

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL  
CONTROLADO POR ELETROMIOGRAFIA PARA PREENSÃO  
PALMAR POR PACIENTES HEMIPLÉGICOS**

Eric de Menezes Torlig

Brasília, Julho de 2016



**ENGENHARIA  
MECATRÔNICA**  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

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

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL  
CONTROLADO POR ELETROMIOGRAFIA PARA PREENSÃO  
PALMAR POR PACIENTES HEMIPLÉGICOS

**Eric de Menezes Torlig**

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

Banca Examinadora

Prof. Antônio Padilha Lanari Bó , ENE/UnB \_\_\_\_\_  
*Orientador*

Prof. Mariana Costa Bernardes Matias, \_\_\_\_\_  
ENE/UnB  
*Coorientadora*

Prof. João Luiz Azevedo de Carvalho, \_\_\_\_\_  
ENE/UnB  
*Examinador interno*

M.Sc. Lucas Oliveira da Fonseca \_\_\_\_\_  
*Examinador externo*

**Brasília, Julho de 2016**

## FICHA CATALOGRÁFICA

ERIC DE MENEZES TORLIG

Sistema de Estimulação Elétrica Funcional Controlado por Eletromiografia para Preensão Palmar por Pacientes Hemiplégicos,

[Distrito Federal] 2016.

11, 77p., 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Controle e Automação, 2016). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

1. estimulação elétrica funcional

2. eletromiografia

3. acidente vascular cerebral

I. Mecatrônica/FT/UnB

II. Título (Série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

TORLIG, ERIC M., (2015). Sistema de Estimulação Elétrica Funcional Controlado por Eletromiografia para Preensão Palmar por Pacientes Hemiplégicos. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-*n*º011, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 77p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Eric de Menezes Torlig

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Sistema de Estimulação Elétrica Funcional Controlado por Eletromiografia para Preensão Palmar por Pacientes Hemiplégicos.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2016

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

---

Eric Torlig

SQN 203 Bl. H, nº 505, Asa Norte.

70833-080 Brasília – DF – Brasil.

## **Dedicatória**

*Este trabalho é dedicado a Carlos Benedicto, que não teve tempo para ver o resultado deste trabalho, e a Tiago, a quem não foi permitida a chance de realizar seu próprio.*

*Eric de Menezes Torlig*

## Agradecimentos

*Agradeço a meus orientadores pelas oportunidades e conhecimentos fornecidos durante a parte mais crucial de minha vida acadêmica. Agradeço aos integrantes do LARA pela companhia e auxílio no desenvolvimento deste trabalho. Agradeço a minha mãe, meu pai e meu avô por terem me criado em um ambiente que permitiu o desenvolvimento de meu gosto pela ciência e a todas as pessoas que participaram de minha vida por terem me tornado quem eu sou hoje.*

*Também agradeço a todos os pesquisadores, cientistas e engenheiros que vieram antes de mim, e continuarão a vir depois, por deixarem seu esforço, paixão e conhecimento para que as gerações futuras possam realizar feitos cada vez maiores.*

*Eric de Menezes Torlig*

---

## RESUMO

Neste trabalho, é proposto um sistema para o controle do movimento de preensão palmar em pacientes com paralisia dos membros superiores através de Estimulação Elétrica Funcional disparada por eletromiografia medida com uso de um Myo Armband, da Thalmic Labs. Foram aplicadas técnicas de processamento de sinais para garantir a atenuação dos artefatos de estimulação medidos. Também foi desenvolvido um controlador para a regulação do nível de intensidade da estimulação com base no sinal eletromiográfico instantâneo medido. O sistema foi testado em usuários saudáveis e apresentou funcionamento satisfatório.

Palavras Chave: estimulação elétrica funcional, eletromiografia, acidente vascular cerebral

---

## ABSTRACT

In this paper we propose an electromyographically triggered Functional Electrical Stimulation system, designed for control of hand grasp in subjects affected by paralysis of the upper limbs. As an electromyography device, we use a Myo Armband, from Thalmic Labs. Signal processing techniques were employed in the attenuation of stimulation artifacts. Stimulation intensity was regulated using a controller based on the instantaneous level of electromyographical signal measured. The system was tested on healthy subjects and showed satisfactory results.

Keywords: functional electrical stimulation, electromyography, cerebrovascular accident

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	3
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO	4
1.4	RESULTADOS OBTIDOS	5
1.5	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	5
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTOS</b>	<b>6</b>
2.1	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL (FES)	6
2.2	ELETROMIOGRAFIA (EMG)	9
2.3	ANÁLISE DE SINAIS	11
2.3.1	TRANSFORMADA DE FOURIER	12
2.3.2	TRANSFORMADA DE LAPLACE	14
2.3.3	TRANSFORMADA Z	15
2.4	FILTRAGEM	16
2.4.1	RESPOSTA EM FREQUÊNCIA	17
2.4.2	FILTROS ANALÓGICOS E DIGITAIS	17
2.4.3	ANÁLISE DE FILTROS	18
2.4.4	FILTROS DE RESPOSTA FINITA E INFINITA AO IMPULSO	18
2.4.5	IMPLEMENTAÇÃO DIGITAL DE FILTROS	19
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO</b>	<b>22</b>
3.1	VISÃO GERAL DO SISTEMA	22
3.2	EQUIPAMENTOS UTILIZADOS	24
3.2.1	MYO ARMBAND	24
3.2.2	REHASTIM	25
3.3	INTEGRAÇÃO DOS COMPONENTES DO SISTEMA	28
3.4	CONDICIONAMENTO DO SINAL DE EMG	31
3.5	MALHA DE CONTROLE	38
3.5.1	INTERFERÊNCIA DO LAÇO DE REALIMENTAÇÃO	43
3.6	PROTOCOLO DE TESTES	46
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>49</b>

4.1	INTRODUÇÃO .....	49
4.2	CONDICIONAMENTO DOS SINAIS.....	50
4.3	PARAMETRIZAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DA REALIMENTAÇÃO .....	52
4.4	CONTROLE DO ESTÍMULO ELÉTRICO .....	55
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>57</b>
5.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	57
5.2	PERSPECTIVAS FUTURAS .....	57
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>59</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>62</b>
<b>I</b>	<b>DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD .....</b>	<b>63</b>



# LISTA DE FIGURAS

1.1	Paciente realizando uma sessão de terapia para neuroreabilitação. <sup>1</sup> .....	2
1.2	Paciente realizando uma tarefa manual com auxílio de FES. Terapeutas tipicamente são necessários para regular os parâmetros do estímulo elétrico. <sup>2</sup> .....	3
1.3	Seção típica de terapia com FES. Um obstáculo recorrente na recuperação é a necessidade de manter o paciente engajado, enquanto que muitas vezes a tarefa pode se tornar repetitiva e tediosa. <sup>3</sup> .....	4
2.1	Relação entre excitação FES aplicada (acima) e a reação observada no tecido (abaixo) para estímulos regulados por tensão (esquerda) e por corrente (direita). Imagem reproduzida de [1]. .....	7
2.2	Sinal de EMG coletado após a aplicação de um estímulo elétrico. Podem ser observadas as ondas M e H. Imagem modificada de [2]. .....	8
2.3	Comparação de diversos sinais de EMG entre um paciente com AVC e um indivíduo saudável durante a realização de uma flexão do cotovelo. Pode-se observar a natureza estocástica dos sinais, o que indica a necessidade de uma análise estatística quando se trabalha com sinais de EMG. Uma análise mais detalhada pode ser lida na referência [3]. Imagem modificada de [4]. .....	10
2.4	Forma direta I de uma seção de um filtro biquad <sup>4</sup> . .....	20
2.5	Forma direta II de uma seção de um filtro biquad <sup>5</sup> . .....	21
3.1	Malha de controle simplificada. .....	23
3.2	Bracelete de aquisição de EMG utilizado, o Myo Armband. <sup>6</sup> .....	24
3.3	Estimulador FES RehaStim 1, da HASOMED. <sup>7</sup> .....	25
3.4	Exemplo do comportamento da corrente de um único pulso bifásico ao longo do tempo. São demonstrados os parâmetros de amplitude e de largura de pulso. O intervalo de $100 \mu s$ é fixo e não pode ser alterado. Imagem reproduzida de [5]. .....	26
3.5	Exemplo de geração de pulsos para demonstrar o parâmetros de tempo principal $t_1$ e intervalo inter-pulso $t_2$ . Pulsos doublet são gerados apenas nos canais 3 e 5. Após um tempo $t_2$ o ciclo do módulo inteiro se repete, mas apenas os canais listados como doublets disparam. A barra cinza representa um tempo reservado para a comunicação de dados internos do RehaStim. Imagem reproduzida de [5]. .....	27
3.6	Leitura típica dos sinais de EMG do sensor utilizado. <sup>8</sup> .....	29
3.7	Sinal de EMG medido pelo sensor com o braço relaxado durante o ciclo de estímulos do estimulador. <sup>9</sup> .....	30

3.8	Exemplo do sinal bruto medido em dois canais (do sensor 7, à esquerda, e sensor 8, à direita) do dispositivo de EMG. Entre os 25 e 45 segundos o usuário realiza um movimento de preensão voluntário com a mão. Dos 55 aos 100 segundos o estimulador elétrico aplica pulsos de corrente no antebraço do usuário. Durante a estimulação, entre os 75 e 90 segundos, o usuário faz novamente esforço para fechar mais a mão. ...	32
3.9	Espectrogramas respectivos aos sinais dos sensores na Figura 3.8, com o canal 7 à esquerda e o canal 8 à direita. ....	33
3.10	Resposta em magnitude do filtro desenvolvido para redução de artefatos no sinal. ....	34
3.11	Diagrama de polos e zeros do filtro removedor de ruído. ....	34
3.12	Resposta em magnitude do filtro passa-baixas usado na retificação do sinal. À direita a mesma resposta é mostrada com maior detalhe para frequências mais baixas.	37
3.13	Atraso de grupo do filtro retificador. É possível observar o efeito não linear devido à implementação IIR usada. ....	38
3.14	Diagrama de blocos representando o sistema proposto completo. ....	41
3.15	Malha de controle assumindo um nível de corrente constante. ....	42
3.16	Caminho de realimentação dos artefatos de estimulação. ....	43
3.17	Malha de controle simplificada equivalente, considerando o ganho de realimentação da interferência. ....	45
3.18	Par de eletrodos do canal 1, respectivos ao movimento de flexão do punho. O anodo fica à direita, próximo ao cotovelo do usuário, e o catodo à esquerda, perto do punho. O bracelete deve ser colocado entre os eletrodos do mesmo par. ....	47
3.19	Par de eletrodos do canal 2, respectivos ao movimento de extensão do punho. O anodo fica à esquerda, próximo ao cotovelo do usuário, e o catodo à direita, perto do punho. O bracelete deve ser colocado entre os eletrodos do mesmo par. ....	47
3.20	Durante os testes, foram usadas tiras elásticas para prender os eletrodos no lugar. Na imagem podem ser vistos os dois pares, do canal 1 à direita e do canal 2 à esquerda.	48
4.1	Comparação entre os envelopes do sinal após o condicionamento usando dois métodos diferentes de retificação. ....	50
4.2	Comparação entre os envelopes do sinal após o condicionamento usando três técnicas de filtragem diferentes. ....	50
4.3	Espectrograma do sinal respectivo ao sensor 7 do bracelete filtrado através de CAR e um filtro passa-altas Chebyshev tipo II. ....	51
4.4	Espectrograma do sinal respectivo ao sensor 7 do bracelete filtrado através de um filtro FIR com função de transferência igual a $1 - z^{-4}$ . ....	52
4.5	Espectrograma do sinal respectivo ao sensor 7 do bracelete filtrado através de CAR e um filtro FIR com função de transferência igual a $1 - z^{-4}$ . ....	52
4.6	Aproximações lineares da relação entre interferência no sinal de EMG medido e largura do pulso de estimulação elétrica aplicado para um determinado valor de corrente, comparado contra os valores médios coletados. As barras de erro representam o desvio padrão do conjunto de dados. Dados provenientes dos testes realizados com o sujeito 2. ....	54

4.7	Valores do sinal de EMG medido e visualizado em tempo real, em azul. Da esquerda para a direita, as imagens mostram a interface gráfica em 4 momentos sequenciais da mesma seção de execução do programa. As linhas vermelha e amarela representam o limiar de ativação e desligamento do FES, respectivamente. O sinal medido sobre-escreve valores passados e, quando atinge o limite direito da área de visualização, volta para o lado esquerdo. O ciclo se repete até o encerramento do programa pelo usuário.....	55
4.8	Comparação dos dados gravados durante uma sessão de funcionamento normal do sistema.....	56

# LISTA DE TABELAS

3.1	Comparativo entre modelos de sensores de EMG disponíveis no mercado.....	25
4.1	Resultados dos ajustes de curva para a estimação da relação entre largura de pulso e interferência medida no sujeito 1 .....	53
4.2	Resultados dos ajustes de curva para a estimação da relação entre largura de pulso e interferência medida no sujeito 2 .....	53
4.3	Resultados dos ajustes de curva para a estimação da relação entre largura de pulso e interferência medida no sujeito 3 .....	53

# LISTA DE SÍMBOLOS

## Símbolos Gregos

$\omega$       Frequência angular

## Grupos Adimensionais

$j$       Unidade imaginária

$k$       Contador

## Subscritos

$0$       Componente da frequência fundamental

$i$       Involuntário

$v$       Voluntário

## Sobrescritos

$-$       **Valor médio**

$\wedge$       **Estimador**

$-1$       **Operador inverso**

## Operadores

$\mathcal{F}$       Transformada de Fourier

$\mathcal{L}$       Transformada de Laplace

$\mathcal{Z}$       Transformada Z

$\| \cdot \|_2$       Norma Euclideana

## Siglas

FES	Estimulação Elétrica Funcional - <i>Functional Electrical Stimulation</i>
EMG	Eletromiografia - <i>Electromyography</i>
PCA	Análise de Componente Principal - <i>Principal Component Analysis</i>
FIR	Resposta Finita ao Impulso - <i>Finite Impulse Response</i>
IIR	Resposta Infinita ao Impulso - <i>Infinite Impulse Response</i>
LTI	Linear Invariante no Tempo - <i>Linear Time-Invariant</i>
RMS	Valor Eficaz ou Raiz do Valor Quadrático Médio - <i>Root Mean Square</i>
ANN	Rede Neural Artificial - <i>Artificial Neural Network</i>
SIR	Razão entre Sinal e Interferência - <i>Signal to Interference Ratio</i>
SNR	Razão entre Sinal e Ruído - <i>Signal to Noise Ratio</i>
PSNR	Razão entre Sinal e Ruído de Pico - <i>Peak Signal to Noise Ratio</i>
SINR	Razão entre Sinal e Interferência mais Ruído - <i>Signal to Interference plus Noise Ratio</i>
RMSE	Raiz do Erro Quadrático Médio - <i>Root Mean Square Error</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Contextualização

O controle de movimento voluntário em humanos pode ser compreendido como um sistema hierárquico de vários níveis e envolve, além da transmissão de sinais de comando dos níveis mais altos para os mais baixos, a comunicação através de laços de realimentação dos níveis mais baixos para os mais altos. O entendimento neurológico atual indica que o planejamento geral do movimento se origina na região do córtex motor do cérebro. De lá, comandos são processados e transmitidos passando por diversas regiões do sistema nervoso, incluindo o cerebelo, a espinha dorsal e neurônios motores distribuídos pelo corpo, até atingir os músculos alvo envolvidos no movimento desejado [4].

Caso a comunicação desses sinais seja prejudicada ou interrompida em alguma etapa da transmissão, é possível que haja perda parcial ou total de movimentos voluntários em certas regiões do corpo, mesmo que a pessoa continue com músculos funcionais e saudáveis. Traumas na coluna vertebral e acidente vascular cerebral (AVC) estão entre as causas mais comuns de invalidez física [6], mesmo a pessoa afetada permanecendo com as estruturas que realizam o movimento inalteradas.

Diversas estratégias existem para recuperar movimento perdido devido a lesões no sistema nervoso. Mesmo assim, muitos casos atualmente continuam sem uma solução definitiva e pacientes permanecem afetados por paralisia sem expectativa de reestabelecimento do movimento. O tratamento ideal teria como objetivo, obviamente, recuperação total da parte lesionada. Isso pode ser realizável através da técnica denominada neuroregeneração. O objetivo dessa prática é, através de procedimentos cirúrgicos, auxiliar na capacidade limitada do organismo de regenerar tecido neural danificado. Apesar de ter havido um avanço impressionante nas últimas décadas, ainda é uma técnica com aplicação limitada, e nem sempre é uma solução viável para todos os tipos de invalidez.

Outra estratégia, a neuroreabilitação (Figura 1.1), engloba métodos que maximizam a eficiência das estruturas neuromusculares remanescentes no paciente. Isso envolve desenvolver novos meios de movimento que utilizem os sistemas neurais, sensores e motores previamente não utilizados no movimento em questão, através de treinamento e repetição de tarefas.

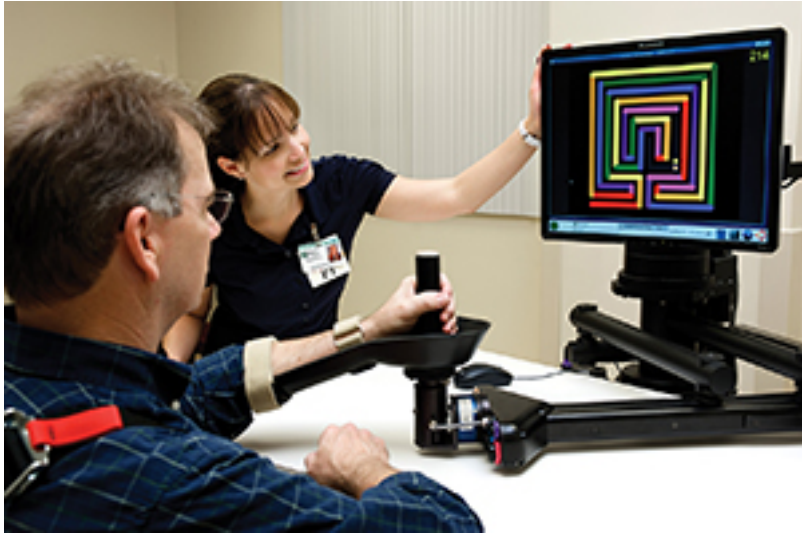


Figura 1.1: Paciente realizando uma sessão de terapia para neuroreabilitação.<sup>1</sup>

Isso é possível devido à capacidade do corpo humano de compensar, substituir e reorganizar dinamicamente estruturas neurais, incluindo aquelas do cérebro, principalmente através do mecanismo da neuroplasticidade. Isto é, a capacidade do cérebro e outras estruturas nervosas de sofrer alterações duradouras, mesmo após a idade adulta.

A neuroreabilitação foi desenvolvida inicialmente com um foco em pacientes vítimas de AVC. No entanto, pesquisas tem demonstrado que pacientes afetados por outras condições, como lesão medular, podem obter uma recuperação mais rápida e eficiente através de reabilitação com treinamento e realização de exercícios psicoterapêuticos [1].

Uma terceira estratégia para auxiliar na recuperação de movimentos, que pode ainda ser aliada à neuroreabilitação, são terapias que usam estimulação elétrica funcional (FES, do inglês *functional electrical stimulation*). Exemplos podem ser vistos nas figuras 1.2 e 1.3. Utilizada com objetivos que incluem a facilitação de movimento voluntário, o fortalecimento de músculos atrofiados e o aumento do alcance de movimento, a FES tem ainda benefícios duradouros após sua aplicação quando utilizada em sessões terapêuticas.

A FES é uma tecnologia voltada principalmente para a recuperação de pacientes afetados por paralisia ou restrição de seus movimentos provenientes de dano na medula espinhal, AVC, ou outras condições neurológicas. Empregada inicialmente por W.T. Liberson em 1961 [7] para auxiliar pacientes hemiplégicos na realização de dorsiflexão do pé, a FES apresenta até hoje resultados satisfatórios tanto como ferramenta terapêutica ou como maneira de restaurar movimentos perdidos total ou parcialmente [8].

Em terapias para vítimas de AVC, um fator determinante no sucesso da recuperação de pacientes é a motivação ao longo do processo de tratamento, superando outros fatores como natureza e lado do AVC ou idade do paciente [9]. Isso demonstra a necessidade da busca por ferramentas

---

<sup>1</sup>Imagem reproduzida de <https://baptisthealth.net/en/health-services/neuro/pages/neuro-rehabilitation-program.aspx>





Figura 1.2: Paciente realizando uma tarefa manual com auxílio de FES. Terapeutas tipicamente são necessários para regular os parâmetros do estímulo elétrico.<sup>3</sup>

que mantenham o paciente interessado no tratamento e participando do processo de forma ativa.

Uma proposta para manter pacientes engajados no tratamento é usar a eletromiografia (EMG, do inglês *electromyography*) para permitir ao paciente regular através do próprio esforço a aplicação de estímulo elétrico. EMG é uma técnica que consiste na leitura e análise dos sinais elétricos provenientes da ativação dos músculos de pacientes. Quando usada individualmente, a EMG é capaz de identificar diversas desordens de origem neuromuscular e auxiliar na prescrição de tratamentos adequados [10]. Existe também a possibilidade de usar EMG como interface entre usuários e dispositivos eletrônicos. Esse tipo de aplicação pode ser de interesse inclusive para usuários saudáveis [11].

Aliar a FES com EMG é um tema que tem sido investigado de maneira diversa na literatura acadêmica nos últimos anos [12][13]. Resultados consistentemente indicam que o disparo da estimulação elétrica pela captação de sinais de EMG pode ser capaz de melhorar a eficiência, em relação à aplicação de FES puramente, de tratamentos na recuperação de pacientes com paralisia [14], principalmente aquela causada por AVC.

## 1.2 Definição do problema

A reabilitação de movimentos em pacientes de AVC através de fisioterapia é um procedimento longo e que exige participação ativa do paciente. A necessidade de se realizar exercícios repetitivos, junto com a demora para se observar os primeiros resultados de melhoria na condição do paciente pode tornar facilmente um paciente desmotivado. Isso pode significar ainda mais estresse adicionado àquele já causado pelo trauma da perda de movimento. O desenvolvimento de técnicas inovadoras de tratamento pode proporcionar um aumento fundamental na qualidade de vida de

<sup>3</sup>Imagem reproduzida de <http://www.neurolinkphysio.co.uk/what-we-do-restorative-therapy-fes-machines.html>

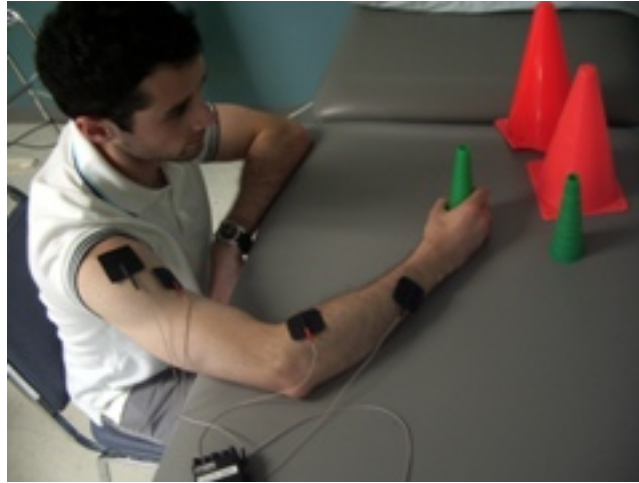


Figura 1.3: Seção típica de terapia com FES. Um obstáculo recorrente na recuperação é a necessidade de manter o paciente engajado, enquanto que muitas vezes a tarefa pode se tornar repetitiva e tediosa.<sup>5</sup>

milhões de pessoas afetadas por hemiplegia no mundo.

