $\Delta\theta = 20^\circ$

Para a faixa de atuação $\Delta\theta = 20^\circ$ foi escolhida a mola com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$, testes com outras configurações não foram realizados. Assim como na seção 6.2.2 o voluntário conseguiu pedalar com a órtese em dois dias de treinamento, com e sem a mola, e cada dia com a duração total de treino um pouco diferente. Porém, diferente da seção 6.2.2, a estimulação foi aumentada baseada no tempo, ou seja, a cada 10s a corrente era aumentada em 2mA. Outro ponto de diferença foi o rolo utilizado, pois na seção

6.2.2 foi usado o rolo Alt-Cicle que permitia a roda girar livre sem que houvesse carga, além da própria inércia do sistema. Para essa seção foi usado rolo Wahoo KICKR, no modo de resistência 0% do app Wahoo Fitness (para Android).

A figura 6.9 mostra os dois dias de treinamento com a mola $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ e sem a mola. No dia 1, a primeira sessão foi com a mola e a segunda sem, enquanto no dia 2, o oposto foi feito. No eixo y, temos a velocidade angular em $[\text{°}/\text{s}]$ depois de ter sido processada por um filtro de médias móveis com janela de 30 elementos. A região de aquecimento ocorre até o voluntário pedalar sozinho (valor de aproximadamente 64mA), a região do treino ocorre desse valor em diante marcado pela cor verde escuro. Já a região de análise é composta pelo treino na região de estimulação de 70mA a 80mA para ambos os dias. Essa região é marcada pela cor amarela.

No primeiro dia de treino, cada sessão com e sem a mola durou cerca de 9 min cada. No segundo dia, cada sessão com e sem a mola também durou cerca de 9 min cada.

As figuras 6.10 e 6.11 mostram o diagrama polar da velocidade angular em relação a posição da pedivela para os dois dias de treinamento, tanto para sessão com a mola (6.10a e 6.11a) quanto para sessão sem a mola (6.10b e 6.11b).

A mesma descrição da seção vale para essa seção. A posição 0° representa o pedal do lado esquerdo da pedivela no ponto mais alto acima do chão, mantendo a pedivela a 90° em relação ao chão. Quanto mais perto do centro do diagrama, menor é a velocidade angular e quanto mais afastado do centro maior é ela. As linhas mais claras representam a velocidade angular instantânea do pedivela, enquanto a linha mais escura representa a velocidade média na posição em análise. Ambas velocidades apenas para a região de análise, região em amarelo da figura 6.9.

No diagrama polar, é possível observar pontos que a velocidade chega próximo de zero, em geral nas posições 90° e 270° . Nesses pontos não há estimulação dos quadríceps e, como apenas esse grupo muscular foi estimulado, eles são considerados os *dead points*. Neles, o movimento é mantido apenas pela inércia, então se não é garantido velocidade suficiente com a estimulação em ponto anterior, a pedalada para. A exceção é a figura 6.11b, onde as *dead point* existem, mas não causaram a diminuição notável da velocidade nas posições 90° e 270° .

No dia 1 de treino, foi observada uma diminuição da velocidade angular média da pedivela, quando a mola é colocada na órtese. A velocidade média com a mola foi de $217,55^\circ/\text{s}$, enquanto sem a mola foi de $245,41^\circ/\text{s}$, ou seja, houve perda de 11% na velocidade média. O desvio padrão aumentou com a mola, indo de $65,04^\circ/\text{s}$ sem a mola para $72,07^\circ/\text{s}$ com a mola. No dia 2, também foi observada uma diminuição da velocidade angular média da pedivela, quando a mola é colocada na órtese. A velocidade

