

Universidade Federal de Juiz de Fora

Faculdade de Engenharia

**Luiz Augusto Zillmann da Silva**

**Controle de Prótese Mecânica Aplicado à Robótica Assistiva através de  
Eletromiografia**

Juiz de Fora

2016

**Luiz Augusto Zillmann da Silva**

**Controle de Prótese Mecânica Aplicado à Robótica Assistiva através de  
Eletromiografia**

Trabalho de conclusão de curso apresentado  
à Faculdade de Engenharia da Universidade  
Federal de Juiz de Fora, como requisito para  
obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Orientadora: Ana Sophia Cavalcanti Alves Vilas Boas

Coorientador: David Sérgio Adães de Gouvêa

Juiz de Fora

2016

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração  
automática da Biblioteca Universitária da UFJF,  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

da Silva, Luiz Augusto Zillmann.

Controle de Prótese Mecânica Aplicado à Robótica Assistiva  
através de Eletromiografia / Luiz Augusto Zillmann da Silva. -- 2016.  
38 f.

Orientadora: Ana Sophia Cavalcanti Alves Vilas Boas

Coorientador: David Sérgio Adães de Gouvêa

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade  
Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia, 2016.

1. Robótica Assitiva. 2. Mão Robótica. 3. Processamento de  
Sinais . 4. Eletromiografia. I. Vilas Boas, Ana Sophia Cavalcanti  
Alves, orient. II. de Gouvêa, David Sérgio Adães, coorient. III. Título.

**Luiz Augusto Zillmann da Silva**

**Controle de Prótese Mecânica Aplicado à Robótica Assistiva através de  
Eletromiografia**

Trabalho de conclusão de curso apresentado  
à Faculdade de Engenharia da Universidade  
Federal de Juiz de Fora, como requisito para  
obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Aprovada em:

**BANCA EXAMINADORA**

---

Professora Dr. Ana Sophia Cavalcanti Alves Vilas Boas  
- Orientador  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Professor Dr. David Sérgio Adães de Gouvêa -  
Coorientador  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Professor Dr. Leonardo Rocha Olivi  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

M.Eng. Elias Ramos Vilas Boas  
Universidade Federal de Juiz de Fora

"Lutar pelos direitos dos deficientes é uma forma de superar as nossas próprias  
deficiências."  
(John Fitzgerald Kennedy)

## **RESUMO**

O desenvolvimento deste trabalho apresenta duas etapas. A primeira consiste na reprodução de uma prótese robótica de uma mão utilizando uma impressora 3D para a fabricação de suas peças e o acionamento dos servo motores responsáveis pelo movimento dos dedos da prótese. A segunda consiste em um estudo preliminar sobre a possibilidade da utilização do sinal biológico de Eletromiografia (EMG) para controle da prótese. Os sinais EMG utilizados são oriundos de um banco de dados público, sendo utilizados como parâmetro de análise desses sinais o valor médio quadrático (RMS). Os resultados obtidos com a interpretação do sinal EMG mostram que a escolha do valor RMS como parâmetro de análise não foi suficiente para realizar a distinção entre o estado de relaxamento e o estado de contração do músculo. Entretanto, a confecção da prótese foi realizada com êxito, bem como o acionamento em ambiente simulado. Por outro lado, outros parâmetros citados na literatura podem ser investigados permitindo que futuras propostas para controle da prótese sejam avaliadas.

Palavras-chave: Robótica Assitiva. Mão Robótica. Processamento de Sinais. Eletromiografia.

## ABSTRACT

The present project is developed in two separate parts. The first consists in the reproduction of a robotic hand prosthesis using a 3D printer and motor drive, which is responsible for the finger movements. The second part consists in a preliminary study about the possible use of biological electromyography signal (EMG) to control the prosthesis. The EMG signals used come from a public database, using the root mean square (RMS) as a parameter to analyse. The results using EMG interpretation indicate that the RMS value choice for parameter analysis wasn't enough to distinguish between the state of relaxation and muscle contraction. However, the prosthesis confection and its functionalization were successful in laboratory tests. On the other hand, the other parameters cited in references can be investigated and tested making possible future projects for the prosthesis control.

Key-words: Assistive Robotics. Robotic Hand. Signal Processing. Electromyography.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Modelo de prótese robótica produzida por George Bekey e Rajko Tomovic.	13
Figura 2 – Estrutura Muscular.	17
Figura 3 – Secção de uma fibra muscular.	17
Figura 4 – Sarcômero durante uma contração	17
Figura 5 – Modelo do Filamento Deslizante	18
Figura 6 – Unidade Motora	18
Figura 7 – Unidade motora durante a transmissão do impulso nervoso	19
Figura 8 – Placa motora e Fenda Sináptica durante a transmissão do impulso	20
Figura 9 – Contração muscular a partir da liberação dos íons $Ca2+$ .	21
Figura 10 – Design mecânico utilizado.	26
Figura 11 – Plataforma Arduino® Uno.	27
Figura 12 – Movimentos realizados: (a)Forma esférica, (b)Pinça, (c)Palmar, (d)Lateral, (e)Cilíndrico, (f)Gancho.	29
Figura 13 – Processo de montagem: Palma e base dos dedos anelar e mínimo.	31
Figura 14 – Processo de montagem: Dedo anelar.	31
Figura 15 – Processo de montagem: Polegar.	31
Figura 16 – Processo de montagem: Punho.	31
Figura 17 – Modelo da prótese.	32
Figura 18 – Modelo final da prótese	33
Figura 19 – Ensaio de movimento: Punho cerrado.	34
Figura 20 – Ensaio de movimento: Mão espalmada.	34
Figura 21 – Ensaio de movimento: Sinal de amor em libras.	34
Figura 22 – Ensaio de movimento: Letra Y em libras.	34
Figura 23 – Sinal EMG	35
Figura 24 – Relação entre estado de repouso, visto em vermelho, e estado de contração para 30 treinamentos, em azul.	36

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 – Tabela contendo parâmetros dos servo motores. . . . .	28
Tabela 2 – Faixas indicando Não-Rejeições . . . . .	37

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO . . . . .</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA . . . . .</b>	<b>13</b>
<b>3</b>	<b>ORIGEM FISIOLÓGICA DO SINAL DE EMG . . . . .</b>	<b>16</b>
3.1	Estrutura do Músculo Esquelético . . . . .	16
3.2	Unidade Motora . . . . .	16
3.3	Contração Muscular . . . . .	19
3.4	O Sinal Eletromiográfico (EMG) . . . . .	21
<b>4</b>	<b>TÉCNICAS PARA CARACTERIZAÇÃO DO SINAL EMG .</b>	<b>22</b>
4.1	EMG Integrado ( <i>Integrated EMG - IEMG</i> ) . . . . .	22
4.2	Cruzamentos com o Zero ( <i>Zero Crossing - ZC</i> ) . . . . .	22
4.3	Alteração na Inclinação do Sinal ( <i>Slope Sign Changes - SSC</i> ) . . . . .	22
4.4	Comprimento da Forma de Onda ( <i>Waveform Length - WL</i> ) . . . . .	23
4.5	Amplitude de Willison ( <i>Willison Amplitude - WAMP</i> ) . . . . .	23
4.6	Variância ( $\sigma^2$ ) . . . . .	23
4.7	Assimetria e Curtose . . . . .	24
4.8	Mediana . . . . .	24
4.9	Desvio Padrão ( $\sigma$ ) . . . . .	24
4.10	Valor Médio Quadrático ( <i>Root Mean Square - RMS</i> ) . . . . .	24
<b>5</b>	<b>MATERIAL UTILIZADO E METODOLOGIA . . . . .</b>	<b>26</b>
5.1	Material Utilizado . . . . .	26
5.1.1	Confecção da Prótese . . . . .	26
5.1.2	Tendões . . . . .	27
5.1.3	Arduíno® Uno . . . . .	27
5.1.4	<i>Shield</i> para Acionamento . . . . .	27
5.1.5	Servomotores . . . . .	28
5.1.6	Banco de Dados . . . . .	28
5.2	Metodologia . . . . .	29
5.2.1	Aspectos Construtivos e Acionamento . . . . .	30
5.2.2	Análise e Processamento de Sinais . . . . .	30
<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES . . . . .</b>	<b>32</b>
6.1	Resultados Experimentais . . . . .	32
6.2	Resultado do Processamento dos Sinais . . . . .	35

<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS . . . . .</b>	<b>38</b>
7.1	Conclusão . . . . .	38
7.2	Trabalhos Futuros . . . . .	38
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>39</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A robótica possui o papel de auxiliar o ser humano em tarefas nas quais ele não quer, não pode ou não está apto a realizar. Além de aplicações no campo da indústria, possui também importante cunho social com o desenvolvimento de trabalhos na área de assistência a pessoas portadoras de deficiência.

Segundo o Banco de Dados Agregados do IBGE [1], um total de aproximadamente 8.8 milhões de pessoas apresentam deficiência motora classificada pela pesquisa como "alguma dificuldade" no Brasil, sendo 3.5 milhões somente na Região Sudeste. Classificadas como "grande dificuldade" são 3.6 milhões em todo o Brasil, sendo 1.5 milhão na Região Sudeste. Já pessoas classificadas como "não consegue de modo algum", ou seja, portadores de deficiência profunda, são 734 mil em todo o Brasil e 326 mil somente na Região Sudeste.

Pode ser considerado portador de deficiência motora todo indivíduo que apresente alguma deficiência, de caráter permanente, ao nível dos membros superiores ou inferiores, de grau igual ou superior a 60% de mobilidade, de forma que a deficiência dificulte sua locomoção. A deficiência pode ter caráter estável ou evolutivo, podendo ser originada por diversas causas diferentes, como doenças neurológicas, doenças transmissíveis e até transtornos congênitos, oriundos de falta ou inadequada assistência à mulheres durante a gestação. Pode ter origem externa como em acidentes em que ocorrem lesões medulares, amputações, sequelas geradas por queimaduras, etc [2].