O uso de FES em terapias de reabilitação pode ser a solução mais eficiente para muitos casos, ou até mesmo a única, acelerando o processo de recuperação. Ainda assim, pode haver maneiras de tornar a FES ainda mais eficaz com integração EMG, já que o auxílio é regulado através da atividade voluntária do próprio paciente. A regulação do estímulo através da vontade própria do paciente se torna ainda mais interessante no contexto de que pode manter o tratamento engajante para o paciente por mais tempo.

### 1.3 Objetivos do projeto

O objetivo principal deste trabalho é controlar um movimento recorrente em terapias de reabilitação, a preensão palmar (i.e. agarrar com a mão), através do estímulo elétrico dos músculos do antebraço, usando como sinal de disparo o sinal de EMG volitivo medido por um Myo Armband, um dispositivo eletrônico em formato de bracelete com sensores eletromiográficos desenvolvido pela canadense Thalmic Labs , no mesmo braço sendo estimulado.

O primeiro objetivo secundário é o desenvolvimento de técnicas de remoção de artefato, garantindo uma interferência mínima entre os dois equipamentos, o funcionamento eficiente das leituras de EMG e, por consequência, da ativação da FES. Outro objetivo é o desenvolvimento de software para processamento do sinal de EMG e controle do estímulo FES simultaneamente e em tempo real. Por fim, deseja-se realizar a validação preliminar da funcionalidade do sistema desenvolvido.

---

<sup>5</sup>Imagem reproduzida de <http://www.strokeengine.ca/wp-content/uploads/2015/02/FES-Upper-Extremity-Family-Information.pdf>

## 1.4 Resultados obtidos

O sistema desenvolvido foi capaz de cumprir os objetivos propostos. Ele efetivamente controlou a preensão palmar dos usuários testados. As dificuldades oferecidas pela interferência entre o estimulador FES e o sensor EMG foram devidamente solucionadas. A interface se mostrou intuitiva e a maioria dos usuários não teve problema para controlar o disparo da estimulação FES. Foram realizados testes apenas com pessoas saudáveis.

## 1.5 Apresentação do manuscrito

No Capítulo 2 são apresentados os conceitos teóricos e alguns aspectos práticos usados ao longo do desenvolvimento deste trabalho. São discutidos detalhes sobre a análise e filtragem de sinais. Também são explicados em mais detalhes aspectos sobre FES e EMG.

No Capítulo 3 são descritos em detalhes todos os passos da realização do sistema proposto. São abordadas as características dos equipamentos utilizados, métodos de integração do funcionamento dos diferentes dispositivos, detalhes do processamento de sinais e a estratégia de controle do estímulo elétrico através do sinal de EMG medido.

No capítulo 4 são mostrados os dados colhidos durante os diversos experimentos realizados para testar o funcionamento do sistema proposto. São comparados os resultados entre diferentes opções de retificação e filtragem do sinal de EMG. Também é feita uma análise do comportamento da interferência elétrica do estimulador medida em função da largura de pulso aplicada. Por fim, há uma demonstração do sistema finalizado funcionando em tempo real.

No capítulo 5 é feita uma discussão final do trabalho realizado. Também são feitas considerações acerca de possibilidades para pesquisa futura partindo deste trabalho.

## Capítulo 2

# Fundamentos

Neste capítulo são abordados os conceitos teóricos usados na elaboração do sistema proposto. Inicia-se abordando os mecanismos por trás do funcionamento da estimulação elétrica funcional e da eletromiografia, na seções 2.1 e 2.2, respectivamente.

São então discutidas diferentes técnicas de análise de sinais e suas propriedades, na seção 2.3. Dentre as ferramentas abordadas, são explicadas as transformadas de Fourier, de Laplace e Z.

Em sequência, na seção 2.4, são discutidos os aspectos teóricos e práticos da filtragem de sinais. A implementação de filtros digitais é explicada ao final da seção.

As técnicas de controle usadas no desenvolvimento do trabalho não usaram fundamentação teórica extensa, portanto os aspectos referentes à estratégia do disparo do estímulo elétrico estão restritos ao Capítulo 3.

### 2.1 Estimulação Elétrica Funcional (FES)

O princípio base por trás da FES é a ativação de neurônios-motores saudáveis sem atuação direta do córtex motor do paciente. Isso pode ser feito com pulsos de sinais elétricos (controlados através de tensão ou corrente), o que causa a contração involuntária de músculos nas áreas estimuladas.

Os níveis de corrente elétrica gerados por estimuladores regulados por tensão (Figura 2.1, à esquerda) costumam estar sujeitos a variações de impedância no circuito constituído por gerador, eletrodos e tecidos do usuário. Dessa maneira, como a interface entre a pele e os eletrodos apresenta um comportamento capacitivo, não é possível garantir que a carga que será entregue ao tecido será suficiente para o movimento, mesmo para tensões elevadas. Isso pode ocasionar dor ao paciente em troca de pouco movimento. Por esse motivo estimuladores regulados por corrente costumam ser preferíveis. Como comparação, a relação entre tensão e corrente de um estimulador regulado por corrente pode ser vista na Figura 2.1, à direita.

Existe uma literatura extensa acerca da pesquisa das características ideais do estímulo elétrico de músculos, focando nos melhores formatos de pulso, magnitude, tipos de eletrodos e frequência

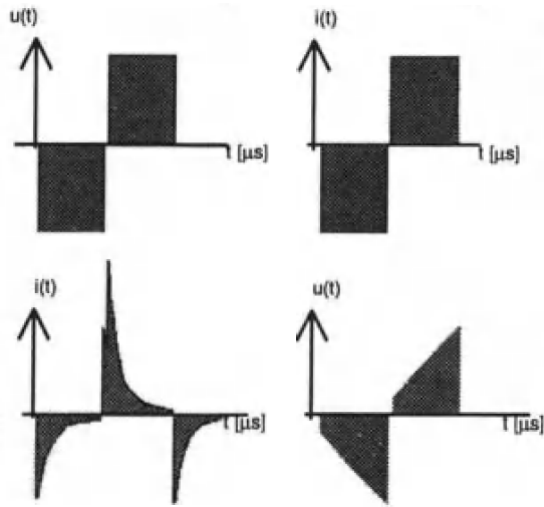


Figura 2.1: Relação entre excitação FES aplicada (acima) e a reação observada no tecido (abaixo) para estímulos regulados por tensão (esquerda) e por corrente (direita). Imagem reproduzida de [1].

do estímulo, entre outros fatores [15, 16, 17, 18]. Em geral são adotados pulsos retangulares bifásicos. Essa mesma configuração é a que é utilizada pelo gerador FES escolhido para o trabalho, o RehaStim, da fabricante alemã Hasomed.

Quando se trabalha com pulsos retangulares de corrente, há três parâmetros que podem determinar a carga entregue aos músculos do paciente. É essa carga que termina por causar a contração muscular e movimento do usuário de FES. O parâmetro com maior sensibilidade é a magnitude da corrente do pulso. A contração muscular varia diretamente com a corrente. O segundo parâmetro é o período (ou frequência) do trem de pulsos. Para a faixa de valores escolhidos para os parâmetros, a contração muscular varia inversamente com o período e diretamente com a frequência da estimulação. No Capítulo 3 são discutidas em detalhe as restrições dos equipamentos utilizados que impedem o controle do nível de estimulação através desses dois parâmetros. O terceiro parâmetro que permite a regulação da ativação muscular através de FES é a largura do pulso de corrente aplicado. Este foi o parâmetro de controle adotado no desenvolvimento do sistema.

Uma consequência importante da aplicação de pulsos elétricos em tecido com fibras sensoras é o surgimento de reflexos involuntários das fibras musculares da região. Esse conjunto de reações é denominado reflexo H e engloba dois tipos específicos de contração. O primeiro, a onda M, ocorre de 3 a 6 ms após a aplicação de estímulo elétrico. O segundo, a onda H, ocorre de 28 a 35 ms passados da aplicação. Normalmente cada um dos dois sinais apresenta o aspecto de uma onda suave, diferente do aspecto estocástico do sinal proveniente de contrações voluntárias, como pode ser observado na Figura 2.2. Essa reação pode ser medida e comumente interfere na aquisição de

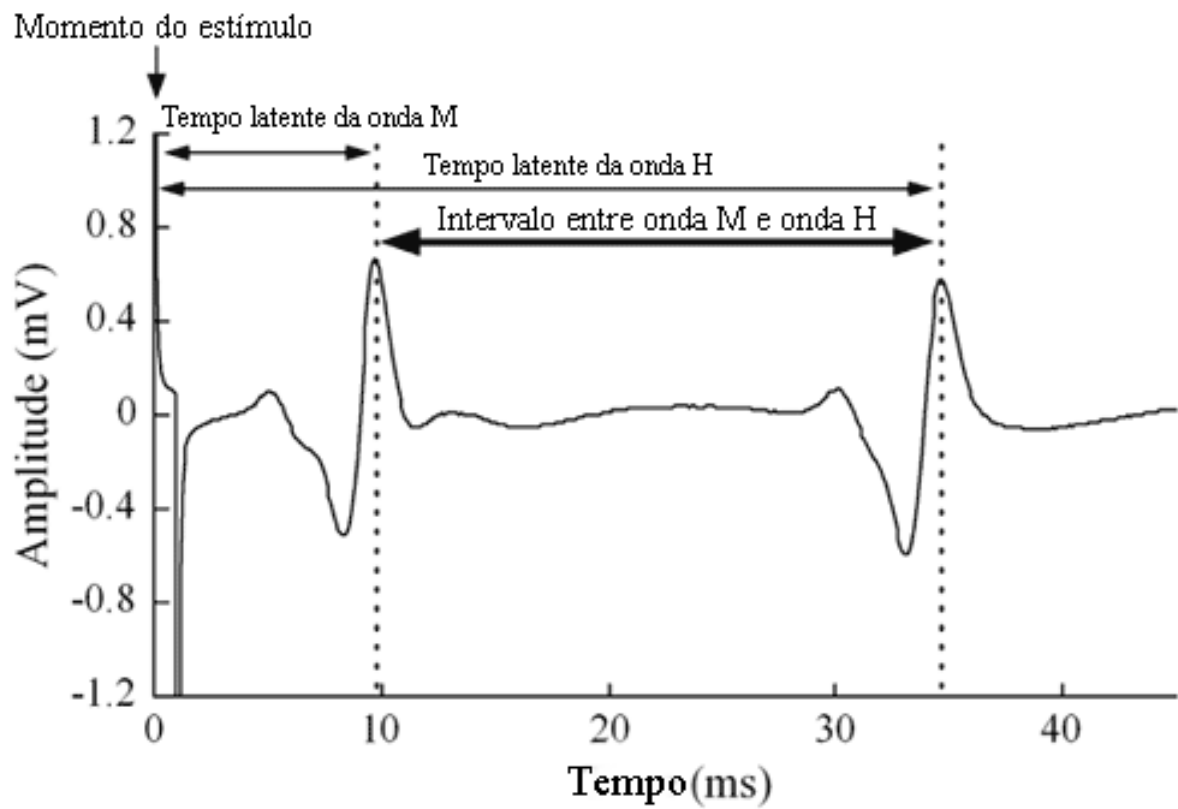


Figura 2.2: Sinal de EMG coletado após a aplicação de um estímulo elétrico. Podem ser observadas as ondas M e H. Imagem modificada de [2].

dados do EMG. A amplitude da onda H tende a diminuir com o aumento do estímulo, enquanto que a onda M aumenta.

## 2.2 Eletromiografia (EMG)

A eletromiografia é uma técnica de diagnóstico médico usada para registrar e avaliar a atividade muscular de pacientes. A técnica funciona com base no princípio de que quando uma célula muscular é ativada, ela fica submetida a uma diferença de potencial elétrico ao longo de sua extensão. Esse potencial elétrico pode ser medido com diferentes equipamentos especializados.

Dos métodos usados para a obtenção de dados de EMG, os dois mais comuns são a aquisição intramuscular e a de superfície. Ambas envolvem colocar eletrodos em proximidade com o músculo a ser observado. A aquisição intramuscular, de natureza mais invasiva, requer que o eletrodo seja colocado em contato direto com as fibras musculares do paciente. Isso é realizado com o uso de eletrodos em formato de agulha para perfurar a pele e atingir o interior do músculo. Esse método permite a medição da atividade até de fibras individuais no interior dos músculos, dependendo do equipamento, e oferece uma elevada precisão em troca de custo elevado, perda de versatilidade e uma natureza mais invasiva.

A técnica alternativa, mais comum, é a aquisição de sinal de EMG através de eletrodos de superfície. Nela, pares (ou conjuntos maiores) de eletrodos são colocados em contato com a pele sobre regiões específicas dos músculos de interesse. O sinal de interesse é então a diferença de potencial elétrico entre os eletrodos. A principal restrição dessa técnica é o acesso somente a músculos mais superficiais do paciente. Além disso, a precisão tende a ser comprometida pelo número de variáveis que podem influenciar a tensão medida nos eletrodos, como espessura de material subcutâneo, variações na condutividade da pele de pacientes e variação do posicionamento do eletrodo. Estes dois últimos fatores podem ser mitigados com a aplicação, na região da pele a ser colocado o eletrodo, de um gel condutor especializado. Esse gel apresenta uma condutividade maior que a da pele e reduz a impedância entre eletrodos e tecido, diminuindo a influência de suor, outras impurezas ou bolsas de ar abaixo dos eletrodos nas leituras.

Adquirido o sinal, diversas análises podem ser feitas através de ferramentas computacionais, tanto em tempo real como a posteriori. A análise de EMG pode ser usada para identificar desordens de origem neuromuscular, de controle dos músculos e ainda no estudo de cinesiologia, a ciência que descreve como o corpo humano se comporta durante o movimento. Uma comparação entre o sinal de EMG observado em sujeitos saudáveis e pacientes de AVC pode ser vista na figura 2.3.

Sinais de EMG são de natureza estocástica, e uma análise adequada requer técnicas preparadas para lidar com fenômenos probabilísticos. A decomposição, processamento e classificação desses sinais pode ser feita através desde as bases teóricas mais simples, como cálculo da magnitude média ou do valor RMS, passando por análises estatísticas avançadas (e.g. análise de Fourier, de wavelets, de componente principal (PCA, do inglês *principal component analysis*), modelos autorregressivos) até métodos computacionais complexos, como redes neurais artificiais (ANNs, do inglês *artificial neural networks*) e *machine learning* [19, 20].

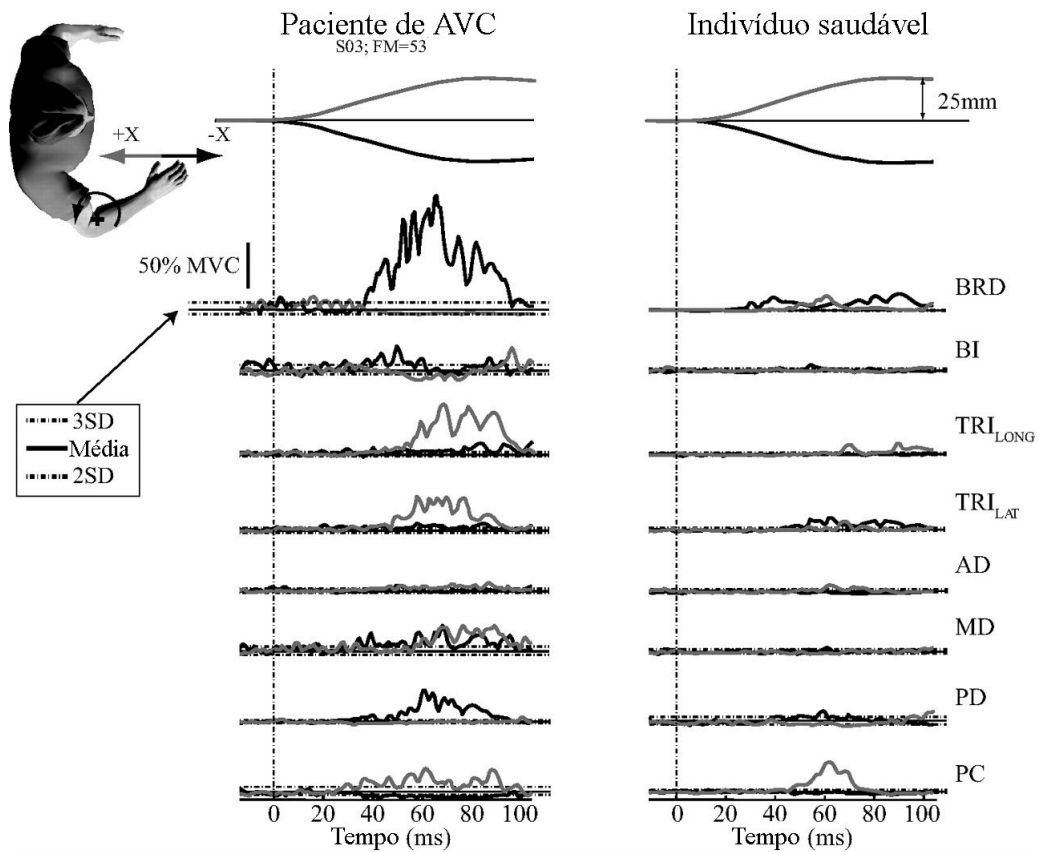


Figura 2.3: Comparação de diversos sinais de EMG entre um paciente com AVC e um indivíduo saudável durante a realização de uma flexão do cotovelo. Pode-se observar a natureza estocástica dos sinais, o que indica a necessidade de uma análise estatística quando se trabalha com sinais de EMG. Uma análise mais detalhada pode ser lida na referência [3]. Imagem modificada de [4].



## 2.3 Análise de Sinais

O conceito de um sinal pode assumir diferentes significados dependendo do contexto. Neste trabalho, sinais são entendidos sob o aspecto de sinais e sistemas. Isto é, um sinal é tido como uma função, que normalmente representa informação acerca de uma grandeza física, de uma ou mais variáveis independentes. A variável independente mais comum é o tempo, o que nem sempre é o caso. Como exemplo, uma imagem pode ser representada por um sinal de brilho em função de duas variáveis espaciais.

Sinais podem ainda ser unidimensionais ou ter várias dimensões, podem assumir valores reais ou complexos, ser contínuos ou discretos, determinísticos ou estocásticos. Ou seja, mesmo com um contexto definido, sinal ainda é um conceito amplo que engloba vários fenômenos. Neste trabalho os sinais de interesse são sinais elétricos, principalmente tensão, em função do tempo. Por conveniência, pressupõe-se adiante que é desse tipo de sinal que se trata, a menos que de outra forma explicitado.

Em processos físicos, nem sempre é possível se obter o sinal de interesse diretamente sem contaminação de outras fontes indesejadas. Processos e outros fenômenos vizinhos à fonte geradora ou no equipamento de medida podem adicionar ruído ou criar uma interferência no sinal observado. Isso fez com que fossem desenvolvidas técnicas para condicionamento do sinal medido, de modo a se ter um isolamento apenas do que é de interesse ao estudo. Por consequência, exigiu-se a criação de modelos e ferramentas para que sinais pudessem ser analisados quantitativamente e comparados entre si. É possível, por exemplo, que se deseje comparar o desempenho de duas técnicas de filtragem através da proporção de sinal desejado para sinal indesejado fornecido por cada uma delas. Para isso estão à disposição as medidas de SNR (*signal to noise ratio*), PSNR (*peak signal to noise ratio*), SIR (*signal to interference ratio*) e SINR (*signal to interference plus noise ratio*), dentre outras, que são as razões entre as potências associadas a um sinal de interesse e a algum outro tipo de sinal que reduz a qualidade do sinal obtido (e.g. ruído térmico, efeitos da rede elétrica).

Em um primeiro momento, a representação mais natural de um sinal é através da variação de seus valores ao longo do tempo, ou seja, no domínio do tempo. No entanto, existem situações em que alguma representação alternativa forneça informações de maneira mais clara ou ferramentas mais adequadas. Uma forma de representação alternativa se dá pelas denominadas representações no domínio da frequência.

A análise de um sinal no domínio da frequência foca em quanto de dado sinal pertence a uma determinada frequência, ou seja, a variável independente deixa de ser o tempo e passa a ser a frequência, seja frequência temporal (em hertz) ou frequência angular (em radianos por segundo). Além de outras formas de análise, o domínio da frequência permite operações em frequências específicas, como filtragem e amplificação de sinais.

Diversas ferramentas matemáticas foram desenvolvidas para permitir a mudança de um domínio para outro, dependendo das características dos sinais e sistemas trabalhados. A essas ferramentas se dá o nome de transformadas, com as transformadas mais relevantes para este trabalho sendo

a transformada de Fourier, a transformada de Laplace e a transformada Z. Elas permitem mudar a representação de um sinal no domínio do tempo para o domínio da frequência, em que são realizadas as análises e sínteses requeridas, e o sinal pode então ser trazido de volta para o domínio do tempo, com a operação inversa da transformada utilizada.

### 2.3.1 Transformada de Fourier

Joseph Fourier foi um matemático francês nascido no século XVIII, com contribuições extensas para a ciência e engenharia de gerações posteriores, até os dias atuais. Sua pesquisa foi mais amplamente aplicada no estudo de vibrações e transferência de calor. Sua contribuição possivelmente mais famosa e importante foi o início do estudo de sinais no domínio da frequência, com a criação da representação por séries de harmônicos e a transformada que hoje levam seu nome. Vale a pena mencionar que a ideia da representação de um sinal através de somas trigonométricas (o somatório de senos e cossenos harmonicamente relacionados) não surgiu com Fourier, mas já existia desde a época dos antigos babilônios e era debatida num contexto moderno já a partir do matemático Leonard Euler. No entanto, essa ideia continuou controversa até mesmo depois da morte de Fourier. Mas foi indiscutivelmente graças a suas importantes contribuições que este e outros tipos de análise se tornaram possíveis e difundidos com o advento de ferramentas computacionais.