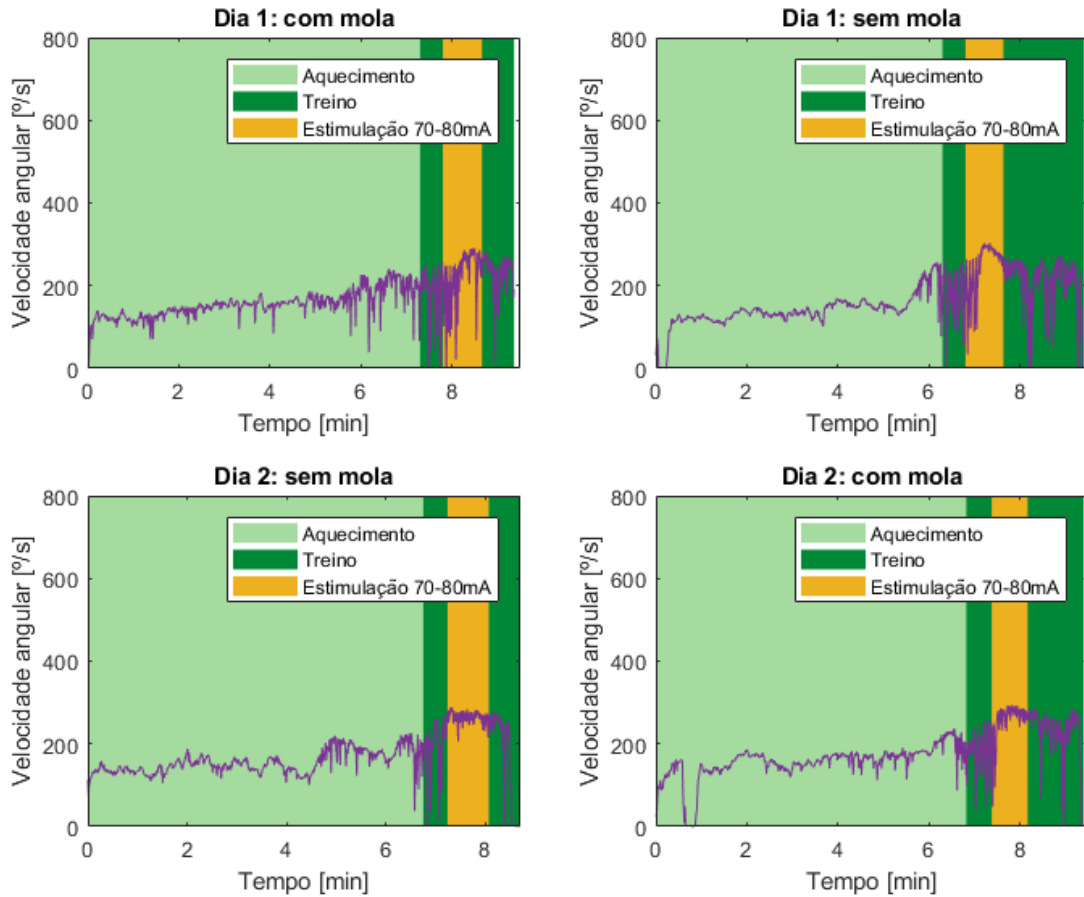
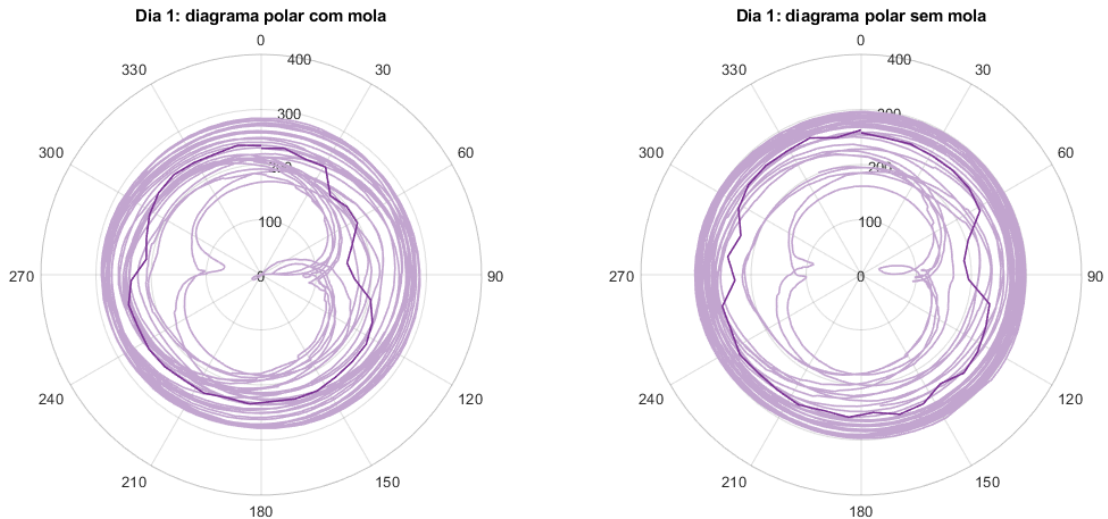


Figure 6.9: Velocidade angular da pedivela nos dois dias de treinamento. Cada dia, voluntário pedalou com e sem o atuador. Verde claro representa o tempo de aquecimento, verde escuro o de treinamento e o amarelo representa a zona de treino para comparação de dados. Entre 70mA e 80mA.

média com a mola foi de $257,82^\circ/\text{s}$ e sem a mola foi $262,56^\circ/\text{s}$, dando uma redução de 1,8% na velocidade. O desvio padrão com a mola aumentou, sendo igual $46,14^\circ/\text{s}$ contra $17,72^\circ/\text{s}$ sem a mola.

A tabela 6.3 resume os resultados obtidos, mostrando a velocidade média, desvio padrão e ganho em cada configuração por dia de treino. A figura 6.12 apresenta, no diagrama polar, as velocidades médias para os dois dias de treinamento. As linhas roxas mostram a velocidade com a mola e as linhas pontilhadas vermelhas mostram a velocidade sem a mola. É possível notar que a mola atrapalha o movimento da pedalada. Diferentemente dos resultados da seção houve diminuição da velocidade.



(a) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino com o atuador. (b) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino sem o atuador.

Figure 6.10: Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 70mA e 80mA) para dia 1 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.

Table 6.3: Resultado de velocidade média e desvio padrão para 2 dias de treino.

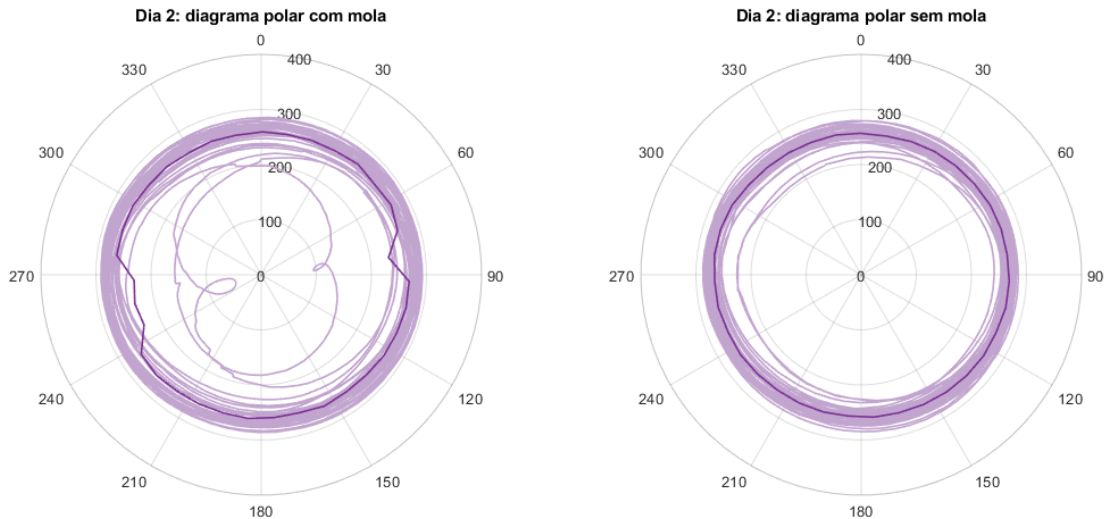
		Com mola	Sem mola	Ganho com mola	Faixa de estimulação
Dia 1	Velocidade Média	217,55°/s	245,41°/s	-11%	70mA-80mA
	Desvio padrão	72,07°/s	65,04°/s		
Dia 2	Velocidade Média	257,82°/s	262,56°/s	-1,8%	70mA-80mA
	Desvio padrão	46,14°/s	17,72°/s		

