



CONTROLE DE FORÇA DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MÃO COM REALIMENTAÇÃO SENSORIAL

Paula Brandão Furlan

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo

Eduardo Vieira Leão Nunes

Rio de Janeiro

Junho de 2019

CONTROLE DE FORÇA DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MÃO COM
REALIMENTAÇÃO SENSORIAL

Paula Brandão Furlan

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE)
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.

Prof. Eduardo Vieira Leão Nunes, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Julio Guilherme Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2019

Furlan, Paula Brandão

Controle de força de uma prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial/ Paula Brandão Furlan. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2019.

XIV, 72 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo,

Eduardo Vieira Leão Nunes

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Engenharia Biomédica, 2019.

Referências Bibliográficas: p. 60-62.

1. Controle de força de prótese de mão. 2. Eletromiografia de superfície. 3. Realimentação sensorial. I. Tierra-Criollo, Carlos Julio *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

À minha família:
Paulo, Francisca, Carolina e Paulinho.

Agradecimentos

Aos meus pais, por serem a minha rocha sempre firme no meio de tanto caos. Por serem os melhores pais que poderia ter e por terem me ensinado tudo o que faz de mim a mulher que sou hoje. Amo vocês com cada fibra do meu ser.

À minha irmã, por ser a melhor parceira que poderia ter nessa vida. Obrigada por sempre me fazer ver as coisas por mais de um ângulo e me fazer questionar tudo. Sem você, não teria metade do pensamento crítico que tenho hoje. Amor e admiração definem o que sinto por você.

Aos meus tios, tias, primos e primas, por me acompanharem sempre e torcerem por mim. Inclusive minha tia Sílvia, que me inspirou a seguir nessa carreira tão difícil, que é a de pesquisadora no Brasil.

Aos professores Carlos Julio e Eduardo Nunes, por me orientarem durante toda essa caminhada chamada Mestrado. Por todas as horas de correções e análises, além de todo o esforço depositado neste trabalho.

Às minhas amigas-irmãs Talita e Liliane, por compartilharem tantos momentos importantes de nossas vidas e por sempre estarem ali para me apoiar. Obrigada por serem as melhores amigas que poderia ter.

Aos meus amigos do PEB, Mari, Wellington, Eric e Fernanda, que seguraram as minhas barras inúmeras vezes ao longo deste Mestrado com apoio tanto moral quanto profissional.

Aos professores do PEB, por todo o conhecimento passado e também por todos os momentos que lançaram aquele bote salva-vidas para eu não me afogar nas dificuldades desta trajetória.

Aos professores da UEA, em especial aos professores Almir Kimura Junior e Charles Melo (*in memoriam*), os quais sempre foram meus mentores e amigos ao longo de minha graduação e depois. Obrigada por me incentivarem a seguir a carreira acadêmica e por todo o apoio dado.

Aos amigos do GRAEST, em especial ao Nilton, Andy, Giovanni, Walderi e Felipe, por estarem comigo em todos os momentos difíceis ao longo dos projetos desenvolvidos.

Ao meu chefe, Marcelo Bossan, por todo o conhecimento e apoio dados e também por sempre acreditar no meu potencial.

Aos companheiros do LAPIS, por me auxiliarem nos meus experimentos e também pelos inúmeros conselhos. Aos alunos de IC, Pedro e André, por participarem ativamente deste projeto.

À Juliana Carvalho, por me fazer conseguir chegar até aqui. A saúde mental é realmente o maior tesouro do século 21.

À FAPERJ, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro a mim e ao meu programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado. Em especial à CAPES, por proporcionar o ano mais produtivo e maravilhoso da minha vida no Ciência sem Fronteiras.

“O conhecimento destrói mitos.”
- Autor desconhecido

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

CONTROLE DE FORÇA DE UMA PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MÃO COM REALIMENTAÇÃO SENSORIAL

Paula Brandão Furlan

Junho/2019

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo

Eduardo Vieira Leão Nunes

Programa: Engenharia Biomédica

Próteses mioelétricas de mão que usam realimentação sensorial podem proporcionar melhora na manipulação de objetos frágeis e na sua aceitação pelo usuário. A realimentação sensorial de força pode ser feita de diversas formas. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema de controle de força para uma prótese mioelétrica de mão com realimentação visual e por estimulação elétrica senoidal das fibras de tato. Foram registrados sinais de Eletromiografia de superfície (sEMG) em participantes saudáveis, realizando contrações sustentadas de preensão da mão, em diferentes níveis de força. Os quais foram utilizados na implementação de um estimador de força considerando dois métodos. Também se implementou um controlador proporcional de força com retorno derivativo para a prótese. Desenvolveu-se a interface com o estimulador elétrico para realimentação de força. O estimador de força com melhor desempenho foi o baseado em uma rede neural artificial para aproximação de função. O sistema de controle de malha fechada utilizou apenas a realimentação visual, uma vez que a realimentação com corrente senoidal gerou interferências nos sinais de sEMG. O sistema de controle de força foi testado por 5 participantes saudáveis e obteve coeficiente de correlação de 89,9 % na estimação de força *online* com taxa de acertos do controle de 67,66 %. Dessa forma, tanto o estimador de força quanto o controle da prótese se mostraram promissores.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

FORCE CONTROL OF A HAND MYOELECTRIC PROSTHESIS WITH SENSORY FEEDBACK

Paula Brandão Furlan

June/2019

Advisors: Carlos Julio Tierra Criollo

Eduardo Vieira Leão Nunes

Department: Biomedical Engineering

Hand myoelectric prostheses that use sensory feedback can provide improvement in fragile objects manipulation and in user's acceptance. The force sensory feedback can be done in many ways. The goal of this study was to develop a force control system for a myoelectric hand prosthesis with visual feedback and by sinusoidal electric stimulation of tactile fibers. Surface Electromyographic (sEMG) signals were recorded in healthy participants, performing sustained contractions of hand grasp, in different force levels. Those signals were used in the implementation of a force estimator considering two methods. A proportional control with derivative feedback was also implemented for the prosthesis. The interface with the electrical stimulator was developed for the force feedback. The force estimator with best performance was the one based in an artificial neural network for function approximation. The closed-loop control system used only the visual feedback, once the sinusoidal current feedback generated interference in the sEMG signals. The force control system was tested by 5 healthy participants and obtained Correlation Coefficient of 89,9 % in the online force estimation with control's success rate of 67,66 %. Thus, both the force estimator as the control of the prosthesis have shown to be promising.

Sumário

Lista de abreviaturas e siglas.....	xiii
1 Introdução.....	1
1.1 Objetivo	3
1.1.1 Objetivos específicos.....	3
1.2 Estrutura do Trabalho	3
2 Revisão da literatura	4
2.1 O sistema motor somático	4
2.1.1 Propriocepção	4
2.2 Eletromiografia (EMG)	5
2.2.1 Próteses mioelétricas	7
2.2.2 Relação entre sEMG e força.....	8
2.3 Redes Neurais Artificiais (RNA).....	9
2.3.1 Treinamento utilizando o algoritmo de Levenberg-Marquardt	10
2.4 Controle de força de próteses mioelétricas de mão	12
2.5 O sistema somatossensitivo	13
2.5.1 Mecanorreceptores	13
2.5.2 Os caminhos até o Encéfalo	15
2.5.3 Somatotopia cortical	16
2.6 Estimulação Elétrica Senoidal (EES) das fibras sensitivas	16
3 Desenvolvimento do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial.....	20
3.1 Materiais e métodos.....	20
3.1.1 Sistema de aquisição de sinais biológicos	20
3.1.2 Desenvolvimento do Módulo Híbrido.....	21

3.1.3	Protocolo experimental.....	21
3.1.4	Aquisição dos sinais de sEMG e de força	23
3.1.5	Estimação de força a partir de sinais de sEMG	25
3.1.6	Montagem da parte mecânica da prótese de mão	28
3.1.7	Desenvolvimento do hardware de controle da prótese	30
3.1.8	Implementação do controle de força com retorno derivativo.....	32
3.1.9	Desenvolvimento da interface com o estimulador elétrico	34
3.2	Resultados.....	35
3.2.1	Desenvolvimento do módulo híbrido	35
3.2.2	Aquisição dos sinais de sEMG e de força	36
3.2.3	Estimador de força a partir dos sinais de sEMG	38
3.2.4	Implementação do controle de força com retorno derivativo.....	38
3.2.5	Implementação da interface com o estimulador elétrico	40
3.3	Discussão	42
3.3.1	Desenvolvimento do módulo híbrido e integração com o sistema de aquisição de sinais biológicos.....	42
3.3.2	Aquisição dos sinais de sEMG e de força	43
3.3.3	Estimador de força a partir dos sinais de sEMG	43
3.3.4	Implementação do controle de força da prótese	44
3.3.5	Implementação da interface com o estimulador elétrico	45
4	Avaliação do controle de força da prótese mioelétrica de mão	46
4.1	Materiais e métodos.....	46
4.1.1	Aplicação do sistema de controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial	46
4.1.2	Avaliação do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial	48

4.2 Resultados.....	49
4.2.1 Estimação de força online	49
4.2.2 Análise das taxas de acertos do controle de força da prótese.....	53
4.3 Discussão	56
4.3.1 Estimação de força online	56
4.3.2 Análise das taxas de acertos do controle de força da prótese.....	57
5 Conclusão	59
6 Referências	60
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	63
APÊNDICE B - RNA implementada para estimação de força	66
APÊNDICE C - Circuitos desenvolvidos para o <i>hardware</i> de controle da prótese	69
APÊNDICE D - Artigo apresentado no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica de 2018	71
APÊNDICE E - Resumo apresentado no Congresso Brasileiro de Biomecânica em 2019	72

Lista de abreviaturas e siglas

- FAPERJ – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro
- CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
- CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
- Nm α – Neurônio motor α
- UM – Unidade Motora
- Nm γ – Neurônio motor γ
- EMG – Eletromiografia
- PA – Potencial de Ação
- IAP – Potencial de Ação Intracelular
- sEMG – Eletromiografia de superfície
- RNA – Rede Neural Artificial
- NA – Neurônio Artificial
- GD – Gradiente Descendente
- SSR – *Sum Square Error*
- AR – Adaptação Rápida
- AL – Adaptação Lenta
- S1 – Córtex somatossensorial primário
- S2 – Córtex somatossensorial secundário
- EES – Estimulação Elétrica Senoidal
- LIFE – Eletrodos Longitudinais Intrafusais
- LAPIS – Laboratório de Processamento de Sinais e Imagens
- ADC – Conversor Analógico-Digital
- DSP – Processador Digital de Sinais
- SPI – *Serial Peripheral Interface*

UDP – *User Datagram Protocol*

DLL – Biblioteca de Vínculo Dinâmico

ECD – Extensor Comum dos Dedos

ECP – Extensor Curto do Polegar

FSD – Flexor Superficial dos Dedos

FPD – Flexor Profundo dos Dedos

FLP – Flexor Longo do Polegar

MVC – Máxima Contração Voluntária

RMSE – Raiz do Erro Médio Quadrático

MHK – *My Human Kit Association*

PWM – Modulação por Largura de Pulso

DAC – Conversor Digital-Analógico

LS – Limiar de Sensibilidade

CC – Coeficiente de Correlação

1 Introdução

O uso de próteses não é uma ideia nova, desde a antiguidade com os egípcios há registros de uso de próteses com finalidade estética e psicológica. Após o Renascimento, mais atenção foi dada à funcionalidade das próteses, que antes só tinham propósitos estéticos e psicológicos. Porém com a eclosão da Guerra Civil americana e das duas Guerras Mundiais, houve um aumento significativo na discussão sobre a criação de próteses funcionais (NORTON, 2007).

Na década de 40 começaram discussões acerca do uso de sinais mioelétricos (sinais de atividade elétrica muscular) para controle de próteses, porém não houve aplicação clínica. Somente na década de 1960 se iniciou um desenvolvimento intenso de sistemas de controle para próteses com o avanço da tecnologia de transistores (AKAY, 2006).

Mesmo com todos os avanços na tecnologia, as próteses de mão ainda enfrentam muitos desafios. Há algumas próteses desenvolvidas com alto desempenho como a da empresa Otto Bock no Canadá, chamada de *Michelangelo*, a qual é controlada por sinais mioelétricos e construída com materiais que mimetizam uma mão humana. Entretanto, próteses como essa são de alto custo e muitas vezes os usuários não observam vantagem em utilizá-las, já que não é possível realizar movimentos complexos com as mesmas (CAMARGO; STOPPA, 2016).

Os movimentos realizados pela mão são de alta complexidade, além disso ela é a principal responsável pela interação mecânica entre o ser humano e o ambiente ao seu redor (CAO; SUN; ZHANG, 2017). Devido a isso, faz-se necessário um controle para próteses mioelétricas de mão que possibilite não só a execução de movimentos complexos como também permita a aplicação de forças com uma variação contínua de intensidade. As próteses de mão que não permitem controle mais complexo dos seus movimentos ou de sua força enfrentam taxas de abandono de 40 a 50 %, pois os usuários não conseguem se acostumar com o seu uso nas tarefas diárias (MERLETTI; FARINA, 2016).

O controle de força tem como principal dificuldade a estimação da força a partir dos sinais mioelétricos, pois a relação entre eles e a força depende de vários fatores como o tipo de contração realizada (isométrica ou dinâmica) e também as interferências que os

sinais coletados na superfície da pele sofrem (DISSELHORST-KLUG; SCHMITZ-RODE; RAU, 2009). A utilização de classificadores e também de algoritmos genéticos já foi avaliada a fim de se chegar a uma predição confiável da força realizada (CAO; SUN; ZHANG, 2017; YANG et al., 2016). É importante notar que essas predições foram propostas por meio de análise *offline* dos sinais de Eletromiografia de superfície (sEMG), então é importante avaliar a viabilidade da implementação *online* das mesmas.

Outro ponto importante a ser considerado é o tipo de controle que se deseja da prótese. No controle de força estática, ou seja, em contrações isométricas, é importante que o controle se mantenha estático (ENGERBERG; MEEK, 2008a). Além disso, a realização de um controle que não dê nenhum tipo de realimentação ao usuário também recai no mesmo problema apresentado por próteses desenvolvidas anteriormente.

As próteses que fornecem algum tipo de realimentação sensorial ao usuário são chamadas de próteses sensoriais. O uso de próteses sensoriais de mão proporciona melhora na coordenação e manipulação de objetos (JIMENEZ; FISHEL, 2014). Além disso, o uso dessas próteses também se mostrou uma terapia eficaz para o tratamento da dor do membro fantasma em amputados (DIETRICH et al., 2012).

A realimentação sensorial (como força, temperatura e identificação de texturas) para o indivíduo pode ser feita de várias formas, como com estímulos vibratórios, térmicos, com estimulação elétrica das fibras sensitivas ou visual (BERGER; D'AVELLA, 2014; JIMENEZ; FISHEL, 2014; NINU et al., 2014; ZHU et al., 2016). As fibras mais usadas para estimulação são as táteis, pois é possível estimulá-las de forma não invasiva com eletrodos de superfície (VOLPI, 2017; VOLPI; TIERRA-CRIOLLO, 2017). Já as fibras dos receptores musculares até agora só foram estimuladas de forma invasiva, pela inserção cirúrgica de eletrodos nos nervos mistos de amputados, os quais tiveram que ser retirados após o estudo pois apresentavam risco de degradação com o tempo de uso (HORCH et al., 2011). A realimentação visual pode ser feita por meio de indicadores luminosos implementados em *hardware* ou *software*. Dessa forma, é preferível usar técnicas não invasivas e que possam ser utilizadas por amputados de forma prolongada, como a estimulação não-invasiva e a realimentação visual.

Em vista do que foi exposto, o presente trabalho propôs o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de mão com controle de força e realimentação sensorial.

1.1 Objetivo

Desenvolver o sistema de controle de força de uma prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial

1.1.1 Objetivos específicos

- a) Analisar sinais de sEMG e de força a fim de identificar parâmetros para um estimador de força de preensão.
- b) Desenvolver o *hardware* e o *software* para controle de força de uma prótese mioelétrica de mão.
- c) Implementar interface com o estimulador elétrico para realimentação sensorial de força
- d) Aplicar o controle de força da prótese com realimentação sensorial.

1.2 Estrutura do Trabalho

No Capítulo 1 se apresentou a Introdução do trabalho e também seu Objetivo, com os Objetivos específicos. No Capítulo 2 é feita a Revisão da Literatura, onde se resume: como é feito o controle motor e de força nos seres humanos, como se caracteriza os sinais dos músculos e sua utilização no controle de próteses, o que são redes neurais artificiais, um pouco sobre sistemas de controle de força de próteses, como funciona o sistema somatossensitivo e a estimulação elétrica das fibras táteis. O trabalho foi dividido em duas etapas experimentais, uma para desenvolver o controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial e a outra para avaliar esse sistema desenvolvido de forma *online*. No capítulo 3 são descritos os Materiais e Métodos desenvolvidos na primeira etapa experimental, bem como os Resultados obtidos e sua discussão. Os procedimentos, resultados e discussão para a etapa de avaliação *online* são apresentados no capítulo 4. No capítulo 5 está a Conclusão do trabalho e no capítulo 6 as Referências usadas como base teórica desta dissertação de Mestrado.

2 Revisão da literatura

2.1 O sistema motor somático

O sistema que controla o comportamento motor voluntário é chamado de sistema motor somático. Ele é constituído de todos os músculos estriados esqueléticos do corpo e os neurônios que os comandam. Os neurônios que comandam diretamente a contração dos músculos são chamados neurônios motores inferiores, cujos axônios deixam a medula espinhal pelas raízes ventrais (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Os neurônios responsáveis pela força dos músculos são os Neurônios motores α ($Nm\alpha$), os quais inervam as fibras musculares, formando as chamadas Unidades Motoras (UMs). Para aumentar a força em um músculo há duas formas possíveis: aumentar a frequência de disparo do $Nm\alpha$ e/ou recrutar mais UMs. O aumento da frequência de disparo do $Nm\alpha$ consegue aumentar a força de contração do músculo até uma certa frequência. Por isso é importante a capacidade de recrutar mais ou menos UMs para variar a capacidade do músculo de exercer força (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

2.1.1 Propriocepção

No interior dos músculos há sensores responsáveis pela propriocepção, ou a percepção da posição corporal, que são chamados proprioceptores. Um proprioceptor presente na maioria dos músculos é o fuso muscular. Ele fica em paralelo com as fibras e é formado por diversos tipos de fibras musculares especializadas, as quais ficam dentro de uma cápsula fibrosa. Os fusos são especializados em perceber o estiramento dos músculos e são inervados pelos axônios sensoriais do tipo Ia. É importante ressaltar que as fibras intrafusais não são inervadas pelos $Nm\alpha$, mas sim por outro tipo de neurônios motores, os Neurônios motores γ ($Nm\gamma$). Isso acontece, pois é importante que o tamanho do fuso possa variar de forma independente do tamanho do músculo, para dessa forma poder detectar a variação de estiramento dele (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Os fusos musculares são responsáveis por um tipo de reflexo medular muito importante, o reflexo miotático. Quando o fuso percebe o estiramento do músculo, o seu

axônio Ia faz sinapse com o $Nm\alpha$ correspondente do músculo e produz nele uma ação excitatória, que promove a contração muscular (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Outro proprioceptor importante é o órgão tendinoso de Golgi, o qual está presente nos tendões que ligam os músculos aos ossos. Esses proprioceptores estão ligados em série com as fibras musculares e percebem a tensão muscular nelas. Eles são inervados pelos axônios sensoriais do tipo Ib (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Os órgãos tendinosos de Golgi são responsáveis pelo reflexo miotático inverso. Esse reflexo acontece para proteger os músculos de tensões excessivas e também para realizar movimentos finos como os realizados pelos dedos da mão. Por meio do axônio Ib, a informação sensorial de tensão muscular chega a um interneurônio da medula espinhal, o qual produz uma ação inibitória no $Nm\alpha$ do músculo em questão, fazendo com que o músculo diminua sua contração (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Os interneurônios espinhais são neurônios que formam verdadeiros circuitos na medula espinhal. Eles podem ter ação excitatória ou inibitória e são responsáveis pelos chamados programas motores da medula espinhal. Acredita-se que os comandos que vêm do encéfalo apenas ativam esses programas, mas a coordenação das contrações e relaxamentos dos músculos são realizados no nível medular por meio dos interneurônios e suas sinapses com neurônios sensoriais e motores inferiores (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

2.2 Eletromiografia (EMG)

O sinal de EMG é uma representação do potencial elétrico gerado pela despolarização do sarcolema, a membrana externa das fibras musculares. Essa despolarização é causada pelos Potenciais de Ação (PAs) que se propagam na fibra de forma intracelular desde a junção neuromuscular do $Nm\alpha$ até o tendão ao final da fibra. Esses PAs são chamados Potenciais de Ação Intracelulares (IAPs) e são as fontes do sinal de EMG. É importante ressaltar que os IAPs se propagam ao longo da fibra sem sofrerem alteração de forma (MERLETTI; FARINA, 2016). Esse fenômeno pode ser visto na Figura 1.

Há várias formas de coletar os sinais de EMG como por meio de eletrodos em forma de agulha (invasivo) e por meio de eletrodos de superfície (não invasivo), entre outras. O que diferencia bastante os dois métodos é o volume condutor dos tecidos que se encontram entre o eletrodo e a fonte do sinal de EMG. Esse volume condutor atua como um filtro passa baixas espacial, que pode modificar substancialmente o sinal adquirido. Para melhorar a captação do sinal de Eletromiografia de superfície (sEMG) são utilizadas diversas configurações de eletrodos que permitem filtragem espacial (MERLETTI; FARINA, 2016). Há vários tipos de filtros espaciais possíveis, que podem ser escolhidos de acordo com a aplicação, mas eles geralmente são do tipo passa altas para melhorar a seletividade espacial e a separação de fontes (AKAY, 2006).