O principal conceito da representação através da transformada de Fourier e, conseqüentemente, de séries de Fourier é expressar sinais como combinações lineares de sinais mais básicos com as propriedades de serem capazes de construir uma classe mais ampla e útil de sinais e cuja resposta de um sistema linear e invariante no tempo seja simples o suficiente para providenciar uma representação conveniente para a resposta do sistema a qualquer sinal construído como uma combinação linear dos sinais básicos. Essas duas propriedades são observadas em sinais representados através da combinação das chamadas exponenciais complexas periódicas, da forma  $e^{j\omega_0 t}$ , em que  $j$  é a unidade imaginária e  $T = \frac{2\pi}{\omega_0}$  é o período com que a exponencial evolui no tempo  $t$ . Especialmente, sistemas LTI (*linear time-invariant*), aqueles que apresentam comportamento linear e que não se altera ao longo do tempo, apresentam uma resposta a cada uma dessas exponenciais que é igual à exponencial original com uma mudança de amplitude, ou seja, multiplicada de uma constante.

Um sinal periódico pode então ser representado pelo somatório de exponenciais complexas harmonicamente relacionadas:

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} a_k e^{jk\omega_0 t}. \quad (2.1)$$

Dessa maneira, os termos para  $k = +n$  e  $k = -n$  somados representam quanto do sinal é composto pela  $n$ -ésima fração de sua frequência fundamental, e são denominados os componentes do  $n$ -ésimo harmônico. A representação através dessa forma é denominada representação por série de Fourier.

Ao se representar um sinal através de uma série de Fourier, cada componente do somatório que sofrer o efeito de um sistema LTI terá sua amplitude modificada por uma constante correspondente à frequência daquele componente. Para uma determinada frequência, a mudança de amplitude é sempre a mesma. Isso demonstra a possibilidade da caracterização direta de sistemas no domínio da frequência através da sequência de coeficientes  $b_k$  de tal maneira que o sinal afetado pelo sistema

é

$$y(t) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} b_k a_k e^{jk\omega_0 t}. \quad (2.2)$$

As séries de Fourier são capazes de representar apenas sinais periódicos, ou seja, aqueles para os quais  $x(t) = x(t+T)$  para todo  $t$  e para algum  $T$  real e positivo. Porém, essa ferramenta pode ser estendida para uma classe maior de sinais, podendo estes ser aperiódicos, incluindo todos os sinais de energia finita. Enquanto que sinais periódicos são compostos por exponenciais complexas que são harmonicamente relacionadas, em sinais aperiódicos estes componentes são infinitesimalmente próximos, formando uma faixa contínua de componentes. A combinação linear dessas exponenciais deixa de ser através de um somatório e assume portanto a forma de uma integral. Ela é definida por

$$\mathcal{F}\{x(t)\} = X(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt, \quad (2.3)$$

e o processo de transformação para o domínio da frequência pode ser revertido de volta para o domínio do tempo através de outra integral, a transformada inversa de Fourier:

$$\mathcal{F}^{-1}\{X(j\omega)\} = x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} X(j\omega)e^{j\omega t} d\omega, \quad (2.4)$$

em que  $\mathcal{F}$  e  $\mathcal{F}^{-1}$  denotam as operações da transformada de Fourier e a transformada inversa de Fourier, respectivamente.

Essas operações apresentam diversas propriedades interessantes, algumas das quais facilitam operações matemáticas em um ou outro domínio. Principalmente, o Teorema da Convolução de Laplace afirma uma das mais interessantes propriedades dessa transformada. Para dois sinais  $f(t)$  e  $g(t)$ , a operação de convolução entre eles, definida como

$$(f * g)(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(\tau)g(t - \tau)d\tau, \quad (2.5)$$

no domínio do tempo, é equivalente no domínio da frequência a uma operação de multiplicação e vice-versa. Em outros termos,

$$\mathcal{F}\{f * g\} = \mathcal{F}\{f\}\mathcal{F}\{g\} \quad (2.6)$$

e

$$\mathcal{F}\{fg\} = \mathcal{F}\{f\} * \mathcal{F}\{g\}. \quad (2.7)$$

Devido à multiplicação ser uma operação muito mais simples que a de convolução, essa propriedade revela um interesse especial em se transferir um sinal no tempo para o domínio da frequência, realizar as operações necessárias e retorná-lo ao domínio do tempo com a transformada inversa de modo a se ter um novo sinal.

Das propriedades divididas pela transformadas de Fourier e de Laplace, talvez a mais interessante seja aquela descrita pelo Teorema da Convolução. Em determinadas condições, esse teorema afirma que a multiplicação entre as transformadas de dois sinais no domínio da frequência é igual à transformada dos dois sinais convolvidos no domínio do tempo e, além disso, que a convolução das

transformadas de dois sinais no domínio da frequência é igual à transformada dos dois sinais multiplicados no domínio do tempo. Ou seja, uma operação de convolução entre dois sinais no tempo pode ser igualmente realizada calculando-se as transformadas (de Fourier ou Laplace) dos sinais, multiplicando-se os resultados entre si e, por fim, aplicando a transformada inversa adequada ou, em outras palavras,

$$f * g = \mathcal{F}^{-1}\{\mathcal{F}\{f\}\mathcal{F}\{g\}\} \quad (2.8)$$

e

$$f * g = \mathcal{L}^{-1}\{\mathcal{L}\{f\}\mathcal{L}\{g\}\}. \quad (2.9)$$

Apesar de este método aparentemente envolver mais passos que uma convolução direta, graças a avanços computacionais e à descoberta do algoritmo da transformada rápida de Fourier (FFT, do inglês *fast Fourier transform*), essa técnica tem benefícios em termos de tempo computacional sobre o cálculo direto de uma convolução, que tem tempo quadrático, contra o cálculo através de transformadas, com tempo  $O(n \log n)$ .

Tanto os coeficientes da série de Fourier  $a(jk\omega_0)$  como a transformada de Fourier  $X(j\omega)$  nos fornecem informação sobre como um sinal está distribuído em termos de componentes de frequência. Para sinais físicos, isso está associado à distribuição de energia ou de potência<sup>1</sup> do sinal em função da frequência. A estas relações são dados os nomes de densidade espectral de energia e densidade espectral de potência ou, de maneira geral, espectro. O espectro permite uma representação clara da distribuição de componentes de frequência de sinais. No entanto, quando um sinal não é estacionário, ou seja, a distribuição instantânea de potência em termos de frequência varia ao longo do tempo, é preciso uma extensão da representação espectral do sinal.

É razoável pressupor que, para alguma janela temporal suficientemente curta, mesmo um sinal não estacionário pode ser considerado instantaneamente estacionário. Tomando-se amostras separadas do sinal, cada uma com duração dessa janela temporal, é possível calcular uma série de espectros que representam a distribuição dos componentes de frequência do sinal para cada momento amostrado. Esses espectros individuais podem ser representados em sequência, de modo a se obter a representação visual da frequência do sinal ao longo do tempo, conhecida como espectrograma. Isso significa que o sinal passa de uma representação  $f : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$  para  $s : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$ . A representação de um sinal através de seu espectrograma permite uma análise detalhada de suas características e pode ser imprescindível para um bom projeto de modelamento ou filtragem de sinais.

### 2.3.2 Transformada de Laplace

A transformada de Fourier pressupõe que o sinal de interesse é composto por uma combinação linear de exponenciais complexas da forma  $e^{-j\omega t}$ . Essa representação permite técnicas de análise

---

<sup>1</sup>Para sinais cuja energia está limitada a um intervalo de tempo finito, é possível se calcular o espectro com base na energia. No entanto, sinais que são modelados como existindo durante um tempo infinito ou ilimitado precisam ter seu espectro calculado através da potência do sinal no tempo. O espectro de potência pode ser usado para ambos os tipos de sinal.

interessantes, mas está limitada apenas a frequências puramente imaginárias. No entanto, é possível generalizar essas componentes a exponenciais de valores complexos arbitrários, com parte real tanto quanto imaginária. A essa extensão, para o tempo contínuo, se dá o nome de transformada de Laplace, que é definida por

$$\mathcal{L}\{x(t)\} = X(s) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-st} dt, \quad (2.10)$$

e cuja transformada inversa é

$$\mathcal{L}^{-1}\{X(s)\} = x(t) = \frac{1}{2\pi j} \int_{\sigma-j\omega}^{\sigma+j\omega} X(s)e^{st} ds. \quad (2.11)$$

Assim como a transformada de Fourier, a transformada de Laplace apresenta uma transformada inversa e as mesmas propriedades que tornam a primeira tão atrativa para a análise de sinais, com a adição de outras ferramentas mais poderosas que permitem a análise de sistemas que não poderiam ser analisados apenas pela transformada de Fourier, incluindo sistemas instáveis ou com realimentação.

A propriedade da convolução, ainda por cima, permite que o processo de projeto de sistemas seja feito de maneira mais intuitiva, ainda que abstrata. Como foi previamente mencionado, um sinal passando por um sistema tem suas componentes de frequência proporcionalmente modificadas. Se um sinal  $x(t)$ , ao passar por um sistema LTI, resulta num sinal de saída  $y(t)$ , cada um desses sinais pode ser transportado para o domínio da frequência. Sabe-se então que o sistema de alguma maneira leva  $X(s)$  em  $Y(s)$ , e deseja-se caracterizar o sistema de alguma maneira que, de posse ou do sinal de entrada ou de saída, possa-se obter o outro.

À relação  $\frac{Y(s)}{X(s)} = H(s)$  dá-se o nome de função de transferência do sistema em estudo. Ela permite a visualização das características em frequência de filtros, que podem ser imaginados como máscaras, que permitem arbitrariamente a passagem ou a rejeição de componentes do sinal, dependendo de suas frequências.

### 2.3.3 Transformada Z

A transformada de Laplace é uma função complexa de uma variável complexa que leva um sinal contínuo no tempo a uma representação no domínio da frequência. A transformada Z pode ser vista como um equivalente disso, com a diferença de que o sinal a ser transformado é de tempo discreto, isto é, para um sinal que é uma sequência de valores intervalados no tempo e que são amostrados ou definidos de maneira não contínua. Essa representação é útil especialmente devido à implementação digital de computadores modernos, o que faz com que até mesmo sinais de natureza contínua precisem ser representados de maneira discreta. Isso motiva o desenvolvimento de ferramentas matemáticas adequadas à maneira como sinais são tratados na prática.

A transformada Z é definida por

$$\mathcal{Z}\{x[n]\} = X(z) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n]z^{-n}, \quad (2.12)$$

com  $z = Ae^{j\phi}$ , sendo  $A$  um valor real positivo que representa a magnitude de  $z$  e  $\phi$  seu argumento complexo. Se a sequência  $x[n]$  representa os valores de um sinal no tempo que ocorrem no instante  $t$ , ela pode ser reescrita como  $x(nT)$ , em que  $T$  é o período de amostragem e  $n$  é um número inteiro que representa a  $n$ -ésima amostra do sinal. Já a transformada inversa é

$$\mathcal{Z}^{-1}\{X(z)\} = x[n] = \frac{1}{2\pi j} \oint_C X(z)z^{n-1}dz, \quad (2.13)$$

em que  $C$  é um caminho fechado em sentido anti-horário inteiramente na região de convergência de  $X(z)$ , que englobe a origem do plano complexo e todos os polos de  $X(z)$ .

Outra propriedade interessante do domínio  $Z$  é que uma operação de  $m$  atrasos no tempo pode ser representada por uma multiplicação por  $z^{-m}$ . Isso significa que

$$\mathcal{Z}\{x[n - m]\} = X(z)z^{-m}. \quad (2.14)$$

Assim como para as transformadas de Laplace e de Fourier, é possível obter a função de transferência de um sistema no domínio  $Z$ . De maneira similar, um sistema tem função de transferência  $H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)}$ . Funções de Transferências no domínio  $Z$  são interessantes no contexto de que uma maneira de se representar um sinal de saída no domínio no tempo é através das equações de diferenças, ou relações de recorrência. Nelas, a sequência em questão, um sinal de saída, é obtido através de combinações entre valores de um sinal de entrada e valores passados do sinal de saída. De modo geral,

$$y[n] = \sum_{q=0}^M \beta_q x[n - q] - \sum_{p=1}^N \alpha_p y[n - p]. \quad (2.15)$$

Pode ser observado que essa equação representa que o sinal de saída é o resultado da diferença entre a convolução do sinal de entrada com uma sequência  $\beta_q$  e do sinal de saída em atraso com uma sequência  $\alpha_p$ . O Teorema da Convolução leva a acreditar que exista uma representação alternativa, através de multiplicações e atrasos, para o sistema no domínio da frequência. De fato, a função de transferência de um sistema LTI tem a forma geral

$$H(z) = \frac{\sum_{q=0}^M \beta_q z^{-q}}{\sum_{p=0}^N \alpha_p z^{-p}} = \frac{\beta_0 + \beta_1 z^{-1} + \dots + \beta_M z^{-M}}{\alpha_0 + \alpha_1 z^{-1} + \dots + \alpha_N z^{-N}}, \quad (2.16)$$

com os mesmos coeficientes  $\alpha_p$  e  $\beta_q$  da equação de diferenças. Nas duas equações,  $N$  é a ordem e o número de polos do sistema, e  $M$  é o número de zeros. Isso mostra que a mudança entre a representação de um sistema por equação diferença para o domínio  $Z$  ou vice-versa pode ser facilmente obtida.

Um caso especial da transformada  $Z$  para  $|z| = 1$  (ou seja,  $z = e^{j\phi}$ ) é denominado transformada de Fourier em Tempo Discreto, e é equivalente a relação entre a transformada de Fourier e o caso especial da transformada de Laplace com  $s = j\omega$ .

## 2.4 Filtragem

Quando um filtro está representado no domínio da frequência, ele passa a ser uma abstração matemática de suas características generalizadas. Não existe presunção de como o sistema é imple-

mentado na prática, e filtros de qualquer tipo podem ser representados igualmente desta maneira. Isso inclui sistemas mecânicos, óticos, elétricos e eletrônicos. Após o projeto do filtro através das ferramentas adequadas, ainda é necessário implementá-lo fisicamente (ou através de software) e para isso são necessárias mais técnicas para traduzir a representação matemática abstrata no domínio da frequência para componentes reais que irão compor o dispositivo de filtragem. Essas ferramentas foram desenvolvidas de maneira extensa no último século, mas não são o foco deste trabalho, já que os filtros a serem desenvolvidos são todos de natureza computacional.

Em certas aplicações, é de interesse se modificar as amplitudes relativas dos componentes de frequência que compõem um sinal, ou até mesmo eliminá-los por completo. Sistemas LTI que mudam o formato do espectro de um sinal são referidos como filtros. O sinal de saída de um filtro pode ser obtido se multiplicando o sinal de entrada com a resposta em frequência do filtro e, em seguida, transportando o resultado para o domínio do tempo usando uma transformada inversa. Conseqüentemente, filtros podem ser escolhidos com base em sua resposta em frequência, tornando métodos no domínio da frequência a ferramenta ideal para se examinar esse tipo de sistema.

### 2.4.1 Resposta em Frequência

A primeira maneira de classificar filtros é baseada em como o espectro do sinal de interesse é modificado no domínio da frequência. Filtros LTI podem permitir a passagem apenas componentes de baixa frequência do espectro (atenuando de alguma maneira as componentes de frequência mais alta que algum determinado valor) ou podem permitir a passagem apenas das componentes de frequências mais altas. A esses dois tipos de filtro se dão os nomes filtro passa-baixas e filtro passa-altas, respectivamente, em referência aos componentes de frequência.

Se os filtros ainda permitirem a passagem apenas de componentes entre dois determinados valores de frequência (uma faixa de frequências), eles são conhecidos como filtros passa-faixa. De maneira similar, se eles permitem a passagem de frequências apenas fora de uma determinada faixa, eles são chamados de filtros rejeita-faixa.

Filtros LTI podem ser compostos de qualquer combinação linear entre esses tipos de filtro para se obter a resposta em frequência desejada. Isso permite a atenuação ou a passagem de componentes de frequência de maneira cada vez mais complicada à medida que mais combinações são utilizadas no projeto do filtro. A relação entre as características envolvidas no projeto de um filtro são exploradas mais a fundo adiante.

### 2.4.2 Filtros Analógicos e Digitais

Uma outra maneira de diferenciar os tipos de filtro, principalmente os de natureza elétrica ou eletrônica, é em relação à quantização de sua saída. Filtros podem ser analógicos, trabalhando com sinais contínuos no tempo, ou digitais, implementados através de sistemas eletrônicos digitais e com sinais discretos amostrados a intervalos espaçados no tempo.

É importante frisar que normalmente (porém existem exceções [21]) filtros digitais são discretos

no tempo mas não necessariamente todos os filtros discretos são digitais. Quando se tratam de filtros digitais, se assume ainda a discretização dos valores de amplitude que os sinais podem assumir. Essa é uma restrição de sistemas digitais que, devido à implementação binária, são incapazes de trabalhar com números com uma resolução arbitrária porém finita.

Técnicas diferentes são necessárias para a análise e projeto de filtros analógicos e digitais. Porém, com o filtro representado no domínio da frequência, a visualização de suas características se torna intuitiva e com similaridades entre os casos discreto e contínuo. De fato, um grande número de ferramentas de projeto é capaz de trabalhar com os dois tipos.

### 2.4.3 Análise de Filtros

A ferramenta de análise de filtros e sistemas mais básica é a resposta em frequência em termos de magnitude e fase. O conjunto dessas visualizações é denominado diagrama de Bode. Cada uma representa características do sinal de saída do sistema estudado em função da frequência do sinal de entrada. O gráfico da magnitude mostra a razão entre o módulo das amplitudes dos sinais de entrada e saída, normalmente expressa em decibels versus radianos por segundo ou decibels versus hertz, e em escala log-log. O gráfico da fase mostra o atraso de fase entre os sinais, ou seja, de quanto fica deslocado no tempo os ciclos de oscilação do sinal de saída em relação ao de entrada. A fase é normalmente expressa em graus ou radianos versus radianos por segundo ou hertz, em escala log-linear.

Outra análise importante, relacionada com a resposta em frequência da fase, é quanto ao atraso de grupo do filtro. Ele pode ser entendido fisicamente como o atraso temporal que os envelopes de amplitude das componentes senoidais de um sinal sofrem ao se propagar pelo sistema. Matematicamente ele é obtido através da derivada da resposta em frequência de fase do filtro. A caracterização através do atraso de grupo ajuda a modelar a velocidade de resposta de um sistema a uma variação na entrada. O atraso de grupo normalmente é representado em segundos, se o sistema em estudo for analógico, ou em número de amostras, caso seja discreto, versus radianos por segundo ou por hertz.

Com as características de funcionamento projetadas, ainda é necessário implementar seu funcionamento. Filtros digitais podem ser implementados tanto através de componentes eletrônicos como através de software. Em realidade, mesmo a implementação através de software é através de componentes eletrônicos, com a diferença de que o sistema físico, mais complexo e menos especializado, é capaz de alterar seu funcionamento característico sem a mudança de componentes físicos, através da mudança do algoritmo de filtragem usado ou dos dados armazenados em memória referentes à caracterização do filtro em questão.

### 2.4.4 Filtros de Resposta Finita e Infinita ao Impulso

Existem mais duas classes principais de filtros, os modelos de resposta infinita ao impulso (filtros IIR, do inglês *infinite impulse response*) e os modelos de resposta finita ao impulso (filtros FIR, do inglês *finite impulse response*). Filtros de cada uma dessas duas classes podem ser tanto contínuos



como discretos, além de poderem ser analógicos ou digitais. O que define essas duas classes é o comportamento do sistema a um sinal de duração finita, o impulso unitário. Enquanto que filtros IIR respondem com um decaimento exponencial de valor cada vez menor, porém nunca nulo, filtros FIR atingem um valor final nulo com seu sinal de saída após um período finito de tempo e permanecem em equilíbrio a partir daí, pelo menos enquanto sua entrada não for novamente excitada.

Essas duas classes determinam características de desempenho importantes para o projeto de um filtro, principalmente para filtros digitais. Elas determinam a quantidade de memória necessária e o custo de processamento entre amostras do sinal. Isso pode ser uma restrição crucial para a implementação do projeto, dependendo dos recursos do sistema em que o filtro será implementado, ou se é preciso o seu funcionamento em tempo real. Essas restrições são impeditivas principalmente para sistemas com menor poder de processamento, como sistemas embarcados. Para computadores modernos, normalmente com quantidade de memória maior que a requerida por qualquer tipo de filtro e tempos de ciclo de processamento na ordem de Gigahertz, essas características de desempenho costumam ser menos significativas. Nesse caso, o que irá determinar o tipo de filtro mais adequado à aplicação serão principalmente as características de fase do sinal filtrado.

Filtros FIR costumam precisar de uma ordem consideravelmente maior que filtros IIR para se obter uma resposta em frequência de qualidade equivalente. Isso faz com que, apesar de que filtros FIR tenham uma resposta de fase linear e, portanto, um atraso de grupo constante para todas as frequências, o atraso de grupo do sinal seja muito maior que o de um filtro IIR com características equivalentes. Isso é um detrimento especialmente em aplicações em que é desejado que o filtro seja rapidamente responsivo, com o mínimo de atraso possível. Em outras aplicações, pode ser mais desejado que não haja distorção entre as fases de diferentes frequências, no entanto. A decisão entre se usar um tipo ou outro de filtro irá variar muito com a aplicação e deverá ser tomada caso a caso.

### 2.4.5 Implementação Digital de Filtros

A base da implementação de filtros digitais é o uso de registradores de memória que armazenam valores do sinal amostrados em períodos anteriores. Cada registrador é análogo ao operador de atraso unitário,  $z^{-1}$ , com a diferença apenas de algumas limitações tecnológicas, como velocidade de escrita e leitura não nulas e precisão limitada (e.g. ponto fixo ou flutuante).

A cada ciclo de amostragem, os valores armazenados nos registradores são transladados em cascata, com o valor anteriormente armazenado no último registrador sendo descartado. Em seguida, o primeiro registrador, que está livre, armazena um novo valor lido do sinal. No passo seguinte, é calculada uma soma ponderada dos valores presentes nos registradores. Os pesos de cada parcela da soma são respectivos às constantes de termos no numerador da função de transferência do filtro no domínio  $Z$ . O resultado dessa soma, dos termos *feed-forward*, é o sinal de saída do filtro.

Se o filtro em questão apresenta realimentação (filtros IIR), existe além do banco de registradores para valores da entrada, um outro banco para valores passados da saída. Esses valores

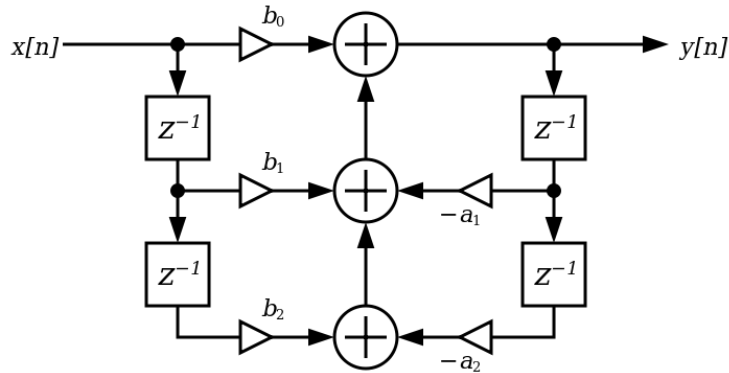


Figura 2.4: Forma direta I de uma seção de um filtro biquadrático<sup>2</sup>.

são transladados a cada ciclo de amostragem, assim como nos registradores de valores de entrada. Também como no banco de registradores de entrada, cada registrador tem seu valor multiplicado por uma constante e, desta vez, subtraído do valor atual da soma dos termos *feed-forward*. As constantes desse conjunto de registradores representa as constantes do denominador da função de transferência no domínio Z. O número de registradores em um banco ou outro determina a ordem do filtro.