Alguns casos de perda de mobilidade podem ser solucionados por meio de tratamento em um esforço conjunto de uma equipe de apoio médico, fisioterápico e/ou psicológico. A recuperação pode ocorrer de forma integral em alguns casos, entretanto, em diversas situações, seja por difícil acesso a tratamento, inexistência do mesmo, ou dificuldades encontradas nos sistemas públicos de saúde, o indivíduo tem que conviver com a deficiência e as imparidades associadas. Estes problemas transformam-se em fatores limitantes que podem impedir o indivíduo de executar atividades consideradas simples num contexto social.

A associação de tecnologias entre a medicina e engenharia, por meio da Robótica Assistiva, auxilia o desenvolvimento de aparelhos que podem funcionar como ferramentas para auxiliar os deficientes motores a enfrentar o desafio de se reintegrarem a sociedade, melhorando a qualidade de vida destes indivíduos [2].

O presente trabalho visa apresentar um estudo, por meio da tecnologia, a reabilitação de pessoas portadoras de deficiências de forma a possibilitar-lhes uma maior independência e segurança na execução de suas tarefas cotidianas diminuindo, assim, as limitações impostas pela deficiência.

O foco principal deste trabalho encontra-se na reprodução de uma prótese mecânica

voltada para o auxílio de amputados abaixo do cotovelo. Existe uma variedade grande de propostas de projetos para próteses com esta motivação, especialmente no exterior. Um dos grandes desafios é a redução do custo de produção de um protótipo, porém este obstáculo foi vencido por meio de uma impressora 3D. Com a redução do custo, a produção se torna mais acessível e, consequentemente, mais ocorre uma difusão maior da ideia, visto que a produção agora é mais acessível, tornando trabalhos com este cunho presentes inclusive na mídia televisiva.

Para estabelecer o controle da prótese, faz-se necessária a utilização de uma interface entre o usuário e o aparato eletromecânico permitindo que o indivíduo possa movimenta-la de acordo com sua vontade. O controle da prótese pode ser dividido, para fins explicativos, em duas partes. A primeira parte relaciona-se ao acionamento dos servomecanismos responsáveis pela movimentação da prótese. A segunda parte relaciona-se ao controle realizado pelo indivíduo para promover a atividade desejada. Para este controle são utilizados parâmetros obtidos de sinais biológicos captados a partir do próprio indivíduo. [3, 5, 9]

Os sinais biológicos são geralmente captados na superfície do corpo do indivíduo através de eletrodos alocados em posições anatômicas específicas. Dentre os diversos sinais biológicos, podem ser citados: o Eletromiograma (sinal de músculos - EMG), o Eletroencefalograma (sinal de cérebro - EEG) e o Eletro-oculograma (sinal muscular de movimentação ocular - EOG).

Definido o método de obtenção dos sinais, estes podem ser utilizados pela Interface Homem-Máquina (IHM), de forma a estabelecer a comunicação com o usuário. Para o presente trabalho, será utilizado o sinal muscular por meio de técnica não-invasiva, ou seja, Eletromiografia com eletrodos de superfície, ou Eletromiografia de Superfície (sEMG).

Além da introdução, o presente trabalho está descrito na seguinte ordem: no Capítulo 2 está presente a revisão da literatura relacionada ao tema discutido. No Capítulo 3 é apresentada uma breve descrição sobre a origem fisiológica do sinal EMG. No Capítulo 4 são apresentadas técnicas para extração de características do sinal EMG. No Capítulo 5 são apresentados os materiais utilizados e a metodologia aplicada. No Capítulo 6 são mostrados os resultados obtidos a partir da construção e testes realizados. Por fim, no Capítulo 7 são apresentados as conclusões obtidas e trabalhos futuros.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

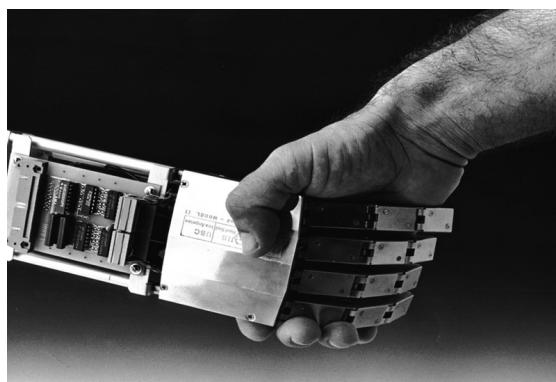
O objetivo do capítulo é correlacionar os trabalhos apresentados à comunidade acadêmica com o projeto apresentado nesta monografia. Serão feitas revisões e comparações de forma a enriquecer o conteúdo acerca do tema Robótica Assistiva.

A Robótica Assistiva é uma ferramenta tecnológica com o objetivo de tornar possível para deficientes ações consideradas impraticáveis para os mesmos. Podem ser observadas, nos anos de 1980, tentativas de aplicação da robótica em benefício de deficientes [4], porém, é possível notar um desenvolvimento mais expressivo, em termos de pesquisa, a partir do final dos anos 90, com o desenvolvimento tecnológico possibilitando melhorias na velocidade de comunicação, processamento de sinais e algoritmos, dentre outros fatores [3].

Ocorrem então importantes progressos na área assistiva, como pode ser visto em Schärer (1991)[6]. O problema discutido é o exaustivo treinamento imposto aos usuários com o objetivo de obter sinais musculares bem definidos para realizar o controle de um membro artificial. A alternativa é a associação entre o efeito do treinamento do indivíduo e a atuação de um controlador microprocessado. Para isso, é utilizada uma rede neural artificial, que aprende a reconhecer os comandos fornecidos pelo usuário para associá-los em movimentos para a prótese.

Em 1994, Iberall et al. (1994)[8] propõe o controle de uma prótese com cinco dedos (*multi-fingered*), como ilustrado na Figura 1, utilizando sinais EMG. Segundo os autores, é necessário que a prótese seja projetada de forma ao usuário realizar o controle de forma o mais natural possível. Para isso, os sinais obtidos do usuário são amplificados e filtrados de forma a produzir um sinal de controle relativamente suave. O estudo consiste em posicionar 6 eletrodos no antebraço, em posições anatômicas, com uma frequência de amostragem de 2500 Hz, solicitando ao usuário realizar movimentos pré-determinados. Após os processos de filtragem, os sinais são testados por meio de simulação.

Figura 1 – Modelo de prótese robótica produzida por George Bekey e Rajko Tomovic.



Fonte: Iberall et al. (1993)[7].

Já nos anos 2000, o desenvolvimento computacional e digital auxiliam no desenvolvimento de tecnologias assistivas. Processadores mais potentes e melhorias na capacidade de memória possibilitaram a evolução dos sistemas de sensoriamento e comunicação e, consequentemente, tornaram possíveis projetos antes improváveis.

Krueger et al. (2006)[12] estudaram trabalhos publicados de diversos autores na área de robótica assistiva visando avaliar a importância dos procedimentos utilizados. Nesse artigo, os autores consideram diversas situações como: o protocolo de aquisição de sinais, os tipos de sinais utilizados (EMG, EOG, EEG, entre outros), tipos de próteses existentes, etc. Os autores concluem que é necessário elaborar uma perspectiva futura do ponto de vista de interfaces, levando em consideração vantagens e desvantagens de cada dispositivo. O controle de artefato robótico não deve ser baseado na introdução desenfreada de eletrodos, mas sim na determinação de níveis de interface necessárias para a construção de um sistema robusto e confiável.

Sapsanis et al. [22], em 2013, propõem identificar alguns movimento de mão de uma pessoa com o objetivo de controlar uma prótese robótica. Para isso, utiliza um protocolo para aquisição de sinais de eletromiografia onde 6 pessoas com idade entre 20 e 22 anos realizam 6 tipos de movimento: fechar a mão direita sobre uma forma esférica; movimento de pinça, representando o ato de segurar pequenos objetos; movimento palmar; movimento lateral, como se estivesse segurando objetos chatos, planos e finos; movimento cilíndrico, representando o ato de segurar um objeto cilíndrico; e movimento de gancho, representando a mão suportando uma carga. O sinal é pré-processado e em seguida são extraídas algumas características visando realizar a classificação dos sinais. Dentre as conclusões obtidas, é possível destacar que, apesar do êxito obtido com a classificação, existe ainda a necessidade de realizar ajustes e calibrações no algoritmo para utilização específica de cada indivíduo, devido à natureza anatômica individual de cada pessoa.

Em 2013, Olivi et al.(2013) [16] realizam o controle de um robô móvel utilizando sinais de tensão obtidos nos músculos em torno dos olhos de acordo com o movimento realizado. Este tipo de sinal é conhecido como eletro-oculograma. O sistema de controle é conhecido como controle compartilhado, ou seja, o robô recebe comandos do usuário, e interfere no sistema de controle utilizando procedimentos para compensar falhas de interpretação de comandos. São utilizados 4 movimentos faciais para navegação do robô: olhar para a esquerda para virar para a esquerda, olhar para a direita para virar para a direita, piscar os olhos de forma intencional e bem definida para confirmar um comando, erguer as sobrancelhas para cancelar um comando ou para parar o robô.

De forma similar, em 2015, Miranda et al.(2015)[15] propõem realizar o controle de um manipulador robótico utilizando também o movimento ocular. Neste trabalho os autores utilizam programação genética para classificar o comportamento dos olhos do usuário. Os movimentos faciais são utilizados da seguinte forma: o robô possui uma

posição inicial, se o usuário olha para a direita o braço se movimenta para a direita, se olha para a esquerda o braço se movimenta para a esquerda, se olha para o centro o robô volta para a posição inicial.

Também em 2015, Tello et al. (2015)[17] apresentam como proposta o controle de uma cadeira de rodas robótica utilizando Potencial Evocado Visual em Regime Estacionário (SSVEP, do inglês *Steady-State Visually Evoked Potentials*), que consiste em analisar a resposta neuronal a estímulos visuais. Quando aplicado um estímulo em determinada frequência, o cérebro gera uma resposta elétrica da mesma frequência ou múltiplos desta frequência. Desta forma é possível identificar a frequência em que o usuário fixa sua atenção. Se associadas a comandos, estas frequências podem ser utilizadas para controle remoto. Para definir o sistema de controle foi utilizada uma estrutura de 4 caixas contendo um LED em cada, representando as direções para movimentação. Cada LED pisca com uma frequência pré-determinada, sendo movimento para frente definido como 8 Hz, virar à direita como 11 Hz, virar à esquerda como 13 Hz e parar o movimento como 15 Hz. As frequências de cada LED são controladas por um microcontrolador PIC18F4550.

