

**Universidade de Brasília  
Faculdade de Tecnologia  
Departamento de Engenharia Elétrica**

**Utilização de sensores inerciais e IMM para  
ativação de eletroestimulação em ciclismo**

Breno Mendes de Farias

Lucas Ferreira Lima

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO  
ENGENHARIA ELÉTRICA**

Brasília

2023

**Universidade de Brasília  
Faculdade de Tecnologia  
Departamento de Engenharia Elétrica**

# **Utilização de sensores inerciais e IMM para ativação de eletroestimulação em ciclismo**

Breno Mendes de Farias

Lucas Ferreira Lima

Trabalho de Conclusão de Curso submetido  
como requisito parcial para obtenção do grau  
de Engenheiro Eletricista

Orientador: Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista

Brasília

2023

M769u Mendes de Farias, Breno. Ferreira Lima, Lucas.  
Utilização de sensores inerciais e IMM para ativação de eletroestimulação em ciclismo / Breno Mendes de Farias; Lucas Ferreira Lima; orientador Roberto de Souza Baptista. -- Brasília, 2023.  
59 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Elétrica) -- Universidade de Brasília, 2023.

1. sensores inerciais. 2. IMM. 3. ciclismo. 4. eletroestimulação funcional.

**Universidade de Brasília  
Faculdade de Tecnologia  
Departamento de Engenharia Elétrica**

**Utilização de sensores inerciais e IMM para ativação de  
eletroestimulação em ciclismo**

Breno Mendes de Farias  
Lucas Ferreira Lima

Trabalho de Conclusão de Curso submetido  
como requisito parcial para obtenção do grau  
de Engenheiro Eletricista

Trabalho aprovado. Brasília, 26 de julho de 2023:

---

**Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista**  
Orientador

---

**Prof.<sup>a</sup> Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz**  
Examinador interno

---

**Prof. Dr. Geovany Araújo Borges**  
Examinador interno

Brasília  
2023

*Dedicamos este trabalho para todos que se beneficiarão dele, superando limites e alcançando  
melhor qualidade de vida.*

Breno Mendes de Farias

Lucas Ferreira Lima

# Agradecimentos

Agradeço imensamente a minha família por todo o apoio em minha jornada acadêmica, especialmente minha mãe Maria das Graças e meu pai Leôncio. Obrigado por acreditarem em mim e dedicarem todos os esforços para que eu pudesse acreditar em mim também.

Aos meus amigos Amanda, Brenda e Thiago que sempre estiveram dispostos a me ouvir e dar suporte nos momentos mais árduos. Nossa amizade torna tudo leve e aconchegante. Também, aos amigos que cultivei durante toda a minha jornada até então, dedico meus agradecimentos por todos os momentos que senti a real definição de amizade e companheirismo.

À ENETEC que me possibilitou uma grandiosa experiência acadêmica ao me desafiar de diferentes maneiras, me acolher no início de uma nova vivência e possibilitar conhecer muitas pessoas incríveis.

Ao LARA e ao EMA, por possibilitarem um contato espetacular com uma nova área de atuação dentro da Engenharia Elétrica e por todos os momentos de leveza e aprendizado em meio a todos os desafios. Ao professor Roberto, que ofereceu suporte e conhecimento, resultando em muitas construções produtivas e atuação prática de diferentes conceitos teóricos engrandecedores.

Também, agradeço a minha dupla, Lucas. Obrigado por toda a persistência, dedicação, empatia, companheirismo e, principalmente, por toda a coragem. Esse trabalho não seria o mesmo sem você.

Breno Mendes de Farias

Agradeço a minha família, principalmente meu irmão Leandro e minha mãe Nádia. Vocês sabem que eu só estou aqui por causa de todo o amor e suporte de vocês. Em especial, também, agradeço à Cida, a segunda mãe que a vida me deu.

Aos amigos que fiz ao longo dessa trajetória, desde a escola até a faculdade, que foram apoio em inúmeros momentos e que também me proporcionaram muitas lembranças para guardar para a vida toda. Que essa conexão perdure sempre. Um agradecimento especial para a Marina por ter ajudado na revisão deste trabalho e em *debugs* de código.

À ENETEC e à Concentro, duas instituições incríveis que tive o privilégio de participar e me desenvolver como profissional e como pessoa durante a graduação.

Aos colegas do EMA e do LARA, por terem me mostrado uma área de atuação tão incrível como a biomédica. E professor Roberto, obrigado pela confiança e por estar do nosso lado, não seria a mesma coisa sem você.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a minha dupla. Breno, só a gente sabe o desafio que foi. Os dias de risada, os dias de desânimo, os dias que deram certo, os (muitos) dias que deram errado e os horários dos lanches. Foi tudo melhor porque tinha você.

Lucas Ferreira Lima

# Resumo

O objetivo deste trabalho é a aplicação do método *Interactive Multiple Model* (IMM) na detecção de fases do movimento de pedalada no ciclismo, comparando também com o método heurístico *Cycling Percentage* (CP). Utilizou-se sensores inerciais no quadríceps e na tíbia para a coleta do ângulo do joelho para comparação com o ângulo da pedivela da *trike* do projeto Empoderando Mobilidade e Autonomia (EMA) da Universidade de Brasília. O resultado mostrou que o IMM classifica de forma satisfatória o movimento e que possui vantagens em relação ao método da pedivela e ao CP. Isso porque o IMM é um método probabilístico de baixo custo computacional e que detecta mais informações a respeito do posicionamento do ciclista durante o treino de eletroestimulação funcional.

**Palavras-chave:** sensores inerciais. IMM. ciclismo. eletroestimulação funcional.



# Abstract

The main goal of this work is to develop an application of the Interactive Multiple Model (IMM) for the detection of pedaling phases movement in cycling, also comparing with the heuristic model Cycling Percentage (CP). Inertial sensors were used in thigh and shank to collect the knee angle for comparison with the trike crank angle of the project Empowering Mobility and Autonomy (EMA) from University of Brasilia. Results show that IMM classifies the movement satisfactorily and it has advantages over the crank and CP method. It is because IMM is a probabilistic method with low computational cost, that also detects more information related to the cyclist positioning during the Functional Electrical Stimulation (FES) training.

**Keywords:** inertial sensors. IMM. cycling. FES.

# Lista de ilustrações

Figura 1.1 – Representação dos períodos de estimulação dos grupos musculares. . . . .	15
Figura 1.2 – Exemplo de sistema FES de malha fechada. . . . .	16
Figura 2.3 – Esquemático do neurônio na ocorrência de um impulso nervoso. . . . .	18
Figura 2.4 – Potencial de membrana em milivolts (mV) . . . . .	20
Figura 2.5 – Músculos Antagonistas: exemplo com bíceps e tríceps . . . . .	22
Figura 2.6 – Esquemático da Fisiologia do Músculo Esquelético . . . . .	23
Figura 2.7 – Medula Espinal . . . . .	25
Figura 2.8 – Exemplo de aplicação do filtro de Kalman. . . . .	28
Figura 2.9 – Exemplo de transições de estado de uma cadeia de Markov. . . . .	31
Figura 2.10–Exemplo de explosão combinatória com três estados . . . . .	32
Figura 2.11–Configuração de aplicação de eletrodos nos quadríceps. . . . .	34
Figura 2.12– <i>Cycling Percentage</i> (CP) do ângulo do joelho. . . . .	35
Figura 2.13–Ângulos <i>roll</i> , <i>pitch</i> e <i>yaw</i> . . . . .	36
Figura 2.14–Exemplo gráfico de um <i>gimbal lock</i> . . . . .	36
Figura 3.15–Wireless Sensor. . . . .	38
Figura 3.16–Wireless Dongle. . . . .	38
Figura 3.17–Posicionamento das IMUs para coleta dos ângulos. . . . .	39
Figura 3.18–RehaStim Hasomed. . . . .	40
Figura 3.19–Visão frontal com elementos de controle. . . . .	41
Figura 3.20–Visão traseira com elementos de interface. . . . .	42
Figura 3.21–EMA Trike. . . . .	43
Figura 3.22–Esquemático das pernas para cálculo dos ângulos. . . . .	43
Figura 3.23–Fluxograma de coleta e tratamento dos dados das IMUs. . . . .	44
Figura 4.24–Gráfico dos sinais das IMUs durante a pedalada, na amostragem de 200Hz. . . . .	45
Figura 4.25–Gráfico do <i>Cycling Percentage</i> . . . . .	46
Figura 4.26–Probabilidades da posição de extensão e da posição de flexão ao longo da simulação. . . . .	48
Figura 4.27–Classificação dos estados pelo IMM. . . . .	49
Figura 4.28–Novas probabilidades da posição de extensão e da posição de flexão ao longo da simulação. . . . .	49
Figura 4.29–Nova classificação dos estados pelo IMM. . . . .	50
Figura 4.30–Comparativo entre os ângulos da pedivela e joelho, considerando classifi- cação do IMM e ângulos de ativação da pedivela. . . . .	51

# Lista de tabelas

Tabela A.1 – Características técnicas da Bateria LiPo . . . . .	57
Tabela A.2 – Características técnicas gerais do 3-Space Wireless Sensor . . . . .	57
Tabela A.3 – Características técnicas dos sensores do 3-Space Wireless Sensor . . . . .	58
Tabela A.4 – Características técnicas do 3-Space Wireless Dongle . . . . .	58
Tabela A.5 – Características padrão do RehaStim . . . . .	58
Tabela A.6 – Características técnicas do RehaStim . . . . .	59
Tabela A.7 – Características técnicas do Carregador da Bateria LiPo . . . . .	59
Tabela A.8 – Grandezas de estimulação para sistemas FES . . . . .	59

# Lista de abreviaturas e siglas

CP	Cycling Percentage .....	34
EMA	Empoderando Mobilidade e Autonomia .....	16
ETH	Eidgenössische Technische Hochschule .....	14
EU	European Union.....	40
FES	Functional Electrical Stimulation .....	14
IMM	Interactive Multiple Models .....	29
IMM	Interactive Multiple Models .....	28
IMU	Inertial Measurement Unit.....	16
LQ	Left Quadriceps .....	15
RAM	Random-access memory .....	32
ROS	Robot Operating System .....	39
RQ	Right Quadriceps .....	15
SCI	Spinal Cord Injury .....	14
SNC	Sistema Nervoso Central .....	18
SNP	Sistema Nervoso Periférico .....	18

# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>14</b>
1.1	Contextualização	14
1.2	Definição do Problema	15
1.3	Objetivos	16
1.3.1	Geral	16
1.3.2	Específico	16
1.4	Organização do Trabalho	17
<b>2</b>	<b>Revisão Teórica</b>	<b>18</b>
2.1	Sistema Nervoso	18
2.2	Tecido Muscular	21
2.2.1	Tecido Muscular Esquelético	22
2.3	Lesão Medular	23
2.4	Filtro de Kalman	25
2.5	IMM	29
2.6	FES Cycling	33
2.7	Cycling Percentage (CP)	34
2.8	Ângulos de Euler	35
2.9	Quaternions	37
<b>3</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>38</b>
3.1	Sensores Inerciais - IMU's	38
3.1.1	Especificações	38
3.2	ROS	39
3.3	RehaStim Hasomed	40
3.4	Trike	40
3.5	Baterias	41
3.6	Metodologia	42
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>45</b>
4.1	Testes de coleta	45
4.1.1	Resultados CP	46
4.1.2	Resultados IMM	47
4.1.3	Ângulos de Ativação	50
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>52</b>

5.1	Trabalhos Futuros . . . . .	52
	<b>Referências . . . . .</b>	<b>53</b>
	<b>Apêndices</b>	<b>56</b>
	<b>Apêndice A Tabelas . . . . .</b>	<b>57</b>

# 1 Introdução

## 1.1 Contextualização

A lesão medular (SCI) é definida como qualquer dano associado à medula ou aos nervos no final do canal espinhal. No Brasil, a ocorrência para casos de lesão medular foi de 363,16 por 100.000 habitantes no ano de 2019 (METRICS, 2019). A SCI, dependendo da posição da lesão, limita o movimento voluntário de grupos musculares, como os das pernas.

A baixa prática de exercícios em decorrência da SCI é responsável por problemas cardiovasculares, osteoporose e diabetes melitus tipo II (BO et al., 2017). Há, ainda, mais malefícios, como a maior vulnerabilidade à anemia microcítica (SZYMCZAK; PODGÓRSKI; DOMASZEWSKA, 2021).

Existem diversas terapias para tratamento da SCI, sendo a eletroestimulação elétrica uma delas. Essa técnica consiste no uso de pulsos elétricos para contrair os músculos artificialmente. É utilizada frequentemente na reabilitação física após uma lesão ou cirurgia e, fora do escopo de SCI, também pode ser usada por atletas para aumentar a força muscular (GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011).

Nesse sentido, é possível aplicar eletroestimulação funcional (FES) utilizando bicicletas adaptadas para pacientes com lesão medular, também chamado de *FES Cycling*. O tratamento com FES possui inúmeros benefícios, como a redução da pressão sanguínea, da perda óssea e da espasticidade, além de aumentar massa muscular (METANI et al., 2017).

O *FES Cycling* também é uma categoria dos jogos olímpicos cibernéticos, conhecido como Cybathlon (METANI et al., 2017), organizado pela *Eidgenössische Technische Hochschule* (ETH) Zürich, na Suíça. Na competição, pilotos com lesão medular completa percorrem em triciclos adaptados, chamados de *trikes*, com o uso da eletroestimulação. Equipes do mundo todo competem a cada quatro anos, com o objetivo de desenvolver tecnologias mais assistíveis, oferecendo maior qualidade de vida para lesados medulares.

A equipe Empoderando Mobilidade e Autonomia (EMA), da Universidade de Brasília, compete no Cybathlon na categoria *FES Cycling Race* desde 2016. A partir do uso de um eletroestimulador, sensores e um triciclo adaptado, o projeto busca o aprimoramento do sistema na competição.

Este trabalho foi desenvolvido a partir da experiência em treinos do EMA, entendendo os mecanismos do sistema, bem como aprendizados práticos com os equipamentos e, principalmente, com os sensores inerciais.

## 1.2 Definição do Problema

Atualmente, o sistema do EMA atua da seguinte forma: o sensor inercial, IMU (3-Space Sensor - Yost Labs), inserido na pedivela da *trike*, fornece os ângulos para o programa. Então, o dado é tratado, ou em um computador ou em um microcontrolador embarcado, e os sinais de comando são enviados para o eletroestimulador injetar o pulso elétrico. Existe o instante ideal para que a estimulação ocorra, de forma a se aproximar ao máximo da pedalada de um atleta hígido. A figura a seguir detalha a visão da pedivela e os intervalos estimulados, em que *left quadriceps* (LQ) é o quadríceps esquerdo e o *right quadriceps* (RQ) é o quadríceps direito. Na medida que a velocidade angular do sistema aumenta, o intervalo de estimulação também se desloca, de forma a compensar a cadência do movimento (BO et al., 2017).