Uma consideração a mais deve ser feita quanto à implementação de filtros IIR. Devido à retroalimentação, é comum o surgimento de valores de pico muito altos no cálculo interno das variáveis. Isso é especialmente verdade para filtros de ordem alta, que podem se tornar instáveis devido a esse efeito, principalmente em uma implementação com precisão de ponto fixo, o que o torna mais sensível à quantização de valores. esse problema é reduzido se a ordem do filtro é mantida baixa.

Uma maneira engenhosa de restringir a ordem dos filtros é através da implementação biquadrática, em que uma sequência de filtros menores, de ordem 2 (e caso a ordem do filtro desejado seja ímpar, um filtro de ordem 1), são colocados em cascata, de modo que o filtro é equivalente ao filtro que deseja ser implementado. As constantes de cada seção biquadrática são escolhidas de maneira que a multiplicação das funções de transferência resulte na função de transferência desejada para o filtro completo.

Duas formas são possíveis para se implementar um filtro através de *biquads*. Na forma 1 (Figura 2.4), previamente descrita, são usados dois bancos de registradores separados, um para valores da entrada e outro para valores da saída, e a saída é igual aos termos *feed-forward* menos os termos de *feed-back*. Na forma 2 (Figura 2.5), também conhecida como forma canônica, apenas um banco de registradores é usado. Além disso os termos de *feed-back* são subtraídos da entrada antes do primeiro ganho *feed-forward*. As duas formas apresentam a mesma função de transferência. A diferença se encontra no consumo de memória menor da forma 2 em relação à forma 1 (melhor para arquiteturas de precisão ponto flutuante), e o menor risco de overflow devido ao único ponto de soma da forma 1 em relação à forma 2 (melhor para arquiteturas de precisão ponto fixo).

Mais uma mudança pode ser feita quanto à implementação, em que o fluxo de informação é

<sup>2</sup>Imagem de autoria de Akilaa (wikimedia user)

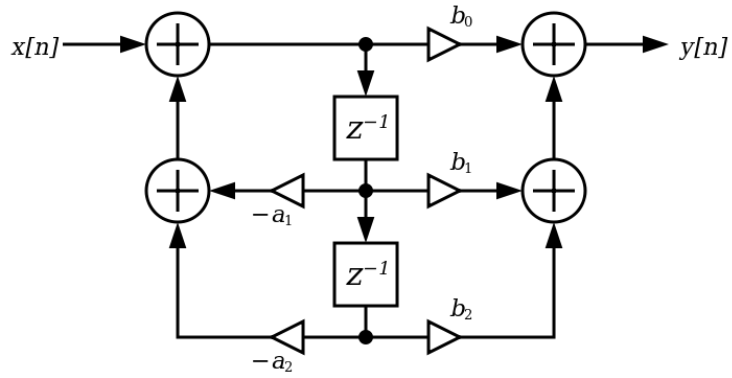


Figura 2.5: Forma direta II de uma seção de um filtro biquad<sup>3</sup>.

revertido, e pontos de soma se tornam pontos de ramificação e pontos de ramificação se tornam pontos de soma. Essa forma se denomina forma direta transposta, e pode ser utilizada tanto com a forma 1 como com a forma 2. Isso melhora o desempenho para arquiteturas de ponto flutuante, já que estas apresentam um desempenho melhor de somas de valores próximos entre si e transpor o filtro mantém justamente somas de ordem de grandeza mais próximas.

<sup>3</sup>Imagem de autoria de Akilaa (wikimedia user)

## Capítulo 3

# Desenvolvimento

Neste capítulo é descrito o que se realizou durante o projeto. Inicia-se dando uma visão geral do sistema desenvolvido, na seção 3.1.

Na seção 3.2, são discutidos os detalhes acerca dos equipamentos utilizados. São exploradas as características técnicas dos equipamentos, sua maneira de funcionamento e como é realizado o desenvolvimento de aplicações para cada um deles. Primeiro o foco é no dispositivo usado para a aquisição dos dados. Se explica um pouco do seu histórico de criação e a motivação de seus criadores. Em seguida se examinam as características do estimulador elétrico utilizado.

Em seguida, na seção 3.3, descreve-se como foi feita a programação com cada um dos equipamentos e a integração entre eles. Exploram-se as capacidades de cada produto individualmente e operando em conjunto. Em seguida, na seção 3.4, há o detalhamento das técnicas aplicadas no condicionamento dos sinais de EMG coletados pelo sensor. Por fim, na seção 3.5, há a descrição da estratégia de controle da estimulação elétrica desenvolvida para uso do sistema de terapia.

### 3.1 Visão Geral do Sistema

Sistemas de estimulação elétrica para auxílio a terapias pós-AVC são baseados na aplicação de estímulos durante tarefas específicas. A aplicação desses estímulos deve ser disparada através de algum evento que sinalize quando é desejado que um movimento seja realizado. É de interesse que o evento seja o mais similar possível com o movimento que se tenta reestabelecer através da terapia. Nas chamadas terapias espelhadas, por exemplo, o movimento da mão contralateral pode disparar a estimulação do lado parético.

A alternativa proposta neste trabalho é usar o sinal mioelétrico do mesmo membro afetado para disparar a sua própria estimulação. Neste caso, como o estímulo elétrico é aplicado nas proximidades do sensor responsável por regular o disparo do estímulo, ocorre uma realimentação de carga na malha do sistema que gera artefatos indesejados no sinal.

A presença de artefatos de estimulação requer a aplicação de técnicas de filtragem e condicionamento do sinal antes que ele possa ser usado para controlar o estímulo elétrico. Um diagrama

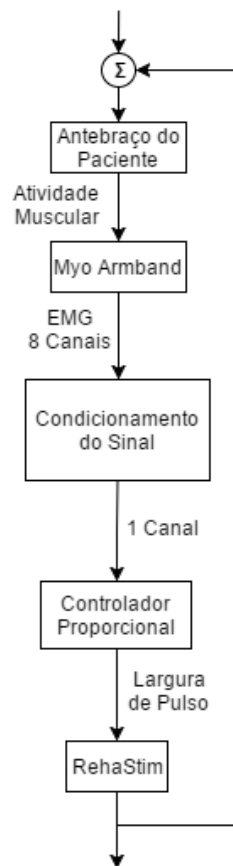


Figura 3.1: Malha de controle simplificada.



Figura 3.2: Bracelete de aquisição de EMG utilizado, o Myo Armband. <sup>1</sup>

da interação dos diversos componentes do sistema pode ser observado na Figura 3.1.

## 3.2 Equipamentos Utilizados

### 3.2.1 Myo Armband

O equipamento de aquisição de EMG usado como base do trabalho foi o bracelete Myo (Thalmic Labs, Kitchener, Canada) mostrado na Figura 3.2. O intuito de sua criação foi possibilitar aplicações inovadoras de interfaces computacionais. Os idealizadores do produto explicitaram que, desde a concepção, o bracelete foi feito sem um uso definido previamente. O objetivo era tornar responsabilidade de futuros desenvolvedores e usuários encontrar novos usos para ele [22]. Pouco mais de um ano após seu lançamento, já existe uma comunidade forte de desenvolvimento da plataforma e o número de pesquisas acadêmicas utilizando o dispositivo continua crescendo [23, 24].

O equipamento em si é constituído por um conjunto de sensores em forma de pulseira, alimentados por uma bateria recarregável interna e com comunicação sem fio com dispositivos computacionais através de Bluetooth. As duas principais partes do equipamento são uma IMU (Inertial Measurement Unit - dispositivo capaz de detectar a orientação e movimento no espaço de algum objeto) de nove eixos e um arranjo circular de oito sensores de EMG.

A IMU fornece dados de aceleração linear em três eixos (através de um acelerômetro) e orientação espacial através de quaternions (ou ângulos de Euler), mais os dados brutos dos sensores individuais (giroscópio de três eixos, magnetômetro de três eixos). Isso é disponibilizado a uma taxa de atualização de 50 Hz.

A capacidade principal do bracelete, no entanto, vem do arranjo de sensores de EMG que, além de ser capaz de fornecer os dados brutos dos sinais elétricos gerados pela atividade muscular do usuário, detecta um conjunto pré-estabelecido de cinco poses da mão quando posicionado na região do antebraço. O reconhecimento de gestos da mão tem sido a maneira mais padrão de emprego do dispositivo, apesar de que seu uso não é necessariamente limitado ao antebraço. Cada sensor de EMG tem uma taxa de amostragem de 200 Hz.

O Myo apresenta diversas vantagens para aplicações com EMG. Apesar de não oferecer a mesma flexibilidade em termos de regiões corporais que podem ser medidas, nem de garantir precisão elevada nos dados obtidos, o dispositivo ainda assim tem um desempenho comparável ao

---

<sup>1</sup>Imagens reproduzidas de <https://www.thalmic.com>

Tabela 3.1: Comparativo entre modelos de sensores de EMG disponíveis no mercado

	NeuroMax1002	Sierra II Wedge	Myo
Fabricante	Natus - XLTEK	Cadwell	Thalmic Labs
Faixa de preço (US\$)	6.500,00 - 8.900,00 [25]	6.000,00 - 10.500,00 [25]	200,00
Dimensões (AxLxP, cm)	10.2 x 33 x 33	4.5 x 30 x 33	19 (circunferência)
Peso	10 kg menos suporte	2,7 kg	93 g



Figura 3.3: Estimulador FES RehaStim 1, da HASOMED. <sup>2</sup>

de certos equipamentos médicos especializados, dependendo do objetivo de uso (e.g. disparo por meio de limiar de atividade muscular). Isso, aliado com um custo consideravelmente menor que a maioria de equipamentos similares e características físicas que o tornam muito mais portátil, confortável e conveniente, tornam o bracelete uma opção muito atrativa para a eletromiografia. Uma comparação entre modelos comuns de dispositivos de EMG pode ser vista na Tabela 3.1.

### 3.2.2 RehaStim

O RehaStim (Hasomed, Magdeburg, Alemanha), mostrado na Figura 3.3, é um estimulador elétrico universal voltado para a aplicação FES. Ele permite diversas opções de conexão de periféricos e modos de funcionamento com variada complexidade, tornando-o um equipamento útil tanto para terapia, manuseio médico e pesquisa acadêmica.

O estímulo propriamente dito é feito através de sequências de pulsos bifásicos retangulares de corrente elétrica. Tais pulsos podem ser transmitidos ao paciente ligando eletrodos de superfície à pele em regiões longitudinalmente opostas do músculo a ser estimulado. A maneira como os pulsos são controlados depende do modo de funcionamento no qual o estimulador está configurado [5].

Em ordem crescente de complexidade, o RehaStim fornece três modos de funcionamento. O primeiro armazena um programa pré-definido de estímulo que não pode ser alterado em tempo de execução. No segundo modo, de acesso voltado a terapeutas e profissionais, programas podem ser criados e alterados, e ciclos de teste podem ser executados com modificação em tempo real de

<sup>2</sup>Imagem reproduzida de <http://scienceestim.sourceforge.net/dokuwiki/doku.php?id=rehastim1>

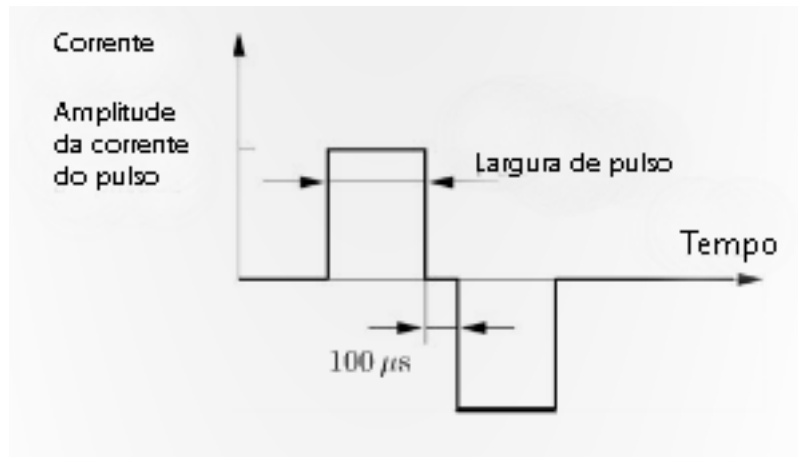


Figura 3.4: Exemplo do comportamento da corrente de um único pulso bifásico ao longo do tempo. São demonstrados os parâmetros de amplitude e de largura de pulso. O intervalo de  $100 \mu\text{s}$  é fixo e não pode ser alterado. Imagem reproduzida de [5].

parâmetros, útil para verificar o funcionamento e montagem adequados do equipamento.

Por último, no modo voltado para aplicações científicas, o funcionamento do estimulador pode ser totalmente controlado por algum equipamento externo, normalmente computadores, através da interface USB. Isso, por consequência, estende consideravelmente os métodos de controle do estimulador para qualquer dispositivo capaz de se comunicar com um computador.

O Science Mode, por sua vez, disponibiliza três opções de controle de geração de pulsos. No modo de pulso único, cada pulso deve ser controlado e disparado individualmente através de algum comando externo do computador. Nos modos seguintes, parâmetros correspondentes aos pulsos devem ser configurados previamente, e o estimulador passa a emití-los de maneira fixa até que os parâmetros sejam reajustados.

O segundo modo é a lista de canais contínuos (CCL, do inglês *continuous channel list*). Ele permite a geração de padrões periódicos complexos de maneira simplificada através da configuração de parâmetros de amplitude de corrente e de interrupções temporais, a serem gerenciados pelo processador do próprio dispositivo estimulador. O modo CCL é inicializado através de um comando externo, que realiza simultaneamente a configuração dos parâmetros. O modo deve ser interrompido através de outro comando externo. Durante a execução, os parâmetros ainda podem ser alterados externamente e passarão a valer efetivamente após a entrada no próximo ciclo principal de pulsos.

Os parâmetros que definem uma sequência de pulsos são a amplitude de corrente e largura do pulso, o período principal de estímulo, o intervalo inter-pulso e um parâmetro estabelecendo se o canal a ser estimulado deve ter os pulsos repetidos uma única, duas (doublets) ou três (triplets) vezes por ciclo principal, com um intervalo inter-pulso entre cada repetição. O intervalo inter-pulso  $t_2$ , se houver, é limitado a no mínimo 3 milissegundos e 1,5 milissegundos vezes o maior número de canais a serem estimulados entre cada um dos dois módulos disponíveis no estimulador e no máximo 16 ms, em passos de 0,5 ms. O período principal de pulso  $t_1$  é limitado, de maneira



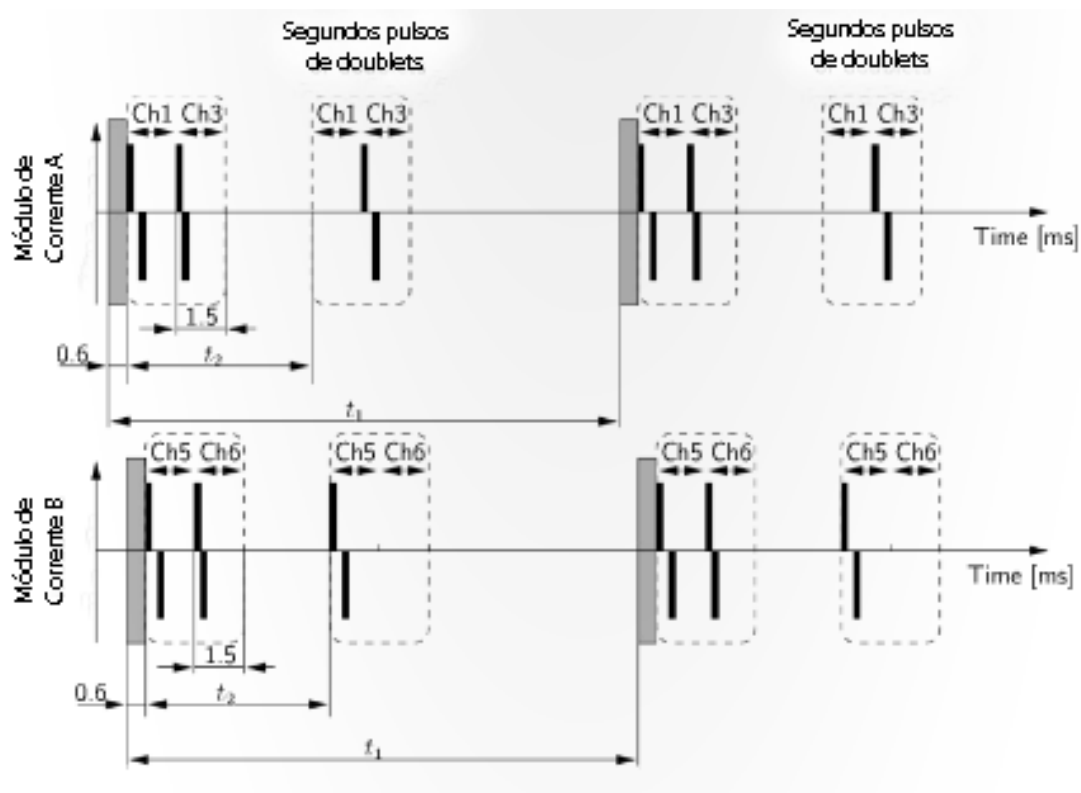


Figura 3.5: Exemplo de geração de pulsos para demonstrar o parâmetros de tempo principal  $t_1$  e intervalo inter-pulso  $t_2$ . Pulsos doublet são gerados apenas nos canais 3 e 5. Após um tempo  $t_2$  o ciclo do módulo inteiro se repete, mas apenas os canais listados como doublets disparam. A barra cinza representa um tempo reservado para a comunicação de dados internos do RehaStim. Imagem reproduzida de [5].

similar, ao intervalo de 3 a 1023,5 ms e a no mínimo  $t_{2n_{pg}} + 1,5$  ms, em que  $n_{pg}$  é o máximo número de fases da sequência de pulsos gerada entre cada um dos canais (igual a um, dois ou três). O significado físico de cada um desses parâmetros fica mais claro nas Figuras 3.4 e 3.5.

O terceiro e último modo de estímulo disponível no science mode é a lista de canais *one shot* (OSCL - do inglês *one shot channel list*). Muito semelhante ao modo CCL, a diferença se dá pelo fato de que a geração de pulsos é disparada através de comandos externos provenientes do computador. Isso efetivamente descarta o parâmetro de período principal, visto que os pulsos não ocorrem mais de maneira periódica. Todos os outros parâmetros seguem as mesmas definições e restrições do modo CCL. Neste modo, os parâmetros devem ser configurados através de cada comando externo. O computador é responsável por gerenciar a frequência de disparo, porém o intervalo inter-pulso continua sendo processado pelo estimulador.

### 3.3 Integração dos Componentes do Sistema

A fase inicial do trabalho foi explorar as ferramentas disponibilizadas pelo kit de desenvolvimento de *software* (SDK, do inglês *software development kit*) do Myo. Ao longo de seu desenvolvimento, mais plataformas de desenvolvimento foram se tornando compatíveis, atualmente com opções de pacote SDK para Android, iOS, Mac Os X e Unity. O primeiro pacote SDK a ter sido disponibilizado, e também o com desenvolvimento mais extenso, no entanto, continua sendo o pacote para Windows, que é também a plataforma de desenvolvimento recomendada pelo fabricante, além da plataforma escolhida para o trabalho.

O SDK permite o desenvolvimento de duas maneiras, dependendo da complexidade da tarefa a ser implementada. Para tarefas mais simples, scripts escritos na linguagem de programação Lua são o suficiente. Esses scripts são capazes de interagir com eventos discretos do bracelete e, a partir deles, ditar o funcionamento de programas. Para tarefas mais complexas, por exemplo aquelas envolvendo a aquisição de dados brutos de EMG<sup>3</sup>, é necessário o desenvolvimento de aplicativos que incluam diretamente a biblioteca disponível no SDK. Essa biblioteca é acessada através de uma interface de programação de aplicações (API, do inglês *application programming interface*) em linguagem C, que pode usar de uma vinculação de nomes para permitir a programação através de outras linguagens (e.g. C++, Java). Os programas desenvolvidos foram escritos em C++ no ambiente Visual Studio. O motivo dessa escolha, além da recomendação do fabricante para os desenvolvedores, foi uma documentação mais extensa disponível e o fato de essas ferramentas serem de fato mais adotadas pela comunidade de desenvolvedores Myo.

A base para o desenvolvimento de programas para o Myo é o *hub*, um processo externo que executa em paralelo e se conecta com o bracelete, fazendo a comunicação com o aplicativo. O aplicativo deve acessar ciclicamente o *hub*, através de chamadas de um método padrão da classe coletora de dados presente no SDK, para obter dados do dispositivo. A taxa com que o coletor se comunica com o *hub* pode ser controlada, mas é limitada pela taxa de amostragem com que os

---

<sup>3</sup>No início do desenvolvimento, scripts em Lua não eram capazes de coletar dados de EMG brutos dos sensores. Essa funcionalidade foi adicionada posteriormente.

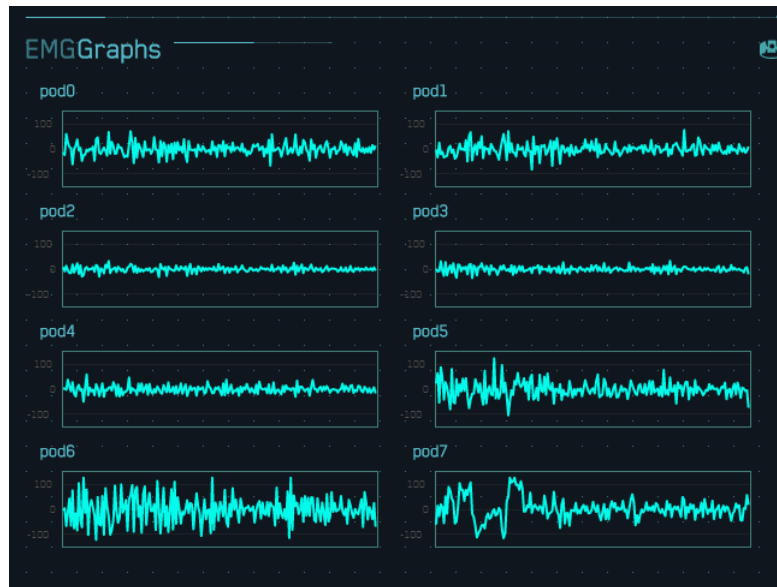


Figura 3.6: Leitura típica dos sinais de EMG do sensor utilizado. <sup>4</sup>

dados a serem verificados atualizam no próprio bracelete, fisicamente. Dados da IMU atualizam a uma taxa de 50 Hz, enquanto que os sinais de EMG atualizam a 200 Hz, por exemplo. Se o programa desenvolvido acessar dados do *hub* a uma taxa de atualização maior que a do dispositivo, apenas serão lidos valores repetidos. Outros tipos de eventos ocorrem de maneira acíclica, e são atualizados no *hub* a cada vez que acontecem (e.g. um evento de desconexão do bracelete).