Apesar dos resultados encontrados nos trabalhos citados, onde os parâmetros utilizados tenham possibilitado o controle das estruturas robóticas, verifica-se que estes parâmetros podem ser associados para permitir um melhor controle das próteses. Esta preocupação tem sido descrita em Atzori et al. (2014)[5], onde os autores associam e compararam diversos parâmetros procurando classificar as suas respectivas influências.

### 3 ORIGEM FISIOLÓGICA DO SINAL DE EMG

O capítulo a seguir tem por objetivo discorrer de forma breve acerca do sinal eletromiográfico (EMG), considerando a estrutura do músculo esquelético, a transmissão do impulso nervoso, a contração muscular e o processo de geração do sinal.

#### 3.1 Estrutura do Músculo Esquelético

As fibras musculares são células alongadas especializadas na conversão de energia química em energia mecânica. Esta energia promove o encurtamento das fibras musculares e, desta forma, o encurtamento do músculo. O número de fibras musculares pode variar entre os diversos tipos de músculo. Segundo KLEIN (2003) o bíceps braquial de um homem adulto pode apresentar até 260 mil fibras musculares[19].

Cada fibra muscular pode ser compreendida como uma associação de miofibrilas as quais são compostas por sarcômeros justapostos. Dentro de cada sarcômero encontram-se arranjos paralelos de filamentos de actina e miosina. A Figura 2 mostra a estrutura muscular, onde são observadas as fibras musculares. Uma secção de uma fibra muscular é apresentada na Figura 3, e o exemplo de sarcômeros estão mostrados na Figura 4, onde também é representada esquematicamente a contração.

A teoria mais aceita para a contração é a do modelo do filamento deslizante, observado na Figura 5. O modelo propõe que um músculo se encura ou alonga porque os filamentos deslizam uns sobre os outros, sem qualquer modificação em seu comprimento. As pontes cruzadas de miosina se fixam, rodam e se separam ciclicamente dos filamentos de actina utilizando a energia da hidrólise do nucleotídeo trifosfato de adenosina (ATP).

#### 3.2 Unidade Motora

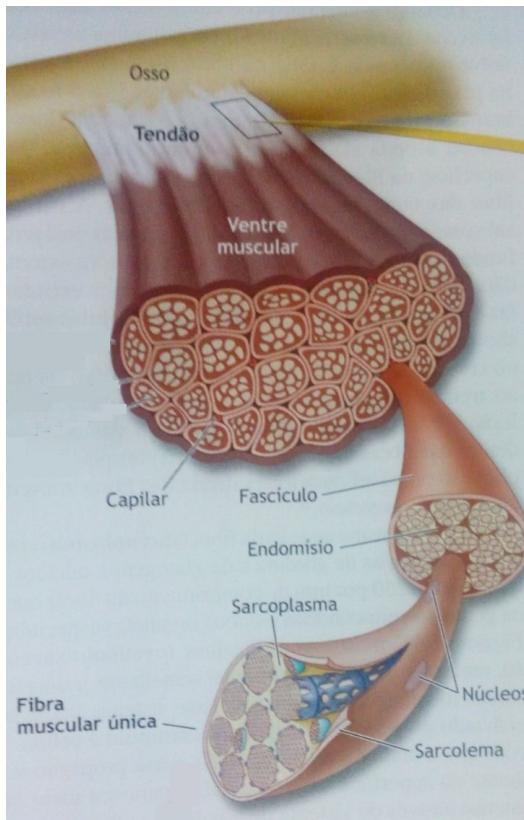
A unidade motora, representada na Figura 6, é a unidade funcional do movimento e consiste em um neurônio motor e nas fibras musculares específicas que este neurônio inerva. Cada fibra muscular recebe influência de um neurônio, porém um único neurônio pode inervar muitas fibras musculares.

A contração muscular advém de ações combinadas ou individuais de unidades motoras. O número total de unidades motoras difere entre os músculos e varia também entre os indivíduos.

O motoneurônio consiste em um **corpo celular**, um **axônio** e **dendritos**. O axônio conecta a medula ao músculo para transmitir o impulso. A Figura 7 ilustra a unidade motora evidenciando a transmissão do impulso nervoso.

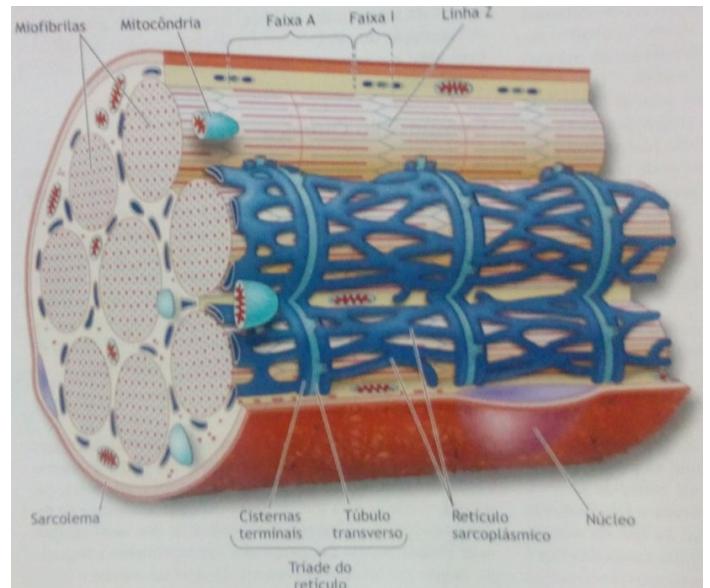
Entende-se por **placa motora terminal** ou **junção neuromuscular** a interface

Figura 2 – Estrutura Muscular.



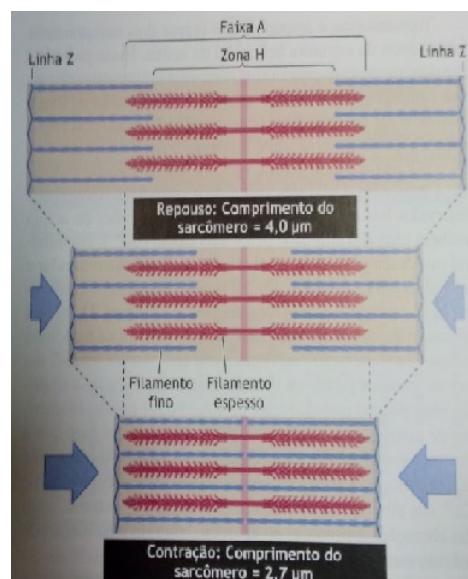
Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada[23].

Figura 3 – Secção de uma fibra muscular.



Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada[23].

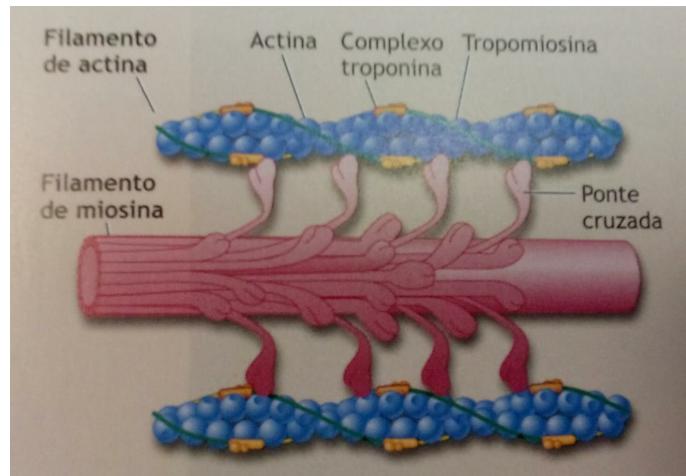
Figura 4 – Sarcômero durante uma contração



Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada[23].

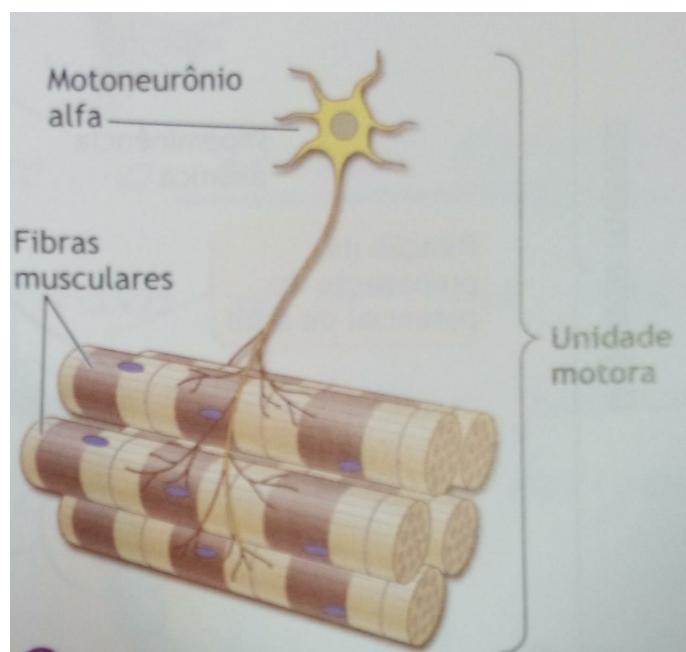
entre a extremidade do motoneurônio e uma fibra muscular. A **placa motora terminal** ou **placa motora** tem por função transmitir o impulso nervoso, gerado no Sistema Nervoso

Figura 5 – Modelo do Filamento Deslizante



Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada[23].

