

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS DE  
CONTROLE ADAPTATIVO PARA ELETROESTIMULAÇÃO  
NEUROMUSCULAR VOLTADA PARA FISIOTERAPIA

Luiz Rennó Costa

Projeto de Graduação apresentado ao Curso de Engenharia Eletrônica e de Computação da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Orientadores: Alexandre Visintainer Pino  
Tiago Roux de Oliveira

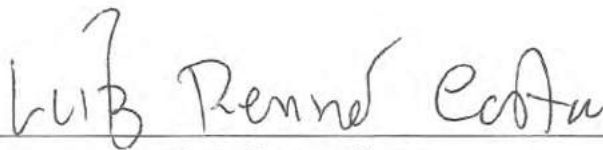
Rio de Janeiro  
Fevereiro de 2017

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS DE  
CONTROLE ADAPTATIVO PARA ELETROESTIMULAÇÃO  
NEUROMUSCULAR VOLTADA PARA FISIOTERAPIA

Luiz Rennó Costa

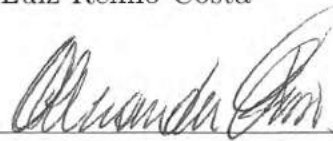
PROJETO DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO CURSO  
DE ENGENHARIA ELETRÔNICA E DE COMPUTAÇÃO DA ESCOLA PO-  
LITÉCNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO  
PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU  
DE ENGENHEIRO ELETRÔNICO E DE COMPUTAÇÃO

Autor:



Luiz Rennó Costa

Orientadores:

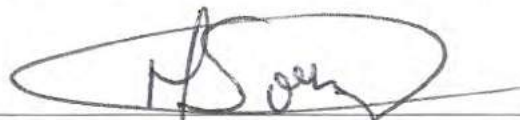


Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc



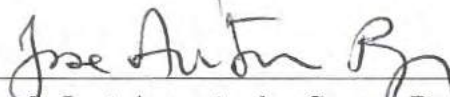
Prof. Tiago Roux de Oliveira, D.Sc

Examinador:



Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Examinador:



Prof. José Antonio dos Santos Borges, D.Sc

## Declaração de Autoria e de Direitos

Eu, *Luiz Rennó Costa* CPF 135.601.997-86, autor da monografia *ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS DE CONTROLE ADAPTATIVO PARA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR VOLTADA PARA FISIOTERAPIA*, subscrevo para os devidos fins, as seguintes informações:

1. O autor declara que o trabalho apresentado na disciplina de Projeto de Graduação da Escola Politécnica da UFRJ é de sua autoria, sendo original em forma e conteúdo.
2. Excetua-se do item 1. eventuais transcrições de texto, figuras, tabelas, conceitos e idéias, que identifiquem claramente a fonte original, explicitando as autorizações obtidas dos respectivos proprietários, quando necessárias.
3. O autor permite que a UFRJ, por um prazo indeterminado, efetue em qualquer mídia de divulgação, a publicação do trabalho acadêmico em sua totalidade, ou em parte. Essa autorização não envolve ônus de qualquer natureza à UFRJ, ou aos seus representantes.
4. O autor pode, excepcionalmente, encaminhar à Comissão de Projeto de Graduação, a não divulgação do material, por um prazo máximo de 01 (um) ano, improrrogável, a contar da data de defesa, desde que o pedido seja justificado, e solicitado antecipadamente, por escrito, à Congregação da Escola Politécnica.
5. O autor declara, ainda, ter a capacidade jurídica para a prática do presente ato, assim como ter conhecimento do teor da presente Declaração, estando ciente das sanções e punições legais, no que tange a cópia parcial, ou total, de obra intelectual, o que se configura como violação do direito autoral previsto no Código Penal Brasileiro no art.184 e art.299, bem como na Lei 9.610.
6. O autor é o único responsável pelo conteúdo apresentado nos trabalhos acadêmicos publicados, não cabendo à UFRJ, aos seus representantes, ou ao(s) orientador(es), qualquer responsabilização/ indenização nesse sentido.
7. Por ser verdade, firmo a presente declaração.

  
Luiz Rennó Costa

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO  
Escola Politécnica - Departamento de Eletrônica e de Computação  
Centro de Tecnologia, bloco H, sala H-217, Cidade Universitária  
Rio de Janeiro - RJ CEP 21949-900

Este exemplar é de propriedade da Universidade Federal do Rio de Janeiro, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es).

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha querida mãe, Ana Maria.

## AGRADECIMENTO

Gostaria primeiramente de agradecer ao meu pai, Sebastião, sempre presente durante toda minha formação no CAP e na faculdade. Não seria possível realizar uma façanha tão grande quanto se formar em engenharia sem sua ajuda.

Aos meus professores do CAP, que fizeram de mim um ser pensante (ou o mais próximo possível disto) e crítico. Dentre estes, um agradecimento especial à Maria Beatriz (Bia), Renata, Francisco (Chiquinho), Cataldo e JJ. A dedicação de vocês com o magistrado é até hoje uma inspiração para mim. O meu amor incondicional pelo CAP é sem dúvida fruto do trabalho incrível que vocês realizaram.

Aos meus colegas do CAP, que me ajudaram a me manter são (ou contribuíram para insanidade que tanto permeia meus pensamentos), em especial aos meus amigos mais próximos, quase irmãos, José, Gabriel (Peli), Bruna, Carla, Tâmisia, Antonia (Anto), Maria Elisa, Lucas e Gaia. As memórias (tanto as boas quanto as ruins) que tenho de todo o tempo que passei no CAP sempre serão celebradas por mim.

Aos meus colegas também da faculdade, seja nas inúmeras sessões de estudos, no bate papo do corredor, nos churrascos que se tornaram o evento mais importante do ano para mim, sem vocês nada disto teria acontecido. Quando concluí meu primeiro período na Engenharia Eletrônica, a última coisa que eu queria era pisar no Bloco H. Eu teria abandonado tudo se não fosse por vocês. Então, obrigado de coração Alboretti, Renan, Antônio, Cayres, Capella, Humberto, Daniel, Pedro Gil, Thiago, Ioav, Artur, Alice, Hellen, Marina, Tamine, Cossetti, Adriano, Raposo, Igor Abreu, Igor Sanz, Tharsux, Bellotti, Daniel, Fabrício, Louise, Victor Barros, Morgan, Del Rei e Olavo.

Aos professores da graduação que me ajudaram nesta jornada, José Gabriel, Teodósio, Luiz Wagner, Wallace e aos meus orientadores, Pino e Tiago, com orientações não só em como redigir meus trabalhos, mas como redigir toda minha vida acadêmica. Gostaria também de agradecer às médicas Ana Paula e Thaís Amaral do Hospital Universitário, pela paciência e orientação. Aos meus colegas de laboratório, Anderson, João Dani, Salvino e Brandi pela ajuda.

Às instituições que ajudaram financeiramente, CAPES, CNPq e FAPERJ.

Ao pessoal do MinervaBots, o tempo que eu passei lá certamente me adicionou bastante, principalmente graças ao Lucas, PH, Nori, Vinícius, Hafner, Victor e André, vocês são foda.

À galera do Ventrilo/TS/Discord, Dios, Wilds (já vai abrindo data no teu calendário pra me visitar na formatura hein brother), Guizé e Matheus.

À minha namorada, Maria, que sempre esteve comigo para o bom e o ruim, sempre me acalmando, dizendo que tudo ia ficar bem, e olha só, ficou mesmo. Muito obrigado paixão.

Gostaria de finalizar agradecendo novamente a todos, a jornada de graduação na UFRJ não é fácil, mas mesmo assim carregarei comigo memórias inestimáveis desses 4 anos de UFRJ. Afinal, o que é um homem senão o conjunto de suas memórias? Nós somos as histórias que vivemos, os contos que compartilhamos. Espero que eu possa agradecer, de uma certa forma, escrevendo o nome de vocês em algum pedaço infinitesimal da história, assim como vocês estão eternizados nestas minhas memórias. Mais uma vez obrigado por tudo, glhf, amo todos vocês.

## RESUMO

Pessoas acometidas de acidente vascular cerebral (AVC) tendem a desenvolver sequelas cognitivas e motoras devido à danos ao seu sistema nervoso. Este trabalho focará apenas nas sequelas físicas de membros superiores (bíceps e tríceps), e para tal tratamento destas é necessário passar por diversas sessões de fisioterapia nas quais o médico auxilia o paciente na realização de movimentos pré-determinados. Com o avanço da tecnologia, novas técnicas e dispositivos foram sendo aplicados para auxiliar e aumentar a eficácia deste tipo de tratamento. Nesse contexto foram desenvolvidos aparelhos de eletroestimulação neuromuscular (NMES), que causam a contração do músculo através de estimulação elétrica superficial por meio de eletrodos de contato. Entretanto, para que este aparelho seja capaz de auxiliar o tratamento, ele deve ajudar o paciente a realizar um certo movimento funcional, e para isto, ele deve determinar a cada instante a intensidade correta de estimulação a ser aplicada, e isto requer uma certa inteligência deste dispositivo. Para implementar esta inteligência, recorreremos a métodos de controle adaptativos, neste caso, utilizamos o algoritmo *Extremum Seeking* para adaptar os parâmetros de um controlador Proporcional Integral Derivativo (PID) que efetivamente determina a intensidade da estimulação ministrada. Diversos testes foram realizados com voluntários, tanto saudáveis quanto acometidos por AVC. Uma análise descritiva foi realizada para avaliar a aplicação deste algoritmo no contexto de NMES para reabilitação.

Palavras-Chave: estimulação elétrica neuromuscular (NMES), estimulação elétrica funcional (FES), *Extremum Seeking* (ES), controle adaptativo, reabilitação



## ABSTRACT

People affected by cerebrovascular accident (stroke) tend to develop cognitive and motor sequelae due to damage to their nervous system. This work will focus only on the physical sequelae of upper limbs (biceps and triceps), and for the treatment of such, it is necessary to undergo several physical therapy sessions in which the physician assists the patient in performing predetermined movements. With the advancement of technology, new techniques and devices have been applied to aid and increase the effectiveness of this type of treatment. In this context, neuromuscular electrical stimulation (NMES) devices were developed, which cause muscle contraction through superficial electrical stimulation by means of contact electrodes. However, for this device to be able to assist the treatment, it must help the patient to perform a certain functional movement, and thus, it must determine at each instant the correct intensity of stimulation to be applied, this requires a certain intelligence from the device. To implement this intelligence, we use adaptive control methods, in this case specifically, we will use the Extremum Seeking to adapt the parameters of a Proportional Integral Derivative (PID) Controller that effectively determines the intensity of the stimulation delivered. Several tests were performed with volunteers, both healthy and affected by strokes. A descriptive analysis was performed to evaluate the application of this algorithm in the context of NMES for rehabilitation.

Key-words: neuromuscular electrical stimulation(NMES), functional electrical stimulation (FES), *Extremum Seeking* (ES), adaptive control, rehabilitation

## SIGLAS

UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro

AVC - Acidente Vascular Cerebral

NMES - *Neuromuscular Electrical Stimulation*

FES - *Functional Electrical Stimulation*

ES - *Extremum Seeking*

ADC - *Analog Digital Converter*

PID - Proporcional Integral Derivativo

EQM - Erro Quadrático Médio

USB - *Universal Serial Bus*

NI - *National Instruments*

# Sumário

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xiii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xv</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Tema . . . . .	1
1.2 Delimitação . . . . .	1
1.3 Justificativa . . . . .	2
1.4 Objetivos . . . . .	2
1.5 Descrição . . . . .	3
<b>2 Fundamentos</b>	<b>4</b>
2.1 Anatomia Muscular . . . . .	4
2.2 Acidente Vascular Cerebral . . . . .	5
2.2.1 Espasticidade . . . . .	7
2.3 Eletroestimulação Neuromuscular . . . . .	9
2.4 Controlador Proporcional Integral Derivativo . . . . .	11
2.5 <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	13
2.5.1 Teorema das Médias . . . . .	13
2.5.2 Princípio do <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	13
2.5.3 <i>Extremum Seeking</i> para sistemas dinâmicos . . . . .	17
2.5.4 <i>Extremum Seeking</i> discreto . . . . .	17
2.5.5 <i>Extremum Seeking</i> discreto para ajuste de PID . . . . .	18
<b>3 Metodologia</b>	<b>21</b>
3.1 Protocolo de Teste . . . . .	21
3.1.1 Referência Angular . . . . .	23
3.2 Ajustes do <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	24
3.2.1 Função Custo . . . . .	24
3.2.2 Parâmetros Iniciais do <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	24
3.3 Instrumentação . . . . .	25
3.3.1 Eletroestimulador . . . . .	25
3.3.2 Goniômetro . . . . .	25
3.4 <i>Software</i> . . . . .	27
3.4.1 Interface com o Usuário . . . . .	29
3.4.2 Análise de Dados . . . . .	31

<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>33</b>
4.1	Voluntário 1 . . . . .	34
4.2	Voluntário 2 . . . . .	34
4.3	Voluntário 3 . . . . .	35
4.4	Voluntário 4 . . . . .	36
4.5	Voluntário 5 . . . . .	37
4.6	Voluntário 6 . . . . .	38
4.7	Voluntário 7 . . . . .	39
<b>5</b>	<b>Discussão</b>	<b>41</b>
<b>6</b>	<b>Conclusão</b>	<b>43</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>44</b>
<b>A</b>	<b>Estrutura dos Arquivos</b>	<b>48</b>

# Lista de Figuras

2.1	Relação entre frequência de ativação das fibras musculares e a força de contração resultante. Adaptado de [11]. . . . .	5
2.2	Acidente vascular cerebral isquêmico. Adaptado de [15]. . . . .	6
2.3	Acidente vascular cerebral hemorrágico. Adaptado de [16]. . . . .	6
2.4	Paciente com espasticidade nos dedos da mão. Adaptado de [19]. . . . .	7
2.5	Aparelho comercial de estimulação elétrica funcional fabricado pela Compex (EUA). Retirado de [28]. . . . .	10
2.6	Pulso de estimulação padrão, uma onda quadrada bifásica. . . . .	11
2.7	Diagrama de blocos para duas implementações do controlador Proporcional Integrativo Derivativo (PID). . . . .	12
2.8	Esquema do <i>Extremum Seeking</i> para mapeamento estático de segunda ordem. . . . .	14
2.9	Exemplo de evolução do parâmetro $\theta(t)$ utilizando o algoritmo <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	16
2.10	Resposta do mapeamento quadrático da função custo $J(\theta(t))$ pelo algoritmo <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	16
2.11	Diagrama de blocos representando o <i>Extremum Seeking</i> para um sistema dinâmico $\phi(\cdot)$ . Os filtros $F_1$ e $F_2$ são úteis na implementação para reduzir o efeito adverso do sinal de perturbação, mas não são necessários para a convergência. . . . .	17
2.12	Esquema do <i>Extremum Seeking</i> discreto, com a mudança dos filtros $F_1$ e $F_2$ para o domínio discreto. . . . .	18
2.13	Esquema do <i>Extremum Seeking</i> ligado ao controlador PID para ajuste de seus parâmetros. $\theta(k) = [K_p \ T_i \ T_d]$ e $J(\theta(k))$ é a função custo. . . . .	19
2.14	Esquema detalhado do <i>Extremum Seeking</i> ligado ao controlador Proporcional Integral Derivativo para ajuste de seus parâmetros. $\theta(k) = [K_p \ T_i \ T_d]$ e $J(\theta(k))$ é a função custo. . . . .	19
3.1	Procedimento para localização do ponto motor no bíceps. Retirado de [41] . . . . .	22
3.2	Referência angular em formato de trapézio. . . . .	23
3.3	Ângulo medido, definido por $y$ . . . . .	24
3.4	Goniômetro desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação Biomédica. (A) e (B) conectam o sensor as hastes móveis, (C) é o prendedor das hastes ao punho dos voluntários, e (D) modifica a largura do goniômetro. . . . .	26
3.5	Diagrama do sensor de ângulo. Filtro RC é um filtro composto de um resistor e um capacitor, Placa USB6009 é a placa de captura. . . . .	26

3.6	Vista geral da utilização da instrumentação. (A) é o eletroestimulador, com o botão de emergência em cima. (B) é um voluntário corretamente posicionado no goniômetro com pares de eletrodos colocados no bíceps e tríceps, (C) é a placa de captura com conversor analógico digital e (y) denota o ângulo a ser medido. . . . .	27
3.7	Fluxograma do programa principal de controle. . . . .	28
3.8	Tela principal da interface de operação do <i>software</i> . Feito em LabVIEW 8.5 <sup>®</sup> . . . . .	29
3.9	Tela aberta pelo botão FILTROS. CoefAng é o coeficiente angular da rampa de extensão e flexão, Time ON é o tempo total da referência, ValMin e ValMax configuram os valores mínimo e máximo da referência respectivamente. Tmediana(ms) é a janela de tempo da mediana móvel em milisegundos. Fcorte Inf e Sup são as frequências de corte inferior e superior respectivamente, em Hertz. Rip Passante é o <i>ripple</i> na banda passante, e Atenuação é a atenuação na banda de rejeição, ambos em dB. . . . .	30
3.10	Informação visual em tempo real, com formato de barras crescentes. O ângulo realizado está representado por uma barra azul e a referência por uma barra vermelha. . . . .	31
3.11	Interface desenvolvida em MATLAB <sup>®</sup> para visualização dos dados, onde parte do nome dos arquivos foi ocultado. . . . .	32
4.1	Comportamento do Voluntário 1 saudável e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	34
4.2	Comportamento do Voluntário 2 saudável e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	35
4.3	Comportamento do Voluntário 3 saudável e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	36
4.4	Comportamento do Voluntário 4 saudável e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	37
4.5	Comportamento do Voluntário 5 saudável e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	38
4.6	Comportamento do Voluntário 6 saudável e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	39
4.7	Comportamento do Voluntário 7 com espasticidade e do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> aplicado. . . . .	40

# Lista de Tabelas

2.1	Escala de Ashworth Modificada . . . . .	8
2.2	Escala de Rankin Modificada . . . . .	8
3.1	Parâmetros iniciais do <i>Extremum Seeking</i> . . . . .	25
4.1	Perfil dos Voluntários recrutados para os testes . . . . .	33
A.1	Estrutura de dados salva pelo programa principal. . . . .	48
A.2	Estrutura de dados específicos do algoritmo <i>Extremum Seeking</i> salva pelo programa principal. . . . .	49

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Tema

Pessoas acometidas por acidente vascular cerebral (AVC) geralmente desenvolvem sequelas cognitivas e físicas devido a danos no sistema nervoso central. Este trabalho tenta focar em um método de tratamento destas sequelas físicas. Estas usualmente causam a falta de controle de certos membros, pois o sistema nervoso danificado tem dificuldades ou até mesmo impedimento de enviar sinais para o músculo.