O foco inicial da tarefa foi a coleta de dados dos sensores de EMG. Através do SDK é possível ter acesso aos dados instantâneos de cada sensor no formato de um vetor de oito elementos mais uma marca temporal indicando o momento da coleta. É possível gravar esses dados sequencialmente em arquivo, ou ainda disponibilizá-los em tela em forma de gráfico, em tempo real. De posse dos dados de EMG, é possível controlar a ativação do estimulador através de algum evento como, por exemplo, o sinal de algum dos sensores ultrapassar um certo limiar de ativação.

A tarefa seguinte foi controlar o estimulador através do computador. Foram investigadas duas alternativas de controle do RehaStim, ambas através da plataforma Matlab Windows. A comunicação é feita usando as bibliotecas de código aberto desenvolvidas pelo time ScienceStim Project, um time especializado em desenvolver aplicações voltadas para a comunicação Windows de equipamentos HASOMED.

O primeiro método de comunicação com o RehaStim implementado foi através do ambiente Simulink. A comunicação através do Simulink fornece uma opção de nível mais alto para o desenvolvimento com o RehaStim, mas com menos flexibilidade e desempenho ligeiramente inferior comparado à segunda alternativa de comunicação. Optou-se por manter a comunicação através do Simulink apenas como uma opção secundária, sendo preferida a comunicação através de scripts Matlab, que será descrita mais adiante.

Uma ferramenta interessante descoberta durante a avaliação da comunicação do RehaStim

<sup>4</sup>Imagem reproduzida de <http://diagnostics.myo.com>

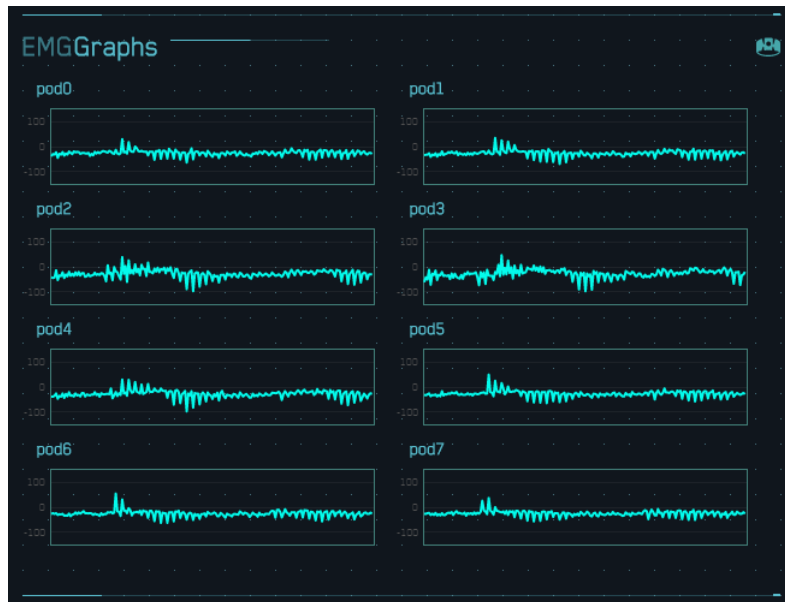


Figura 3.7: Sinal de EMG medido pelo sensor com o braço relaxado durante o ciclo de estímulos do estimulador. <sup>6</sup>

através de Simulink foi um recurso similar desenvolvido para o Myo e disponibilizado em código aberto. Apesar de apresentar desvantagens similares à comunicação Simulink para o RehaStim, o funcionamento intuitivo e facilidade de uso revelam o potencial dessa maneira de comunicação para ser uma opção interessante para outras aplicações ou prototipagem rápida de sistemas baseados em Myo.

Decidiu-se por acionar o estimulador através de scripts puros de Matlab. Usando uma biblioteca de funções desenvolvida previamente [26, 27], baseada na biblioteca do projeto ScienceStim, é possível controlar cada um dos parâmetros disponibilizados pelo RehaStim durante o Science Mode em tempo real. Essa foi a opção que ofereceu mais controle e desempenho (em termos de tempo de resposta) encontrada, sendo escolhida, portanto, como método definitivo de controle.

O passo seguinte foi combinar as leituras obtidas do sensor de EMG com o ambiente de controle do RehaStim implementado no Matlab. O ambiente de desenvolvimento Visual Studio é capaz de fazer essa comunicação através do uso de bibliotecas dinâmicas fornecidas pela Mathworks junto com o Matlab. Assim é possível criar uma instância do Matlab que é controlada por chamadas de comandos feitos pelo próprio código executável em C++. Além disso, o programa consegue enviar, através de uma *engine* que deve ser instanciada, dados em tempo real para o ambiente Matlab, que acessa esses dados como se estivessem presentes no *workspace* normal. O produto final é um único código em C++ que chama *scripts* Matlab e envia dados ao longo de sua execução.

A ativação do FES foi testada através da detecção padrão de poses do Myo, primeiro em braços separados depois com o bracelete e os eletrodos do estimulador colocados no mesmo braço. Na segunda etapa de testes, os artefatos do estimulador eram perceptíveis em qualquer configuração de posicionamento dos eletrodos, tanto com o bracelete colocado entre dois eletrodos de um mesmo par bipolar como não. Um exemplo de sinal de EMG medido sem aplicação de estímulo elétrico

pode ser visto na Figura 3.6. Em comparação, na Figura 3.7 o sinal mostra foi obtido durante a aplicação de corrente pelo estimulador. Certos valores de frequência dos pulsos de corrente inclusive forçavam o bracelete a dessincronizar, independentemente do valor de corrente utilizado. Isso pode ser devido ao período de aquisição de dados de EMG, cujo sinal é o que determina, sem possibilidade de modificação por parte do desenvolvedor, quando o bracelete foi removido ou deslocado pelo usuário (evento que causa a dessincronização). No entanto, para um tempo de pulso de 20 ms (ou 50 Hz) o dispositivo mantém seu funcionamento regular sem problemas.

Por si só a aplicação desenvolvida não requer diretamente que o Myo esteja sincronizado. Porém, o dispositivo entra em modo *sleep* e interrompe suas funções normais, até mesmo o envio de dados brutos para o coletor, após um determinado tempo ser ser sincronizado. Dessa maneira, o sistema teria uma janela de tempo muito curta para funcionar com frequências que causam dessincronização. Portanto preferiu-se restringir a frequência FES a pulsos de 50 Hz.

Outro problema de artefatos de estimulação nos sinais foi no reconhecimento de gestos durante o ciclo principal da FES. Quando o sinal de estímulo é iniciado pela detecção de algum gesto qualquer, o dispositivo não é capaz de detectar que o gesto parou de ser feito. Sem que o sinal de FES seja interrompido, o dispositivo só é capaz de detectar uma mudança de pose quando outro gesto específico apenas (double tap) é realizado. Esse problema de artefatos de estimulação costuma ser resolvido em aplicações de malha fechada de FES combinada com EMG através de um sinal de período ‘mudo’, em que o EMG deve parar de adquirir dados. No caso do Myo, como a detecção de pose é feita de maneira sem controle do desenvolvedor, ocorre a necessidade de se disparar o sinal FES com algum outro evento não baseado na detecção de pose.

O objetivo seguinte é detectar quando o usuário executa algum gesto de modo a simbolizar a ativação da estimulação elétrica. A classificação mais simples de gestos é entre as poses de relaxamento e punho. Entre essas duas poses, a diferença principal se dá através na magnitude da ativação muscular em todos os sensores. Quanto maior a força na realização do gesto de punho, a ativação de cada sensor aumenta de maneira proporcional, aproximadamente. Isso contrasta com outros gestos, como o de extensão do punho, em que apenas os sensores sobre os músculos extensores, na região dorsal do antebraço, apresentam um sinal de maior intensidade à medida que a força no gesto aumenta.

### 3.4 Condicionamento do Sinal de EMG

Dois exemplos de sinal de EMG coletado podem ser observados na Figura 3.8. Os espectrogramas referentes aos mesmos sinais estão presentes na Figura 3.9. A investigação dos sinais de interesse e de interferência revelou que o sinal elétrico do estimulador possuía componentes de frequência mais intensos específicos, enquanto que, para as frequências amostradas (até 100 Hz para a frequência de 200 Hz do sensor de EMG), o espectro do sinal muscular puro era uniformemente distribuído, apresentando características similares a ruído branco para cada um dos sensores. Esse resultado é esperado, já que a atividade eletromiográfica de contrações musculares costuma

---

<sup>6</sup>Imagem reproduzida de <http://diagnostics.myo.com>

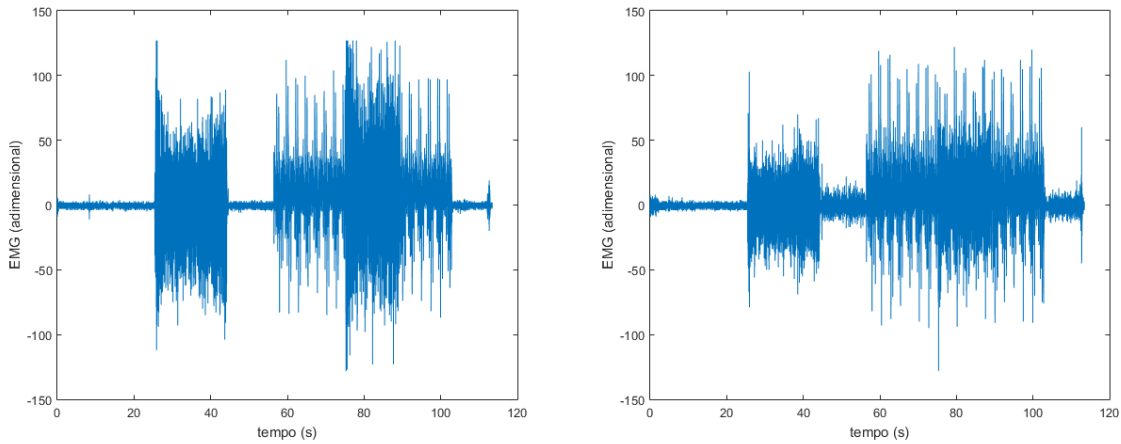


Figura 3.8: Exemplo do sinal bruto medido em dois canais (do sensor 7, à esquerda, e sensor 8, à direita) do dispositivo de EMG. Entre os 25 e 45 segundos o usuário realiza um movimento de preensão voluntário com a mão. Dos 55 aos 100 segundos o estimulador elétrico aplica pulsos de corrente no antebraço do usuário. Durante a estimulação, entre os 75 e 90 segundos, o usuário faz novamente esforço para fechar mais a mão.

apresentar densidade espectral constante em uma faixa de frequência aproximadamente entre 5 Hz e 450 Hz [28, 29, 30, 31]. O resultado motivou a busca por alguma técnica de filtragem de modo a remover as frequências de interferência do sinal FES e ainda assim preservar o espectro remanescente da maneira mais inalterada possível.

Ao se observar a evolução das características de frequência do sinal ao longo do tempo através de um espectrograma, pode se notar que durante a estimulação elétrica com um intervalo interpulso de 20 ms (50 Hz), surgem artefatos ao longo de todo o espectro. Mais notável, porém, é a concentração da potência do sinal de interferência em três componentes específicos. Primeiro um em corrente contínua, um em 50 Hz (frequência fundamental do sinal do estimulador) e outro em 100 Hz (primeiro harmônico). Usando uma combinação em cascata de filtros LTI (linear e invariante no tempo) rejeita-faixa em torno de 50 Hz e passa-alta, é possível reduzir consideravelmente a presença de artefatos. No entanto, a ordem alta decorrente das especificações requeridas pelos filtros é responsável por um grande atraso no sinal filtrado. O atraso na detecção do sinal muscular é incômodo do ponto de vista do usuário e indesejável para a aplicação de terapia, portanto outra solução mais adequada precisa ser buscada.

Outra característica notável do sinal de interferência era sua baixa variação entre os oito sensores para um dado instante. A proximidade entre os sensores era suficiente para que não houvesse muita diferença em termos de magnitude e fase na leitura de cada sinal. Usando a leitura combinada de cada sensor, seria possível reduzir a presença de artefatos sem a necessidade da introdução de filtros de ordem muito alta. Isso motiva o uso de algum método parecido com a técnica conhecida como *common average reference* (CAR). Usada normalmente em aplicações de eletroencefalografia (EEG), sua base é usar como sinal de interesse a média instantânea entre um arranjo de sensores para reduzir o efeito de ruído sem correlação entre os sensores. Como, no caso, a interferência é o

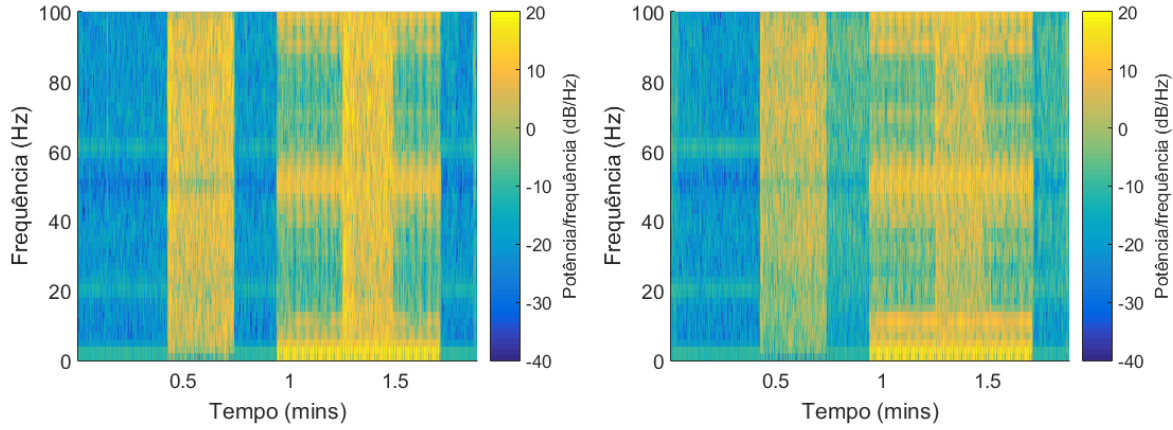


Figura 3.9: Espectrogramas respectivos aos sinais dos sensores na Figura 3.8, com o canal 7 à esquerda e o canal 8 à direita.

que mantém correlação na presente aplicação, é preciso um ajuste à técnica CAR padrão. De fato, subtraindo-se do sinal bruto a média entre as 8 leituras instantâneas de cada sensor, o espectro do sinal obtido de cada sensor tem os componentes de frequência respectivos aos artefatos do estimulador perceptivelmente reduzidos. Restam apenas um resquício de artefatos em 50 e 100 Hz e uma estreita faixa mais proeminente de artefatos em baixa frequência, que pode ser atenuada com um filtro passa-alta de pequena ordem com especificações menos exigentes. Isso proporciona uma melhoria do sinal em troca de menos atraso quando comparado a uma solução baseada apenas na filtragem individual de cada canal. Também foi comparada a subtração da mediana entre os sensores dos sinais instantâneos. Apesar de oferecer resultados semelhantes, foram observados mais artefatos que em comparação com o uso da média. Portanto a subtração das médias foi escolhida para a etapa de redução de artefatos de estimulação no sinal.

Após a redução de artefatos no sinal, ainda era observada uma componente de alta potência da interferência em baixa frequência. Foi projetado um filtro passa-altas adequado para se remover a componente de corrente contínua presente no sinal. Neste ponto ainda pode ser notada alguma influência da estimulação elétrica no sinal medido, mas consideravelmente menor. Além disso o sinal já passa a mostrar um aspecto semelhante ao de atividade volitiva pura e, visualmente, é até possível perceber por inspeção do sinal no tempo ou em seu espectrograma quando há esforço por parte do usuário, mesmo na presença de estimulação elétrica.

O sinal resultante foi satisfatório para a aplicação. Entretanto, também se investigou a possibilidade de se elaborar uma equação de diferenças, diretamente no domínio do tempo, capaz de atenuar o sinal do estimulador usando conhecimento informado sobre o comportamento dos artefatos de estimulação. Sabe-se que o estímulo elétrico se repete em períodos de 20 ms. Para uma frequência de amostragem de 200 Hz, isso corresponde a intervalos de quatro amostras do sinal. Como os pulsos emitidos pelo estimulador apresentam uma amplitude constante, argumenta-se que se um pulso ocorrer em  $t = kT$ , tem-se  $x[kT] \approx x[(k - 4)T]$ . Propõe-se a seguinte equação de diferenças:

$$y[kT] = x[kT] - x[(k - 4)T], \quad (3.1)$$

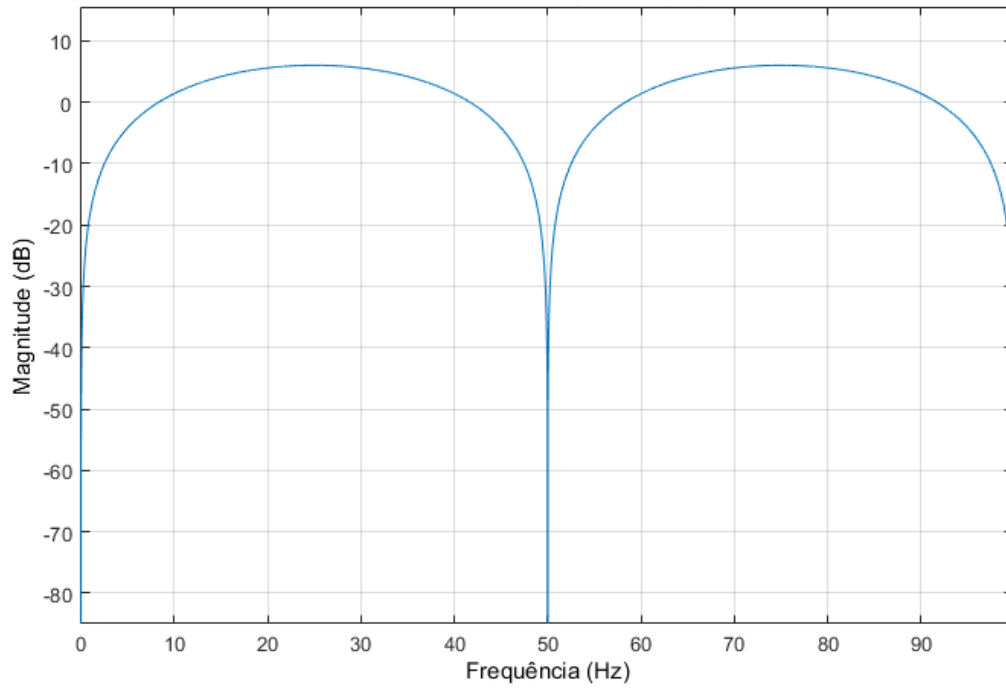


Figura 3.10: Resposta em magnitude do filtro desenvolvido para redução de artefatos no sinal.

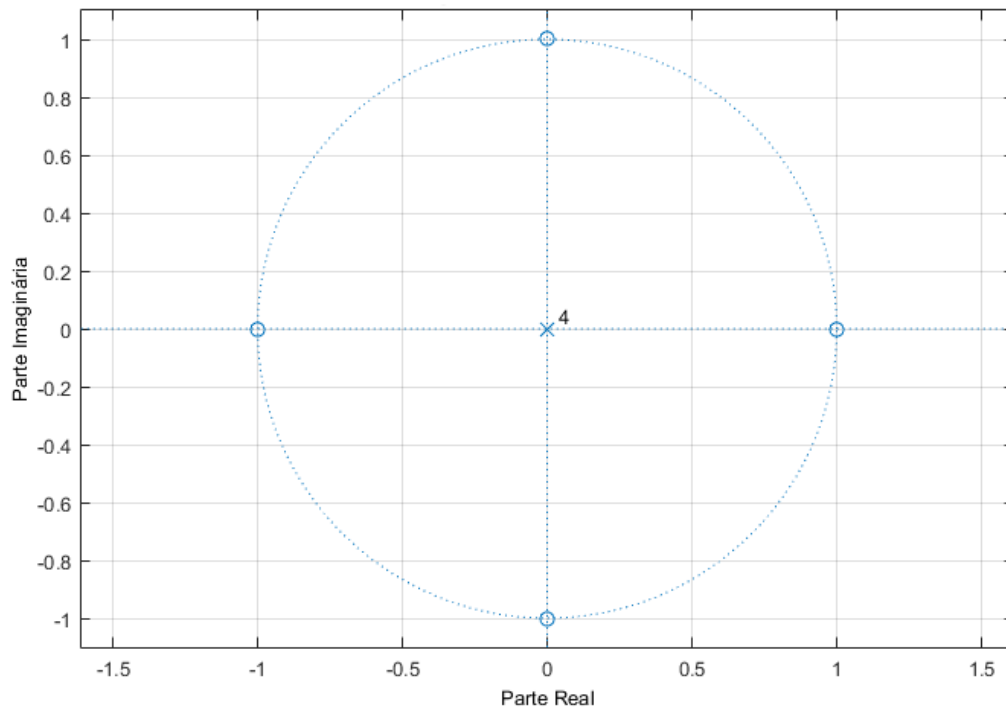


Figura 3.11: Diagrama de polos e zeros do filtro removedor de ruído.



que é equivalente ao filtro FIR com função de transferência

$$H(z) = 1 - z^{-4}. \quad (3.2)$$

A resposta em magnitude do filtro proposto pode ser vista na Figura 3.10, e o referente digrama de polos e zeros na Figura 3.11.

Verifica-se experimentalmente que o sinal bruto filtrado desta maneira apresenta um espectrograma com uma atenuação da interferência quase tão grande quanto através da filtragem anterior. Caso seja combinado com a subtração da média dos sensores, o resultado é consistentemente melhor que a primeira opção. Caso seja ainda adicionado o filtro passa-alta, há uma redução na qualidade do resultado.

Isso pode ser compreendido ao se examinar a resposta em frequência do filtro proposto. O que se observa é que o filtro atenua componentes de corrente contínua e harmônicos múltiplos de 50 Hz, justamente as componentes mais proeminentes do sinal dos artefatos de estimulação. Além disso, há um ganho acima de 0 dB para frequências entre os harmônicos atenuados, o que amplifica o sinal muscular medido. Isso resulta em uma razão de sinal para interferência (SIR) ainda maior.

Seria desejável, ainda, remover a última contribuição do estimulador à interferência observada no sinal de EMG. Assim como o sinal de interesse, essa interferência apresenta um espectro amplo, que se sobrepõem ao sinal muscular volitivo. Sendo assim, não é possível determinar uma faixa de frequências que possa ser simplesmente filtrada resultando numa separação dos sinais. Uma proposta para resolver este problema é modelar o sinal de interferência através de uma combinação linear de faixas passadas do sinal de interferência.