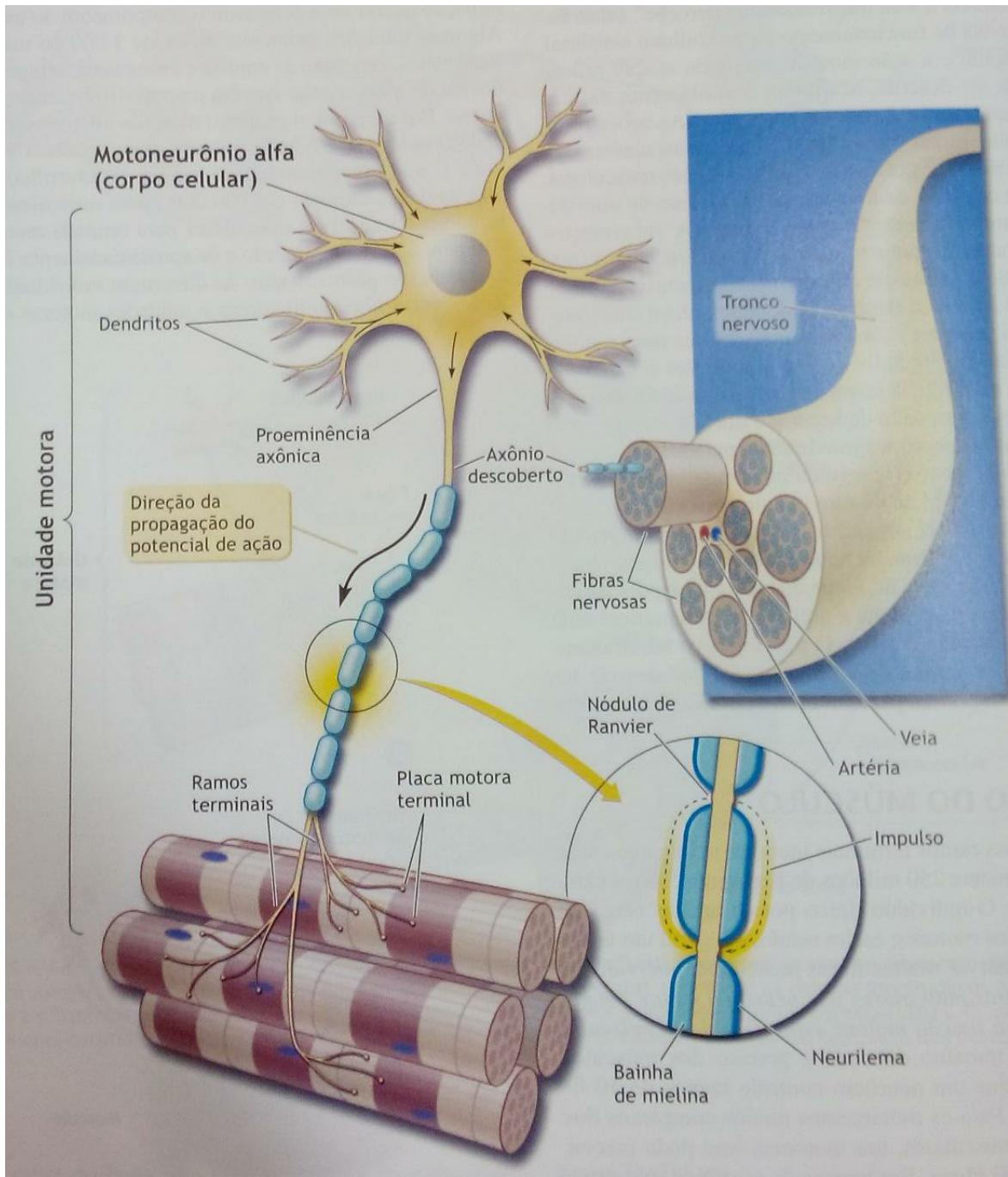
Figura 6 – Unidade Motora



Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada[23].

Central (SNC), para as fibras musculares, o que desencadeará uma contração muscular. A placa motora é formada pela parte final de um neurônio motor e a região da membrana plasmática da fibra muscular que este neurônio inerva. Na Figura 8, verifica-se a placa motora durante um estímulo.

Figura 7 – Unidade motora durante a transmissão do impulso nervoso

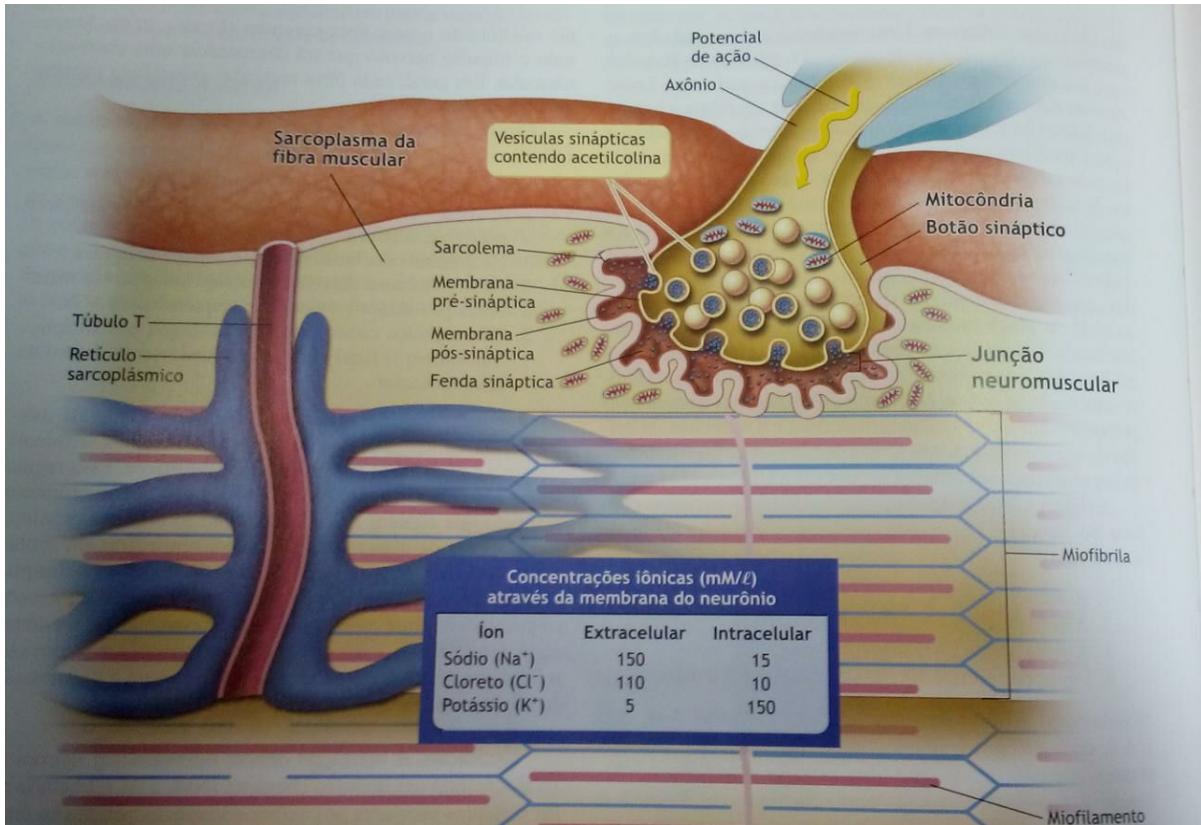


Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada.[23]

### 3.3 Contração Muscular

O processo de contração muscular inicia-se com um potencial de ação gerado no SNC, como resultado da intenção “voluntária ou não” da contração. Este potencial de ação percorre os axônios dos neurônios situados no encéfalo e passa para o neurônio motor, situado na medula espinhal. O processo de despolarização do axônio deste neurônio permite que o potencial de ação chegue à placa motora e passe para as fibras musculares.

Figura 8 – Placa motora e Fenda Sináptica durante a transmissão do impulso



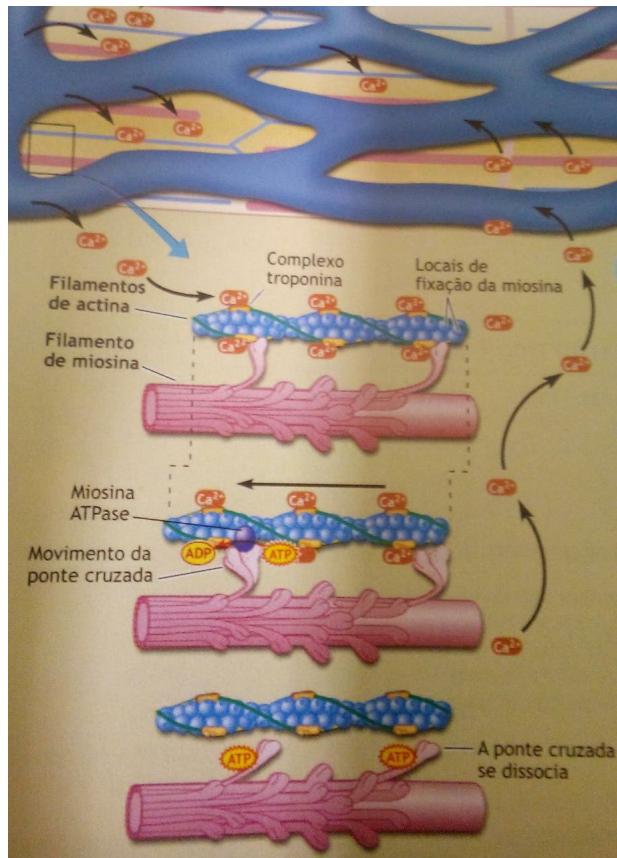
Fonte: Fisiologia do Exercício.[23]

O processo de transmissão do potencial de ação para as fibras musculares é realizado através da acetilcolina, onde a presença desta substância neurotransmissora nas miofibrilas permite a combinação entre actina e miosina. Esta combinação gera uma liberação de energia com uma movimentação das pontes cruzadas de miosina, o que produz a redução do tamanho do sarcômero, e, em sentido mais amplo a contração muscular, podendo ser observada na Figura 9.

A ligação das enzimas liberadas pelo axônio do neurônio motor aos receptores da membrana da fibra muscular estimulam a despolarização desta fibra, o que origina o potencial de ação da fibra muscular (Guyton e Hall, 2002)[20]. O somatório destes potenciais de ação originam o sinal EMG.

Com a presença de ATP, ocorre o rompimento da ligação actina-miosina, permitindo que a ponte cruzada da miosina se dissocie da actina, dando origem ao processo de deslizamento dos filamentos e gerando o encurtamento do músculo. Quando se encerra o estímulo muscular a actina e a miosina voltam ao estado relaxado, as ligações são desfeitas e a contração do músculo termina.

Figura 9 – Contração muscular a partir da liberação dos íons  $Ca^{2+}$ .