Para tal tratamento, o paciente deve passar por sessões de fisioterapia, onde realizará movimentos com os músculos afetados seguindo a ajuda do médico. Com o avanço da tecnologia, novas formas de tratamento passaram a ser investigadas, sendo a estimulação elétrica neuromuscular (NMES) uma delas. Esta técnica se baseia em estimulação elétrica diretamente aplicada aos músculos, gerando contração involuntária.

Este tratamento possui duas vertentes, uma na qual o músculo é estimulado, sem que o paciente tenha intenção de realizar uma contração, e a outra onde a estimulação ajuda o paciente a realizar um movimento intencional. Este último possui indícios de ser mais eficaz que o primeiro [1] [2], pois tende a estimular novas conexões neurais para a realização do movimento.

Para a realização de tal tratamento de maneira eficiente, é necessário um dispositivo auxiliar que seja capaz de não só determinar a intensidade correta de estímulo elétrico a ser aplicada ao músculo à cada instante, como também ser robusto o suficiente à grande variabilidade humana envolvida, seja por diferentes lesões ou diferenças fisiológicas entre indivíduos. Este trabalho então, tenta abordar este problema e propõe uma solução utilizando um algoritmo adaptativo de controle em malha fechada .

### 1.2 Delimitação

Existe uma demanda grande por novas técnicas de reabilitação motora de pacientes com AVC uma vez que 75% deles não conseguem uma recuperação sem diminuir consideravelmente a sua capacidade de realizar tarefas no dia a dia [3]. Novas técnicas de reabilitação vem sendo estudadas [4] incluindo aquelas onde o paciente



realiza movimentos intencionais e recebe ajuda de equipamentos para completar o movimento desejado. Dentre os equipamentos utilizados neste contexto, estão os de NMES com realimentação externa que são capazes de se adequarem as necessidades de cada indivíduo.

Mesmo assim o algoritmo desenvolvido será avaliado principalmente em pessoas saudáveis, sem problemas neuromusculares, em um movimento simples de flexão e extensão de cotovelo realizado de forma totalmente passiva (sem participação do voluntário).

### 1.3 Justificativa

Os equipamentos de NMES em malha fecha com realimentação externa ainda não estão disponíveis comercialmente, existem basicamente para pesquisa, e a melhor forma de controle dos mesmos ainda não foi determinada. Investigar algoritmos de controle que sejam de simples utilização por parte da equipe de fisioterapeutas e que requeiram pouco ou nenhum ajuste de sintonia para qualquer paciente ainda é um desafio para a engenharia. Sua utilização é bastante estudada no exterior não só como um meio auxiliar à fisioterapia, mas também auxiliar ao próprio paciente no seu dia a dia, ajudando o paciente a realizar tarefas simples [5] [6] [7] [8]. Este trabalho visa o desenvolvimento de algoritmos adaptativos de controle de posição para serem utilizados juntamente com NMES de membros superiores de pacientes acometidos por AVC que se encaixam no perfil (Seção 3.1).

Os algoritmos de controle adaptativos apresentam uma solução adequada à esta aplicação, pois eles agem diretamente sobre interfaces humanas, que apresentam variabilidade muito alta entre indivíduos, e em um mesmo indivíduo com o passar do tempo. Esta variabilidade se deve aos diferentes tipos e graus de lesão, a variações fisiológicas de indivíduo para indivíduo, a sensibilidade de cada um, entre outros. Além disto, a resposta humana é variante no tempo e possui diversos fenômenos de complicada modelagem como a adaptação individual aos estímulos, a fadiga, saturação e zona morta, além de sofrer com perturbações que também variam com o movimento como, por exemplo, a força decorrente da ação da gravidade e que atua sobre o membro movimentado (perturbações em movimentos verticais). Mais especificamente, este trabalho lida também com atuadores híbridos bidirecionais (bíceps e tríceps) e o chaveamento entre os mesmos, que introduz muita não-linearidade.

### 1.4 Objetivos

O objetivo deste trabalho é estudar e desenvolver a técnicas de controle adaptativa usando um controlador proporcional integral derivativo (PID) cujos parâmetros são determinados pelo algoritmo adaptativo *Extremum Seeking* (ES) para utilização em NMES voltada para fisioterapia no tratamento de deficiências motoras provindas de acidente vascular cerebral. Espera-se que o programa seja de fácil manuseio pela equipe médica e que ele se adapte à variabilidade dos voluntários .

## **1.5 Descrição**

O Capítulo 2 consiste de todo conteúdo necessário para o entendimento do trabalho, desde os assuntos relativos à biomédica quanto as especificidades do controle utilizado e sua base teórica.

O Capítulo 3 descreve todos os métodos e materiais utilizados para a confecção do trabalho, como os testes foram realizados, como o algoritmo foi avaliado, dentre outros detalhes.

O Capítulo 4 contém todos os resultados obtidos. Os dois seguintes capítulos se referem à discussão (Capítulo 5) e conclusão (Capítulo 6) destes resultados.

# Capítulo 2

## Fundamentos

Este capítulo contém os fundamentos teóricos necessários para o entendimento deste trabalho. Primeiramente é desenvolvido um contexto da parte biológica, com detalhamento sobre o acidente vascular cerebral e as sequelas físicas decorrentes deste, além de aprofundar um pouco na fisiologia muscular humana, como funciona a eletroestimulação e como esta pode ajudar na reabilitação de pacientes com os impedimentos físicos previamente comentados. Também é exposto todo o conteúdo da parte de controle utilizada, ou seja, o controlador proporcional integral derivativo (PID) e o princípio e desenvolvimento do algoritmo *Extremum Seeking* utilizado no projeto.

### 2.1 Anatomia Muscular

O tecido muscular é composto de várias fibras semelhantes que possuem a capacidade de se contrair. Existem três tipos de tecido muscular no corpo humano, músculo liso, estriado cardíaco e estriado esquelético. Eles se diferenciam pelas suas funções e morfologia.

O músculo estriado esquelético é o mais abundante no corpo humano cobrindo os ossos e se fixando neles através de tendões. Este pode gerar contrações voluntárias, descontínuas e rápidas. É sobre este tipo de tecido muscular que o projeto atuará.

A contração é controlada através de nervos motores que são responsáveis pelo transporte de impulsos nervosos. Estes se ramificam e podem inervar até 160 fibras musculares, gerando uma unidade motora.

O recrutamento destas unidades motoras acontece de forma sistemática, começando com as unidades menores até as maiores dependendo da quantidade de carga necessária [9]. Para cargas pequenas, são recrutadas unidades fracas, resistentes à fadiga e lentas, enquanto cargas maiores requerem fibras fortes, rápidas mas com maior suscetibilidade à fadiga. Unidades motoras maiores são geralmente compostas de fibras musculares mais rápidas e podem gerar mais força [10].

O sistema nervoso central recruta estas unidades através de recrutamento espacial e temporal. O primeiro é definido pela ativação de diversas unidades motoras para produzir uma força maior. A força máxima que um músculo pode oferecer acontece

quando todas as fibras estão recrutadas simultaneamente. O recrutamento temporal se refere à frequência de ativação destas fibras pelo neurônio motor. A medida que esta frequência aumenta, as contrações consecutivas se tornam uma contração sustentada capaz de produzir uma força maior sem aumentar o número de fibras recrutadas (Figura 2.1).

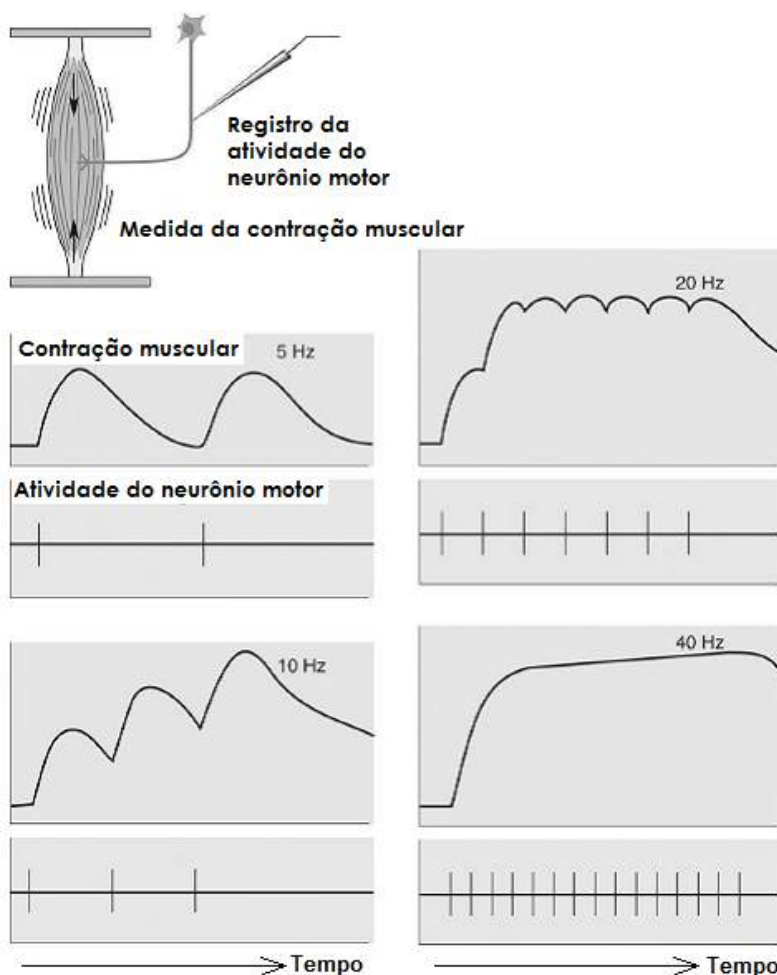


Figura 2.1: Relação entre frequência de ativação das fibras musculares e a força de contração resultante. Adaptado de [11].

Frequências muito baixas produzem contrações não sustentadas enquanto frequências maiores produzem uma contração contínua e constante [11]. O valor da frequência mínima que produz uma contração contínua depende do músculo, sendo que para o bíceps esta frequência situa-se em torno de  $30 \text{ Hz}$  [12].

## 2.2 Acidente Vascular Cerebral

O acidente vascular cerebral (AVC ou derrame) é classicamente definido como um déficit neurológico localizado com origens vasculares, normalmente infarto, isquemia ou hemorragia. Esta definição, entretanto, não é usada de forma consistente e a *American Heart Association* tem proposto atualizações que levam em conta os avanços científicos e tecnológicos que melhoraram nossa compreensão dos fenômenos causadores do AVC [13].

Basicamente existem dois tipos de AVC, o isquêmico (Figura 2.2) e o hemorrágico (Figura 2.3) [14]. O primeiro é o tipo mais usual e consiste em um entupimento de alguma artéria que irriga o cérebro, além de casos onde ocorre uma diminuição geral na distribuição sanguínea, como por exemplo choque circulatório.

O AVC hemorrágico (Figura 2.3) é bem mais letal, e pode ser causado (como o nome sugere) por sangramento intracerebral. Também é possível ocorrer sangramento fora do cérebro, mas dentro do crânio. A hemorragia faz com que as células nervosas sufoquem e morram. Este tipo de derrame além de causar impedimentos neurológicos, também possui sintomas específicos como uma dor de cabeça severa que pode até levar à perda de consciência (síncope).

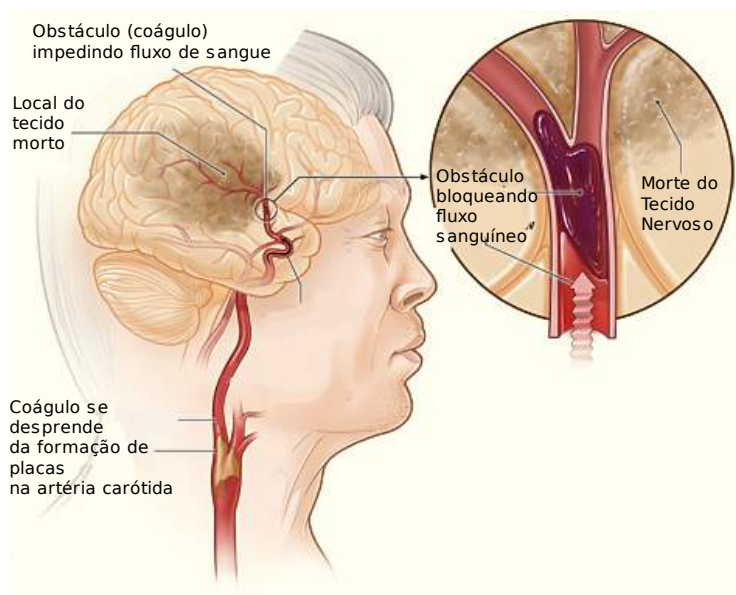


Figura 2.2: Acidente vascular cerebral isquêmico. Adaptado de [15].

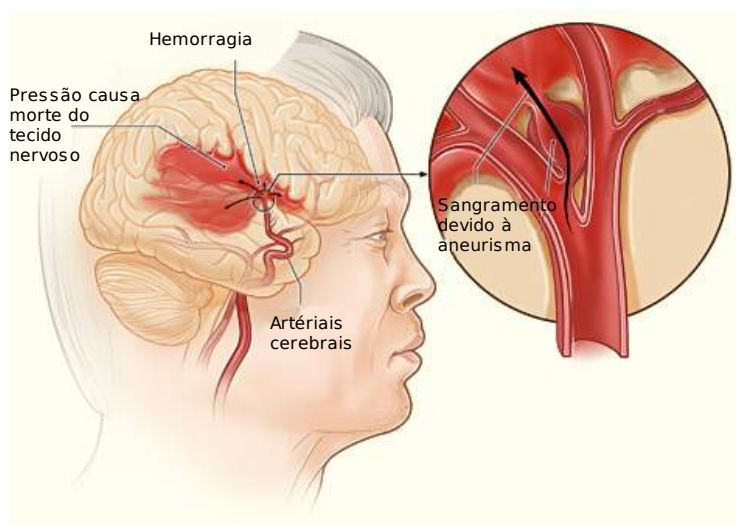


Figura 2.3: Acidente vascular cerebral hemorrágico. Adaptado de [16].

Derrames podem afetar as pessoas tanto mentalmente quanto fisicamente, ou uma combinação destas. Problemas emocionais, como depressão, ansiedade, ataques de

pânico, ou até mesmo psicose podem aparecer, além da possível perda de habilidade de comunicação, seja através de expressões faciais, linguagem corporal ou voz [17].

As sequelas físicas dependem bastante do local e gravidade do derrame, fraqueza muscular (hemiparesia) ou paralisia (hemiplegia) costumam afetar o lado oposto ao danificado no cérebro. Por exemplo, um AVC no hemisfério direito pode causar paralisia do lado esquerdo do corpo. Isto atrapalha a coordenação e pode fazer com que simples tarefas do dia a dia se tornem muito complicadas, as vezes até impossíveis de se fazer sem auxílio de terceiros. Além de paralisia, AVCs podem causar outras sequelas físicas, como perda de visão e espasticidade (detalhada na Seção 2.2.1).

### 2.2.1 Espasticidade

A espasticidade é uma desordem motora muito comum em pessoas que sofreram AVC sendo formalmente caracterizada pelo aumento velocidade dependente do reflexo tônico de estiramento (tônus muscular) e hipereflexia [18]. Em outras palavras ela é caracterizada pela existência de contração muscular mesmo quando o músculo está em repouso (Figura 2.4) e pelo aumento da resistência ao movimento (aumento de tônus muscular) agregada à essa contração, ou seja, uma dificuldade de realizar movimentos.



Figura 2.4: Paciente com espasticidade nos dedos da mão. Adaptado de [19].

Existem diversas maneiras de se medir o grau da espasticidade de cada paciente, e é usual utilizar escalas que a descrevem de maneira tanto subjetiva quanto objetiva. Destas escalas, as mais utilizadas são as de Ashworth [20] e Rankin [21] modificadas. A primeira mede a resistência ao movimento passivo através de testes clínicos pré-determinados (Tabela 2.1). A última mede de forma subjetiva, mais especificamente, com informação da capacidade de realização de tarefas do dia a dia. De acordo com essas informações, o paciente é classificado em uma das 6 classes numéricas existentes (Tabela 2.2).

Tabela 2.1: Escala de Ashworth Modificada

Grau	Descrição
0	Nenhum aumento do tônus muscular
1	Pequeno aumento do tônus muscular, se expressando em uma mínima resistência no final no movimento de extensão e flexão
1+	Pequeno aumento do tônus muscular, se expressando em uma mínima resistência em até metade do movimento de extensão e flexão
2	Médio aumento do tônus muscular, e uma resistência maior em grande parte do movimento de extensão e flexão, mas ainda move com facilidade
3	Considerável aumento do tônus muscular, e dificuldade de realização do movimento de extensão e flexão
4	t

Tabela 2.2: Escala de Rankin Modificada

Grau	Descrição
0	Nenhum sintoma e nenhuma limitação.
1	Sem deficiência motora apesar de possuir sintomas; pode executar todas as tarefas e atividades usuais.
2	Deficiência leve; não pode executar todas as tarefas, mas consegue cuidar de suas necessidades básicas seu auxílio.
3	Deficiência moderada; necessita de auxílio mas consegue andar sozinho.
4	Deficiência forte; não consegue andar nem atender necessidades corporais sem auxílio.
5	Deficiência severa; requer constante atenção e cuidado, acamado e incontinente.

