Universidade de São Paulo Escola de Engenharia de São Carlos Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto Instituto de Química de São Carlos

## **BRUNA SOUZA MORAIS**

# DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA MEMBRO SUPERIOR

São Carlos 2019

### **BRUNA SOUZA MORAIS**

## DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA MEMBRO SUPERIOR

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de (Mestre) em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli Coorientador: Prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira

Versão Corrigida São Carlos 2019 AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

> Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da EESC/USP

M827d

Morais, Bruna Souza Desenvolvimento de prótese mioelétrica para membro superior / Bruna Souza Morais ; orientador Arlindo Neto Montagnoli; co-orientador Samuel Lourenço Nogueira. -- São Carlos, 2019.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de Concentração em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2019.

1. Prótese mioelétrica. 2. Eletromiografia de superfície. 3. Dispositivos vestíveis. I. Nogueira, Samuel Lourenço. II. Título.

Elena Luzia Palloni Gonçalves – CRB 8/4464

### FOLHA DE JULGAMENTO

### Candidato(a): Bruna Souza Morais

Título: "Desenvolvimento de prótese mioelétrica para membro superior"

Data da defesa: 05/11/2019

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). Arlindo Neto Montagnoli UFSCar	flow feb putquele	Não Votante
Prof(a). Dr(a). Giuseppe Antonio Cirino UFSCar	Surpefutor (un	APROVADA
Prof(a). Dr(a). Thiago Luiz de Russo UFSCar	Avage Huy & Ku	APROVADA
Prof(a). Dr(a). Ricardo Augusto Souza Fernandes UFSCar	Fut Ferds	APROVADA

À Thomas Michael Fahy (in memoriam).

### AGRADECIMENTOS

Agradeço à Divina Vontade e ao meu amado Jesus pela Vida de cada um dos meus atos e pelo Dom do seu conhecimento, o qual marcou profundamente esse Mestrado. Agradeço a minha Mãe e Nossa Senhora Maria por me acompanhar e me sustentar sempre com seu olhar.

Aos meus pais Thadeu Pereira de Souza e Elda José de Morais Souza por me formarem na busca pela Verdade. Ao meu irmão Vinícius Souza Morais por ser meu primeiro companheiro desde o início de minha vida e meu amigo mais antigo. Obrigada por não só me apoiarem possibilitando esse Mestrado, mas também torcerem, sofrerem e comemorem comigo a cada etapa. Saibam que essa conquista é também vossa!

Ao meu pai espiritual Padre Carlos Alberto Giacone e a todos da Paróquia Santa Luzia por formarem a minha família em São Carlos.

Agradeço à toda população brasileira e aos Governos Federal e Estadual por garantirem a minha formação acadêmica com qualidade e de forma gratuita.

Ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela oportunidade e financiamento dessa pesquisa.

Aos meus orientadores Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli e Prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira por acreditarem em mim e no meu sonho. Obrigada por serem meus Mestres, por compartilharem comigo seu conhecimento e experiência e pelo trabalho que desenvolvemos juntos. Obrigada pela paciência (muitas vezes de pai) para comigo.

Ao grupo de pesquisa e fisioterapeutas Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo, Prof. Dra. Gabriela Lopes dos Santos e Luisa Fernanda García Salazar por apoiarem esse projeto agregando a expertise da área da saúde a ele.

Aos meus orientadores Dr. Raoul Bongers e Anniek Heerschop pela oportunidade única de realizar o intercâmbio na Holanda. Agradeço ao European Region Action Scheme for the Mobility of University Students (Erasmus) pelo incentivo e promoção da mobilidade acadêmica internacional de estudantes e professores universitários, da qual tive a honra de ser contemplada. Agradeço à Universidade Federal de São Carlos por ceder o espaço do laboratório onde a pesquisa se desenvolveu e a todos do Departamento de Engenharia Elétrica que me acompanharam tão de perto neste projeto. Gostaria de agradecer também aos técnicos José Roberto Esperança e Heitor Vinicius Mercaldi por me ajudarem na implementação do sistema.

À Jaqueline Vígolo Coutinho pela amizade importada de Swansea, pela alegre surpresa de vir morar em São Carlos/SP e por ser minha companheira de Mestrado. Obrigada por sempre me inspirar a dar o melhor de mim, por rezar comigo e escutar com gosto as minhas divagações.

À Marina Del Bianco Sousa pela sua amizade que me é tão querida, pela beleza de sua presença e por também me acompanhar nessa jornada de Mestrado. Obrigada por ter sido minha voluntária desde o início até fim dos testes e por tão carinhosamente testemunhar os emocionantes últimos dias e horas do desenvolvimento desse projeto.

Às minhas *roomates* Eirini Angeli e Sara Lohse pelo tempo que moramos juntas em *Groningen*, por nossas aventuras de bicicleta, por nossas profundas conversas filosóficas e por todas as deliciosas refeições que partilhamos. Obrigada por me trazerem um pedacinho da Grécia e Alemanha!

À Thiemi Omido pelo carinho de sua amizade que marcou todo o tempo que estive em São Carlos e por partilhar comigo o processo de amadurecimento dos últimos nove anos. E aos meus outros queridos amigos da graduação, Raisa Mitsuko Tanoue, Rafael Braz de Faria Maritan, Victor Couto Nunes e Rodrigo Kamegasawa da Silva por fazerem parte também desse período.

Por fim, agradeço de forma especial a todos os voluntários que dedicaram seu tempo contribuindo para essa pesquisa.

"Advéniat Regnum tuum. Fiat Volúntas tua, sicut in cælo et in terra."

#### **RESUMO**

MORAIS, B. S. **Desenvolvimento de prótese mioelétrica para membro superior.** 2019. 82 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

A perspectiva do potencial de aplicação da prótese mioelétrica para substituição de membro superior amputado levou a sua ampla investigação nos últimos dois séculos. No entanto, sua utilização na prática ainda enfrenta diversos desafios, destacando-se o custo elevado dos modelos comerciais disponíveis e funcionalidade insatisfatória. Assim, considerando esses aspectos, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de uma prótese para membro superior, focando no desenvolvimento do sistema de medição do sinal mioelétrico. O sistema de eletromiografia desenvolvido é formado por um bracelete ajustável com três canais de medição, o qual foi utilizado na coleta de dados de voluntários saudáveis. O procedimento de coleta envolvia a realização de atividades de vida diária utilizando uma garrafa: (1) alcançar a garrafa sem levantá-la, realizando pequena compressão; (2) alcançar e girar (pronação) a garrafa; (3) alcançar a garrafa, levantando-a até a altura do ombro e girá-la (pronação). Assim, formou-se um banco de dados de sinais mioelétricos para futura caracterização e identificação de padrões. O funcionamento do bracelete eletromiográfico foi demostrado acionando a abertura/fechamento de uma prótese do tipo garra utilizando o controle direto por limiares de tensão.

Palavras-chave: Prótese mioelétrica. Eletromiografia de superfície. Dispositivos vestíveis.

### ABSTRACT

MORAIS, B. S. **Development of upper limb myoelectric prosthesis.** 2019. 82 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

The application potential of myoelectric prosthesis for replacement of amputated upper limbs encouraged extensive researches in the field over the past two centuries. However, its practical use still faces many challenges, especially related to high cost of the available commercial models and unsatisfactory functionality. Considering these aspects, this project proposes the development of an upper limb myoelectric prosthesis, focusing on the development of a measurement system for myoelectric signals. The developed electromyography system is an adjustable bracelet with three measurement channels, which was used to collect data from healthy volunteers. The trial protocol involved carrying out daily activities using a bottle: (1) reaching the bottle without lifting, slightly compressing it; (2) reaching and rotating (pronation) the bottle; (3) reaching the bottle, raising it to the shoulder's height and turning it (pronation). Hence, a database of myoelectric signals was formed for future characterization and identification of myoelectric patterns. The performance of the electromyographic bracelet was demonstrated control-ling the the opening/closing of a claw-type prosthesis using direct control.