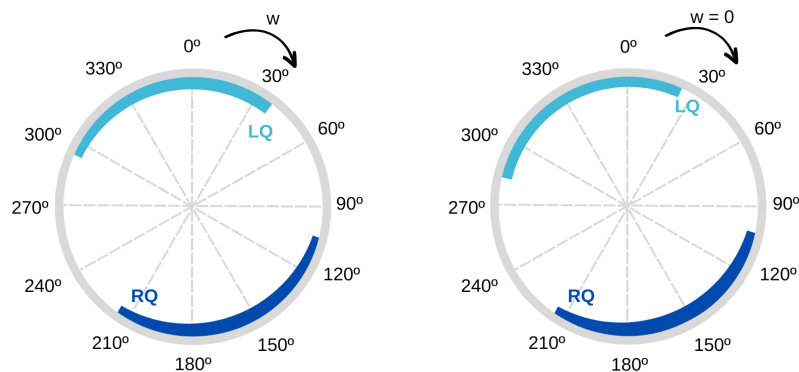


Figura 1.1 – Representação dos períodos de estimulação dos grupos musculares.

Fonte: autoria própria.

O sistema atua como uma malha fechada, em que a entrada inicial são ângulos de referência ajustados pelos valores captados pelos sensores. Na [Figura 1.2](#), segue exemplo de um sistema FES. A partir de sinais de movimento da pedalada, o sistema de controle envia para o estimulador informações acerca da amplitude e período da estimulação. O equipamento, por sua vez, envia para o músculo a forma de onda de estimulação, para contração e geração do movimento.

Os intervalos da [Figura 1.1](#) são apenas para uma configuração específica entre a posição do piloto e *trike*. Ou seja, uma posição diferente e/ou uma *trike* diferente possuirá outros ângulos. Atualmente, a definição desses intervalos é feita empiricamente: é realizada a sessão de eletroestimulação e são testados ângulos próximos aos da literatura. São definidos quando se verifica a cadência do movimento.

Este método, além de oneroso na busca dos ângulos de referência, também não é o



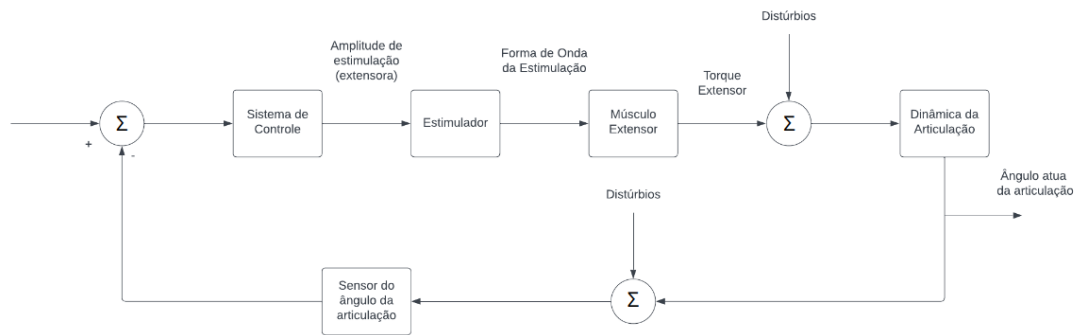


Figura 1.2 – Exemplo de sistema FES de malha fechada.

Fonte: autoria própria.

mais eficaz. Isso porque, normalmente, o passo para definição do ângulo não é pequeno o suficiente e, além disso, há dificuldades de interpretação, a olho nu e pela percepção do atleta, dos melhores ângulos. Ademais, durante o processo, existe a chance do atleta lesionar-se por conta de uma estimulação errônea, sendo necessário maior atenção para evitar isso. Outras equipes do Cybathlon já se debruçaram sobre o tema, estudando formas de desenvolver protocolos para a coleta dos ângulos.

A partir do que foi apresentado, como desenvolver um processo de detecção de ângulos de eletroestimulação para a equipe Empoderando Mobilidade e Autonomia (EMA), de maneira eficaz e segura?

Além disso, como realizar o processo de detecção dos ângulos de movimento a partir de uma disposição alternativa dos sensores inerciais para posterior integração no sistema de controle?

## 1.3 Objetivos

### 1.3.1 Geral

O objetivo deste Trabalho de Conclusão de Curso é a identificação dos ângulos de estimulação para o desenvolvimento de um sistema de controle generalista para usuários de ciclismo por FES com uso de sensores de medição inercial (IMU).

### 1.3.2 Específico

- Analisar e implementar o Cycling Percentage considerando o sistema de ciclismo FES do projeto EMA;
- Realizar testes e implementar o método IMM para detecção de fases de ciclismo FES;
- Analisar formas alternativas de classificação de fases de movimento do ciclismo FES;

- Realizar comparações das diferentes formas alternativas de classificação de fases de movimento do ciclismo FES;
- Propor uma nova forma de classificar fases de movimento do ciclismo FES para o projeto EMA.

## 1.4 Organização do Trabalho

Este trabalho está dividido em quatro capítulos: Revisão Teórica, Materiais e Métodos, Resultados e Discussão e Conclusão.

Em Revisão Teórica, serão abordados tópicos da literatura a respeito do tema FES e da fisiologia humana. Ainda no mesmo, será detalhado o funcionamento de métodos de detecção de fase de movimentos de pedalada.

Em Materiais e Métodos, destacar-se-á os equipamentos utilizados, o *software* e a metodologia empregada.

Em Resultados e Discussão, descreveremos o que foi alcançado a partir da proposta inicial e como isso pode beneficiar o projeto EMA.

Em Conclusão, serão realizadas considerações para o trabalho final e perspectivas de futuros estudos.

## 2 Revisão Teórica

Este capítulo explica princípios anatômicos e fisiológicos que envolvem a prática de FES, bem como sua aplicação no ciclismo.

### 2.1 Sistema Nervoso

O sistema nervoso é composto por uma complexa rede de células chamadas neurônios, que coordenam e regulam o corpo humano. Ele é dividido em duas partes principais: o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP). O SNC é constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal, ao passo que o SNP é representado pelos nervos que se estendem da medula e do cérebro para o restante do corpo. Esse sistema possui três funções: sensitiva, integradora e motora (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

A função sensitiva é responsável pelos sentidos, internos e externos, que são enviados para o encéfalo e para a medula espinhal. A função integradora é o processamento dessas informações sensitivas, tomando, a partir delas, as decisões adequadas. Por fim, a função motora é a resposta do que foi captado, gerando contrações musculares e secreção de hormônios pelas glândulas. Todo esse processo é coordenado por neurônios

O neurônio tem como objetivo transportar as informações sensitivas e os estímulos por impulsos elétricos, que são constituídos como um sinal elétrico que percorre a célula, mais especificamente no axônio. Para propagar o impulso elétrico, são necessários centenas de milhares de axônios que, juntos, constituem o nervo. Essa estrutura está ligada aos tecidos conjuntivos e vasos sanguíneos, possibilitando o controle corporal.

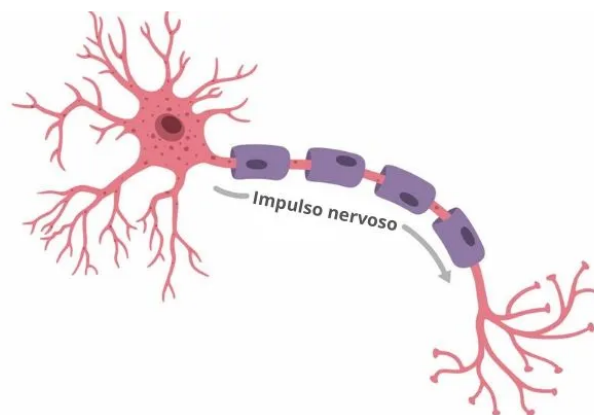


Figura 2.3 – Esquemático do neurônio na ocorrência de um impulso nervoso.

Fonte: TORTORA; DERRICKSON, 2016.

Existem três tipos de neurônios - sensitivos (aférentes), motores (eferentes) e interneurônios. Os aférentes recebem os estímulos, os eferentes transportam a resposta motora e os interneurônios realizam o processamento do que foi captado pelos sentidos. Os neurônios motores são os mais relevantes para este trabalho realizarem a transmissão do impulso elétrico para os tecidos musculares.

Para o impulso nervoso percorrer vários neurônios, ocorre o processo de sinapse. Após chegar no final do axônio de um neurônio, o mesmo libera neurotransmissores - mensageiros químicos - que polarizam os dendritos de outro neurônio. Dessa forma, o impulso consegue chegar ao destino programado pelo sistema nervoso central.

Um potencial de ação ou impulso é uma sequência rápida de eventos que diminui ou reverte o potencial de membrana, cujo valor é  $-70\text{mV}$ , e posteriormente levá-lo novamente a seu estado de repouso. Um potencial de ação possui duas fases principais, a fase de despolarização e hiperpolarização, mas também apresenta outras fases importantes para o sistema nervoso. Além disso, há a ocorrência da ação de dois canais dependentes de uma diferença de potencial, os quais se abrem e se fecham durante um potencial de ação.

Os canais de  $\text{Na}^+$  dependentes de diferença de potencial são os primeiros a se abrirem no momento em que há uma passagem de  $\text{Na}^+$  para dentro da célula, gerando a despolarização. Em seguida, os canais de  $\text{K}^+$  dependentes de uma diferença de potencial se abrem para a saída de  $\text{K}^+$  e gerando a fase de hiperpolarização. Essa ocorre quando os canais permanecem abertos após o término da repolarização. Os canais citados se encontram presentes na membrana plasmática do axônio, chamada de axolema, e nos terminais axônicos (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Ainda, um potencial de ação irá ocorrer na membrana plasmática do axônio quando a despolarização atingir um nível conhecido como limiar, que está acima de  $-55\text{mV}$  na maioria dos neurônios. É importante evidenciar que neurônios diferentes possuem diferentes limiares para a geração de um potencial de ação, porém, no geral, o limiar em um determinado neurônio é constante. Logo, a formação de um potencial de ação irá depender da capacidade de um estímulo específico para elevar o potencial de ação até o seu limiar.

Assim, nos casos em que há uma fraca despolarização que não leva o potencial de membrana a seu limiar, conhecido como estímulo sublimiar, um potencial de ação não irá ocorrer em resposta a esse estímulo. Em outro caso, quando o estímulo for intenso o suficiente para despolarizar a membrana até o seu limiar, conhecido como estímulo limiar, o potencial de ação irá ocorrer em resposta a esse estímulo. Também, há a chance de potenciais de ação serem gerados quando há uma intensidade o suficiente para despolarizar a membrana acima do limiar, conhecido como estímulo supralimiar.

Tendo em vista a característica de um potencial de ação ocorrer em resposta a um estímulo limiar -mas não em resposta a um estímulo sublimiar - essa particularidade é

nomeada como princípio do tudo ou nada, pois ou o potencial de ação é gerado ou nada acontece (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Como citado, o potencial de ação é caracterizado por três fases: despolarização, repolarização e hiperpolarização. Na Figura 2.4, observa-se algumas particularidades dessas fases:

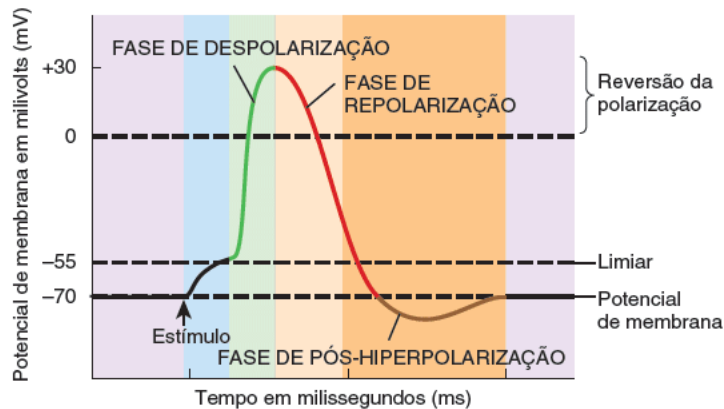


Figura 2.4 – Potencial de membrana em milivolts (mV)

Fonte: TORTORA; DERRICKSON, 2016.

A despolarização ocorre quando um gradiente elétrico e químico permitem a entrada de  $\text{Na}^+$  na célula. Isso ocorre quando a membrana de um axônio é despolarizada até seu limiar por meio de um potencial graduado despolarizante ou outro tipo de estímulo. A ação de  $\text{Na}^+$  na célula altera o potencial de ação de  $-55\text{mV}$  para  $+30\text{mV}$ . Além disso, cada canal de  $\text{Na}^+$  dependente de uma diferença de potencial possui dois comportamentos, de ativação e de desativação.

A repolarização ocorre quando há uma abertura mais lenta dos canais de  $\text{K}^+$  dependentes de uma diferença de potencial e um fechamento dos canais de  $\text{Na}^+$  dependentes de uma diferença de potencial previamente abertos. A ação inativa dos canais de  $\text{Na}^+$  condiciona um fluxo mais lento de  $\text{Na}^+$ . Em contrapartida, o fluxo de saída de  $\text{K}^+$  aumenta por conta da abertura dos canais de  $\text{K}^+$ . A diminuição do fluxo de  $\text{Na}^+$  e o aumento da saída de  $\text{K}^+$  condicionam que o potencial de membrana passe de  $+30$  para  $-70\text{mV}$ . Com isso, essa fase permite que os canais de  $\text{Na}^+$  inativos voltem ao estado de repouso.

A fase de pós-hiperpolarização ocorre pelo alto fluxo de saída de  $\text{K}^+$ , enquanto os canais de  $\text{K}^+$  dependentes de uma diferença de potencial estão abertos. Durante essa fase, os canais de  $\text{K}^+$  dependentes de uma diferença de potencial permanecem abertos e o valor do potencial da membrana se torna ainda mais negativo. Quando há um fechamento dos canais de  $\text{K}^+$ , o potencial de membrana retorna ao valor de repouso,  $-70\text{mV}$  (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

## 2.2 Tecido Muscular

Os músculos são tecidos com capacidade de contração e relaxamento, promovendo movimentação corporal e estabilização de posições. Isso ocorre graças às propriedades de excitabilidade elétrica e contratilidade dos músculos (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Existem três tipos de tecidos musculares: esquelético, liso e cardíaco. Esses tecidos, por meio de contração sustentada ou alternância entre contração e relaxamento, apresentam quatro funções importantes: efetuação de movimento corporais, estabilização das posições do corpo, armazenamneto e movimentação de substâncias dentro do organismo e geração de calor (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Os movimentos que o corpo realiza são propiciados por meio de contrações musculares, dependendo do funcionamento integrado de músculos esqueléticos, ossos e articulações.

A estabilização das posições corporais é condicionada por meio de contrações dos músculos esqueléticos que estabilizam as articulações.

Ainda, o armazenamento e movimentação de substâncias dentro do corpo se dá através de contrações sustentadas por tecidos musculares. Um exemplo são as camadas de músculo liso, conhecidas como esfíncteres, que quando contraídas evitam uma saída de conteúdos de órgãos ocios. Contrações de músculo liso também movimentam substâncias dentro do corpo, como a bile, as enzimas do sistema digestório e a urina pelo sistema urinário.

Por fim, o tecido muscular é capaz de produzir calor a partir das contrações realizadas, por meio de um processo conhecido como termogênese. Esse processo gera calor pelos músculos para manter a temperatura normal do corpo.

Além disso, o tecido muscular apresenta quatro propriedades: excitabilidade elétrica, contratilidade, extensibilidade e elasticidade.

A excitabilidade elétrica ocorre quando há uma resposta aos potenciais de ação, explicados anteriormente. No músculo, os potenciais de ação são condicionados por sinais elétricos e estímulos químicos.

A contratilidade é a capacidade do músculo contrair quando responde a um potencial de ação. Quando a contração ocorre, o músculo esquelético gera uma tensão conhecida como força de contração.