Existem muitos outros tipos de testes clínicos que também são feitos, entretanto neste trabalho será utilizado apenas as duas escalas descritas anteriormente, e a avaliação de Fugl-Meyer para membros superiores [22]. Esta consiste de uma série de testes feitos com o paciente, onde na realização de certas tarefas o mesmo recebe uma quantidade específica de pontos. As tarefas são divididas em 4 conjuntos, extremidade superior (36 pontos), punho (10 pontos), mão (14 pontos) e coordenação/velocidade (6 pontos), totalizando 66 pontos para medir a função motora. Para cada conjunto, as tarefas a serem executadas podem ter pontuação variando de 0 (pior) até 2 (melhor) pontos.

Esta avaliação também mede a sensibilidade (12 pontos), movimento articular passivo (24 pontos) e dor articular (24 pontos). Entretanto esta pontuação não é utilizada para medir a função motora.

Para tratar a espasticidade, o paciente passa por inúmeras sessões de fisioterapia, nas quais ele realiza movimentos totalmente passivos (com movimentação feita pelo profissional de saúde), ou participando ativamente do mesmo (movimento ativo). Também é comum, em conjunto com a fisioterapia, a aplicação de substâncias químicas para reduzir o tônus muscular, a mais comum é a toxina botulínica ou BOTOX<sup>®</sup> [23]. Esta neurotoxina impede o sinal elétrico vindo do sistema nervoso de chegar na junção neuromuscular, causando paralisia e reduzindo a contração muscular. Entretanto, ela também demarca uma impossibilidade de recuperação do movimento, pois agora existe uma troca entre espasticidade (contração demasiada e dor) por flacidez (repouso muscular sem dor). Outra limitação do BOTOX<sup>®</sup> é que ele não pode ser utilizado em todos os músculos. Atualmente só se sabe que apresenta benefícios no tratamento de músculos no entorno do cotovelo, pulso, dedos (membros superiores), tornozelo e dedos do pé (membros inferiores).

Tratamentos que não envolvem tais substâncias dependem apenas da realização de sessões de fisioterapia, e neste espaço, a NMES vem se tornando um instrumento importante na recuperação da espasticidade [7] [8] [24].

## 2.3 Eletroestimulação Neuromuscular

No século XVIII, Luigi Galvani realizou um experimento onde ele estimulou eletricamente a coluna espinhal de um sapo e isto causou uma contração dos músculos do mesmo. Ele foi o primeiro a apresentar resultados científicos que mostravam a possibilidade de controlar o tecido muscular através de estímulos elétricos.

Recentemente a eletroestimulação vem então sendo usada para diversos fins, os mais conhecidos são para tonificar e fortalecer os músculos de atletas, mas ela também pode ser utilizada como ferramenta no tratamento de diversos impedimentos motores como paralisia e espasticidade (Seção 2.2.1), e vem produzindo resultados satisfatórios [25] [5].

O procedimento para aplicação de NMES possui diversas características, sendo a principal destas a definição e localização do ponto onde a estimulação é a mais efetiva, o ponto motor [26] [27]. O posicionamento deste ponto é próximo à terminação nervosa que controla o músculo e ao colocar o eletrodo sobre ele, a quantidade de carga necessária para ativar o músculo diminui, tornando mais eficiente o tratamento, além de diminuir o desconforto do paciente [26]. Este procedimento deve sempre ser realizado antes de qualquer tratamento com NMES.

Existem duas formas de se executar este tratamento, uma é de maneira não funcional, onde o paciente apenas é estimulado eletricamente durante um tempo pré-determinado (muito utilizado para evitar atrofia muscular). E a maneira funcional (em inglês, FES), ou seja, auxilia o paciente na realização de algum movimento específico (pegar objetos, arrastar, mover algo em um plano específico, etc). Um aparelho comercial de FES está exemplificado na Figura 2.5.





Figura 2.5: Aparelho comercial de estimulação elétrica funcional fabricado pela Compex (EUA). Retirado de [28].

Para esta abordagem funcional, é necessário que o aparelho estimulador possua um controlador eficaz, ele deve saber a quantidade certa de carga à aplicar no músculo a cada instante de tempo, para isso, é essencial que haja uma realimentação, o controlador tem que saber o estado atual da planta. Neste contexto de controladores de malha fechada, o mais famoso é com certeza o controlador PID [29], detalhado na Seção 2.4.

O tratamento para reabilitação onde a NMES é aplicada para auxiliar na realização de um movimento ativo é bastante utilizado com pacientes que possuem lesões motoras provindas de acidentes neurológicos. Há indícios de que a técnica favoreça a plasticidade do tecido nervoso (propriedade que permite a outras regiões do cérebro assumir as funções de regiões danificadas) [30] [31] [32] [33] auxiliando na recuperação da habilidade motora, o que é chamado de aprendizado motor. A tentativa de realizar um movimento que o paciente não consegue realizar completamente associado a NMES, bem como a estimulação de estruturas sensoriais são considerados os principais responsáveis por este reaprendizado motor. Por esta razão, a NMES em malha fechada pode vir a se tornar uma ferramenta importante para o tratamento deste tipo de lesão.

Qualquer que seja a forma de estimulação, em malha aberta ou fechada, a forma de onda utilizada para a estimulação é importante. Para diferentes aplicações são usadas diferentes formas de onda, mas para NMES o mais comum são as formas de onda pulsadas bipolares, simétricas (Figura 2.6). Para esta forma de onda simples, a frequência dos pulsos, sua largura e amplitude são os parâmetros que a definem, e para determinar como cada um destes afeta a estimulação, muitos estudos foram realizados [34] [35] [6].

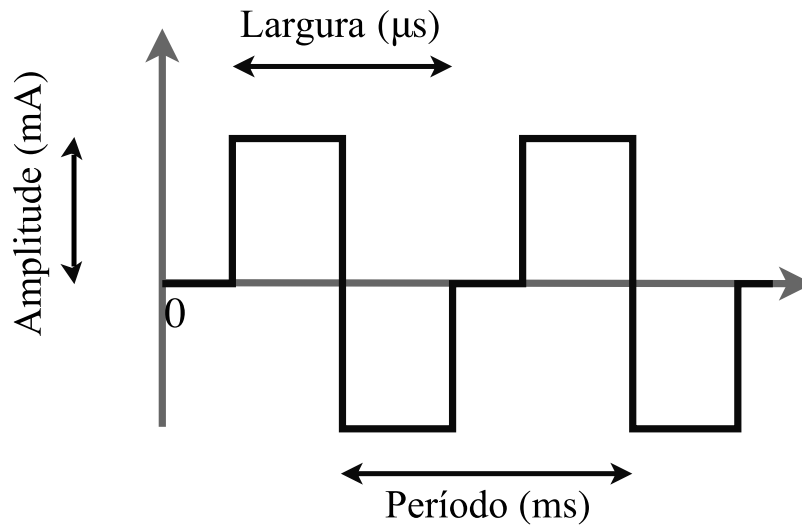


Figura 2.6: Pulso de estimulação padrão, uma onda quadrada bifásica.

É comum encontrar sinais de estimulação que utilizam pulsos modulados em amplitude [35]. Entretanto é perfeitamente possível modular a largura dos pulsos [6], pois a intensidade da contração é função da carga absoluta transferida para o tecido biológico.

## 2.4 Controlador Proporcional Integral Derivativo

O controlador proporcional, integral derivativo (PID) é um controlador de malha fechada muito utilizado na indústrias de diferentes áreas [29]. Em seu formato mais genérico (paralelo), ele consiste de uma soma ponderada por 3 constantes genéricas não negativas  $K_p, K_i, K_d$  (Figura 2.7a). Estas ponderam as parcelas proporcional, integrativa e derivativa do erro respectivamente.

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (2.1)$$

Onde o sinal de controle resultante é  $u(t)$  e  $e(t)$  é o erro entre a referência  $r(t)$  e a saída da planta  $y(t)$ .

$$e(t) = r(t) - y(t) \quad (2.2)$$

Neste formato, as constantes não carregam muito valor físico, entretanto, elas afetam drasticamente a eficácia do algoritmo. A constante proporcional aumenta a responsividade do controlador e acelera sua convergência, entretanto é possível que o sistema fique instável se ela for grande demais. A integrativa remove o erro de regime permanente, entretanto, se o seu valor for muito baixo, isto se dará em um tempo muito grande. Caso seja muito grande, faz com que o controlador fique lento à convergir e pode causar instabilidade. A constante derivativa acelera a convergência, mas para sistemas ruidosos (componente de alta derivada) ela pode

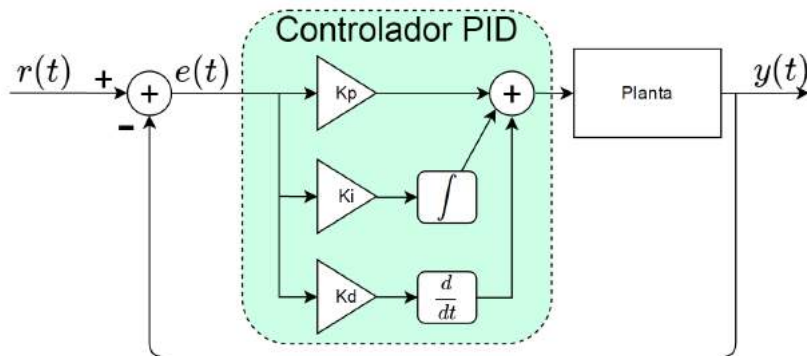
causar instabilidade mesmo com valores pequenos. Existe também o formato padrão do controlador PID, onde o ganho  $K_p$  é aplicado também ao termos proporcional e derivativo:

$$u(t) = K_p \left[ e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau + T_d \frac{d}{dt} e(t) \right], \quad (2.3)$$

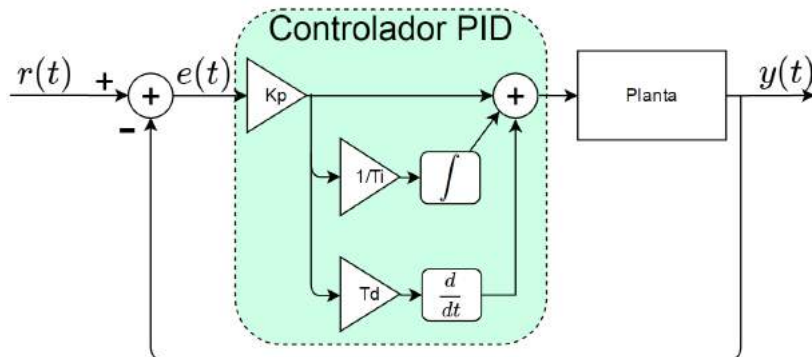
Sendo

$$\begin{aligned} K_p &= K_p, \\ T_i &= \frac{K_p}{K_i}, \\ T_d &= \frac{K_d}{K_p} \end{aligned} \quad (2.4)$$

Neste formato tradicional (Figura 2.7b), as constantes agora possuem sentido físico, a adição dos componentes proporcional e derivativo predizem o valor do erro em  $Td$  segundos no futuro. A componente integrativa ajusta o valor do erro para compensar a soma de todos os erros passados, com a intenção de eliminá-los em  $Ti$  segundos.



(a) Controlador Proporcional Integral Derivativo no formato paralelo.



(b) Controlador Proporcional Integral Derivativo no formato tradicional.

Figura 2.7: Diagrama de blocos para duas implementações do controlador Proporcional Integrativo Derivativo (PID).

## 2.5 *Extremum Seeking*

### 2.5.1 Teorema das Médias

O teorema das médias [36] será necessário para a demonstração do *Extremum Seeking* (ES) mais a frente. Este teorema será apresentado apenas para o caso periódico, e sem prova formal, pois foge do propósito do trabalho.

Considere uma equação diferencial do tipo:

$$\dot{x} = g(x, t/\varepsilon, \varepsilon), \quad x(0) = x_0, \quad x, x_0 \in D \subset \mathbb{R} \quad (2.5)$$

Onde  $g$  é o campo vetorial definido no sub-espaço  $D$  (fechado e limitado),  $\varepsilon$  é um parâmetro que se assume pequeno e maior que zero. Como  $g$  depende do tempo, esta equação se torna complicada de analisar, o objetivo é remover esta dependência através de aproximações que sejam próximas o suficientes do sistema original para facilitar a análise. Pode-se afirmar também que a aproximação depende de  $\varepsilon$ .

O teorema diz que as soluções deste sistema podem ser aproximadas por soluções de um sistema equivalente médio independente do tempo:

$$\dot{y} = \bar{g}(y) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f(y, t, 0) dt \quad (2.6)$$

A aproximação das soluções em (2.5) pelas soluções em (2.6) diz que se  $x(t, \varepsilon)$  é uma solução de (2.5) e  $y(t)$  é uma solução do sistema médio (2.6) com a mesma condição inicial definida em um intervalo de tempo  $[0, T]$ , então concluímos que, para  $\varepsilon \approx 0$  e para todo  $t \in [0, T]$ , temos  $x(t, \varepsilon) \approx y(t)$ .

Fazendo  $x(\varepsilon, t) = z(\tau)$  na equação (2.5) temos:

$$\dot{z} = \varepsilon g(z, \tau, \varepsilon), \quad \dot{z} = dz/d\tau \quad (2.7)$$

Aplicando novamente este raciocínio para a equação (2.7) podemos mostrar que para  $\varepsilon \approx 0$  e  $\tau \in [0, T\varepsilon]$  temos  $z(\tau, \varepsilon) \approx y(\tau\varepsilon)$ . Existem algumas restrições para todo o equacionamento feito, por exemplo o campo vetorial  $g$  deve ser Lipschitz [37] contínuo em  $x$ . A dependência de  $g$  em  $\varepsilon$  requer bastante cuidado também, mas para o nosso contexto, pode-se considerar que todos os requerimentos para a realização desta aproximação estão satisfeitos.

### 2.5.2 Princípio do *Extremum Seeking*

Basicamente o ES é um algoritmo de otimização não dependente de modelo que se utiliza de uma perturbação de média zero (senoide, ruído branco, onda quadrada) para estimar um gradiente desconhecido e, com isso, encontrar valores extremos de funções. Para os cálculos que se seguem, será utilizado o ES estático com parâmetros e funções de uma dimensão, mas o raciocínio é o mesmo para qualquer dimensão.

Na nossa aplicação o ES é utilizado para encontrar os argumentos ( $\theta$ ) de uma função custo ( $J$ ) que a levam para um mínimo. Considerando uma função custo quadrática  $J(\theta) = f^* + \frac{f''}{2}(\theta - \theta^*)^2$  onde  $\theta^*$ ,  $f^*$ ,  $f''$  são desconhecidos, sendo  $f''$  positiva, uma estimativa  $\hat{\theta}$  que aproxima a função  $J(\theta)$  de um mínimo pode ser encontrada utilizando-se o esquema apresentado na Figura 2.8. O motivo para a utilização de uma função custo quadrática ficará claro na Seção 2.5.5, quando definirmos a função custo com erro quadrático.

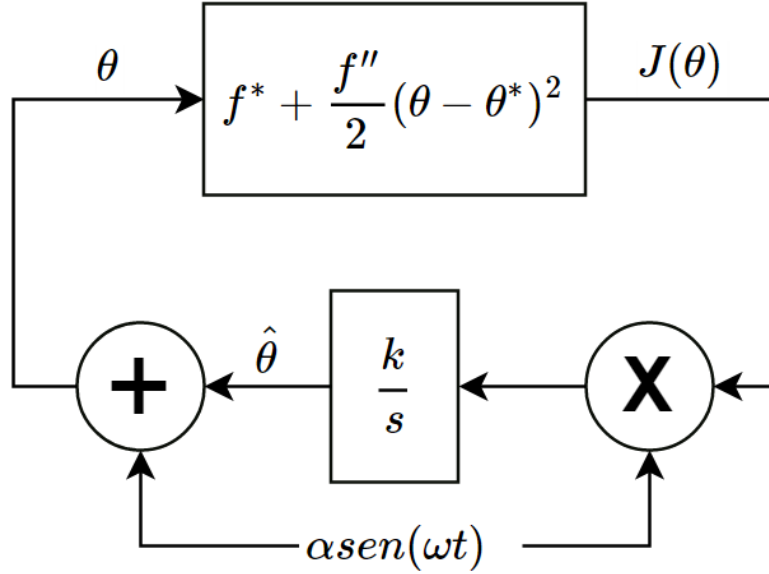


Figura 2.8: Esquema do *Extremum Seeking* para mapeamento estático de segunda ordem.