6.3 DISCUSSÕES

Os resultados das simulações do capítulo 4 mostram que um mecanismo ao redor do joelho poderia auxiliar no aumento da velocidade angular. O protótipo foi construído e testado em voluntário com lesão medular durante treino com *FES cycling*.

Os testes feitos mostraram que, assim como nas simulações do capítulo 4, a órtese pode ser capaz de aumentar a cadência do ciclismo, mas também pode diminuí-la e até mesmo impedir a pedalada, a depender da configuração da órtese e da carga.

O uso da órtese também trouxe mais complexidade para os experimentos, do ponto de vista do set-up experimental. O peso adicional da órtese deixou as pernas do voluntário com abdução maior do que sem elas, gerando movimento fora do plano



(a) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 2 de treino com o atuador. (b) Velocidade angular pela posição angular da pedivela, no dia 2 de treino sem o atuador.

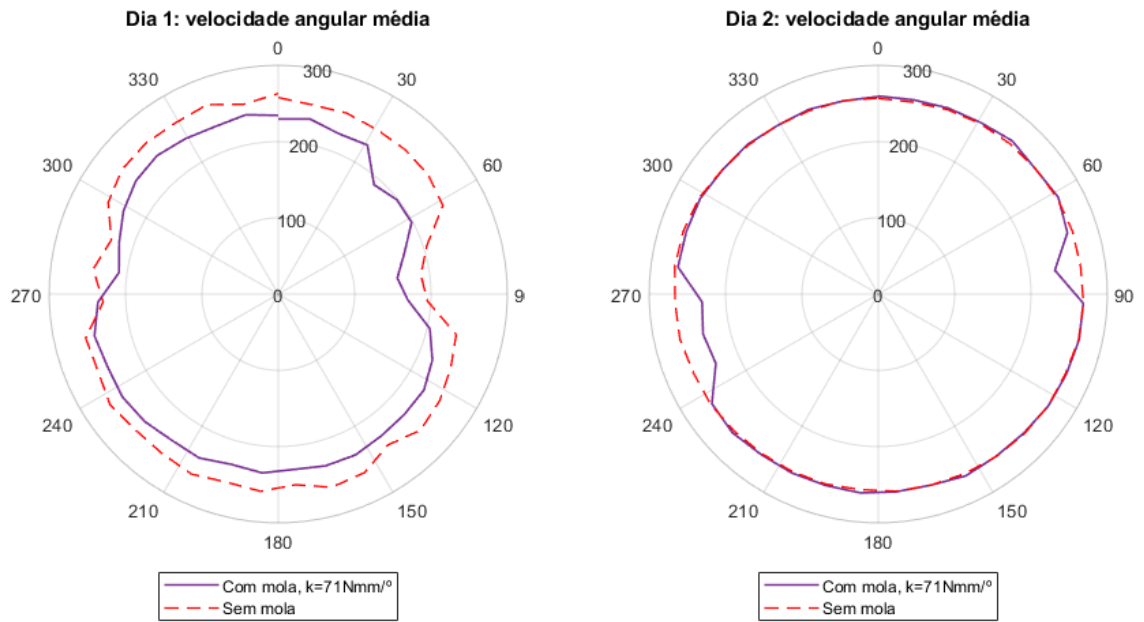
Figure 6.11: Velocidade angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 70mA e 80mA) para dia 2 de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linha mais claras representam a velocidade instantânea e a linha escura representa a velocidade média em cada posição angular.

sagital. Foi preciso ter mais atenção ao posicionamento na trike e ao movimento, caso houvesse movimentação muito além do plano sagital seria necessário reposicionar o voluntário. Com isso, há tempo maior para posicionar o ciclista, o que levou cerca de 15 min.

O protocolo dos testes foi projetado na tentativa de minimizar os efeitos da fadiga e posicionamento (eletrodos, órtese e voluntário), utilizando-se dois dias de treino por configuração, para entender se o ganho (ou perda) era devido ao atuador incorporado. Também foi selecionado faixa de estimulação igual dentro do mesmo dia de treino para comparação dos resultados, uma vez que maiores estimulações podem gerar maiores velocidades.

Para o mecanismo com $\Delta\theta = 42^\circ$ e $k = 71Nmm/^\circ$, foi observado aumento na cadência média (17% no dia 1 e 11% no dia 2), como visto na tabela 6.2. Para esses treinos, o rolo Alt-Cicle deixava a roda livre, mantendo a roda girando sem encostar no rolo. Os resultados aqui se assemelham aos encontrados nas simulações do capítulo 4. Também é possível verificar na figura 6.8 o aumento na velocidade média, bem como os *dead points* nas posições 90° e 270° .

Para o mecanismo com $\Delta\theta = 20^\circ$ e $k = 71Nmm/^\circ$ não foi observado aumento na cadência, mas sim uma perda na velocidade (-11% no dia 1 e -1,8% no dia 2), indicada na tabela 6.3. A figura 6.12 também mostra as perdas na velocidade média,



(a) Velocidade angular média pela posição angular da pedivela, no dia 1 de treino, com atuador e sem atuador. (b) Velocidade angular média pela posição angular da pedivela, no dia 2 de treino, com o atuador e sem atuador.