Keywords: Myoelectric prosthesis. Surface electromyography. Wearable devices.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 - Prótese Ativa pela Força Própria aperfeiçoada do modelo de Peter Baliff20
Figura 1.2 - Primeiros projetos conceituais de Próteses Ativas com Fonte Externa propostos no
livro alemão Ersatzglieder und Arbeitshilfen21
Figura 1.3 - Mão elétrica usada por Reiter no desenvolvimento da primeira prótese mioelétrica.
Figura 1.4 – Mão Artificial Bioelétrica Russa e esquemático do sistema
Figura 1.5 – Prótese Mioelétricas Comerciais iLimb, Bebionic e Michelangelo22
Figura 1.6 – Esquema do Controle Direto. O usuário controla a prótese por meio de dois
músculos A e B, cujos sinais estão representados em amarelo/horizontal e vermelho/vertical,
respectivamente. A prótese opera em dois modos, os quais são alternados pela contração
simultânea dos músculos. No primeiro modo (em verde), o usuário controla a abertura da
prótese com o músculo A e o fechamento com o músculo B. E no segundo modo (em cinza), o
usuário controla a pronação da prótese com o músculo A e a supinação com o músculo B24
Figura 2.1 – Representação esquemática do sistema da prótese mioelétrica
Figura 2.2 – Distribuição de cargas elétricas e concentrações iônicas na membrana da fibra
muscular ao longo do processo de contração
Figura 2.3 – No esquema os sinais de $1 a n$ são os potenciais de ação individuais de cada fibra
muscular associados com o neurônio motor em vermelho. A soma $h(t)$ desses sinais caracteriza
o Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP)29
Figura 2.4 – Modelo para um Trem de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAPT), $u(t)$ .
A convolução dos intervalos de interpulso modelados como uma sequência delta de Dirac
$\delta(t - tk)$ com o filtro $h(t)$ representando a forma de onda do MUAP, resulta no Trem de
Potencial de Ação da Unidade Motora <i>u</i> ( <i>t</i> )29
Figura 2.5 – Modelagem do sinal mioelétrico. Cada sinal à esquerda é um Trem de Potencial
de Ação (MUAPT) de uma Unidade Motora diferente. A soma desses sinais forma o sinal
mioelétrico medido em um músculo, representado à direita
Figura 2.6 - Sinal mioelétrico e densidade de potência do mesmo medido durante a extensão do
punho
Figura 2.7 – Diferentes geometrias dos eletrodos de superfície. (A) Orbital SilverBumps <sup>TM</sup> (B)
Eletrodos de microagulhas (C) Eletrodos flexíveis IBMT
Figura 2.8 – Diferentes tipos de eletrodos

Figura 2.9 - Posicionamento do eletrodo centralizado no músculo na região de maior densidade
de fibras
Figura 2.10 - Configuração Monopolar. Medição feita com apenas um eletrodo de leitura
posicionado sobre o músculo de interesse em relação ao eletrodo de referência geralmente
posicionado sobre protuberância óssea
Figura 2.11 - Configuração Bipolar. Medição diferencial de dois eletrodos de leitura,
distanciados 10 mm entre se, posicionados sobre o músculo de interesse. O eletrodo de
referência é geralmente posicionado sobre protuberância óssea
Figura 2.12 – Circuito de pré-processamento
Figura 2.13 – Parâmetros de projeto do filtro passa-faixa
Figura 3.1 – Circuito de Alimentação com saídas -5V; +5V; 3,3V e GND 41
Figura 3.2 - Representação esquemática do bracelete eletromiográfico e design 3D da caixa do
eletrodo
Figura 3.3 – Placa de Pré-processamento com sensor mioelétrico: (a) Snap Connect Adapters e
(b) pino eletrodo
Figura 3.4 – Circuito de Pré Processamento
Figura 3.5 – Configurações Python para criação de um Stream Outlet na rede do Lab Sreaming
Layer
Figura 3.6 - Configurações Matlab para criação de um Stream Inlet na rede do Lab Sreaming
Layer
Figura 3.7 - Vista posterior (A) e anterior (B e C) das camadas superficial e profunda
dos músculos do antebraço esquerdo
Figura 3.8 – Esquema do encaixe da prótese no braço do paciente
Figura 4.1 - Comparação entre o sinal medido (em vermelho) e amostrado (em azul) focando
o início da contração. Observa-se a conformidade dos dois sinais com correlação cruzada
normalizada igual a 0,946654
Figura 4.2 - Espectro de frequência do sinal mioelétrico: FFT obtida no osciloscópio e
calculada sobre o sinal amostrado focando-se na região de maior intensidade do sinal
mioelétrico
igura 4.3 – <i>Myo Armband</i>
Figura 4.4 – Voluntário usando o sistema de medição durante coleta: (A) Bateria, (B) Fonte de
Alimentação, (C) Microcontrolador STM32, (D) Eletrodos, (E) Sensor Inercial Xsens MTw
<i>Awinda</i>

Figura 4.5 – Interface Python para inserção manual dos marcadores temporais dos eventos Figura 4.6 - Interface MATLAB Viewer visualizada durante a coleta de dados. Canais Ch1 -Músculo Extensor dos Dedos; Ch2 - Músculo Braquiorradial; Ch3 - Músculo Flexor Profundo dos Dedos; Ch4 - Frame temporal; Ch 5 - Marcador dos movimentos M1, M2 e M3 inseridos Figura 4.7 – Exemplo de dado coletado do indivíduo #5 para sequência de movimentos M1, M2 e M3, com 11 repetições. As linhas verticais indicam o movimento executado: M1 (verde) - Pegar a garrafa; M2 (azul) Pegar e girar a garrafa; M3 (rosa) - Pegar a garrafa, levantando-a até a altura do ombro e girá-la.....60 Figura 4.8 – Valor RMS aplicado aos sinais coletados do indivíduo #5 executando 11 vezes a sequência de movimentos M1, M2 e M3. Os picos indicam a contração muscular. As linhas verticais indicam o movimento executado: M1 (verde) - Pegar a garrafa; M2 (azul) Pegar e girar a garrafa; M3 (rosa) - Pegar a garrafa, levantando-a até a altura do ombro e girá-la......60 Figura 4.9 – Modelagem elétrica da Dermis ( $R_d$ ), Epidermis ( $E_{ep}$ ,  $R_{ep}$ ,  $C_{ep}$ ), suor ( $E_{sw}$ ,  $R_{sw}$ ,  $C_{sw}$ ), interface eletrodo-pele ( $R_g$  ou  $R_i$ ,  $C_i$ ) e eletrodo ( $E_{hc}$ ,  $R_{el}$ ,  $C_{el}$ ). Destaque em vermelho da Figura 4.10 - Comparação do sinal mioelétrico do movimento M3 entre voluntários com biotipos diferentes (#8 – IMC 18,75 ; #6 - IMC 26,11; #12 - IMC 34,02) e entre os grupos musculares. Destaca-se tendência do aumento do ruído e atenuação do sinal quanto maior o IMC / quantidade de tecido adiposo do indivíduo. Ademais, as medições do músculo flexor são as mais ruidosas e de menor relação sinal-ruído devido a sua profundidade no antebraço. ....63 Figura 4.11 - Comparação do sinal mioelétrico do Extensor medido com os eletrodos Delsys Trigno Wireless e com os eletrodos sEMG propostos. O envelope do sinal está (em vermelho) possui no intervalo de ativação forma plana mais linear......65 Figura 4.12 - Comparação do sinal mioelétrico do Flexor medido com os eletrodos Delsys Trigno Wireless e com os eletrodos sEMG propostos. Observa-se no envelope do sinal (em vermelho) dois picos distintos no início e no final da tarefa......65 