A extensibilidade é a capacidade do músculo se estender a um certo limiar sem que lesões ocorram. A limitação do grau de extensabilidade se dá por meio do tecido conjuntivo no interior do músculo que o mantém dentro da amplitude de contração das células musculares.

Por fim, a elasticidade é a capacidade do tecido muscular retornar à forma e ao comprimento originais após contrações ou alongamentos.

Para fins do trabalho, será focado o estudo do tecido muscular esquelético.

### 2.2.1 Tecido Muscular Esquelético

O tecido muscular esquelético compõe os músculos esqueléticos, cada um desses sendo um órgão separado - por exemplo, bíceps e tríceps. Esse tipo de músculo é assim chamado porque é responsável pelo posicionamento e movimentação do esqueleto. Em geral, os músculos esqueléticos estão ligados aos ossos pelos tendões, que são estruturas constituídas por colágeno (SILVERTHORN, 2010).

Uma contração muscular movimentava o esqueleto quando os ossos fixados a um músculo estão conectados por uma articulação móvel. Se a porção central dos ossos conectados se aproximam quando o músculo contrai, o músculo é chamado de flexor e seu movimento é chamado de flexão. Também, se os ossos se afastam quando o músculo contrai, o músculo é chamado de extensor e o seu movimento é chamado de extensão (SILVERTHORN, 2010).

Ainda, a maioria das articulações do corpo necessita de músculos flexores e extensores, pois a contração dos mesmos permite o movimento do músculo em uma direção, mas não é capaz de efetuar o movimento contrário na direção oposta. Sendo assim, os músculos antagonistas possuem a capacidade de exercer efeitos opostos, sendo caracterizados por músculos extensores e flexores. Na Figura 2.5, há um exemplo de músculos antagonistas, sendo eles o bíceps e o tríceps (SILVERTHORN, 2010).

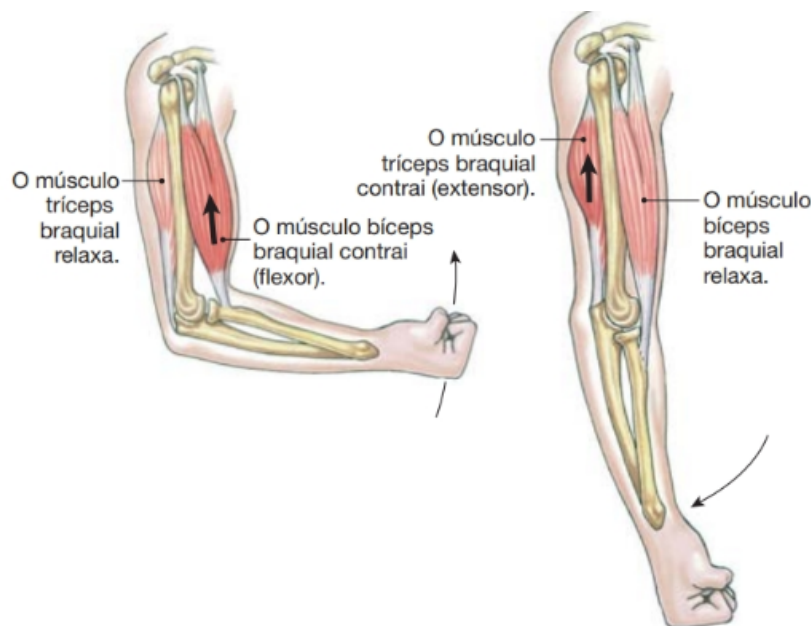


Figura 2.5 – Músculos Antagonistas: exemplo com bíceps e tríceps

Fonte: SILVERTHORN, 2010.

Cada músculo é composto por fibras musculares, que são centenas de milhares de células de formatos alongados. São supridos por tecido conjuntivo, nervos e vasos sanguíneos, importantes para que a movimentação muscular seja precisa e que ocorra a oxigenação das células.

Cada fibra muscular esquelética é uma célula longa e cilíndrica que possui centenas de núcleos distribuídos próximos da superfície da fibra. Também estão entre as maiores células do corpo e são originadas a partir da fusão de muitas células musculares embrionárias. Na [Figura 2.6](#), observa-se um esquemático do tecido muscular esquelético.

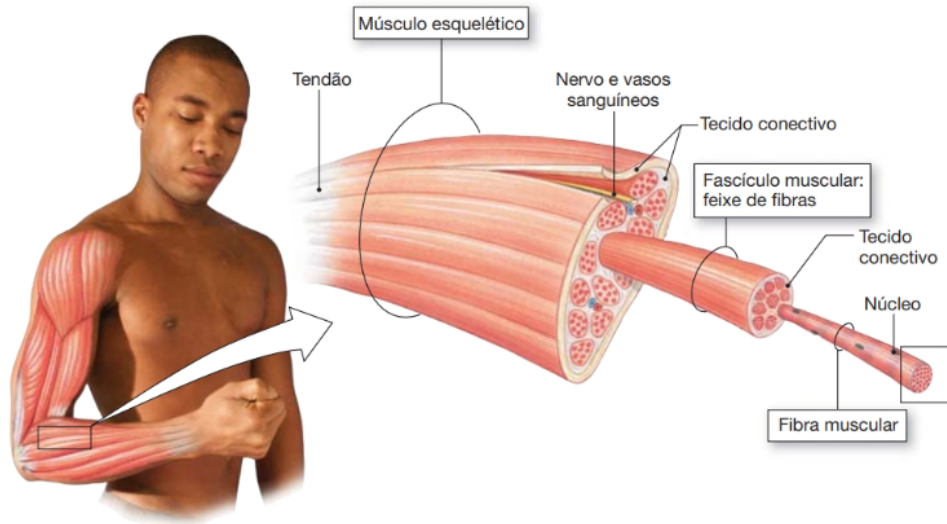


Figura 2.6 – Esquemático da Fisiologia do Músculo Esquelético

Fonte: SILVERTHORN, 2010.

De maneira simplificada, o processo de contração desses músculos ocorre no neurônio que está ligado à fibra muscular. O impulso nervoso finaliza no axônio, liberando neurotransmissores que atuarão na fibra, desencadeando o potencial de ação muscular, ou seja, a alteração do potencial da membrana da célula que se estende ao longo de toda superfície celular. Essa alteração iônica causa a contração da fibra muscular, que é mantida enquanto houver neurotransmissores sendo enviados para a fibra muscular. Quando é cessado, ocorre a despolarização da membrana celular das fibras e, como consequência, o relaxamento do músculo (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

## 2.3 Lesão Medular

A medula espinhal é a região central do sistema nervoso que se projeta a partir do encéfalo e é constituída por cerca de 100 (cem) milhões de neurônios. Localiza-se dentro do canal vertebral em que as vértebras oferecem uma proteção resistente para a medula espinhal. Também, os ligamentos vertebrais, as meninges e o líquido cerebrospinal fornecem proteção adicional (TORTORA; DERRICKSON, 2016).

Lesões medulares podem ser secundárias a traumatismos ou resultantes de outros fatores como acidentes. Os efeitos que uma lesão causam são dependentes da extensão do traumatismo direto da medula espinhal ou de sua compressão. Dependendo do local e da



---

extensão da lesão medular, ocorre a paralisia. As paralisias são classificadas conforme abaixo, não sendo mutualmente exclusivas:

- Monoplegia: paralisia de apenas um membro;
- Diplegia: paralisia de ambos os membros superiores ou inferiores;
- Paraplegia: paralisia de ambos os membros inferiores;
- Hemiplegia: paralisia do membro superior, tronco e membro inferior de um lado do corpo;
- Tetraplegia: paralisia dos quatro membros.

Ainda, pode ocorrer um seccionamento de um lado a outro na medula espinhal, chamado transecção. Com isso, os tratos sensitivos e motores também são seccionados resultando na perda de toda a sensibilidade e dos movimentos voluntários abaixo do nível da lesão. Também, a extensão do déficit que irá afetar os músculos esqueléticos depende do nível da secção, em que quanto mais perto a lesão estiver da cabeça, maior será a área corporal afetada ([TORTORA; DERRICKSON, 2016](#)).

Abaixo, estão descritos os níveis de funções musculares afetadas ou preservadas de acordo com os níveis raquimedulares, também presentes na [Figura 2.7](#):

- C1-C3: nenhuma função motora abaixo do pescoço;
- C4-C5: músculos do diafragma afetados;
- C6-C7: alguns músculos dos membros superiores e tórax afetados;
- T1-T3: função dos braços preservada;
- T4-T9: controle do tronco acima do umbigo;
- T10-L1: maior parte dos músculos da coxa afetados;
- L1-L2: maior parte dos músculos dos membros inferiores afetados.

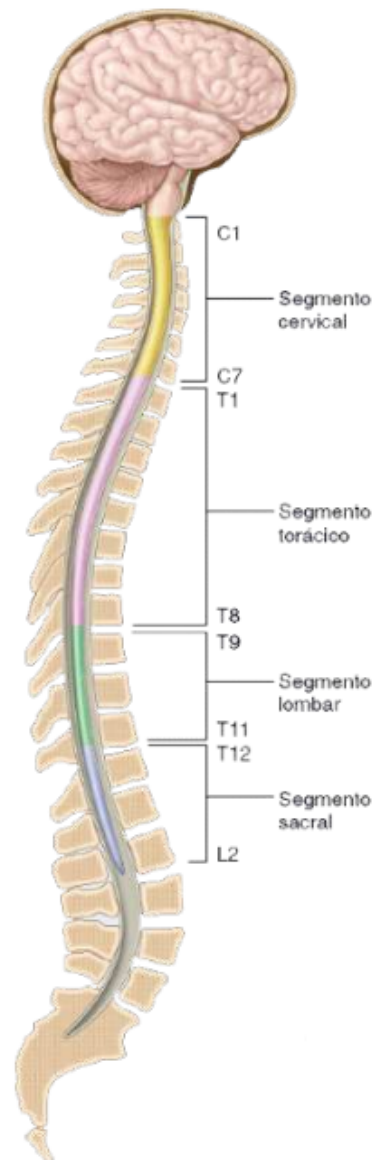


Figura 2.7 – Medula Espinal

Fonte: TORTORA; DERRICKSON, 2016.

## 2.4 Filtro de Kalman

O filtro de Kalman é um procedimento que combina saídas ruidosas de sensores de medição para estimar estados a partir de dinâmicas com algum grau de incerteza (GREWAL; WEILL; ANDREWS, 2007). Dados com interferência advém de sensores, como os inerciais de movimento utilizados nesse trabalho.

Também, os estados do sistema referem-se à posição, velocidade, aceleração ou outras grandezas. Geralmente, são variáveis que se apresentam em diferentes contextos e que se relacionam com os sensores de medição utilizados.

Nesse aspecto, as dinâmicas de incerteza referem-se a parâmetros que possuem algum grau de incerteza em suas características próprias, como, por exemplo, mudanças

imprevisíveis nas aferições de sensores (GREWAL; WEILL; ANDREWS, 2007).

Assim, o filtro é implementado a partir de dois tipos de variáveis, um vetor de estimação de estados e uma matriz de covariância. Também, com a ocorrência de etapas de previsão e atualização.

O vetor de estimação de estados leva em consideração as variáveis de interesse a serem utilizadas, como posição e velocidade. São consideradas as variáveis de ruído durante processo de predição e as variáveis específicas mensuradas a partir dos sensores utilizados (GREWAL; WEILL; ANDREWS, 2007).

Enquanto isso, a matriz de covariância refere-se a equações que consideram valores de covariância do contexto analisado e suas variáveis de incerteza. Desta forma, leva-se em consideração como os ruídos dos sensores e as dinâmicas de incerteza contribuem para uma inexatidão no processo de estimação dos estados do sistema (GREWAL; WEILL; ANDREWS, 2007).

Para projetar um filtro de Kalman de forma adequada, é necessário entender as equações características de implementação. O filtro baseia-se em etapas de previsão e atualização. Na previsão, utiliza-se uma estimativa do estado anterior para obter uma estimativa do estado em um tempo atual. E na atualização, o dado de observação atual é manipulado de forma ponderada com a predição para uma estimativa ideal do estado. Assim, para o caso de previsão temos:

$$\hat{\mathbf{x}}_{k+1} = F_x \hat{\mathbf{x}}_k + B_k \mathbf{u}_k \quad (2.1)$$

$$\hat{P}_{k+1} = F_k P_k F_k^T + Q_k \quad (2.2)$$

em que:

- $\hat{\mathbf{x}}_{k+1}$  é a predição de estado;
- $F$  é a matriz de transição de estados;
- $B$  é a matriz das entradas de controle;
- $\mathbf{u}$  é o vetor de entradas;
- $\hat{P}_{k+1}$  é a predição da covariância;
- $P_k$  é a covariância estimada considerando a atualização anterior;
- $Q$  é a covariância do ruído do processo.

Para o caso de atualização:

$$y_k = z_k - H_k \hat{x}_k^- \quad (2.3)$$

$$S_k = H_k P_k^- H_k^T + R_k \quad (2.4)$$

$$K_k = P_k^- H_k^T S_k^{-1} \quad (2.5)$$

$$\hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k y \quad (2.6)$$

$$P_k = (I - K_k H_k) P_k^- \quad (2.7)$$

em que:

- $y_k$  é o resíduo de medição;
- $z_k$  é uma medição aferida em um tempo  $k$ ;
- $H$  é a matriz de observação;
- $S$  é o resíduo da covariância;
- $R_k$  é a covariância do ruído da observação em um tempo  $k$ ;
- $K$  é o ganho de Kalman (responsável pela ponderação entre uma medida e uma estimativa anterior para gerar uma nova estimativa);
- $x_k$  é o estado atualizado;
- $P_k$  é a covariância estimada;
- $I$  é a matriz identidade.

Na [Figura 2.8](#), há um exemplo de como a aplicação do filtro de Kalman funciona, considerando suas etapas de predição e atualização. A previsão de um estado atual (a priori - indicado em vermelho) é calculada levando em consideração um estado de tempo anterior (a posteriori). Depois, uma medida - indicada como *measurement* ( $z$ ) - e a estimativa a priori atual permitem o cálculo da estimatimação de posição real. Ou seja, obtêm-se a estimativa a posteriori em um tempo atual.

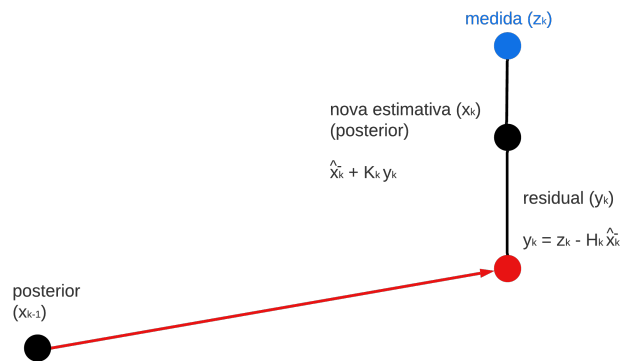


Figura 2.8 – Exemplo de aplicação do filtro de Kalman.

Fonte: autoria própria

A matriz  $X$  de estimativa de estado inicial é essencial para a implementação do Filtro de Kalman. Ela é responsável por calcular uma estimativa da posição do estado inicial do filtro, sendo definida de acordo com a [Equação 2.8](#):

$$X = \begin{bmatrix} x & 1 \end{bmatrix}^T \quad (2.8)$$

A matriz contém a estimativa inicial de posição e um elemento de valor 1, além de ser utilizada em um modelo transposto. Essas características são importantes para manipulações matemáticas que serão realizadas em conjunto com os parâmetros restantes do filtro.