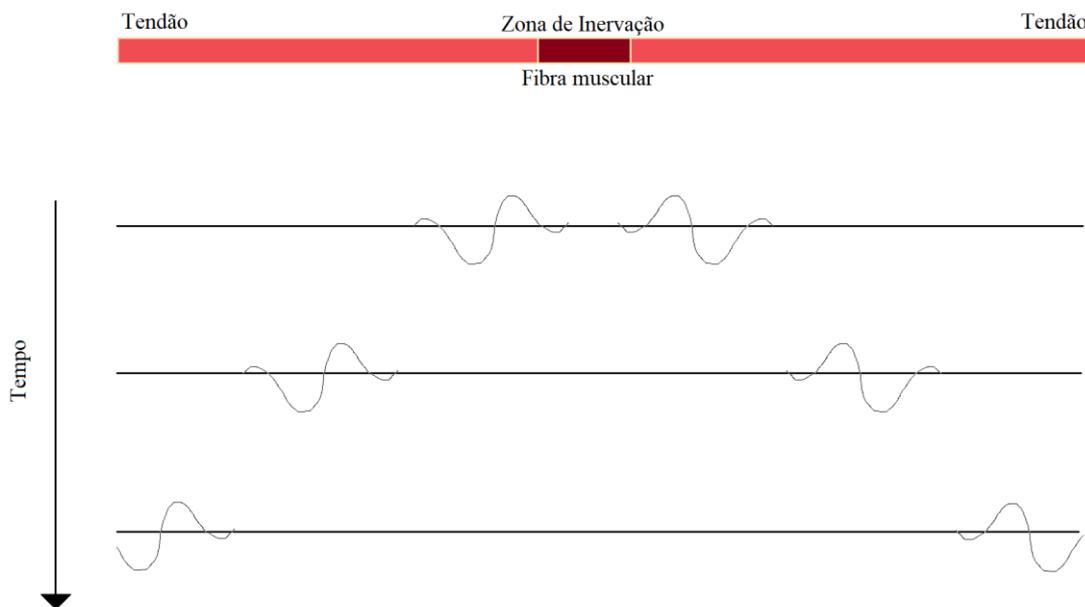


Figura 1 – Sinal de sEMG captado com um vetor de eletrodos, onde pode ser vista a propagação dos IAPs da zona de inervação até os tendões. Fonte: Autoria própria, baseado em (MERLETTI; FARINA, 2016).

Vários fatores podem influenciar no sinal adquirido com sEMG. Entre eles estão a espessura do volume condutor, a inclinação dos eletrodos em relação à orientação das fibras musculares e o comprimento das fibras, pois esse determina a amplitude dos potenciais de fim de fibra. Outro também é a localização dos eletrodos, pois no caso dos eletrodos bipolares a melhor localização é entre a zona de inervação e o tendão. Além do filtro espacial escolhido considerando a distância entre os eletrodos e o tamanho dos mesmos, já que eles também contribuem para a função de transferência dos filtros

espaciais, e também o fenômeno conhecido como *crosstalk*. O fenômeno de *crosstalk* acontece devido às propriedades do volume condutor e é definido como os sinais captados com sEMG de um músculo, mas que na verdade pertencem a outro músculo adjacente. (MERLETTI; FARINA, 2016).

2.2.1 Próteses mioelétricas

O sinal de sEMG é muito utilizado para o controle de próteses de mão e duas diferentes abordagens são usadas para extrair comandos dele: a abordagem baseada em dados e a abordagem baseada em modelagem. Na primeira não é necessário um modelo definido, mas apenas amostras do sinal de sEMG são obtidas e por meio de classificadores e aprendizado de máquina, comandos motores são extraídos do sinal. Na segunda abordagem, sessões prévias de treinamento são utilizadas para modelar o comportamento fisiológico e as amostras obtidas são comparadas com essas sessões para estabelecer o comportamento muscular (MERLETTI; FARINA, 2016).

Uma técnica de classificação é o teste F espectral, o qual é um detector estatístico de energia usado para identificar ativação e desativação muscular. Ele utiliza a razão entre as estimativas espectrais de dois segmentos de sinais divididos em janelas e essa razão tende a uma distribuição F. Estabelecendo-se limiares inferiores e superiores é possível comparar os dois espectros e verificar se houve mudança de energia e em qual deles (CUNHA, 2016).

Outra técnica é a máquina de vetores de suporte, utilizada para separar linearmente duas sequências de dados por meio de hiperplanos entre eles, tentando maximizar a distância entre esses pontos e os hiperplanos. A classificação é geralmente binária, mas pode ser adaptada para mais de um grau de liberdade. A probabilidade de classificação é proporcional à distância entre o ponto analisado e os hiperplanos (BITZER; VAN DER SMAGT, 2006).

Algumas próteses comercializadas utilizam técnicas bastante simples e robustas para a realização de movimentos simples como a flexão de punho e o movimento de garra. Essas próteses, em geral, possuem dois graus de liberdade e utilizam apenas a amplitude dos sinais de sEMG de dois músculos do antebraço (MERLETTI; FARINA, 2016). São estabelecidos limiares para indicar presença ou ausência de movimento apenas. Porém,

apesar de robusto, este é um método não muito satisfatório para a manipulação de objetos no dia-a-dia e a taxa de abandono deste tipo de prótese é de 40% a 50% (MERLETTI; FARINA, 2016). Para aumentar as possibilidades de controle das próteses já foram avaliados vários outros métodos de reconhecimento de padrões no sEMG, como regressão linear, uso de redes neurais artificiais e lógica Fuzzy, chegando-se a discriminar até dez (10) tarefas motoras diferentes (MERLETTI; FARINA, 2016).

2.2.2 Relação entre sEMG e força

A força de um músculo pode ser relacionada à amplitude do sinal de sEMG, porém essa relação é diferente de músculo para músculo e de indivíduo para indivíduo. Um fator importante que influencia essa relação é a distribuição das UMs em cada músculo, pois se as UMs forem mais espalhadas a relação tende a ser mais próxima de linear. Para se obter uma relação confiável é necessário se ter uma calibração que considere mudança de indivíduos e de músculos a serem analisados (MERLETTI; FARINA, 2016).

Dentro do sinal de sEMG, há vários tipos de informações que podem ser extraídas. Durante contração muscular, podem ser extraídas duas informações: o padrão de disparo neuronal e os padrões de disparos de cada uma das UMs recrutadas. Essas informações se encontram moduladas no sinal de sEMG (ANDRADE, 2007). Acredita-se que o sinal proveniente da ativação das UMs apresente oscilações com frequências em torno de 1 Hz (DE LUCA; ERIM, 1994), já o sinal produzido pelo disparo neuronal tenha variação de frequências de 10 a 100 Hz (MOON et al., 2014).

A quantização da força produzida por um músculo pode ser obtida por meio da atividade somada de todas as UMs ativadas, e para isso é necessário antes demodular o sinal de sEMG, o que pode ser feito por meio de sua retificação (MERLETTI; FARINA, 2016). Após a retificação, um filtro de ordem baixa pode ser aplicado em uma frequência de corte de até 2 Hz, para obter o envelope do sinal contendo a soma das ativações das UMs. Esse envelope apresenta alto valor de coerência com o envelope de força nas frequências abaixo de 0,5 Hz durante contrações constantes, portanto essa técnica pode ser usada para relacionar sinais de sEMG e de força (MOON et al., 2014).

Devido ao fato de o sinal de sEMG sofrer muita interferência de *crosstalk* e também do volume condutor, há uma dificuldade em estimar a força produzida por cada

músculo individualmente. Por isso, pode-se usar o conjunto dos músculos agonistas ao movimento para essa estimação (MERLETTI; FARINA, 2016). Além disso, podem ser calculadas as sinergias de todos os músculos agonistas e antagonistas ao movimento, para quantificar a contribuição individual de cada um (BERGER; D’AVELLA, 2014). O uso de mais músculos possibilita a redução do erro na estimação de força (CAO; SUN; ZHANG, 2017).

2.3 Redes Neurais Artificiais (RNA)

As RNAs são formadas por estruturas chamadas Neurônios Artificiais (NA), os quais são baseados no funcionamento do neurônio presente nos sistemas nervosos biológicos (ENGELBRECHT, 2007). O NA tem saídas não-lineares e possui entradas x_i combinadas linearmente, formando a função de propagação (Equação 1), com ganhos w_{ij} aplicados às entradas (KRIESEL, 2007). Na Equação 1, net_j é a função de propagação, x_i é o vetor de entradas, i é o número dos NAs de entrada e j é o número do NA atual.

$$net_j = \sum_{i=1}^N w_{ij} x_i \quad (1)$$

Cada NA possui uma função de ativação com um limiar, também chamado de *bias*, que ao ser atingido faz com que o NA passe para o estado ativado. Essa função de ativação recebe como entrada a saída da função de propagação e sua saída é a própria saída do NA (KRIESEL, 2007). As funções de ativação têm saídas normalizadas que podem ser de -1 a 1 ou de 0 a 1. Essa função pode ser de diversos tipos, porém duas muito usadas são: a sigmoideal (Equação 2), que produz saídas variando de 0 a 1, e a de tangente hiperbólica (Equação 3), que produz saídas variando de -1 a 1. Nas duas funções, λ é a inclinação da função e θ é o *bias* (ENGELBRECHT, 2007).

$$f(net - \theta) = \frac{1}{1 + e^{-\lambda(net - \theta)}} \quad (2)$$

$$f(net - \theta) = \frac{e^{\lambda(net - \theta)} - e^{-\lambda(net - \theta)}}{e^{\lambda(net - \theta)} + e^{-\lambda(net - \theta)}} \quad (3)$$

As RNAs são divididas em camadas, que ficam entre as entradas e saídas. As conexões dos NAs na RNA definem o tipo dela e podem ser de duas formas, direta (*feedforward*) ou recorrente. Nas RNAs diretas, não há conexões reversas entre os NAs e as entradas e saídas, então os caminhos levam apenas adiante. Já nas recorrentes, há

conexões que retornam de uma camada posterior para uma anterior (KRIESEL, 2007). As RNAs podem ser usadas com diversas finalidades, como para classificação, identificação de padrões, otimização, aproximação de funções, entre outras (ENGELBRECHT, 2007).

As RNAs são capazes de resolver problemas desconhecidos por meio do seu treinamento, o qual permite que se modifique diversos aspectos da RNA no processo chamado de aprendizagem (KRIESEL, 2007). Um tipo de aprendizado bastante utilizado, principalmente em RNAs para aproximação de funções, é o aprendizado supervisionado, no qual os pesos da RNA são ajustados para relacionar valores em um vetor de saída chamado *target* com um vetor de entrada (ENGELBRECHT, 2007). Uma abordagem para o ajuste nos pesos é a aprendizagem por correção de erro, onde o ajuste dos pesos em cada amostra é feito pela Equação 4. Nela $\Delta w_{ij}(n)$ é o ajuste do peso com base no sinal de erro (HAYKIN, 2007).

$$w_{ij}(n + 1) = w_{ij}(n) + \Delta w_{ij}(n) \quad (4)$$

2.3.1 Treinamento utilizando o algoritmo de Levenberg-Marquardt

Um dos algoritmos mais usados para treinamento é o algoritmo iterativo por Gradiente Descendente (GD), o qual é um algoritmo de 1ª ordem. Este algoritmo calcula os ajustes nos pesos com base na derivada de 1ª ordem do Erro Quadrático Total (do inglês *Sum Square Error* SSE). O SSE é calculado como visto na Equação 5, onde x é o vetor de entrada, w é o vetor de pesos, P é o total de amostras, M é o total de saídas de NAs da rede e $e_{p,m}$ é o erro de treinamento calculado pela diferença entre o valor desejado de saída e o valor obtido (YU; WILAMOWSKI, 2011).

$$E(x, w) = \frac{1}{2} \sum_{p=1}^P \sum_{m=1}^M e_{p,m}^2 \quad (5)$$

O cálculo do gradiente é feito pela derivada de primeira ordem do SSE em relação aos ganhos e o ajuste dos pesos é a constante de aprendizado ou tamanho do degrau multiplicado pelo gradiente. Por ter sempre um degrau fixo, este algoritmo pode se tornar ineficiente, pois se o degrau for muito pequeno a convergência da rede (chegada a um valor de erro menor ou igual ao desejado) pode se tornar muito lenta, e se o degrau for

muito grande, a rede pode não convergir e ficar oscilando acima e abaixo da zona de convergência (YU; WILAMOWSKI, 2011).

Com base no algoritmo por GD, foi criado o algoritmo de Levenberg-Marquardt para treinamento de RNAs de tamanho pequeno a moderado. Este algoritmo se comporta como um de GD se estiver longe da zona de convergência, porém quando está próximo dela, se comporta como um algoritmo de Gauss-Newton. Este último é um algoritmo que avalia a curvatura do erro por meio de sua derivada de 2ª ordem e com isso consegue estimar o tamanho do degrau para obter uma convergência mais rápida (YU; WILAMOWSKI, 2011). A fim de evitar o cálculo de derivadas de 2ª ordem, utiliza-se a matriz Jacobiana do erro e o ajuste dos pesos se dá pela Equação 6, onde k é o número da iteração e J é a matriz Jacobiana do erro (YU; WILAMOWSKI, 2011).

$$w_{k+1} = w_k - (J_k^T J_k)^{-1} J_k e_k \quad (6)$$

Devido à dificuldade em se obter a inversão do termo $J_k^T J_k$ da equação de ajuste proposta no método de Gauss-Newton, o algoritmo de Levenberg-Marquardt adicionou um termo e obteve a Equação 7 para o ajuste dos pesos. Nela μ é o coeficiente de combinação, o qual tem valor inverso do valor do degrau no algoritmo por GD, e I é a matriz identidade (YU; WILAMOWSKI, 2011).

$$w_{k+1} = w_k - (J_k^T J_k + \mu I)^{-1} J_k e_k \quad (7)$$

Analisando a Equação 7, nota-se que se o valor do μ for muito alto, o ajuste se assemelha ao de um algoritmo por GD. É dessa forma que é feita a mudança de atuação do algoritmo de Levenberg-Marquardt entre os dois algoritmos em que seu funcionamento se baseia (YU; WILAMOWSKI, 2011).

Ao início do treinamento, um valor alto de μ é definido a fim de que o algoritmo por GD comece atuante. São definidos os valores de máximo erro permitido e também um fator de mudança para o coeficiente de combinação (YU; WILAMOWSKI, 2011). A mudança do valor de μ é feita a cada iteração com base na análise do erro obtido. Se ele for maior ou igual ao erro da iteração anterior, o valor de μ é dividido pelo fator previamente definido. Já quando o valor do erro é menor que o da iteração anterior, o valor de μ é multiplicado por este mesmo fator. Sempre que o erro for menor que o da

iteração anterior, os pesos são ajustados. Isso ocorre até que o erro seja menor ou igual ao erro máximo do treinamento (YU; WILAMOWSKI, 2011).

2.4 Controle de força de próteses mioelétricas de mão

O controle de força de próteses mioelétricas de mão ainda está muito centrado nas variáveis velocidade e posição, o que faz com que o controle de força ainda apresente muitas oportunidades de melhoria. Muitos dos sistemas de controle das próteses ainda são de malha aberta, o que gera um grande problema na apreensão de objetos delicados e também no movimento para evitar escorregamento de objetos da mão (ENGERBERG; MEEK, 2008b).

Um grande desafio enfrentado pelo controle de força são os tipos de motores utilizados em próteses de mão. Os mesmos tendem a ser reduzidos em tamanho e peso devido ao *design* da prótese, mas precisam oferecer níveis de força condizentes com a força manual. Para isso eles precisam ter raios de engrenagem muito grandes, o que gera áreas mortas de atuação e demanda que um nível alto de entrada tenha que ser gerado para que o motor possa produzir movimento. Isso dificulta muito o movimento de apreensão de objetos delicados. Além disso, a transição de velocidade para força acontece com uma certa inércia, que faz com que a força aplicada inicialmente seja mais alta que a desejada (ENGERBERG; MEEK, 2008a, 2008b).

Então, além da importância do fechamento da malha para o controle de força, também deve-se considerar como será feita essa realimentação do controle para prevenir altos valores de sobressinal de força. Para isso pode-se usar o retorno derivativo de força aliado ao retorno proporcional, para garantir a estabilidade do controle da força estática. A comparação de um controle com este tipo de realimentação teve um desempenho de quase 60 % de acertos na tentativa de segurar um ovo com uma prótese de mão, enquanto que um controle com retorno apenas proporcional obteve 30 %. Mostrando que este tipo de controlador é indicado para movimentos de apreensão finos da mão (ENGERBERG; MEEK, 2008a).

Além da realimentação para o sistema de controle, é importante também a realimentação para o usuário. Isso faz com que o usuário sinta que a prótese faz parte do seu corpo e reduz a possibilidade de abandono da mesma (ENGERBERG; MEEK, 2008b;

MERLETTI; FARINA, 2016). A realimentação visual é bastante empregada e mostra-se eficiente tanto em amputados quanto em não-amputados (BERGER; D'AVELLA, 2014; NINU et al., 2014). A realimentação de força melhora o controle da prótese a medida que o nível de força aumenta, o que é importante para a manipulação de objetos (NINU et al., 2014).

2.5 O sistema somatossensitivo

O sistema somatossensitivo permite a interação do corpo com o meio exterior por meio da percepção dos quatro sentidos somáticos: tato, temperatura, dor e posição corporal. Essa percepção se dá pelos diversos receptores somáticos espalhados pelo corpo humano (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

2.5.1 Mecanorreceptores

Os receptores que estão presentes na pele e que são responsáveis pela sensação tátil, são chamados de mecanorreceptores. Eles se formam a partir de terminações não mielinizadas de axônios aferentes primários e possuem canais iônicos mecanossensíveis, o que os permite perceber variações mecânicas na pele (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Os axônios aferentes primários que terminam nos mecanorreceptores são os A β (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007). Ao inervarem a pele esses axônios podem ser classificados quanto ao tipo de resposta e o tamanho de seus campos receptivos. Quando um estímulo mecânico é aplicado (por exemplo uma haste de pequeno diâmetro contra a pele), se o axônio apresentar resposta rápida ao estímulo, porém com a continuação do mesmo a resposta cessar, esse axônio é chamado de Adaptação Rápida (AR). No caso de apresentar resposta lenta ao estímulo e a mesma não cessar com a continuação do mesmo, esse axônio é de Adaptação Lenta (AL). Quanto ao tamanho dos campos receptivos, os axônios que inervam áreas mais superficiais da pele possuem campos de recepção menores e bem definidos e são classificados como do tipo 1, já os que estão mais profundos na pele e que possuem campos maiores e menos definidos estão no grupo 2 (KOEPPEN; STANTON, 2009).

Os quatro tipos de mecanorreceptores presentes na pele glabra (pele sem pelos) e seus tipos de axônios respectivamente são: os corpúsculos de Meissner do tipo AR1, os corpúsculos de Pacini do tipo AR2, os discos de Merkel do tipo AL1 e as terminações de Ruffini do tipo AL2. Eles podem ser vistos na Figura 2. Além desses, na pele pilosa (pele com pelos) há também terminações nervosas nos folículos pilosos que funcionam como mecanorreceptores (KOEPPEN; STANTON, 2009).

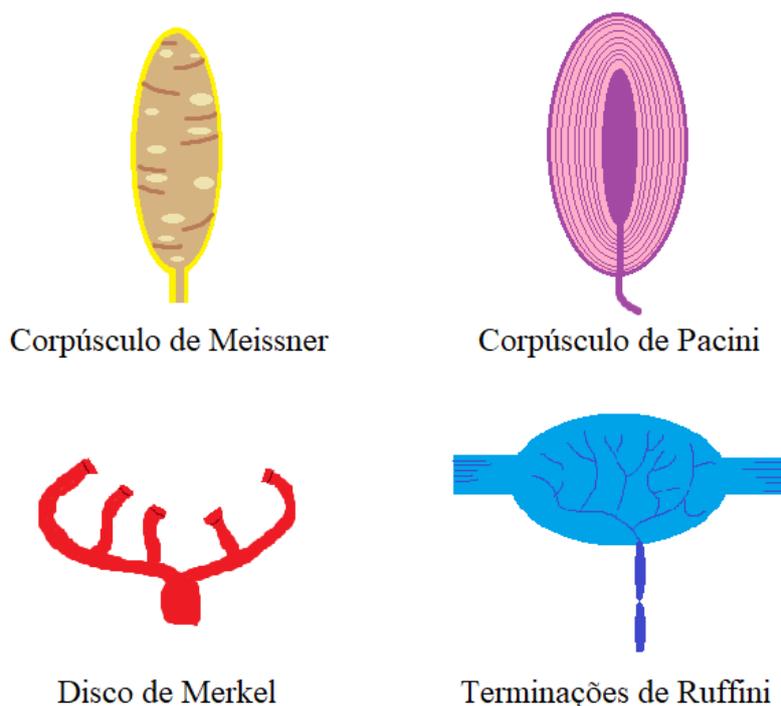


Figura 2 – Mecanorreceptores da pele glabra. Fonte: Autoria própria, baseado em (KOEPPEN; STANTON, 2009).

Os discos de Merkel inervam densamente a pele e são muito sensíveis à deformação estática da mesma, o que aliado aos seus campos receptivos pequenos faz com que eles sejam excelentes para a detecção de detalhes finos, como formas e texturas. Os corpúsculos de Meissner inervam ainda mais densamente a pele, porém são insensíveis à deformação estática da mesma. Eles detectam a deformação dinâmica da pele e são muito importantes na manutenção do movimento de garra, pois conseguem perceber escorregamentos mínimos de objetos seguros na mão e desencadeiam reflexos que permitem o controle fino desse movimento. As terminações de Ruffini, apesar de inervarem a pele menos densamente que os outros dois, são muito sensíveis ao estiramento da mesma. Elas conseguem fornecer informação de posição de membros do

corpo apenas pelo estiramento da pele (JOHNSON, 2001). Os receptores dos folículos pilosos utilizam os pelos como terminações mecanossensíveis e cada axônio pode envolver até vinte deles por vez, formando seus campos receptivos (KOEPPEN; STANTON, 2009).

Os corpúsculos de Pacini possuem campos receptivos amplos, os quais podem incluir a mão inteira (JOHNSON, 2001). Eles possuem cápsulas parecidas com cebolas com camadas de tecido conectivo e um terminal do axônio no centro. Essas cápsulas lhes conferem a característica de resposta AR. Esses mecanorreceptores filtram estímulos de baixa frequência (abaixo de 200 Hz) e são sensíveis a transientes e estímulos vibratórios de frequência de 200 – 300 Hz (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007; JOHNSON, 2001).

2.5.2 Os caminhos até o Encéfalo

A maioria dos axônios aferentes primários do tipo A β chegam até o encéfalo por meio da medula espinhal, adentrando-a pelas raízes dorsais ipsilaterais. Esse caminho que passa pela medula é chamado de via do lemnisco medial. Quando os axônios entram na medula se ramificam e uma parte se torna responsável pelos reflexos involuntários, enquanto que a outra segue para o encéfalo fazendo sinapses com axônios secundários até chegarem à junção entre a medula e o bulbo raquídeo. Depois disso, os axônios decussam (trocam de lado e deixam de ser ipsilaterais) em direção aos bulbos ventral e medial. Eles então fazem sinapse com neurônios do núcleo ventral posterior do tálamo por meio de um tracto chamado lemnisco medial. Então os neurônios do tálamo se projetam até o córtex somatossensorial primário (S1) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007). Além de ser transmitida para o S1, a informação também é enviada ao cerebelo por axônios secundários para ser utilizada na coordenação motora (KOEPPEN; STANTON, 2009).