### LISTA DE TABELAS

Tabela	1.1	—	Comparação	entre	próteses	mioelétricas	comerciais	e	desenvolvida	as
academi	came	ente		••••••				•••••	2	23
Tabela 1	.2 –	Prir	ncipais caracter	rísticas	tradiciona	lmente utilizad	las no contro	le n	nioelétrico2	25
Tabela 2	2.1 –	Cor	nparação da fu	nciona	lidade da g	garra em funçã	o do número	de	dedos4	0
Tabela 4	I.1 –	Pert	fil dos voluntái	rios par	ticipantes	da pesquisa		· • • • • •	5	;9

Capít	ulo 1 Introdução19
1.1	Revisão Bibliográfica20
1.2	Objetivos26
Capít	ulo 2 Metodologia27
2.1	Sinal Mioelétrico27
2.2	Eletrodos de Superfície31
2.2.1	Tipos de Eletrodos
2.2.2	Posicionamento em relação ao Músculo
2.2.3	Configurações de medição35
2.2.4	Pré-Processamento
2.3	Microcontrolador - Conversor Analógico-Digital (A/D)
2.4	Prótese40
Capít	ulo 3 Implementação41
3.1	Alimentação41
3.2	Eletrodo sEMG para Eletromiografia de Superfície42
3.3	Microcontrolador e Processamento Computacional44
3.4	Validação do sinal amostrado47
3.5	Protocolo de Coleta de Dados48
3.6	Prótese
Capít	ulo 4 Resultados e Discussões53
4.1	Resultados preliminares53
4.2	Processo de Desenvolvimento dos Eletrodos Mioelétricos de Superfície55
4.3	Resultados Coletas com Voluntários57
4.4	Comparação dos dados coletados com a literatura64
4.5	Acionamento da Prótese66
Capít	ulo 5 Conclusões e Trabalhos Futuros69

## SUMÁRIO

5.1	Trabalhos Futuros	70
5.2	Trabalhos Publicados	. 70
Refe	erências	. 73
APÊ	ÈNDICES	. 79
Apêı	ndice A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)	. 81
Apêı	ndice B - Implementação e Acionamento de Prótese Mioelétrica com 6 DOFs	83

# Capítulo 1 Introdução

A ampla funcionalidade das mãos leva a sua vasta utilização no cotidiano. Elas estão envolvidas no ato da comunicação, no manuseio de objetos e na sensibilidade tátil. Assim, a amputação de uma mão seja por causa congênita, traumática ou por doenças, tem um grande impacto na independência funcional do paciente. Mas também afeta a qualidade de vida da pessoa relativa a aspectos psicológicos, da inter-relação com a sociedade e da interação com o ambiente (BERGMAN, 2013).

As amputações mais comuns de membros superiores são as transradiais, ou seja, aquelas realizadas entre o cotovelo e o punho. Neste nível de amputação, o comprimento do membro residual influenciará na preservação dos movimentos de pronação e supinação, os quais são mais preservados nas amputações de terço distal do antebraço. Embora o local de amputação no antebraço influencie no seu movimento, os pacientes com este nível de amputação apresentam uma alta taxa de aceitação da prótese após a cirurgia (FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015; SOLARZ; THODER; REHMAN, 2016).

O propósito primário da prótese é substituir um membro amputado em ambos aspectos: estético e funcional. Próteses mioelétricas equilibram esses dois lados, sendo um dos principais tipos de próteses estudadas e desenvolvidas atualmente. Elas são membros artificiais acionados externamente por bateria e controlados usando o sinal mioelétrico gerado durante a contração muscular do membro residual (SAUDABAYEV; VAROL, 2015).

Atualmente existem diversas empresas que comercializam diferentes modelos de próteses. Considerando que a prótese mioelétrica é uma solução inovadora e preferida pelos pacientes com amputações transradiais (66% dos pacientes), surge o questionamento do porquê que elas ainda não são amplamente utilizadas (FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015), especialmente no Brasil. Isso é explicado principalmente pelo custo elevado, pela falta de acesso a serviços de reabilitação, dificuldades de adaptação do usuário a prótese, aparência insatisfatória, desconforto na utilização e necessidade de utilização em ambientes não favoráveis com muito ruído, poeira e de temperatura elevada. Outros pacientes ainda optam por não utilizar uma prótese para não prejudicar processos de aposentadoria por invalidez ou assegurar o recebimento de outros auxílios financeiros governamentais, uma vez que um dos maiores impactos pessoais da amputação está relacionado às dificuldades para trabalhar e às consequências econômicas decorrentes.

O custo elevado das próteses mioelétricas para membros superiores comercializadas está associado à complexidade e ao nível de tecnologia envolvida, além dos modelos disponíveis no Brasil serem importados. Existe também o custo associado aos serviços de reabilitação, o qual é um processo demorado. Assim, o desenvolvimento de um modelo de mão biônica com tecnologia nacional levaria a uma redução considerável do valor de custo.

O nível de funcionalidade da prótese está associado ao número de graus de liberdade (DOFs, do inglês *Degrees of Freedom*) possíveis e, consequentemente, à quantidade de dedos. Próteses com mais DOFs requerem a medição do sinal mioelétrico em múltiplos pontos, dificultando o treinamento muscular específico do membro residual. A escolha da prótese do tipo garra (2 dedos) atenua esse problema. Além disso, o estudo realizado proposto por Bullock, Feix e Dollar (2015) para avaliar os efeitos do tamanho do objeto e do número de dedos na manipulação de precisão da mão humana mostrou que a garra de dois dedos apresenta o melhor desempenho no movimento, demonstrando a viabilidade desse modelo.

#### 1.1 Revisão Bibliográfica

O surgimento das próteses e seu desenvolvimento ao longo da história, particularmente no período das grandes guerras, esteve associado principalmente a reabilitação de cavaleiros, piratas e soldados que perderam o membro durante a batalha. O primeiro avanço significativo em relação às próteses passivas utilizadas até então, ocorreu com a introdução de mecanismos para ativação da prótese pela própria força do paciente, proposto primeiramente pelo dentista alemão Peter Baliff em 1818. A Figura 1.1 mostra um projeto aperfeiçoado desta prótese com o cabo Bowden substituindo as fitas de couro do modelo original (ZUO; OLSON, 2014).



Figura 1.1 - Prótese Ativa pela Força Própria aperfeiçoada do modelo de Peter Baliff.

Fonte: Billock (1986).

A ideia de próteses ativas por fonte externa foi introduzida 100 anos depois, em 1919, no livro alemão *Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte u. Unfallverletzte* (Próteses e auxílios para aleijados de guerra e feridos em acidentes). No entanto, o conceito de prótese com controle mioelétrico apenas foi introduzido quase 30 anos depois, em 1948, pelo estudante de Física da Universidade de Munique, Reinhold Reiter (Figura 1.3) (CHILDRESS, 1985). O primeiro modelo clinicamente significativo mostrado na Figura 1.4 foi desenvolvido em 1960 pelo cientista russo Alexander Kobrinski, conforme documentado por Sherman, 1964.

Figura 1.2 - Primeiros projetos conceituais de Próteses Ativas com Fonte Externa propostos no livro alemão Ersatzglieder und Arbeitshilfen.



Fonte: Childress (1985).

Figura 1.3 - Mão elétrica usada por Reiter no desenvolvimento da primeira prótese mioelétrica.



Fonte: Childress (1985).





Fonte: Sherman (1964).