Figure 6.12: Velocidade angular média para cada posição angular do pedivela para a eletroestimulação em análise (entre 70mA e 80mA) para cada dia de treino. Pedal esquerdo na posição mais alta, a 90° em relação ao solo representa a posição 0° do gráfico polar. As linhas roxas representam a velocidade com a utilização da mola com $k = 71\text{Nmm}/^\circ$ e a linha pontilhada vermelha representa a velocidade sem a mola.

claramente evidenciando os *dead points*, especialmente na figura 6.12b. Nesses treinos foi usado o rolo Wahoo KICKR, que mantém sempre uma carga conectada a transmissão, gerando mais dificuldade do voluntário pedalar sozinho, mesmo sem a órtese. Para os experimentos foram usados apenas dois canais de estimulação no quadríceps, sem estimulação dos ísquiotibiais e dos glúteos. Isso contribui para gerar uma pedalada com a potência muito baixa, comparando-se principalmente com pedalada de hígidos. Como comparação, nesses treinos o voluntário pedalou com potência menor do que 10W, uma vez que a potência não pôde ser mostrada e gravada pelo app Wahoo Fitness - este não consegue gravar dados abaixo de 10W - enquanto no experimento de (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018b) o treino foi feito com potência entre 200W e 225W.

Com relação ao ângulo da pedivela em que a órtese deveria agir, utilizado nas simulações e no projeto do mecanismo, houve diferenças em comparação ao medido nos experimentos. A figura 6.1 mostra a sincronização de ativação dos mecanismos projetados e estimulação do quadríceps em relação ao ângulo da pedivela.

Para a órtese de $\Delta\theta = 20^\circ$, o atuador deveria agir, para lado esquerdo, da posição 193° a posição 336° e, para lado direito, da posição 13° a posição 156° . Porém, houve diferenças entre o simulado (projetado) e o medido durante o dia 2 do experimento. O medido para o lado esquerdo, mostra que a mola atuou da posição 179° até 358° , enquanto para o lado direito a mola atuou da posição 10° até 164° . Isso mostra diferença entre as faixas de atuação do lado esquerdo, medido de 179° , e do lado direito, medido de 154° , enquanto o projetado foi de 143° .

A figura 6.13 mostra, em um diagrama polar, as diferenças entre os ângulos de atuação projetados e medidos em relação a pedivela. A cor azul representa o atuador do lado esquerdo e a cor verde representa do lado direito. As cores mais claras representam os valores projetados e as cores escuras os valores medidos.

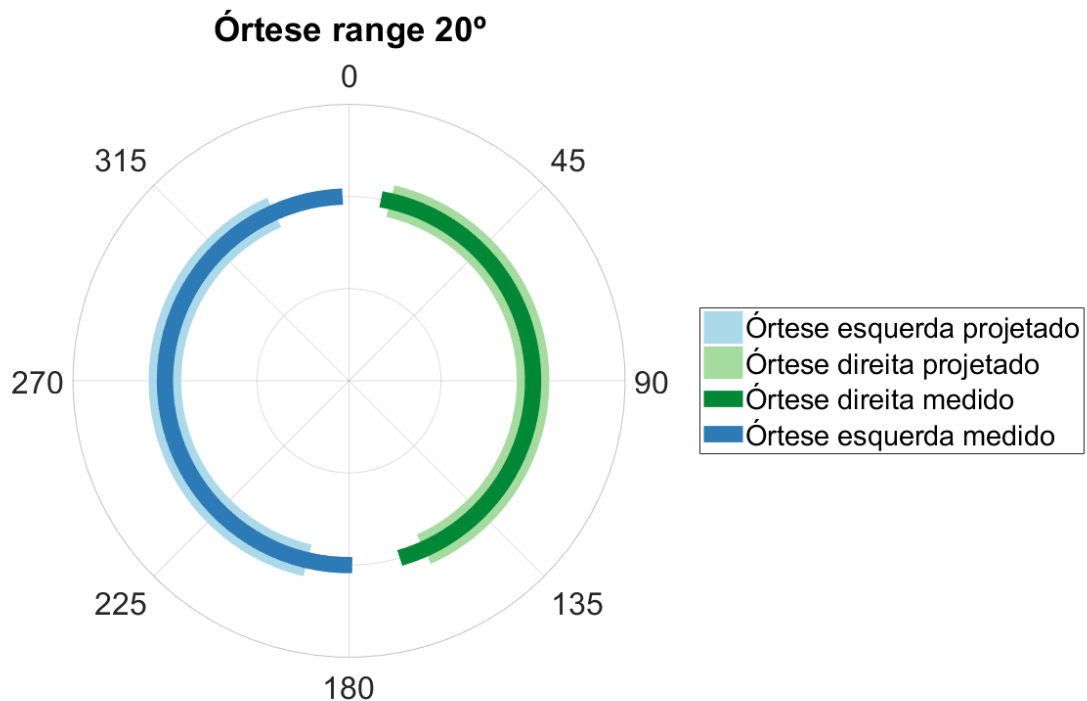


Figure 6.13: Diferença entre os ângulos de atuação da órtese projetada e da órtese medida durante o dia 2 do experimento. Lado esquerdo representado pela cor azul e lado direito pela cor verde. As cores mais claras representam a atuação projetada e as cores escuras representam os valores medidos.