Nem toda informação somática passa pela medula espinhal para chegar ao encéfalo, como por exemplo as sensações da face, as quais seguem outro caminho chamado via táctil do trigêmio. Em cada lado da face existem os nervos trigêmeos, os quais se dividem em três nervos que a inervam. Esses nervos levam a informação até a ponte, onde ocorre a decussação, e daí ela segue até o núcleo ventral posterior do tálamo

e depois até o córtex S1, analogamente ao que acontece na via do lemnisco medial (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

O córtex S1 em conjunto com o córtex somatossensorial secundário (S2) e o córtex parietal posterior formam o chamado córtex Somatossensorial. Esse córtex se encontra em sua maioria no lobo parietal e o S1 é localizado no giro pós-central do cérebro (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

2.5.3 Somatotopia cortical

Quando o córtex S1 é eletricamente estimulado, gera sensações somáticas em diferentes regiões do corpo. Entre 1930 e 1950, o neurocirurgião Wilder Penfield experimentou estimular o córtex S1 de um paciente desperto e registrar quais áreas do corpo reagiam aos estímulos, criando o chamado homúnculo de Penfield. Esse mapeamento realizado por ele é chamado de somatotopia cortical (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Os mapas somatotópicos não se apresentam em escala com o corpo humano, pois o tamanho do membro no mapa é proporcional à frequência de uso do mesmo. Por exemplo as mãos, pés e bocas apresentam maior tamanho em relação às demais partes do corpo, pois são mais utilizados e também apresentam maior sensibilidade. Além disso, os mapas também são dinâmicos e variam de indivíduo para indivíduo, além de sofrerem plasticidade. Em indivíduos amputados, o local do mapa correspondente ao membro amputado perde uso com o tempo e diminui, podendo ser substituído pelas áreas do corpo antes adjacentes a ele no mapa (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

2.6 Estimulação Elétrica Senoidal (EES) das fibras sensitivas

Todos os receptores sensoriais enviam as informações somáticas percebidas ao encéfalo por meio dos axônios aferentes primários, os quais podem ser vistos na Figura 3. Os axônios aferentes primários A β e também os do grupo I são os que terminam nos mecanorreceptores da pele e nos proprioceptores dos músculos, respectivamente. Esses axônios são chamados de fibras grossas pois possuem diâmetro maior que o das outras fibras do sistema somatossensitivo. Além disso essas fibras são mielinizadas e possuem maior velocidade de condução, a qual é proporcional ao diâmetro da fibra e aumenta no

caso de ser mielinizada. Além das fibras grossas existem também as chamadas fibras finas, responsáveis pelo transporte de informações referentes a nocicepção e mudanças de temperatura, as quais são chamadas A δ e C (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2007).

Apesar dos estímulos somáticos serem originados de alterações mecânicas e químicas nos receptores sensoriais, por meio de estimulação elétrica é possível mimetizar essas sensações (KATIMS, 1998). Quando há estimulação elétrica, os canais eletrossensíveis das membranas das fibras sensitivas são acionados e há uma mudança nas concentrações iônicas próximas à membrana axonal dos neurônios, podendo causar a geração de potenciais de ação. Dessa forma a corrente elétrica é convertida em corrente iônica, que leva informações somáticas até o encéfalo (KATIMS, 1998; VOLPI, 2017; VOLPI; TIERRA-CRIOLLO, 2017).

Para a estimulação das fibras é necessário utilizar estímulo de corrente alternada senoidal ou de corrente pulsátil, pois é preciso haver a despolarização e repolarização da fibra para que sejam gerados os potenciais de ação. Por meio de alguns testes, foi visto que a corrente pulsátil apresenta mais desconforto que a corrente alternada senoidal (VOLPI, 2017; VOLPI; TIERRA-CRIOLLO, 2017; WARD, 2016).

Partindo do princípio que as fibras se apresentam agrupadas no mesmo nervo a ser estimulado, ao utilizar EES é possível selecionar quais fibras serão estimuladas pois cada tipo de fibra possui diferentes períodos refratários e propriedades de condução como resistividade e capacitância. As fibras de maior calibre possuem menores períodos refratários e são mais resistivas, enquanto que as fibras mais finas possuem maiores períodos refratários e são mais capacitivas. Por isso as fibras grossas precisam de menor duração do período de despolarização, o qual é obtido com um período de estímulo menor e conseqüentemente uma frequência maior, além de responderem a mudanças rápidas de tensão devido a sua alta resistividade. Para estimular as fibras C pode ser utilizada uma frequência de 5 Hz e para as fibras A β uma frequência de 2 a 3 kHz. Dessa forma é possível, por meio da frequência de oscilação da EES, selecionar quais fibras do nervo serão estimuladas por vez (KATIMS, 1998; VOLPI, 2017; VOLPI; TIERRA-CRIOLLO, 2017).

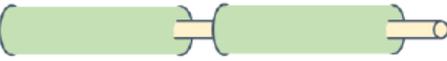
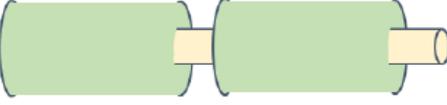
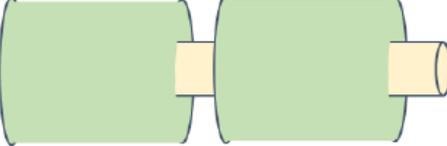
Sensações e Receptores sensitivos	Velocidade (m/s)	Diâmetro (µm)	Ilustrações das fibras (2000x maior)	Axônios da pele
Calor (termoceptor), frio intenso (nociceptor térmico), dor lenta (nociceptores polimodais), prurido, etc.	0,5 – 2	0,2 – 1,5		Fibra fina C (não-mielinizada)
Frio (termoceptor), calor intenso (nociceptor térmico), dor aguda (nociceptores mecânicos), etc.	5 – 30	1 – 5		Fibra fina Aδ (pouco mielinizada)
Batida, agitação, pressão, textura, vibração, estiramento da pele (mecanoceptores da pele, ex., Corpúsculo de Pacini, etc.)	35 – 75	6 – 12		Fibra intermediária Aβ (mielinizada)
Mecanoceptores (tato grosseiro) e receptores de propriocepção do músculo esquelético	80 – 120	13 – 20		Fibra grossa Aα (mielinizada)

Figura 3 – Tipos de fibras sensitivas. Fonte: Adaptado de (VOLPI, 2017); Autorizado em Outubro/2017.

Outra questão importante a se considerar são os tipos de eletrodos a serem utilizados na estimulação, pois os mesmos também interferem no recrutamento de tipos específicos de fibras. Por exemplo, o eletrodo planar concêntrico é melhor indicado para estímulos de alta frequência enquanto que o *silver spike point* é melhor para os de baixa frequência, pois dessa forma há melhora na seletividade das fibras estimuladas (VOLPI, 2017; VOLPI; TIERRA-CRIOLLO, 2017). O eletrodo planar concêntrico consegue concentrar seu campo elétrico em regiões mais profundas da pele, onde se localizam os receptores das fibras grossas, enquanto que o *silver spike point* distribui seu campo elétrico mais superficialmente atingindo melhor os receptores das fibras finas (SOUZA, 2016).

Para estimular as fibras do grupo I e promover sensações proprioceptivas, alguns estudos relatam a estimulação dos nervos remanescentes em cotos de amputados. Em um desses estudos esta estimulação é feita de forma invasiva por meio de implantação cirúrgica de Eletrodos Longitudinais Intrafusais (LIFEs), os quais foram colocados no

nervo mediano e no ulnar de dois amputados transradiais. Por meio de trens de pulsos de correntes, sensações táteis de força e proprioceptivas de posição do cotovelo foram eliciadas nos voluntários (DHILLON; HORCH, 2005; HORCH et al., 2011).

3 Desenvolvimento do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial

Este capítulo descreve a primeira etapa experimental do presente trabalho, na qual foi desenvolvido o controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial. O capítulo é dividido em Materiais e métodos, Resultados e Discussão.

3.1 Materiais e métodos

Nesta seção são descritos todos os materiais desenvolvidos e métodos utilizados para se chegar ao controle de força da prótese mioelétrica com realimentação sensorial.

3.1.1 Sistema de aquisição de sinais biológicos

O sistema para aquisição dos sinais de sEMG foi desenvolvido no Laboratório de Processamento de Sinais e Imagens (LAPIS) do Programa de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro. O sistema é formado por uma placa de aquisição, uma placa de interface e um computador executando a plataforma de desenvolvimento Labview da empresa *National Instruments*. O diagrama de blocos do sistema pode ser visto na Figura 4.

A placa de aquisição conta com dois Conversores Analógico Digital (ADCs) de 24 bits ADS1299, para aquisição de biopotenciais, da *Texas Instruments*. Os dois ADCs possibilitam um total de 16 canais de aquisição, podendo ser configurados como bipolares ou monopolares, a uma frequência de amostragem de até 16 kHz por canal (CEVALLOS-LARREA et al., 2015).

A comunicação com os ADCs utiliza o Processador Digital de Sinais (DSP) STM32F407VG da *STMicroelectronics*, o qual é baseado em um microcontrolador ARM com córtex M4. O protocolo de comunicação usado é o *Serial Peripheral Interface (SPI)*. O DSP está localizado na placa de interface. O *firmware* do DSP foi escrito em linguagem C e a comunicação dele com a interface de usuário foi implementada usando o protocolo *User Datagram Protocol (UDP)* via Ethernet (CEVALLOS-LARREA et al., 2015). O tratamento dos pacotes recebidos via Ethernet e dos comandos enviados à placa de

interface são feitos por meio de uma Biblioteca de Vínculo Dinâmico (do inglês *Dynamic Link Library DLL*) escrita em C#.

A interface gráfica para o usuário foi desenvolvida na plataforma de desenvolvimento Labview da *National Instruments*, pelo grupo do LAPIS. Nesta interface é possível configurar a aquisição dos sinais, a sua visualização, salvar os dados em arquivo e implementar filtros digitais e processamento nos sinais de forma *online*.

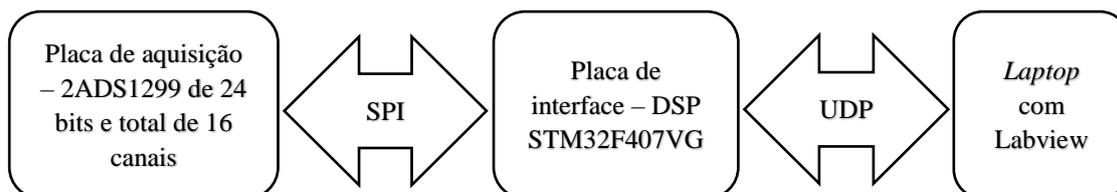


Figura 4 – Diagrama de blocos do sistema de aquisição de sinais biológicos.

3.1.2 Desenvolvimento do Módulo Híbrido

A fim de adquirir sinais de força, desenvolveu-se o chamado módulo híbrido, o qual é constituído do Kit STM32f4Discovery da *STMicroelectronics*, que utiliza o mesmo DSP da placa de interface mencionada na seção 3.1.1. Este módulo é chamado assim pois foi criado com o propósito de adquirir dados e gerar saídas de controle, de *trigger* de sincronismo e de estimulação. O *firmware* dele também foi escrito em Linguagem C. A sua comunicação com o computador é feita utilizando o mesmo protocolo que o sistema de aquisição e a mesma DLL, somente com a adição de novos comandos específicos.

O módulo híbrido permite a aquisição de até 4 canais por meio de ADCs de 12 bits internos ao DSP. No *firmware*, foram implementados três *buffers* circulares para guardar e acessar os sinais adquiridos a uma frequência de 250 até 4.000 Hz e transmiti-los ao computador via ethernet. Foi desenvolvida uma interface no Labview para visualizar, salvar em arquivo e permitir o processamento *online* desses sinais.

3.1.3 Protocolo experimental

Em ambas as etapas experimentais, registrou-se sinais de sEMG de cinco músculos do antebraço citados na Tabela 1, que são agonistas e antagonistas ao movimento de preensão da mão. Na aquisição dos sinais utilizou-se eletrodos bipolares

descartáveis (diâmetro de 1 cm e separação entre centros de 2 cm) posicionados conforme instruído na Tabela 1 e ilustrado na Figura 5. Realizou-se a palpação para determinar o local exato para aplicação dos eletrodos. O eletrodo de referência foi colocado no cotovelo ipsilateral. A frequência de amostragem foi de 2 kHz e os ganhos aplicados aos sinais foram de 12 vezes o seu valor (CUNHA, 2016). Também foram coletados os sinais de força provenientes do dinamômetro de força manual (EMGSystem, Brasil) e do sensor de força presente na prótese de mão. Antes da aplicação dos eletrodos, a pele foi depilada e limpa com uma gaze embebida em álcool 70%.

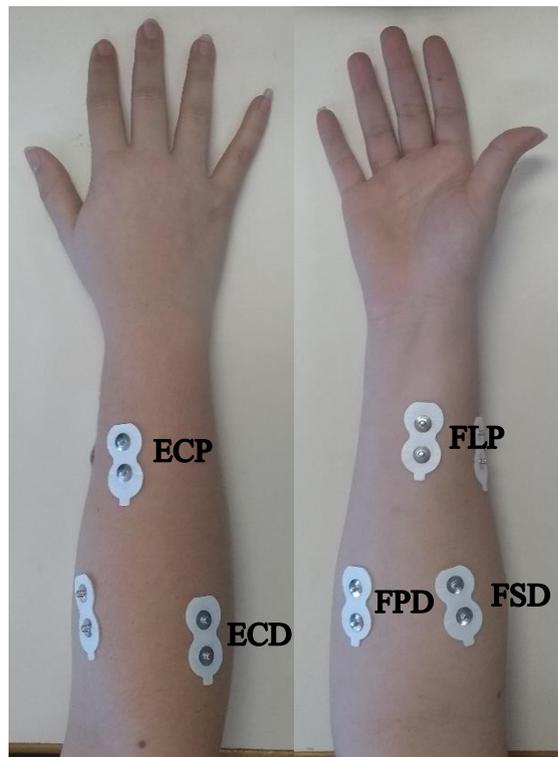


Figura 5 – Posicionamento dos eletrodos no antebraço de um dos participantes para a coleta dos sinais de sEMG.

Durante as duas etapas do experimento, os participantes foram acomodados em uma cadeira com apoio lateral, no qual posicionaram o antebraço dentro de um suporte fixado à cadeira para manter o mesmo imobilizado em posição neutra e com o cotovelo em 90°. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa sob o registro de número 82219918.8.0000.5257. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido se encontra no Apêndice A.

Tabela 1 – Músculos a serem analisados e instruções para o posicionamento dos eletrodos. Fonte: (CUNHA, 2016); autorizado em Março/2017.

Músculo	Posicionamento do eletrodo
Extensor Comum dos Dedos (ECD)	Medida do epicôndilo lateral ao processo estiloide do rádio com eletrodo no terço proximal.
Extensor Curto do Polegar (ECP)	Medida do epicôndilo lateral ao processo estiloide do rádio com eletrodo no terço distal.
Flexor Superficial dos Dedos (FSD)	Medida do processo ósseo do rádio à cabeça da ulna. Marcar linha média e posicionar o eletrodo na região mais medial.
Flexor Profundo dos Dedos (FPD)	Medida do epicôndilo medial à ulna. Posicionar o eletrodo no terço proximal. Afastar 1 cm da ulna para região medial.
Flexor Longo do Polegar (FLP)	Medida do epicôndilo lateral ao processo estiloide do rádio com eletrodo no terço distal. Medida do processo ósseo do rádio à cabeça da ulna. Marcar linha média e posicionar o eletrodo na região mais lateral.

3.1.4 Aquisição dos sinais de sEMG e de força

A primeira etapa do experimento se realizou no começo do estudo, a fim de obter dados para serem utilizados no desenvolvimento do sistema de controle de força da prótese mioelétrica de mão.

O experimento contou com 20 participantes destros, que não possuíam nenhum tipo de lesão neurológica ou ortopédica que provoquem limitação de movimentos dos membros superiores, com faixa etária entre 20 e 36 anos. Os participantes foram orientados a realizar contrações sustentadas em um dinamômetro de força manual (EMGsystem, Brasil) fixado à superfície de uma mesa (Figura 6).

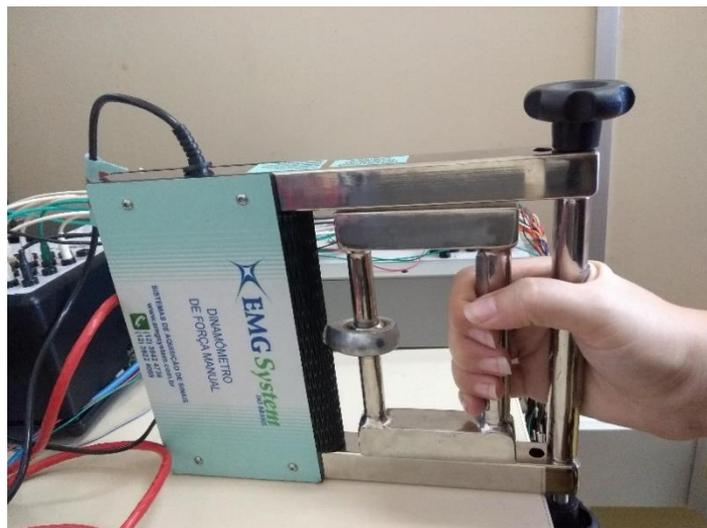


Figura 6 – Posicionamento da mão do participante no dinamômetro para realização da coleta.

Primeiro se coletou os sinais de sEMG e força em repouso, no qual o participante deveria colocar a mão em posição de preensão, mas sem aplicação de força no dinamômetro por 2 minutos. Após isso, registrou-se os sinais durante a Máxima Contração Voluntária (MVC) em 5 contrações máximas de 2 s cada, tendo um intervalo de 2 s entre as contrações (um indicador luminoso marcava o início e fim das contrações). Dentre essas contrações, foram obtidos os máximos valores de força. A média dos 5 valores foi utilizada posteriormente como o valor de MVC calculado.

A partir do valor de MVC se definiu três níveis de força (5%, 15% e 35% do MVC) a serem utilizados. Realizou-se 2 sessões, para cada nível. Cada sessão consistiu de 10 contrações sustentadas de 5 s com intervalo de 5 s em repouso. Os participantes tiveram realimentação visual por meio da interface gráfica desenvolvida no *software* Labview. Nessa interface, o participante podia ver o nível de força a ser atingido por meio de linhas horizontais no gráfico. Além disso, um indicador luminoso se acendia informando ao participante o início de cada contração. O seu desligamento indicava o fim da contração. Um exemplo da interface durante uma das sessões de 15% pode ser visto na Figura 7, onde se mostra o valor desejado (linha verde) e a sua tolerância de $\pm 10\%$ (linhas vermelha e azul).

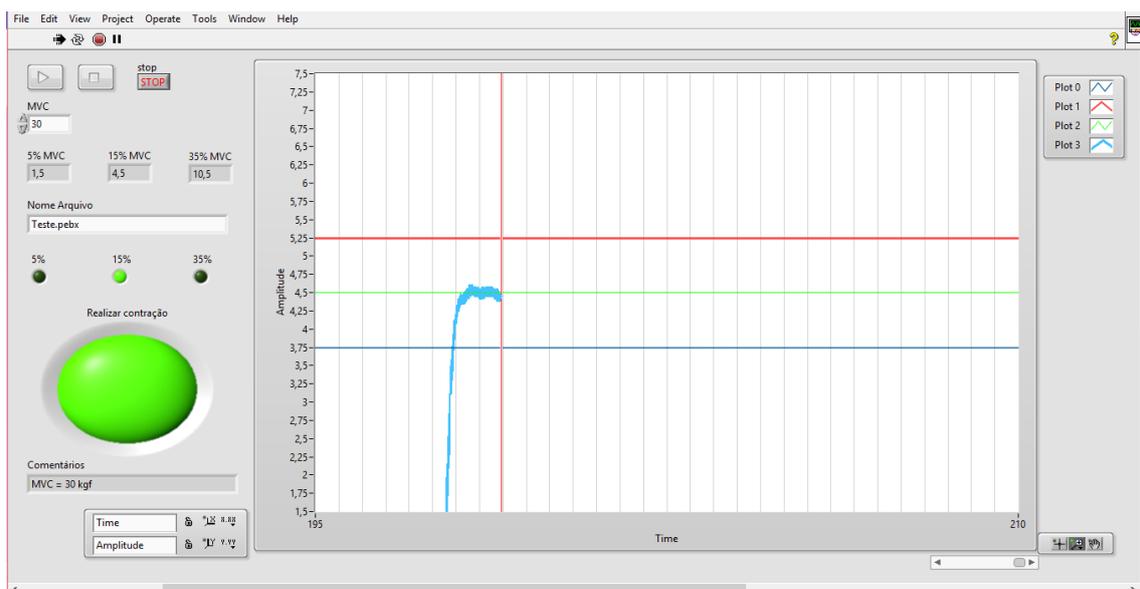


Figura 7 – Interface gráfica para realimentação visual ao participante durante o experimento. Valor desejado - linha verde; tolerância de $\pm 10\%$ - intervalo entre as linhas vermelha e azul.

3.1.5 Estimação de força a partir de sinais de sEMG

Analisou-se os sinais de sEMG e de força coletados e fez-se a exclusão de 9 participantes devido a problemas de aquisição em um dos eletrodos e também devido a sinais que se apresentaram muito ruidosos. Dessa forma, considerou-se como sinais válidos apenas de 11 participantes, dos quais foram 5 homens e 6 mulheres.

Todos os sinais de sEMG foram pré-processados com a aplicação de filtros *Notch* em 60, 180 e 300 Hz. Depois foram aplicados filtros *Butterworth* de 5ª ordem Passa-baixas e Passa-altas nas frequências de corte 1 e 450 Hz (direta e inversamente – fase zero). Além disso, utilizou-se os sinais de *trigger* (sincronizado com o indicador luminoso para indicar as contrações) para sincronizar os sinais de sEMG e de força.

Trechos de sinal de sEMG considerados com força constante durante as 20 contrações (2 sessões) foram selecionados por meio da análise visual dos sinais de força. Essa análise levou em consideração os momentos em que o sinal se encontrava dentro da faixa de tolerância (10% do valor desejado) de cada nível de força. Os trechos selecionados de cada nível de força foram concatenados (total de 3 segmentos) e

utilizados para estimar a força por meio de dois métodos: (1) regressão múltipla e (2) identificação da força usando uma RNA.