A matriz  $F$  é a matriz de transição de estados. Em sua composição, há a presença de uma variável imprescindível, a velocidade. Assim, é importante definir qual a velocidade média ( $V_s$ ) da transição do valor medido ao longo do sinal. A matriz é configurada como na [Equação 2.9](#):

$$F = \begin{bmatrix} 1 & V_s \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

A partir dessas duas matrizes, define-se a função transição de estados de acordo com a [Equação 2.10](#)

$$\begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & V_s \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ 1 \end{bmatrix}^T \quad (2.10)$$

A matriz  $H$  é a matriz de observação que irá definir qual variável da função transição de estados será levada em consideração para manipulações posteriores. No exemplo apresentado, temos apenas uma variável de posição e outra variável que corresponde à velocidade,  $V_s$ .

Considerando que o parâmetro de posição é o enfoque de análise, a matriz  $H$  é representada na [Equação 2.11](#)

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

Também, são definidas as matrizes  $R$  de covariância do ruído da observação e a matriz  $Q$  de covariância do ruído do processo. Ambas as matrizes são melhor explicadas posteriormente neste trabalho. Ainda, é importante evidenciar que as matrizes exemplo apresentadas levam em consideração apenas dois modos de transição. Logo, em outros casos, ajustes são necessários.

## 2.5 IMM

O algoritmo de interação de múltiplos modelos (IMM) é uma maneira de classificar e detectar fases de movimento. O algoritmo se baseia em princípios que visam reduzir hipóteses de natureza geral, especialmente quando aplicado a sistemas lineares que apresentam coeficientes markovianos (BLOM; BAR-SHALOM, 1988). Na prática, o IMM emprega uma abordagem que envolve a definição de filtros de Kalman para cada estado do movimento. Após, o IMM classifica, probabilisticamente, o filtro mais adequado para cada intervalo temporal. Além deste modelo, existem outros na literatura, aplicados de acordo com cada contexto.

Em um modelo com dois estados de movimento, por exemplo, são definidos dois filtros de Kalman. No geral, eles tendem a apresentar os mesmos parâmetros, como o estado inicial de medição  $x$ , a covariância do ruído da observação  $R$  e a covariância do ruído do processo  $Q$ . No entanto, o modelo de transição de estados  $F$  costuma ser diferente, justamente porque o valor de velocidade nele atrelado é específico para cada fase do movimento. Um estado cuja tendência dos dados seja de decrescimento do valor da medição apresentará uma velocidade negativa. O mesmo vale para o caso positivo.

Com os filtros definidos, existirá um vetor de probabilidades  $\mu$  que determina, a cada ciclo de medição e predição do sistema, as probabilidades dos filtros do movimento naquele instante. O mesmo é definido como na [Equação 2.12](#):

$$\mu_i = P(m_i|Z) \quad (2.12)$$

Em que  $\mu_i$  é a probabilidade do filtro  $i$  e  $m_i$  é a probabilidade de estado anterior dados os valores de medição  $Z$ . Para que os valores de probabilidade de estados se alterem com tempo, é necessário, também, calcular as probabilidades de transição entre os estados.

Para realizar o cálculo, é necessário um vetor com a sequência de classificação dos estados em um trecho do sinal. A partir da [Equação 2.13](#), é possível construir a matriz de

transição de estados  $P$ , conforme [Equação 2.14](#).

$$M_{i,j} = \frac{\sum_{t=2}^T Y_{i,j}}{\sum_{t=1}^T \epsilon_i} \quad (2.13)$$

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} M_{1,1} & M_{1,2} & \cdots & M_{1,j} \\ M_{2,1} & M_{2,2} & \cdots & M_{2,j} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ M_{i,1} & M_{i,2} & \cdots & M_{i,j} \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

$Y_{i,j}$  representa a quantidade de transições de estados entre  $i$  e  $j$  e  $\epsilon_i$  a quantidade de transições de estados de  $i$ . Dessa forma, a cada medição, o algoritmo realiza uma estimativa da probabilidade de transição de cada estado.

Ainda, a matriz de transição  $P$  é uma representação de uma cadeia de Markov, em que cada um dos modos possíveis, ou seja, os filtros implementados, são um estado de uma cadeia de Markov.

Um sistema Markoviano possui sua caracterização baseada em um processo capaz de realizar previsões de estados futuros baseando-se em informações de um estado atual. Logo, as previsões tornam-se tão boas quanto previsões realizadas tendo um conhecimento prévio completo do processo ([LATOUCHE; RAMASWAMI, 1999](#)).

Sendo assim, a matriz de probabilidade  $P$  segue a definição de que a probabilidade de se mover de  $i$  para  $j$  em um intervalo de tempo é  $P_r(j|i) = P(i,j)$ . Com isso, a matriz é gerada da maneira representada na [Equação 2.14](#). Ressalta-se, também, o fato de que a probabilidade de transição de um estado  $i$  para todos os outros estados deve ser igual a 1, conforme [Equação 2.15](#):

$$\sum_{j=1}^S P_{i,j} = 1 \quad (2.15)$$

Para maior entendimento gráfico de como uma cadeia de Markov funciona, a [Figura 2.9](#) mostra um exemplo de transições entre dois estados de uma cadeia de Markov que modela o movimento de extensão e flexão do joelho:

É importante considerar o teorema da probabilidade total, em que se conceitua a probabilidade total de um resultado específico que pode ser obtida através de alguns entes distintos, conforme [Equação 2.16](#):

$$P(A) = \sum P(A|B) \cdot P(B) \quad (2.16)$$

$P(A)$  e  $P(B)$  são as probabilidades de determinado evento ocorrer, e  $P(A|B)$  é a probabilidade do evento  $A$  ocorrer dado que  $B$  ocorreu. É possível utilizar o teorema na

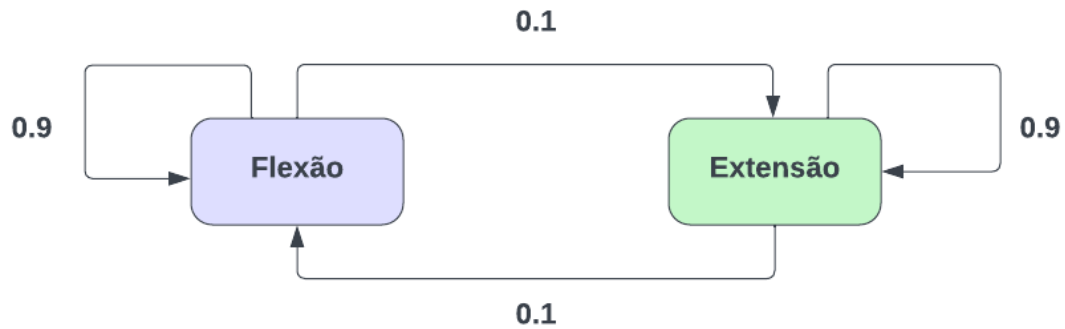


Figura 2.9 – Exemplo de transições de estado de uma cadeia de Markov.

Fonte: autoria própria.

definição das novas probabilidades de estado. Entende-se, dessa forma, que  $P(A|B)$  é a matriz de transição  $P$  e  $P(B)$  é igual a matriz  $\mu$ . A multiplicação entre essas duas matrizes gera uma soma como resultado, como no exemplo abaixo para dois estados:

$$\begin{bmatrix} \mu_1 & \mu_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} \\ P_{21} & P_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mu_1 \cdot P_{11} + \mu_2 \cdot P_{21} & \mu_1 \cdot P_{12} + \mu_2 \cdot P_{22} \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

O resultado acima resulta na generalização dada pela [Equação 2.18](#):

$$\bar{c}_j = \sum_{i=1}^N \mu_i \cdot P_{ij} \quad (2.18)$$

Para cada modo possível, é obtida a probabilidade do modo, considerando que a probabilidade do modo atual baseia-se nas transições calculadas pela probabilidade estimada do filtro de Kalman. Por fim, as probabilidades são normalizadas para que sua soma seja igual a 1.

Sendo assim, o filtro de Kalman é utilizado para calcular a probabilidade do estado de acordo com o estado atual do filtro.

Também, leva-se em consideração o teorema de Bayes, utilizado para calcular as probabilidades dos novos estados. O teorema conceitua-se matematicamente da seguinte forma:

$$\text{Probabilidade } a \text{ posteriori} = \frac{\text{Probabilidade } a \text{ priori} \cdot \text{Probabilidade calculada do FK}}{\text{Fator de normalização}} \quad (2.19)$$



Assim, a nova probabilidade de cada modo, ou seja, cada filtro, é atualizada a cada interação do filtro de Kalman.

Na teoria, existem formas de utilizar as transições de modos para calcular as probabilidades de todas as transições possíveis. Contudo, isso se torna inviável de forma computacional, uma vez que a quantidade de possíveis probabilidades de estados aumentam exponencialmente, consumindo muitos gigas de memória RAM (LABBE, 2019).

Isso ocorre porque um conjunto de filtros de Kalman são projetados a fim de identificar diferentes modos de movimento. Assim, a cada nova entrada, cada filtro possui uma probabilidade de ser o modelo ideal para o movimento.

Contudo, ao realizar essa sequência de passos, ocorre uma explosão combinatória, tendo em vista as muitas e diferentes possibilidades que cobririam todas as hipóteses do sistema. Por exemplo, na primeira etapa seriam geradas  $N$  hipóteses, em que  $N$  é o número de filtros de Kalman ou modelos característicos do movimento. Em uma segunda etapa, são geradas outras  $N$  hipóteses que são combinadas com as hipóteses da etapa anterior, gerando  $N^2$  possibilidades (LABBE, 2019).

Dessa forma, as hipóteses possuem um crescimento exponencial que causariam um elevado tempo de processamento computacional. Na Figura 2.10, há um exemplo de três estados que representa o início do processo explicado.

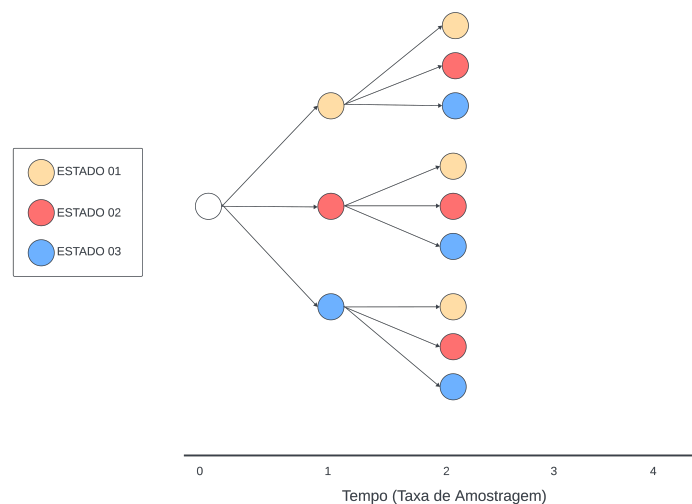


Figura 2.10 – Exemplo de explosão combinatória com três estados

Fonte: autoria própria

Em síntese, por ser um algoritmo capaz de detectar estados de movimento a partir de parametrização de filtros de Kalman e de coeficientes markovianos com boas estimativas, o IMM é aplicado neste trabalho.

## 2.6 FES Cycling

A estimulação elétrica funcional (FES) é o uso artificial de pulsos elétricos em neurônios motores com o objetivo de gerar contração muscular (LYNCH; POPOVIC, 2008). Existem diversas aplicações de FES para práticas esportivas, como o ciclismo. Pacientes que possuem alguma lesão medular podem beneficiar-se desse tratamento, uma vez que os pulsos elétricos simulam os impulsos nervosos enviados pelo SNC para o corpo.

Tratamentos que utilizam FES possuem o potencial de proporcionar melhor qualidade de vida para pessoas com limitações físicas (LYNCH; POPOVIC, 2008). Isso porque é possível realizar a contração muscular de grupos musculares os quais não possuem conexão nervosa. Atletas paraplégicos e tetraplégicos do Cybathlon na categoria de FES Cycling Race possuem aumento na frequência cardíaca no momento que estão pedalando, somente com a eletroestimulação.

Apesar da eletroestimulação ser semelhante ao impulso de um nervo motor, a atuação em ambos os casos é diferente. No estímulo artificial, tem-se que, a depender do tipo de eletroestimulação, ocorrerá a ativação de diferentes fibras musculares, muitas vezes não tão preciso quanto o estímulo fisiológico, uma vez que o neurônio motor está diretamente conectado com a fibra (NELSON et al., 2003).

São utilizados eletrodos para transportar o pulso elétrico de equipamentos biomédicos para os grupos musculares. Existem alguns tipos de eletroestimulação, e na equipe EMA é utilizada a eletroestimulação transcutânea com eletrodos flexíveis autoadesíveis, que se conectam mecanicamente à superfície da pele.

Os eletrodos possuem características relevantes na aplicação do sistema. O formato e tamanho, por exemplo, são diretamente proporcionais à distribuição de corrente e também possuem dependência em relação ao tamanho do músculo que será estimulado. A [Figura 2.11](#) mostra o uso dos eletrodos nos quadríceps, configuração utilizada pela Equipe EMA.

Também, grandezas como frequência, largura de pulso e intensidade de corrente são importantes para configuração do sistema FES. A largura de pulso se dá através da implementação de um trem de pulsos retangulares bifásicos, fornecido pelo estimulador utilizado na equipe EMA. A frequência é fixa e geralmente é implementada com baixos valores para diminuir a ocorrência de fadiga muscular e conservar a energia de estimulação. Além desses pontos, a intensidade de corrente se dá através da amplitude de estímulo, que relaciona-se diretamente com a impedância e capacidade de isolamento elétrica da pele e do tecido adiposo para a região que irá receber a eletroestimulação. A [Tabela A.8](#) apresenta os parâmetros definidos para cada grandeza tendo a aplicação no sistema FES (LYNCH; POPOVIC, 2008).



Figura 2.11 – Configuração de aplicação de eletrodos nos quadríceps.

Fonte: (ALSTIM, 2019)

## 2.7 Cycling Percentage (CP)

Para garantir uma pedalada independente da posição do atleta e da distância da pedivela em um sistema FES, o *Cycling Percentage* (CP) é uma opção a ser implementada. O CP tem como intuito caracterizar o ciclo de pedalada em um intervalo normalizado entre 0.0 e 1.0 (BAPTISTA; SIJOBERT; COSTE, 2018).

Em (RUPPIN; WIESENER; SCHAUER, 2016), os autores utilizam esse artefato para parametrizar o ciclo de pedalada considerando os ângulos do joelho. Assim, definiu-se que, para valores normalizados de  $0.0 \leq CP < 0.5$ , o joelho está na posição de extensão, de  $0.5 \leq CP < 1.0$ , na posição flexionada. A Figura 2.12 mostra os gráficos formadosm cujos valores são definidos de acordo com as equações abaixo:

$$\varphi^{CP}[k] = \begin{cases} \frac{1}{2} \frac{\varphi - p_b}{p_t - p_b}, & \text{se } \frac{\dot{\varphi}[k]}{p_t - p_b} > 0, \\ 1 - \frac{1}{2} \frac{\varphi - p_b}{p_t - p_b}, & \text{se } \frac{\dot{\varphi}[k]}{p_t - p_b} \leq 0, \end{cases} \quad (2.20)$$

Em que:

- $\varphi^{CP}[k]$  é o valor do CP para o ângulo no ponto k;
- $\varphi$  é o valor do ângulo;
- $p_t \in \mathbb{R}$  é o valor máximo de pico corrente;
- $p_b \in \mathbb{R}$  é o valor mínimo de pico corrente;

A Figura 2.12 exemplifica uma parametrização pelo *Cycling Percentage* (CP), considerando dados de ângulo em radianos.