Nos últimos anos, o foco no desenvolvimento das próteses tem se concentrado em alcançar maiores funcionalidades e antropomorfologia, buscando assim o aprimoramento da interface paciente/prótese por meio do controle mioelétrico e *feedback* tátil. Assim, o atual estado da arte das próteses, mostrado na Figura 1.5, é formado por modelos de 5 dedos com múltiplos DOFs, cujo posicionamento combinam-se entre 6 e 14 diferentes configurações de garra. O acionamento é feito por motores de corrente contínua (DC, do inglês *Direct Current*) e os mecanismos de *feedback* usam dispositivos de pressão, escorregamento, temperatura e distensão da pele. Uma aparência mais natural é alcançada por meio de luvas cosméticas que cobrem e protegem o sistema eletromecânico da prótese (SAUDABAYEV; VAROL, 2015).

Comparando-se os primeiros modelos desenvolvidos, mostrados nas Figura 1.3 e Figura 1.4, com os modelos comerciais atuais (Figura 1.5), pode-se constatar os avanços dos últimos 70 anos no desenvolvimento de próteses mioelétricas, seja do ponto de vista estético ou funcional.

Figura 1.5 – Prótese Mioelétricas Comerciais iLimb, Bebionic e Michelangelo. Ressalta-se os avanços estéticos e funcionais



Fonte: Ottobock (c2019) e Touch Bionics By Össur (c2019)

Os trabalhos de Belter et al. (2013) e Van Der Riet et al. (2013) comparam os principais modelos de próteses mioelétricas comerciais e desenvolvidos academicamente. Dentre os modelos comerciais destacam-se *iLimb hand*, *Bebionic hand* e *Michelangelo hand* desenvolvida pela Touch Bionics (Össur), RSL Steeper e OttoBock, respectivamente. Enquanto, *Vanderbilt University Hand, Southamption Hand* e especialmente a *SmartHand* são modelos de grande relevância provenientes das diversas pesquisas acadêmicas desenvolvidas nesta área. A Tabela 1.1 apresenta comparações de desempenhos e características dos dispositivos descritos.

	i-Limb ultra	BeBionic3	Michelangelo	SmartHand	Vanderbilt Hand	Southamption Hand
Força de Aperto (N) Garra de Força	136	140	70	36	50	-
Pinça Lateral	34	27	60	-	-	-
Carga Passiva (kg) - Garra de Gancho (retenção de mala)	90	45	-	-	-	-
Graus de Liberdade	6	6	2	16	16	6
Velocidade de Fechamento (s) - Garra de Força	1.2	1.0	-	1.5	0.3	-
Número de Garras e Posições da Mão	11	14	7	-	8	6
Atuadores	5 Motores DC	5 Motores DC	2 Motores DC	4 Motores DC	5 Motores Escovado DC	2 Motores DC
Sensores de Toque	Não	Não	Não	pressão	Não	pressão, deslizamento, temperatura
Displays de Feedback	Não	Não	Não	5 displays vibrotátil	Não	Não
Peso (g)	479	598	600	530	580	-
Custo (US\$)	40'000	35'000	75'000	-	-	-

Tabela 1.1 - Comparação entre próteses mioelétricas comerciais e desenvolvidas academicamente.

Fonte: Belter et al. (2013) e Van Der Riet et al. (2013).

A análise apresentada permite identificar as principais limitações das próteses mioelétricas atuais, como o peso superior ao da mão humana (em média de 400 g), sendo este um fator importante no conforto da utilização. Outro ponto é a falta de um controle adequado da força da pinça de agarrar objetos em relação a precisão e potência. Os modelos comerciais suprem pelo menos a necessidade de potência requerida para as atividades cotidianas (mínimo de 68 N), mas a maior intensidade para execução de uma garra de força é ainda 4 vezes inferior comparada a uma mão saudável. Além disso, o alto custo das próteses comerciais ainda é o principal fator limitante para a ampla utilização dessas tecnologias (BELTER et al., 2013; VAN DER RIET et al., 2013). Observa-se ainda um distanciamento entre modelos comerciais e acadêmicos. As técnicas de controle por classificação dos padrões eletromiográficos amplamente abordadas na literatura, não são utilizadas nos modelos comerciais disponíveis, conforme discutido em Farina et al. (2014).

O controle convencional, conhecido como Controle Direto fundamenta-se no princípio de acionamento baseado no limiar de tensão, utilizando dois grupos musculares opostos para controlar cada direção de um mesmo DOF. Neste modelo, múltiplos DOFs são alternados sequencialmente pela co-contração (KUIKEN et al., 2016).

Figura 1.6 – Esquema do Controle Direto. O usuário controla a prótese por meio de dois músculos A e B, cujos sinais estão representados em amarelo/horizontal e vermelho/vertical, respectivamente. A prótese opera em dois modos, os quais são alternados pela contração simultânea dos músculos. No primeiro modo (em verde), o usuário controla a abertura da prótese com o músculo A e o fechamento com o músculo B. E no segundo modo (em cinza), o usuário controla a pronação da prótese com o músculo A e a supinação com o músculo B.



Fonte: Farina et al. (2014).

O controle por reconhecimento de padrões elimina essa etapa de alternar entre os dois modos de movimento, permitindo um controle mais intuitivo. Nessa abordagem de controle, o sinal é segmentado em janelas temporais para extração de características no domínio do tempo, frequência e espacial, as quais estão listadas na Tabela 1.2 (HAKONEN; PIITULAINEN; VI-SALA, 2015). A partir dessa análise, um classificador identifica padrões associados a movimentos específicos. No entanto, fatores como artefatos de movimento, mudanças na postura do braço, alta variabilidade do EMG (eletromiografia), fadiga muscular e variações na impedância do contato eletrodo-pele, afetam a acuracidade prática do classificador. Portanto, estes ainda são desafios para a implementação prática (CHOWDHURY et al., 2013; HAKONEN; PIITU-LAINEN; VISALA, 2015).

No âmbito da pesquisa acadêmica, o controle mioelétrico por reconhecimento de padrões utilizando classificador LDA (*Linear Discriminant Analysis*), SVM (*Support Vector Machines*), Fuzzy ou Redes Neurais Artificiais tem sido amplamente investigado. O classificador LDA além de ser de implementação simples, treinamento rápido e aplicável em análises em tempo real, destaca-se como o mais robusto às flutuações do sinal mioelétrico (decorrentes do uso prolongado) e, portanto, é o mais utilizado.

Tabela 1.2 – Principais características tradicionalmente utilizadas no controle mioelétrico.

Características no Domínio do Tempo Métodos que utilizam informações de energia e complexidade Valor Absoluto Médio EMG Integrado	<b>Características no Domínio da Frequência</b> Frequência Média Frequência Mediana Frequência Média Modificada		
Variancia Raiz Quadrada da Média Comprimento da Forma de Onda Detector Logarítmico <i>Métodos que utilizam informações de frequência</i> Cruzamento do Zero Amplitude Wilson Mudança do Sinal de Inclinação	<b>Características no Domínio do Tempo-Frequência</b> Transformada Rápida de Fourier Média Transformada Wavelet Contínua Transformada Wavelet Discreta Transformada Wavelet Estacionária Transformada de Pacotes Wavelet		
<ul> <li>Métodos que utilizam modelos de previsão Coeficientes Autoregressivos Coeficiente Cepstral</li> <li>Métodos dependentes do tempo Inclinação do Valor Absoluto Médio Histograma do EMG</li> </ul>	<b>Características no Domínio Espacial</b> Periodograma Experimental		

Fonte: Hakonen, Piitulainen e Visala (2015).

Embora, idealmente o desenvolvimento de próteses de membro superior tendem a buscar uma maior proximidade à mão humana em termos de estética e funcionalidade, os modelos mais utilizados ainda são de dispositivos tipo garra com 1 ou 2 DOFs (BELTER et al., 2013). A praticidade, facilidade na realização de tarefas típicas, alta durabilidade, peso leve e baixo custo explicam esta preferência por um modelo mais simples. Assim, a implementação de um dispositivo menos complexo e com menos funcionalidades, mas de alta eficiência e eficácia pode trazer mais benefícios potenciais para os pacientes.