Baseado na Figura 2.8 podemos determinar que a estimativa  $\hat{\theta}$  é dada por:

$$\hat{\theta} = k \int \alpha \text{sen}(\omega t) J(\theta) dt \quad (2.8)$$

Definindo o erro de estimativa como  $\tilde{\theta} = \hat{\theta} - \theta^*$ , podemos dizer que a sua dinâmica é:

$$\begin{aligned} \frac{d\tilde{\theta}}{dt} = \dot{\hat{\theta}} &= k\alpha \text{sen}(\omega t) \left[ f^* + \frac{f''}{2}(\tilde{\theta} + \theta^* + \alpha \text{sen}(\omega t) - \theta^*)^2 \right] \therefore \\ \frac{d\tilde{\theta}}{dt} &= k\alpha \text{sen}(\omega t) \left[ f^* + \frac{f''}{2}(\tilde{\theta} + \alpha \text{sen}(\omega t))^2 \right] \end{aligned} \quad (2.9)$$

Expandindo o lado direito temos:

$$\begin{aligned} \frac{d\tilde{\theta}}{dt} &= k\alpha f^* \text{sen}(\omega t) + k\alpha^3 \frac{f''}{2} \text{sen}^3(\omega t) \\ &+ k\alpha \frac{f''}{2} \text{sen}(\omega t) \tilde{\theta}^2 + k\alpha^2 f'' \text{sen}^2(\omega t) \tilde{\theta} \end{aligned} \quad (2.10)$$

De todos estes termos, o único que não possui média zero é o termo com  $\text{sen}^2(\omega t)$ , que possui média  $1/2$ . Logo, fazendo a média temporal deste sistema, concluímos:

$$\frac{d\bar{\theta}}{dt} = \frac{k f'' \alpha^2}{2} \bar{\theta} \quad (2.11)$$

Que é exponencialmente estável sabendo que  $k f'' < 0$ ,  $k$  deve sempre ser escolhido para satisfazer esta inequação. Se o problema for de maximização  $f'' > 0$  e se for de minimização  $f'' < 0$ . O teorema das médias então garante que existe um  $\omega$  suficientemente grande tal que, se a estimativa inicial  $\hat{\theta}(0)$  é suficiente próximo do parâmetro ideal  $\theta^*$ .

$$|\theta(t) - \theta^*| \leq |\theta(0) - \theta^*| e^{\frac{k f'' \alpha^2 t}{2}} + O\left(\frac{1}{\omega}\right) + \alpha, \quad \forall t \geq 0 \quad (2.12)$$

Onde  $O\left(\frac{1}{\omega}\right)$  é o termo similar ao  $\varepsilon$  definido na Seção 2.5.1. A inequação 2.12 garante que, caso  $\alpha$  seja escolhido pequeno e  $\omega$  grande, o parâmetro  $\theta(t)$  converge exponencialmente para um pequeno intervalo ao redor de  $\theta^*$  e consequentemente a saída  $J(\theta(t))$  converge para um valor próximo da saída ótima  $J^*$ .

Uma simulação mostrando a evolução do parâmetro  $\theta$  para  $\theta(0) = 0$  e  $\theta(0) = 4$  (Figura 2.9) utilizando o mapeamento quadrático foi feita. Foi utilizado na simulação  $\alpha = 0,3$ ,  $\omega = 60\pi$ ,  $f'' = 1$ ,  $f^* = 0$  e  $k = -0,5$ . Desta forma, ao garantir que  $k f'' < 0$ , foi possível mostrar a convergência de  $\theta$  para uma região próxima de  $\theta^* = 2$  em aproximadamente 10 segundos utilizando diferentes posições iniciais. A resposta  $J(\theta(t))$  (Figura 2.10) do mapeamento rapidamente vai para 0, como esperado. O *time step* utilizado para a simulação foi de 1 *ms*.

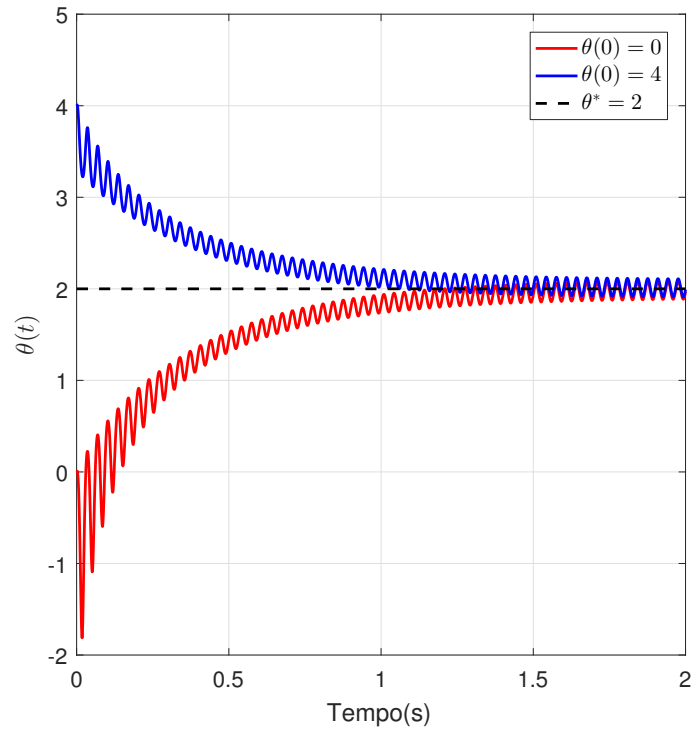


Figura 2.9: Exemplo de evolução do parâmetro  $\theta(t)$  utilizando o algoritmo *Extremum Seeking*.

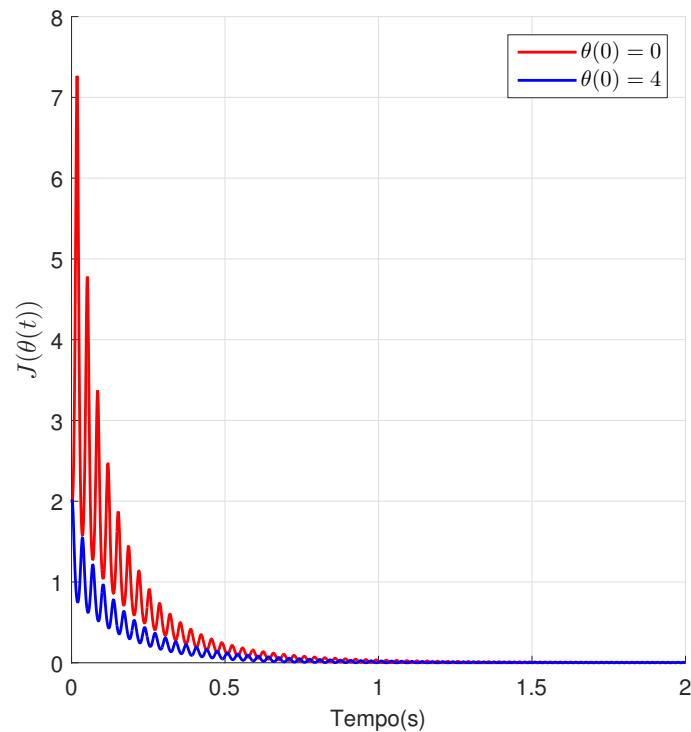


Figura 2.10: Resposta do mapeamento quadrático da função custo  $J(\theta(t))$  pelo algoritmo *Extremum Seeking*

Valores de  $\theta(0)$  muito longes de  $\theta^*$  podem causar instabilidade e não foram simulados. Além disso, é possível reduzir ainda mais o tempo de convergência aumentando

$\alpha$ , entretanto, de acordo com a Eq. 2.10, ao aumentá-lo,  $\theta$  irá variar em uma região maior em torno de  $\theta^*$ , podendo até mesmo causar instabilidade se for alto demais.

### 2.5.3 *Extremum Seeking* para sistemas dinâmicos

Para estender a explicação do ES de mapeamento estático para o dinâmico, basta garantir que as dinâmicas do sistema sejam estáveis e que as do algoritmo sejam mais lentas que a da planta (através da escolha de parâmetros adequados). O diagrama de blocos fica um pouco modificado (Figura 2.11).

As condições para convergência neste caso são que o equilíbrio  $x = l(\theta)$  do sistema  $\dot{x} = f(x, \alpha(x, \theta))$ , onde  $\alpha(x, \theta)$  é a lei de controle de um *loop* interno, é exponencialmente estável uniformemente em  $\theta$  e que, dado um mapeamento entrada-saída  $y = h(x)$ , existe pelo menos um  $\theta^* \in \mathbb{R}^n$  tal que

$$\frac{\partial}{\partial \theta}(h \circ l)(\theta^*) = 0 \quad (2.13)$$

$$\frac{\partial^2}{\partial^2 \theta}(h \circ l)(\theta^*) = H \leq 0 \mid H = H^T \quad (2.14)$$

Onde  $H$  é a Hessiana [38] do sistema.

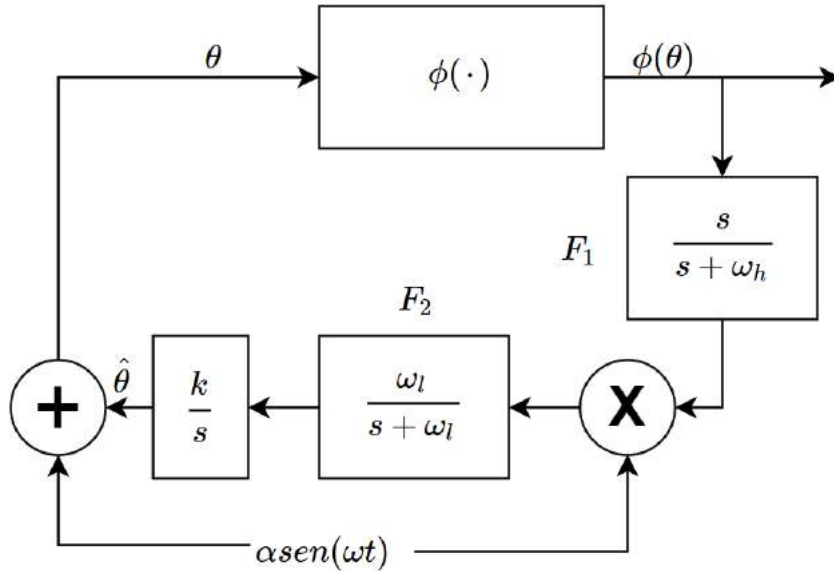


Figura 2.11: Diagrama de blocos representando o *Extremum Seeking* para um sistema dinâmico  $\phi(\cdot)$ . Os filtros  $F_1$  e  $F_2$  são úteis na implementação para reduzir o efeito adverso do sinal de perturbação, mas não são necessários para a convergência.

### 2.5.4 *Extremum Seeking* discreto

Inicialmente, para definir o ES no domínio discreto, basta transformar as equações diferenciais em equações de diferenças, e discretizar os filtros  $F_1$  e  $F_2$  (Figura 2.12).



Contanto que o sistema seja estável e que a escolha de parâmetros do ES esteja adequada, a convergência local é garantida [39].

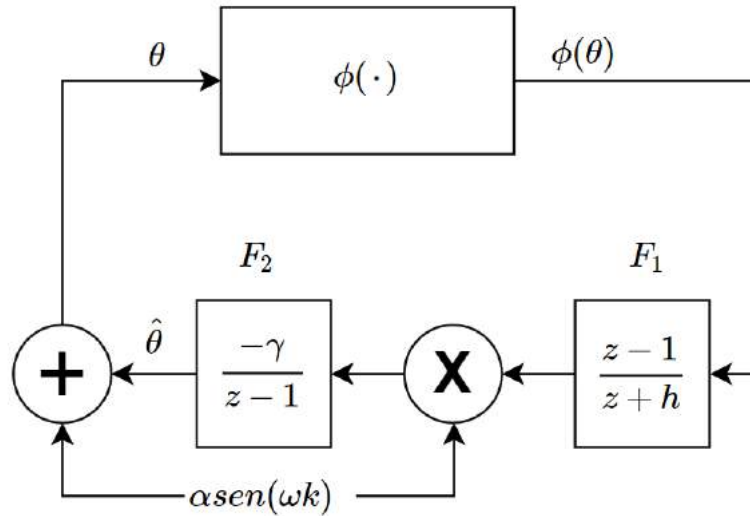


Figura 2.12: Esquema do *Extremum Seeking* discreto, com a mudança dos filtros  $F_1$  e  $F_2$  para o domínio discreto.

### 2.5.5 *Extremum Seeking* discreto para ajuste de PID

Para fazer o ajuste dos parâmetros do PID ( $\theta = [K_p \ K_i \ K_d]$ ) é necessária a definição de uma função custo. A partir de agora, o ES será utilizado para otimizar parâmetros de um controlador PID tendo como objetivo principal a otimização desta função custo.

O princípio de funcionamento é o mesmo. Como o ES foi definido utilizando um mapeamento qualquer  $\phi(\theta)$ , então é possível interpretar o sistema global (PID, planta e a função custo) como  $\phi(\theta)$ .

A função custo  $J(\theta(k))$  mais usual para esta aplicação é o erro quadrático médio, detalhada na Equação 2.15, onde  $e(t)$  é a diferença entre a referência e a saída da planta.

$$J(\theta(k)) = \frac{1}{T - t_0} \int_{t_0}^T e^2(t) dt \quad (2.15)$$

Esta função é definida dentro de uma resposta ao degrau, ou seja, é aplicado um degrau de referência à planta, calculado o erro dentro deste degrau, e definido o custo, este será minimizado pelo algoritmo ES. O diagrama de blocos desta aplicação esta detalhado na Figura 2.13.

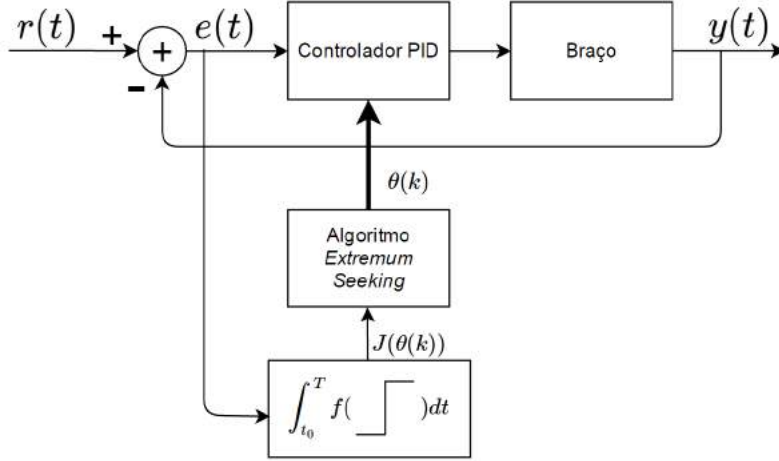


Figura 2.13: Esquema do *Extremum Seeking* ligado ao controlador PID para ajuste de seus parâmetros.  $\theta(k) = [K_p \ T_i \ T_d]$  e  $J(\theta(k))$  é a função custo.

Expandindo o bloco do ES chegamos na Figura 2.14, que é uma junção das Figuras 2.12 e 2.13, e mostra o diagrama completo da aplicação do ES para ajuste de parâmetros do PID

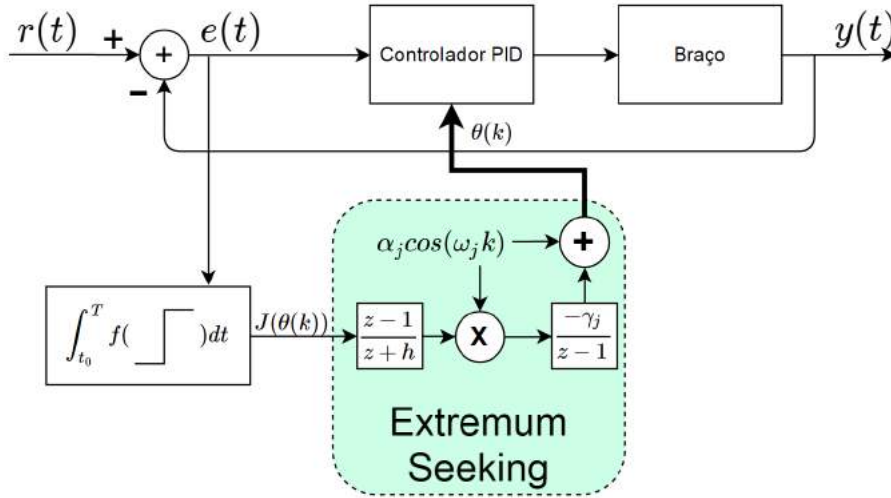


Figura 2.14: Esquema detalhado do *Extremum Seeking* ligado ao controlador Proporcional Integral Derivativo para ajuste de seus parâmetros.  $\theta(k) = [K_p \ T_i \ T_d]$  e  $J(\theta(k))$  é a função custo.

É possível implementar esse sistema utilizando-se das seguintes equações de diferenças [39]:

$$\hat{\theta}_j(k+1) = \theta_j(k) - \gamma_j \alpha_j (\cos \omega_j k) [J(\theta(k)) - (1+h)\zeta(k)], \quad (2.16)$$

$$\zeta(k) = -h\zeta(k-1) + J(\theta(k-1)), \quad (2.17)$$

$$\theta_j(k+1) = \hat{\theta}_j(k+1) + \alpha_j \cos(\omega_j(k+1)) \quad (2.18)$$

Onde  $\zeta(k)$  é um escalar,  $k$  representa a iteração discreta, o subscrito  $j$  indica qual constante do vetor  $\theta$ ,  $\gamma_j$  é o ganho de adaptação, e  $\alpha_j$  é a amplitude da perturbação. A estabilidade e a convergência são influenciadas pelos parâmetros  $\gamma_j, \alpha_j$  e pelo formato da função  $J(\theta)$ . A frequência de modulação (frequência da perturbação) é escolhida de tal forma que

$$\omega_j = a^j \pi \quad | \quad 0 < a < 1 \quad (2.19)$$

O filtro  $F_1$  é escolhido tal que a sua frequência de corte seja muito menor do que  $\omega_j$  e  $0 < h < 1$ . Importante ressaltar que este esquema do ES é discreto, enquanto a dinâmica da planta é contínua.

É importante ressaltar que estes valores também devem ser bem escolhidos. Os parâmetros  $\alpha_j$  e  $\gamma_j$  afetam a velocidade de convergência, quanto maiores mais rápida, embora possa desestabilizar o sistema. Em especial,  $\gamma_j$  pondera a importância da função custo na adaptação do controlador PID, quanto maior ele for, mais impacto a função custo terá nos parâmetros do controlador.