A motivação para tal modelo vem do processo biológico que causa a componente de banda larga da interferência. Após um pulso de estimulação elétrica, o músculo do paciente apresenta um reflexo involuntário de contração muscular que gera uma leitura de EMG distinta. Esse reflexo é denominado onda M. Para um trem de pulsos de corrente devidamente afastados entre si, se observa que

$$V_{M_k}(t) = a_1 V_{M_{k-1}}(t) + a_2 V_{M_{k-2}}(t) + \dots + a_n V_{M_{k-n}}(t), \quad (3.3)$$

em que  $V_{M_k}(t)$  é o sinal de EMG involuntário ao longo do tempo,  $t$  segundos após o  $k$ -ésimo pulso de estímulo elétrico, e  $a_n$  é uma constante real [32]. Normalmente, a onda M ocorre de 3 a 6 ms após o pulso de estímulo.

O vetor de coeficientes  $a$  pode ser estimado continuamente a cada período de estimulação através da solução do seguinte problema de mínimos quadrados:

$$\hat{a} = \min_a \|V_M a - V_s\|_2, \quad (3.4)$$

em que  $a$  é um vetor coluna de  $n$  números reais,  $V_s$  é um vetor de  $m$  elementos contendo o sinal de EMG do período interpulso atual medido, e  $V_M$  é uma matriz  $m \times n$  em que cada coluna  $k$  contém o sinal de EMG do  $k$ -ésimo período interpulso passado mais recente, até o  $n$ -ésimo período.

Caso o sinal involuntário possa ser corretamente estimado através desse modelo, como o sinal volitivo tem natureza estocástica, ele introduz um erro na estimativa do sinal involuntário. Portanto

o sinal volitivo pode ser calculado através do erro de estimativa do sinal muscular involuntário. Assim, se

$$V_i = V_M \hat{a}$$

é o sinal de EMG proveniente do reflexo involuntário do usuário durante um determinado período interpulso, então o sinal voluntário é

$$V_v = V_i - V_s.$$

Foram feitas tentativas de se separar a atividade volitiva e o reflexo muscular através da combinação de cinco a dez períodos interpulso ( $n$  de 5 a 10). Os testes foram realizados de maneira *offline* usando dados coletados contendo um período de contração muscular voluntária e um período de estímulo, em parte do qual também houve contração voluntária. Como não havia informação sobre em que momentos os pulsos do estimulador ocorriam ou, em outras palavras, quando cada período interpulso começava e terminava, também foram feitos testes com o sinal deslocado de 0 a 7 atrasos, o suficiente para garantir que em pelo menos duas tentativas ocorresse sincronia entre os intervalos a serem estimados e os períodos interpulsos.

Infelizmente, não foi possível se observar uma separação clara entre o sinal proveniente do reflexo muscular e do esforço volitivo estimados do paciente. Em todos os testes, houve uma evolução similar ao longo do tempo para os dois sinais obtidos com a técnica, havendo diferença apenas na magnitude e em variações mínimas entre os dois. Inclusive, o sinal respectivo ao reflexo devido à estimulação desviava muito pouco do sinal total, resultando num erro de estimação, equivalente ao sinal de atividade volitiva, ordens de magnitude menor que os outros dois sinais.

Suspeita-se que a falta de sucesso se deva à baixa taxa de amostragem do sensor de EMG do bracelete. Com uma frequência de 200 Hz e um intervalo interpulso com duração de 20 ms,  $V_{M_k}$  pode ser amostrado no máximo quatro vezes ( $m = 4$ ). Isso seria uma resolução temporal baixa demais para que fosse possível estimar com precisão o comportamento real da onda M através de ondas passadas medidas. Isso resulta em um *overfitting*, que faz com o que o erro de estimação seja inevitavelmente pequeno. Pode-se argumentar, por indução, que quanto menor a amostragem, mais inadequada se torna a estimação, já que para o menor caso possível, com apenas um elemento no vetor, a estimação sempre resultaria em um erro nulo. Dessa maneira, usaram-se apenas a subtração pela média e filtragem LTI para tratar os artefatos no sinal.

A redução de artefatos permite a detecção de atividade volitiva através de estratégias comuns a aplicações de EMG na presença de FES em que é possível interromper a aquisição de EMG durante a aplicação de estímulo para remover artefatos de estimulação elétrica do sinal eletromiográfico. Como mencionado, o sinal eletromiográfico tem natureza estocástica, mas apresenta uma correlação direta entre a intensidade do sinal e o nível de recrutamento voluntário dos músculos observados. É possível o emprego de um sistema detector de envelope para medir essa amplitude. Foram estudados dois métodos de detecção de envelope. No primeiro o valor instantâneo do sinal era elevado ao quadrado, alimentado a um filtro passa-baixas e então era calculada a raiz do resultado.

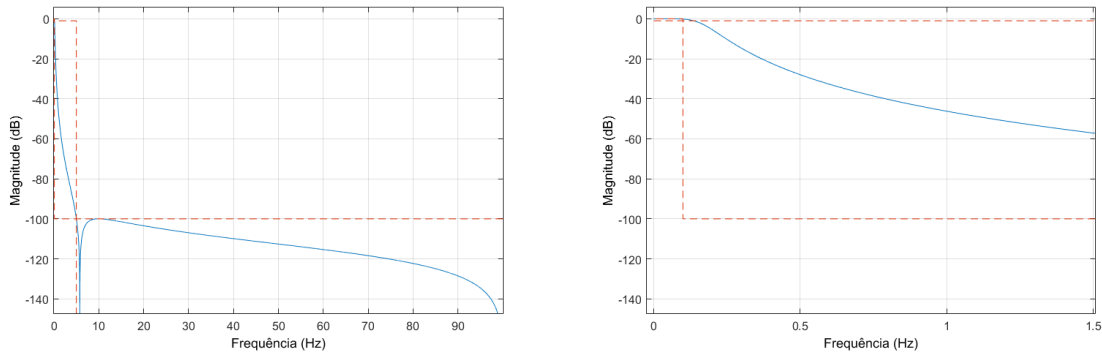


Figura 3.12: Resposta em magnitude do filtro passa-baixas usado na retificação do sinal. À direita a mesma resposta é mostrada com maior detalhe para frequências mais baixas.

No outro método, apenas se calculava o valor absoluto do sinal, que era então alimentado ao mesmo filtro passa-baixas do primeiro método.

Ambos os métodos ofereceram resultados satisfatórios, porém foi notada uma SIR maior ao se usar o segundo método. A técnica de filtragem desenvolvida é similar à desenvolvida na referência [33]. Isso corrobora a validade do sistema desenvolvido. O filtro foi projetado em Matlab através do método Chebyshev Tipo II, com especificações de frequência de banda passante de 0,1 Hz, frequência de corte de 5 Hz, ganho de ondulação na banda passante de 1 dB e atenuação de banda de corte de 100 dB, tudo com uma taxa de amostragem de 200 Hz. O filtro resultante apresentou ordem igual a 3. Sua resposta em magnitude pode ser vista na Figura 3.12 e o atraso de grupo na figura 3.13. Os coeficientes obtidos através da realização biquadrática foram então implementados no código em C++.

Chegou a ser investigada a possibilidade de se combinar o sinal dos oito canais em passos antecipados da filtragem, num processo conhecido como filtragem espacial, de modo a se obter um sinal "embranquecido". Isto é, ao se combinar linearmente leituras estocásticas, há uma tendência em tornar o espectro de frequência mais homogeneamente distribuído ou, em outras palavras, mais branco. Isso proporciona uma redução em eventuais componentes de baixa frequência que se sobreponham em canais individuais. Outra vantagem interessante é que o tempo de processamento e os recursos de memória gastos na filtragem dos canais seria reduzido de oito para um a partir do passo de embranquecimento.

Existem infinitas maneiras de se combinar os canais do sinal de modo a embranquecê-lo. A transformação de embranquecimento testada foi a realizada através do autosistema da matriz de covariância do vetor dos sinais medidos, o chamado embranquecimento PCA (*principal component analysis*). O vetor é transformado através de sua multiplicação pela esquerda pela matriz dos autovetores da matriz de covariância do sinal original em um novo vetor, embranquecido. O resultado é combinado através da soma ponderada dos elementos do novo vetor, usando os autovalores de cada autovetor como peso.

Infelizmente, embranquecer o sinal piora consideravelmente o resultado obtido. Não foi investigado a fundo a causa dessa piora. No entanto, cogita-se que isso possa estar relacionado com a

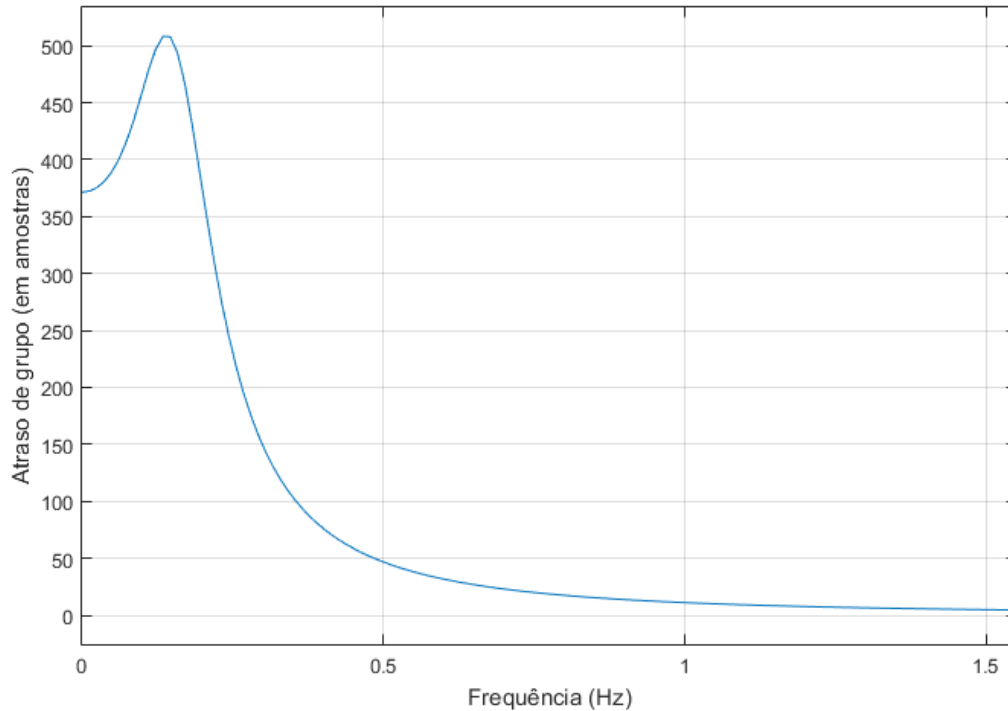


Figura 3.13: Atraso de grupo do filtro retificador. É possível observar o efeito não linear devido à implementação IIR usada.

presença de artefatos residuais provenientes do estimulador.

### 3.5 Malha de Controle

Em aplicações de estimulação elétrica, é comum o emprego do disparo do sinal de estimulação elétrica através do estabelecimento de limiares para o sinal eletromiográfico volitivo. A possibilidade mais simples é o estabelecimento de um limiar de sinal de EMG único que, no momento que o sinal medido ultrapassar esse valor mínimo, a estimulação elétrica é ativada e o paciente realiza o movimento desejado. Se o sinal voltar a cair abaixo desse limiar, a estimulação é então desligada. Na referência [33], foi comparado o desempenho entre um sistema de limiar único e um sistema de limiares múltiplos. Foi relatada uma preferência dos pacientes pelo sistema de limiar único devido à calibração mais extensa requerida pelo sistema múltiplo.

O controle do estímulo elétrico através de limiar apresenta algumas restrições. Caso haja oscilação do sinal em torno do limiar, a estimulação pode ser rapidamente ligada e desligada, ocasionando desconforto ao paciente. Além disso, quando se aplica corrente ao músculo do paciente, se observam artefatos de componente contínua no sinal de EMG filtrado. Caso o limiar esteja abaixo desse valor de interferência, por mais que o paciente cesse completamente o esforço volitivo, o sinal medido não irá cair abaixo do limiar de desativação e o sinal de estimulação não poderá ser desligado.

De fato, devido à presença residual de artefatos provenientes da estimulação elétrica após a filtragem, qualquer algoritmo disparado por limiares precisa ter um limiar mínimo de desligamento maior que o nível de sinal mínimo medido durante a estimulação sem esforço volitivo por parte do sujeito. Como o artefato de estimulação é dependente da amplitude de corrente aplicada e de características específicas da sessão de terapia (e.g. condutividade da pele do paciente, posicionamento dos eletrodos) o estabelecimento a priori desses limiares não é possível e requer uma calibração nova a cada sessão.

Deseja-se, portanto, diminuir o número de passos de calibração necessário para o começo de uma sessão de terapia. Uma opção para esse fim é se fixar o valor de corrente a ser usado no estímulo e a definição de apenas dois estados, ligado e desligado, ou ainda com e sem estimulação elétrica. Isso torna necessário a definição de eventos que façam o sistema mudar de um estado para outro.

Outra restrição envolve o nível máximo de atividade muscular que o paciente consegue exercer. O paciente precisa, com seu esforço volitivo, atingir o limiar de ativação. Como se espera que pacientes demonstrem uma variação considerável no sinal de EMG medido, é de interesse basear o limiar de ativação nas características do sinal muscular de cada paciente.

Uma estratégia de disparo através de limiar apresenta, portanto, três requisitos a serem cumpridos:

$$V_{on} < V_{EMGmax}, \quad (3.5)$$

$$V_{off} > V_{EMGmin}, \quad (3.6)$$

e

$$V_{off} - V_{on} > V_{EMGripple}. \quad (3.7)$$

O terceiro requisito (Equação 3.7) é o menos exigente dos três. Com a escolha adequada do filtro passa-baixas, a oscilação do sinal de EMG filtrado é suficientemente pequena, ainda que existente devido a variações naturais no esforço muscular que usuários conseguem exercer ao longo do tempo, para que os dois limiares ocorram com distâncias relativas que acomodem o sinal de ativação sem que haja disparo intermitente indesejado.

É possível ainda que o sinal volitivo máximo exibido pelo paciente seja menor que o sinal mínimo causado pelo artefato de estimulação. Caso seja adotada uma estratégia apenas de histerese simples, com

$$V_{EMG} > V_{on} \Rightarrow FES = ON \quad (3.8)$$

e

$$V_{EMG} < V_{off} \Rightarrow FES = OFF, \quad (3.9)$$

o sistema apresentará um comportamento errático para  $V_{off} > V_{EMG} > V_{on}$ .

Uma solução encontrada foi o disparo através não de nível lógico, mas de transição. Isso implica que

$$(V_{EMG} < V_{on}) \rightarrow (V_{EMG} > V_{on}) \Rightarrow FES = ON \quad (3.10)$$

e

$$(V_{EMG} > V_{off}) \rightarrow (V_{EMG} < V_{off}) \Rightarrow FES = OFF. \quad (3.11)$$

Essa estratégia tem o benefício de apresentar, para  $V_{on} > V_{off}$ , o mesmo comportamento da estratégia anterior e ter, para o caso contrário, um estado definido e estável entre os dois limiares.

Como mencionado anteriormente, os resultados encontrados na referência [33] apontam que a maioria dos pacientes tende a preferir uma estratégia de disparo da estimulação através de um limiar único, devido à calibração mais extensa requerida por limiares múltiplos. Isso descarta a possibilidade de se regular a magnitude da corrente aplicada. Ainda é um objeto de desejo regular a intensidade da estimulação elétrica de algum modo que permita ao paciente aplicar níveis diferentes de força no movimento. Como também não é possível o uso de outras frequências para os pulsos de estimulação sem que o bracelete entrasse em modo dessincronizado, resta como possibilidade a regulação da carga aplicada pelo estimulador através da largura de pulso.

Pressupondo um valor central de tempo de pulso  $t_c$ , a força realizada pelo paciente no movimento pode ser controlada variando-se o tempo de pulso em torno deste valor, proporcionalmente ao sinal de EMG lido pelo sistema, de modo que os pulsos produzidos pelo estimulador tenham duração  $t_s = t_c + t_p$ , em que  $t_p$  é um valor diretamente proporcional à atividade volitiva do paciente. Quanto mais esforço o paciente realizar, maior será a carga elétrica entregue pelo estimulador e maior será a contração realizada. Quando  $V_{EMG} = V_{on}$ , deseja-se que  $t_p = 0$ . Além disso,  $t_p$  também pode ser escolhido de forma que, se  $V_{EMG} = 0$ , então  $t_s = 0$ , ou seja,  $t_p = -t_c$ . Pressupondo uma variação linear,

$$t_p = \frac{t_c}{V_{on}} V_{EMG} - t_c \quad (3.12)$$

e, portanto,

$$t_s = \frac{t_c}{V_{on}} V_{EMG} = H V_{EMG} \quad (3.13)$$

descrevem o ganho  $H$  desejado para o sistema.

Também seria possível escolher  $t_s = 0$  para  $V_{EMG} = V_{off}$  em vez de  $V_{EMG} = 0$ . No entanto, para valores de  $t_s$  muito menores que  $200 \mu s$ , quase nenhuma contração muscular gerada pelo estimulador é observada. Estabelecer um tempo de pulso nulo para  $V_{EMG} = 0$  simplifica o ganho do sistema e, conseqüentemente, sua análise. O sistema apresentou um nível de estimulação confortável para  $t_c$  por volta de  $300 \mu s$ .

Como é estabelecida uma histerese para a magnitude de corrente, apesar de o valor de pulso variar continuamente para valores de leitura de EMG, o que efetivamente ocorre é um desligamento do sinal de atuação para  $V_{EMG} < V_{off}$  (ou de maneira mais geral,  $(V_{EMG} > V_{off}) \rightarrow (V_{EMG} < V_{off})$ ). O sistema completo está representado no diagrama de blocos da Figura 3.14.

É possível simplificar a representação do sistema pressupondo-se que o bloco do estimulador passa de um subsistema MISO para um SISO, com sinal de saída de amplitude constante e modulado por largura de pulso proporcional ao sinal de controle de entrada (EMG). Além disso,

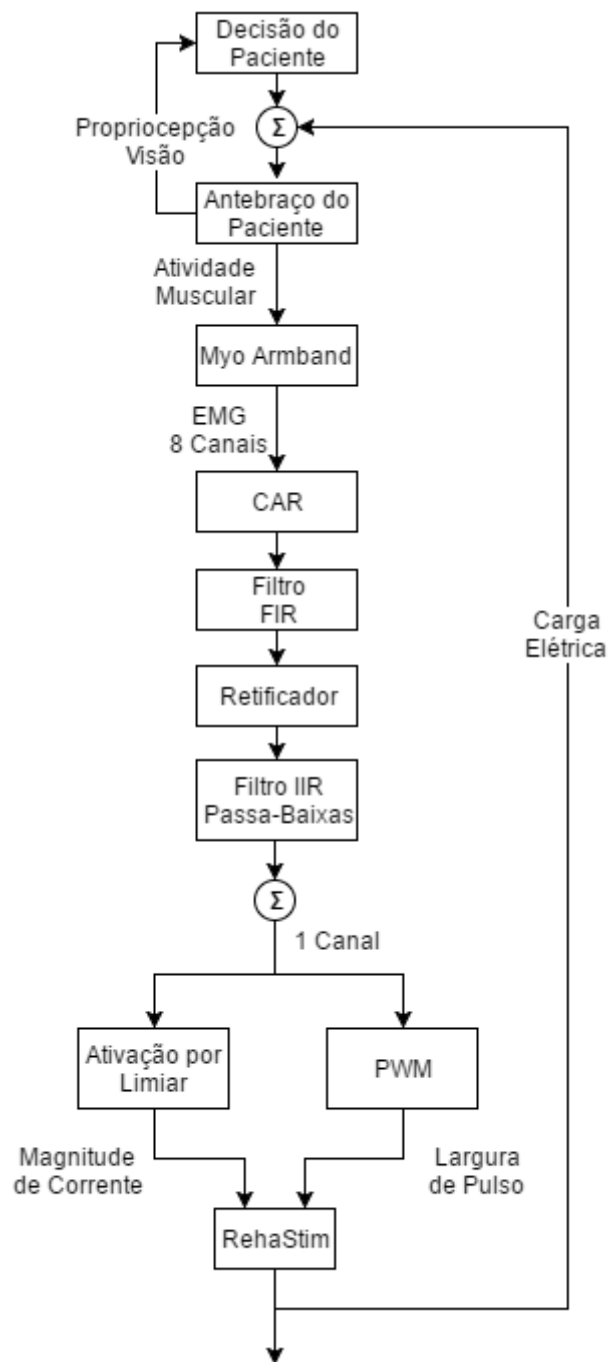


Figura 3.14: Diagrama de blocos representando o sistema proposto completo.

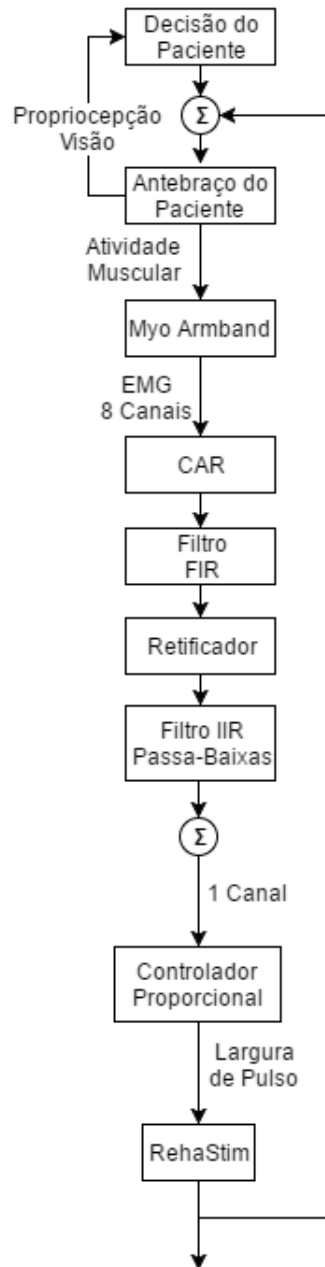


Figura 3.15: Malha de controle assumindo um nível de corrente constante.