#### 1.2 Objetivos

O objetivo deste projeto é o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica com 1 DOF para membro superior, não invasiva, com custo acessível e de fácil adaptação para pacientes com amputação transradial, visando a aplicação prática. Os objetivos específicos são pautados na sequência:

- Desenvolvimento de um sistema de medição do sinal mioelétrico observando as seguintes especificações: não invasivo, sem gel condutor eletrolítico, baixo custo, tamanho e peso reduzido;
- Desenvolvimento de um protocolo para coletas de sinais mioelétricos de voluntários saudáveis.
- Formação de banco de dados de sinais mioelétricos para futura extração de características e parâmetros.
- Implementação de sistema de controle direto para acionamento da garra.

O trabalho foi estruturado em metodologia descrita no Capítulo 2, e sua respectiva aplicação e implementação prática descritos no Capítulo 3. Na sequência no Capítulo 4, são apresentados os resultados, bem como a discussão das principais deduções e conclusões decorrentes. Por fim no Capítulo 5, são expostas as conclusões finais e as perspectivas de trabalhos futuros.

# Capítulo 2 Metodologia

O sistema da prótese mioelétrica para membro superior é formado essencialmente por três partes: sistema de medição de eletromiografia de superfície (sEMG), sistema de controle e sistema mecânico, conforme Figura 2.1. Cada um desses sistema foram detalhados nas seções seguintes.

Figura 2.1 – Representação esquemática do sistema da prótese mioelétrica.





### 2.1 Sinal Mioelétrico

O Sinal Mioelétrico é um efeito elétrico da ativação neuromuscular associada com a contração. A corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares, se propaga pelos tecidos intervenientes, podendo ser detectada por eletrodos de superfície (DE LUCA, 2006).

As variações de potencial mostradas no sinal mioelétrico estão associadas a mudanças de concentração iônica na fibra muscular durante a contração, conforme mostrado na Figura 2.2. No repouso a membrana da fibra permanece polarizada pela atuação da bomba de sódio-potássio, a qual move os íons de sódio Na<sup>+</sup> para o seu exterior e os de potássio K<sup>+</sup> para o seu interior. No processo da contração muscular, o aumento da permeabilidade da membrana aos íons de sódio Na<sup>+</sup> causa uma queda de potencial no exterior da membrana, despolarizando a fibra.





(A) Polarização: quando o músculo está relaxado. A bomba de sódio potássio atua movendo os íons  $Na^+$  para o exterior da membrana e íons  $K^+$  para o seu interior, favorecendo a concentração de cargas fora da fibra muscular.

(B) Onda de despolarização: durante a contração muscular. O aumento da permeabilidade da membrana aos íons de sódio Na<sup>+</sup> favorece a concentração de cargas no interior da fibra.

(C) Onda de repolarização: após a contração. O aumento da permeabilidade da membrana aos íons K<sup>+</sup>, favorece a tendência de difusão dos íons de potássio para fora da fibra, restaurando o equilíbrio de cargas inicial. A bomba de sódio potássio volta atuar.

Fonte: Muscle... (2019)

As fibras musculares estão inervadas em grupos por um único neurônio motor, formando uma unidade motora, a qual consiste na unidade funcional muscular básica. Quando ativadas pelo sistema nervoso, estas geram o Potencial de Ação da Unidade Motora - MUAP (sigla do inglês para *Motor Unit Action Potential*) (Figura 2.3), que provoca a contração da fibra. No entanto, a contração muscular apenas é mantida pela ativação repetida das unidades motoras, gerando Trens de Potencial de Ação da Unidade Motora - MUAPT (do inglês *Motor Unit Action Potential Train*) (DE LUCA, 2006).

Figura 2.3 – No esquema os sinais de 1 *a n* são os potenciais de ação individuais de cada fibra muscular associados com o neurônio motor em vermelho. A soma h(t) desses sinais caracteriza o Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP).



Fonte: Adaptado de De Luca (2006) e Marieb e Hoehn (2019).

Os Trens de Potencial de Ação da Unidade Motora, u(t), pode ser completamente descrito pelos intervalos de interpulso (tempo entre os MUAPs adjacentes) e pela forma de onda de cada MUAP. Matematicamente, os intervalos de interpulso podem ser modelados como uma sequência delta de Dirac convolucionada com o filtro h(t) que representa a forma do MUAP, conforme Equação 2.1 (DE LUCA, 2006). A representação gráfica do modelo é apresentada na Figura 2.4.

$$u_i(t) = \sum_{k=1}^n h_i(t - t_k)$$
(2.1)

sendo  $t_k = \sum_{l=1}^k x_l$  para k, l = 1, 2, 3, ..., n.

Na expressão 2.1,  $t_k$  representa os locais de tempo de MUAPs, x representa os intervalos entre os impulsos, n é o número total de intervalos entrepostos em um MUAPT e i, k, e l são inteiros que denotam eventos específicos.

Figura 2.4 – Modelo para um Trem de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAPT), u(t). A convolução dos intervalos de interpulso modelados como uma sequência delta de Dirac  $\delta(t - t_k)$  com o filtro h(t) representando a forma de onda do MUAP, resulta no Trem de Potencial de Ação da Unidade Motora u(t).



Fonte: Adaptado de De Luca (2006).

O sinal mioelétrico é a soma linear dos vários Trens de Potencial de Ação da Unidade Motora,  $u_i(t)$ , matematicamente representada pela Equação 2.2 e graficamente mostrado na Figura 2.5.

$$m(t,F) = \sum_{i=1}^{p} u_i(t,F)$$
(2.2)

sendo F a força gerada pelo músculo.

Fonte: Adaptado de Merletti e Farina (2008)

A Figura 2.6 apresenta um exemplo de sinal mioelétrico real e a densidade de potência correspondente a medições durante a extensão do punho. As principais características elétricas do sinal mioelétrico são:

- Amplitude máxima: entre 50  $\mu$ V a 5 mV (tensão de pico).
- Espectro de Frequência: 0 a 500 Hz, com intensidade maior entre 50 a 150 Hz.
- Características determinísticas nos primeiros 200 ms da contração.



Figura 2.6 - Sinal mioelétrico e densidade de potência do mesmo medido durante a extensão do punho.

Fonte: Adaptado de Ortolan (2002)
## 2.2 Eletrodos de Superfície

A natureza eletroquímica do controle neurológico gera diversos sinais bioelétricos como o sinal eletrocardiográfico (ECG), o sinal eletroencefalográfico (EEG) ou o sinal eletromiográfico (EMG). A medição desses sinais bioelétricos é feita por meio de eletrodos que realizam a transdução da corrente iônica em corrente elétrica. Dentre os diversos tipos, destacam-se os eletrodos de superfície pela sua não invasibilidade. Especialmente para aplicação em próteses mioelétricas essa característica favorece a praticidade na colocação do dispositivo pelo usuário.

Na interface do eletrodo com a pele ocorrem reações de óxido-redução formando uma corrente elétrica mensurável. De forma genérica as Equações 2.3 e 2.4 apresentam a oxidação e redução, respectivamente, sendo n a valência do cátion C (metal do eletrodo) e m a valência do ânion A (NEUMAN, 2000).

$$C \rightleftharpoons C^{n+} + ne^{-} \tag{2.3}$$

$$A + me^{-} \rightleftharpoons A^{m-} \tag{2.4}$$

A eletromiografia de superfície já é uma técnica consagrada no diagnóstico clínico. Entretanto a aplicação em próteses mioelétricas acrescenta desafios específicos, destacando-se diferenças fundamentais nas condições de aquisição e nos requisitos de projeto do dispositivo eletromiográfico. A aquisição em diagnóstico ocorre no ambiente controlado do laboratório empregando-se procedimentos de preparação da pele, monitoramento da postura e movimentação do paciente, limitação da duração das medições e atenuação das fontes de interferências. Contrastando, nas próteses mioelétricas essas condições de medição são totalmente opostas, acompanhando o dinamismo prático próprio do usuário. Ademais em termos de projeto, o desenvolvimento de próteses mioelétricas impõe consideráveis restrições dos requisitos de tamanho, peso, consumo energético e processamento computacional quando comparado a equipamentos de exame eletromiográfico (SMIT; PLETTENBURG; HELM, 2015).