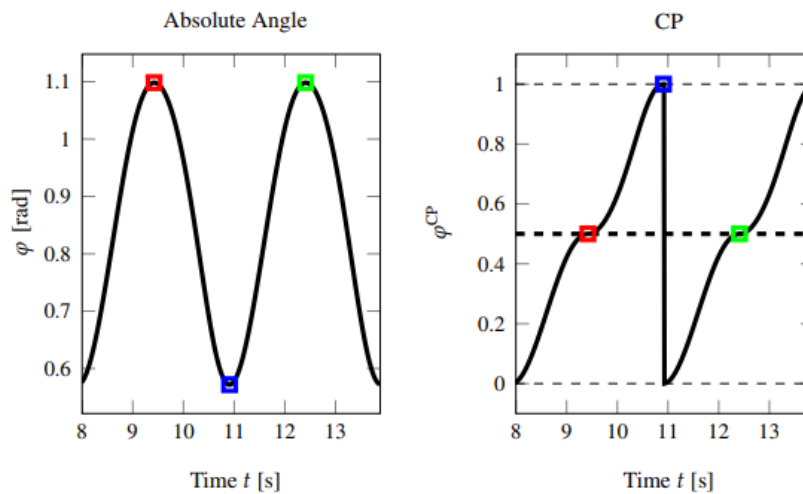


Figura 2.12 – *Cycling Percentage* (CP) do ângulo do joelho.

Fonte: (RUPPIN; WIESENER; SCHAUER, 2016)

Com isso, generalizou-se os parâmetros explicitados acima para um sistema FES *Cycling*. A parametrização possibilita a utilização dos dados do ângulo do joelho do atleta independente do posicionamento do usuário, ou seja, sem a necessidade de um modelo de *trike* específico.

Contudo, por se tratar de um método heurístico, o CP é uma fórmula específica para esse movimento de ciclismo. Caso seja necessário incluir uma terceira classificação do movimento, seriam necessários ajustes e testes para adequar ou incluir uma nova fórmula.

## 2.8 Ângulos de Euler

A teoria dos ângulos de Euler é uma ferramenta matemática para descrever a orientação e a rotação de um objeto tridimensional no espaço. Baseia-se no teorema de rotação de Euler, que estabelece que qualquer rotação tridimensional é representada como uma sequência de três rotações elementares em torno de três eixos ortogonais. A ordem de rotação de cada eixo é importante, sendo possível doze tipos de sequências de rotação entre os eixos. Os ângulos de Euler mais conhecidos são compostos pelos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw* (ANG; TOURASSIS, 1987), cuja rotação dos eixos é na ordem ZYX. Uma representação gráfica foi feita na Figura 2.13.

O ângulo *roll* (rotação em torno do eixo x), *pitch* (rotação em torno do eixo y) e *yaw* (rotação em torno do eixo z) formam um sistema de coordenadas intrinsecamente ligados à geometria de um objeto tridimensional (HEMINGWAY; O'REILLY, 2018). Esses ângulos são utilizados na robótica, na aeronáutica e em sistemas de navegação no geral, por reduzirem a dimensionalidade do problema de controle (ANG; TOURASSIS, 1987).

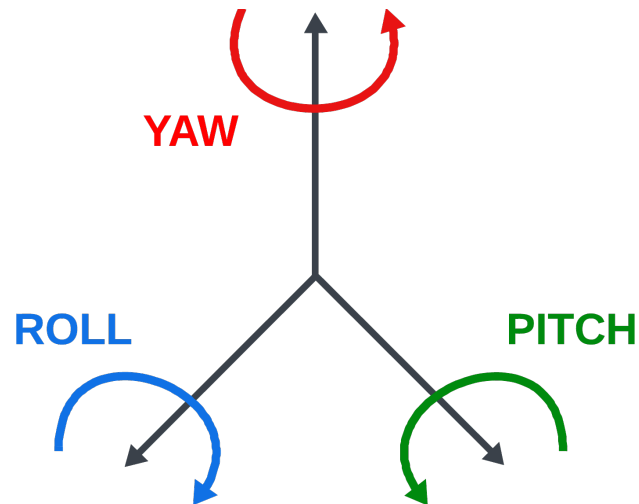


Figura 2.13 – Ângulos roll, pitch e yaw.

Fonte: autoria própria.

Todavia, o uso deste modelo matemático implica no cuidado com a singularidade chamada de *gimbal lock* (HEMINGWAY; O'REILLY, 2018), representada na Figura 2.14. Tal fenômeno ocorre quando dois eixos de rotação se alinham, fazendo com que o sistema perca um dos seus graus de liberdade. Isso ocasiona na perda de certas orientações espaciais. Estudos são feitos para lidar com este desafio nas mais diversas áreas.

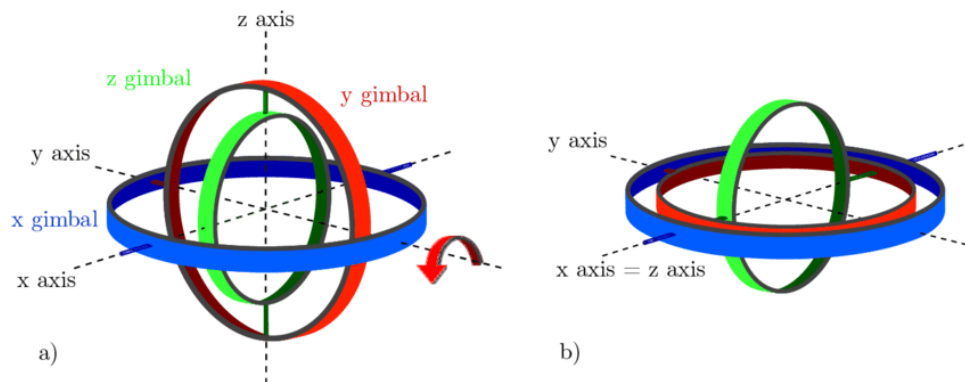


Figura 2.14 – Exemplo gráfico de um *gimbal lock*.

Fonte: (ZEITLHÖFLER, 2019)

## 2.9 Quaternions

Quaternions são números complexos descritos como a soma de um escalar com um vetor (JIA, 2008), em que  $q_0$  é chamado de parte escalar do quaternion,  $\mathbf{q}$  de parte vetorial do quaternion e  $i, j$  e  $k$  são vetores imaginários:

$$\bar{q} = q_0 + \mathbf{i}q_1 + \mathbf{j}q_2 + \mathbf{k}q_3 = q_0 + \mathbf{q} \quad (2.21)$$

$$\mathbf{q} = \mathbf{i}q_1 + \mathbf{j}q_2 + \mathbf{k}q_3 \quad (2.22)$$

Este modelo numérico permite diversas aplicações, como no mapeamento de figuras 3D e em rotações de sistemas, sendo esse último uma grande vantagem. Isso porque as coordenadas em quaternions conseguem identificar cada ponto de maneira única. Portanto, por não depender de eixos de rotação como os ângulos de euler, os quaternions não apresentam *gimbal lock*, além de necessitarem de menor processamento computacional. Isso torna os quaternions uma alternativa preferível aos ângulos de euler na coleta de dados.

Todavia, para evitar distorções ou ambiguidades na interpretação, é importante manter o módulo do quaternion sempre igual a 1. Caso contrário, a rotação do mesmo pode apresentar saltos abruptos, não adequados dentro do contexto de FES *Cycling*. É possível realizar essa normalização dentro do algoritmo.

## 3 Materiais e Métodos

Este capítulo apresenta os materiais e métodos utilizados para a técnica de estimulação aplicada no sistema de ciclismo FES.

### 3.1 Sensores Inerciais - IMU's

#### 3.1.1 Especificações

A IMU (*Inertial Measurement Unit*) é um dispositivo eletrônico que possui a capacidade de realizar medições a partir de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Com isso, obtém-se diferentes dados, como velocidade angular e orientação espacial. O dispositivo utilizado no sistema de estimulação *FES Cycling* no EMA é o 3-Space Sensor da Yost Labs. A [Figura 3.15](#) a [Figura 3.16](#) mostram a estrutura dos equipamentos. Também, na [Tabela A.2](#), na [Tabela A.3](#) e da [Tabela A.4](#), estão descritas as características técnicas dos componentes.

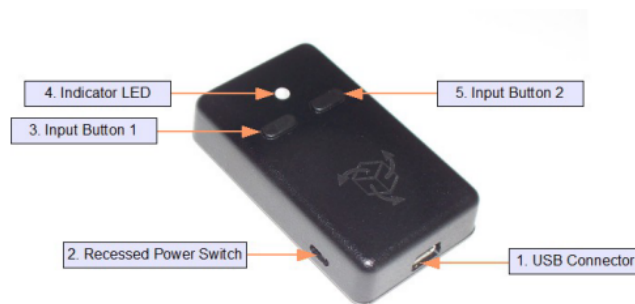


Figura 3.15 – Wireless Sensor.

Fonte: (LABS, s.d.)



Figura 3.16 – Wireless Dongle.

Fonte: (LABS, s.d.)

Tendo em vista as possibilidades de uso que a IMU proporciona, utilizou-se esse equipamento para a obtenção dos ângulos do sistema. Na EMA Trike, esse componente é importante para a coleta de dados da pedivela para posterior análise do movimento das

pernas do atleta. Para efeito comparativo deste trabalho, foram utilizadas duas configurações com as IMUs: o caso que se usa no quadríceps e na altura do músculo extensor longo do hálux, na tíbia, e a IMU na pedivela, como na [Figura 3.17](#).

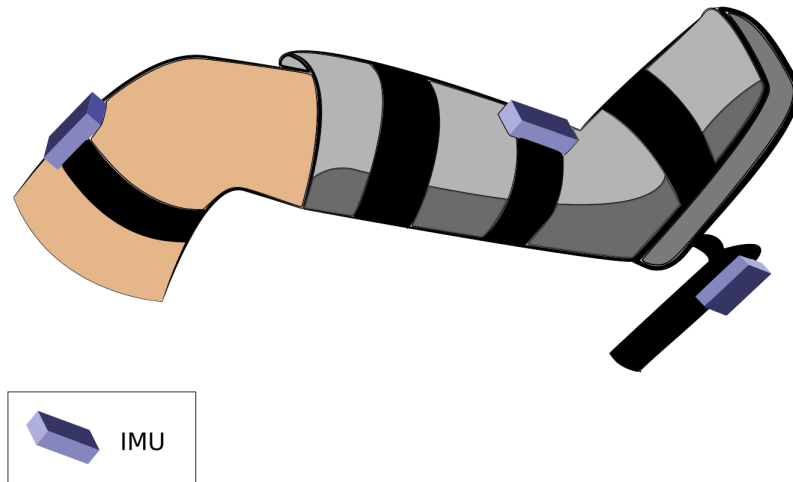


Figura 3.17 – Posicionamento das IMUs para coleta dos ângulos.

Fonte: autoria própria.

## 3.2 ROS

O ROS (Robot Operating System) é um sistema que possui diversas bibliotecas de softwares aplicáveis na programação de robôs. Com uma filosofia *open-source* (software de código aberto), o ROS permite uma gama de aplicações de uma maneira simplificada e de fácil utilização. Como exemplo, esse sistema unifica vários processos que, em outros contextos, necessitariam do funcionamento de mais de um programa ou computadores. Sendo assim, o ROS cria fluxos de comunicação entre processos e códigos de forma simplificada e contínua.

No projeto EMA, o ROS é implementado na aplicação do sistema FES de ciclismo. É possível utilizá-lo para a obtenção, tratamento e visualização de diferentes dados importantes para as atividades realizadas por meio da eletroestimulação. Como exemplo, há formas de visualizações gráficas, em tempo real, de algumas variáveis, como movimento das pernas do atleta, largura de pulso da eletroestimulação e velocidade angular da pedalada.

Além disso, há formas de gerenciar diferentes parâmetros, como a intensidade de corrente elétrica na eletroestimulação. Esse controle é importante para propor uma estimulação crescente e segura, evitando lesões musculares no usuário.

Neste trabalho, o ROS foi utilizado de maneira semelhante ao EMA, porém com um código simplificado que foca na coleta de dados das IMUs.



### 3.3 RehaStim Hasomed

O aparelho RehaStim da Hasomed é um equipamento portátil de estimulação elétrica que possui a capacidade de gerar impulsos, em até oito canais simultaneamente, para ativação muscular por meio de eletrodos. Sendo assim, o RehaStim é utilizado ou como um aparelho portátil ou de uso estacionário para aplicações de treinamento e reabilitação muscular. Na [Figura 3.18](#), [Figura 3.19](#) e [Figura 3.20](#), são observados os componentes do aparelho:



Figura 3.18 – RehaStim Hasomed.

Fonte: (HASOMED, 2009)

O dispositivo possui diversas opções de configuração de parâmetros e de condições operacionais. Essas variáveis são gerenciadas por meio de uma tela touch screen que torna a interação com o equipamento mais simples e fácil. Também, o eletroestimulador é aplicado em tarefas de eletroestimulação com diferentes objetivos.

Ademais, o RehaStim é certificado de acordo com a EU *guidelines* EN60601-2-10 para dispositivos médicos técnicos e sistemas. A [Tabela A.5](#) e a [Tabela A.6](#) do apêndice deste trabalho descrevem os parâmetros do equipamento.

### 3.4 Trike

O atleta do projeto EMA utiliza um triciclo do tipo girino para os treinamentos. Chamado de EMA *trike*, esse sistema é constituído por diversos componentes, conforme [Figura 3.21](#).

Em sua composição, há um banco acolchoado para a disposição do atleta durante o treino, com botas ortopédicas para a fixação das pernas do atleta na pedivela. Além disso, há um botão de emergência para interromper a eletroestimulação caso seja necessário.

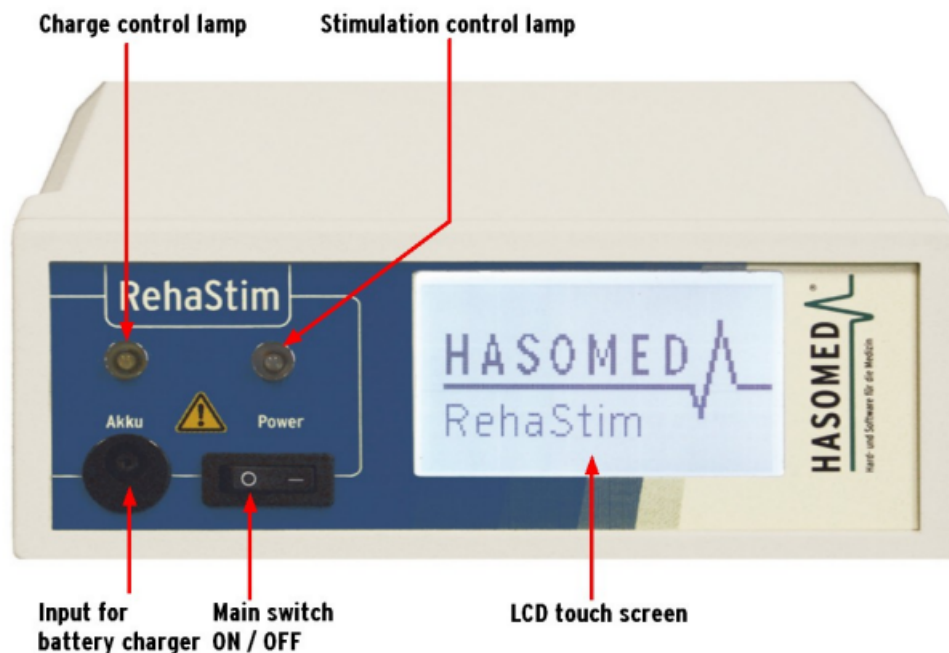


Figura 3.19 – Visão frontal com elementos de controle.