# Capítulo 3

## Metodologia

Neste capítulo todos os instrumentos utilizados para o desenvolvimento do projeto estão descritos bem como a metodologia dos testes que foram realizados.

### 3.1 Protocolo de Teste

O protocolo desenvolvido para os testes define quais músculos serão estimulados, quais parâmetros de estimulação serão usados, o perfil de pessoa passível de realizar o teste, como prepará-la para o mesmo, e quais métricas utilizar para extrair informações relevantes.

Os músculos a serem estimulados serão exclusivamente o bíceps e o tríceps. Isto foi determinado pois o goniômetro (Figura 3.4) foi desenvolvido para músculos de membros superiores, além de diminuir razoavelmente o custo, tendo em vista que os eletrodos para estimulação de membros inferiores são maiores e mais caros [40].

Os eletrodos utilizados no projeto são autoadesivos de  $5 \times 5\text{cm}^2$ . Para cada teste é necessário a troca dos eletrodos, não podendo ser utilizado em pessoas diferentes. Isto é importante por questões de higiene e eficácia do mesmo.

O pulso de estimulação utilizado no decorrer de todos os procedimentos é retangular bifásico (Figura 2.6), possui largura fixa de  $400 \mu\text{s}$  ( $200 \mu\text{s}$  para a parte positiva e  $200 \mu\text{s}$  para a negativa), e amplitude e frequência variáveis.

Para recrutar os voluntários saudáveis e com AVC, foi feita uma triagem dos requerimentos necessários, como resumido abaixo:

- Voluntários saudáveis:
  - Homens e mulheres de pelo menos 20 anos.
- Voluntários com AVC:
  - Homens e mulheres de pelo menos 20 anos;
  - Possuir um grau de espasticidade mínimo 0 e máximo 3 na escala de Ashworth (Tabela 2.1);
  - Ser capaz de entender e responder à perguntas e comandos simples;

- Não ter aplicado BOTOX<sup>®</sup>, ou aplicado há muito tempo (mínimo de 3 meses);
- Possuir, em estado de repouso, a capacidade de estender o braço completamente para se posicionar no goniômetro.

Antes do início da coleta de dados, é necessário encontrar o ponto motor do músculo (Seção 2.3), para isto, foi determinado um procedimento que consiste em estimular o músculo utilizando um eletrodo fixo, colocado acima da extremidade distal do membro (em direção à mão), e um eletrodo caneta de  $1\text{ cm}^2$  (Figura 3.1).

A amplitude do pulso de estimulação, com  $1\text{ Hz}$  de frequência, foi aumentada gradativamente enquanto o eletrodo caneta era posicionado em diversos pontos do músculo do voluntário até que fosse observada contração muscular. O ponto onde o eletrodo caneta causava a maior contração era marcado, e o segundo eletrodo fixado neste local.

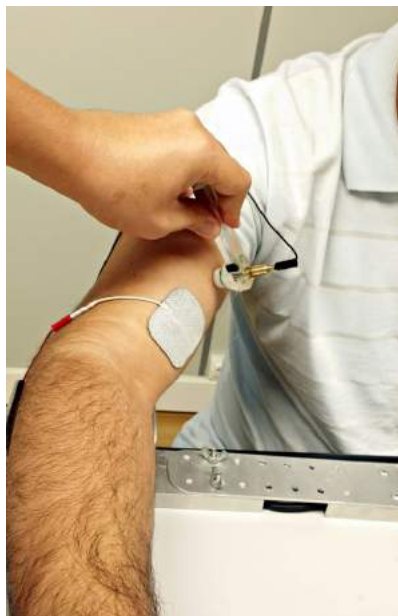


Figura 3.1: Procedimento para localização do ponto motor no bíceps. Retirado de [41]

Após o posicionamento de ambos os eletrodos, um procedimento para determinar a quantidade mínima e máxima de estimulação deve ser feito, este consiste em estimular cada músculo separadamente (bíceps e tríceps), usando um pulso agora de  $50\text{ Hz}$  com amplitudes cada vez maiores até o voluntário expressar desconforto.

A menor amplitude que gera contração perceptível deve ser tomada como limite inferior, e a maior deve ser tomada como limite superior. Desta forma, podemos realizar os testes com maior facilidade, diminuindo o efeito de zona morta do músculo e evitando desconforto.

Depois de todas estas rotinas, o voluntário já poderá realizar o teste de movimento. No contexto de voluntários saudáveis, é necessário que o mesmo se mantenha o mais

relaxado possível, com o intuito de não interferir na ação do controlador. Ele também não poderá ter nenhuma ajuda visual ou conhecimento prévio do movimento a ser realizado e é mantido de olhos fechados. Como a posição de repouso muda de voluntário para voluntário, é necessário zerar a leitura inicial do goniômetro (botão Zera Gonio na Figura 3.8) com o braço do mesmo em repouso.

No contexto de voluntários acometidos por AVC, é necessário que eles atuem em conjunto com o controlador, tendo total conhecimento do movimento a ser realizado, e com a ajuda de um estímulo visual em formato de barras (Figura 3.10). Deverá ser instruído ao paciente que ele tente igualar o nível delas.

O pulso de estimulação utilizado para os testes é um retângulo bifásico de  $50\text{ Hz}$  e  $400\ \mu\text{s}$  de largura com amplitude variável.

Para determinar a eficácia do algoritmo, uma análise descritiva foi feita sobre os testes. A métrica principal foi a própria função custo do ES (Seção 3.2.1).

### 3.1.1 Referência Angular

A referência angular utilizada para a realização do movimento de teste foi em formato de trapézio (Figura 3.2) que possui um platô de extensão, um de flexão, e duas rampas também de flexão e extensão. É possível configurar a inclinação da rampa de descida e subida, o nível angular mínimo e máximo, além da duração do movimento (Seção 3.4.1). Este ângulo é definido entre a mesa e o antebraço (Figura 3.3).

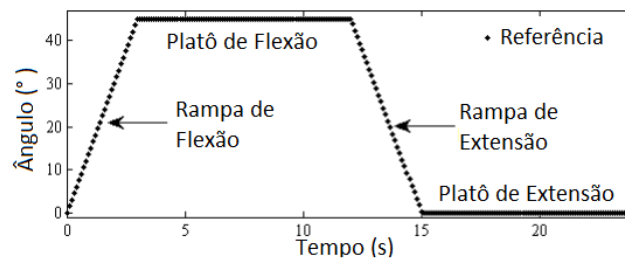


Figura 3.2: Referência angular em formato de trapézio.

É possível também utilizar uma referência contra-lateral, onde um dos braços é a referência e o outro é estimulado, com o intuito de realizar um movimento espelhado. Este modo é importante pois faz com que o voluntário controle totalmente a velocidade e formato do movimento, mas não foi usado nos experimentos deste trabalho.



Figura 3.3: Ângulo medido, definido por  $y$ .

## 3.2 Ajustes do *Extremum Seeking*

### 3.2.1 Função Custo

Com o intuito de alocar os parâmetros iniciais do ES (Tabela 3.1) em valores mais parecidos com os da literatura [39], foi feita uma normalização da função custo utilizando o maior valor da referência, ou seja:

$$J(\hat{\theta}(k)) = \frac{1}{[\max(r(t))]^2} \cdot J(\theta(k)) = \frac{1}{45^2} \cdot \frac{1}{T - t_0} \int_{t_0}^T e^2(t) dt \quad (3.1)$$

Também foi definido que esta função seria calculada apenas enquanto a referência fosse maior que zero, utilizando um tempo inicial ( $t_0$ ) de 5 segundos a partir deste momento e um tempo final ( $T$ ) de 20 segundos. Desta forma a função custo privilegia principalmente o ajuste no platô de flexão e na rampa de extensão (Figura 3.2).

### 3.2.2 Parâmetros Iniciais do *Extremum Seeking*

Uma série de testes de calibração com 2 voluntários saudáveis, que não estão na seção de resultados, foi realizada para determinar os melhores parâmetros iniciais do ES. Foram feitas diversas repetições e através de tentativa e erro os melhores parâmetros foram encontrados e estão resumidos na Tabela 3.1. As constantes  $h = 0,5$  do filtro  $F_1$  e  $a = 0,8$  também foram determinadas por este método.

Os parâmetros iniciais do PID foram escolhidos com base em [41], e não foi explorado uma mudança dos mesmos. Eles se mantiveram fixos em todo decorrer do trabalho.

Tabela 3.1: Parâmetros iniciais do *Extremum Seeking*

$j$	$K_j$	$\alpha_j$	$\gamma_j$	$\omega_j$
P	0,4	0,010	100	$a\pi$
I	0,2	0,017	70	$a^2\pi$
D	0	0	0	0

Nota-se que os parâmetros derivativos estão todos zerados. A planta a ser controlada (bíceps ou tríceps) possui certas não-linearidades, em especial um atraso no tempo à estimulação. Este atraso faz com que a parcela derivativa tente compensar um erro instantâneo, mas que só terá resposta depois. Essa defasagem piora a performance do controlador caso a constante  $K_d$  seja diferente de 0 [41].

### 3.3 Instrumentação

Esta seção está dedicada à descrição dos equipamentos utilizados e desenvolvidos.

#### 3.3.1 Eletroestimulador

O eletroestimulador foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) como projeto de final de curso do aluno Anderson Francisco da Costa Souza [42]. O dispositivo é programável, permitindo a modificação da frequência de estimulação, largura de pulso, e amplitude. Sua saída de corrente vai de 0  $mA$  até 100  $mA$  aproximadamente e o pulso pode ter de 0  $\mu s$  até 600  $\mu s$ , além de permitir uma frequência de até 50  $Hz$  [42]. Este dispositivo também possui um botão de emergência que interrompe qualquer funcionalidade da placa ao ser apertado, sendo necessário um desligamento completo do sistema antes do mesmo poder ser utilizado novamente.

#### 3.3.2 Goniômetro

Foi utilizado um goniômetro desenvolvido também no LIB [41] que consiste de duas hastas metálicas com prendedores ajustáveis para fixar ao braço do voluntário (Figura 3.4). Estas hastas estão conectadas em um sistema de sensores (Figura 3.5) e a informação de ângulo passa por uma placa de aquisição (captura) de sinais USB6009, cuja frequência de amostragem utilizada é de 20  $kHz$ , desenvolvido pela National Instruments, EUA (NI) possuindo um conversor analógico digital (em inglês, ADC) de 14 bits para ser utilizada pelo *software* de controle.





Figura 3.4: Goniômetro desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação Biomédica. (A) e (B) conectam o sensor as hastes móveis, (C) é o prendedor das hastes ao punho dos voluntários, e (D) modifica a largura do goniômetro.

O sistema de sensores é composto de dois potenciômetros (conectados as hastes móveis) seguido de um divisor resistivo e um filtro composto por um resistor e um capacitor (RC) com frequência de corte em torno de  $78 \text{ Hz}$ . A medida que o ângulo aumenta, a tensão no terminal médio do potenciômetro aumenta [41].

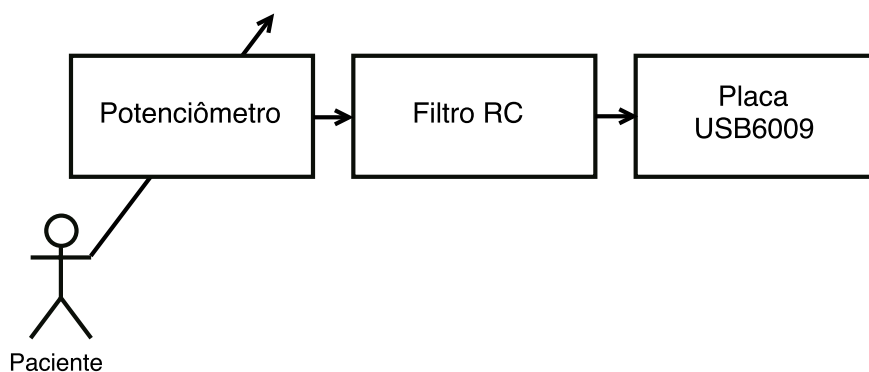


Figura 3.5: Diagrama do sensor de ângulo. Filtro RC é um filtro composto de um resistor e um capacitor, Placa USB6009 é a placa de captura.

Toda a montagem experimental pode ser vista na Figura 3.6, com o voluntário posicionado corretamente no goniômetro para execução do experimento. Pares de eletrodos autoadesivos colocados no bíceps (Figura 3.6 B) e tríceps estão conectados ao eletroestimulador (Figura 3.6 A). O goniômetro está conectado à placa de aquisição USB-6009 (Figura 3.6 C), que por sua vez se comunica com o computador através de um cabo *Universal Serial Bus* (USB). O eletroestimulador também está conectado ao computador por outra porta USB.

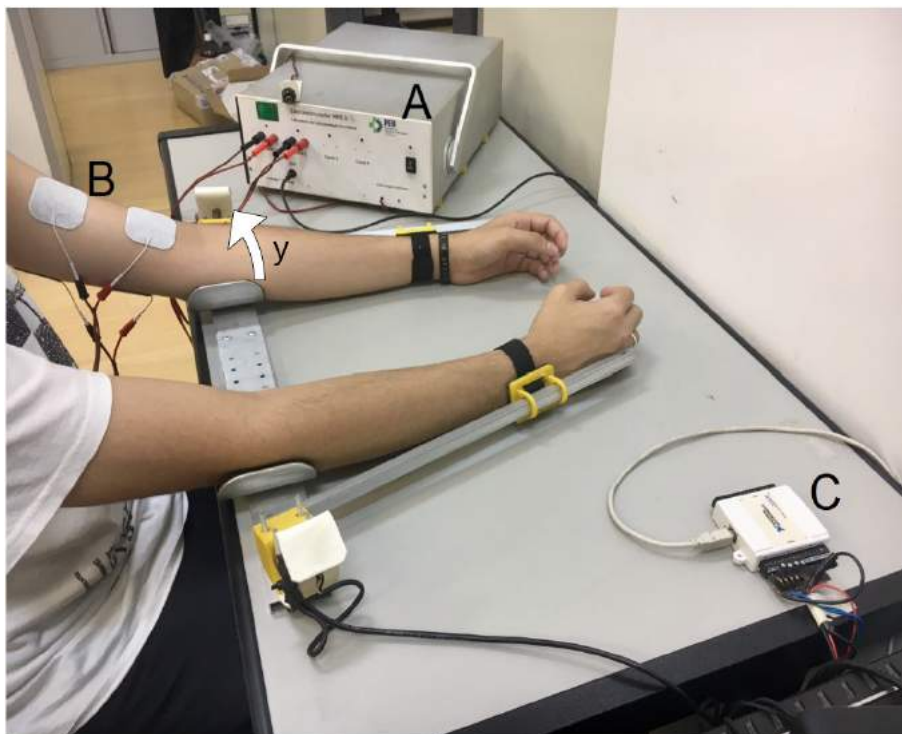


Figura 3.6: Vista geral da utilização da instrumentação. (A) é o eletroestimulador, com o botão de emergência em cima. (B) é um voluntário corretamente posicionado no goniômetro com pares de eletrodos colocados no bíceps e tríceps, (C) é a placa de captura com conversor analógico digital e (y) denota o ângulo a ser medido.

### 3.4 Software

O *software* principal utilizado foi escrito pelo D. Sc. João Catunda [41], usando a plataforma LabVIEW 8.5, desenvolvida pela *National Instruments*, EUA, a coleta de dados foi realizada pela placa de captura USB-6009 em conjunto com o programa principal, utilizando funções disponibilizadas pela própria NI. O algoritmo de estimulação funciona com dois laços executados em paralelo, o primeiro de aquisição sempre está coletando dados do ADC e acumulando em um *buffer*, quando o laço principal requisita o ângulo atual, a mediana é calculada a partir de uma parcela (Figura 3.9) das amostras coletadas, e entregue de volta ao laço principal, e o *buffer* é esvaziado.

O algoritmo de estimulação pode ser resumido em 2 laços (Figura 3.7), um laço de aquisição e um laço principal, ambos temporizados. A frequência do laço principal é a mesma frequência do pulso de estimulação é temporizada por *software*. Ou seja, se a estimulação utilizar um pulso de  $50\text{ Hz}$ , este laço será também executado à  $50\text{ Hz}$ , como isto é temporizado através de *software*, o intervalo entre as chamadas do laço está sujeito a um *jitter* dependendo do computador.

O laço de aquisição é temporizado pelo *hardware* interno da própria placa de captura à  $20\text{ kHz}$ , entretanto esta frequência também pode ser alterada pelo usuário. Com esta estratégia é possível utilizar o número de amostras lidas entre duas in-

terações do laço principal para calcular com maior precisão o intervalo entre estas interações, o que é importante para o cálculo das integrais e derivadas do controlador PID.

Este número de amostras lidas também é utilizado para ajudar na temporização do laço principal. O intervalo de tempo entre as inicializações depende desta quantidade de amostras. Caso o *buffer* tenha amostras demais, significa que a frequência do laço principal ficou um pouco além de 50 *Hz*. Então o próximo intervalo de tempo do laço tenta compensar esta variação, com o intuito de manter a frequência o mais estável possível. Além disto, existe um filtro de mediana móvel que seleciona parte destas amostras usando uma janela no tempo para realiza o cálculo do ângulo atual lido. A janela pode ser alterada através de um controle explicitado na Seção 3.4.1.