Nos dois métodos, estimou-se a amplitude do sinal de sEMG com o seu envelope. Para tanto, obteve-se os valores absolutos dos segmentos de sEMG divididos em janelas de 100 ms e filtrados (direta e reversamente) com um *Butterworth* Passa-baixas de 2ª ordem com frequência de corte de 0,5 Hz (MOON et al., 2014). O mesmo filtro foi aplicado para obter o envelope do sinal de força. Finalmente, normalizou-se os envelopes de sEMG com os envelopes em repouso e MVC. A normalização foi feita por meio da subtração de cada sinal de sEMG pela média do sinal em repouso e posterior divisão do sinal pelo sinal obtido durante a MVC. O envelope da força foi normalizado apenas pela divisão pelo valor do MVC, obtendo-se em ambos os casos uma variação de 0 a 1.

Na regressão múltipla, utilizou-se os envelopes normalizados (sinais de sEMG e de força) de 20 janelas (2 segundos). Nesta regressão não foi considerado o músculo FPD, pois sua baixa relação sinal-ruído prejudicou o desempenho desta técnica. Assim, neste método utilizou-se os músculos ECD, ECP, FSD e FLP. A Equação 8 foi usada para calcular a força F , a partir da obtenção dos coeficientes b_i ($i=0,1,2,3,4$), utilizando os envelopes E dos sinais dos músculos.

$$F = b_0 + b_1 E_{ECD} + b_2 E_{ECP} + b_3 E_{FSD} + b_4 E_{FLP} \quad (8)$$

No segundo método para estimação de força a partir dos sinais de sEMG implementou-se uma RNA do tipo direta para aproximação de funções, considerando os 5 músculos, pois cada um dos músculos tem uma contribuição individual para a produção de cada nível de força (BERGER; D'AVELLA, 2014). Assim, a RNA teve 5 entradas com duas camadas e uma saída (força estimada). A primeira camada é a camada escondida com 10 NAs sigmoidais e a segunda é formada por um NA linear de saída. A arquitetura da RNA projetada pode ser vista na Figura 8.

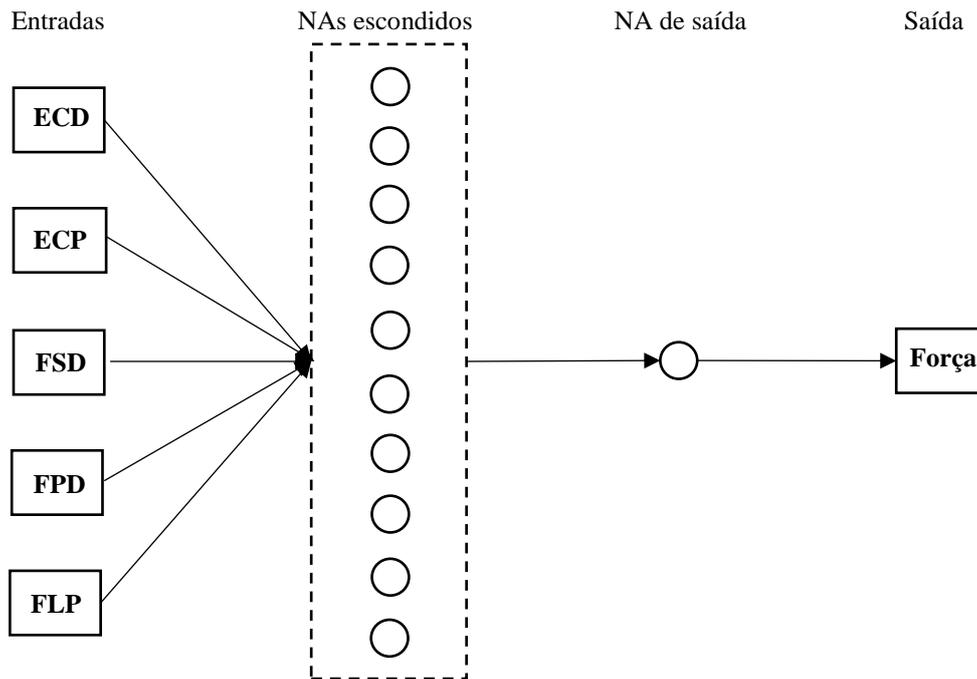


Figura 8 – Arquitetura da RNA implementada. As 5 entradas são os sinais dos 5 músculos, há 10 NAs na camada escondida e um na camada de saída. A saída da RNA é a força estimada.

As entradas consistiram das médias dos envelopes de sEMG em cada janela de 100 ms. Para o treinamento da RNA, o *target* foi a média do envelope da força em cada janela de 100 ms. Utilizou-se o algoritmo de Levenberg-Marquardt para o treinamento desta RNA. O total de amostras utilizado foi de 22849, das quais 70% foram para o treinamento, 15% para a validação e 15% para o teste. Essa RNA foi implementada utilizando a *toolbox Neural Fitting* do *software* Matlab da *Mathworks*. Ao final do treinamento foram calculados os valores da Raíz do Erro Médio Quadrático (RMSE). A Equação 9 indica como é feito o cálculo da RMSE. Nela, f_o é a força obtida, f_e é a força estimada e N é o número total de amostras.

$$RMSE = \sqrt{\sum (f_o - f_e)^2 / N} \quad (9)$$

Ainda utilizando a *toolbox Neural Fitting*, obteve-se os pesos e *bias* da RNA gerada, além dos ganhos e *offsets* aplicados às entradas e à saída, os quais se encontram no Apêndice B. As operações matemáticas com os parâmetros obtidos foram implementadas em um bloco de processamento na interface de aquisição de sinais

biológicos no Labview. Além da RNA, implementou-se também os filtros digitais utilizados no pré-processamento. Dessa forma, o processamento e estimação da força a partir dos sinais de sEMG pôde ser realizado *online*. A força estimada foi transformada em uma variável do tipo global, a fim de ser acessada também pelo módulo híbrido.

3.1.6 Montagem da parte mecânica da prótese de mão

A prótese de mão utilizada neste estudo possui três possibilidades de movimentos: extensão e flexão da falange proximal do polegar (o polegar da prótese possui a falange distal fixada à proximal), do dedo indicador e dos três outros dedos em um mesmo movimento. Ela provém de um projeto de fonte aberta da *My Human Kit Association* (MHK). Todas as suas partes mecânicas foram feitas utilizando a técnica de impressão 3D de modelagem por deposição fundida. O material utilizado para a impressão foi o polímero Nylon. A montagem da prótese, conforme o passo-a-passo descrito na página da MHK, foi realizada pela equipe do LAPIS.

A parte do projeto da MHK aproveitada neste trabalho, foi a parte mecânica da mão com os três servo-motores de acionamento. A fim de garantir a estabilidade da prótese durante os experimentos, desenvolveu-se um suporte em impressora 3D para mantê-la na posição vertical, como visto na Figura 9. Além desse suporte, confeccionou-se uma peça de madeira para realizar o aperto da prótese em posição de preensão no sensor de força. A montagem final da prótese pode ser vista na Figura 9.

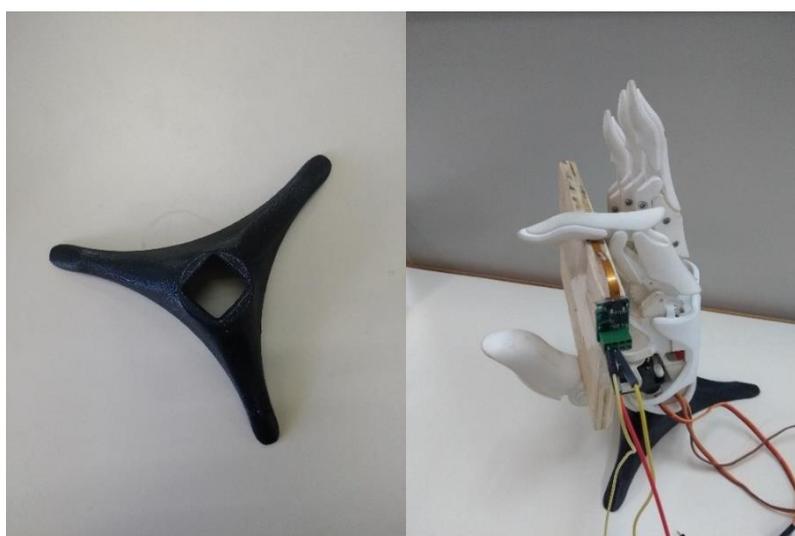


Figura 9 – Montagem da prótese em posição de preensão.

O sensor de força utilizado para a medição de preensão da prótese foi o sensor capacitivo *SingleTact* da empresa *Pressure Profile Systems*, que é flexível, ultrafino e possui melhor desempenho comparado a sensores resistivos. Esse sensor já foi utilizado para realimentação tátil de próteses de mão (KIM et al., 2009).

Realizou-se a calibração do sensor já na sua posição final, a fim de obter uma equação para converter os valores de tensão em Volts obtidos em valores de força na unidade kgf. As massas de calibração utilizadas foram confeccionadas utilizando sacos plásticos, barbante e peças metálicas. A aferição de suas massas foi feita utilizando uma balança calibrada. Desenvolveu-se um suporte para as massas em impressora 3D, visto na Figura 10. O posicionamento das massas durante a calibração pode ser visto também na Figura 10.

Realizou-se 10 medições da saída do sensor de força, utilizando um Osciloscópio digital (MSO2024B da Tektronix), para 10 combinações diferentes das massas, gerando um total de 100 medições. O tempo de estabilização de cada medição foi de 2 minutos. Utilizou-se regressão polinomial de 2ª ordem para estimar a curva de ajuste do sensor.

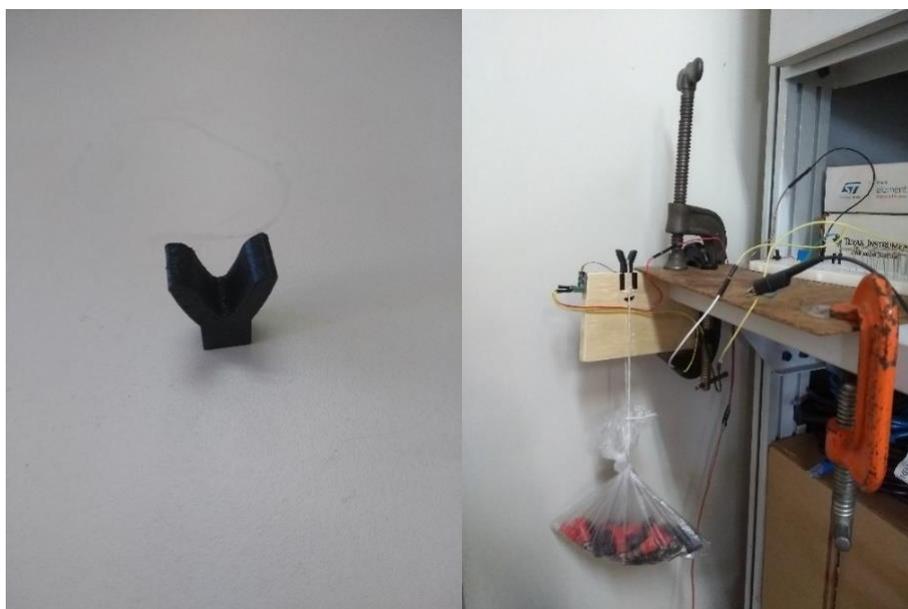


Figura 10 – Setup para calibração do sensor de força da prótese na peça de aperto.

A equação de ajuste obtida foi a Equação 10, onde F é o valor de força em kgf, V é o valor de saída do sensor em Volts, *offset* é o valor obtido no início da medição e sem

aplicação de força e 0,1104 é o erro de medição calculado. A curva de ajuste está ilustrada na Figura 11.

$$F = 7,728 \times (V - offset)^2 + 8,5561 \times (V - offset) \pm 0,1104 \quad (10)$$

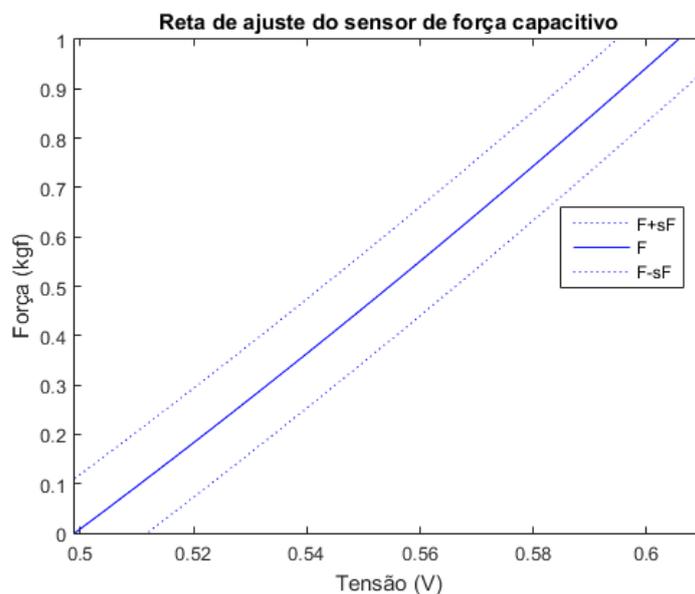


Figura 11 – Curva de ajuste do sensor de força posicionado na peça de aperto.

3.1.7 Desenvolvimento do hardware de controle da prótese

A movimentação da prótese é feita por meio de três servo-motores, um para o movimento do dedo indicador, um para o movimento do dedo polegar e um para o movimento dos três outros dedos. O servo-motor do dedo indicador é o HD-3001HB da *Power HD*, com torque de até 4,4 kg-cm. Já os outros dois servo-motores são do tipo ES08MD da empresa EMax, com torque de até 1,6 kg-cm. A alimentação usada foi de 5,8 V e o controle dos servo-motores foi feita usando Modulação por Largura de Pulso (PWM), onde diferentes larguras definem diferentes posições nos eixos dos motores. A frequência do PWM utilizada foi de 50 Hz.

Após a montagem da prótese, utilizando um gerador de sinais (AFG3022C da empresa Tektronix) e um osciloscópio (MSO2024B da Tektronix) digitais, definiu-se os limites de abertura e fechamento dos dedos da prótese. Eles se encontram na Tabela 2. Os valores de PWM correspondem à largura do pulso positivo da onda gerada em unidades de tempo de microssegundos.

Tabela 2 – Limites dos valores de PWM dos servo-motores para abertura e fechamento dos dedos da prótese.

Servo-motor	Limites Abertura (us)	Limites Fechamento (us)
Dedo Indicador	2180	840
Dedo polegar	2200	852
Outros dedos	1580	940

Após os limites definidos, implementou-se o controle dos servo-motores, utilizando o módulo híbrido, por meio da configuração de 3 canais de saída de PWM. Esses canais forneciam tensão de apenas 3 V, o que não era suficiente para acionar corretamente os servo-motores, então desenvolveu-se uma placa de amplificação usando 3 circuitos com transistores NPN para alimentar e amplificar o controle dos três servo-motores. Esse circuito e a placa confeccionada podem ser vistos em mais detalhes no Apêndice C.

Os comandos para mudança nos valores de PWMs foram adicionados à DLL do sistema de aquisição. Os testes dos motores ocorreram em uma interface de testes no Labview (Figura 12).

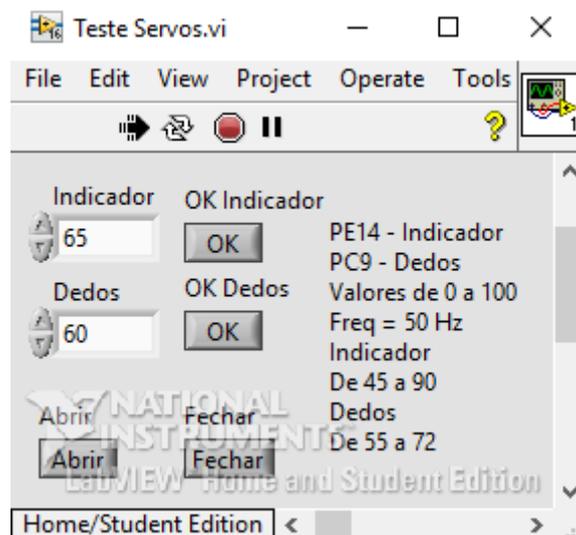


Figura 12 – Interface de testes dos servo-motores. O PWM do servo-motor do dedo polegar foi fixado e não foi adicionado a essa interface.

Após testes da prótese no seu arranjo final, definiu-se os novos valores de PWM dos três servo-motores a fim de se variar a força aplicada no sensor de força da prótese.

Essa força é gerada somente pelo dedo indicador. Assim, os sinais de PWM no polegar e nos três dedos ficaram fixos. Os valores definidos estão na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores de PWM dos três servo-motores para controle de força da prótese.

Servo-motor	PWM (us)
Dedo Indicador	De 1500 a 1800
Dedo polegar	875
Outros dedos	1500

3.1.8 Implementação do controle de força com retorno derivativo

Após a finalização do *hardware* de controle da prótese, implementou-se o *software* de controle de força. O sinal de referência do controlador empregado foi a força desejada em kgf e a saída foi o sinal de força medida no sensor de força da prótese posicionado abaixo do dedo indicador na peça de aperto. Dividiu-se esse sinal em janelas de 100 ms e aplicou-se um filtro *Butterworth* digital Passa-baixas de 2ª ordem com frequência de corte em 0,5 Hz, obtendo o seu envelope. Este envelope foi utilizado como realimentação do controle de força da prótese. O tipo de controlador implementado na prótese foi um controle proporcional com retorno derivativo de força, cujo diagrama de blocos pode ser visto na Figura 13.

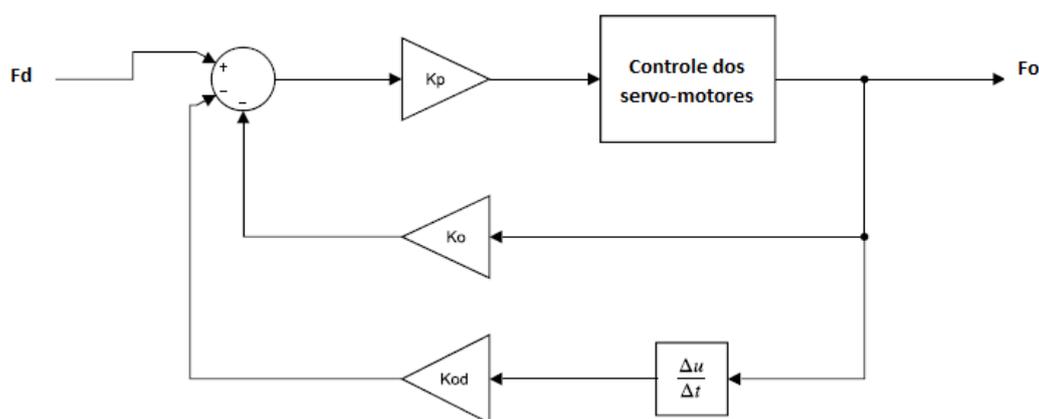


Figura 13 – Controle por retorno derivativo de força da prótese. Onde F_d é a força desejada, F_o é a força obtida, K_p é o ganho proporcional, K_o é o valor da realimentação de força e K_{od} é a derivada da realimentação de força.

O valor de PWM enviado ao servo-motor do dedo indicador teve variação de 60 a 72 % de 2500 us. Antes da implementação do controlador, definiu-se a relação entre os valores de PWM e os valores de força produzidos no sensor de força por meio de 20 testes de rampa. Nestes testes, 20 sinais de PWM com variação em rampa crescente e decrescente foram aplicados no servo-motor. Um dos sinais de controle e a resposta do sensor a esse sinal pode ser vista na Figura 14. A diminuição no valor de PWM significa o fechamento do dedo indicador, e conseqüentemente um aumento da força produzida.

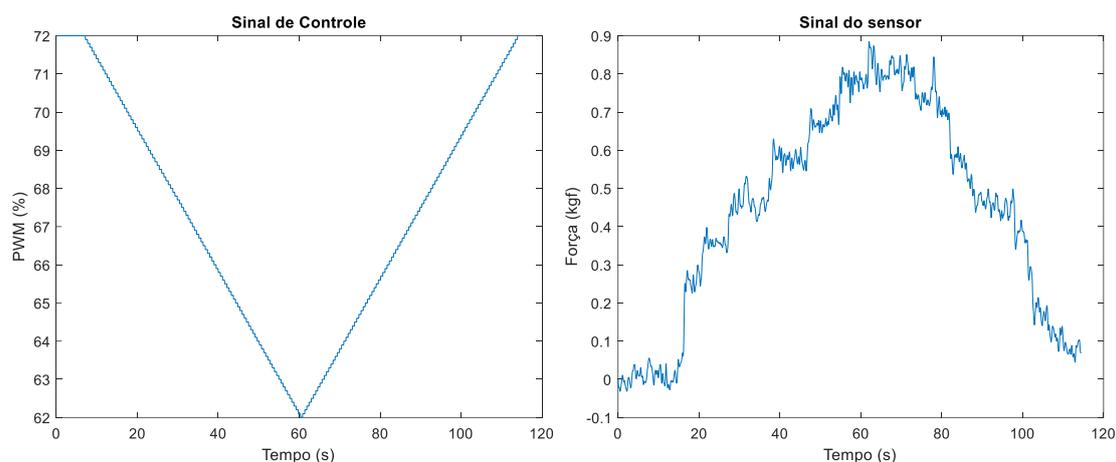


Figura 14 – Resposta do sensor de força ao sinal de calibração enviado ao servo-motor do dedo indicador.

Após a análise dos sinais coletados, utilizando regressão linear de 1ª ordem, definiu-se duas equações para conversão dos valores de força desejados em valores de controle para o servo-motor, os quais variam de 0 a 120 (60 a 72 % de 2500 us), equivalente a valores de PWM de 1500 a 1800 us (Tabela 3). A Equação 11 é utilizada quando a força desejada é maior do que a atual e a Equação 12 quando a força é menor (histerese). Nessas duas equações, C é o valor de controle do PWM e F é a força desejada em kgf.

$$C = -109,4891 \times F + 109,2345 \quad (11)$$

$$C = -106,4888 \times F + 118,8959 \quad (12)$$

O controlador foi aplicado de forma discreta com janelas de 100 ms. Dessa forma, a cada 100 ms é feita uma verificação no sinal de força atual e no valor de referência. O acionamento do controlador é realizado sempre que a força atual se encontra fora da faixa de tolerância, centrada na força desejada e baseada no erro de medição do sensor de força

(0,1104 kgf). Além disso, para determinar uma mudança significativa no sinal do sensor de força foi definido que sua derivada deveria cruzar o limiar de dois desvios padrões, o qual foi calculado como $6,52529 \times 10^{-5}$ kgf/s. Após isso, o controlador recalcula o valor do PWM. Quando o valor de força não foi atingido mesmo após a aplicação do controlador, um ajuste fino é realizado aplicando um incremento ou decremento ao valor do PWM.