Fonte: (HASOMED, 2009)

Na *trike*, há um compartimento com diversos componentes imprescindíveis. Um deles é o estimulador RehaStim Hasomed, conectado em todo o sistema para que as eletroestimulações sejam realizadas e integradas nos comandos do ROS. É aonde, também, as baterias, o microcontrolador embarcado e o receptor são armazenados.

Por fim, há um rolo de treinamento de modelo *KICKR Smart Trainer, Wahoo* com intuito de simular uma resistência real na roda traseira do triciclo. A partir de um sistema integrado com um aplicativo, obtém-se o monitoramento de dados de cadência, velocidade, distância e potência. Assim, são monitorados diferentes parâmetros e condiciona-se uma situação mais próxima da realidade através da resistência simulada.

Ainda, o sistema atua com o fornecimento dos ângulos da pedivela obtidos pela IMU. Contudo, como citado anteriormente, a obtenção desses ângulos é realizada de forma empírica. Sendo assim, esse componente torna-se relevante no projeto tendo em vista sua importância na obtenção de dados mais analíticos a serem utilizados no treino do projeto EMA.

### 3.5 Baterias

Para garantir uma alimentação do RehaStim Hasomed a partir de uma alimentação remota, são utilizadas duas baterias LiPo. Apenas uma é utilizada quando o sistema de ciclismo está em funcionamento, enquanto a outra é mantida como reserva. Também, para

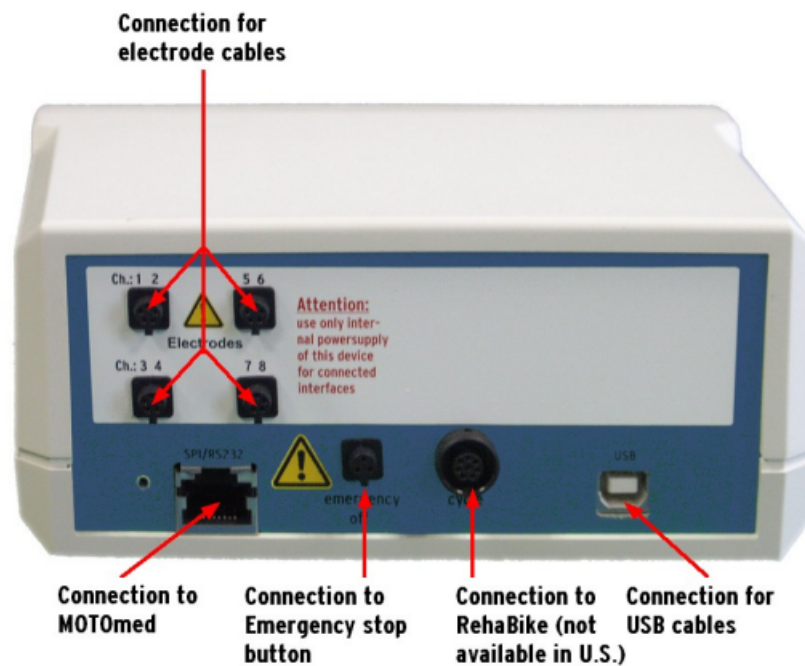


Figura 3.20 – Visão traseira com elementos de interface.

Fonte: (HASOMED, 2009)

realizar o carregamento desses componentes é utilizado um *LiPro Balance Charger*. As características técnicas estão dispostas na [Tabela A.1](#) e na [Tabela A.7](#).

### 3.6 Metodologia

Diversos parâmetros são obtidos, calculados e tratados para que o sistema de eletroestimulação tenha um desempenho efetivo. Um dos dados aferidos é o ângulo proveniente do movimento das pernas do atleta, por meio da IMU na pedivela.

Usualmente, o método de utilizar os ângulos obtidos pelo sensor da pedivela em *FES Cycling* é um padrão comum para diferentes equipes que trabalham com esse sistema. Contudo, alguns times ao redor do mundo já se desdobraram para pensar em novas possibilidades de aplicação. Tendo como exemplo, o time *Team Hasomed* estudou e apresentou algumas inovações no artigo (WIESENER; RUPPIN; SCHAUER, 2016).

Uma das ideias apresentadas é a utilização de quatro sensores de movimento, aplicados no quadríceps e na tíbia do atleta, ao invés do uso de um sensor instalado na pedivela do sistema. Com esse novo arranjo, estima-se o valor dos ângulos do joelho do atleta, gerando uma alternativa de controle de eletroestimulação. A [Figura 3.22](#) representa essa proposta do artigo.

Para este trabalho, será feita uma coleta do ângulo do joelho esquerdo junto com a



Figura 3.21 – EMA Trike.

Fonte: autoria própria.

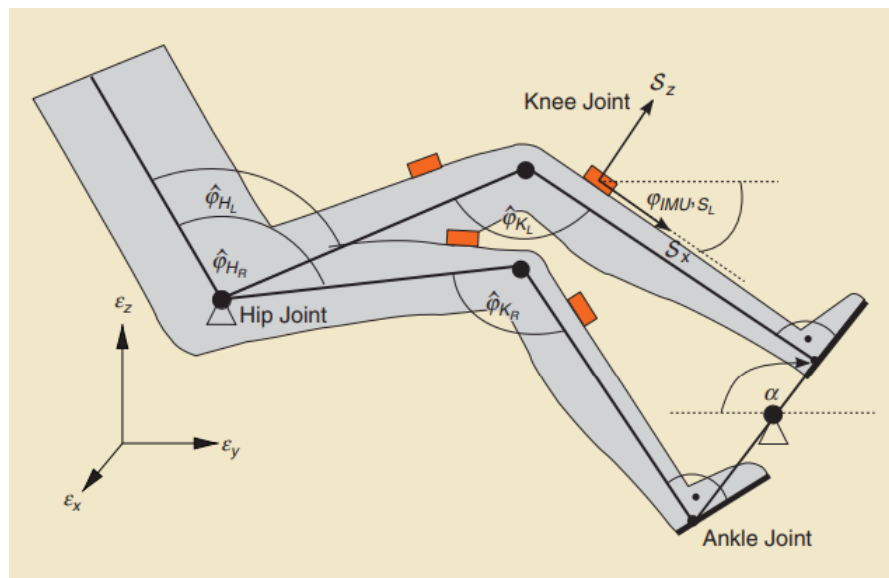


Figura 3.22 – Esquemático das pernas para cálculo dos ângulos.

Fonte: (WIESENER; RUPPIN; SCHAUER, 2016)

pedivela, conforme Figura 3.17. Com isso, analisar-se-á os ângulos de ativação da pedivela da Equipe EMA, a classificação do movimento feito pelo CP (RUPPIN; WIESENER; SCHAUER, 2016) e a classificação do IMM. Este último terá como base a biblioteca do Python *filterpy*, que conta com uma implementação do algoritmo (LABBE, 2015), referência essa também baseada em (LABBE, 2019). O fluxograma da Figura 3.23 resume este processo.

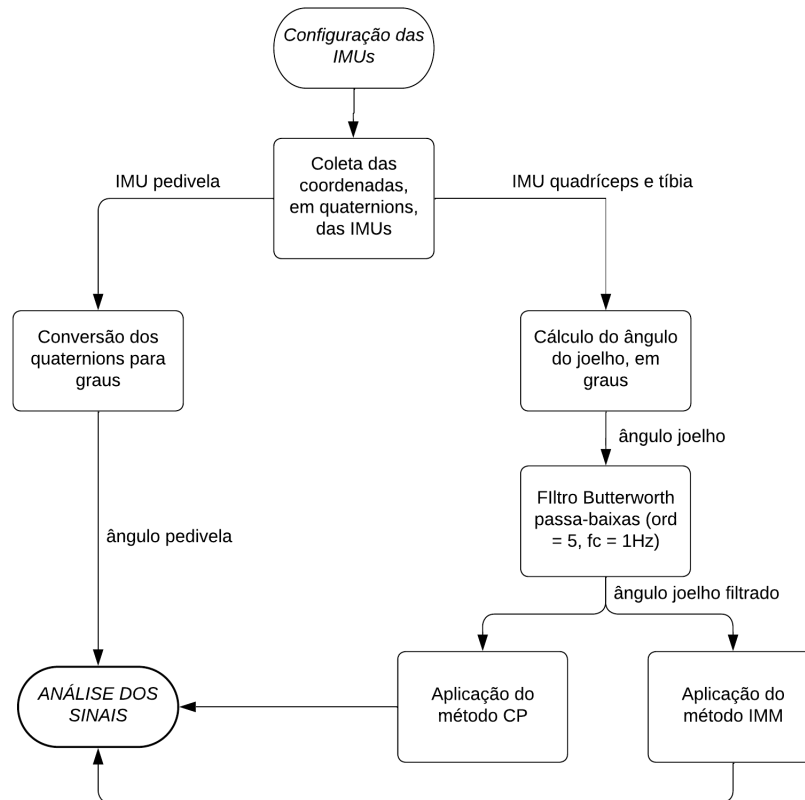


Figura 3.23 – Fluxograma de coleta e tratamento dos dados das IMUs.

Fonte: autoria própria.

Nota-se o uso do filtro butterworth com frequência de corte de 1 Hz. Esse valor foi escolhido com base em (ROBERTSON et al., 2013), que destaca que a frequência máxima voluntária na locomoção humana é menor que 10 Hz. Ao analisar o treino do atleta voluntário do EMA, verificou-se que o mesmo, em média, completa um ciclo de pedalada por segundo. Dessa forma, com o parâmetro selecionado, o ruído é removido para análise do sinal.

## 4 Resultados e Discussões

Este capítulo aborda os resultados obtidos do uso do algoritmo IMM e do CP na classificação dos dados da pedalada, em diferentes frequências de amostragem. A partir disso, discussões e considerações são realizadas acerca do processo.

### 4.1 Testes de coleta

Os dados foram coletados a partir de um arquivo *rosbag*, adquirido do ROS. As IMUs foram dispostas na perna e na pedivela e se pedalou durante 30 segundos nas seguintes frequências de amostragem: 30 Hz, 50 Hz, 75 Hz, 100 Hz, 150 Hz e 200 Hz, buscando manter as mesmas condições de tempo e velocidade. Analisou-se os gráficos produzidos por todos e o de 200 Hz se mostrou o melhor.

O sujeito que pedalou faz parte do projeto EMA desde 2015, sendo que a EMA *trike* e demais parâmetros são adaptados para melhor atendê-lo. Desta maneira, a ideia é garantir que as coletas estejam mais próximas da realidade de um usuário do projeto. O mesmo aceitou participar deste trabalho, a partir de um termo de consentimento.

Realizadas as coletas, os sinais do ângulo da pedivela e do joelho foram inseridos no gráfico abaixo.

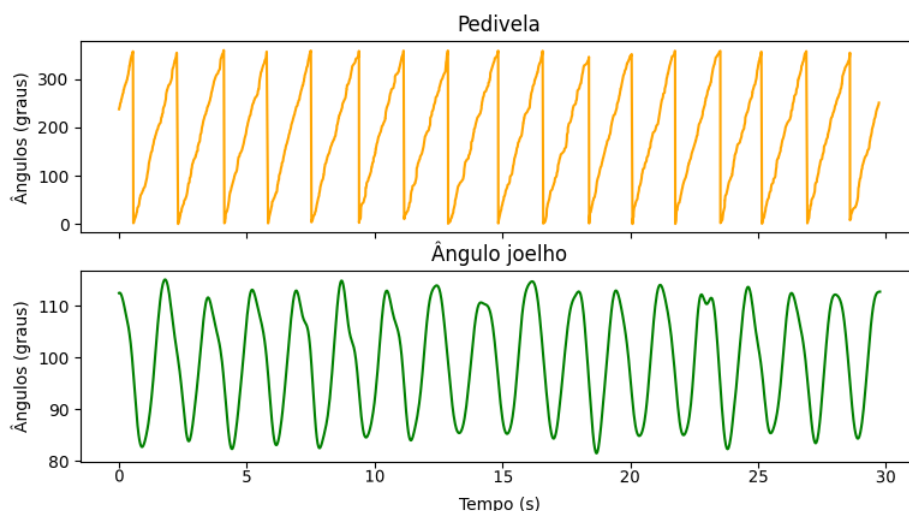


Figura 4.24 – Gráfico dos sinais das IMUs durante a pedalada, na amostragem de 200Hz.

Fonte: autoria própria.

A partir daqui, os ângulos selecionados foram tratados em métodos diferentes, o CP e o IMM.



### 4.1.1 Resultados CP

O gráfico da [Figura 4.25](#) é o resultado do método do CP para a amostragem de 200 Hz:

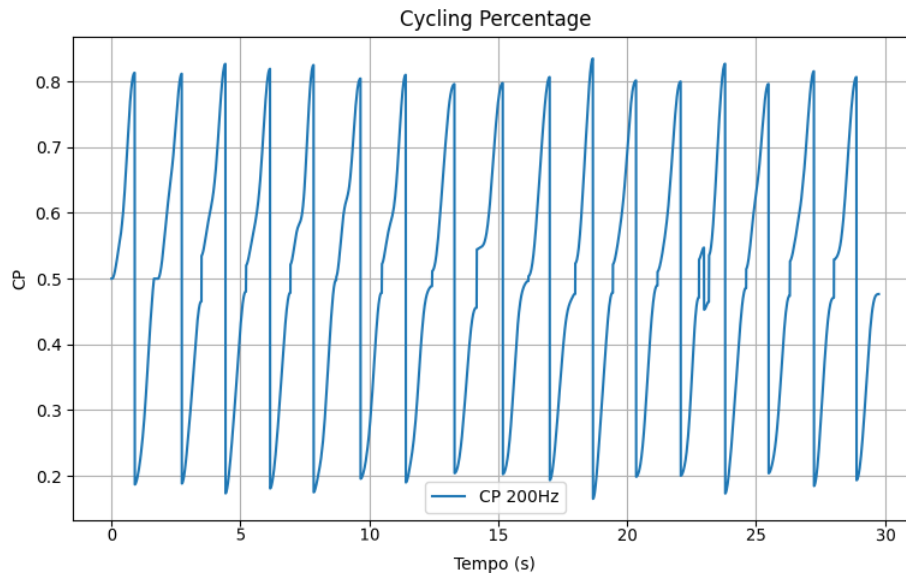


Figura 4.25 – Gráfico do *Cycling Percentage*.

Fonte: autoria própria.