#### 2.2.1 Tipos de Eletrodos

Apesar de todos eletrodos de superfícies essencialmente usarem o mesmo princípio eletroquímico descrito, as características elétricas são afetadas por diversas propriedades físicas. Assim, existem diversos tipos classificados pelo material (polarizável/não-polarizável), geometria, presença de eletrólito ("molhados/secos") e pela eletrônica incorporada (passivos/ativos).

As diferenças nas características eletroquímicas dos diferentes materiais determinam o comportamento elétrico observado na interface entre eletrodo e pele. A interação do metal em

contato com a pele, produz uma mudança local na concentração de íons metálicos ( $C^{n+}$ ) perto do eletrodo gerando uma polarização ou diferença de potencial, também chamada de potencial padrão de redução  $E^0$ . Nos eletrodos polarizáveis ocorrem alterações na distribuição de carga na região da pele próxima ao eletrodo, mas nenhuma corrente de fato cruza a interface. Assim, eletrodos feitos com metal polarizável, como ouro, aço inoxidável e platina, possuem um comportamento capacitivo, o que os tornam muito sensíveis a artefatos de movimento. Enquanto eletrodos feitos com metais não polarizáveis possuem um comportamento resistivo existindo um fluxo de corrente na interface eletrodo-pele, sendo mais estáveis (NEUMAN, 2000).

Os eletrodos de metal não-polarizável Ag/AgCl feitos com prata recoberta com uma fina camada de cloreto de prata são os mais tradicionalmente utilizados na eletromiografia. Parte do cloreto de sódio quando exposto a luz, sofre uma reação de redução liberando prata metálica na matriz de cloreto de prata. A oxidação da prata forma a corrente elétrica (NEU-MAN, 2000).

$$Oxidação: Ag \rightleftharpoons Ag^+ + e^- \qquad E^0 = +0,799V \qquad (2.5)$$

Redução: 
$$AgCl + e^- \rightleftharpoons Ag + Cl^ E^0 = +0,222V$$
 (2.6)

Projetos de eletrodos têm utilizado diferentes geometrias que favorecem a maior fixação e contato do eletrodo na pele, reduzindo a impedância na interface e artefatos de movimento. A Orbital Research Inc desenvolveu o eletrodo SilverBumps<sup>TM</sup>, os quais diferenciam-se pela sua superfície rugosa formada de pequenos picos que aumentam o contato com a pele. Outras pesquisas trabalharam na criação dos *Microneedle array (MNA) electrodes*, os quais constituem uma matriz de micro agulhas de metal, silicone ou polímero, minimamente invasivas e indolor, que penetram as camadas superficiais de pele morta estabelecendo contato direto com as camadas condutoras das epiderme e derme. Outra abordagem proposta pela Fraunhofer Institute for Biomedical Engineering (IBMT), foram os eletrodos flexíveis utilizando tecidos condutoras embutidas (ALBULBUL, 2016; KIM et al., 2016).





Fonte: (A) Laferriere, Lemair e Chan, 2011 e Orbital Research Inc. (2019). (B) Krieger et al., 2018. (C) Hoffmann e Ruff, 2007.

Ainda, a área de superfície de contato do eletrodo é também um parâmetro geométrico importante que afeta a qualidade do sinal medido. Uma maior área reduz o ruído, mas torna o sistema mais susceptível a interferência *crosstalk* quando isto implicar um aumento do tamanho do eletrodo, aumentando também a proximidade com músculos adjacentes. Assim, destaca-se a relevância de soluções como os eletrodos SilverBumps<sup>TM</sup> ou como os eletrodos microagulhas por aumentarem a superfície de contato pontualmente sem necessariamente aumentar o tama-nho final do eletrodo.

A utilização de eletrólito entre a interface eletrodo-pele melhora a medição do sinal uma vez que favorece as reações de oxido-redução. Assim diversos modelos comerciais de eletrodos de superfície já apresentam um gel eletrolítico sólido (Figura 2.8 - A), sendo chamados de eletrodos "molhados" (do inglês *wet*). Já os eletrodos secos (do inglês *dry*) não possuem eletrólito mediador entre eletrodo-pele (Figura 2.8 - B e C), com exceção do suor, o qual possui íons de

cloreto Cl<sup>-</sup>, sódio Na<sup>+</sup> e potássio K<sup>+</sup>, sendo os dois últimos diretamente ligados ao processo de contração do músculo.

Por fim, considerando a complexidade eletrônica associada, os eletrodos de superfície são classificados em passivos ou ativos. Na sua forma mais simplificada, os eletrodos são pequenos terminais metálicos (Figura 2.8 - B), podendo também ser encontrados incorporados a um adesivo com gel condutor sólido (Figura 2.8 - A). Estes são classificados como eletrodos passivos. Os eletrodos classificados como ativos são uma versão mais aprimorada, integrando ao terminal circuitos de amplificação encapsulados que adicionam um estágio de pré-processamento do sinal (Figura 2.8 - C) (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).



Fonte: (A) Wellmien Health Supplies (c2017). (B) Neurospec Research Neurosciences (c2019). (C) CAD Engineering Services (2019)

## 2.2.2 Posicionamento em relação ao Músculo

O posicionamento do eletrodo é um procedimento crítico na medição do sinal mioelétrico. A recomendação é colocar o eletrodo no ponto de maior concentração de fibras musculares centralizado entre a zona de inervação ou ponto motor e a inserção tendínea, orientados paralelamente ao comprimento do músculo alvo, como mostrado na Figura 2.9 (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).



Figura 2.9 – Posicionamento do eletrodo centralizado no músculo na região de maior densidade de fibras.

Fonte: Adaptado de Kenhub (c2019).

## 2.2.3 Configurações de medição

A medição do sinal mioelétrico é feita observando diferentes configurações variando-se a quantidade de eletrodos de leitura, destacando-se as derivações monopolar ou bipolar. Todas as medições são feitas em relação a um eletrodo de referência, o qual é colocado sobre um ponto eletricamente neutro como uma proeminência óssea.

Na configuração monopolar, a atividade elétrica muscular é medida por apenas um eletrodo de leitura em relação ao eletrodo de referência conforme esquematizado Figura 2.10. Embora garante a medição dos potenciais de superfície reais, a alta sensibilidade causa a detecção de sinais externos ou adjacentes a região de interesse.



Figura 2.10 – Configuração Monopolar. Medição feita com apenas um eletrodo de leitura posicionado sobre o músculo de interesse em relação ao eletrodo de referência geralmente posicionado sobre protuberância óssea.

Fonte: Adaptado de Beaumaris Physiotherapy & Pilates (c2019).

Na configuração bipolar, a medição do sinal é feita pelo diferencial resultante de dois eletrodos de leitura em relação à referência como esquematizado na Figura 2.11. A vantagem desse arranjo é a supressão de ruído de modo comum. Ademais nesse sistema, a distância entre os eletrodos de leitura é um parâmetro importante, uma vez que é diretamente proporcional a amplitude do sinal medido, sendo o valor recomendado é de 10mm (HAKONEN; PIIPIITU-LAINEN; VISALA, 2015).

Figura 2.11 – Configuração Bipolar. Medição diferencial de dois eletrodos de leitura, distanciados 10 mm entre se, posicionados sobre o músculo de interesse. O eletrodo de referência é geralmente posicionado sobre protuberância óssea.



Fonte: Adaptado de Beaumaris Physiotherapy & Pilates (c2019).