Fonte: Fisiologia do Exercício - Figura editada.[23]

### 3.4 O Sinal Eletromiográfico (EMG)

Como visto anteriormente, o Sistema Nervoso Central controla as contrações musculares por meio de impulsos nervosos de origem eletroquímica. O sinal de eletromiografia indica atividade produzida por músculos esqueléticos durante a contração.

A eletromiografia de superfície é uma técnica na qual o sinal elétrico que corresponde ao somatório dos potenciais de ação das fibras musculares são captados na superfície do corpo. A forma de onda e a variabilidade deste sinal dependem das posições anatômicas utilizadas para alocação dos eletrodos, do tipo de esforço e/ou movimentação realizado pelo indivíduo.

## 4 TÉCNICAS PARA CARACTERIZAÇÃO DO SINAL EMG

O presente capítulo tem por objetivo apresentar técnicas de extração de características de um sinal EMG de acordo com o apresentado à comunidade acadêmica. A extração de características é de vital importância visto que as mesmas serão utilizadas para a classificação do sinal, procurando identificar a intensão de movimento.

### 4.1 EMG Integrado (*Integrated EMG - IEMG*)

Trata-se do valor médio dos valores absolutos do sinal EMG. Pode ser calculado por:

$$\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \quad (4.1)$$

Onde  $x_k$  é a k-ésima amostra obtida no EMG.

### 4.2 Cruzamentos com o Zero (*Zero Crossing - ZC*)

Esta caracterização tem por finalidade contar o número de vezes que o EMG mudou de sinal ao longo da amostragem. Sendo  $x_k$  uma amostra do EMG e  $x_{k+1}$  sua amostra subsequente, pode-se calcular os cruzamentos com o zero da seguinte forma:

$$ZC = \sum f(x) \quad (4.2)$$

onde

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{se } (x_k > 0) \text{ e } (x_{k+1} < 0) \text{ ou } (x_k < 0) \text{ e } (x_{k+1} > 0) \text{ para } k = 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{caso contrário.} \end{cases}$$

### 4.3 Alteração na Inclinação do Sinal (*Slope Sign Changes - SSC*)

Esta característica passa a informação de quantas vezes ocorre mudança na inclinação do sinal. Sejam  $x_{k-1}$ ,  $x_k$  e  $x_{k+1}$  amostras subsequentes do sinal EMG, o número de vezes em que há mudança na inclinação do sinal é dado por:

$$SSC = \sum f(x), \quad (4.3)$$

onde

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{se } (x_k < x_{k+1} \text{ e } x_k < x_{k-1}) \text{ ou } (x_k > x_{k+1} \text{ e } x_k > x_{k-1}) \text{ para } k = 1, 2, \dots, N-1 \\ 0, & \text{caso contrário.} \end{cases}$$

#### 4.4 Comprimento da Forma de Onda (*Waveform Length - WL*)

Trata-se de uma característica que contém a variação cumulativa do sinal EMG. WL é dada por:

$$WL = \sum_{k=1}^{N-1} |x_{k+1} - x_k| \quad (4.4)$$

#### 4.5 Amplitude de Willison (*Willison Amplitude - WAMP*)

Amplitude de Willison é uma caracterização que avalia a diferença entre duas amostras subsequentes e conta quantas vezes a diferença ultrapassa um limite pré-estabelecido. WAMP é dada por:

$$WAMP = \sum_{k=1}^{N-1} f(|x_{k+1} - x_k|), \quad (4.5)$$

onde

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{se } WAMP > \text{Limite} \\ 0, & \text{caso contrário.} \end{cases}$$

#### 4.6 Variância ( $\sigma^2$ )

Do ponto de vista estatístico, a variância é utilizada para avaliar a dispersão, ou variabilidade, dos valores em torno da média. Para a presente situação, a variância representará a densidade de potência do sinal EMG. A variância é dada da seguinte forma:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2 \quad (4.6)$$

#### 4.7 Assimetria e Curtose

Entende-se por assimetria o grau de assimetria de uma distribuição de frequências em relação a uma linha vertical que passa pelo ponto mais elevado. Curtose determina o grau de "achatamento" de uma distribuição de frequências em relação ao de uma distribuição normal.

Para Assimetria, tem-se:

$$S = \frac{1}{\sigma^3} E(x - \mu)^3 \quad (4.7)$$

E para Curtose tem-se:

$$K = \frac{1}{\sigma^4} E(x - \mu)^4 \quad (4.8)$$

onde  $\mu$  é a média de  $x$ ,  $\sigma$  é o desvio padrão de  $x$  e  $E(x)$  representa o valor esperado para  $x$ .

#### 4.8 Mediana

Por definição, para um número de amostras ímpar, mediana é o número central de um grupo de dados quando estes são postos em ordem. Para um número de amostras par, é a média dos dois números centrais.

#### 4.9 Desvio Padrão ( $\sigma$ )

Assim como a variância, o desvio padrão oferece uma medida para avaliar a dispersão dos dados colhidos. A equação que descreve o desvio padrão pode ser dada por:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2} \quad (4.9)$$

#### 4.10 Valor Médio Quadrático (*Root Mean Square* - RMS)

Também como meio de caracterização do sinal, tem-se o valor médio quadrático (RMS). O valor RMS coincide com a potência média do sinal EMG e pode ser dado por:

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2} \quad (4.10)$$

No decorrer deste capítulo, foram apresentadas diversas formas de extração de características de possível aplicação em sinais EMG, seguidos de suas respectivas definições matemáticas. A seleção adequada de recursos obtidos do sinal é fundamental para sua classificação e consequentemente para sua aplicação. Para tal, será adotado por este trabalho como parâmetro de avaliação o valor médio quadrático, de forma a utilizar diferentes níveis de tensão para determinar o estado de atuação dos servomecanismos da prótese robótica. A análise do sinal EMG revela a presença de dois estados com diferentes amplitudes, sugerindo também uma diferença na potência do sinal em cada estado corroborando para o uso do valor RMS como parâmetro de análise.

## 5 MATERIAL UTILIZADO E METODOLOGIA

O capítulo a seguir tem por objetivo apresentar a estratégia adotada para a execução da proposta. Serão discutidos os materiais utilizados desde a elaboração da prótese mecânica até a escolha do microcontrolador para execução do sistema de controle. Será considerado para material de análise um banco de dados público contendo amostras de sinal EMG públicas[22], assumindo-se que os dados foram obtidos de forma ética e fidedigna. Em seguida, será discutida a metodologia aplicada para a concepção do projeto, desde a análise do banco de dados até a elaboração e aplicação do sistema de controle.

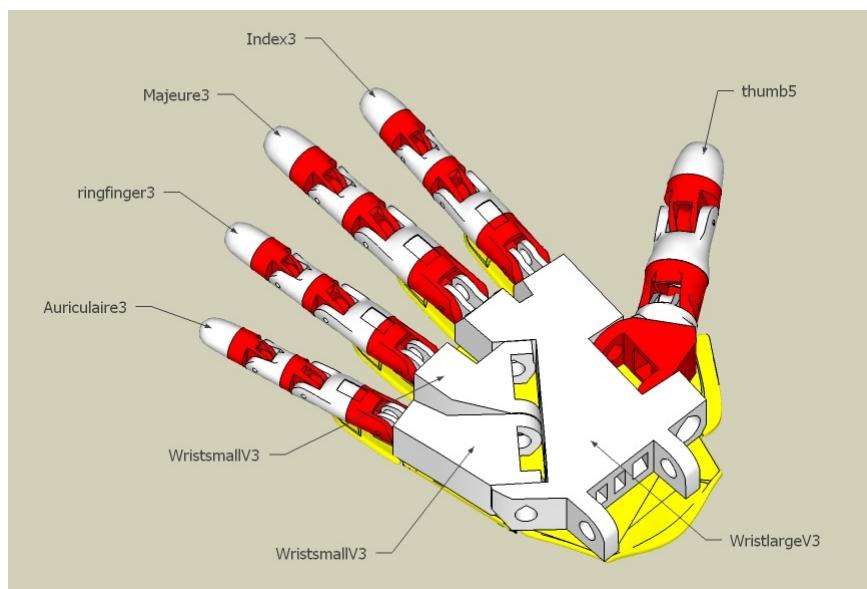
### 5.1 Material Utilizado

#### 5.1.1 Confecção da Prótese

Para a confecção da prótese foi utilizada uma impressora 3D modelo Dimension 1200 es. O material utilizado para impressão é o polímero Acrilonitrila Butadieno Estireno, também conhecido como plástico ABS, um dos materiais mais comuns para este tipo de impressão. É um polímero rígido e leve, que oferece equilíbrio entre resistência e flexibilidade. Foi escolhido devido a disponibilidade do material para o trabalho.

Em relação ao design mecânico do modelo, foi obtido em uma comunidade *open source* denominada InMoov[18]. Trata-se de um projeto pessoal do designer francês Gael Langevin. A comunidade proporciona projetos para impressão 3D de modelos robóticos humanoides em tamanho real. O modelo pode ser observado na Figura 10

Figura 10 – Design mecânico utilizado.



Fonte: InMoov [18].

### 5.1.2 Tendões

Para os sistemas de tração foram utilizados fios de polietileno para simulação dos tendões, com 0.60 milímetros de diâmetro, suportando cargas de até 200 libras, aproximadamente 90 kg. O servo mecanismo deverá realizar a movimentação dos dedos utilizando estes "tendões".

### 5.1.3 Arduíno® Uno

Trata-se de uma plataforma de prototipagem eletrônica de código aberto (*open source*) cuja principal finalidade é uma fácil integração entre *hardware* e *software*. Possui uma linguagem de programação própria baseada em C++, bem como seu próprio ambiente de desenvolvimento (IDE, do inglês *Integrated Development Environment*).

Baseado no microcontrolador ATmega328P, possui 14 pinos digitais para entrada ou saída, dentre os quais 6 podem ser utilizados para saída PWM (*Pulse Width Modulation*). Devido a isso, poderá ser utilizado para o acionamento dos servomecanismos responsáveis pela movimentação dos dedos do modelo. Uma imagem do Arduino® Uno pode ser observada na Figura 11.

Figura 11 – Plataforma Arduino® Uno.