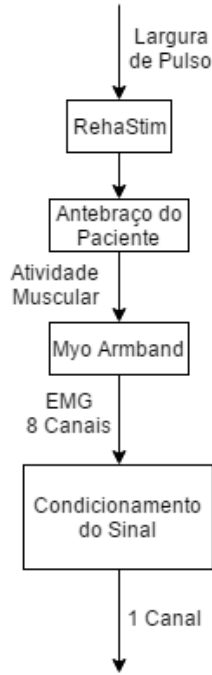


Figura 3.16: Caminho de realimentação dos artefatos de estimulação.

a largura de pulso apresenta tanto banda morta quanto histerese, seguindo um comportamento descrito por

$$(V_{EMG} < V_{on}) \rightarrow (V_{EMG} > V_{on}) \Rightarrow t_s = \frac{t_c}{V_{on}} V_{EMG} \quad (3.14)$$

e

$$(V_{EMG} > V_{off}) \rightarrow (V_{EMG} < V_{off}) \Rightarrow t_s = 0. \quad (3.15)$$

A malha de controle equivalente pode ser observada na Figura 3.15. Caso se considere o funcionamento do sistema após um evento  $(V_{EMG} < V_{on}) \rightarrow (V_{EMG} > V_{on})$  e antes de  $(V_{EMG} > V_{off}) \rightarrow (V_{EMG} < V_{off})$ , a descontinuidade do controlador é ignorada e o sistema se comporta linearmente. Por conveniência, é ainda possível reduzir a representação do sistema colapsando os blocos respectivos à filtragem do sinal de EMG a um único bloco de condicionamento do sinal medido. Mais uma simplificação pode ser feita ao se desconsiderar o mecanismo de realimentação interno do paciente. Além de variar de pessoa para pessoa e ser uma tarefa complexa modelar o seu funcionamento, o processo de tomada de decisão adiciona pouco à acurácia do modelo do sistema. Em outras palavras, não há perda de qualidade do modelo ao se considerar o sinal de ativação volitiva do braço como o sinal de controle, uma variável independente de como o braço do paciente é atuado e que pode ser variada voluntariamente. O diagrama simplificado pode ser visto na Figura 3.1.

### 3.5.1 Interferência do Laço de Realimentação

Quanto ao sinal de EMG, não foi possível separar os componentes provenientes do esforço volitivo daqueles provenientes do reflexo involuntário do usuário, causados pelo estímulo elétrico.

Isso efetivamente causa uma realimentação de carga do estimulador para o sensor de EMG. O que por sua vez significa que existe um ganho de realimentação não nulo que causa o artefato de estimulação medido quando há estimulação elétrica.

O ganho de realimentação pode ser mais facilmente compreendido ao se observar o diagrama de blocos do sistema quando não há atuação voluntária por parte do paciente, mostrado na Figura 3.16. Esse ganho é dependente de variáveis características de cada sessão de terapia, como posicionamento dos eletrodos e características musculares do paciente. Pode haver até variação ao longo do tempo devido à fadiga muscular. Tudo isso impossibilita uma modelagem a priori.

Para se modelar com precisão o ganho de realimentação, seria necessário estimular o paciente com diferentes valores de largura de pulso antes da sessão de terapia. Como foi observado na referência [33], sessões de calibração extensas demais causam desagrado para a maioria dos pacientes. Portanto, é de interesse reduzir a duração de qualquer calibração do sistema quando possível.

O ganho de realimentação foi modelado através do método do ajuste de curvas usando dados coletados de maneira descrita na seção 3.6. Para a maioria dos testes realizados, se observou que uma parametrização linear foi capaz de aproximar os dados medidos com maior precisão que outros modelos polinomiais, pelo menos para os valores de corrente e pulso utilizados. É inclusive vantajoso linearizar o modelo de ganho onde possível devido à simplificação proporcionada à análise e à implementação do sistema.

Supor um ganho linear para a interferência permite que ele seja estimado com um único período de estimulação com uma magnitude de corrente desejada e uma largura de pulso com valor intermediário predeterminado, de  $T_c = 300 \mu\text{s}$ . Assim, o ganho de realimentação para o valor médio de sinal eletromiográfico  $\bar{V}_{EMG} = \frac{\sum_{k=n}^{N+n} V_{EMG}[kT]}{N}$  medido durante um período de  $NT$  segundos sob estimulação elétrica a uma magnitude de corrente constante é

$$G = \frac{\bar{V}_{EMG}}{300} = \frac{\bar{V}_{EMG}}{T_c}. \quad (3.16)$$

Isso resulta em um ganho equivalente para o laço de realimentação envolvendo o controlador e o ganho  $G$  representado na Figura 3.17 igual a  $\frac{F}{1-FG}$ , em que  $F$  é um ganho qualquer escolhido para o controlador. Tendo como base a equação 3.13, também é sabido que se deseja que esse ganho equivalente seja  $\frac{F}{1-FG} = H = \frac{T_c}{V_{on}}$ . Isolando  $F$  tem-se que

$$F = \frac{H}{1+GH} = \frac{\frac{T_c}{V_{on}}}{1 + \frac{\bar{V}_{EMG} T_c}{300 V_{on}}} = \frac{T_c}{V_{on} + \bar{V}_{EMG}}. \quad (3.17)$$

Para evitar instabilidade, é desejado que  $1 - FG \neq 0$  ou  $1 - FG > 0$ . Isso resulta em  $F < \frac{1}{G}$ . Além de  $G$  ter apresentado valores muito pequenos para os dados coletados, o que por si só torna a condição de estabilidade fácil de ser cumprida, como se impõe a restrição da Equação 3.17, a condição é cumprida para todos os valores possíveis de  $G$  e  $H$ , assumindo  $T_c$ ,  $V_{on}$  e  $\bar{V}_{EMG}$  positivos.

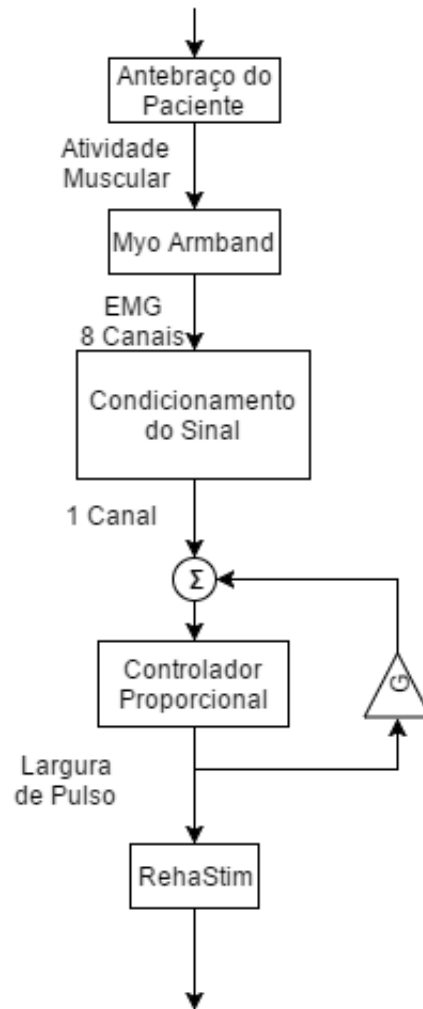


Figura 3.17: Malha de controle simplificada equivalente, considerando o ganho de realimentação da interferência.

## 3.6 Protocolo de Testes

Durante as etapas de testes e coleta de dados, a configuração dos equipamentos foi padronizada. Um conjunto de dois pares de eletrodos ovais ficava colocado no antebraço direito do usuário do sistema. Um par era posicionado ao longo dos músculos flexores do pulso, principalmente o flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo e músculo palmar longo. O outro par era posicionado ao longo dos extensores do pulso, principalmente o extensor dos dedos e o extensor ulnar do carpo.

Cada par era posicionado longitudinalmente em relação ao comprimento do braço. O anodo de cada par era colocado no ponto proximal do braço, sobre o ponto de origem dos músculos, enquanto o catodo ficava numa posição distal, por volta da metade da distância entre os pontos de origem e de inserção.

Entre os eletrodos de cada par, se posicionava o bracelete seguindo o posicionamento recomendado pela Thalmic Labs, com o sensor número quatro do lado palmar e com o conector USB virado para o lado distal. Foi tomado cuidado para se manter os eletrodos fora de contato com todos os sensores do bracelete.

O par de eletrodos correspondente ao grupo de flexores do pulso, mostrado na Figura 3.18, foi conectado ao par A dos conectores de eletrodos do estimulador elétrico RehaStim. O par respectivo aos extensores, mostrado na Figura 3.19, ficou então associado ao par B. Ambos eram ligados ao estimulador usando um único cabo de dois canais, que podia então ser ligado ao conector dos canais 1 e 2. O conjunto completo pode ser observado na Figura 3.20.

A unidade de controle do estimulador era então conectada ao computador através do cabo USB da parte traseira. Após se conectar à fonte de alimentação, o estimulador era ligado e colocado no Science Mode. Em seguida, com o dongle USB da Thalmic ligado ao computador, o bracelete era ligado, conectado através do software Myo Connect e o gesto de sincronização era realizado. A partir daí o programa do sistema desenvolvido já podia ser executado normalmente.

Para a coleta de dados usados no modelamento do ganho de realimentação do sistema, decidiu-se por realizar uma análise post hoc a fim de se investigar a relação entre a interferência de realimentação e a largura do pulso elétrico aplicado no antebraço. Como o fenômeno estudado é causado por um reflexo involuntário gerado nas estruturas musculares de pacientes sem envolvimento do sinal de atuação voluntária do sistema nervoso central, supõe-se que as diferenças entre pessoas saudáveis e hemiplégicas, nestas circunstâncias, não sejam relevantes. Os sujeitos foram estimulados durante períodos de 10 segundos, com intervalos de 10 segundos entre cada período. Durante cada período de estímulo era aplicada uma corrente com parâmetros fixados. Entre cada período os parâmetros eram então modificados. A faixa de valores de corrente foi de 2 a 8 mA, com resolução de 2 mA, e de largura de pulso de 250  $\mu$ s a 350  $\mu$ s, com resolução de 25  $\mu$ s.

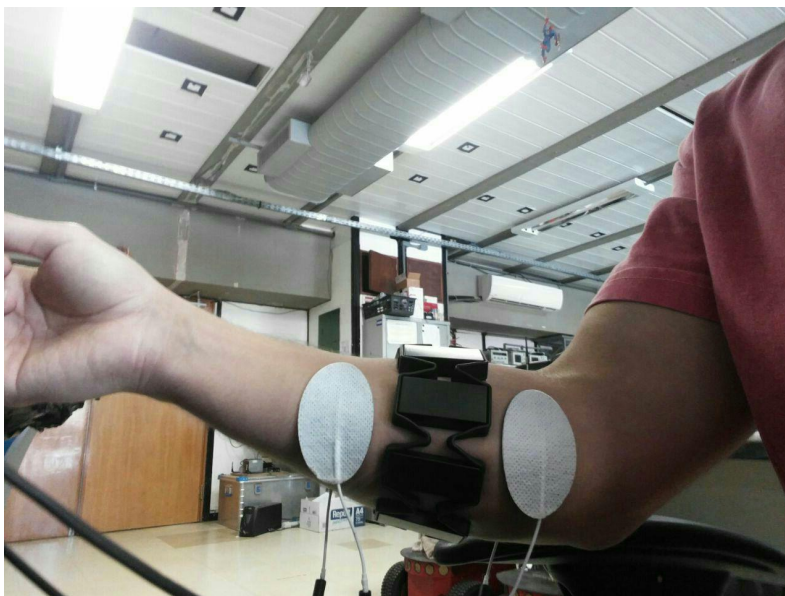


Figura 3.18: Par de eletrodos do canal 1, respectivos ao movimento de flexão do punho. O anodo fica à direita, próximo ao cotovelo do usuário, e o catodo à esquerda, perto do punho. O bracelete deve ser colocado entre os eletrodos do mesmo par.

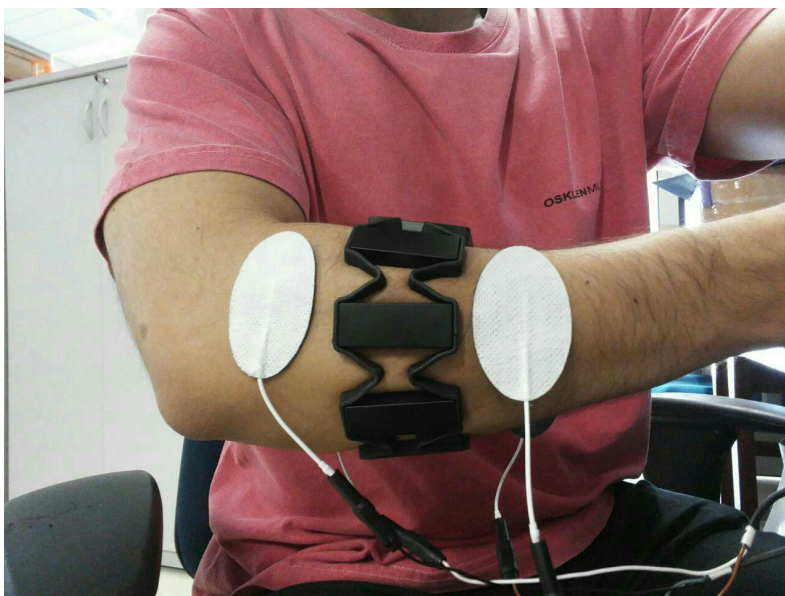


Figura 3.19: Par de eletrodos do canal 2, respectivos ao movimento de extensão do punho. O anodo fica à esquerda, próximo ao cotovelo do usuário, e o catodo à direita, perto do punho. O bracelete deve ser colocado entre os eletrodos do mesmo par.



Figura 3.20: Durante os testes, foram usadas tiras elásticas para prender os eletrodos no lugar. Na imagem podem ser vistos os dois pares, do canal 1 à direita e do canal 2 à esquerda.

# Capítulo 4

## Resultados

### 4.1 Introdução

Este capítulo apresenta e discute os dados colhidos durante a etapa de desenvolvimento. Na seção 4.2, são abordadas as diferentes técnicas de condicionamento do sinal de EMG medido, descritos em mais detalhe na seção 3.4. Estão presentes gráficos dos sinais retificados e espectrogramas exemplificando o resultado dos tipos de filtragem.

Na seção 4.3, são discutidos os experimentos realizados para se estabelecer o comportamento da realimentação de interferência no sinal de EMG causada pelo reflexo muscular ao se estimular o usuário eletricamente. Os dados dos experimentos são disponibilizados em três tabelas, e a aproximação linear para um dos sujeitos é comparada com os dados originais em um gráfico.

Por fim, na seção 4.4, é mostrado um exemplo da interface para o usuário durante a execução do programa. Também se comenta sobre o controle de estimulação elétrica sob o ponto de vista da experiência do usuário.

## 4.2 Condicionamento dos Sinais

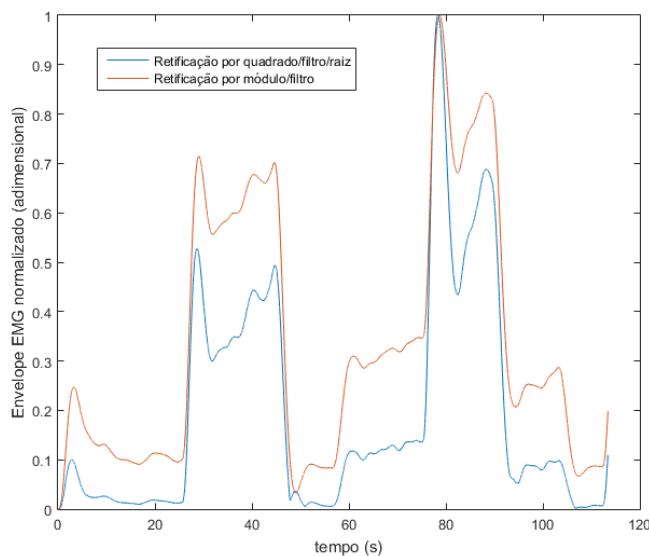


Figura 4.1: Comparação entre os envelopes do sinal após o condicionamento usando dois métodos diferentes de retificação.

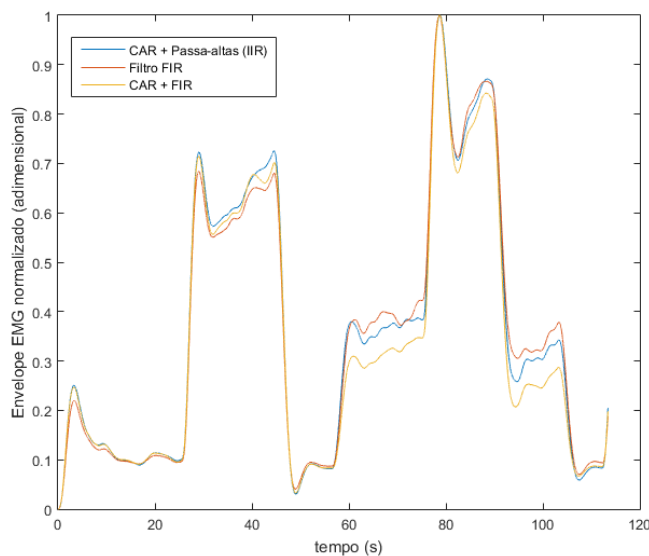


Figura 4.2: Comparação entre os envelopes do sinal após o condicionamento usando três técnicas de filtragem diferentes.

Nesta seção são apresentados exemplos do sinal filtrado usando as diferentes técnicas discutidas na seção 3.4. Na Figura 4.1, pode-se observar as diferenças entre as duas maneiras estudadas de retificação da soma do sinal de EMG de cada sensor filtrado já através da técnica usando CAR e o filtro FIR proposto.



Dos 25 aos 50 segundos, aproximadamente, ocorre uma contração voluntária dos músculos do antebraço do usuário. Dos 60 aos 105 segundos é aplicada estimulação elétrica ao braço do usuário. Além disso, dos 75 aos 95 segundos o usuário realiza outra contração voluntária. Os sinais foram normalizados de modo que ambos tivessem um valor de pico igual a 1. Como o sinal está normalizado, a SIR pode ser comparada ao nível do sinal de interferência puro, entre os 60 e 75 segundos e entre os 95 e 105 segundos.

É possível notar que a retificação através de elevação ao quadrado seguida do cálculo da raiz causa um efeito de alongamento da escala da magnitude. Isso faz com que valores menores sejam comprimidos em direção ao zero. Por consequência, a proporção entre o sinal de interesse e a interferência aumenta. Isso por si só é um resultado desejável, no entanto o sobrepasso inicial após a um ato de prensão é ainda mais amplificado. Como o estímulo elétrico é controlado pelo nível de EMG, um sobrepasso no sinal causa um aumento repentino na carga entregue ao braço do paciente. Caso não seja aplicado um limitador de corrente ou largura de pulso, isso pode causar dor ou dano ao usuário. Decidiu-se que a retificação através de módulo era mais adequada para a aplicação segura do estímulo.

Na Figura 4.2 estão dipostos os sinais compostos pela soma dos sinais de cada sensor filtrados através de três combinações de filtro. Os três métodos usaram retificação através da operação de módulo. Novamente os sinais foram normalizados de modo que cada um tivesse um valor de pico igual a 1. A opção com melhor desempenho é a opção usando CAR em combinação com o filtro proposto. A opção usando apenas o filtro desenvolvido apresentou o pior resultado sem a presença de interferência do estimulador, apesar de oferecer uma atenuação da interferência próxima à da opção com CAR em combinação com um passa-altas e a menor atenuação do sinal volitivo na presença de interferência.

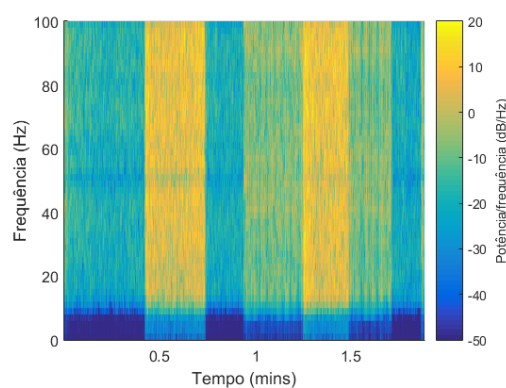


Figura 4.3: Espectrograma do sinal respectivo ao sensor 7 do bracelete filtrado através de CAR e um filtro passa-altas Chebyshev tipo II.

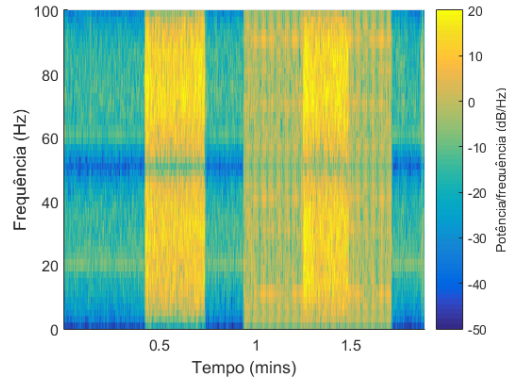


Figura 4.4: Espectrograma do sinal respectivo ao sensor 7 do bracelete filtrado através de um filtro FIR com função de transferência igual a  $1 - z^{-4}$ .

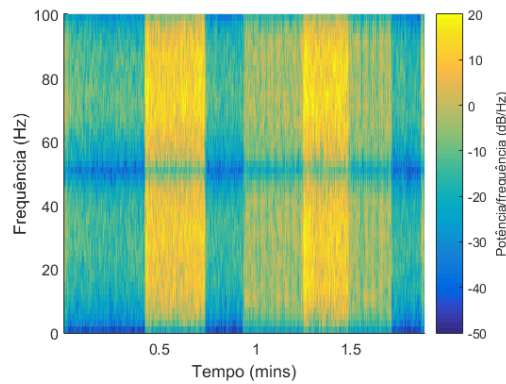


Figura 4.5: Espectrograma do sinal respectivo ao sensor 7 do bracelete filtrado através de CAR e um filtro FIR com função de transferência igual a  $1 - z^{-4}$ .

Os espectrogramas do sinal medido no sensor 7 usando cada uma das técnicas de filtragem da figura 3.9 podem ser vistos nas Figuras 4.3, 4.4 e 4.5. Nas três opções, pode-se observar que a maior parte da interferência foi apagada quando comparada com o espectrograma do sinal bruto do mesmo sensor, na figura 3.13. A filtragem realizada com uso do passa altas apresenta uma considerável faixa de frequências do espectro com componentes de interesse do sinal atenuadas, o que pode ter sido responsável por perda de qualidade do desempenho.

### 4.3 Parametrização da Interferência da Realimentação

Nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3 encontram-se os resultados estatísticos provenientes de testes realizados com três usuários saudáveis para se estimar o ganho de realimentação da interferência da estimulação elétrica no sinal de EMG medido pelo dispositivo usado. O teste realizado consistia de períodos intercalados de estimulação elétrica e desligamento do estimulador com duração de 10 segundos. A cada ciclo era aumentado progressivamente e em sequência a intensidade da corrente aplicada ou a largura do pulso. Os dados foram gravados e posteriormente separados e analisados.