O sinal adquirido mostra-se divergente da [Figura 2.12](#). As principais hipóteses para isso são:

- o sinal do joelho possuir algum ruído, de forma a causar diferença na derivada do sinal, alterando a escolha da função pelo CP;
- as alterações de posição do atleta na trike são perceptíveis e captadas pelos sensores, que causam ainda mais ruídos no sinal;
- por não ter em mãos a implementação original do artigo, algum ajuste heurístico na função pode ser necessário para corrigir maiores distúrbios do sinal.

Dessa forma, é necessário entender o impacto dessas questões no sinal antes de prosseguir com o uso do CP do ângulo do joelho em sistemas de controle FES. Além disso, caso seja necessária a implementação de uma terceira fase de movimento, como uma fase de repouso, novas propostas heurísticas precisam ser analisadas. Isso desfalca a evolução dos sistemas FES *Cycling*, analisando pela ótica de tornar a tecnologia acessível em diversos contextos.

### 4.1.2 Resultados IMM

Para o IMM, existe uma etapa prévia de parametrização, sendo a primeira a classificação manual dos estados. Os primeiros pontos do sinal foram classificados entre as fases de extensão e flexão e armazenados em um vetor de classificação. Posterior a isso, foi feita uma média da velocidade de variação dos pontos em cada estado, valor que foi utilizado na matriz de transição de estados  $F$ .

Com o vetor de classificação, foi calculada a matriz de probabilidade de transição  $M$ , conforme a [Equação 2.14](#). O resultado está na [Equação 4.1](#). Como já esperado, essa matriz possui os valores da diagonal principal maiores que os da diagonal secundária. Ou seja, as probabilidades do estado manter-se, normalmente, são maiores que as probabilidades de transição, algo que se altera na medida que o sinal assume valores na faixa de alteração do estado.

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} 0,9886 & 0,0114 \\ 0,0270 & 0,9830 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Da mesma forma, foram calculados, para cada estado, os valores de variância e covariância, para serem usados na matriz de ruído do processo  $R$  e na matriz de covariância  $Q$ . Com os parâmetros definidos, foram calculados os estados definidos pelo IMM.

Contudo, nas primeiras simulações, a classificação não ocorreu como era esperado. Ao longo de todo o sinal, praticamente apenas o filtro 2 preponderou conforme [Figura 4.26](#). Conseqüentemente, a classificação dos estados levando em consideração o movimento de extensão e flexão também não desempenhou o resultado esperado, como visto na [Figura 4.27](#).

A causa da obtenção de simulações que não atenderam o que era esperado ocorreu por conta de uma definição inadequada dos parâmetros que regem o filtro de Kalman e atuam no IMM. Logo, uma análise mais profunda dos números definidos e um maior entendimento das variáveis foi realizado a fim de propiciar simulações mais condizentes e adequadas.

Primeiramente, analisou-se a matriz de estimativa de estado inicial, em que foi definido o mesmo parâmetro para todos os filtros, pelo princípio que cada um deles devem partir do mesmo ponto.

Em seguida, analisou-se a matriz  $M$  de probabilidade de transição de estados. Entendeu-se que as probabilidades iniciais da diagonal principal estavam altas. A partir disso, as probabilidades de transição foram alteradas na [Equação 4.2](#).

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} 0,90 & 0,10 \\ 0,10 & 0,90 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Também, verificou-se os parâmetros definidos para a matriz  $F$  de transição de estados.



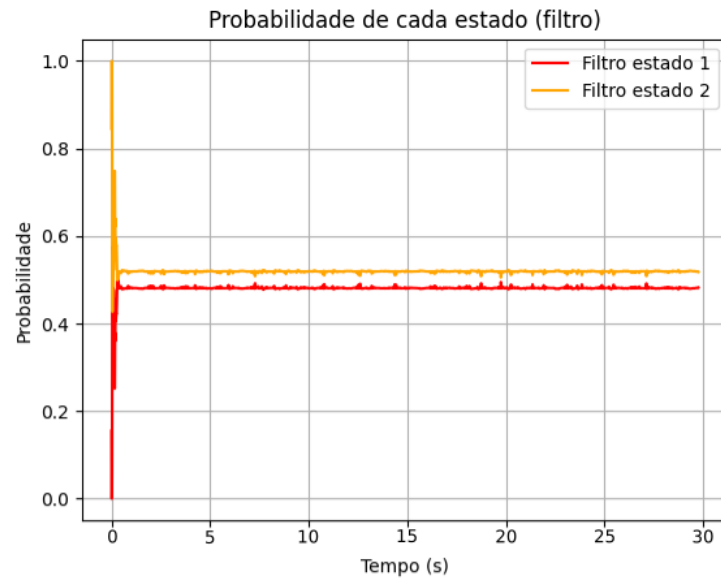


Figura 4.26 – Probabilidades da posição de extensão e da posição de flexão ao longo da simulação.

Fonte: autoria própria.

Uma variável imprescindível para a definição dessa matriz é a velocidade média entre a transição de estados do sistema. Logo, essa variável foi revisada empiricamente, a fim de obter valores mais condizentes a partir da coleta de dados offline. Foi ajustada até que as classificações ficassem mais precisas.

Por fim, foram analisados os parâmetros definidos para a covariância  $R$  do ruído de observação e a covariância  $Q$  do ruído do processo. Em comparação com os demais parâmetros, as variáveis  $R$  e  $Q$  apresentaram maior impacto na melhora das simulações após ajustes. Isso ocorre porque  $R$  e  $Q$  relacionam-se com valores de incerteza que são utilizados para obter uma média ponderada entre o valor medido pelos sensores e o valor que será predito pelo modelo.

Desta forma, definiu-se valores menores para a covariância do ruído do processo  $Q$  e valores maiores para o ruído de observação  $R$ , considerando que durante a aplicação do IMM, o ideal é que não ocorra muitas alterações nos modelos. Alguns números para essas duas variáveis foram definidos e, ao fim, obteve-se uma relação de cerca de  $R = 57k \cdot Q$ , alcançando melhores resultados.

A definição de uma boa relação entre esses parâmetros foi realizada de forma empírica, analisando o comportamento das simulações a cada alteração até o atingimento de um resultado adequado que propiciou uma segmentação evidente dos modos de movimento.

Os resultados obtidos por meio da análise de todos os parâmetros citados anterior-

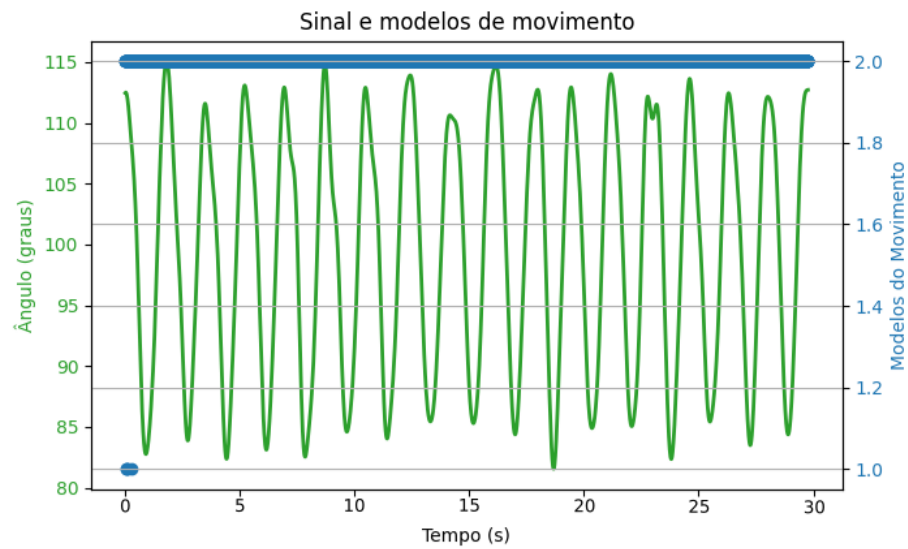


Figura 4.27 – Classificação dos estados pelo IMM.

Fonte: autoria própria.

mente são observados na [Figura 4.28](#) e na [Figura 4.29](#), que apresentam a probabilidade de cada filtro de Kalman e a classificação do movimento, respectivamente. Considera-se duas fases do movimento, sendo 1.0 definido para a extensão e 2.0 definido para a flexão.

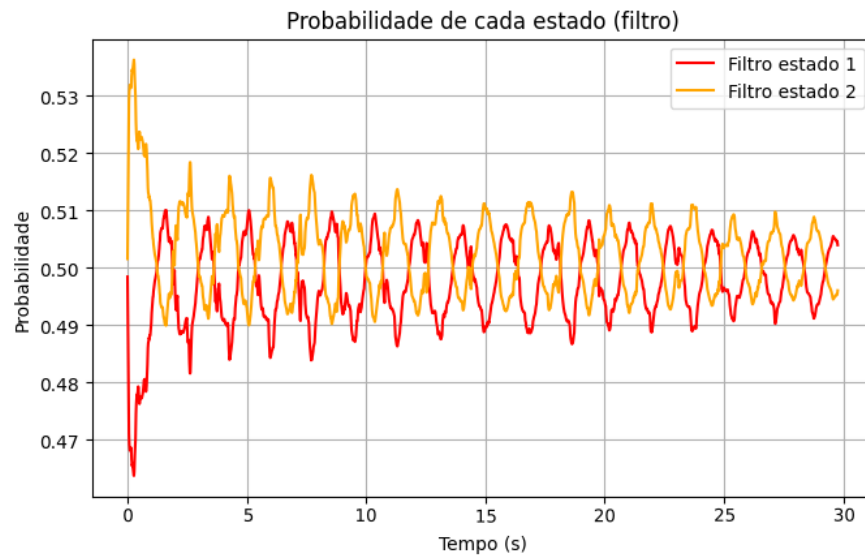


Figura 4.28 – Novas probabilidades da posição de extensão e da posição de flexão ao longo da simulação.

Fonte: autoria própria.

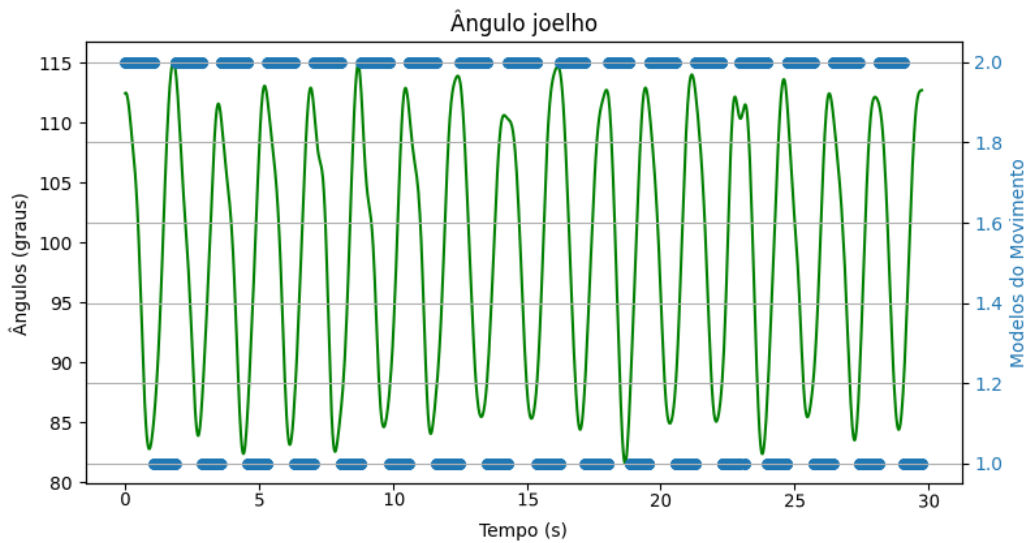


Figura 4.29 – Nova classificação dos estados pelo IMM.

Fonte: autoria própria.

### 4.1.3 Ângulos de Ativação

Considerando os ângulos utilizados no trabalho, resolveu-se analisar como esses casos se comportam simultaneamente a fim de comparações. Assim, foi incluída na [Figura 4.24](#), gerando a [Figura 4.30](#).

Foram inseridas linhas verdes e vermelhas tracejadas para indicar o início e o fim da eletroestimulação nos ângulos da pedivela do EMA, respectivamente. Analisando a figura, percebe-se que o início do estado de extensão do joelho está próximo ao início da eletroestimulação na pedivela. Esse resultado mostra-se importante uma vez que, não somente o IMM detecta as transições, mas esta está sincronizada com ângulos medidos empiricamente pelo método da pedivela.

Era esperado que o fim da eletroestimulação da pedivela (tracejado vermelho) não estivesse próximo, uma vez que, para evitar efeitos de rebote na pedalada, é recomendado encerrar a estimulação um pouco antes do fim da extensão, garantindo a segurança do atleta. Contudo, a partir da comparação dos ângulos entre joelho e pedivela, é possível realizar novos estudos para a definição do ângulo de pedalada mais eficiente.

Vale destacar, também, a existência de variação na altura dos máximos e mínimos do sinal do joelho não detectada pelo método da pedivela e que, ao mesmo tempo, não alterou a classificação do IMM. Isso traz maior preferência pelo uso do ângulo do joelho porque fornece maiores informações acerca do movimento do atleta - essa variação pode ser resultado de alterações da posição do atleta ao longo da pedalada.

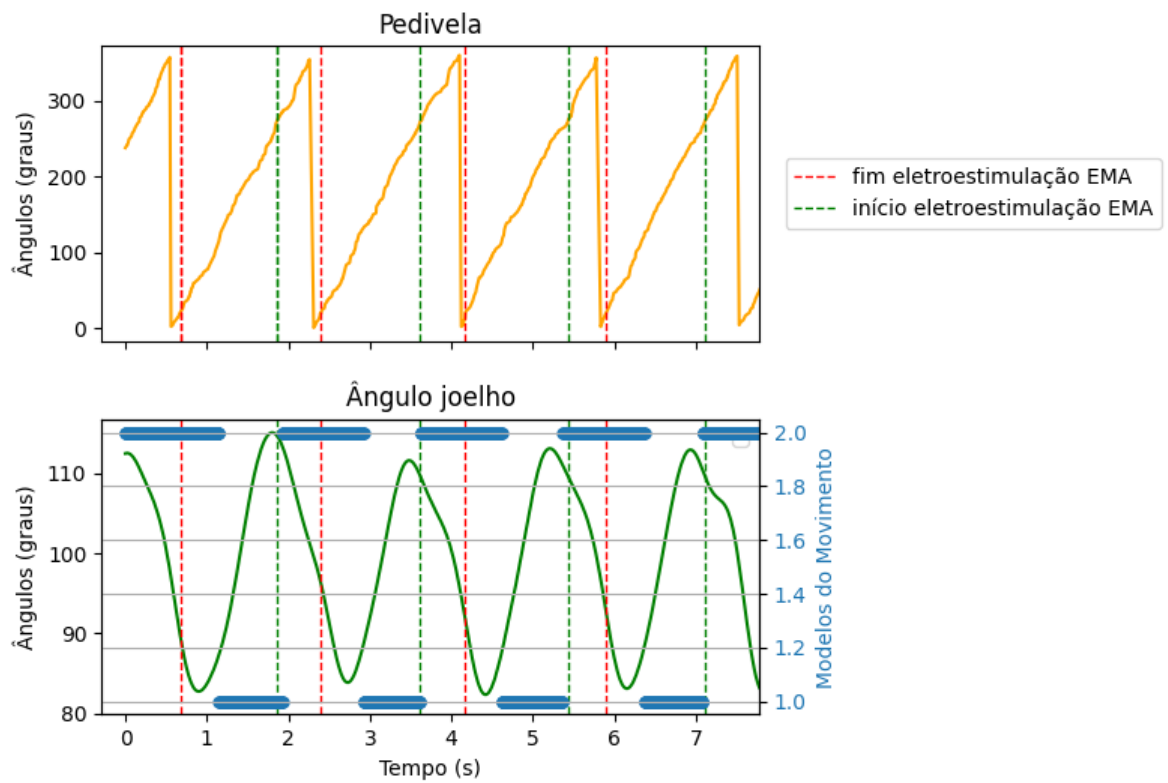


Figura 4.30 – Comparativo entre os ângulos da pedivela e joelho, considerando classificação do IMM e ângulos de ativação da pedivela.