Fonte: Página do Arduino® na internet.[21]

### 5.1.4 Shield para Acionamento

O acionamento do servomecanismo pode ser compreendido como uma composição entre controle e a potência necessária para o movimento. Para o controle é utilizado um sinal PWM oriundo do Arduino®, baseado nas propriedades dos parâmetros fisiológicos. Para a movimentação, entretanto, é necessária uma potência elétrica específica.

O controle de diversos servomecanismos simultaneamente, pelo Arduino®, é realizado por meio de uma interface (*shield*), disponibilizando o sinal PWM e a potência fornecida por uma fonte. *Shields* são placas de circuito que podem ser conectadas ao Arduino®, encaixando-se perfeitamente sobre ele, expandindo sua capacidade.

### 5.1.5 Servomotores

Servomotores são dispositivos eletromecânicos utilizados quando há necessidade de realizar movimentos de forma precisa e controlada. Estes dispositivos são compostos de um potenciômetro, um motor de corrente contínua, um circuito de controle e um conjunto de engrenagens.

Neste trabalho foram utilizados 6 servomotores, 5 do modelo MG946R para movimentação de cada dedo e 1 do modelo MG996R para movimentação do punho. As características de cada modelo estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Tabela contendo parâmetros dos servo motores.

Modelo	MG946R	MG996R
Tensão (V)	4.8 a 7.2	4.8 a 7.2
Corrente (mA)	Não encontrado	500 a 900
Torque (kgf.cm)	10.5 a 13	9.4 a 11

Fonte: Manual do fabricante[24].

Os servo motores utilizados possuem 3 pinos de entrada, dois para alimentação, positivo e negativo, e um para controle utilizando sinais de PWM. O sinal possui período de 20 milissegundos e o tempo em que o sinal permanece em nível lógico alto (5V) varia entre  $554\mu s$  e  $2400\mu s$ . O valor correspondente a largura do pulso representa a posição angular do motor, onde a largura de pulso de  $554\mu s$  corresponde a posição angular de  $0^\circ$  e de  $2400\mu s$  corresponde a posição angular de  $180^\circ$ , para o servo motor MG946. Para o servo motor MG996,  $554\mu s$  corresponde a posição angular de  $0^\circ$  e  $2400\mu s$  corresponde a posição angular de  $90^\circ$ .

### 5.1.6 Banco de Dados

Com o objetivo de analisar sinais EMG experimentais foi utilizado um banco de dados público contendo registros dos sinais. O protocolo utilizado (Sapsanis et al., 2013) [22] consiste no posicionamento de 3 eletrodos de superfície, um localizado no músculo flexor ulnar do carpo, outro no músculo extensor radial do carpo e um terceiro eletrodo de referência posicionado no ponto médio entre os outros dois.

Para a aquisição, foram coletados dados de 5 indivíduos saudáveis, 3 do sexo feminino e 2 do masculino, com idade aproximada, entre 20 e 22 anos. Foi solicitado

que realizassem 6 tipos de movimento: fechar a mão direita sobre uma forma esférica; movimento de pinça, representando o ato de segurar pequenos objetos; movimento palmar; movimento lateral, como se estivesse segurando objetos chatos, planos e finos; movimento cilíndrico, representando o ato de segurar um objeto cilíndrico; e movimento de gancho, representando a mão suportando uma carga. A Figura 12 apresenta os movimentos utilizados para a aquisição.

Figura 12 – Movimentos realizados: (a)Forma esférica, (b)Pinça, (c)Palmar, (d)Lateral, (e)Cilíndrico, (f)Gancho.



Fonte: Sapsanis et al. (2013) [22].

Para cada tipo de movimento, foi solicitado a cada indivíduo realizar a movimentação durante 6 segundos. O procedimento foi repetido 30 vezes para cada movimento. Ao todo, foram adquiridos 150 registros para cada um dos 2 canais, totalizando 300 amostras. Foram utilizados, para o presente trabalho, somente os sinais correspondentes ao movimento cilíndrico.

Os sinais EMG foram amostrados na frequência de 500 Hz, por meio de uma placa de aquisição com filtragem anti-aliasing com filtro passa faixa, Butterworth, entre 15 e 500 Hz. Posteriormente os sinais foram pré-processados por um filtro Notch em 50 Hz.

## 5.2 Metodologia

A metodologia aplicada para a execução do projeto será dividida em etapas. Primeiramente, serão tratados aspectos construtivos, de forma a apresentar o procedimento para a elaboração do modelo, bem como o sistema utilizado para o acionamento dos motores. Em segundo lugar, será discutido o método de análise e processamento dos sinais obtidos no banco de dados, bem como sua possível utilização no sistema de controle.

### 5.2.1 Aspectos Construtivos e Acionamento

Para construção da prótese, foram adquiridos os modelos de peças para a impressão. Em seguida, os modelos foram impressos pela impressora 3D utilizando como material o polímero ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno). Com as peças impressas foi possível realizar a montagem da prótese. Algumas das etapas do processo de montagem podem ser observados nas Figuras 13, 14, 15 e 16.

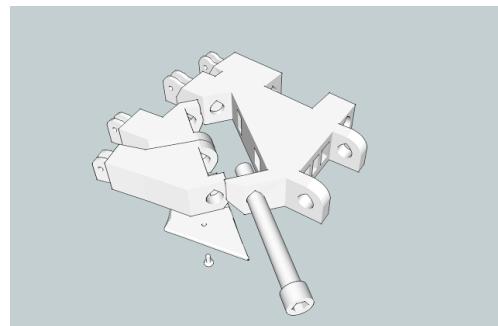
Posicionaram-se também os tendões que são utilizados pelos motores para realizar o movimento de flexão dos dedos. O servo motor utilizado para a tarefa é o MG946R, que possui uma restrição de movimento de 0 a 180°. Em seguida, foi montada a estrutura do punho já acoplando o servo motor responsável por sua movimentação. O servo motor utilizado para isso, é o MG996R, que possui uma restrição de movimento de 0 a 90°. Um tutorial mais detalhado do processo de montagem está disponível na página do inMoov [18] disponível na internet.

### 5.2.2 Análise e Processamento de Sinais

Para a realização de um estudo preliminar, foram adotados por este trabalho somente os ensaios realizados para o movimento cilíndrico, contido no banco de dados utilizado. Constituem esta parte do banco, dados colhidos dos 5 voluntários, 3 mulheres e 2 homens. O movimento foi repetido 30 vezes, com tempos de descanso entre cada repetição, para que a fadiga não influenciasse os sinais. Os dados foram captados por dois eletrodos (dois canais), totalizando 60 registros por indivíduo. Para cada treinamento os sinais EMG foram delimitados em seus estados de relaxamento (quando existiam) e contração. As estimativas dos valores RMS foram obtidos para os referidos estados, agrupados em conjuntos e comparados através de testes de hipóteses específicos.

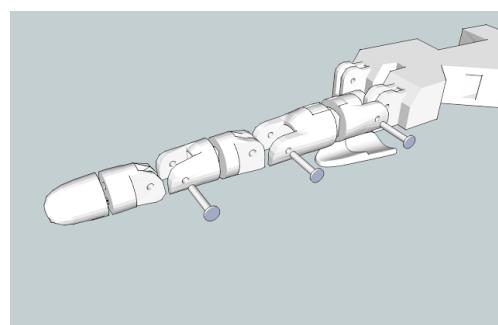
Inicialmente os conjuntos dos valores RMS foram investigados com relação a presença de propriedade gaussiana, através do teste Jarque Bera, e igualdade das variâncias, através do teste de Bartlett. Posteriormente, considerando os resultados anteriores, os conjuntos de valores RMS para repouso e contração foram comparados por meio do teste Kruskal-Wallis, para investigação da igualdade das medianas, com a investigação de possíveis diferenças entre os conjuntos através do teste post hoc não paramétrico. Detalhes adicionais estão descritos no capítulo de resultados e discussão.

Figura 13 – Processo de montagem: Palma e base dos dedos anelar e mínimo.



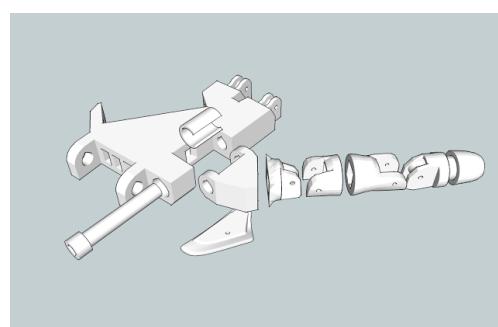
Fonte: Disponíveis na página do InMoov [18].

Figura 14 – Processo de montagem: Dedo anelar.



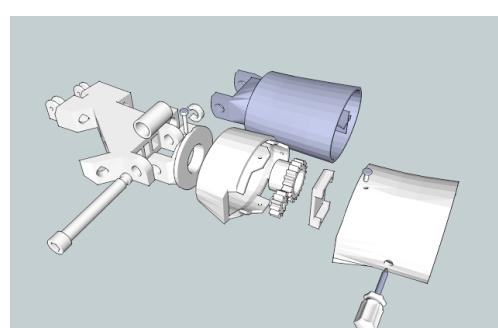
Fonte: Disponíveis na página do InMoov [18].

Figura 15 – Processo de montagem: Polegar.



Fonte: Disponíveis na página do InMoov [18].

Figura 16 – Processo de montagem: Punho.



Fonte: Disponíveis na página do InMoov [18].

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O presente capítulo apresenta os resultados obtidos durante a execução do projeto. De forma similar ao realizado nos capítulos anteriores, os resultados também estão divididos em duas partes. A primeira consiste em descrever os resultados obtidos na construção e acionamento da prótese. A segunda parte consiste em descrever os resultados obtidos com o processamento dos sinais EMG do banco de dados utilizado.

### 6.1 Resultados Experimentais

A Figura 17 a seguir ilustra a montagem já com os cabos para tração.

Figura 17 – Modelo da prótese.