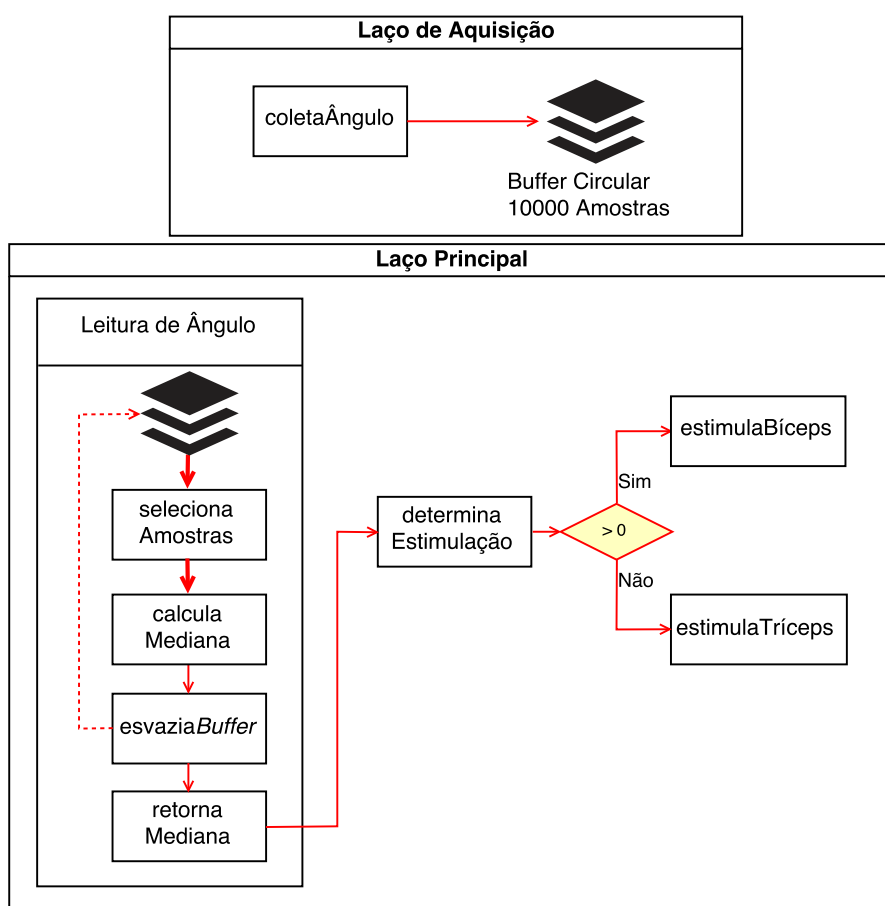


Figura 3.7: Fluxograma do programa principal de controle.

Alterações foram feitas no programa original para aumentar a eficácia, além de uma total reconstrução do esquema de salvar dados, incluindo o formato dos arquivos (detalhado no Apêndice A), que atualmente inclui informações sobre a posição angular, referência, diferença de tempo entre as amostras, tempo acumulado, e as saídas de corrente para o bíceps e para o tríceps. Foi desenvolvido também uma interface especial em MATLAB<sup>®</sup> (MathWorks, EUA) para a análise desses arquivos (Seção 3.4.2).

### 3.4.1 Interface com o Usuário

A interface com o usuário, (Figura 3.8), possui várias características importantes, um gráfico de exibição em tempo real do ângulo de referência e do ângulo realizado pelo voluntário, uma aba de configuração aonde são modificados os parâmetros do pulso, do lado que está sendo controlado, da estrutura do PID a ser utilizada (modo paralelo ou tradicional) além de permitir a escolha do sinal de referência (Seção 3.1.1) para o controlador.

O botão ESTIMULAR inicia o laço principal de estimulação (Figura 3.7), o botão FILTROS abre uma janela auxiliar (Figura 3.9) que permite modificar parâmetros da referência e aplicar filtros na mesma. O botão AQUISIÇÃO inicia a aquisição de dados da placa de captura e o botão PARAR encerra o programa.

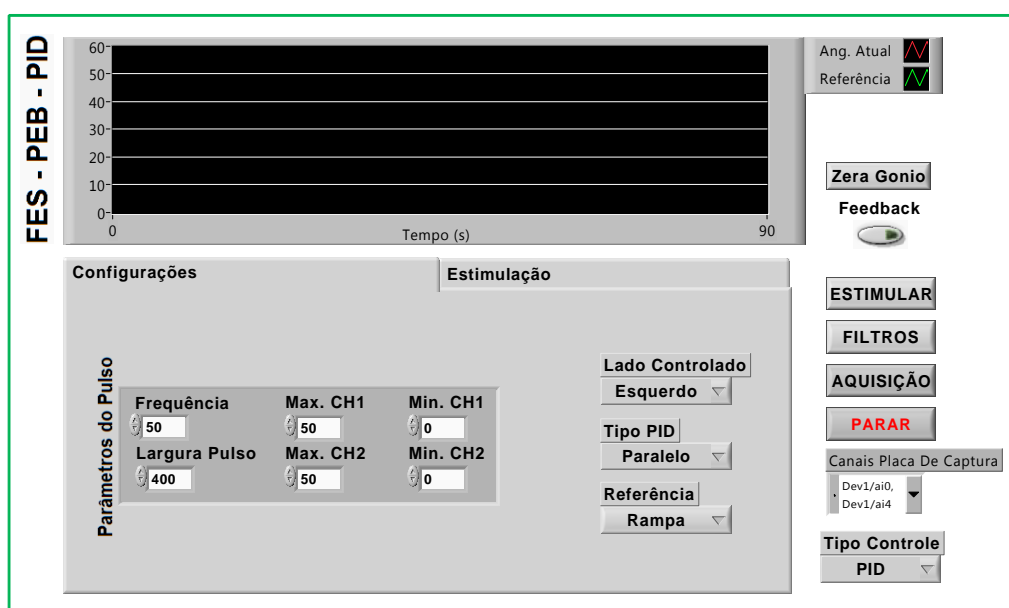


Figura 3.8: Tela principal da interface de operação do *software*. Feito em LabVIEW 8.5<sup>®</sup>.

Existe a possibilidade de escolher qual dispositivo de captura à ser utilizado no programa, e qual tipo de controle. Os controles implementados são PID, PID com ES e dois outros fora do escopo do trabalho, sendo estes o PID deslizante com fator de escala de tempo [43] e um controlador neural baseado em um modelo auto regressivo de média móvel (NARMA-L2) [44].

O botão FILTROS abre uma janela secundária (Figura 3.9) capaz de alterar os parâmetros da referência de trapézio através de 4 parâmetros, adicionar um filtro digital opcional para os dados do goniômetro e para a referência. A janela da mediana móvel pode ser alterada através do controle Tmediana (ms), medida em milisegundos.

O filtro digital é implementado utilizando um VI (instrumento virtual) da própria NI, e permite a aplicação de diversas topologias de filtros (Butterworth, Chebyshev, Chebyshev inverso, Bessel e elíptico) com suas devidas especificações.

Este filtro é aplicado também à referência para não gerar uma defasagem no tempo entre a mesma e o sinal coletado.

Os 4 parâmetros que controlam a referência são CoefAng, coeficiente angular da rampa de extensão e flexão, Tempo ON (s), tempo total em segundos de duração do pulso de referência, ValMin e ValMax, que controlam o valor mínimo e máximo do pulso respectivamente.



Figura 3.9: Tela aberta pelo botão FILTROS. CoefAng é o coeficiente angular da rampa de extensão e flexão, Time ON é o tempo total da referência, ValMin e ValMax configuram os valores mínimo e máximo da referência respectivamente. Tmediana(ms) é a janela de tempo da mediana móvel em milissegundos. Fcorte Inf e Sup são as frequências de corte inferior e superior respectivamente, em Hertz. Rip Passante é o *ripple* na banda passante, e Atenuação é a atenuação na banda de rejeição, ambos em dB.

#### 3.4.1.1 *Feedback Visual*

O botão de *Feedback* abre a janela de realimentação visual (Figura 3.10) utilizada nos testes com voluntários acometidos de AVC. A barra azul representa o ângulo realizado em tempo real pelo voluntário e a barra vermelha a referência.

Esta ferramenta será utilizada somente para auxiliar a realização do movimento de pacientes (voluntários com AVC) junto da eletroestimulação. É importante que isto seja usado pois o mesmo deve ativamente ajudar no processo de fisioterapia para maximizar a eficácia do tratamento [7] [8].

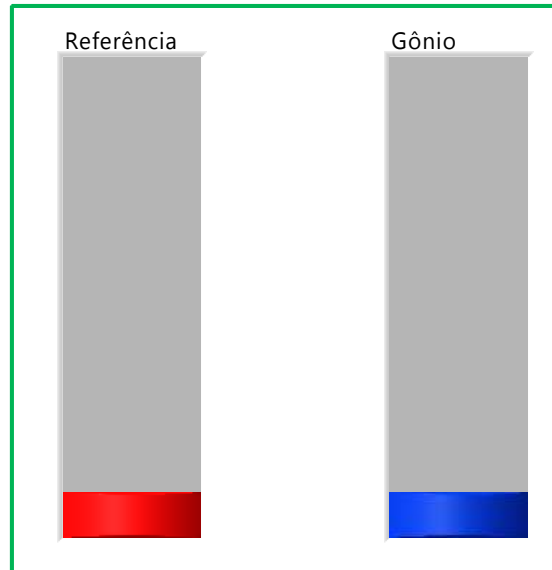


Figura 3.10: Informação visual em tempo real, com formato de barras crescentes. O ângulo realizado está representado por uma barra azul e a referência por uma barra vermelha.

### 3.4.2 Análise de Dados

Uma plataforma de análise de dados (Figura 3.11) eficiente foi desenvolvida para a visualização *offline* dos dados coletados nos testes. Ela foi toda feita em MATLAB<sup>®</sup> 2015 utilizando um de seus programas para criação de *Guided User Interface*, o GUIDE. É possível visualizar a resposta no tempo, a referência, além do sinal de controle a cada instante, também foi implementado uma barra vertical controlada pelo cursor do usuário, que ajuda na determinação dos valores em cada amostra. A lista de dados permite também entrar em pastas, tornando muito eficiente na hora de trocar o arquivo a ser visualizado, existe a opção de salvar os gráficos (através do botão Salvar Resposta) em formato tanto vetorial (EPS, PDF) quanto pixelado (BMP, PNG, JPG, JPEG).

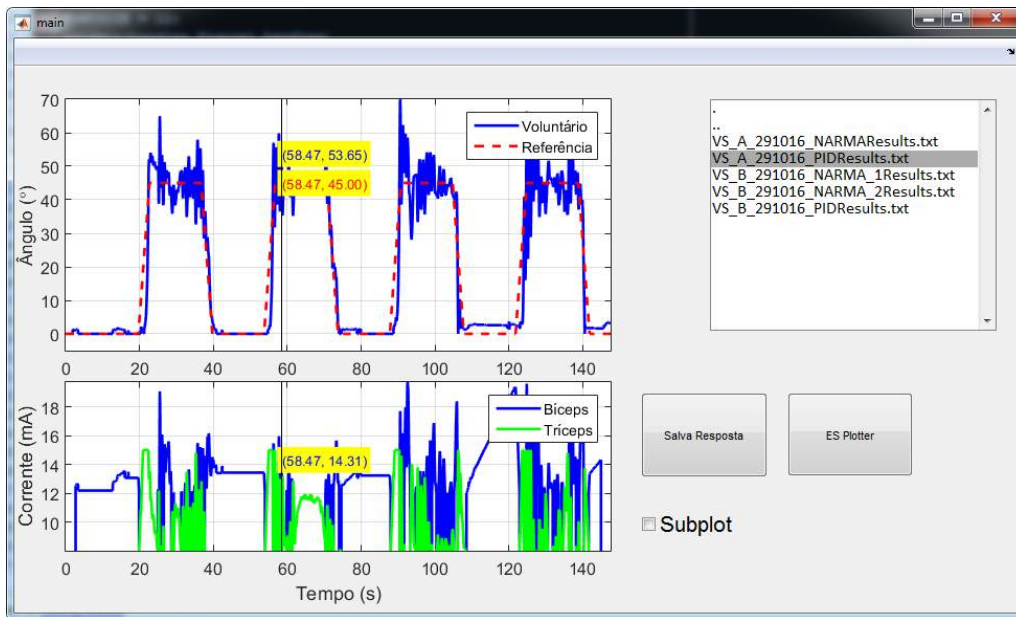


Figura 3.11: Interface desenvolvida em MATLAB<sup>®</sup> para visualização dos dados, onde parte do nome dos arquivos foi ocultado.

A opção Subplot permite salvar os gráficos utilizando duas figuras separadas, ou colocando os dois gráficos na mesma figura (realizando assim um *subplot*). O botão ES Plotter abre o arquivo selecionado com o intuito de gerar gráficos específicos para avaliação do algoritmo, como a evolução dos parâmetros do PID e da função custo (Capítulo 4).

# Capítulo 4

## Resultados

Foram recrutados no total 6 voluntários saudáveis e 1 com espasticidade. Todos assinaram um termo por escrito autorizando o teste, além disto o trabalho foi aprovado no Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (número 92/09).

Todos os resultados foram obtidos seguindo a rotina de testes especificada na Seção 3.1, a leitura e processamento dos dados foram feitos utilizando o programa descrito na Seção 3.4.2 e uma análise descritiva será feita sobre cada resultado apontando o que houve de bom e ruim, além de detalhes importantes. Um resumo de características dos voluntários está na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Perfil dos Voluntários recrutados para os testes

Voluntário	Sexo	Idade	Diagnóstico	Ashworth	Rankin	Fugl-Meyer
1	M	21	Saudável	X	X	X
2	M	22	Saudável	X	X	X
3	F	22	Saudável	X	X	X
4	F	21	Saudável	X	X	X
5	F	22	Saudável	X	X	X
6	M	22	Saudável	X	X	X
7	M	41	AVC Isquêmico	3	3	7/66

De maneira geral, foi possível observar um erro menor do que  $5^\circ$  no platô de flexão nas respostas onde o algoritmo convergiu. A faixa dinâmica do sinal de controle ficou em torno de  $10\text{ mA}$ . Os valores da função custo ficaram em torno de  $10^{-2}$  e  $10^{-3}$  quando a mesma convergiu. Os parâmetros do PID variaram, em média, em torno de 30%.

Nos casos onde o algoritmo não apresentou convergência, os valores da função custo ficaram em torno de  $10^{-1}$ , as oscilações na resposta dos voluntários saudáveis não apresentaram melhora (mostrando erros acima de  $15^\circ$ ) e casos onde a iteração final se mostrou pior do que a inicial também foram constatados. Entretanto, no geral, os parâmetros do PID sofreram aproximadamente a mesma ordem de variação.



Foi observado que voluntários saudáveis sofrem bastante a ação da gravidade, portanto eles tendem a ter uma resposta mais oscilatória que o voluntário com espasticidade. Além disto, alguns ângulos ficaram negativos, pois o goniômetro é zerado para o voluntário em repouso, mas quando ele realiza uma flexão e uma extensão, a posição de repouso muda levemente. Isto faz com que a posição de repouso deixe de estar no 0, causando ângulos negativos e acionando o bíceps.

A seguir está uma descrição individual dos resultados obtidos, com ponderações sobre a performance do algoritmo, o sinal de controle e a resposta no tempo de cada voluntário. A grande maioria dos voluntários não possuem qualquer deficiência motora exceto o Voluntário 7.

## 4.1 Voluntário 1

Os parâmetros do PID do Voluntário 1 variaram aproximadamente em 10% (Figura 4.1b), há uma visível mudança na resposta temporal para cada movimento (Figura 4.1a), o sinal de controle não satura, a faixa dinâmica de 10 mA é razoável para a atuação do mesmo e a função custo permanece monótona decrescente em todo o experimento, apresentando uma queda de aproximadamente 75%, e convergindo perto de  $10^{-2}$ .

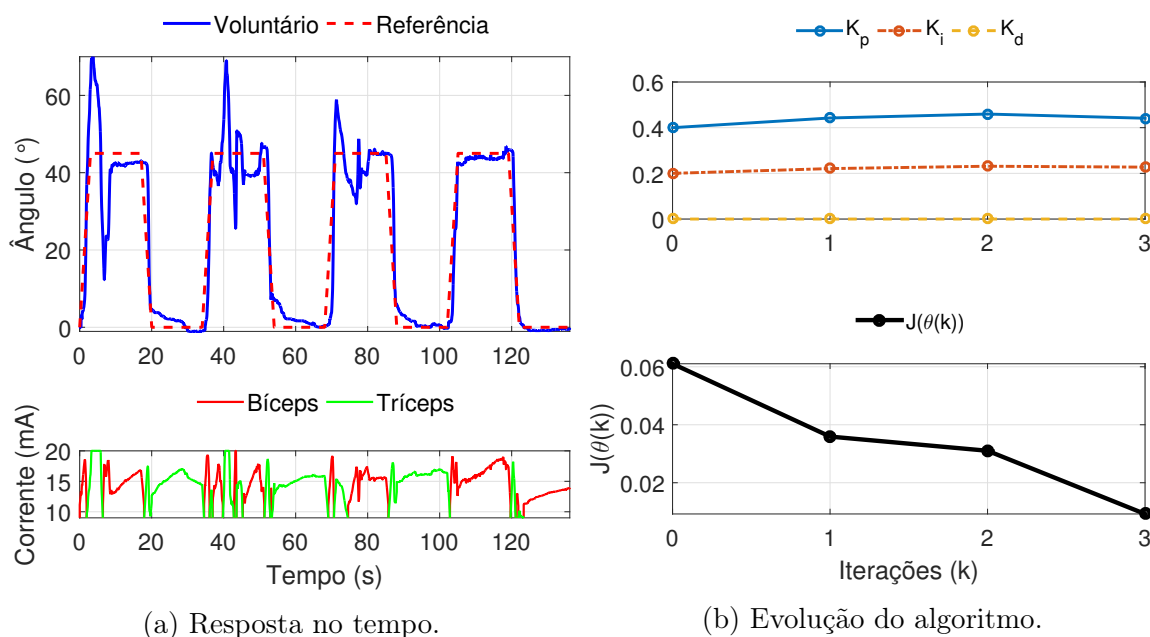


Figura 4.1: Comportamento do Voluntário 1 saudável e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

## 4.2 Voluntário 2

Podemos ver uma melhora muito grande na resposta temporal do Voluntário 2 (Figura 4.2a), na sua última iteração as oscilações estavam fortemente amortecidas. O sinal de controle entretanto chega a saturar e chavar bastante, este também possui uma faixa dinâmica muito pequena de 6 mA, o que mostra uma maior sensibilidade deste voluntário com a estimulação elétrica.