Tabela 4.1: Resultados dos ajustes de curva para a estimação da relação entre largura de pulso e interferência medida no sujeito 1

Corrente	2 mA		4 mA		6 mA		8 mA	
Ajuste de curva	linear	quadrático	linear	quadrático	linear	quadrático	linear	quadrático
Coefficiente estimado	0,1003	0,0003168	0,1302	0,0004152	0,2317	0,0007527	0,3332	0,001065
R-squared	0,9804	0,9375	0,9956	0,9689	0,9813	0,9963	0,9904	0,9694
RMSE	1,398	2,499	0,7978	2,11	2,964	1,313	3,07	5,49

Tabela 4.2: Resultados dos ajustes de curva para a estimação da relação entre largura de pulso e interferência medida no sujeito 2

Corrente	2 mA		4 mA		6 mA		8 mA	
Ajuste de curva	linear	quadrático	linear	quadrático	linear	quadrático	linear	quadrático
Coefficiente estimado	0,09142	0,0002889	0,1113	0,0003541	0,181	0,0005791	0,2777	0,0008864
R-squared	0,9724	0,923	0,9922	0,9575	0,9937	0,9817	0,9973	0,9827
RMSE	1,591	2,656	0,9515	2,224	1,376	2,336	1,383	3,518

Tabela 4.3: Resultados dos ajustes de curva para a estimação da relação entre largura de pulso e interferência medida no sujeito 3

Corrente	2 mA		4 mA		6 mA		8 mA	
Ajuste de curva	linear	quadrático	linear	quadrático	linear	quadrático	linear	quadrático
Coefficiente estimado	0,1336	0,0004211	0,1775	0,0005652	0,2055	0,0006494	-	-
R-squared	0,9862	0,9444	0,9937	0,9617	0,9854	0,9447	-	-
RMSE	1,552	3,111	1,36	3,345	2,405	4,687	-	-

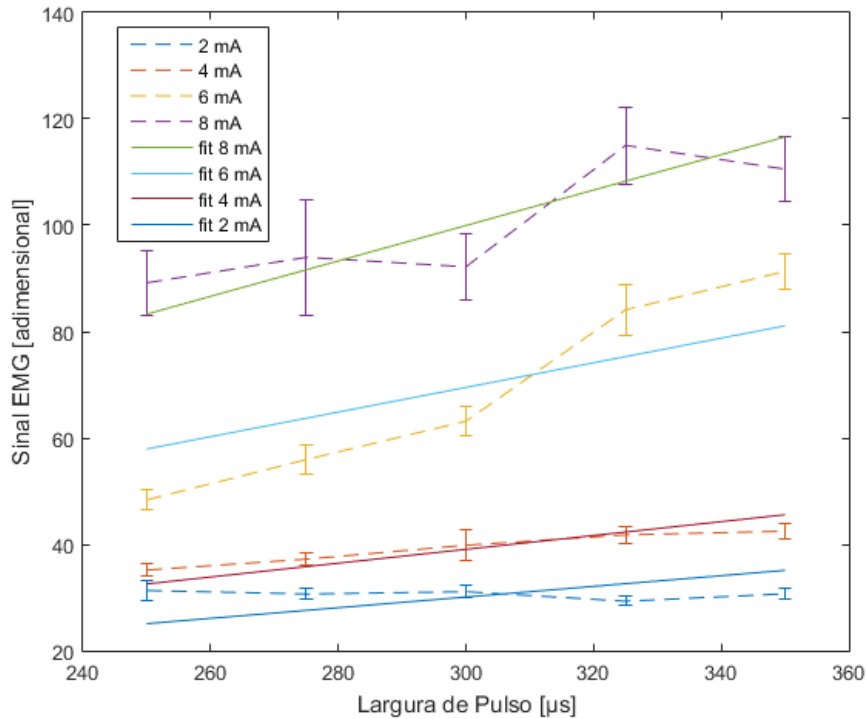


Figura 4.6: Aproximações lineares da relação entre interferência no sinal de EMG medido e largura do pulso de estimulação elétrica aplicado para um determinado valor de corrente, comparado contra os valores médios coletados. As barras de erro representam o desvio padrão do conjunto de dados. Dados provenientes dos testes realizados com o sujeito 2.

Foram coletados dados para durações de pulso de 250, 275, 300, 325 e 350  $\mu\text{s}$  a 2, 4, 6 e 8 mA. Durante o teste do sujeito 3, não foram realizadas estimulações com corrente de 8 mA. Antes da realização da gravação dos dados, os sujeitos foram testados com valores progressivos de corrente para verificação de seus limiares de dor, e o do sujeito 3 foi atingido com 8 mA, mesmo para valores pequenos da largura do pulso.

Na figura 4.6, podem ser vistas as retas parametrizadas para o sujeito 2, em comparação com as médias dos dados gravados. O coeficiente da relação entre largura de pulso e sinal medido cresceu com o valor da corrente. Para valores muito baixos de corrente a relação observada não apresentou um aspecto linear muito forte. Os dados do sujeito 2 para a corrente a 6 mA foram os únicos que seguiram mais aproximadamente uma variação quadrática do que linear, apesar de o ajuste linear ainda ter uma boa aproximação.

Os resultados obtidos validam a suposição de que o sinal de EMG evocado varia linearmente com a largura de pulso para o intervalo medido. Essas curvas são semelhantes às chamadas curvas de recrutamento, como são chamadas pela literatura na área de FES. Essas curvas apresentam comportamento não-linear [34, 35]. Acredita-se que a faixa adotada coincide com a região da curva de recrutamento com comportamento mais aproximadamente linear.

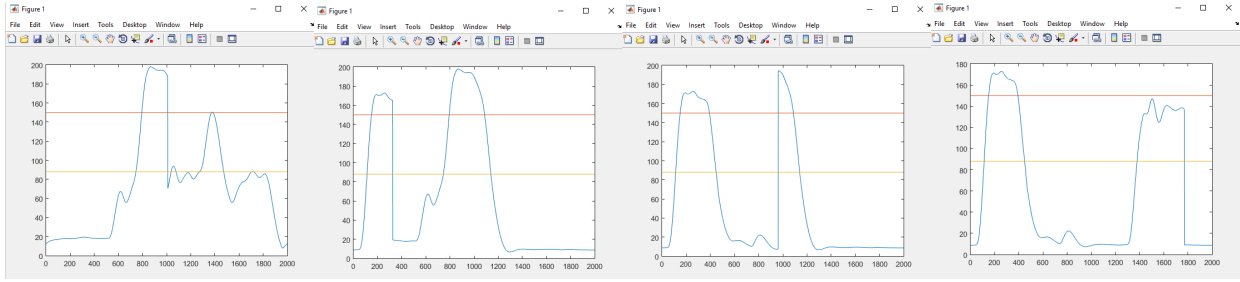


Figura 4.7: Valores do sinal de EMG medido e visualizado em tempo real, em azul. Da esquerda para a direita, as imagens mostram a interface gráfica em 4 momentos sequenciais da mesma seção de execução do programa. As linhas vermelha e amarela representam o limiar de ativação e desligamento do FES, respectivamente. O sinal medido sobreescreve valores passados e, quando atinge o limite direito da área de visualização, volta para o lado esquerdo. O ciclo se repete até o encerramento do programa pelo usuário.

## 4.4 Controle do Estímulo Elétrico

O programa resultante mostra em tela durante sua execução a soma dos valores de sinal de EMG medidos em cada sensor do bracelete. Em uma janela de tempo de 2000 amostras, o gráfico é continuamente atualizado, fazendo uma varredura da esquerda para a direita.

Valores previamente lidos são sobrescritos, sendo substituídos pelo valor mais recente. Após o esgotamento das 2000 amostras a varredura volta para a posição mais à esquerda do gráfico e repete o ciclo. O usuário pode interromper a execução do programa ao realizar o gesto padrão de *double tap* reconhecido pelo dispositivo.

Junto com o valor do sinal de EMG filtrado, duas linhas são representadas em tela. Cada uma representa o limiar de ativação e desligamento da estimulação elétrica. O programa se inicia com esses dois níveis já pré-definidos, com a possibilidade de modificá-los durante o passo de calibração opcional oferecido ao usuário durante a execução inicial do programa.

Quando o nível de ativação era menor que o de desligamento, o estimulador se comportou de maneira estável. No entanto, devido à maneira como se escolheu calcular o ganho da largura de pulso, o estímulo sentido foi pequeno, quase não gerando contração para níveis do sinal de controle próximos do limiar mais baixo. Para que houvesse contração perceptível era necessário mais esforço do usuário, até que o sinal de controle estivesse acima do limiar de desligamento.

Para o caso padrão em que o limiar de ativação era maior que o de desligamento, não houve relato de desconforto durante a descontinuidade da ativação do estimulador. Havia contração adicional perceptível da mão dos usuários, e o nível de força era facilmente controlado. A largura de pulso foi considerada confortável para a maior parte dos níveis do sinal de controle. Apenas um usuário relatou dor leve quando realizou esforço máximo durante os testes de intensidade, mesmo com o limitador de largura de pulso máximo, de  $350 \mu s$ .

A calibração em ambos os casos foi feita com sucesso em todos os testes, menos um. Nesse teste, durante a calibração do limiar de desligamento, o nível da ativação registrado foi indevi-

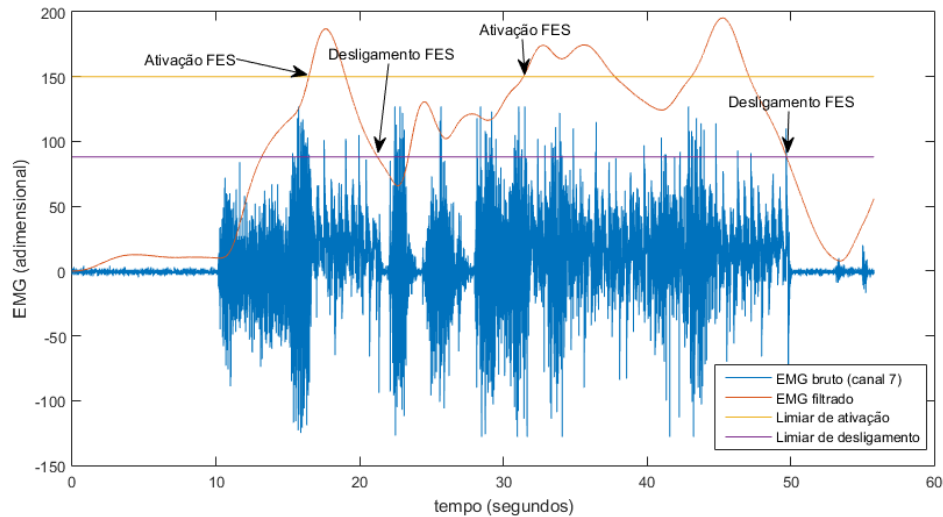


Figura 4.8: Comparação dos dados gravados durante uma sessão de funcionamento normal do sistema.

damente baixo. Durante a execução normal do programa, isso impediu o usuário de encerrar o estímulo elétrico normalmente, apenas relaxando o braço, e foi necessário o desligamento manual do estimulador. O usuário não relatou dor e, após outros testes, o ocorrido não se repetiu. Isso levanta a possibilidade da necessidade de algum algoritmo mais robusto para a escolha dos limiares.

Uma demonstração da interface de usuário em funcionamento pode ser vista na Figura 4.7 e uma comparação dos dados brutos com os dados filtrados gravados durante uma sessão de estimulação pode ser vista na Figura 4.8. Um efeito interessante causado pela interface gráfica e relacionado com a capacidade dos usuários de corrigirem o nível de força exercido ocorreu em testes em que não se levava em consideração a realimentação de carga do estimulador. Assim que o limiar de ativação era cruzado e se aplicava estímulo, havia um aumento esperado no sinal de EMG medido. Isso era proveniente da interferência aditiva discutida em seções anteriores. No entanto, com o tempo os usuários eram capazes de retornar a um nível desejado de estimulação se guiando pelo sinal mostrado em tela.

No entanto, por causa da realimentação, o esforço voluntário para permanecer nesse nível durante a estimulação era menor que o necessário para se atingi-lo antes da ativação do estimulador. Essa foi a motivação para que a realimentação do sistema fosse considerada na projeção do controlador. Por outro lado, essa capacidade do usuário corrigir seu esforço para regular a estimulação revela a possibilidade de que algum controlador de ganho variável no tempo, que leve em consideração as descontinuidades da ativação, seja capaz de regular o nível da estimulação de maneira mais eficaz.

# Capítulo 5

## Conclusões

### 5.1 Considerações Finais

O projeto teve sucesso em cumprir o objetivo de produzir um sistema capaz de produzir o movimento de prensão palmar através de estímulos elétricos controlados por EMG com uso do Myo Armband. O dispositivo conseguiu atender às expectativas quanto à capacidade de funcionar em conjunto com pulsos elétricos. Isso abre possibilidades para diversas aplicações FES a um custo reduzido e com maior versatilidade.

Não foi possível testar a eficácia do sistema desenvolvido como equipamento de terapia devido ao tempo necessário para o acompanhamento de pacientes de reabilitação, da ordem de vários meses.

É levantada a possibilidade de melhoria na escolha nos limites de ativação e desligamento da FES. Também é possível investigar uma estratégia mais complexa e adequada para o controle da largura de pulso do estímulo elétrico. Para ambos os casos, será necessário acompanhamento com pacientes reais para se identificar as necessidades e inadequações do sistema.

### 5.2 Perspectivas Futuras

O sistema desenvolvido foi especificado seguindo várias restrições de aplicação. Focou-se em controlar apenas um movimento, o de prensão palmar. No entanto, o conjunto de sensores do Myo sugere a possibilidade de se disparar diversas configurações de eletrodos de modo a gerar outros movimentos, através da detecção de outros gestos.

Projetos futuros podem estudar aplicações de neuropróteses capazes de reconhecer o movimento desejado (através de aprendizado de máquina ou outras técnicas) em nível individual. Dessa maneira, pacientes com diferentes níveis de restrição no movimento poderão se beneficiar da aplicação.

Também é levantada a possibilidade de desenvolvimento de sistemas biomédicos que façam uso da unidade de IMU para controlar ou rastrear o posicionamento do braço do paciente, além do estado do antebraço. Terapias com exercícios que necessitem de movimentos do braço para agarrar

ou soltar podem obter benefício.

Por fim, não é excluída a possibilidade de sistemas que façam uso do bracelete posicionado em partes alternativas do corpo do usuário, como braço oposto ao da estimulação, nos braços ou até pernas. Múltiplos braceletes, inclusive, podem expandir a gama de aplicações a serem desenvolvidas.

Usar o Myo como equipamento de EMG se mostrou bastante conveniente. A parte da preparação de cada sessão experimental respectiva ao bracelete era rápida e não oferecia muita dificuldade. A parte mais custosa era a colocação de eletrodos. A presença de fios soltos que ficavam no caminho dos equipamentos e eletrodos que descolavam da pele do usuário após muito uso foi consideravelmente inconveniente. O desenvolvimento de algum equipamento FES mais versátil, portátil e capaz de solucionar estas questões poderia aumentar o conforto do paciente e acelerar o processo de reabilitação.



# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] POPOVIC, D.; SINKJAER, T. *Control of Movement for the Physically Disabled: Control for Rehabilitation Technology*. [S.l.]: Springer, 2012. 185 – 205 p. ISBN 1447111419.
- [2] SEKI KAZUTOSHI; YAMAGUCHI HIDETAKA; ONODERA, S. Responses of the latent time of h wave in human gastrocnemius muscle to arm crank exercise. *Japanese journal of aerospace and environmental medicine*, v. 45, p. 99–104, sep 2008.
- [3] TRUMBOWER, R. D. et al. Contributions of altered stretch reflex coordination to arm impairments following stroke. *Journal of Neurophysiology*, American Physiological Society, v. 104, n. 6, p. 3612–3624, oct 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1152/jn.00804.2009>>.
- [4] POPOVIC, D.; SINKJAER, T. *Control of Movement for the Physically Disabled: Control for Rehabilitation Technology*. [S.l.]: Springer, 2012. 69 – 74 p. ISBN 1447111419.
- [5] SCHAUER NILS-OTTO NEGAARD, C. B. T. - *ScienceMode - RehaStim Stimulation Device*. [S.l.], sep 2009.
- [6] World Health Organization. *The top 10 causes of death - Fact sheet 310*. may 2014. Disponível em: <<http://who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en>>.
- [7] LIBERSON, W. T. et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 42, p. 101–105, Feb 1961.
- [8] RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation. *Physiological Measurement*, v. 18, n. 4, p. 241, 1997. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0967-3334/18/i=4/a=001>>.
- [9] FIELDS, R. W. Electromyographically triggered electric muscle stimulation for chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 68, n. 7, p. 407–414, Jul 1987.
- [10] FUNG, J.; BARBEAU, H. A dynamic EMG profile index to quantify muscular activation disorder in spastic paretic gait. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier BV, v. 73, n. 3, p. 233–244, sep 1989. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694\(89\)90124-7](http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694(89)90124-7)>.
- [11] HAQUE, F.; NANCEL, M.; VOGEL, D. Myopoint: Pointing and clicking using forearm mounted electromyography and inertial motion sensors. In: *Proceedings of the*

- 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*. New York, NY, USA: ACM, 2015. (CHI '15), p. 3653–3656. ISBN 978-1-4503-3145-6. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/2702123.2702133>>.
- [12] QUANDT, F.; HUMMEL, F. C. The influence of functional electrical stimulation on hand motor recovery in stroke patients: a review. *Exp Transl Stroke Med*, Springer Science Business Media, v. 6, n. 1, p. 9, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/2040-7378-6-9>>.
- [13] CHEN, Y.-L.; KUO, T.-S. A feedback controlled FES in rehabilitation. In: *Handbook of Research on Personal Autonomy Technologies and Disability Informatics*. IGI Global, 2011. p. 144–153. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.4018/978-1-60566-206-0.ch009>>.
- [14] JR, I. M. de K. Electrical stimulation of the upper extremity in stroke: cyclic versus emg-triggered stimulation. *Clinical Rehabilitation*, November 2008.
- [15] SCHEINER, A.; MORTIMER, J. T.; ROESSMANN, U. Imbalanced biphasic electrical stimulation: muscle tissue damage. *Ann Biomed Eng*, v. 18, n. 4, p. 407–425, 1990.
- [16] BAJZEK, T. J.; JAEGER, R. J. Characterization and control of muscle response to electrical stimulation. *Ann Biomed Eng*, v. 15, n. 5, p. 485–501, 1987.
- [17] MORTIMER, J. T. Motor prosthesis. In: BROOKS, I. V. (Ed.). *Comprehensive Physiology, Supplement 2: Handbook of Physiology*. [S.l.]: Wiley-Blackwell, 2011. p. 155–187.
- [18] POPOVIC, D. et al. Properties of implanted electrodes for functional electrical stimulation. *Ann Biomed Eng*, v. 19, n. 3, p. 303–316, 1991.
- [19] SUEASEENAK, D. et al. An accurate forearm EMG signal classification method using two-channel electrode. *IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering*, Wiley-Blackwell, v. 8, n. 4, p. 328–338, may 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1002/tee.21863>>.
- [20] REAZ, M. B. I.; HUSSAIN, M. S.; MOHD-YASIN, F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol. Proced. Online*, Springer Science Business Media, v. 8, n. 1, p. 11–35, dec 2006. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1251/bpo115>>.
- [21] TSIVIDIS, Y. Digital signal processing in continuous time: a possibility for avoiding aliasing and reducing quantization error. In: *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE), 2004. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/ICASSP.2004.1326326>>.
- [22] LABS, A. P. M. at T. *Raw and Uncut Drops Today* - <http://developerblog.myo.com/raw-uncut-drops-today>. dec 2014. Disponível em: <<http://developerblog.myo.com/raw-uncut-drops-today>>.
- [23] BEEBE, B. L. D. Meet the man with a thought-controlled robotic arm. *Bloomberg*, November 2015.

- [24] TORRES, E. B.; LANDE, B. Objective and personalized longitudinal assessment of a pregnant patient with post severe brain trauma. *Frontiers in Human Neuroscience*, Frontiers Media SA, v. 9, mar 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2015.00128>>.
- [25] INC., C. N. S. *NeuroExchange* - <http://www.neurosupply.com/NeuroExchange.htm>. dec 2015. Disponível em: <<http://www.neurosupply.com/NeuroExchange.htm>>.
- [26] HERLANDSON, C. D. M. *Trabalho de graduacao desenvolvimento de sistemas de controle para aplicacao em fes*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasilia, 2013.
- [27] BO, A. P. L. et al. EXPERIMENTS ON LOWER LIMB FES CONTROL FOR CYCLING. In: *SBAI*. Natal, Brasil: [s.n.], 2015. v. 1. ISBN 9788578110796. ISSN 1098-6596.
- [28] VIITASALO, J. H. T.; KOMI, P. V. Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, Springer Science Business Media, v. 37, n. 2, p. 111–121, 1977. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/BF00421697>>.
- [29] BOXTEL, A. van. Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. *Psychophysiology*, v. 38, n. 1, p. 22–34, Jan 2001.
- [30] LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, HUMAN KINETICS PUBLISHERS, INC., v. 13, p. 135–163, 1997.
- [31] MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier BV, v. 6, n. 2, p. III–IV, jun 1996. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(96\)90015-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(96)90015-2)>.
- [32] AMBROSINI, E. et al. Control system for neuro-prostheses integrating induced and volitional effort. *IFAC-PapersOnLine*, Elsevier BV, v. 48, n. 20, p. 327–332, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.10.160>>.
- [33] SAXENA, S.; NIKOLIC, S.; POPOVIC, D. An EMG-controlled grasping system for tetraplegics. *J Rehabil Res Dev*, v. 32, n. 1, p. 17–24, Feb 1995.
- [34] CRAGO, P.; NAKAI, R.; CHIZECK, H. Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE), v. 38, n. 1, p. 17–28, 1991. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/10.68205>>.
- [35] DURFEE, W. Task-based methods for evaluating electrically stimulated antagonist muscle controllers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE), v. 36, n. 3, p. 309–321, mar 1989. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/10.19852>>.

# ANEXOS

# I. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD

O CD do projeto contém o arquivo PDF deste relatório, uma pasta com a biblioteca usada para comunicação com o estimulador elétrico RehaStim e uma pasta com o arquivo para Visual Studio do programa desenvolvido. Nesta última pasta, há uma subpasta com os arquivos necessários para a comunicação com o Myo armband. No entanto, recomenda-se baixar a versão mais recente deles no site do fabricante, listado abaixo.

README

Requisitos:

-Windows x64

-Visual Studio

-Matlab

-Pacote SDK Myo e Myo Connect para Windows (<https://developer.thalmic.com/downloads>)

1. Descompacte a pasta do projeto em algum diretório de preferência
2. No Visual Studio, abra o arquivo de solução
3. Na aba project, na opção Properties, vá para o item VC++ Directories
4. Preencha cada um dos campos com o devido path para a pasta de sua instalação Matlab em questão
  - 4a. Executable Directories - (MatlabPath)/bin/win64
  - 4b. Include Directories - (MatlabPath)/extern/include
  - 4c. Library Directories - (MatlabPath)/extern/lib/win64/microsoft
5. Em seguida, vá para o item C/C++ > General
6. Repita o mesmo procedimento do item 4 para as respectivas pastas do SDK do Myo
  - 6a. Additional Include Directories - (MyoSDKPath)/include
7. Vá para o item Linker > General
  - 7a. Additional Library Directories - (MyoSDKPath)/lib
8. Vá para o item Linker > Input e, em Additional Dependencies, adicione os seguintes arquivos myo64.dll libmx.lib libeng.lib libmex.lib libmat.lib
9. Copie todos esses arquivos para a pasta do executável do projeto
10. Além disso, copie TODOS os arquivos da pasta (MatlabPath)/extern/lib/win64/microsoft para a pasta do executável
11. Copie a pasta Biblioteca\_estimulador para o Path usado pelo Matlab.