Para a órtese de $\Delta\theta = 42^\circ$, o atuador deveria agir, para lado esquerdo, da posição 154° a posição 17° e, para lado direito, da posição 334° a posição 197° . Assim como o que ocorreu com o mecanismo de $\Delta\theta = 20^\circ$, houve diferenças entre o projetado e o medido. O medido para o lado esquerdo, mostra que a mola atuou da posição 171° até

28°, enquanto para o lado direito a mola atuou da posição 353° até 179°. Isso mostra uma pequena diferença entre a faixa de atuação do lado esquerdo, projetado é 223° e medido foi 217° e uma diferença maior para o lado direito, sendo medido uma faixa de 186°.

A figura 6.14 mostra, em um diagrama polar, as diferenças entre os ângulos de atuação projetados e medidos em relação a pedivela. A cor azul representa o atuador do lado esquerdo e a cor verde representa do lado direito. As cores mais claras representam os valores projetados e as cores escuras os valores medidos.

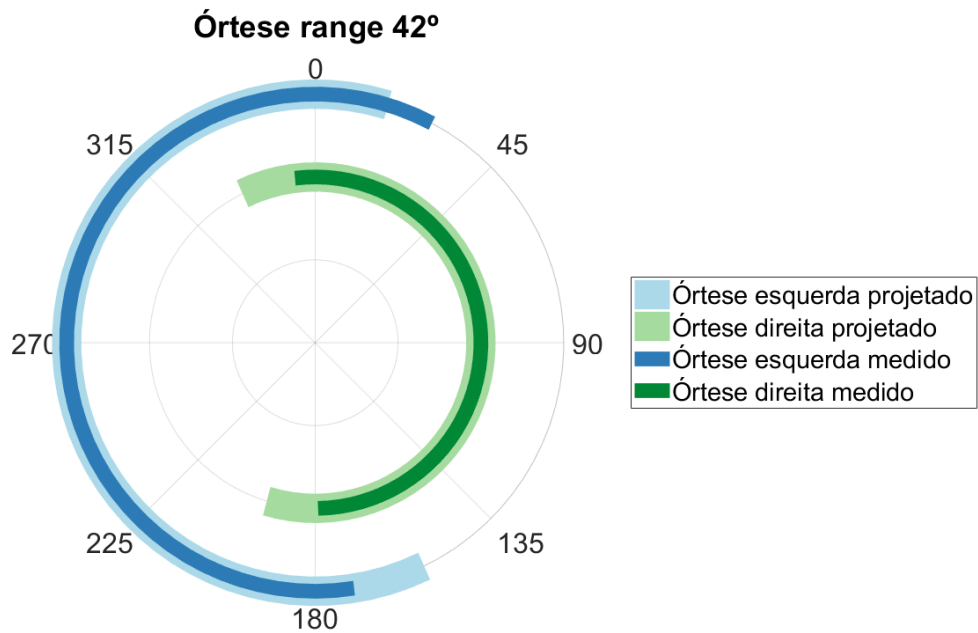


Figure 6.14: Diferença entre os ângulos de atuação da órtese projetada e da órtese medida durante o dia 2 do experimento. Lado esquerdo representado pela cor azul e lado direito pela cor verde. As cores mais claras representam a atuação projetada e as cores escuras representam os valores medidos.

A tabela 6.4 apresenta o resumo dos resultados da atuação da órtese em relação ao ângulo da pedivela. Nela nota-se diferenças das posições iniciais e finais projetadas e as medidas.

Comparando-se treinos com a órtese, fica claro que o voluntário apresenta maior dificuldade para começar a pedalar (sem auxílio externo) com a órtese, apesar do aumento da velocidade angular média para $\Delta\theta = 42^\circ$. A órtese, além de aumentar o peso, também dificulta a movimentação mais natural do joelho e pressiona os eletrodos, provocando a movimentação deles e diminuindo a eficiência. Uma solução seria adotar uma órtese rígida, como a usada em (CHAICHAOWARAT et al., 2017), (CHAICHA-

Table 6.4: Comparação entre as faixas de atuação projetados e medidos

	Posição de atuação na pedivela	Projetado Esquerdo	Medido Esquerdo	Projetado Direito	Medido Direito
Faixa 42°	Início	154°	171°	334°	353°
	Final	17°	28°	197°	179°
	Faixa	223°	217°	223°	186
Faixa 20°	Início	193°	179°	13°	10°
	Final	336°	358°	156°	164°
	Faixa	143°	179°	143°	154°

OWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018a) e (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018b), que facilitaria a interação com os eletrodos, a montagem do setup experimental e ajudaria a garantir o posicionamento do mecanismo do joelho para que aja no momento projetado. Outro ponto que pode ser melhorado é o mecanismo em si, para que seja usado um mecanismo de 4 barras, que permitiria a órtese agir mais naturalmente com o joelho humano.

7 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Até onde tivemos acesso, não houve estudos anteriores do uso de órtese passiva com atuadores elásticos em conjunto o FES *cycling*, encontramos estudos com FES *cycling* que utilizaram outros dispositivos, todos associados a modificação da bicicleta, apesar de haver estudos com hígidos associados ao uso de órtese passiva no ciclismo, como o mostrado no capítulo 3. Assim resolvemos utilizar a plataforma *open-source* OpenSim para simular a órtese em ambiente virtual que apresenta um ambiente estável para simulação de excitação musculares com torques aplicado nas articulações. As simulações do capítulo 4 apresentaram resultados positivos com aumento da velocidade da pedivela para parâmetros específicos, mostrando que seria possível construir e testar um protótipo para ser usado em voluntário com lesão medular.

Partindo desses resultados, projetamos e fabricamos, no capítulo 5, dois protótipos de mecanismo com faixas de atuação diferentes, e molas com vários coeficientes de rigidez diferentes para serem testados, uma vez que vimos que a faixa de atuação e o coeficiente de rigidez afetam os resultados de velocidade angular final.

Por fim, montamos cenários experimentais para testar os protótipos, mostrado no capítulo 6, para avaliar o desempenho das órteses passivas. Vimos que para um dos protótipos houve resultado de aumento da velocidade angular, enquanto para o outro não tivemos resultado positivo. Isso mostra que o ajuste de parâmetros é importante para o bom funcionamento, assim como o visto nas simulações com OpenSim.