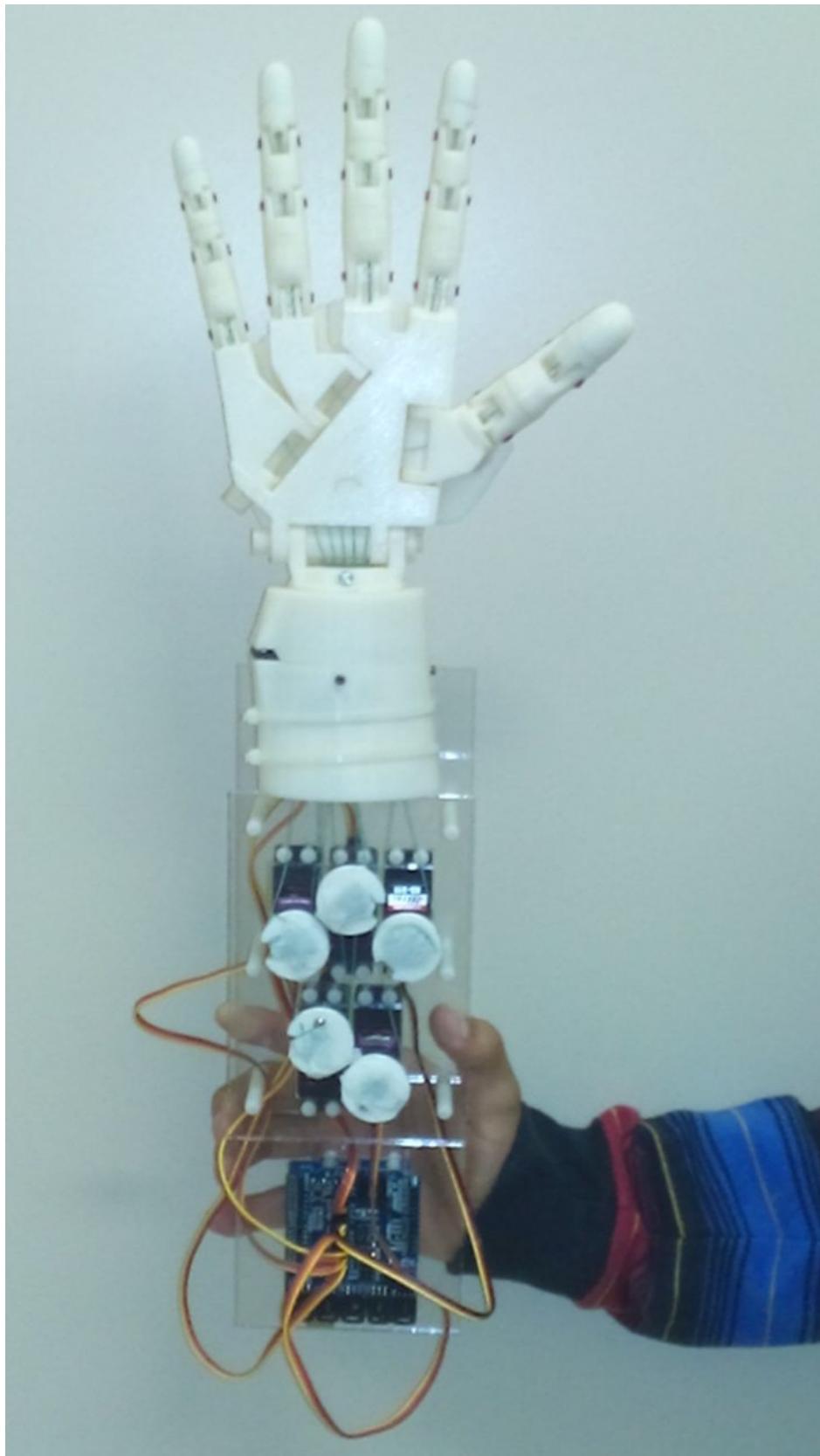
Fonte: Elaborada pelo autor.

A montagem final do protótipo utilizado está representada na Figura 18, onde são observados os servomecanismos anexados aos devidos "tendões" responsáveis pelo movimento de cada dedo.

Devido a baixa capacidade de fornecimento de corrente do Arduino®, foi utilizada uma fonte de tensão de 650W, com capacidade de corrente de até 30 ampères, associada a um *shield* específico de Arduino® para acionamento de servomotores.

O sinal de PWM, fornecido pelo Arduino®, controla a movimentação do servomecanismo. Entretanto, a potência necessária para esse movimento é fornecida pela fonte citada, fornecendo os 5 V de tensão e a corrente necessária.

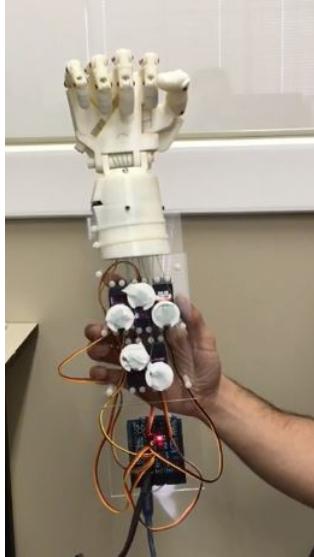
Figura 18 – Modelo final da prótese



Fonte: Elaborada pelo autor.

De forma a comprovar o funcionamento do protótipo, foram realizados ensaios para acionamento da prótese simulando diversos movimentos, ilustrados na Figura 19, Figura 20, Figura 21 e Figura 22.

Figura 19 – Ensaio de movimento: Punho cerrado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 – Ensaio de movimento: Mão espalmada.



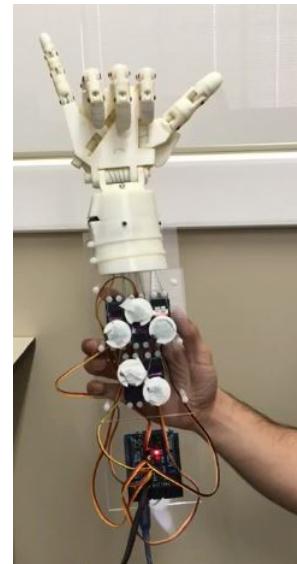
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 – Ensaio de movimento: Sinal de amor em libras.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 22 – Ensaio de movimento: Letra Y em libras.

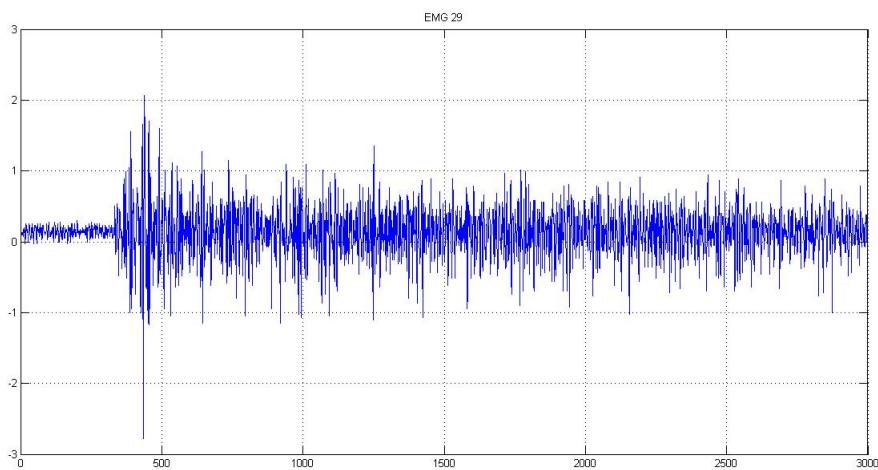


Fonte: Elaborada pelo autor.

## 6.2 Resultado do Processamento dos Sinais

Uma análise visual dos diversos sinais EMG permitiu avaliar, para a maioria dos treinamentos, um padrão de comportamento. É possível notar um estado inicial de relaxamento, onde a amplitude do sinal se mantém em uma faixa específica. Nota-se também, um segundo estado, correspondente a contração do músculo, onde a amplitude do sinal difere da observada para o estado de relaxamento. Entre os dois estados, encontra-se uma região de transição, onde o sinal possui comportamento transitório. Os estados descritos podem ser observados na Figura 23.

Figura 23 – Sinal EMG



Fonte: Elaborada pelo autor

O procedimento de avaliação escolhido para uma investigação preliminar foi o valor médio quadrático (RMS), o qual corresponde à potência do sinal, e está relacionado à amplitude do mesmo. O RMS mostra quando há diferença entre relaxamento e tensão muscular.

Considerando, devido à inspeção visual, que o estado de relaxamento e o estado de contração mostram amplitudes diferentes, pressupõe-se que possíveis diferenças entre os valores RMS destes estados possam ser utilizadas para controle de movimentação da prótese. A investigação desta hipótese foi realizada por meio da comparação das estimativas dos valores RMS dos diferentes trechos dos sinais EMG (repouso e contração).

O processamento inicial dos sinais EMG foi a remoção do valor médio, visando reduzir qualquer deslocamento da amplitude. As regiões correspondentes aos estados de relaxamento de cada um dos sinais EMG (30 repetições ou treinamentos) foram delimitadas por inspeção visual, e o conjunto de amostras destes trechos, quando existiam, foram utilizados para estimativa de valores RMS de repouso. As estimativas dos valores RMS de

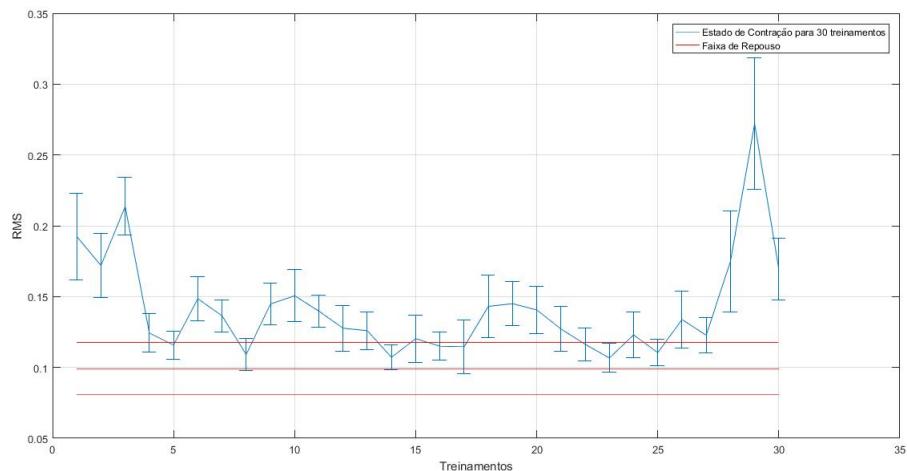
repouso para os dois canais foram agrupadas para avaliações posteriores.