É possível ver uma grande adaptação de  $\theta(k)$  (Figura 4.2b) de aproximadamente 50%, a função custo permanece monótona decrescente durante o experimento, tem uma melhora de aproximadamente 95% e converge em um valor na ordem de  $10^{-2}$ .

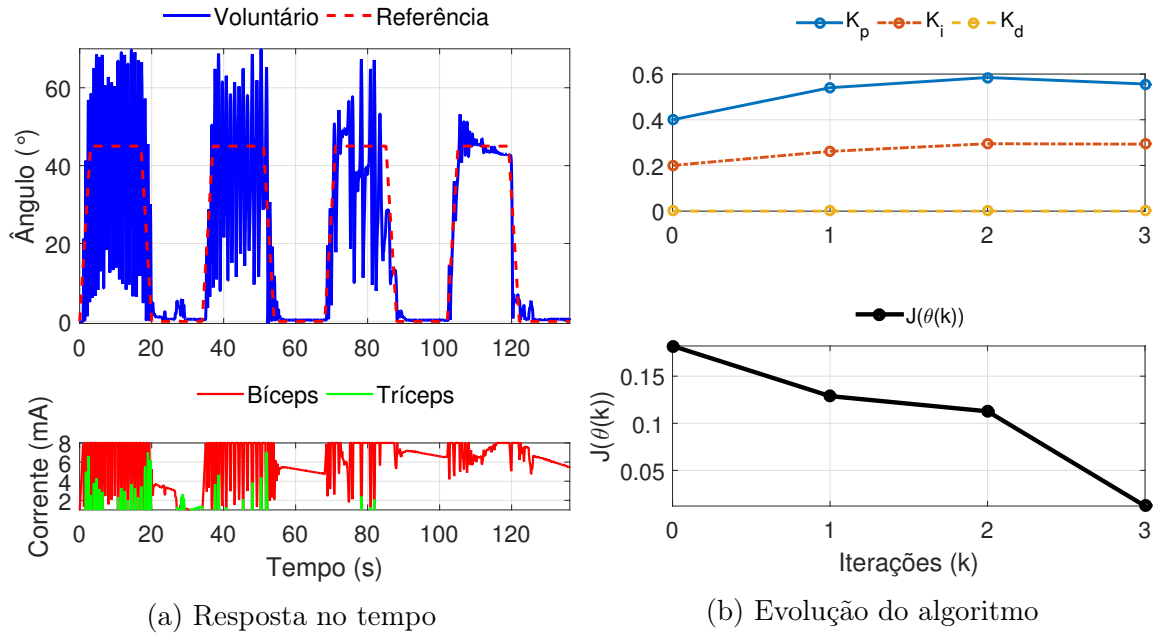


Figura 4.2: Comportamento do Voluntário 2 saudável e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

### 4.3 Voluntário 3

O resultado do Voluntário 3 mostra uma quantidade maior de oscilações (Figura 4.3a), o sinal de controle satura e chaveia em ambos os músculos mesmo com uma faixa dinâmica de corrente de 10 mA. As constantes do PID variaram bastante, aumentando em praticamente 50% (Figura 4.3b). A função custo sofreu uma redução de 75% na primeira iteração, e quase não varia, ficando na ordem de  $10^{-2}$ .

É possível afirmar que para este caso o algoritmo ES convergiu, mas a resposta no tempo não fica satisfatória como no Voluntário 1 ou 2, especialmente na rampa de flexão. Isto se deve ao fato de que o ES vê apenas o EQM após este período, portanto ele tende a minimizar o EQM no platô de flexão e na rampa de extensão.

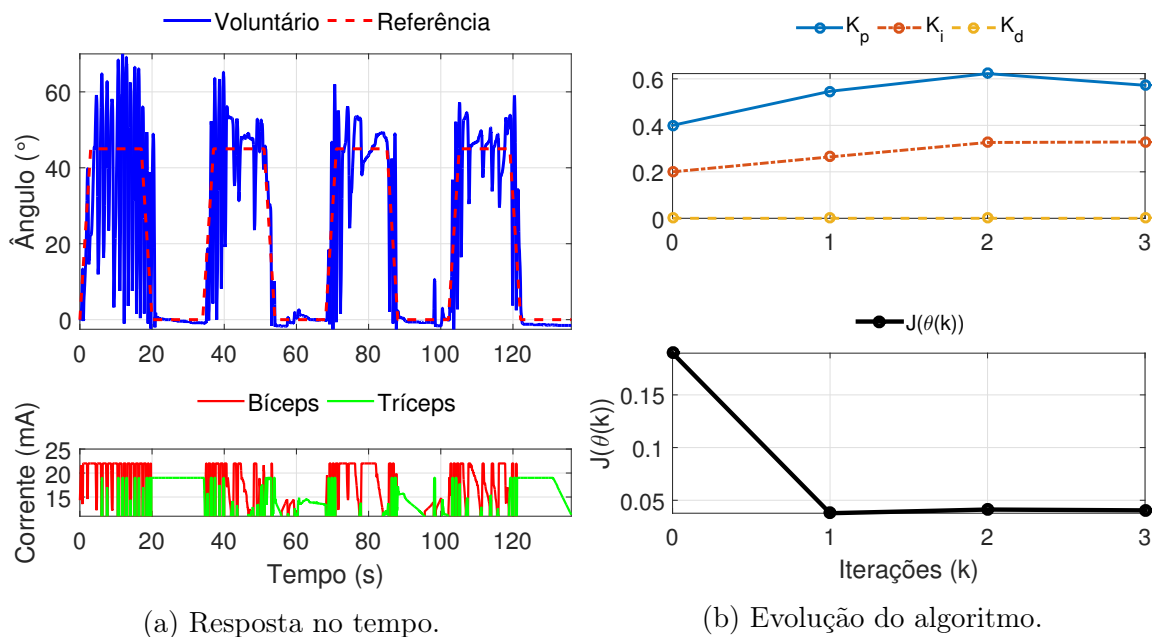


Figura 4.3: Comportamento do Voluntário 3 saudável e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

## 4.4 Voluntário 4

O resultado correspondente ao Voluntário 4 apresenta muitas oscilações em todos os estágios da referência, inclusive no platô de extensão (Figura 4.4a). Entretanto, a oscilação neste platô pode ser atribuída ao fato de que a posição de repouso deste voluntário mudou durante o teste, causando ângulos negativos, que por sua vez causam erro positivo, que é integrado até atingir um valor que, ao ser aplicado no biceps, causa flexão.

Além disto, o sinal de controle oscila bastante, e satura durante grande parte do experimento, mesmo com uma faixa dinâmica razoável de 10 mA. Os parâmetros do PID (Figura 4.4b) se alteram bem (25%), entretanto a função custo não chega a convergir, inclusive na última iteração ela aumenta. Isto pode ser justificado por um mínimo local, o algoritmo pode estar preso nele, mas mesmo assim oscila em torno do mesmo, causando oscilações na função custo. O seu valor também é mais alto do que o dos voluntários passados, quase 8 vezes maior na última iteração.

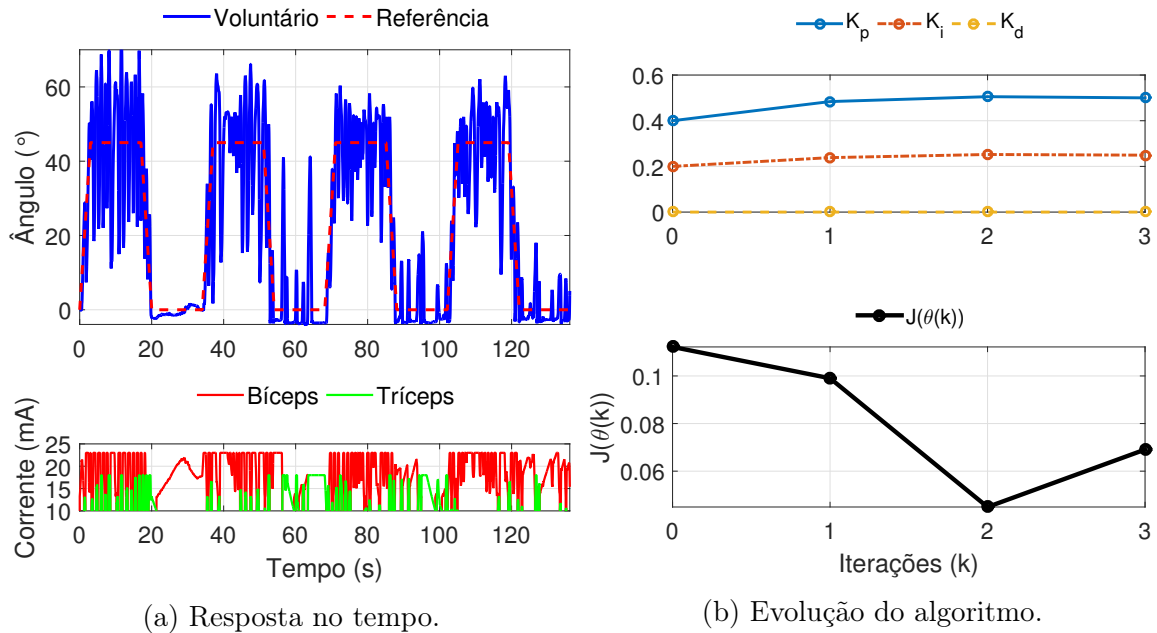


Figura 4.4: Comportamento do Voluntário 4 saudável e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

## 4.5 Voluntário 5

A resposta no tempo do Voluntário 5 (Figura 4.5a) apresenta anormalidades, no primeiro pulso de referência existe oscilações mas o sinal de controle permanece constante e saturado para o bíceps. No último pulso o sinal do tríceps fica constante saturado também, e o voluntário realiza uma flexão ao invés de extensão.

Este é um caso onde é muito provável que houve interação do voluntário com o teste. A interação faz com que a planta sendo controlada mude drasticamente, e os valores de corrente necessários para realizar uma flexão ou extensão são alterados, e o controlador não consegue lidar com isto.

Os parâmetros se adaptam quase 50% (Figura 4.5b), mas a função custo diverge devido às mudanças da planta previamente citadas. Para este caso, é importante refazer os testes com novos parâmetros de estimulação, e reiterar que o voluntário deve tentar ao máximo se manter relaxado e não interagir com o experimento.

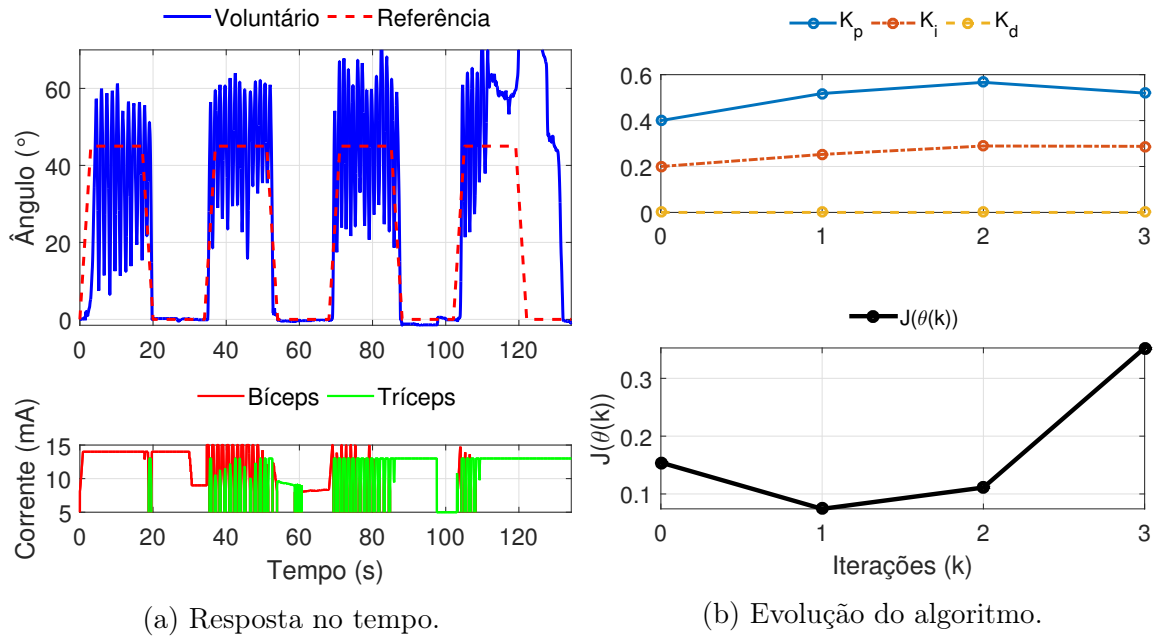


Figura 4.5: Comportamento do Voluntário 5 saudável e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

## 4.6 Voluntário 6

Para o Voluntário 6 foi constatada pouca adaptação do PID (Figura 4.6b), e uma quase impercetível mudança em sua resposta temporal (Figura 4.6a) na rampa de extensão e platô de flexão. O sinal de controle não apresenta saturação.

Podemos afirmar que este é um caso onde o algoritmo começou muito perto de um mínimo ótimo, a função custo está em torno de  $10^{-3}$  e as variações da mesma são devidas à perturbação senoidal do algoritmo. Os parâmetros do PID também pouco se alteram.

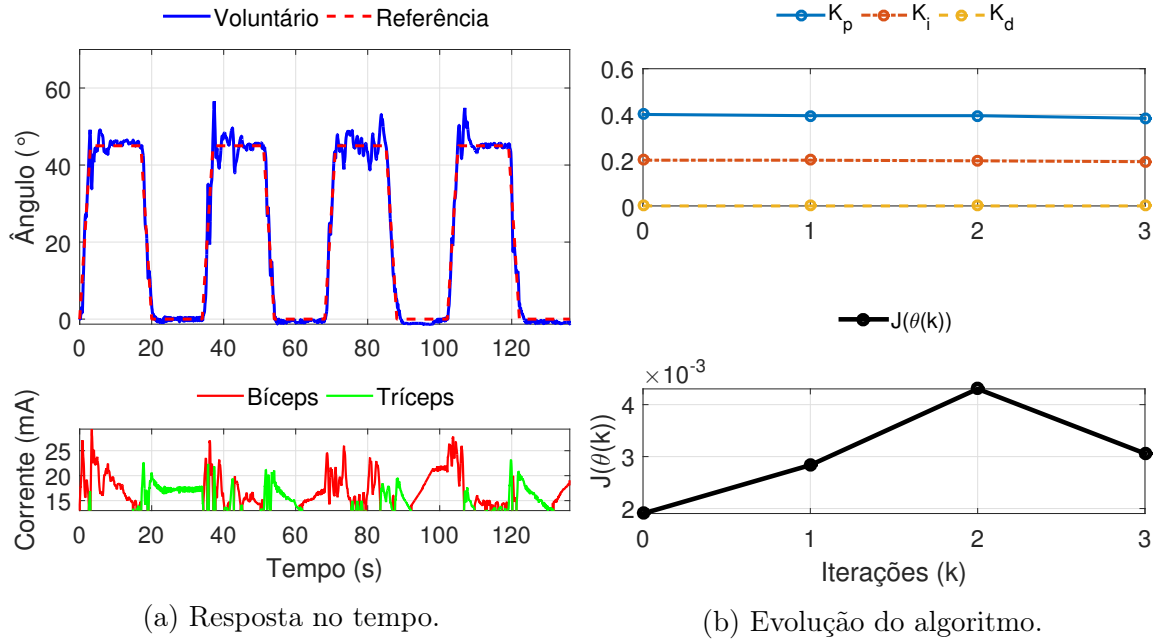


Figura 4.6: Comportamento do Voluntário 6 saudável e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

## 4.7 Voluntário 7

A primeira grande mudança que podemos notar na resposta do Voluntário 7 (Figura 4.7a) é a diferença de dinâmica entre pessoas acometidas de AVC e saudáveis para com a estimulação elétrica. Este voluntário com espasticidade tem dificuldade de realizar extensão, o que explica o fato do seu ângulo não chegar em  $0^\circ$ . É visível também a falta de oscilações, devido à resistência ao movimento, presente nos membros superiores.

O sinal de controle do tríceps permanece saturado em praticamente metade do experimento, mesmo com um limite de  $40\text{ mA}$ , quase o dobro em comparação com os outros voluntários.

A resposta ao algoritmo não foi boa, o algoritmo aparenta divergir nas primeiras iterações (Figura 4.7b), a função custo aparenta estar um pouco lenta. Possivelmente fosse necessário mais iterações do algoritmo ou um ajuste mais agressivo de parâmetros para este voluntário. Quase não houve adaptação dos parâmetros do PID, e o sinal de controle do tríceps permanece saturado durante bastante tempo.