Há vários pontos que podem ser melhorados para trabalhos futuros, que podem levar a resultados mais expressivos positivamente. Com o uso de um material maleável na interface entre a órtese e voluntário há dificuldades de ajustar as órtese no posicionamento ideal, igual ao projetado. Para tanto poderia ser usado uma interface rígida com o experimentado em (CHAICHAOWARAT; KINUGAWA; KOSUGE, 2018b). A interface também forçava movimento dos eletrodos e pode ter diminuído a efetividade deles. A órtese também dificultava o início dos testes, fazendo o voluntário pedalar sozinho com corrente mais alta do que sem a órtese. Outro ponto a ser considerado é a falta de análise cinética do sistema experimental desse trabalho.

Por fim, para trabalhos futuros, pode-se experimentar outras molas com rigidez diferente, além de modificar a faixa de atuação da órtese e elaborar um suporte rígido para melhorar o contato com a perna e evitar escorregamento e também o movimento dos eletrodos. Uma possível análise do uso de um mecanismo de 4 barras também pode ser utilizado, uma vez que a órtese atuaria de forma mais parecida com o joelho. Trabalhos futuros são essenciais para responder com mais robustez se a órtese passiva

com atuador elástico pode de fato melhorar o desempenho do FES *cycling* de indivíduos com lesão medular.

BIBLIOGRAFIA

ABDULLA, S.; TOKHI, M. Optimization of indoor FES-cycling exercise assisted by a flywheel mechanism using genetic algorithm. *International Symposium on Intelligent Control (ISIC) Part of 2014 IEEE Multi-conference on Systems and Control*, p. 1867 – 1871, 2014. Cited in page 16.

ABDULLA, S. C.; SAYIDMARIE, O.; TOKHI, M. O. Functional electrical stimulation-based cycling assisted by flywheel and electrical clutch mechanism: A feasibility simulation study. *Robotics and Autonomous Systems*, Elsevier B.V., v. 62, n. 2, p. 188–199, 2014. ISSN 09218890. Available in: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2013.10.005>>. Cited in page 16.

American Spinal Cord Injury Association. . última visita: dezembro de 2020. Available in: <<https://asia-spinalinjury.org/>>. Cited in page 5.

BAKKUM, A. J. T. et al. Effects of hybrid cycling versus handcycling on wheelchair-specific fitness and physical activity in people with long-term spinal cord injury: a 16-week randomized controlled trial. *Nature*, v. 53, n. 4, p. 395–401, 2015. Cited 2 times in pages 1 and 2.

Berkel Bike. *Berkel Bike Pro*. última visita: outubro de 2020. Available in: <<https://berkelbike.com/product/berkelbike-pro/>>. Cited in page 13.

BERKELMANS, R. FES Cycling. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 18, n. 1, p. 73–76, 2008. Cited in page 11.

BÓ, A. P. L. et al. Experiments on Lower Limb Fes Control For Cycling. *XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI)*, p. 1–6, 2015. Cited in page 22.

BÓ, A. P. L. et al. Cycling with Spinal Cord Injury: A Novel System for Cycling Using Electrical Stimulation for Individuals with Paraplegia, and Preparation for Cybathlon 2016. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, v. 24, n. 4, p. 58–65, 2017. ISSN 10709932. Cited 2 times in pages 1 and 22.

BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. *Elementos de Máquina de Shigley*. [S.l.]: Mc Graw and Bookman, 2011. Cited in page 37.

Cardinal Health. *Cardinal Health*. última visita: dezembro de 2020. Available in: <<https://www.cardinalhealth.com/en/product-solutions/medical/oem-medical-specialty-products/pain-therapy-recovery/uni-patch-c-series-electrodes/choice-cloth-stimulating-electrodes.html>>. Cited in page 9.

CHAICHAOWARAT, R. et al. Passive knee exoskeleton using torsion spring for cycling assistance. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, v. 2017-Septe, p. 3069–3074, 2017. ISSN 21530866. Cited 6 times in pages 18, 24, 25, 32, 33 and 56.

CHAICHAOWARAT, R.; KINUGAWA, J.; KOSUGE, K. Cycling-enhanced Knee Exoskeleton Using Planar Spiral Spring. *Proceedings of the Annual International*

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, v. 2018-July, p. 3206–3211, 2018. ISSN 1557170X. Cited 4 times in pages 18, 24, 25 and 57.

CHAICHAOWARAT, R.; KINUGAWA, J.; KOSUGE, K. Unpowered knee exoskeleton reduces quadriceps activity during cycling. *Engineering*, v. 4, n. 4, p. 471 – 478, 2018. ISSN 2095-8099. Available in: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095809917306835>>. Cited 6 times in pages 18, 19, 20, 54, 57 and 58.

DELEY, G. et al. Effects of electrical stimulation pattern on quadriceps isometric force and fatigue in individuals with spinal cord injury. *Muscle & Nerve*, v. 52, n. 2, p. 260–264, 2015. Available in: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mus.24530>>. Cited 2 times in pages 2 and 11.

Don Joy. *Don Joy Full Force*. última visita: outubro de 2020. Available in: <<https://www.djoglobal.com/products/donjoy/fullforce>>. Cited in page 17.

FARIA, E.; PARKER, D. L.; FARIA, I. E. The science of cycling: Physiology and training - Part 1. *Sports Medicine*, v. 35, n. 4, p. 285–312, 2005. ISSN 01121642. Cited in page 8.

FONDA, B.; SARABON, N. Biomechanics of cycling: literature review. *Sport Sci Rev*, v. 19, p. 131–163, 01 2010. Cited in page 10.