Após a implementação do controlador na plataforma Labview, aplicou-se sinais de referência padrão na entrada dele e se mediu a saída. Com isso foi possível ajustar os parâmetros de ajuste fino do controlador, os quais são a tolerância de medida da força e o incremento a ser usado no sinal de PWM. Além disso, foi possível também identificar a melhor forma de associar a força estimada pela RNA e a entrada desejada da prótese.

3.1.9 Desenvolvimento da interface com o estimulador elétrico

O estimulador elétrico utilizado foi o Neurostim, que consiste de uma fonte de corrente controlada por tensão. Ela possui um amplificador de potência em dois estágios ligados em série por retificadores de precisão. Ela possui baixa impedância de saída, garantindo melhor isolamento entre os blocos estimulador e usuário. Visando garantir a segurança do usuário, a fonte possui um limite de corrente produzida de até 10 mA (MARTINS, 2008).

Os sinais de entrada da fonte de corrente são analógicos. Para gerá-los, utilizou-se um Conversor Digital-Analógico (DAC) de 16 bits DAC8568 da *Texas Instruments*. A comunicação do módulo híbrido com ele é do tipo serial utilizando o protocolo SPI. O *firmware* do módulo híbrido foi alterado para permitir a geração de uma onda senoidal com frequências variando de 500 a 2 kHz e uma variação de amplitude de 0 a 8000 em valores absolutos. Os comandos para configuração do estímulo foram adicionados à DLL do sistema de aquisição e à interface de controle da prótese no Labview. O diagrama de blocos da comunicação do módulo híbrido com o estimulador pode ser visto na Figura 15.

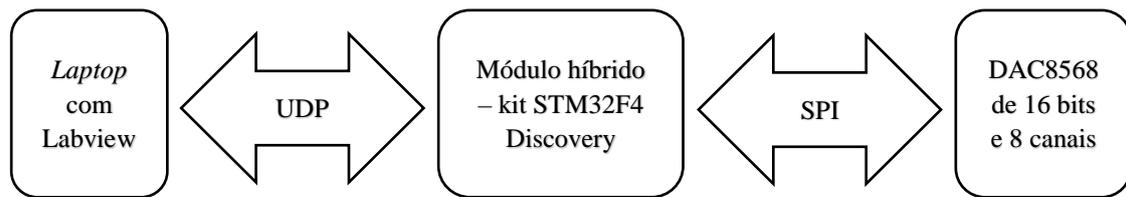


Figura 15 – Diagrama de blocos da interface do módulo híbrido com o estimulador elétrico.

Os sinais gerados por esse DAC variam de 0 a 2,5 V, então foi utilizado um circuito utilizando o amplificador operacional LM358 para gerar um *offset* de 1,25 V e aplicar um ganho ajustável ao sinal. Esse ganho foi ajustado para que o valor máximo gerado pelo DAC equivalesse a uma corrente de saída de 8 mA. O circuito utilizado e a placa confeccionada podem ser vistos em mais detalhes no Apêndice C.

3.2 Resultados

Nesta seção são relatados os resultados obtidos durante o desenvolvimento do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial.

3.2.1 Desenvolvimento do módulo híbrido

A primeira interface do Labview para controle do módulo híbrido foi a utilizada para aquisição do sinal de MVC na primeira etapa do experimento. Ela pode ser vista na Figura 16.

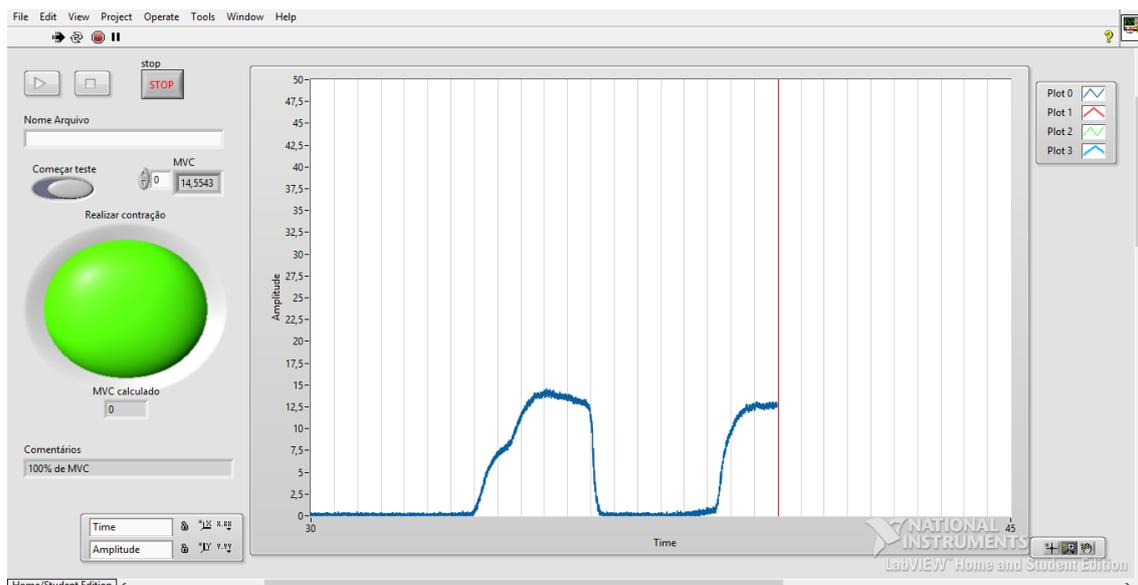


Figura 16 – Interface do Módulo Híbrido usada para calcular o MVC dos participantes na primeira etapa do experimento

Nesta interface podem ser adquiridos até 4 sinais por canais DC. O gráfico da Figura 16 mostra o sinal do dinamômetro. O indicador luminoso (verde) foi usado para dar partida às contrações e o cálculo do MVC foi feito após a 5ª contração. Esta interface permitiu também o arquivamento dos sinais de força e geração dos sinais de *trigger* para sincronizar com o sinal de sEMG. A partir desta interface foi desenvolvida a interface para a primeira etapa do experimento (Figura 7).

3.2.2 Aquisição dos sinais de sEMG e de força

Os sinais de sEMG e de *trigger* de um participante coletados em diferentes níveis de força na primeira etapa do experimento estão mostrados na Figura 17. É possível notar que há um aumento na amplitude dos sinais de sEMG durante contrações com o aumento do nível de força produzido. Os sinais obtidos dos outros participantes mostraram características similares.

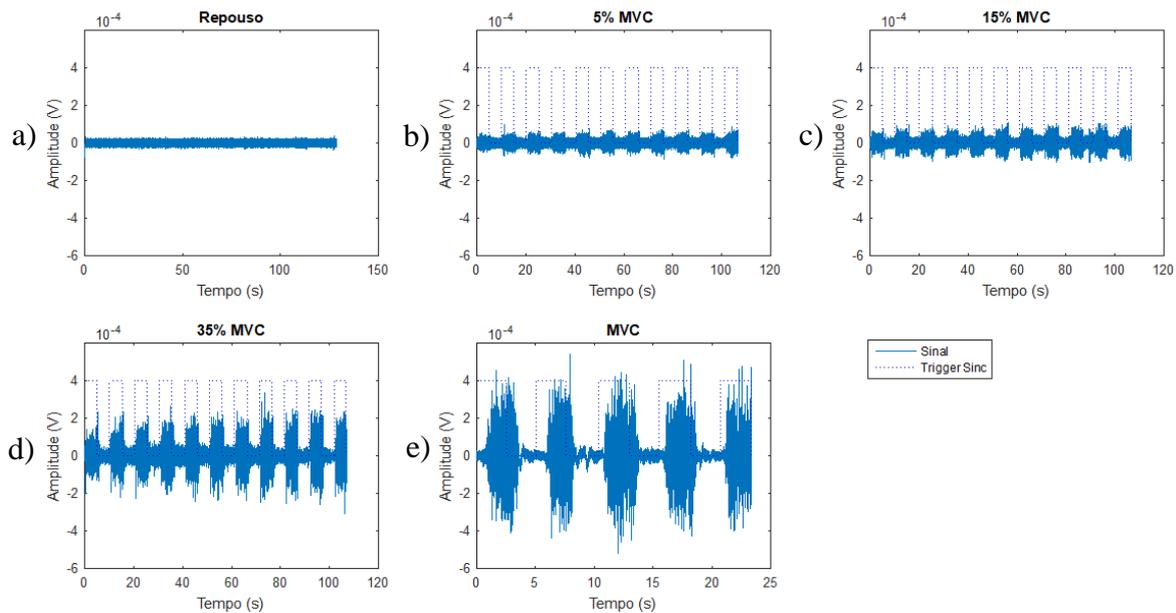


Figura 17 – Sinais de sEMG e de trigger coletados de um dos participantes da primeira etapa do experimento: (a) repouso; (b) 5% MVC; (c) 15% MVC; (d) 35% MVC e; (e) MVC . O sinal de trigger marca os momentos onde houve contração.

Os sinais de força coletados do mesmo participante acima durante a primeira etapa do experimento podem ser vistos na Figura 18.

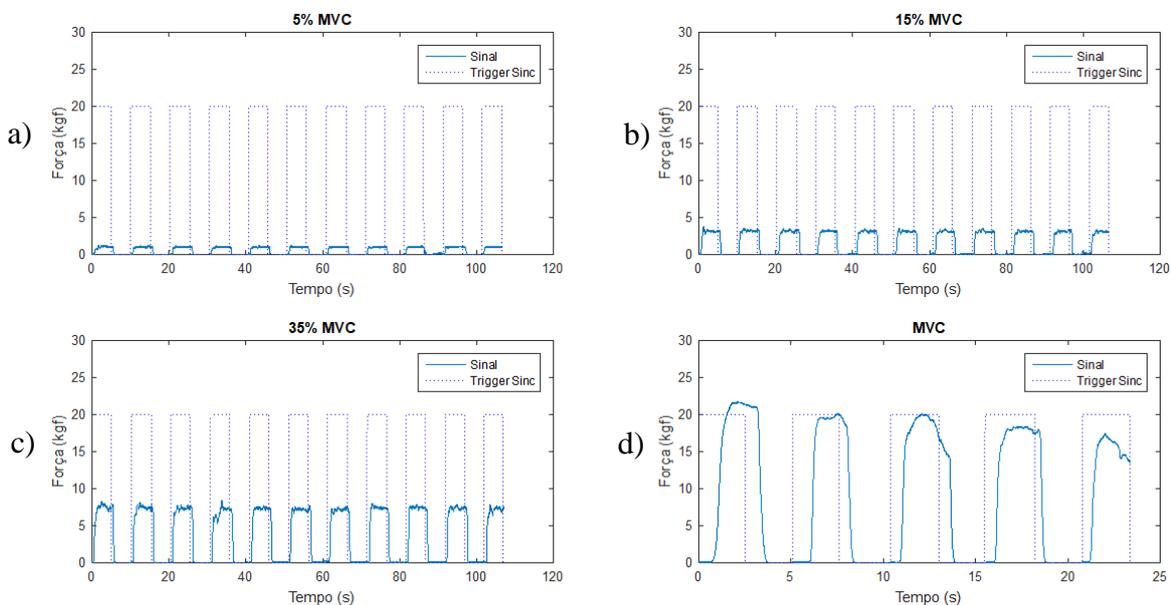


Figura 18 – Sinais de força do dinamômetro de força manual e de trigger coletados na primeira etapa do experimento: (a) 5% MVC; (b) 15% MVC; (c) 35% MVC e; (d) MVC . O sinal de trigger marca os momentos onde houve contração.

Nota-se que cada nível de força foi atingido e mantido durante a maior parte do tempo de cada contração (platô). A força exercida na MVC não teve platôs (Figura 18.d), o que era esperado pois quanto maior a força exercida, maior a dificuldade para manter sua força constante (MOON et al., 2014).

3.2.3 Estimador de força a partir dos sinais de sEMG

O valor de regressão (R) obtido da regressão múltipla foi de 73,55%, com erro de 18,53 %. Os coeficientes obtidos com essa regressão podem ser vistos na Equação 13, onde F é a força estimada e E_{ECD} , E_{ECP} , E_{FSD} e E_{FLP} são os valores dos envelopes de cada um dos músculos.

$$F = 0,0369 + 0,2825E_{ECD} - 0,0027E_{ECP} + 0,4600E_{FSD} + 0,0815E_{FLP} \quad (13)$$

O treinamento da RNA realizado com os dados dos 11 participantes mostrou-se satisfatório, obtendo-se valores de regressão linear maiores que 90% para todos os grupos (Treinamento, Teste e Validação), sendo o valor geral com todas as amostras de 90,748% (Tabela 4). Os valores de RMSE normalizados obtidos em cada grupo também podem ser vistos na Tabela 4, os quais são menores que o obtido com a regressão múltipla. Esta RNA foi utilizada para estimar a força de entrada do controle de força da prótese (segunda etapa). O treinamento dela foi realizado 4 vezes, obtendo-se resultados próximos.

Tabela 4 – Valores de regressão linear e RMSE obtidos com o treinamento da RNA para estimação de força a partir dos sinais de sEMG.

Grupo	Regressão linear (%)	RMSE (%)
Treinamento	90,5948	5,9248
Teste	90,9079	5,7886
Validação	91,3147	5,6872
Geral	90,7480	5,8694

3.2.4 Implementação do controle de força com retorno derivativo

A fim de testar o controlador de força se aplicou sinais de referência padrão (rampa, pulso e degrau) na entrada. A resposta do controlador aos sinais aplicados pode ser vista na Figura 19 e na Figura 20.

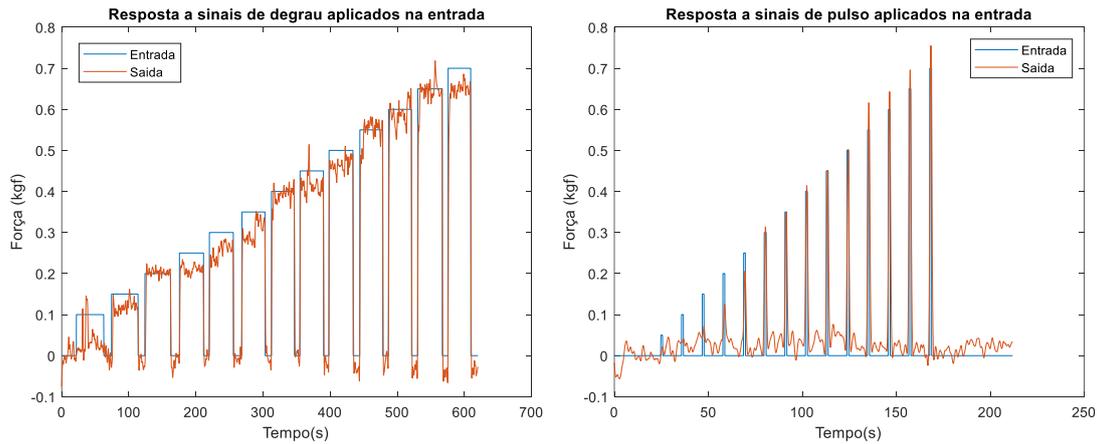


Figura 19 – Resposta do controle aos sinais de entrada de degrau e pulso. Em azul estão os sinais de entrada do controlador e em vermelho os sinais de saída do sensor de força da prótese.

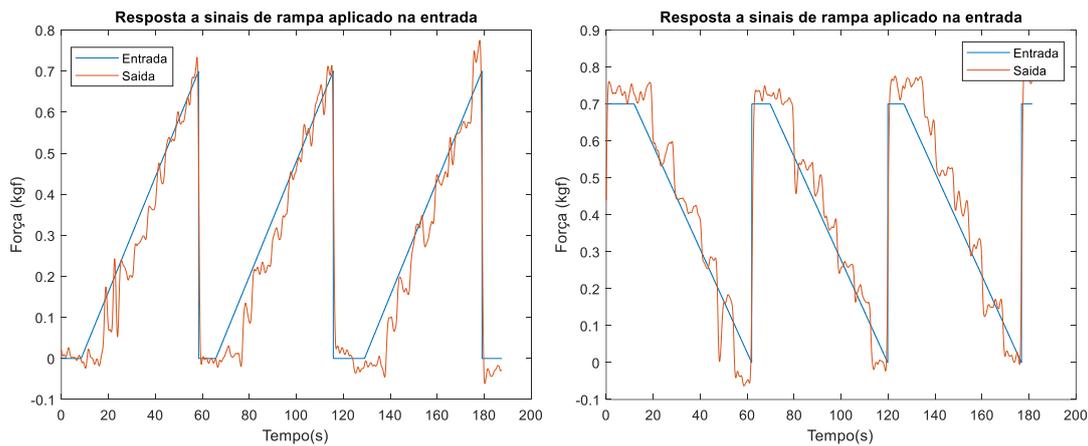


Figura 20 – Resposta do controle aos sinais de entrada de rampa e rampa invertida. Em azul estão os sinais de entrada do controlador e em vermelho os sinais de saída do sensor de força da prótese.

O sistema implementado apresentou uma resposta ao degrau melhor que a resposta à rampa, pois consegue manter a força mais estável, o que é desejável para um controle de força sustentada. A resposta ao pulso mostra uma rápida acomodação do controlador. Observou-se também que nos valores mais baixos de força, aconteceram os maiores erros.

Os parâmetros (tolerância e incremento do PWM) do ajuste fino do controlador de força foram definidos com base nos testes realizados. A tolerância final ficou ajustada em 0,15 kgf e o incremento do PWM em 1 (0,1 % de 2500 us). Após todos os testes,

verificou-se que a força máxima produzida pela prótese foi de aproximadamente 0,7 kgf. Por isso, o máximo valor obtido com o controle foi definido como 0,6 kgf. A associação dos valores de força da prótese com os estimados foi feita de maneira discreta: 0,2 kgf ($\pm 0,15$ kgf) no nível fraco, 0,4 kgf ($\pm 0,15$ kgf) no nível médio e 0,6 kgf ($\pm 0,15$ kgf) no nível forte. A imagem da interface de controle da prótese realizando a força do nível forte pode ser vista na Figura 21.

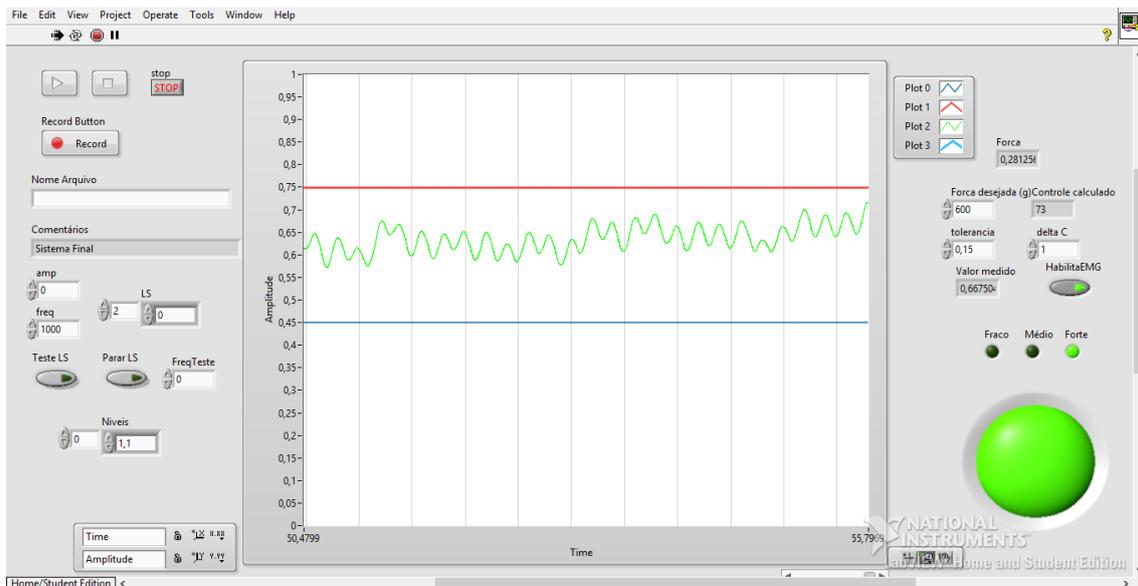


Figura 21 – Interface de controle de força da prótese quando a mesma está realizando a força no nível forte. O indicador luminoso está indicando que uma contração deve ser realizada e as linhas vermelha e azul no gráfico são os limiares desejados para este nível de força.

3.2.5 Implementação da interface com o estimulador elétrico

Após a implementação da interface com o DAC no módulo híbrido, foi possível obter os valores analógicos de tensão para controle da fonte de corrente. A onda obtida para a frequência de 2 kHz e para a amplitude máxima (8 mA) pode ser vista na Figura 22.

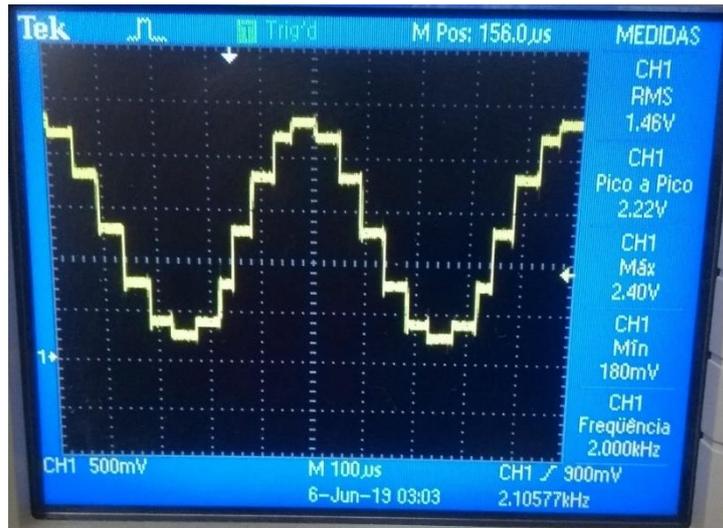


Figura 22 – Sinal analógico para o estimulador medido na saída do DAC. O sinal está na amplitude máxima de 8000 (correspondente a 8 mA na saída do estimulador) e tem frequência de 2 kHz.

O sinal do DAC, após passar pelo circuito de retirada de *offset*, amplificação e filtragem, é inserido na entrada da fonte de corrente do estimulador. A tensão de saída do estimulador (Figura 23), para um sinal de amplitude absoluta de 4000, foi obtido sobre um resistor de 10 k Ω . Para obter o valor de corrente é necessário apenas dividir o valor da tensão pelo da resistência, obtendo-se um valor de amplitude de 4 mA.