As estimativas dos valores RMS para os estados de contração muscular foram realizadas em duas etapas. A primeira etapa foi a utilização de um procedimento de “janelamento de corrida”, na qual uma estimativa do RMS foi realizada para uma janela de 100 amostras (0,2 segundos). Esta janela foi deslocada sobre todo o sinal EMG com passo de uma amostra, para cada treinamento, obtendo-se um sinal cRMS (ou RMS de corrida) ao longo do tempo. Posteriormente, para cada sinal cRMS foram delimitadas as últimas 1500 amostras, pressupondo-se a estacionariedade do sinal.

O conjunto de valores RMS obtidos para os estados de repouso foram agrupados, sendo considerados como padrão de relaxamento para todas as comparações. Para os estados de contração os conjuntos de valores cRMS foram agrupados considerando cada treinamento.

Um exemplo para investigação visual da variabilidade dos valores RMS para o estado de repouso (valor médio  $\pm$  desvio padrão) e dos valores cRMS para o estado de contração (valor médio  $\pm$  desvio padrão), para os 30 treinamentos, está mostrado na Figura 24. Observa-se que, para diversos intervalos de contração e treinamentos, os valores médios e desvios padrões apresentaram-se dentro da faixa obtida para o repouso, sugerindo dificuldades de diferenciação entre os processos.

Figura 24 – Relação entre estado de repouso, visto em vermelho, e estado de contração para 30 treinamentos, em azul.



Fonte: Elaborada pelo autor

Os resultados das investigações da presença da propriedade gaussiana (teste Jarque-Bera) e da igualdade das variâncias (teste de Bartlet) permitiram verificar que, para 62 conjuntos de valores RMS (2 conjuntos para repouso e 60 para contração), 67,74% dos agrupamentos não mostraram distribuição gaussiana, para nível de significância de 5%.

Para a investigação da igualdade dos valores de variância, considerando o valor de repouso e os 30 registros (para cada canal), foi possível rejeitar a hipótese da igualdade para 100% das comparações ( $p$  igual a 0).

Devido ao elevado número de conjuntos para os quais foi possível rejeitar a hipótese da presença de gaussianidade e, de forma similar, rejeitar a hipótese da igualdade dos valores de variância, a comparação entre os valores RMS dos diversos estados foi realizada por meio do teste Kruskal-Wallis, que permite a investigação da igualdade das medianas. Posteriormente, foi aplicado também um teste post hoc não-paramétrico de comparação, de forma a avaliar se havia algum trecho de treinamento não-rejeitado, entre estado de repouso e de contração. Para a investigação da igualdade dos valores de mediana, obteve-se por resultado que em 100% dos casos foi possível rejeitar a hipótese nula com valor p igual a zero.

Os resultados do teste pos hoc não-paramétrico são indicados na Tabela 2, onde são mostrados as faixas onde não ouve rejeição, evidenciando não ser possível realizar a distinção entre os estados utilizando somente como parâmetro o valor RMS.

Tabela 2 – Faixas indicando Não-Rejeições

## 7 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

### 7.1 Conclusão

O presente trabalho teve seu objetivo dividido em duas etapas. Primeiramente realizar a construção e o acionamento de uma prótese robótica. Posteriormente, realizar uma análise preliminar de um banco de dados público contendo registros de sinais de eletromiografia, utilizando como parâmetro o valor médio quadrático, com o objetivo de realizar o controle da prótese.

Para a primeira etapa, foi realizada a aquisição dos modelos de peças na comunidade *open source*, sendo utilizados para a impressão e montagem da prótese. Em seguida, foram utilizados servomotores, controlados pelo arduino e alimentados utilizando uma fonte de tensão apropriada para o acionamento dos motores. A prótese foi testada em laboratório, simulando o movimento de abertura e fechamento da mão, funcionando de forma apropriada.

Para a etapa de processamento de sinais, os sinais EMG foram investigados através do valor RMS considerando um "janelamento de corrida". Os resultados permitiram concluir que, da forma como foi utilizado, o valor médio quadrático não foi suficiente para realizar o controle da prótese, sugerindo, como visto na literatura, uma associação entre parâmetros de forma a conseguir uma melhor distinção entre os estados de relaxamento e contração.

### 7.2 Trabalhos Futuros

No que se refere à parte construtiva da prótese seria interessante estudar sobre a introdução de sensores de pressão anexados às pontas dos dedos, com o objetivo de controlar a força produzida por estes, tornando o movimento mais natural e eficiente.

Do ponto de vista de processamento de sinais é conveniente sugerir a elaboração de um estudo utilizando parâmetros diferentes e uma associação entre os mesmos, como tem sido descrito na literatura [5]. Dessa forma, deverá ser possível realizar classificações dos sinais para diversos tipos de movimentos, utilizando para isso diferentes ferramentas de reconhecimento de padrões.

## REFERÊNCIAS

- [1] Sistema IBGE de Recuperação Automática: Disponível em <<http://www.sidra.ibge.gov.br/bda/tabela/listabl.asp?z=cd&o=13&i=P&c=3425>>. Acesso em 03/05/2016.
- [2] Simões, Cristina Almeida, "Reabilitação de Crianças com Deficiência Motora pelo Sistema Único de Saúde na Bahia: Desafios e Perspectivas", Mestrado. Dissertação, Políticas Sociais e Cidadania, Universidade Católica do Salvador (UCSal), Salvador, 2008.
- [3] L .Olivi. "Navegação de Robôs Móveis Assistivos por Controle Compartilhado Baseado em Campos Vetoriais", Ph.D. Dissertação, Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação (FEEC), Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 2014.
- [4] C.E. Buckley *and* L.J. Leifer, "Fast Interactive Control of a Manipulator for the Severely Disabled". *Mechanical Engineering Design Division, Stanford University*, Stanford, California, 1986.
- [5] M. Atzori, A. Gijsberts,C. Castellini, B. Caputo, A. Hager, S. Elsing, G. Giatsidis, F. Bassetto, H. Müller. "Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses". *Nature*, 23-12-2014.
- [6] C. Schärer,"A Learning Man-Machine Interface for an Artificial Arm", *in IEEE/RSJ International Workshop on Intelligent Robots and Systems (IROS)*,1991, Osaka, Japão.
- [7] T. Iberall, G.S. Sukhatme, D. Beattie, G.A. Bekey. "Control Philosophy and Simulation of a Robotic Hand as a Model for Prosthetic Hands". *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Yokohama, Japão, 1993
- [8] T. Iberall, G.S. Sukhatme, D. Beattie, G.A. Bekey. "On the Development of EMG Control for a Prosthesis Using a Robotic Hand".*Department of Computer Science, Department of Engineering, University of Southern California*, Los Angeles, California, 1994.
- [9] M. Harris, B.V. Rao, P. Chakraborty. "EMG Signal Based Finger Movement Recognition for Prosthetic Hand Control". *International Conference on Communication, Control and Intelligent Systems (CCIS)*, 2015.
- [10] R. Tomovic, G.A. Bekey, W.J. Karplus."A Strategy for Grasp Synthesis with Multifingered Robot Hands".*Robotics and Automation. Proceedings. 1987 IEEE International Conference*, Volume 4, 1987, pp. 83 - 89.
- [11] Z. Kappassov, Y. Khassanov, A. Saudabayev, A.Shintemirov, H.A.Varol. "Semi-Anthropomorphic 3D Printed Multigrasp Hand for Industrial and Service Robots", *in IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 2013, pp. 1697 - 1702.
- [12] T.B. Krueger, T. Stieglitz. "How much neuronal information is needed to control robots or prostheses?". *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006*, pp. 793 - 798.

- [13] R. Woodward, S. Shefelbine, R. Vaidyanathan. "Integrated Grip Switching and Grasp Control for Prosthetic Hands Using Fused Inertial and Mechanomyography Measurement", *Swarm/Human Blended Intelligence Workshop (SHBI)*, 2015, pp. 1 - 8.
- [14] M.A. Vaz, W. Herzog. "A mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular". *Movimento. Porto Alegre.* Vol. 5, n. 10, (1999), pp. 15 - 20.
- [15] V.R.F. Miranda, R. Medeiros, L.A. Mozelli, A.C.S. Souza, A.A. Neto, A.S.V. Cardoso. "Controle de um manipulador robótico via eletrooculografia: uma plataforma para tecnologia assistiva", XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI) Natal – RN, 25 a 28 de outubro de 2015.
- [16] L. Olivi, R. Souza, E. Rohmer, E. Cardozo. "Shared control for assistive mobile robots based on vector fields", *10th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, 2013, Jeju, Coréia do Sul.
- [17] R.M.G. Tello, S. Müller, A. Ferreira, T. Bastos-Filho. "A Novel System for Control of a Robotic Whellchair Based on SSVEP-BCI for People with Locked-in Syndrome", XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI) Natal – RN, 25 a 28 de outubro de 2015.
- [18] Comunidade *open source* InMoov: Disponível em <<http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>>. Acesso em 12/07/2016.
- [19] C.S. Klein, G.D. Marsh, R.J. Petrella, C.L.Rice. "Muscle Fiber Number in the biceps brachii muscle of young and old men", *Muscle and Nerve.* V 28, n. 1, pp. 62 - 68, 2003.
- [20] A.C.Guyton, J.C.Hall. "Tratado de Fisiologia Médica", 10<sup>a</sup> edição, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 973p, 2002.
- [21] Arduino® Uno: Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>>. Acesso em 20/07/2016.
- [22] C. Sapsanis, G. Georgoulas, A. Tzes. "EMG based classification of basic hand movements based on time-frequency features". *21<sup>st</sup> Mediterranean Congerence on Control & Automation (MED) Platanias-Chania*, Creta, Grécia, 25 a 28 de Junho, 2013.
- [23] W.D. McArdle, F.T. Katch, V.L. Katch. *Fisiologia do Exercício: Nutrição, Energia e Desempenho Humano.* 7<sup>a</sup> Ed. Cidade: Guanabara Koogan, 2011.
- [24] Página do Fabricante *TowerPro*. Disponível em <<http://www.towerpro.com.tw>>. Acesso em 28/07/2016.