FROTZLER, A. et al. Effect of detraining on bone and muscle tissue in subjects with chronic spinal cord injury after a period of electrically-stimulated cycling: A small cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 41, n. 4, p. 282–285, 2009. ISSN 1650-1977. Cited 2 times in pages 2 and 11.

GERRITS, H. et al. Contractile properties of the quadriceps muscle in individuals with spinal cord injury. *Muscle & Nerve*, v. 22, n. 9, p. 1249–1256, 1999. Available in: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/%28SICI%291097-4598%28199909%2922%3A9%3C1249%3A%3AAID-MUS13%3E3.0.CO%3B2-N>>. Cited 2 times in pages 2 and 11.

GFÖHLER, M.; LOICHT, M.; LUGNER, P. Exercise tricycle for paraplegic. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 36, p. 118–121, 1998. ISSN 1741-0444. Available in: <<https://doi.org/10.1007/BF02522868>>. Cited in page 12.

GLASER, R. M. Physiologic Aspects of Spinal Cord Injury and Functional Neuromuscular Stimulation. *Central Nervous System Trauma*, v. 3, n. 1, p. 49–62, 1986. ISSN 15579042. Cited in page 1.

HALL, J. E.; GUYTON, A. C. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 12th. ed. Philadelphia, USA: Saunders, 2015. ISBN 9781416045748. Cited in page 4.

HUNT, K. J. *Control Systems for Function Restoration, Exercise, Fitness and Health in Spinal Cord Injury*. Tese (Doutorado) — University of Glasgow, 2005. Cited in page 22.

HUNT, K. J. et al. Comparison of stimulation patterns for FES-cycling using measures of oxygen cost and stimulation cost. *Medical Engineering and Physics*, Elsevier, v. 28, n. 7, p. 710 – 718, 2006. ISSN 1558-0210. Available in: <[https://doi.org/10.1016/j-medengphy.2005.10.006](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.10.006)>. Cited 2 times in pages x and 12.

HUNT, K. J. et al. Metabolic efficiency of volitional and electrically stimulated cycling in able-bodied subjects. *Medical Engineering and Physics*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 35, n. 7, p. 919–925, 2013. ISSN 18734030. Available in: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.08.023>>. Cited in page 2.

IBRAHIM, B. S. K. et al. Energy-Efficient FES Cycling with Quadriceps Stimulation. *13th International FES Society Conference*, v. 53, n. 1, p. 262–264, 2008. Cited 3 times in pages 14, 16 and 41.

LOPES, A. D.; ALOUCHE, S. R.; HAKANSSON, N. Electromyography During Pedaling on Upright and Recumbent Ergometer. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, v. 9, n. 1, p. 76–81, 2014. ISSN 2159-2896. Cited in page 9.

MASSOUD, R. Energy storage devices to support functional movements' restoration. *Energy Procedia*, v. 19, p. 63–70, 2012. ISSN 18766102. Cited 3 times in pages 2, 14 and 15.

MASSOUD, R. et al. ACTUATORS AND ORTHOSES TO ASSIST FES-CYCLING. In: *Advances in Climbing and Walking Robots*. [s.n.], 2007. p. 752–760. ISBN 978-981-270-815-1. Available in: <[https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142-9789812770189_0086](https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/9789812770189_0086)>. Cited 2 times in pages 13 and 14.

MS, M. d. S. Diretrizes de atenção à pessoa com lesão medular. In: _____. [S.l.: s.n.], 2013. ISBN 978-85-334-2025-0. Cited in page 1.

OpenSim. *OpenSim Examples and Tutorials*. última visita: outubro de 2020. Available in: <<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Examples+and+Tutorials>>. Cited in page 11.

POPOVIĆ, D. B.; SINKJÆR, T. *Control of Movement for the Physically Disabled*. London: Springer London, 2000. v. 215. 333–333 p. ISSN 0954-4119. ISBN 978-1-4471-1141-2. Available in: <<http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-0433-9>>. Cited 5 times in pages 2, 5, 6, 7 and 8.

RYAN, M. M.; GREGOR, R. J. Emg profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 2, n. 2, p. 69 – 80, 1992. ISSN 1050-6411. Available in: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/105064119290018E>>. Cited in page 10.

SCHOELLER, S. D. et al. Abordagem multiprofissional em lesão medular: saúde, direito e tecnologia. In: _____. [S.l.: s.n.], 2016. ISBN 9788584640911. Cited in page 1.

SCHUETTLER, M. et al. Reducing stiffness and electrical losses of high channel hybrid nerve cuff electrodes. In: . [S.l.: s.n.], 2001. v. 1, p. 769 – 772 vol.1. Cited in page 9.

SimTK. . última visita: outubro de 2020. Available in: <<http://www.simtk.org/>>. Cited in page 11.

SOUSA, A. C. C. d. *Methods for electrical stimulation control of lower limbs in individuals with spinal cord injury*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2020. Cited 3 times in pages 23, 24 and 43.

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. 32, p. 204–209, 2016. ISSN 24058963. Cited 3 times in pages 21, 22 and 23.

SOUSA, A. C. C. de; SOUSA, F. S. C.; BÓ, A. P. L. Simulation of the assistance of passive knee orthoses in FES cycling. In: *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Berlin, Germany: IEEE, 2019. p. 3811–3814. ISBN 978-1-5386-1311-5. Available in: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8857912/>>. Cited 5 times in pages 23, 25, 26, 29 and 30.

Spring Loaded. *Spring Loaded Levitation Knee Brace*. última visita: outubro de 2020. Available in: <<https://springloadedtechnology.com/product/levitation-knee-brace/>>. Cited in page 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, n. 1, p. 1–12, 2014. ISSN 17430003. Cited 2 times in pages 2 and 12.