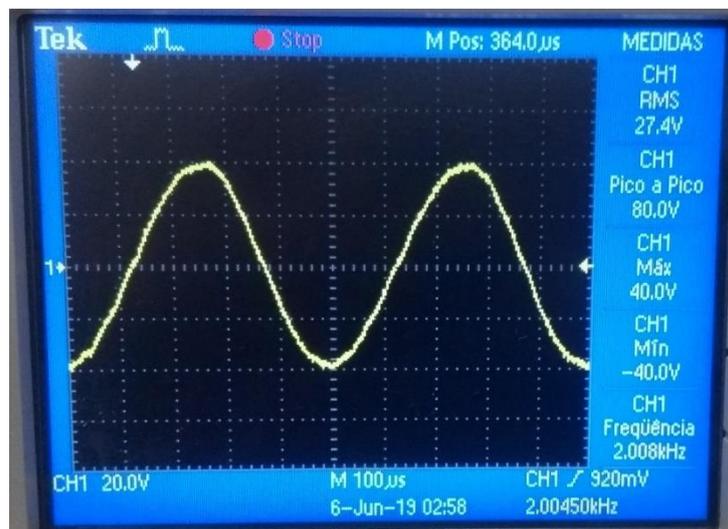


Figura 23 – Sinal de tensão na saída do estimulador medido em um resistor de 10 k Ω . A amplitude do DAC está em 4000 e a frequência em 2 kHz.

3.3 Discussão

Este capítulo propôs o desenvolvimento de um sistema de controle de força para uma prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial. Nesta seção serão discutidos os resultados obtidos durante o desenvolvimento e de forma *offline*.

3.3.1 Desenvolvimento do módulo híbrido e integração com o sistema de aquisição de sinais biológicos

O sistema de aquisição de sinais biológicos possibilitou a realização dos experimentos nas duas etapas do estudo. Além disso, permitiu a implementação do pré-processamento dos sinais de sEMG e do estimador de força baseado na RNA.

O desenvolvimento do módulo híbrido foi de extrema importância, uma vez que ele foi utilizado para o controle de força da prótese, a aquisição dos sinais de força, geração dos sinais de *trigger* e a geração das saídas de controle do estimulador. Fez-se uma tentativa de sincronização do módulo híbrido com o sistema de aquisição via *software* e de forma *online*, porém sem sucesso. Por isso, foi utilizada a geração de sinais de *trigger* a fim de sincronizar os dois sistemas para a análise *offline* dos sinais.

Uma hipótese para o problema do sincronismo encontrado é o protocolo de comunicação utilizado (UDP) para o envio dos pacotes via ethernet não ser o ideal para uso em tempo real, o qual não possui um mecanismo restrito para evitar perdas de pacotes (TANENBAUM; VAN STEEN, 2007). Uma alternativa seria utilizar o protocolo *transmission control protocol*, o qual é muito utilizado em sistemas de tempo real (GUPTA; CHANDRA; LUKSCH, 2016), porém esse protocolo demanda maior performance do DSP.

Outro problema encontrado durante o desenvolvimento do módulo híbrido, foi a falta de capacidade do DSP de realizar todas as atividades de aquisição, geração do PWM e envio de sinais ao DAC ao mesmo tempo sem prejuízo de seu desempenho. Ao realizar a integração de todas as funções, notou-se uma queda na performance do DSP. Por esse motivo e devido ao problema do sincronismo, estuda-se a possibilidade de utilizar outro DSP com maior capacidade de processamento ou utilizar um sistema embarcado com

sistema operacional de tempo real para realizar as duas funções: aquisição de sinais biológicos e as funções do módulo híbrido.

3.3.2 Aquisição dos sinais de sEMG e de força

Os primeiros experimentos com participantes correram bem, não havendo relatos de dificuldades no cumprimento das tarefas pedidas. Em relação ao experimento, o mesmo foi considerado de baixa dificuldade por parte dos participantes. Observou-se que já na segunda sessão de contrações, os participantes já conseguiam realizar todas as contrações sustentadas dentro das tolerâncias pedidas.

Observou-se que os participantes apresentavam maior dificuldade em manter a força constante quando havia aumento do nível de força pedido, pois o valor da força apresentava maior variabilidade (MOON et al., 2014), porém o treinamento obtido com as sessões anteriores pode ter contribuído para que a tarefa fosse realizada corretamente. A análise visual dos sinais permitiu notar o aumento considerável na amplitude dos sinais com o aumento de força exercida.

3.3.3 Estimador de força a partir dos sinais de sEMG

A estimação de força a partir do uso da regressão múltipla se mostrou não satisfatória devido ao seu baixo valor de regressão e o seu erro relativamente alto. Nos testes *offline*, a estimação de força era muito diferente da força de fato produzida. Isso pode ser devido ao fato de que a relação entre o sEMG e a força produzida por esses músculos não é linear. Em trabalhos futuros estuda-se utilizar apenas os músculos agonistas ao movimento para o cálculo dos coeficientes da regressão múltipla a fim de se obter uma relação mais próxima de linear.

O estimador de força com a RNA se mostrou robusto pois os valores da regressão feita em todos os estágios do treinamento foram bastante consistentes com valores de regressão linear próxima a 90%. A implementação da RNA no Labview foi feita de forma fixa a fim de otimizar o tempo de processamento dos sinais e de estimação de força, pois a mesma só consistia de operações matemáticas de soma e multiplicação. Dessa forma, a integração do estimador com o sistema de controle da prótese pôde ser feita sem muito prejuízo à performance final.

3.3.4 Implementação do controle de força da prótese

O tipo de controlador escolhido para este trabalho foi o controle proporcional com retorno derivativo de força, pois ele tem um bom desempenho no controle de força estática da mão (ENGERBERG; MEEK, 2008a). As respostas aos sinais de entrada padrão (degrau, pulso e rampa) foram condizentes com o tipo de controlador, pois apresentaram uma rápida resposta, porém com sobressinal e comportamento levemente oscilatório em alguns momentos.

Como a resposta ao degrau se mostrou melhor para a aplicação de força constante, a associação entre o valor estimado de força pela RNA e o valor de referência aplicado no controle da prótese foi definida como valores fixos de força de saída equivalentes a intervalos fixos de força estimada de entrada. Dessa forma, o sinal aplicado ao controle sempre teria a característica de sinal de degrau.

Os testes permitiram notar o problema do sensor em não manter um *offset* fixo e apresentar erros nas forças mais baixas, o que pode ser devido ao fato de sua faixa dinâmica (100 N) ser muito maior que a faixa utilizada no estudo (6,8646 N). Uma alternativa para resolver esses problemas será utilizar um sensor com faixa dinâmica de 10 N, a qual é mais próxima do valor utilizado no estudo.

Outro problema notado foi o tipo de motor utilizado na prótese, o qual não se mostrou o ideal para controle de força. Antes de aplicar o controle por meio da variação dos valores de PWM, fez-se um estudo sobre como variar o torque produzido pelo servo-motor. Verificou-se que com a variação de tensão de alimentação de 4,8 a 6,0 V, obtinha-se uma variação na quantidade de força produzida pelo motor. Porém essa variação era muito pequena e a variação intensa de tensão de alimentação poderia diminuir a vida útil do servo-motor. Por isso, optou-se pela variação do PWM para controle de força do mesmo. Uma possibilidade futura é o estudo da implementação de um outro tipo de motor na prótese para controle de força.

Uma alternativa para a medição de força avaliada foi a de se medir a corrente consumida pelo servo-motor e obter a força produzida a partir de sua variação. Alguns testes preliminares mostraram que há variação da corrente consumida pelo motor

proporcional ao torque realizado por ele. Em trabalhos futuros, essa métrica pode também ser utilizada como realimentação do controle de força da prótese.

3.3.5 Implementação da interface com o estimulador elétrico

Alguns problemas de *hardware* se apresentaram durante o desenvolvimento da interface com o estimulador elétrico. A princípio seria utilizada uma placa de estimulação desenvolvida com base no mesmo princípio de funcionamento do Neurostim (MARTINS, 2008), porém a mesma apresentou diversos problemas irremediáveis em seus testes de funcionamento. Ao final da análise dos testes, constatou-se que o problema era em suas fontes de alimentação, as quais apresentavam instabilidade. Devido a isso, decidiu-se por utilizar o próprio Neurostim para a realimentação sensorial por EES. A falta de documentação referente ao *hardware* do equipamento foi um grande obstáculo no desenvolvimento da interface para ele, o que gerou um grande atraso no desenvolvimento.

Ao implementar a interface com o estimulador utilizando o módulo híbrido, notou-se uma limitação em frequência do estímulo, devido ao fato do *clock* do DSP não ser suficiente para produzir uma onda senoidal íntegra com frequência acima de 2 kHz e continuar desenvolvendo suas outras funções corretamente. Por isso, a frequência máxima permitida foi de 2 kHz. Uma possibilidade de correção deste problema seria a apresentada na seção 3.3.1, de trocar o DSP ou de utilizar um sistema embarcado em seu lugar, os quais permitissem um *clock* maior e também processamento paralelo.

4 Avaliação do controle de força da prótese mioelétrica de mão

Este capítulo descreve a segunda etapa experimental deste trabalho, na qual foi avaliado de forma *online* o controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial. O capítulo é dividido em Materiais e métodos, Resultados e Discussão.

4.1 Materiais e métodos

Nesta seção são descritos todos os materiais e métodos utilizados para se avaliar o controle de força da prótese mioelétrica com realimentação sensorial de forma *online*.

4.1.1 Aplicação do sistema de controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial

Esta etapa foi realizada com 5 participantes destros, dos quais apenas o participante 3 estava presente também na primeira etapa do experimento. Foram 4 homens e uma mulher que não possuíam nenhum tipo de lesão neurológica ou ortopédica que provoquem limitação de movimentos dos membros superiores, com faixa etária entre 25 e 36 anos. Nesta etapa, aplicou-se o sistema de controle de força da prótese com realimentação sensorial. Como na primeira etapa, os participantes realizaram contrações sustentadas em um dinamômetro de força manual, porém os sinais de força usados para a realimentação sensorial foram os obtidos do sensor de força da prótese mioelétrica de mão.

Antes de habilitar o sistema de controle da prótese, fez-se uma coleta de repouso e uma de MVC a fim de definir os valores de base para a normalização dos sinais de sEMG. Na coleta de repouso pediu-se que o participante colocasse a mão em posição de preensão no dinamômetro por 10 segundos, nos quais os sinais de sEMG foram adquiridos e processados para obter uma média de base para cada um dos músculos. Na coleta de MVC, pediu-se que o participante fizesse uma contração máxima por 2

segundos e os sinais coletados também foram processados e tiveram suas médias calculadas.

Após a obtenção dos valores de base, conectou-se a interface de aquisição com a interface de controle de força da prótese, utilizando a estimação de força como uma variável global compartilhada pelas duas interfaces de forma *online*. A interface de controle usadas no experimento pode ser vista na Figura 24. Ela tem princípio de funcionamento parecido com a da primeira etapa, pois também forneceu aos participantes a força a ser alcançada com sua faixa de tolerância e o indicador luminoso para início e fim das contrações. A diferença é que a força mostrada nela é a força produzida pela prótese, e não a registrada pelo dinamômetro de força manual.

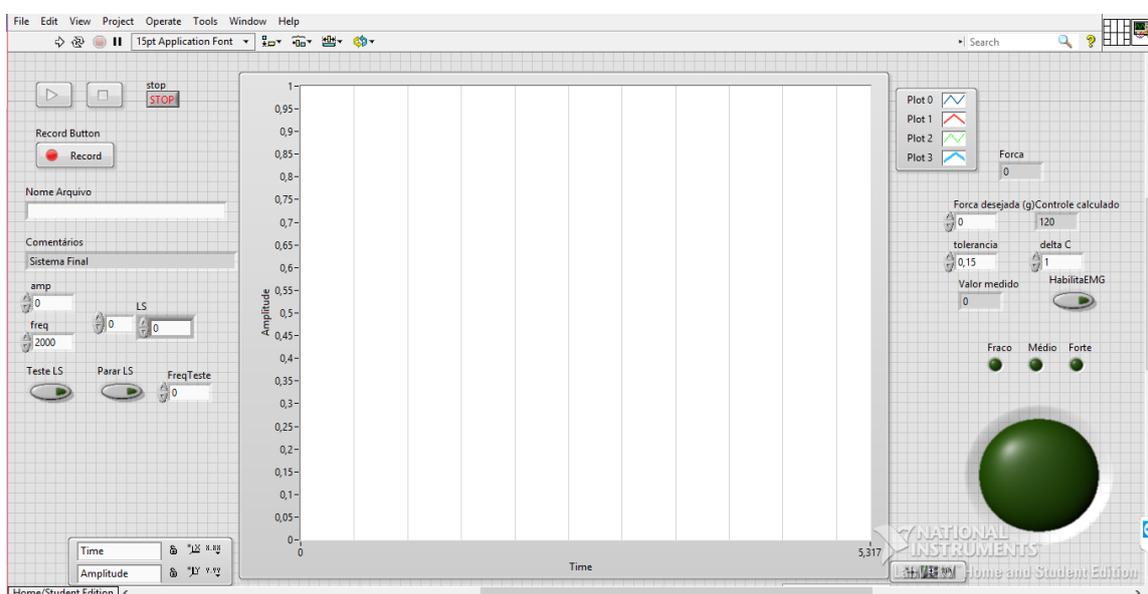


Figura 24 – Interface de controle da prótese utilizada para a segunda etapa do experimento.

A princípio, o sinal de força seria realimentado ao participante de três formas distintas: somente visual, visual e por EES e somente por EES. Porém, devido a problemas de interferência da EES nos sinais de sEMG, os quais impossibilitaram o controle *online* da prótese, somente a realimentação visual foi usada.

O experimento com realimentação apenas visual foi feito em 3 sessões de 10 contrações, uma para cada um dos três níveis de força: fraco, médio e forte. O nível fraco equivale ao intervalo de 1% a 10% de MVC, o médio de 10% a 25% de MVC e o forte

de 25% a 100% de MVC. Novamente as contrações duraram 5 s e foram espaçadas em intervalos de 5 s. As cinco melhores contrações de cada participante foram selecionadas.

A EES foi aplicada a um dos participantes utilizando um eletrodo planar concêntrico. Ele possui um centro de ouro (eletrodo de disco de 2 mm como catodo) e um aro externo (anodo) com diâmetros de 9 mm e 7 mm (Figura 25). Antes de colocar o eletrodo, a pele abaixo do local de estimulação foi limpa com gaze embebida em álcool 70%. O eletrodo foi posicionado no dorso da mão esquerda, na fossa radial como mostrado na Figura 25 (VOLPI, 2017). Calculou-se os Limiares de Sensibilidade (LS) do participante nas frequências 1 kHz, 1,5 kHz e 2 kHz, utilizando de amplitudes da corrente senoidal variando em rampa crescente (MARTINS, 2008). O LS foi obtido como a média de duas aferições em cada frequência. A neurorealimentação de força fraca ao participante seria feita com frequência de 2 kHz e 1,1 x LS, a força média com frequência de 1,5 kHz e 1,2 x LS e a forte com frequência de 1 kHz e 1,3 LS.



Figura 25 - Eletrodo utilizado para a estimulação elétrica e o posicionamento do mesmo no participante.

Devido aos problemas de interferência da EES nos sinais de sEMG, somente uma sessão de 5 contrações foi realizada no primeiro participante.

4.1.2 Avaliação do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial

Os sinais de sEMG utilizados *online* na segunda etapa do experimento, foram processados *offline* e utilizados para avaliar o desempenho do estimador de força desenvolvido na primeira etapa. Essa avaliação foi feita por meio das médias das

diferenças, para cada participante, entre os valores estimados (com os sinais de sEMG) e os produzidos de força no dinamômetro durante a execução do experimento. Ao final, fez-se a mediana dos valores de todos os participantes para determinar o desempenho geral do estimador de força.

Além disso, calculou-se também a RMSE e o Coeficiente de Correlação (CC) os quais são muito utilizados para avaliar o desempenho de estimadores baseados em RNAs (CAO; SUN; ZHANG, 2017; YANG et al., 2016). A Equação 14, mostra como o CC é calculado. Nela, Cov é a covariância entre os dois sinais de força, Var é a variância de cada sinal e f_o e f_e são os sinais de força obtido e estimado, respectivamente.

$$CC = \frac{Cov(f_o, f_e)}{\sqrt{Var(f_o) \times Var(f_e)}} \quad (14)$$

A partir dos sinais do dinamômetro, calculou-se a taxa de acertos do controle de força, relacionando a quantidade de amostras onde a força se encontrava dentro da faixa desejada com o total de amostras durante as contrações.

4.2 Resultados

Nesta seção são relatados os resultados obtidos com a aplicação do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial.

4.2.1 Estimação de força online

Na Figura 26.a pode-se observar que no nível fraco de força (1 a 10% da MVC), de um dos participantes, a força registrada ($\approx 5\%$ da MVC) no dinamômetro *online* (força produzida) é próxima à força estimada *offline* (força estimada), encontrando-se dentro dos limiares inferior e superior desejados para este nível.

No nível médio (Figura 26.b) nota-se uma variação maior entre a força registrada *online* e a estimada, porém as duas se encontram dentro dos limiares desejados (10 a 25 % da MVC) na maior parte do tempo de cada contração. No nível forte (Figura 27) – limiar acima de 25 % da MVC - há uma maior diferença entre os valores registrados e estimados de força. A força registrada *online* se encontra acima do limiar em boa parte do tempo, porém a força estimada se encontra abaixo dele em alguns momentos.

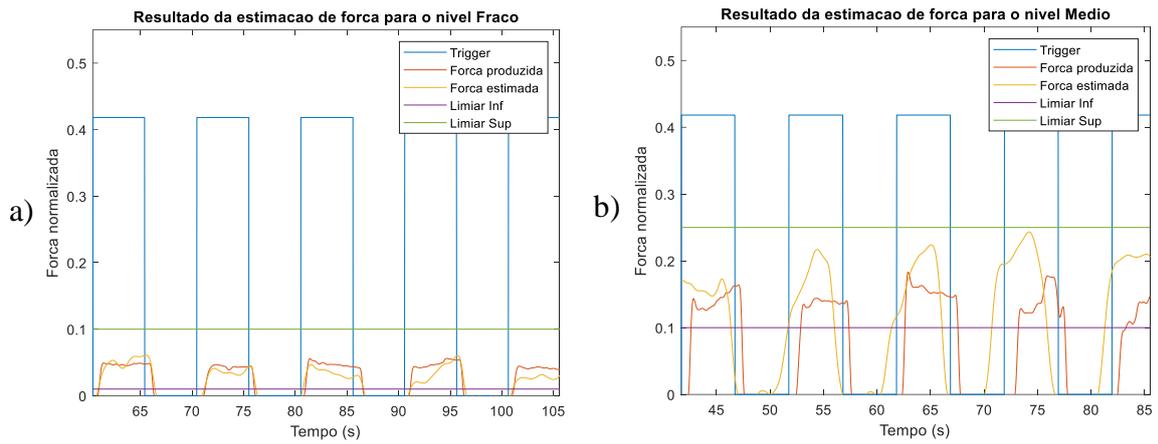


Figura 26 – Estimação de força versus a força produzida pelo participante 2 nos níveis (a) fraco e (b) médio. Em azul estão os sinais de trigger que marcam os momentos de contração, em vermelho e laranja estão a força estimada e a produzida e em roxo e verde estão os limiares desejados de cada nível de força.

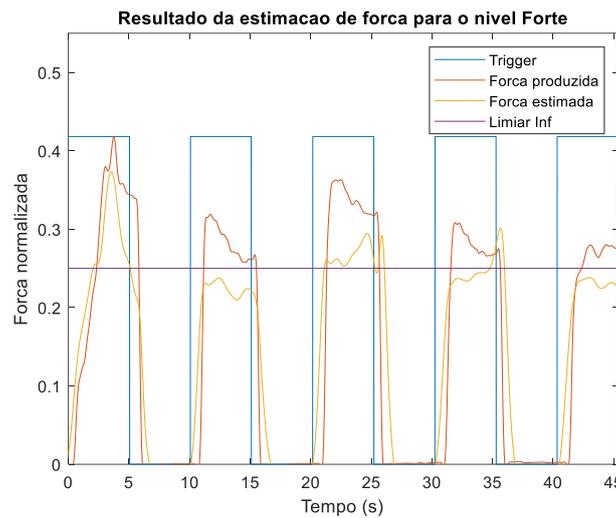


Figura 27 – Estimação de força versus a força produzida pelo participante 2 no nível forte. Em azul estão os sinais de trigger que marcam os momentos de contração, em vermelho e laranja estão a força estimada e a produzida e em roxo está o limiar inferior desejado neste nível de força.

As médias e os desvios padrões das diferenças entre o valor de força estimado e os valores registrados no dinamômetro em cada nível de força e em cada um dos participantes podem ser vistas na Figura 28 e na Figura 29. No nível fraco (Figura 28.a), as diferenças encontram-se próximas de zero. No nível médio (Figura 28.b) elas se

distanciam mais do zero e isso se repete para o nível forte (Figura 29). Além disso, as dispersões aumentam de acordo com os níveis de força.

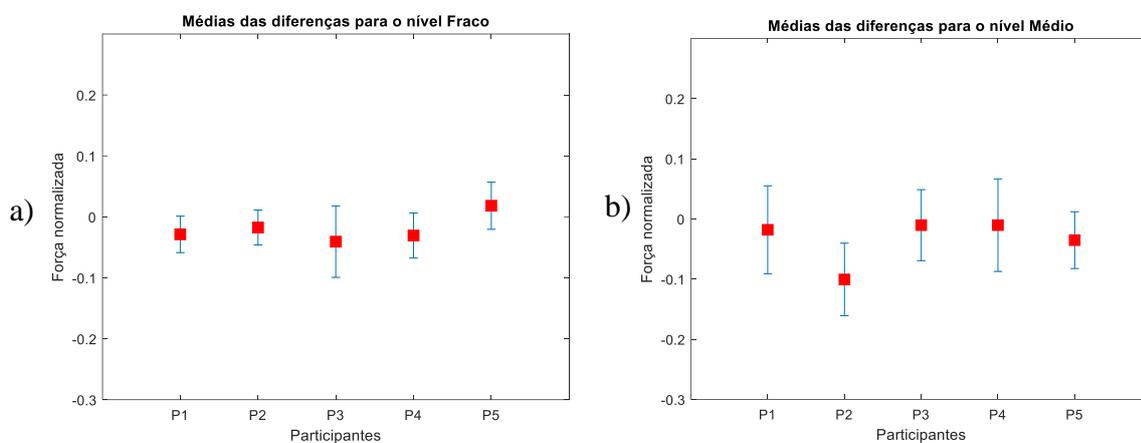


Figura 28 – Médias das diferenças entre o valor de força estimado e o valor registrado no dinamômetro para cada um dos participantes nos níveis de força (a) fraco e (b) médio.