Fonte: autoria própria.

## 5 Conclusão

O sistema de eletroestimulação por ciclismo apresenta muitas possibilidades de estudo e inovação. O *Cycling Percentage* foi um dos métodos analisados que gerou insumos para estudo. Contudo, por ser um método heurístico, o CP possui limitações, uma vez que classifica apenas movimentos de extensão e flexão das pernas no ciclismo. A inserção de novos tipos de classificação, como, por exemplo, o estado de repouso, impõe a necessidade de novos ajustes heurísticos. Portanto, o CP é mais difícil de ser implementado, atualmente, no EMA.

Para o IMM, verificou-se que sua implementação para classificação do movimento de flexão e extensão é satisfatória. O IMM detectou a transição dos movimentos nos dados obtidos, melhorando as análises do movimento desempenhado no sistema FES. E, conforme a literatura, é possível incluir novas fases de movimento de maneira simplificada, incluindo filtros de Kalman para os novos estados.

Ainda, notou-se que os ângulos de ativação do sistema FES do projeto EMA podem ser reanalisados, buscando atingir a máxima eficiência do sistema, dentro dos parâmetros de segurança do usuário.

Por fim, evidenciou-se que as coletas de dados do ângulo do joelho, filtradas, mostraram-se satisfatórias para aplicações futuras ao considerar o uso de sensores inerciais no quadríceps e na tíbia, inovando na aplicação do FES *Cycling* no projeto EMA.

### 5.1 Trabalhos Futuros

Como trabalho futuro, realizar estudos para aprofundar o aprimoramento da coleta do ângulo do joelho para confirmação da hipótese da extensão do ângulo de estimulação.

Também, há a possibilidade de estudar acerca do ângulo da IMU no quadríceps, investigando alternativas para o uso individual da mesma.

Além disso, propor alternativas para um melhor processamento computacional dos códigos desenvolvidos. A adaptação do código para C++, por exemplo, tornará o processamento computacional mais eficiente, aumentando, também, a amostragem média do sistema.

Por fim, mostra-se necessário realizar a aplicação das metodologias estudadas nesse trabalho na eletroestimulação. Ressalta-se a necessidade de um comitê de ética para testes e aplicação em pessoas com lesão medular.

# Referências

- ALTASTIM. **FES Electrode Placements: Lower Body**. en. 2019. Disponível em: <[https://www.ualberta.ca/steadward-centre/media-library/altastim/fes\\_electrode\\_placement\\_lower\\_body-2018.pdf](https://www.ualberta.ca/steadward-centre/media-library/altastim/fes_electrode_placement_lower_body-2018.pdf)>. Acesso em: 9 jun. 2023. Citado na p. 34.
- ANG, M. H.; TOURASSIS, V. D. Singularities of Euler and Roll-Pitch-Yaw Representations. **IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems**, AES-23, n. 3, p. 317–324, 1987. DOI: [10.1109/TAES.1987.310828](https://doi.org/10.1109/TAES.1987.310828). Citado na p. 35.
- BAPTISTA, R.; SIJOBERT, B.; COSTE, C. A. New Approach of Cycling Phases Detection to Improve FES-Pedaling in SCI Individuals. In: 2018 IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS (IROS). **2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)**. Out. 2018. P. 5181–5186. ISSN: 2153-0866. DOI: [10.1109/IROS.2018.8594162](https://doi.org/10.1109/IROS.2018.8594162). Citado na p. 34.
- BLOM, H.; BAR-SHALOM, Y. The interacting multiple model algorithm for systems with Markovian switching coefficients. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v. 33, n. 8, p. 780–783, ago. 1988. ISSN 00189286. DOI: [10.1109/9.1299](https://doi.org/10.1109/9.1299). Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/1299/>>. Acesso em: 26 jun. 2023. Citado na p. 29.
- BO, A. P.; FONSECA, L. O. da; GUIMARAES, J. A.; FACHIN-MARTINS, E.; PAREDES, M. E.; BRINDEIRO, G. A.; SOUSA, A. C. C. de; DORADO, M. C.; RAMOS, F. M. Cycling with Spinal Cord Injury: A Novel System for Cycling Using Electrical Stimulation for Individuals with Paraplegia, and Preparation for Cybathlon 2016. **IEEE Robotics Automation Magazine**, v. 24, n. 4, p. 58–65, dez. 2017. Conference Name: IEEE Robotics Automation Magazine. ISSN 1558-223X. DOI: [10.1109/MRA.2017.2751660](https://doi.org/10.1109/MRA.2017.2751660). Citado nas pp. 14, 15.
- GONDIN, J.; COZZONE, P. J.; BENDAHAN, D. Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes? **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2473–87, out. 2011. Num Pages: 2473-87 Place: Heidelberg, Netherlands Publisher: Springer Nature B.V. ISSN 14396319. DOI: [10.1007/s00421-011-2101-2](https://doi.org/10.1007/s00421-011-2101-2). Disponível em: <<https://www.proquest.com/docview/890597658/abstract/87C007B8D12646A1PQ/24>>. Acesso em: 24 mar. 2023. Citado na p. 14.
- GREWAL, M. S.; WEILL, L. R.; ANDREWS, A. P. **Global positioning systems, inertial navigation, and integration**. John Wiley & Sons, 2007. Citado nas pp. 25, 26.

- HASOMED. RehaStim, RehaMove - Operating Manual, 2009. Citado nas pp. 40–42.
- HEMINGWAY, E. G.; O'REILLY, O. M. Perspectives on Euler angle singularities, gimbal lock, and the orthogonality of applied forces and applied moments. **Multibody System Dynamics**, v. 44, n. 1, p. 31–56, set. 2018. ISSN 1384-5640, 1573-272X. DOI: [10.1007/s11044-018-9620-0](https://doi.org/10.1007/s11044-018-9620-0). Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s11044-018-9620-0>. Acesso em: 27 jun. 2023. Citado nas pp. 35, 36.
- JIA, Y.-B. Quaternions and rotations. **Com S**, v. 477, n. 577, p. 15, 2008. Citado na p. 37.
- LABBE, R. IMM estimator. [filterpy.readthedocs.io/en/latest/kalman/IMMEstimator](https://filterpy.readthedocs.io/en/latest/kalman/IMMEstimator), 2015. Citado na p. 43.
- LABBE, R. Kalman and bayesian filters in python, 2014. [github.com/rllabbe/Kalman-and-Bayesian-Filters-in-Python](https://github.com/rllabbe/Kalman-and-Bayesian-Filters-in-Python), 2019. Citado nas pp. 32, 43.
- LABS, Y. 3-Space Sensor Manual. Citado na p. 38.
- LATOUCHE, G.; RAMASWAMI, V. **Introduction to matrix analytic methods in stochastic modeling**. SIAM, 1999. Citado na p. 30.
- LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional Electrical Stimulation. **IEEE Control Systems**, v. 28, n. 2, p. 40–50, abr. 2008. ISSN 1066-033X, 1941-000X. DOI: [10.1109/MCS.2007.914689](https://doi.org/10.1109/MCS.2007.914689). Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4472378/>. Acesso em: 28 mar. 2023. Citado na p. 33.
- METANI, A.; POPOVIĆ-MANESKI, L.; MATEO, S.; LEMAHIEU, L.; BERGERON, V. Functional electrical stimulation cycling strategies tested during preparation for the First Cybathlon Competition – a practical report from team ENS de Lyon. **European Journal of Translational Myology**, v. 27, n. 4, p. 7110, 5 dez. 2017. ISSN 2037-7452. DOI: [10.4081/ejtm.2017.7110](https://doi.org/10.4081/ejtm.2017.7110). Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5745378/>. Acesso em: 4 abr. 2022. Citado na p. 14.
- METRICS. **GBD Compare Data Visualization**. en. 2019. Disponível em: <https://vizhub.healthdata.org/gbd-compare/>. Acesso em: 22 mar. 2023. Citado na p. 14.
- NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P.; CASTRO, C. **Eletroterapia clínica**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2003. OCLC: 69934516. ISBN 978-85-204-1284-8. Citado na p. 33.
- ROBERTSON, D.; CALDWELL, G.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. **Research Methods in Biomechanics: Second edition (eBook)**. Nov. 2013. ISBN 0-7360-8340-0. Citado na p. 44.
- RUPPIN, S.; WIESENER, C.; SCHAUER, T. Inertial Sensor-Based Control of Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Cycling, 2016. Citado nas pp. 34, 35, 43.
- SILVERTHORN, D. U. **Fisiologia humana: uma abordagem integrada**. Artmed editora, 2010. Citado na p. 22.

- 
- SZYMCZAK, Ł.; PODGÓRSKI, T.; DOMASZEWSKA, K. Comparison of the Levels of Hematological Parameters at Rest and after Maximum Exercise between Physically Active People with Spinal Cord Injury and Able-Bodied People. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 23, p. 12323, 24 nov. 2021. ISSN 1660-4601. DOI: [10.3390/ijerph182312323](https://doi.org/10.3390/ijerph182312323). Citado na p. 14.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Princípios De Anatomia E Fisiologia 14ª Ed. - Tortora.pdf**. 14. ed. Rio de Janeiro: GUANABARA KOOGAN, 2016. ISBN 978-85-277-2862-1. Disponível em: <<https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788527728867/>>. Acesso em: 31 mar. 2023. Citado nas pp. 18–21, 23, 24.
- WIESENER, C.; RUPPIN, S.; SCHAUER, T. Robust Discrimination of Flexion and Extension Phases for Mobile Functional Electrical Stimulation (FES) Induced Cycling in Paraplegics. **IFAC-PapersOnLine**, v. 49, n. 32, p. 210–215, 2016. ISSN 24058963. DOI: [10.1016/j.ifacol.2016.12.216](https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2016.12.216). Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405896316328889>>. Acesso em: 26 jun. 2023. Citado nas pp. 42, 43.
- ZEITLHÖFLER, J. **Nominal and observation-based attitude realization for precise orbit determination of the Jason satellites**. Jun. 2019. Tese (Doutorado). Citado na p. 36.



# Apêndices

## Apêndice A – Tabelas

Tabela A.1 – Características técnicas da Bateria LiPo

Capacidade	2200mAh
Tensão	3 células / 11.1V
Descarga Nominal	30C
Peso	176g
Dimensões	105 x 35 x 25mm
Plug Balanceador	JST-XH
Plug de Descarga	XT60

Tabela A.2 – Características técnicas gerais do 3-Space Wireless Sensor

Dimensões	35mm x 60mm x 15mm
Peso	28g
Alimentação	+5V USB
Tecnologia da bateria	Li-Po recarregável
Duração da bateria	+5h com uso contínuo em plena performance
Interfaces de Comunicação	USB 2.0, 2.4GHz DSSS Wireless (FCC certified)
Alcance de comunicação Wireless	200m
Identificadores PAN Wireless	65536
Canais Wireless selecionáveis	16 (canal 2.4GHz entre 11 e 26)
Taxa de atualização do filtro	até 200Hz em total funcionalidade
Orientação de saída	quaternion absoluto e relativo, ângulos de Euler, axis angle, rotation matrix, two vector
Outras saídas	raw sensor data, corrected sensor data, normalized sensor data, temperatura
Taxa de temperatura	-40°C até 85°C
Processador	32-bit RISC em funcionamento em 60MHz

Tabela A.3 – Características técnicas dos sensores do 3-Space Wireless Sensor

Taxa da Orientação	360°
Precisão da Orientação	em média $\pm 1^\circ$ para condições dinâmicas e todas as orientações
Resolução da Orientação	$<0.08^\circ$
Repetibilidade da Orientação	0.085° para todas as orientações
Escala do Acelerômetro	$\pm 2g / \pm 4g / \pm 8g$ selecionável
Resolução do Acelerômetro	14 bit
Escala do Giroscópio	$\pm 250 / \pm 500 / \pm 1000 / \pm 2000$ °/sec selecionável
Resolução do Giroscópio	16 bit
Estabilidade bias do Giroscópio	em média 2.5°/hr para todos os eixos

Tabela A.4 – Características técnicas do 3-Space Wireless Dongle

Dimensões	22.5mm x 65.6mm x 15mm
Peso	12g
Alimentação	+5V USB
Interfaces de comunicação	USB 2.0, 2.4GHz DSSS Wireless (FCC certificado)
Taxa de comunicação Wireless	até 200
Sensores Wireless suportados	15 simultâneos
Identificadores PAN Wireless	65536
Canais Wireless selecionáveis	16 (canal 2.4GHz entre 11 e 26)
Processador	32-bit RISC em funcionamento em 60MHz

Tabela A.5 – Características padrão do RehaStim

Duração dos impulsos de estimulação (largura de pulso)	20 $\mu$ s a 500 $\mu$ s incrementados em passos de 10 $\mu$ s
Corrente	20mA a 130mA incrementados em passos de 5mA
Números de canais	2 módulos com 4 canais cada
Frequência da estimulação	10 até 50 Hz em passos de 5 Hz
Tensão de reserva	150V
Tempo de operação	cerca de 2h a 2.5h com parâmetros médios de estimulação
Tempo de carregamento da bateria	cerca de 3.5h

Tabela A.6 – Características técnicas do RehaStim

Comprimento	13,5cm
Largura	15cm
Altura	7cm
Peso	5kg
Alimentação	100-240 VAC 50-60 Hz
Potência de entrada	máx. 150 W
Interface da tela	Touch-sensitive LCD
Comunicações	USB / RS232
Sistema operacional	Software personalizado
Tensão máxima de saída	154 V
Número máximo de canais	8
Saída de corrente por canal	20-130mA incrementado em passos de 5mA
Tipo da forma de onda	Bifásica, carga balanceada
Duração dos impulsos de estimulação (largura de pulso)	20 - 500 $\mu$ s incrementado em passos de 10 $\mu$ s
Frequência de estimulação	10 a 50Hz em passos de 5 Hz

Tabela A.7 – Características técnicas do Carregador da Bateria LiPo

Faixa de tensão de operação	DC 10V - 20V
Potência de circuito	Adaptador AC ao DC 10V - 20V/6A
Máxima potência de carga	80W
Potência de descarga máxima	10W
Faixa de corrente de carga	0.1A - 6.0A
Faixa corrente de descarga	0.1A - 2.0A
Escorredor atual para equilíbrio Li-Po	300mAh/célula
Contagem celular NiCd/NiMH	1-15 células
Li-Ion / Contagem celular de polímero	1-6 série
Tensão da bateria Pb	2V-20V
Dimensões	133 x 87 x 33mm

Tabela A.8 – Grandezas de estimulação para sistemas FES

Grandeza	Valor Mínimo	Valor Máximo
Frequência [Hz]	20	50
Largura de Pulso [ $\mu$ s]	50	500
Intensidade de Corrente [mA]	0	100