Tatiana Montari. Histologia: texto atlas e roteiro de aulas práticas. In: *Histologia: texto atlas e roteiro de aulas práticas*. Editora da UFRGS, 2016. v. 4, n. 4, p. 85–100. ISBN 978-85-915646-3-7. Available in: <<https://www.ufrgs.br/livrodehisto/>>. Cited in page 4.

The University of Alabama at Birmingham Spinal Cord Injury Model System. . última visita: dezembro de 2020. Available in: <<https://www.uab.edu/medicine/sci/>>. Cited 2 times in pages 5 and 6.

TIMMER, C. A. W. Cycling Biomechanics: A Literature Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 14, n. 3, p. 106–113, 9 1991. ISSN 0190-6011. Available in: <<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1991.14.3.106>>. Cited in page 9.

WHO, W. H. O. International perspectives on spinal cord injury. In: _____. [S.l.: s.n.], 2013. ISBN 978 92 4 156466 3. Cited in page 1.

Wim Lammers. *Basic Physiology*. última visita: dezembro de 2020. Available in: <<http://basicphysiology.com/A.%20Basic%20Human%20Physiology/A-.4.%20The%20Muscle%20Cell/A.4.4.%20Twitch%20and%20Tetanus/A.4.4-.%20Twitch%20and%20Tetanus.html>>. Cited in page 7.

A TERMO DE CONSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO



Universidade de Brasília Faculdade de Tecnologia – FT

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

Convidamos o(a) Senhor(a) a participar voluntariamente do projeto de pesquisa Reabilitação de função sensório-motora em pessoas com lesão medular usando estimulação elétrica superficial, sob a responsabilidade do pesquisador Antônio Padilha Lanari Bó. O projeto busca investigar novas técnicas de terapia para lesão medular utilizadas em conjunto, e usando tecnologias inovadoras. Será utilizado estimulação elétrica superficial nos membros afetados nas atividades de ciclismo e remo, além de exercícios em posição verticalizada em que você utilizará óculos de realidade virtual e tentará controlar um boneco virtual caminhando. Nenhuma dessas atividades deve gerar dor ou desconforto, entretanto algumas podem ser cansativas. Você será sempre acompanhado por um profissional responsável pela sua segurança na atividade, e é importante seguir rigorosamente as instruções dele(a).

O objetivo desta pesquisa é justamente avaliar a recuperação de funções sensório-motoras em indivíduos com lesão medular após protocolo de reabilitação de longa duração envolvendo ferramentas tecnológicas, em especial ciclismo e remo assistidos por estimulação elétrica superficial, bem como exercícios envolvendo realidade virtual.

O(a) senhor(a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá em lugar algum, sendo mantido o mais rigoroso sigilo pela omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo(a).

A sua participação se dará por meio de sessões de fisioterapia e exames clínicos não-invasivos realizados no Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília, bem como no centro de treinamento Capital do Remo. O estudo terá duração de um ano, em que serão realizadas três sessões por semana (datas específicas a combinar). O tempo estimado para a realização de cada sessão é de uma hora.

Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são fraturas durante a atividade ou transferências da cadeira de rodas para os equipamentos. Esse risco é minimizado pela avaliação de composição corporal realizada previamente à participação no protocolo, além da utilização de medidas adicionais de segurança, como fixação dos pés e pernas no cicloergômetro, e botões de parada de emergência sempre ao alcance. Existe também o risco de descompensação relacionada ao esforço, como elevação de pressão arterial de forma súbita e outros problemas cardíacos. Este risco será minimizado pela avaliação de um cardiologista antes do início do protocolo e pelo regular controle da frequência cardíaca e pressão arterial durante as atividades.

Se o(a) senhor(a) aceitar participar, estará contribuindo para a geração de conhecimento científico importante para a melhoria das terapias de reabilitação de lesão medular, o que poderia impactar positivamente milhões de pessoas todos os anos. Além disso, é possível que você tenha melhorias em sua capacidade motora e funções autonômicas, o que resultaria em ganhos diretos para sua saúde e qualidade de vida.

O(a) Senhor(a) pode se recusar a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Todas as despesas que o(a) senhor(a) e seu(ua) acompanhante tiver(em) relacionadas diretamente ao projeto de pesquisa (tais como passagem para o local da pesquisa, alimentação no local da pesquisa ou exames para realização da pesquisa) serão cobertas pelo pesquisador responsável.

Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, o(a) senhor(a) deverá buscar ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Universidade de Brasília, podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de cinco anos, após isso serão destruídos.

Se o(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: Prof. Antônio Padilha Lanari Bó no Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília nos telefones 061 31071040 e 061 981698477, disponível inclusive para ligação a cobrar, bem como no email antonio.plb@lara.unb.br.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (CEP/FS) da Universidade de Brasília. O CEP é composto por profissionais de diferentes áreas cuja função é defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e contribuir no

Página 1 de 2

Figure A.1: Primeira página do termo de consentimento assinado pelo voluntário.

Fonte: documento escaneado.



Universidade de Brasília Faculdade de Tecnologia – FT

desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do participante da pesquisa podem ser esclarecidos pelo telefone (61) 3107-1947 ou do e-mail cepfs@unb.br ou cepfsunb@gmail.com, horário de atendimento de 10:00hs às 12:00hs e de 13:30hs às 15:30hs, de segunda a sexta-feira. O CEP/FS se localiza na Faculdade de Ciências da Saúde, Campus Universitário Darcy Ribeiro, Universidade de Brasília, Asa Norte.

Caso concorde em participar, pedimos que assine este documento que foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o(a) Senhor(a).

Antônio L. B. B.

Nome e assinatura do Participante de Pesquisa

Antônio P. B.

Nome e assinatura do Pesquisador Responsável

Brasília, ___ de _____ de _____.

Figure A.2: Segunda página do termo de consentimento assinado pelo voluntário.

Fonte: documento escaneado.