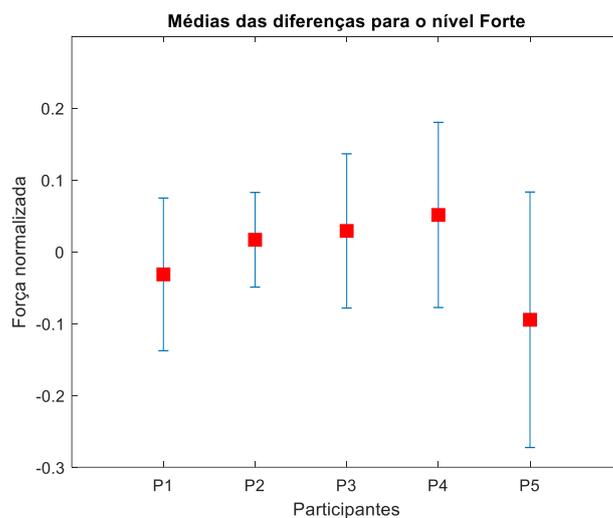


Figura 29 – Médias das diferenças entre o valor de força estimado e o valor registrado no dinamômetro para cada um dos participantes no nível de força forte.

As medianas das diferenças obtidas de todos os participantes em cada nível de força mostram-se próximas de zero (Figura 30). A mediana geral das diferenças obtidas em todos os níveis de força e com todos os participantes foi de -0,01013.

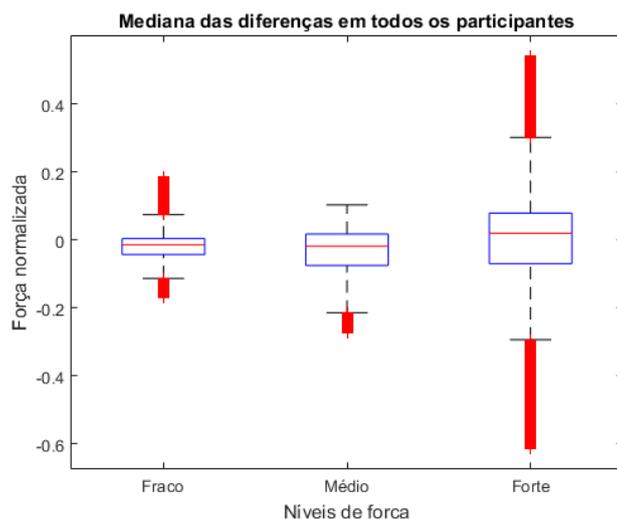


Figura 30 - Medianas dos valores das diferenças entre a força estimada e a produzida obtidos dos 5 participantes em cada nível de força.

Os valores de RMSE, calculados entre a força estimada e a força produzida, obtidos para cada participante em cada nível de força e os totais de cada nível estão na Tabela 5. Pode-se observar que os valores são maiores no nível forte, exceto para o participante 2. No apanhado geral, os valores de RMSE aumentam de acordo com o aumento de força exercida. O valor de RMSE geral obtido com todos os participantes nos três níveis de força foi de 0,0943 (9,43 % considerando que os valores de força são normalizados).

Tabela 5 – Valores de RMSE calculados em todos os participantes nos três níveis de força, comparando a força estimada com a registrada no dinamômetro.

Participante	RMSE nível fraco	RMSE nível médio	RMSE nível forte
P1	0,0415	0,0752	0,1109
P2	0,0335	0,1172	0,0680
P3	0,0713	0,0599	0,1112
P4	0,0480	0,0776	0,1387
P5	0,0427	0,0589	0,2015
Geral	0,0491	0,0801	0,1334

Os valores obtidos com o cálculo do CC para cada participante em cada nível de força e os valores gerais podem ser vistos na Tabela 6. Vê-se que a correlação entre os valores estimados e os registrados foi maior no nível forte para os três primeiros

participantes, já nos dois últimos, a melhor correlação ocorreu no nível médio. O valor de CC geral obtido com todos os participantes em todos os níveis de força foi de 0,8990.

Tabela 6 – Valores de CC calculados em todos os participantes nos três níveis de força, comparando a força estimada com a registrada no dinamômetro.

Participante	CC nível fraco	CC nível médio	CC nível forte
P1	0,4764	0,8096	0,9642
P2	0,8027	0,3265	0,8843
P3	0,0508	0,8632	0,8744
P4	0,5163	0,6841	0,5756
P5	0,4150	0,7097	0,3908
Geral	0,5007	0,8174	0,8373

4.2.2 Análise das taxas de acertos do controle de força da prótese

Na segunda etapa do experimento, onde 5 participantes testaram o controle de força da prótese com realimentação visual de força, calculou-se o desempenho do controle por meio da taxa de acertos dos três níveis de força (fraco, médio e forte). Os sinais de força do sensor da prótese gerados pelo controle, em um dos participantes, para os três níveis de força, podem ser vistos na Figura 31 e na Figura 32.

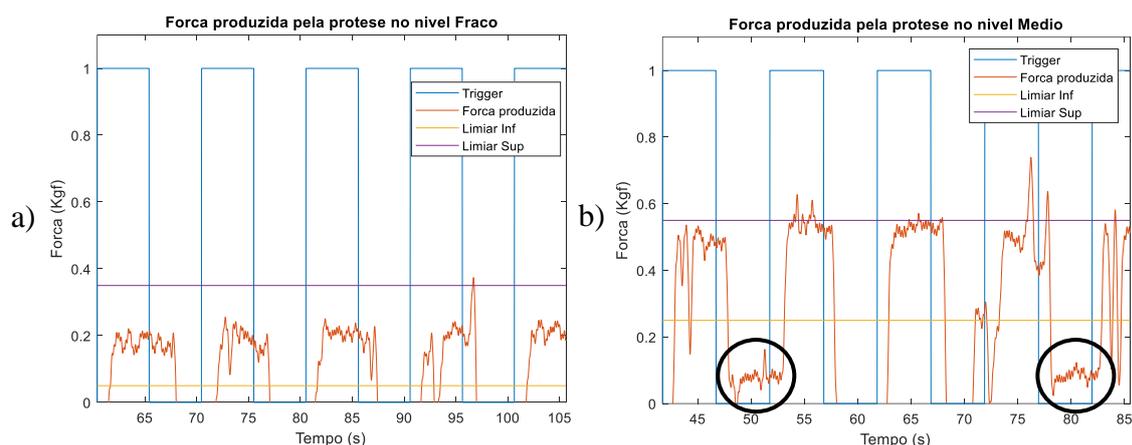


Figura 31 – Sinais de força da prótese de um dos participantes na segunda etapa do experimento para os níveis (a) fraco e (b) médio. Em azul estão os sinais de trigger que marcam os momentos de contração, em vermelho está a força produzida no sensor de

força e em laranja e roxo estão os limiares desejados de cada nível de força. Circulados em preto estão os momentos onde ocorreu erro de offset no sensor de força.

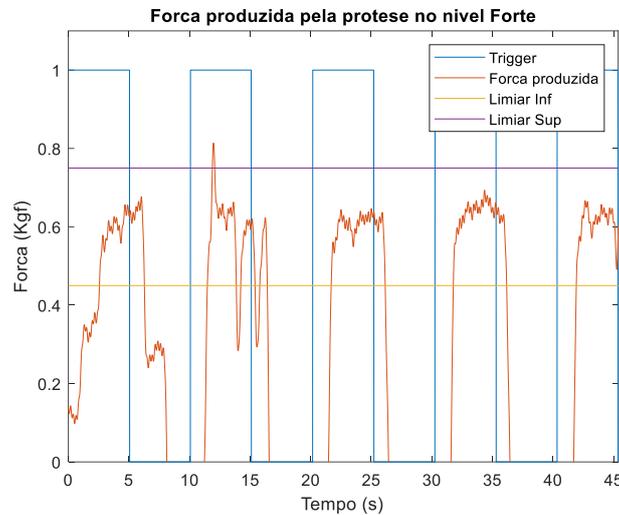


Figura 32 – Sinais de força da prótese de um dos participantes na segunda etapa do experimento para o nível forte. Em azul estão os sinais de trigger que marcam os momentos de contração, em vermelho está a força produzida no sensor de força e em laranja e roxo estão os limiares desejados neste nível de força.

Nota-se que os sinais obtidos do sensor de força da prótese apresentam problemas de *offset* variável (Figura 31.b) e também se mostraram muito ruidosos. Os testes com a interface de controle da prótese mostraram que o sensor de força utilizado não apresentava um *offset* fixo, o que fez com que um ajuste do valor do sensor tivesse que ser realizado sempre no início de cada teste. Além disso, o sensor apresentou problema de erro devido à sensibilidade pouco adequada para essa aplicação, principalmente nas forças mais baixas.

As taxas de acertos do controle de força da prótese para cada participante e em cada nível de força podem ser vistas na Figura 33 e na Figura 34. No nível forte (Figura 34) estas taxas se mantêm mais constantes com valores variando de 70 a 90 % aproximadamente. Nos níveis fraco e médio (Figura 33.a e Figura 33.b, respectivamente) há uma queda na taxa de acertos nos participantes 3 e 2, respectivamente. As menores taxas de acertos estão no nível médio e as maiores estão no nível forte.

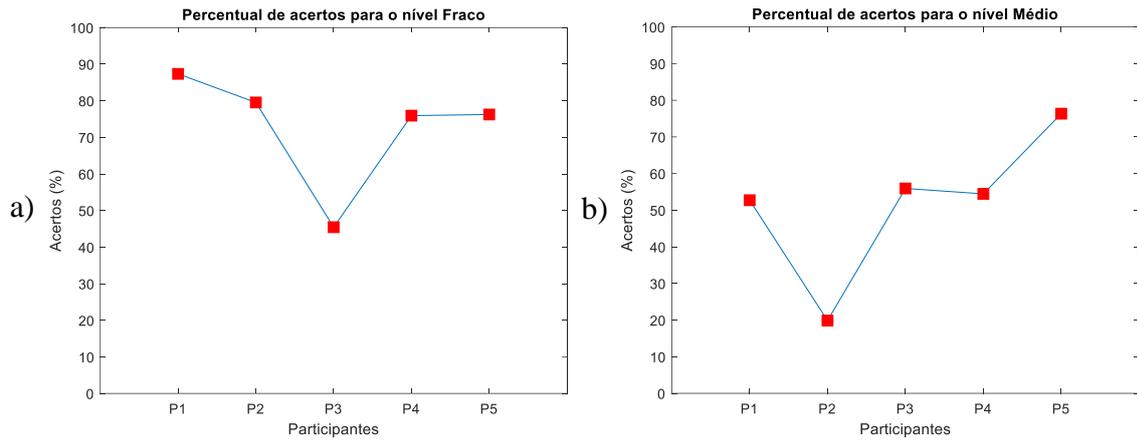


Figura 33 – Taxa de acertos do controle de força da prótese para cada participante nos níveis (a) fraco e (b) médio de força.

A taxa de acertos do controle de força da prótese foi também calculada para todos os participantes em cada nível de força (Figura 35). A taxa de acertos geral em todos os participantes nos três níveis de força foi calculada como 67,66 %.

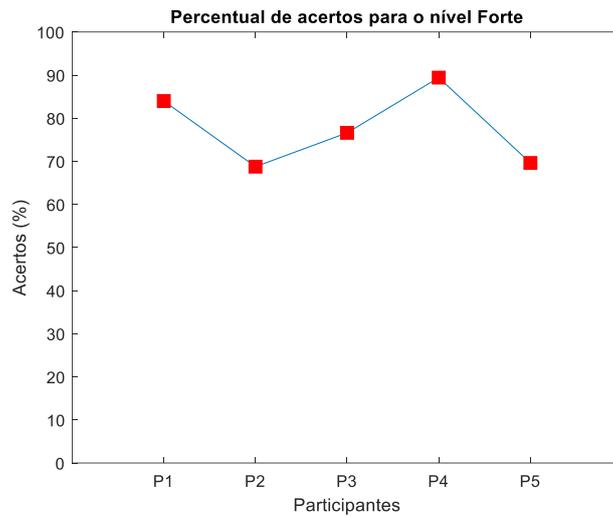


Figura 34 – Taxa de acertos do controle de força da prótese para cada participante no nível forte.

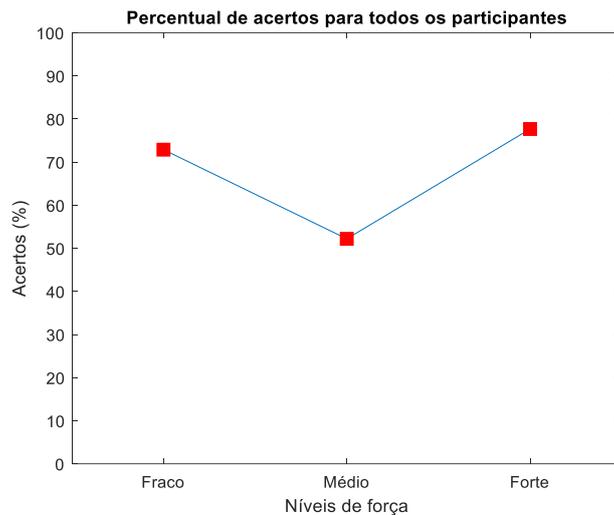


Figura 35 – Taxas de acertos de todos os participantes para cada nível de força

4.3 Discussão

Este capítulo propôs a avaliação do controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial de forma *online*. Nesta seção serão discutidos os resultados obtidos.

4.3.1 Estimação de força online

Analisando os valores de força estimada e registrada de cada um dos participantes, pode-se afirmar que a estimativa de força *online* foi satisfatória, já que os níveis de força foram atingidos em quase todas as contrações dos participantes. As diferenças entre o valor estimado e o produzido aumentaram de acordo com o aumento na força. Porém o aumento não é proporcional, o que faz com a estimativa de força tenha um melhor desempenho em forças maiores. Isso condiz com o que foi encontrado em (NINU et al., 2014), que mostrou que quanto maior o nível de força, melhor é o desempenho do controle com realimentação sensorial.

Os valores de RMSE encontrados variaram entre 0,0491 (4,91 %) e 0,1334 (13,34 %), o que é próximo das variações obtidas em outros estudos que utilizam técnicas baseadas em RNA para estimativa de força manual, como a variação de 0,083 (8,3 %) a 0,167 (16,7 %) de erro para forças de pinça de 30% a 80% do MVC (YANG et al., 2009, 2016). Isso indica que o resultado da estimativa foi consistente comparado ao que está

presente na literatura. Além disso, o CC do estimador também aumentou conforme o aumento de força, também condizente com os estudos acima citados. O CC geral foi de aproximadamente 0,90, o que é satisfatório para um estimador *online*.

Analisando a estimação de força e a força produzida nos níveis Médio e Forte (Figura 26 e Figura 27), nota-se que a estimação de força ocorre antes da força ser de fato produzida. Esse fato também é notado nos outros participantes. Isso indica um atraso no movimento de prensão. Esse atraso pode ser devido ao *delay* eletro-mecânico que acontece entre a ativação elétrica dos músculos e a força mecânica de fato produzida. Esse fato é útil para o controle de força da prótese, pois permite ao participante uma correção da força de forma mais rápida, já que a entrada do controle é a estimação de força e não a força produzida no dinamômetro.

4.3.2 Análise das taxas de acertos do controle de força da prótese

O teste do sistema de controle de força da prótese foi feito com a realimentação visual de força, devido aos problemas de interferência encontrados com a realimentação por EES no controle *online*. Os sinais coletados com a realimentação por EES foram analisados em busca de uma solução para o problema de interferência. Uma relação sinal-ruído muito baixa foi notada nos sinais, o que faz com que somente a aplicação de um filtro digital no pré-processamento *online* não seja o suficiente para contornar o problema. Uma possibilidade avaliada é a de estudar a melhor forma de blindar o *hardware* do estimulador para evitar sua interferência. Será feita investigação mais aprofundada a fim de resolver esse problema em trabalhos futuros.

Os testes com realimentação apenas visual apresentaram resultados satisfatórios, com uma taxa de acertos geral de 67,7 %. Essa taxa está bem próxima da encontrada na aplicação do mesmo tipo de controle, porém para o movimento de pinça, a qual foi de 59,2 % (ENGBERG; MEEK, 2008a). A taxa de acertos em cada participante foi diferente em cada nível de força. As maiores taxas de acertos ocorreram na realização das tarefas no nível forte, o que pode ser devido ao fato de não haver um limiar superior de força, dessa forma, sendo mais fácil controlar a força para atingir o objetivo e mantê-la. O nível de força que registrou as menores taxas de acertos foi o nível médio, apesar de que o nível fraco teve mais relatos de dificuldade por parte da maioria dos participantes

(P2, P3, P4 e P5). O nível forte foi relatado como o mais fácil de realizar, mesmo com o cansaço devido ao alto nível de força produzida.

Durante a execução do nível forte alguns participantes continuavam a aumentar o nível de força exercido mesmo após atingirem o objetivo. Uma forma de evitar isso, seria alertar o participante quando a força estimada chegasse ao limite superior do nível forte, o qual na interface de controle foi definido como 50 % de MVC. Dessa forma, em um sistema final, evitaria fadiga desnecessária no usuário da prótese.

5 Conclusão

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um controle específico para força em uma prótese mioelétrica de mão. O sistema proposto teve o objetivo de permitir ao usuário o controle da força exercida pela prótese utilizando os seus sinais de sEMG e uma realimentação sensorial para que o mesmo possa utilizar a prótese com mais confiança e realizar movimentos finos de forma mais consciente.

Os resultados obtidos do estimador de força mostraram que o uso da RNA foi uma ótima escolha para estimar a força produzida a partir dos sinais de sEMG. Outras técnicas ainda podem ser testadas para essa estimação de força. Uma delas é o cálculo da Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) dos sinais de sEMG, a qual foi aplicada de forma *offline* nos sinais de sEMG (Apêndice D e Apêndice E) para relacionar força e sEMG. Em trabalhos futuros, estuda-se a possibilidade de aplicar conceitos de aprendizado de máquina e *Deep Learning* para fazer com que a estimação de força aprenda constantemente com o usuário e se torne personalizada.

Apesar das limitações encontradas tanto no desenvolvimento do *hardware* quanto do *software* de controle da prótese, os resultados obtidos com a realimentação visual se mostraram satisfatórios para 5 participantes. Isso prova que o controle de força da prótese mioelétrica de mão com realimentação sensorial é eficaz para esta aplicação. Será feito um estudo para atenuar a interferência eletromagnética causada pela realimentação por estimulação elétrica.

Algumas oportunidades de melhorias foram encontradas ao longo deste trabalho e acredita-se que após a implementação das mesmas haverá uma melhora significativa no desempenho do sistema como um todo. Novos testes com mais participantes serão realizados para verificar a acurácia do sistema e identificar outras oportunidades de melhoria.

6 Referências

- AKAY, M. **Wiley encyclopedia of biomedical engineering**. [s.l.] Wiley-Interscience, 2006.
- ANDRADE, N. A. **Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para a utilização no controle de próteses motoras ativas**. Mestrado—Brasília, DF: Universidade de Brasília, set. 2007.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience**. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2007. v. 2
- BERGER, D. J.; D'AVELLA, A. Effective force control by muscle synergies. **Frontiers in computational neuroscience**, v. 8, p. 46, 2014.
- BITZER, S.; VAN DER SMAGT, P. **Learning EMG control of a robotic hand: towards active prostheses**. . In: PROCEEDINGS 2006 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2006. ICRA 2006. IEEE, 2006
- CAMARGO, L.; STOPPA, M. Controle sem Fio por Dispositivos Móveis de Prótese Biônica de Mão. In: **Estudos Interdisciplinares em Ciências Exatas e da Terra**. São Paulo: Blucher, 2016. v. 1p. 15–28.
- CAO, H.; SUN, S.; ZHANG, K. Modified EMG-based handgrip force prediction using extreme learning machine. **Soft computing**, v. 21, n. 2, p. 491–500, 2017.
- CEVALLOS-LARREA, P. et al. Sistema Modular para Avaliação da Resposta Auditiva em Regime Permanente. **Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas/VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP**, v. 7, p. 109–112, 2015.
- CUNHA, R. DE C. **Teste F Espectral Bayesiano para classificação de movimentos da mão com sinais de EMG**. Mestrado—Rio de Janeiro, RJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro, set. 2016.
- DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends in neurosciences**, v. 17, n. 7, p. 299–305, 1994.
- DHILLON, G. S.; HORCH, K. W. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 13, n. 4, p. 468–472, 2005.
- DIETRICH, C. et al. Sensory feedback prosthesis reduces phantom limb pain: proof of a principle. **Neuroscience letters**, v. 507, n. 2, p. 97–100, 2012.
- DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; RAU, G. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. **Clinical biomechanics**, v. 24, n. 3, p. 225–235, 2009.

ENGERBERG, E. D.; MEEK, S. Improved grasp force sensitivity for prosthetic hands through force-derivative feedback. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 55, n. 2, p. 817–821, 2008a.

ENGERBERG, E. D.; MEEK, S. G. Backstepping and sliding mode control hybridized for a prosthetic hand. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 17, n. 1, p. 70–79, 2008b.

ENGELBRECHT, A. P. **Computational intelligence: an introduction**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2007.

GUPTA, A.; CHANDRA, A. K.; LUKSCH, P. **Real-Time and Distributed Real-Time Systems: Theory and Applications**. [s.l.] CRC Press, 2016.

HAYKIN, S. **Redes neurais: princípios e prática**. [s.l.] Bookman Editora, 2007.

HORCH, K. et al. Object discrimination with an artificial hand using electrical stimulation of peripheral tactile and proprioceptive pathways with intrafascicular electrodes. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 19, n. 5, p. 483–489, 2011.

JIMENEZ, M. C.; FISHEL, J. A. **Evaluation of force, vibration and thermal tactile feedback in prosthetic limbs**. . In: 2014 IEEE HAPTICS SYMPOSIUM (HAPTICS). IEEE, 2014

JOHNSON, K. O. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. **Current opinion in neurobiology**, v. 11, n. 4, p. 455–461, 2001.

KATIMS, J. J. Electrodiagnostic functional sensory evaluation of the patient with pain: a review of the neuroselective current perception threshold and pain tolerance threshold. **Pain Digest**, v. 8, p. 219–230, 1998.

KIM, S. S. et al. Conveying tactile feedback in sensorized hand neuroprostheses using a biofidelic model of mechanotransduction. **IEEE transactions on biomedical circuits and systems**, v. 3, n. 6, p. 398–404, 2009.

KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. **Berne & Levy Physiology, Updated Edition E-Book**. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2009.

KRIESEL, D. **A Brief Introduction to Neural Networks**. [s.l.: s.n.].

MARTINS, H. R. **Sistema para o estudo do limiar de percepção de corrente elétrica com forma de onda arbitraria**. Mestrado—Belo Horizonte, MG: Universidade Federal de Minas Gerais, ago. 2008.

MERLETTI, R.; FARINA, D. **Surface electromyography: physiology, engineering, and applications**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2016.

MOON, H. et al. Force control is related to low-frequency oscillations in force and surface EMG. **PLoS one**, v. 9, n. 11, p. e109202, 2014.

NINU, A. et al. Closed-loop control of grasping with a myoelectric hand prosthesis: Which are the relevant feedback variables for force control? **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, v. 22, n. 5, p. 1041–1052, 2014.

NORTON, K. A brief history of prosthetics. **InMotion**, v. 17, n. 7, p. 11–3, 2007.

SOUZA, B. J. DE. **Avaliação da Percepção por Corrente Senoidal: Uma Nova Perspectiva Para Neuropatias**. Mestrado—Rio de Janeiro, RJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro, jun. 2016.

TANENBAUM, A. S.; VAN STEEN, M. **Distributed systems: principles and paradigms**. [s.l.] Prentice-Hall, 2007.

VOLPI, L. P. **Efeitos dos estímulos senoidais na resposta induzida cerebral: Estudo da seletividade das fibras sensitivas**. Mestrado—Rio de Janeiro, RJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro, out. 2017.

VOLPI, L.; TIERRA-CRIOLLO, C. Cortical Alpha Oscillation During 3 kHz Steady-State Sinusoidal Electric Current Stimulation. **Journal of Neurology & Stroke**, v. 7, n. 1, p. 1–6, 2017.

WARD, A. R. Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. **Physical therapy**, v. 89, n. 2, p. 181–190, 2016.

YANG, D. et al. **Estimation of hand grasp force based on forearm surface EMG**. . In: 2009 INTERNATIONAL CONFERENCE ON MECHATRONICS AND AUTOMATION. IEEE, 2009

YANG, Z. et al. Surface EMG based handgrip force predictions using gene expression programming. **Neurocomputing**, v. 207, p. 568–579, 2016.

YU, H.; WILAMOWSKI, B. M. Levenberg-marquardt training. **Industrial electronics handbook**, v. 5, n. 12, p. 1, 2011.

ZHU, G.-K. et al. **Virtual Control of Prosthetic Hand Based on Grasping Patterns and Estimated Force from Ssemg**. . In: ITM WEB OF CONFERENCES. EDP Sciences, 2016

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA CÉREBRO Versão 06/03/2018

Caro Sr(a),

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo intitulado "INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA CÉREBRO".

1- JUSTIFICATIVA

Próteses sensoriais são as próteses que conseguem devolver sensações ao seu usuário. Elas já se provaram melhores que as tradicionais, pois permitem ao usuário o melhor controle de movimentos e melhor identificação da prótese como parte de seu corpo. Para o controle desse tipo de prótese, é necessário um equipamento que permita ao usuário controlar os movimentos e também receber o retorno de sensações da prótese, o que caracteriza uma Interface Cérebro Máquina Cérebro. Os sinais que controlam os movimentos da prótese são biológicos e captados dos músculos do usuário e o retorno de sensações da prótese é feito por estimulação elétrica. Tanto a captação dos sinais dos músculos quanto a estimulação elétrica são feitos por meio de eletrodos na superfície da pele do usuário.

Neste estudo, em primeiro momento serão coletados dos participantes da pesquisa, sinais dos músculos com eletrodos na pele e sinais cerebrais com eletrodos no couro cabeludo. As coletas ocorrerão durante aplicação de força em um medidor de força manual. Em um segundo momento serão coletados os mesmos sinais, mas agora com o uso da prótese para realizar a aplicação de força, ao invés da mão do participante da pesquisa.

Os resultados obtidos neste estudo serão usados para a implementação de uma prótese sensorial de mão, a qual poderá melhorar substancialmente a vida de amputados de mão que utilizam próteses.

2- DESCONFORTOS E RISCOS

Todos os testes realizados são considerados de risco mínimo e são não invasivos. Os riscos morais podem ser desconforto devido ao longo tempo de experimento, que pode chegar a duas horas, e também pelo uso da pasta condutora no couro cabeludo para aquisição dos sinais cerebrais. Para o melhor conforto dos participantes, o experimento será realizado em uma sala climatizada e os participantes ficarão sentados em uma cadeira confortável durante todo o experimento. O participante poderá parar o experimento caso sinta-se desconfortável. Os riscos físicos podem ser choque elétrico não doloroso e colisão com a prótese em funcionamento. Para garantir que o choque elétrico em nenhum momento será nocivo à saúde, o estimulador utilizado apresenta níveis máximos de corrente elétrica de -8mA a +8mA dentro dos níveis considerados não nocivos (de -10mA a +10mA). O sistema também conta com um modo de proteção para ser desligado a qualquer momento pelo participante. A colisão com a prótese será evitada colocando-a a uma distância segura dos participantes. Os participantes não receberão nenhum tipo de substância prejudicial à saúde e não será administrado nenhum tipo de remédio durante o experimento.

3- GARANTIA DE ESCLARECIMENTO, LIBERDADE DE RECUSA E GARANTIA DE SIGILO.

Você será esclarecido(a) sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para se recusar a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária

e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

Os pesquisadores irão tratar a sua identidade de forma sigilosa. Os resultados da pesquisa permanecerão confidenciais. Seu nome ou o material que indique a sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado(a) em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Uma via deste consentimento informado será arquivada no Programa de Engenharia Biomédica (PEB) do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) e outra será fornecida a você.

4- BENEFÍCIOS

Não será disponibilizado nenhum benefício financeiro, porém quando das coletas dos dados será disponibilizado lanche composto por água, suco e biscoito dado que o tempo de coleta pode ser um pouco prolongado.

Você também estará contribuindo para o desenvolvimento da ciência, pois os dados coletados serão analisados para aplicações no desenvolvimento de melhores sistemas de controle de próteses de mão e, dessa forma trazerem melhorias na vida de pessoas amputadas. Todos os resultados serão apresentados à comunidade científica nacional e internacional, contribuindo assim para o desenvolvimento tecnológico no ramo de tecnologias de próteses e de reabilitação.

5- GARANTIA DE ACESSO

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis, os Profs. Drs. Carlos Julio Tierra-Criollo e Eduardo Vieira Leão Nunes e a discente Paula Brandão Furlan que podem ser encontrados no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Sala H-327, Av. Horácio Macedo 2030, Centro de Tecnologia, Cidade Universitária, no telefone (21)3938-8629.

No caso da aceitação, você tem garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo.

Todas as informações obtidas no estudo serão analisadas em conjunto com outros participantes, não sendo divulgados dados pessoais de nenhum participante em nenhuma publicação ou relatório de pesquisa. Os resultados dos experimentos somente serão de competência dos pesquisadores envolvidos no projeto, não será permitido acesso a terceiros, garantindo proteção contra qualquer tipo de discriminação ou estigmatização. Os pesquisadores responsáveis se comprometem a usar os dados e material coletado apenas para os fins propostos no protocolo desta pesquisa.

Em caso de eventuais danos, você está livre para procurar obter indenização por meios legais. É legítimo o direito de ser indenizado, conforme a legislação 466/12, uma vez provada a vinculação de tal dano alegado à participação nesta pesquisa.

Na UFRJ há o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), o qual é um colegiado criado para defender os interesses dos participantes de pesquisa em sua integridade e dignidade e também para garantir que o desenvolvimento das pesquisas envolvendo seres humanos seguem os padrões éticos (Resolução nº 466/12 Conselho Nacional de Saúde).

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o CEP do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/HUCFF/UFRJ – R. Prof. Rodolpho Paulo Rocco, n.º 255, 7º andar, Ala E,

Cidade Universitária/Ilha do Fundão, Rio de Janeiro/RJ, CEP: 21.941-913 pelo telefone 3938-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 16 horas, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br.

6- CONSENTIMENTO

Acredito ter sido suficientemente informado(a) a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com o pesquisador _____ sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os objetivos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízo e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Eu receberei uma via desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do participante da pesquisa

Assinatura do participante da pesquisa Data ____/____/____

Nome do pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador responsável Data ____/____/____

APÊNDICE B - RNA implementada para estimação de força

Às entradas da RNA foram aplicados os *offsets* e ganhos mostrados na Tabela 7.

Tabela 7 – Parâmetros aplicados aos sinais de entrada da RNA

Entrada	Offset	Ganho
ECD	7,66371656189925e-18	0,708896974629085
ECP	5,55695251999446e-06	0,235432476152438
FSD	8,72871171328878e-07	0,342940284628713
FPD	3,70423264306423e-05	0,616168558801789
FLP	2,42961986332201e-07	0,235698846119307

Os pesos e *bias* aplicados nos 10 NAs da camada escondida estão mostrados em ordem na Tabela 8.

Tabela 8 – Pesos e biases aplicados aos sinais nos 10 NAs da camada escondida

NA	Pesos	Bias
1	-0,1972451707658513	1,1835653483701367
	1,7261516401645256	
	0,48319005291997597	
	-2,8478193996197119	
	-3,0868645165520916	
2	2,5961733409352052	7,9322621445598198
	1,3338857083041131	
	0,66403125019751197	
	4,9431098746051765	
	2,1678055613734206	
3	1,1616718932242638	-12,13567080560898
	-14,554204615129333	
	-1,7407824764502278	

	-2,971398280519943	
	5,5935741010810744	
4	-8,8808992899828638	2,646211497557946
	-0,27501950240448719	
	-1,2295945898453398	
	-1,9919929723150525	
	11,944794512494203	
5	4,589319833058445	10,614106311929417
	7,2008025223228378	
	-0,33089116282364733	
	-3,9043128733337884	
	3,5235459667920406	
6	0,62952638981191267	-7,4200658206154895
	6,9398440353386324	
	-14,537738118302091	
	0,69507092614365584	
	0,10434696486664044	
7	2,0930131143437491	-6,8597084834174655
	21,596231008615248	
	-3,4414019820392054	
	0,86879520222334283	
	-27,294471551560601	
8	-2,7170379899390413	-8,1445043633838825
	-1,1581414193131081	
	-1,0577605746698624	
	-5,1906555725850927	
	-2,0164619837567348	
9	7,8316274263266079	8,9269542887427384

	-0,45185802598959313	
	-1,9286166259296162	
	-0,88349418677842284	
	4,8290407706297618	
10	5,1481949188401952	5,0040286307373849
	-2,3476201564919017	
	-0,74037885362673195	
	-0,10814482102223932	
	3,4772237511432631	

Os pesos e o *bias* aplicados no NA da camada de saída estão mostrados na Tabela 9. Por fim, o ganho aplicado à saída foi de 4,56608868904793.

Tabela 9 – Pesos e o bias aplicado no NA da camada de saída.

Pesos	Bias
-0,19703770456942996	-0,38260797187849355
6,3045062890949541	
-0,7707020067785183	
-0,67827518677798238	
0,58650706939262387	
-0,96921727151535197	
-0,68905221541157557	
5,6755898734134966	
2,0150650223529913	
-2,5513846151945407	

APÊNDICE C - Circuitos desenvolvidos para o *hardware* de controle da prótese

Neste apêndice se encontram os circuitos desenvolvidos para possibilitar o controle da prótese e também da realimentação sensorial por estimulação elétrica.

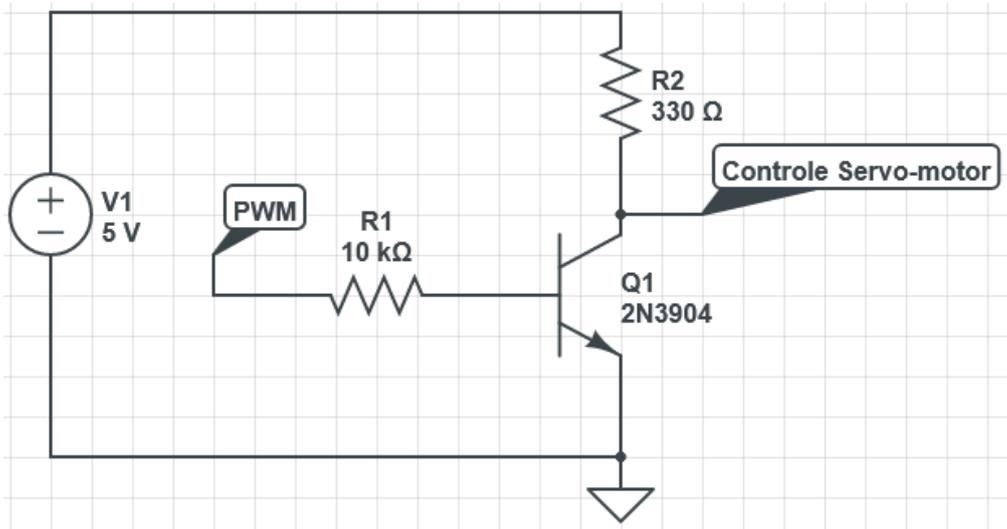


Figura 36 – Circuito para amplificar o sinal de PWM produzido no Módulo Híbrido de 3V para 5V

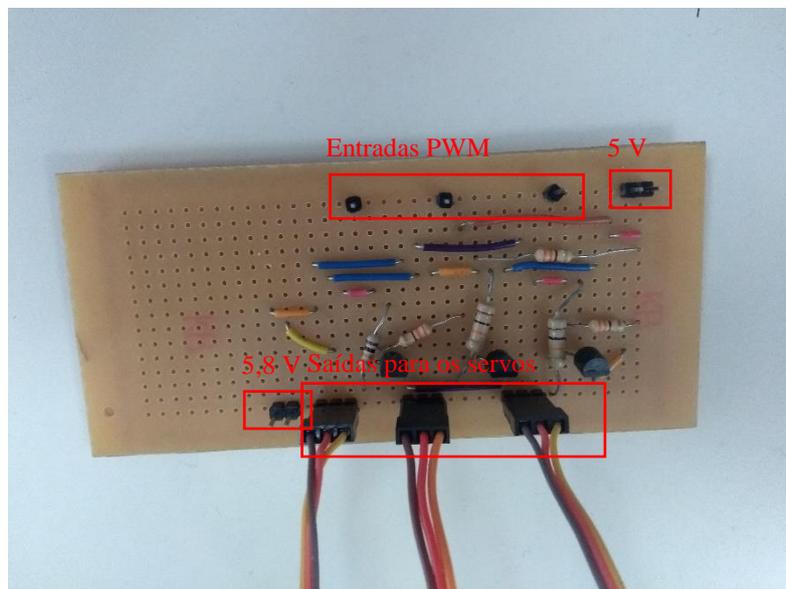


Figura 37 – Placa para alimentação e acionamento dos servo-motores da prótese

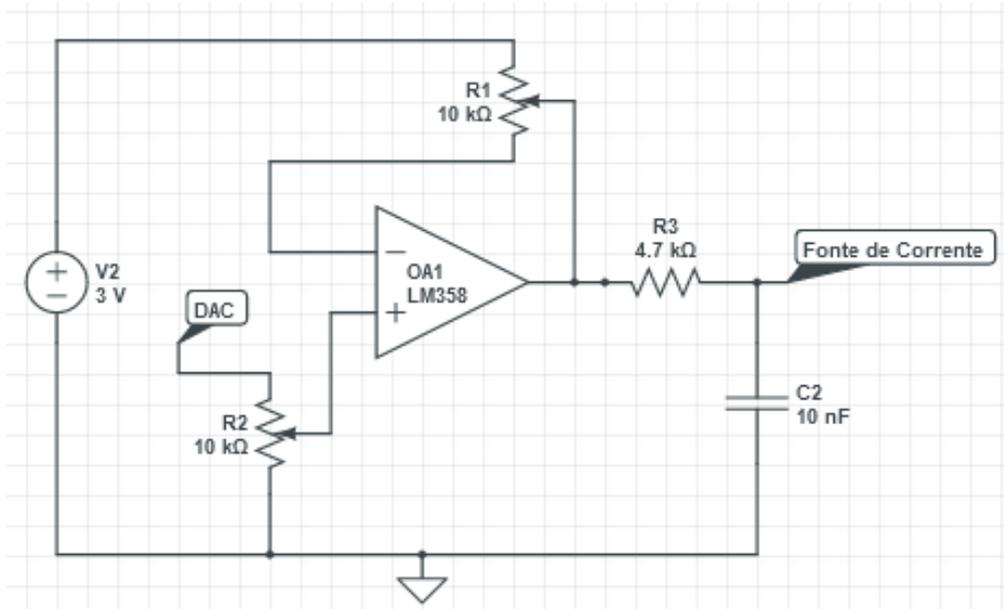


Figura 38 – Circuito utilizado para adaptar a saída do DAC à entrada da Fonte de Corrente

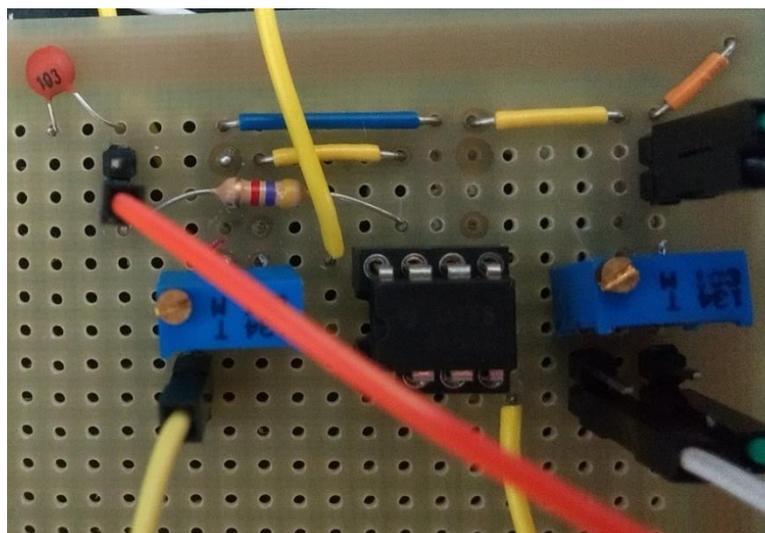


Figura 39 – Placa confeccionada para adaptar os sinais do DAC aos valores de entrada da fonte de corrente do estimulador elétrico

APÊNDICE D - Artigo apresentado no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica de 2018



[XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering](#) pp 41-46 | [Cite as](#)

Analysis of Agonist and Antagonist Muscles Coupling During Hand Grip in Post Stroke Participants

Authors [Authors and affiliations](#)

Paula Brandão Furlan , Vanessa Santos de Andrade, Ana Paula Fontana, Carlos Julio Tierra-Criollo

Conference paper
First Online: 16 May 2019

Part of the [IFMBE Proceedings](#) book series (IFMBE, volume 70/2)

Abstract

After a stroke, the hand grip movement of the hemiparetic hand is impaired due to the loss of corticospinal input to the common drive. The analysis of the muscles coupling during movements can be made using the coherence method. This study proposed the analysis of the Magnitude Squared Coherence (MSC) between agonist-agonist (AG-AG) and agonist-antagonist (AG-AN) muscle pairs in a group of 9 post stroke participants compared to 32 healthy controls. Surface Electromyographic signals were acquired from the muscles Extensor Digitorum, Extensor Pollicis Brevis, Flexor Digitorum Superficialis, Flexor Digitorum Profundus and Flexor Pollicis Longus during hand grip movement and rest. The MSCs from the two participant groups were compared in the frequency bands delta, theta, alpha, beta and gamma, using a Wilcoxon test for independent samples. The results showed that the MSCs of AG-AG and AG-AN muscle pairs in post stroke participants are smaller ($p < 0.01$) than in healthy controls during hand grip movement. At rest, the behavior is repeated for the AG-AG muscles, but there is more coupling between AG-AN muscle pairs in post stroke participants in the lower frequencies. This can indicate that the coupling between AG-AG and AG-AN muscles is weakened in post Stroke participants and that there are anomalous motor unit activations at rest in AG-AN muscle pairs. This can happen due to the damaged corticospinal inputs to the common drive in post stroke participants.

Keywords

Surface Electromyography (sEMG) Magnitude Squared Coherence (MSC) Stroke

APÊNDICE E - Resumo apresentado no Congresso Brasileiro de Biomecânica em 2019

134. ACOPLAMENTO DE MÚSCULOS ANTAGONISTAS PARA CONTROLE DE FORÇA EM PRÓTESES MIOELÉTRICAS

Autores: PAULA BRANDÃO FURLAN, CARLOS JULIO TIERRA-CRIOLLO.
E-mail: furlan.paulabrandao@gmail.com

Área Temática: Biomecânica do Esporte.

Resumo: Próteses mioelétricas são usadas desde a década de 60, porém pouco avanço é notado no controle delas. Devido a isso, as próteses de mão ainda enfrentam um grande problema de aceitação, pois muitas delas não possuem controle de força, o que torna difícil a realização do movimento de preensão. O objetivo deste trabalho foi estudar as mudanças no acoplamento dos músculos antagonistas, por meio da análise da Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) entre eles durante o movimento de preensão em três diferentes níveis de força. Foram coletados sinais de Eletromiografia de superfície de 11 participantes saudáveis, com faixa etária de 20 a 36 anos. Os dois pares de músculos escolhidos foram: Extensor Comum dos Dedos (ECD) e Flexor Superficial dos Dedos (FSD); Extensor Curto do Polegar (ECP) e Flexor Longo do Polegar (FLP). Para determinar os níveis de força, foi calculada a Máxima Contração Voluntária (MVC) e foram escolhidos os níveis de 5%, 15% e 35% do MVC. Cada participante realizou 20 contrações sustentadas de 5 segundos, em movimento de preensão em cada nível de força. As 10 últimas contrações foram analisadas. O projeto foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE 82219918.8.0000.5257). A MSC foi analisada nas bandas de frequência: delta (<4Hz), teta (4 a 8Hz), alfa (8 a 13Hz), beta (13 a 30Hz) e gama (30 a 55Hz). Foi usado o teste de Wilcoxon pareado com significância de 0,01 (após correção de Bonferroni) para comparação dos dados. O par ECD-FSD apresentou aumento de MSC com aumento de força na banda teta. Já o par ECP-FLP apresentou este padrão na banda alfa, e padrão de declínio da MSC na banda delta. Os resultados encontrados podem ser um ponto de partida para o desenvolvimento de um controlador de força de preensão para próteses mioelétricas de mão.

Palavras-chave: Membros artificiais, Eletromiografia, Controle.