## 2.2.4 Pré-Processamento

O circuito analógico de pré-processamento, dividido em três estágios, filtra a banda de frequência de maior intensidade do sinal e a ajusta o ganho para a faixa de operação do conversor analógico-digital do microcontrolador. O primeiro estágio é formado por um amplificador instrumental, o segundo estágio por um filtro passa-alta passivo e o terceiro estágio por um filtro passa-baixa ativo inversor de 1° ordem (Figura 2.12). Nos eletrodos ativos esse circuito é embarcado no sistema.



Figura 2.12 - Circuito de pré-processamento

#### Fonte: Própria.

A eletromiografia de superfície está sujeita à diversas interferências que combinam-se ao sinal mioelétrico, distorcendo-o. As principais fontes de ruído provêm da rede elétrica e aparelhos eletromagnéticos ligados a ela, dos próprios componentes eletrônicos do sistema, de artefatos de movimento e da interferência *crosstalk* dos músculos adjacentes (DE LUCA, 2002).

A relação entre a potência do sinal de interesse e a potência do ruído (relação sinal ruído ou SNR – do inglês *signal-to-noise ratio*) quantifica o quanto o ruído está afetando a qualidade do sinal. Quando o valor da SNR é muito baixo (menor que 1,2dB), o ruído está mascarando/ca-muflando o sinal inviabilizando a medição. Para referências, modelos comerciais de eletrodos sEMG possuem SNR de até 40dB (DELSYS, c2019).

No primeiro estágio, pela amplificação diferencial própria do amplificador instrumental, sinais indesejados de modo comum aos dois eletrodos de leitura com mesma amplitude e fase são cancelados/anulados. Assim, principalmente artefatos de movimento são filtrados. Essa capacidade de rejeitar sinais iguais em fase e frequência é calculada pela taxa de rejeição de modo comum - CMRR (do inglês *Common Mode Rejection Ratio*), sendo recomendado para a aplicação valores maiores que 95 dB. (KONRAD, 2006).

Outros parâmetros importantes que caracterizam o amplificador instrumental são a corrente de polarização de entrada (do inglês *input bias current*) e a impedância de entrada. A corrente de polarização de entrada é a mínima corrente que mantêm o amplificador ativo, correspondente a corrente de base/*gate* do transistor bipolar/FET. Assim, sinais com corrente menor a corrente de polarização de entrada não serão amplificados (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Portanto, a fim de garantir a sensibilidade do eletrodo, o amplificador instrumental deve possuir *input bias current* menor que 5fA e impedância de entrada alta maior que 10<sup>15</sup> em paralelo com 7pF, tendendo ao amplificador ideal (DE LUCA, 2006).

O segundo e terceiro estágio formam um filtro analógico passa-faixa com frequências de corte (atenuação de tensão de -3dB ou 70,7% em relação a faixa de passagem) definidas pelas Equações 2.7 e 2.8, respectivamente.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{2.7}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$
(2.8)

Idealmente a transição entre a banda passante e a banda de rejeição na frequência de corte ocorreria de forma degrau. Mas na prática existe uma inclinação relativa na zona de transição, chamada de *roll off* (

Figura 2.13), definida pela ordem do filtro. Assim, filtros de ordem superior produzem zonas de transição estreitas mediante aumento de complexidade. Para a topologia mais simples de primeira ordem utilizada, o sinal de entrada é atenuado -20 dB para cada alteração de 10 vezes na frequência (-20 dB/década) na banda de transição (DE LUCA, 2003).

Além da complexidade, o *roll off* mais seletivo gera ondulação residual ou *ripple* na banda passante. Esse efeito, conhecido como fenômeno de Gibbs, é mais evidente nas proximidades da queda da banda. Para o condicionamento do sinal eletromiográfico, o Filtro Butterworth é particularmente recomendado pela sua vantagem da preservação da linearidade de amplitude da banda passante (DE LUCA, 2003).

Para referências, os sistemas eletromiográficos da Delsys possuem tipicamente zona de transição de -80dB/década com *ripple* da banda de passagem com desvios de até 0,5% (DE LUCA, 2003).



Fonte: Adaptado de De Luca, (2003).

O ajuste de ganho é feito no 1° e 3° estágio do circuito. O ganho do amplificador instrumental é ajustado pelo resistor  $R_{gain}$  e é definido pelas Equações 2.9 e 2.10.

$$Gain = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{gain}}\right) \frac{R_3}{R_2} \tag{2.9}$$

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \times Gain \tag{2.10}$$

No 3° estágio além do ganho (Equação 2.11), é inserido um *offset* no sinal para garantir valores de saída  $V_{out}$  positivos possibilitando a leitura do conversor analógico-digital do microcontrolador na etapa posterior. A relação entrada/saída é definida pelas Equação 2.12 e 2.13 (MORAIS, 2016).

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_2}{R_1}$$
(2.11)

$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} V_{in} + \left(\frac{R_2}{R_1} + 1\right) v$$
(2.12)

$$v = \frac{R_4}{R_3 + R_4} V_{cc} \tag{2.13}$$

## 2.3 Microcontrolador - Conversor Analógico-Digital (A/D)

A prótese mioelétrica é um sistema embarcado com microcontrolador, o qual possui processador, memória e periféricos. Estes últimos fazem o interfaceamento externo, destacando-se o conversor analógico-digital no processo de digitalização do sinal eletromiográfico medido. A precisão do sinal digitalizado em relação ao original é determinada pela resolução do conversor A/D e pela frequência de amostragem.

Os conversores analógico-digitais têm um número fixo de bits disponíveis (geralmente 8, 12 ou 16 bits) para quantificar o sinal de tensão medido na entrada determinando sua resolução. Essa limitação no número de dígitos para representação de um sinal contínuo introduz um erro de quantização na medição (DE LUCA, 2003).

A digitalização do sinal é especificada sobre uma faixa de operação  $V_{range}$  definindo-se as tensões máxima e mínima de entrada. Assim considerando uma quantização em *n* bits, a resolução do sinal analógico é caracterizada pela Equação 2.14.  $V_{Resolução}$  é a menor tensão analógica que o conversor A/D pode resolver/converter, devendo ser menor que a amplitude da linha base do ruído. Portanto uma maior resolução correspondente a uma menor  $V_{Resolução}$ , além de aumentar a precisão, garante que até a mais fraca atividade EMG possa ser quantificada de maneira apreciável (DE LUCA, 2003).

$$V_{Resolucão} = V_{range}/2^n \tag{2.14}$$

Enquanto a resolução estabelece os intervalos horizontais de quantização, a frequência de amostragem determina os intervalos verticais. Na configuração do conversor analógico-digital, a frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes o valor da frequência máxima alcançada pelo sinal analógico, conforme determinado pelo teorema de Nyquist para evitar o efeito de *aliasing*. Assim, para o sinal mioelétrico a frequência de amostragem deve ser no mínimo 1000Hz. No entanto, existe um compromisso entre a frequência de amostragem e o número de pontos coletados, uma vez que capacidade computacional limitada do microcontrolador exige economia de memória. Assim, a amostragem do sinal é feita em janelas de aquisição com *N* pontos com duração de  $1/f_s \times N$  segundos. Ela deve ter pelo menos 200ms para conter o início da contração na porção em que apresenta as características determinísticas do movimento (MORAIS, 2016).

## 2.4 Prótese

A prótese do tipo garra com dois dedos e um grau de liberdade (1DOF), apesar de sua simplicidade comparada a mão humana, já permite manipular cerca de 40% de todos objetos conforme perfil de funcionalidade associada a número de dedos mostrado na Tabela 2.1 (KHURSHID; GHAFOOR; MALIK, 2011). Ademais, a abertura e fechamento da garra pode ser controlada utilizando-se técnicas de controle direto por limiares de tensão.