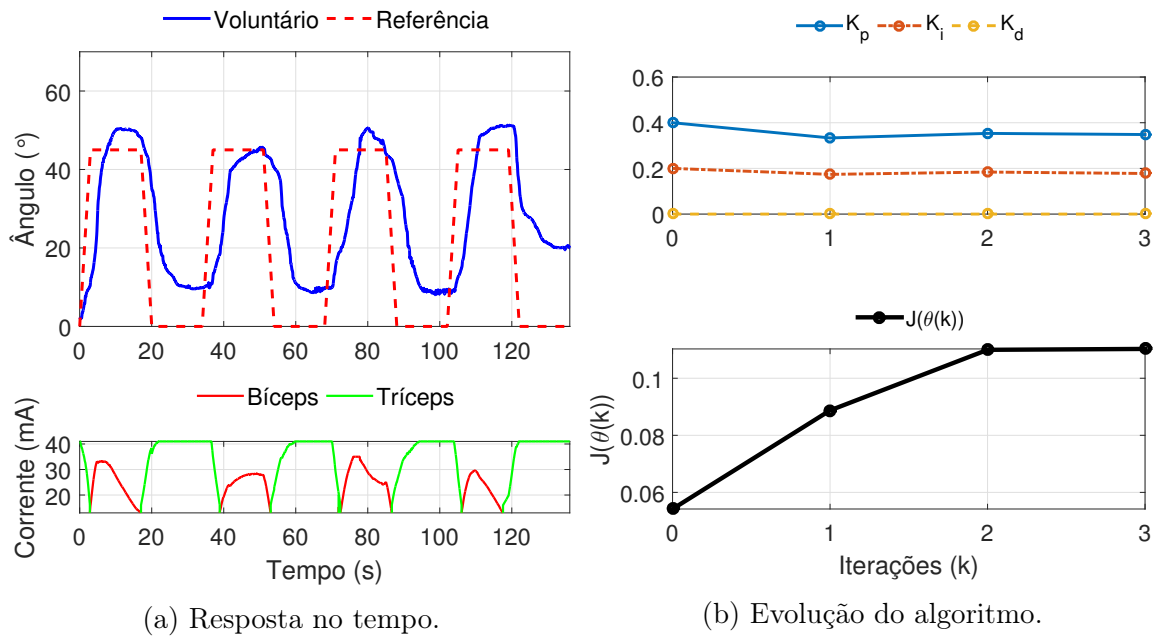


Figura 4.7: Comportamento do Voluntário 7 com espasticidade e do algoritmo *Extremum Seeking* aplicado.

# Capítulo 5

## Discussão

O objetivo deste projeto visava o estudo e implementação de um método de controle adaptativo para NMES voltada para fisioterapia. Pode-se dizer que o objetivo foi alcançado, entretanto, algumas ressalvas devem ser feitas com relação à eficácia deste em vista dos resultados apresentados no Capítulo 4.

O primeiro ponto a ser ressaltado é a diferença no perfil de resposta à estimulação entre o Voluntário 7 e todos os outros. Esta diferença pode ser um indicativo de que os parâmetros ótimos do ES para pacientes são muito diferentes dos parâmetros ótimos do ES determinados para pessoas saudáveis. Isso sugere que a maneira mais eficiente de testar e sintonizar este algoritmo é com pacientes em um ambiente hospitalar.

Antes disto, é necessário também realizar mais estudos sobre o ES, pois não foi possível encontrar os melhores parâmetros de sintonia mesmo depois de diversos testes, e só existem métodos na literatura que sejam capazes de encontrá-los para o caso determinístico do algoritmo [45] [46]. Logo, temos que recorrer à uma busca exaustiva, normalmente isto é feito através de simulações, mas nesta aplicação do trabalho a planta em questão é extremamente não-linear e variante no tempo, portanto as simulações não seriam capazes de retratar a realidade de maneira eficaz.

O comportamento da função custo também reflete isto, ela se mostrou monótona em alguns casos, o que mostra que os parâmetros do ES estavam bem sintonizados. Nestes casos a adaptação dos parâmetros ocorreu perfeitamente em 4 pulsos apenas. Em outros voluntários a resposta foi inconclusiva, no sentido de que a função custo poderia ou não convergir em mais iterações, e isto é ruim pois a aplicação em fisioterapia não possui margem para fazer testes longos. Foi visto também casos onde a função custo divergia, mostrando que os parâmetros estavam possivelmente agressivos demais ou mal ajustados.

Considerando que os parâmetros não foram modificados no decorrer das coletas, é razoável assumir que o valor inicial das constantes do PID mudam bastante de voluntário para voluntário, e sabendo que o ES é um algoritmo que garante apenas convergência local, podemos dizer que é necessário um estudo também para determinar o valor inicial do PID para que o ES o otimize.



Uma outra alternativa seria caminhar para algoritmos que sejam adaptativos ponto a ponto, ao invés de "evento-a-evento" (no caso do ES, o evento seria um pulso de referência). Existem alguns algoritmos não lineares que podem ser capazes de lidar com todas as não linearidades previamente comentadas, como técnicas de controle baseadas em redes neurais ou sistemas *fuzzy* [47].

É essencial garantir que o sinal de controle não sature. Como isto aconteceu bastante utilizando modulação em amplitude, uma solução possível seria modular a largura de pulso, que possui uma janela muito maior de atuação. É possível também modular ambos, lembrando que a variável que causa contração é a quantidade de carga (Seção 2.3).

# Capítulo 6

## Conclusão

Podemos concluir que o uso do *Extremum Seeking* e seus parâmetros requer mais estudos para que o mesmo possa ser aplicado de maneira eficaz. A busca exaustiva para encontrar os parâmetros ótimos requer um ambiente simulado, que para esta aplicação de NMES em fisioterapia é algo muito longe da realidade devido a vários possíveis efeitos de fenômenos não-lineares que não foram levados em conta na formulação do problema. Entretanto, os casos onde o ES se mostrou funcional indicam que, caso os problemas do algoritmo possam ser solucionados, é possível que o ES tenha uma boa aplicação no ramo de NMES.

Independente do método de controle escolhido, é essencial modular a largura de pulso, pois isto permite uma janela muito maior de atuação do controlador, diminuindo drasticamente a chance de saturação. Além disto, a diferença de perfil de estimulação entre voluntários saudáveis e voluntários com AVC é marcante, o que mostra a necessidade de se executar principalmente testes em hospitais com pacientes. O protocolo destes também deve ser modificado para incluir mais iterações, uma vez que realizar quatro iterações se mostrou pouco em alguns casos, resultando por vezes em dados inconclusivos.

# Referências Bibliográficas

- [1] KNUTSON, J. S., HARLEY, M. Y., HISEL, T. Z., *et al.*, “Contralaterally Controlled Functional Electrical Stimulation for Upper Extremity Hemiplegia”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 26, n. 3, pp. 239–246, 2012.
- [2] SHEN., Y., YIN., Z., FAN., Y., *et al.*, “Comparison of the Effects of Contralaterally Controlled Functional Electrical Stimulation and Neuromuscular Electrical Stimulation on Upper Extremity Functions in Patients with Stroke”, *CNS & neurological disorders drug targets*, , 11 2015.
- [3] EDWARD., C., JEFFREY., C., SERGIO., S., *et al.*, *Stroke - the American Psychiatric Press Textbook of Geriatric Neuropsychiatry*. 2 ed. American Psychiatric Press, 2000.
- [4] DOBKIN, B. H., “Strategies for stroke rehabilitation”, *The Lancet Neurology*, pp. 528–536, 9 2004.
- [5] NUNES, L., QUEVEDO, A., MAGDALON, E., “Effects of neuromuscular electrical stimulation on tibialis anterior muscle of spastic hemiparetic children”, *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 12, pp. 317 – 323, 08 2008.
- [6] BARBARA M. DOUCET, AMY LAM, L. G., “Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function”, *The Yale Journal of Biology and Medicine*, v. 85, pp. 201–215, 2002.
- [7] KNUTSON, J. S., GUNZLER, D. D., WILSON, R. D., *et al.*, “Contralaterally Controlled Functional Electrical Stimulation Improves Hand Dexterity in Chronic Hemiparesis”, *Stroke*, v. 47, n. 10, pp. 2596–2602, 2016.
- [8] SHEN, Y., YIN, Z., FAN, Y., *et al.*, “Comparison of the Effects of Contralaterally Controlled Functional Electrical Stimulation and Neuromuscular Electrical Stimulation on Upper Extremity Functions in Patients with Stroke”, *CNS Neurol Disord Drug Targets*, v. 14, n. 10, pp. 1260–1266, 2015.
- [9] HENNEMAN, E., SOMJEN, G., CARPENTER, D. O., “Functional significance of cell size in spinal motoneurons”, *Neurophysiol*, pp. 560–580, 1965.
- [10] ROBINSON, R., “In Mammalian Muscle, Axonal Wiring Takes Surprising Paths”, *PLoS Biol* 7, , 2 2009.
- [11] BEAR., M. F., CONNORS., B. W., PARADISO., M. A., *Neurociências-Desvendando o Sistema Nervoso*. 2 ed. Artmed, 2002.

- [12] BELLEMARE, F., WOODS, J. J., JOHANSSON, R., *et al.*, “Motor-Unit Discharge Rates in Maximal Voluntary Contractions of Three Human Muscles”, *Journal of Neurophysiology*, v. 50, 1983.
- [13] SACCO, R. L., KASNER, S. E., BRODERICK, J. P., *et al.*, “An Updated Definition of Stroke for the 21st Century”, *Stroke*, v. 44, pp. 2064–2089, 2013.
- [14] ANDERSEN, K. K., OLSEN, T. S., DEHLENDORFF, C., *et al.*, “Hemorrhagic and Ischemic Strokes Compared”, *Stroke*, v. 40, n. 6, pp. 2068–2072, 2009.
- [15] NATIONAL HEART LUNG AND BLOOD INSTITUTE, “Ischemic Stroke”, 2013, File: Stroke\_ischemic.jpg.
- [16] NATIONAL HEART LUNG AND BLOOD INSTITUTE, “Hemorrhagic Stroke”, 2013, File: Stroke\_hemorrhagic.jpg.
- [17] TOM A. SCHWEIZER, R. L. M., *The Behavioral Consequences of Stroke*. Springer, 2014.
- [18] J., L., “Spasticity: disorders motor control”, *Chicago: Year Book Medical Publishers*, p. 485, 1980.
- [19] COMMONS, W., “Spatic Hand”, 2016, File: Spastic\_hand\_2.jpg.
- [20] ASHWORTH, B., “PRELIMINARY TRIAL OF CARISOPRODOL IN MULTIPLE SCLEROSIS”, *Practitioner*, v. 192, pp. 540–542, Apr 1964.
- [21] VAN SWIETEN, J., KOUDSTAAL, P., VISSER, M., *et al.*, “Interobserver agreement for the assessment of handicap in stroke patients.”, *Stroke*, v. 19, pp. 604–607, 1988.
- [22] SULLIVAN, K. J., TILSON, J. K., CEN, S. Y., *et al.*, “Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Function After Stroke”, *Stroke*, , 2010.
- [23] OZCAKIR, S., SIVRIOGLU, K., “Botulinum Toxin in Poststroke Spasticity”, *Clinical Medicine & Research*, v. 5, n. 2, pp. 132–138, 2007.
- [24] PECKHAM, P., KNUTSON, J., “Functional electrical stimulation for neuromuscular applications”, *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 7, pp. 327–360, 2005.
- [25] STEIN, C., FRITSCH, C. G., ROBINSON, C., *et al.*, “Effects of Electrical Stimulation in Spastic Muscles After Stroke”, *Stroke*, v. 46, n. 8, pp. 2197–2205, 2015.
- [26] GOBBO, M., MAFFIULETTI, N. A., ORIZIO, C., *et al.*, “Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 11, n. 1, pp. 17, 2014.
- [27] GOBBO, M., GAFFURINI, P., BISSOLOTTI, L., *et al.*, “Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 111, n. 10, pp. 2451–2459, 2011.

- [28] COMMONS, W., “Compex Functional Electrical Stimulation Device”, 2013, File: Compex\_Functional\_Electrical\_Stimulation\_(FES)\_Device.jpg.
- [29] BENNET, S., *A history of control engineering, 1930-1955*. IET, 1993.
- [30] Hara Y., “Brain Plasticity and Rehabilitation in Stroke Patients.”, *Nippon Med School*, pp. 4–13, 2015.
- [31] JOHANSSON, B. B., “Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity: Stroke rehabilitation.”, *Acta Neurologica Scandinavica*, pp. 147–159, 3 2011.
- [32] JOHANSSON, B. B., “Brain Plasticity and Stroke Rehabilitation”, *Stroke*, v. 31, n. 1, pp. 223–230, 2000.
- [33] CAURAUGH, J. H., SUMMERS, J. J., “Neural plasticity and bilateral movements: A rehabilitation approach for chronic stroke”, *Progress in Neurobiology*, v. 75, n. 5, pp. 309 – 320, 2005.
- [34] BENNIE, S. D., PETROFSKY, J. S., NISPEROS, J., *et al.*, “Toward the optimal waveform for electrical stimulation of human muscle”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 88, n. 1, pp. 13–19, 2002.
- [35] ASHRAF, G., CHRISTOPHER, D., CHRISTOPHER, P., *et al.*, “Effects of Electrical Stimulation Parameters on Fatigue in Skeletal Muscle”, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 39, 2009.
- [36] KHALIL, H., *Nonlinear Systems*, Pearson Education. Prentice Hall, 2002.
- [37] WIKIPEDIA, “Lipschitz continuity”, [https://en.wikipedia.org/wiki/Lipschitz\\_continuity](https://en.wikipedia.org/wiki/Lipschitz_continuity), Acessado em 18/01/2017.
- [38] WIKIPEDIA, “Hessian matrix - Wikipedia”, [https://en.wikipedia.org/wiki/Hessian\\_matrix](https://en.wikipedia.org/wiki/Hessian_matrix), Acessado em 18/01/2017.
- [39] KILLINGSWORTH, N., KRSTIC, M., “PID Tuning Using Extremum Seeking”, *IEEE Control Systems Magazine*, v. 12, 2006.
- [40] JOHANNA, I., *Influência de Parâmetros da Estimulação Elétrica na Contração Concêntrica do Quadríceps*. M.Sc. dissertation, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2012.
- [41] CATUNDA, J. Y., *Estimulação Elétrica Neuromuscular com Controle em Malha Fechada: Desenvolvimento e Aplicação em Pacientes Hemiparéticos por Acidente Vascular Cerebral*. Ph.D. dissertation, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016.
- [42] SOUZA, A. F. D. C., *Estimulador Elétrico Neuromuscular*. M.Sc. dissertation, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2014.
- [43] ROUX, T., COSTA, L. R., CATUNDA, J. Y., *et al.*, “Time-scaling based Sliding Mode Control for Neuromuscular Electrical Stimulation under Uncertain Relative Degrees”, *Medical Engineering & Physics*, , 2016.

- [44] MOHSEN REZAEI ADARYANI, H. A., “NARMA-L2 controller for three-area load frequency control”, *19th Iranian Conference on Electrical Engineering*, , 2011.
- [45] LIU, S., KRSTIC, M., “Stochastic Averaging in Continuous Time and Its Applications to Extremum Seeking”, *IEEE Transactions on Automatic Control*, v. 55, 2010.
- [46] LIU, S., KRSTIC, M., “Newton-based stochastic extremum seeking”, *Automatica*, , 2014.
- [47] YONGSHENG, O., ZHIJUN, L., GUANGLIN, L., *et al.*, “Adaptive fuzzy tracking control of a human lower limb with an exoskeleton”. In: *ROBIO*, 2012.

# Apêndice A

## Estrutura dos Arquivos

A estrutura do arquivo principal está descrita na Tabela A.1, ela consiste de um cabeçalho que informa todos os dados estáticos necessários, como o valor mínimo e máximo de intensidade de estimulação do bíceps e tríceps (CH1 e CH2 correspondentemente) em mili Amperes. O lado controlado como uma variável binária representando lado esquerdo (0) e direito (1). O tipo de referência, se é contralateral (0) ou rampa (1), a frequência do pulso de estimulação em Hertz, e a largura de pulso em micro segundos.

Os dados posteriores são coletados a cada iteração do laço principal (Figura 3.7) e consistem do ângulo realizado pelo paciente, o ângulo de referência, o tempo de realização do laço, a soma deste tempo a partir do instante em que o programa começa a salvar os dados, a saída de estimulação no bíceps e tríceps respectivamente.

Tabela A.1: Estrutura de dados salva pelo programa principal.

OffsetCH1	OffsetCH2	MaxCH1	MaxCH2	LadoControlado	Ref	Freq	Larg
6	12	20	19	1	1	50	400
Ang	AngAlvo	dtAmost	dtSum	AmpCH1	AmpCH2		
0	0	20	1794410	0	0		
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮		

A estrutura do arquivo que salva os dados referentes ao algoritmo *Extremum Seeking* está contida na Tabela A.2. A primeira linha é uma *string* contendo qual controlador o arquivo se refere (neste caso PID com ES), o cabeçalho de dados estáticos desta vez se referem aos parâmetros do *Extremum Seeking*,  $\alpha_j$ ,  $\gamma_j$  e  $\omega_j$  além de  $h$  e  $t_0$ .

Os dados coletados a cada instante são a saída da parcela proporcional, integral e derivativa. Além da função custo, e os parâmetros do PID. Importante ressaltar que este arquivo é preenchido na mesma frequência do arquivo principal, entretanto, as constantes do PID e o valor da função custo só mudam a cada iteração do ES, que acontece bem mais lentamente, portanto muitas linhas terão informações repetidas de  $K_p$ ,  $K_i$ ,  $K_d$  e  $J$ .

Tabela A.2: Estrutura de dados específicos do algoritmo *Extremum Seeking* salva pelo programa principal.

PIDES										
AlphaP	AlphaI	AlphaD	GammaP	GammaI	GammaD	OmegaP	OmegaI	OmegaD	H	To
0.01	0.017	0	100	70	0	2	2	0	0.5	5
SaidaP	SaidaI	SaidaD	J	Kp	Ki	Kd				
3	0	0	0	0.4	0.2	0				
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮				

Todos os valores são salvos com 6 casas decimais, elas foram omitidas para não poluir demais a tabela. Além disto, os valores apresentados nas tabelas são meramente ilustrativos.