Entre as vantagens desse modelo ressalta se o menor peso final decorrente do número reduzido de atuadores requerido, facilidade de adaptação e robustez (BELTER et al., 2013)

Nº de dedos da garra	Porcentagem de objetos manipulados		
2	40%		
3	90%		
4	99%		

Tabela 2.1 – Comparação da funcionalidade da garra em função do número de dedos.

Fonte: Khurshid, Ghafoor e Malik (2011).

# Capítulo 3 Implementação

A execução da metodologia descrita iniciou-se pelo sistema de medição. Garantido o seu funcionamento, um protocolo de coletas com voluntários saudáveis foi desenvolvido para criação de um banco de sinais mioelétricos, o qual será utilizado na implementação do sistema de controle da prótese. Por fim, desesnvolveu-se um sistema de controle simplificado para testar o acionamento da prótese em conjunto ao bracelete eletromiográfico.

### 3.1 Alimentação

O projeto do circuito de alimentação (Figura 3.1) foi aprimorado a partir de trabalhos anteriores (MORAIS, 2016) e adaptado para montagem superficial. A alimentação do sistema é fornecida por uma única bateria Li-Po de 2 células, 7,4V, conectada ao inversor de tensão 7660, gerando -7,4V. A tensão regulada para +5V e -5V pelos CIs 78L05 e 79L05, respectivamente, alimentam os amplificadores. Um terceiro regulador 78L33 ajusta a tensão para 3,3V para alimentar o microcontrolador. O circuito final foi colocado em uma caixa feita em impressora 3D e incorporado ao bracelete.



Figura 3.1 - Circuito de Alimentação com saídas -5V; +5V; 3,3V e GND

41

Fonte: Própria.

## 3.2 Eletrodo sEMG para Eletromiografia de Superfície

O sistema de medição (Figura 3.2) foi implementado no formato de um bracelete de eletrodos, o qual se prende ao braço do usuário por meio de um elástico ajustável por velcro. Ele possui três eletrodos de leitura e um quarto eletrodo de referência.

Figura 3.2 – Representação esquemática do bracelete eletromiográfico e design 3D da caixa do eletrodo.





O sistema foi testado primeiramente utilizando os eletrodos de superfície não invasivo da 3M, modelo 2223BRQ, colocados no antebraço do paciente sobre o músculo braquiorradial, o qual possui tamanho relativo maior e é de fácil identificação. Embora esse modelo faça a medição de forma adequada, conforme demonstrado em Morais (2016) sua utilização em próteses mioelétricas não é viável devido a presença do gel eletrolítico e do adesivo fixador, os quais diminuem a praticidade na colocação. Assim, para o sistema final, foi utilizado apenas os pinos metálicos de aço inox com contra pino revestido com Ag/AgCl (Figura 3.3-b), removendo-se a o adesivo e o gel.

O circuito de pré-processamento com o sensor foi colocado em uma caixa prototipada em impressora 3D mostrada na Figura 3.2. Esta peça foi projetada de forma a deslizar pelo bracelete permitindo o ajuste de posição dos eletrodos no braço do usuário, ao mesmo tempo que a compressão suave realizada pelo elástico garante sua fixação no local desejado. O projeto também inclui encaixes circulares para *Snap Connect Adapters* (Figura 3.3-a), os quais acoplam os eletrodos dispostos em configuração bipolar. Eles estão soldados ao circuito SMD (do inglês *Surface Mounting Device* ou Dispositivo Montado em Superfície) de aquisição e filtragem (Figura 3.3), descrito nas próximas subseções.



Figura 3.3 – Placa de Pré-processamento com sensor mioelétrico: (a) Snap Connect Adapters e (b) pino eletrodo.



O projeto do circuito de aquisição e filtragem (Figura 3.4) desenvolvido e detalhado em trabalhos anteriores (MORAIS, 2016), foi adaptado para montagem em superfície visando sua redução (dimensão final de  $1,4\times3,0$  cm).







A aquisição do sinal foi realizada através do amplificador de instrumentação Burr-Brown INA118P. As características específicas desse circuito integrado, como operação em baixa tensão com ampla faixa de frequência mesmo em ganhos altos, boa rejeição a ruídos, tamanho compacto e precisão, o torna ideal para aplicação em próteses mioelétricas.

A filtragem do sinal foi feita por um filtro passa-faixa composto em dois estágios por um filtro passa-alta passivo e por um filtro passa-baixa ativo inversor de primeira ordem, com frequências de corte de 50 Hz e 500 Hz, respectivamente. Nesse estágio também é feito o enquadramento do sinal dentro da faixa de operação do conversor A/D do microcontrolador, com o ajuste de ganho e *offset*. O ganho no primeiro estágio de amplificação foi configurado para 501. O filtro passabaixa foi implementado com o amplificador operacional de baixa frequência LF351 com ganho de 4,39 e com *offset* ajustado para 1,6V. Assim, o ganho total da combinação do amplificador instrumental e do filtro passa-faixa é de 2199,5. Dessa forma, o sinal foi ajustado adequadamente para o processamento do microcontrolador.

#### 3.3 Microcontrolador e Processamento Computacional

O microcontrolador foi utilizado para a captura do sinal mioelétrico através do conversor A/D e para o controle da prótese. Neste projeto foi utilizado o microcontrolador STM32 com processador ARM 32 Cortex-M3, produzido pela STMicroelectronics embutido na placa STM32F103c8t6, programado no ambiente Mbed. O conversor A/D possui 10 canais com resolução de 12 *bits* e faixa de tensão de operação de 0 a 3,3V.

O sinal condicionado foi amostrado a uma frequência de cerca de 1560 Hz e armazenado em um vetor contendo 512 amostras de cada um dos três canais. Este vetor é transferido via comunicação serial para o computador e recebido por um terminal serial desenvolvido no Python 2.7.1. Além de lidar com *streaming* serial de dados entrante, uma outra funcionalidade desta aplicação permite ao pesquisador inserir manualmente marcadores correspondentes ao movimento executado pelo voluntário. Essa função é importante para a identificação das diferentes tarefas na análise do sinal mioelétrico coletado.

O fluxo de dados é então transferido do Python para o Matlab R2015a usando o protocolo de comunicação Lab Streaming Layer. Este sistema sincroniza os dados de *streaming* para análise, visualização simultânea dos três canais em tempo real e gravação dos dados. Esse recurso auxilia o pesquisador a garantir que todos os eletrodos estejam medindo corretamente durante a avaliação.

O Lab Sreaming Layer (LSL) é uma ferramenta poderosa para pesquisas experimentais envolvendo medições de séries temporais de múltiplas fontes. Ele permite a coleta unificada criando uma rede de comunicação dos dados, realizando a sincronização de tempo, acesso (quase) em tempo real, bem como opcionalmente a coleta centralizada, visualização e gravação em disco.

O pacote LSL está disponível para *download* em Swartz Center for Computational Neuroscience (2013). Ademais, para estabelecer a interface entre Python e Lab Sreaming Layer é necessário a instalação dos módulos *PySide 1.2.4* e *pylsl 1.13.1*, além do módulo *pyserial* para

configuração da comunicação serial com o microcontrolador. Outro *software* auxiliar utilizado foi o Python(x,y) 2.7.10.0.

O LSL funciona basicamente criando dois tipos de *streamings* (fluxos) de dados: *Stream Outlet* (fluxo de saída) e o *Stream Inlet* (fluxo de entrada). Um *Stream Outlet* disponibiliza fluxos de dados na rede do laboratório. Esses dados podem ser inseridos amostra por amostra ou conjunto por conjunto (*chunks*), podem prover de um ou vários canais, possuir taxa de amostragem regular ou irregular, com tipos de variáveis *int*, *float*, *double* ou *string*. Ao criar uma saída, o fluxo fica visível para uma coleção de computadores (definidos pelas configurações / *layout* da rede), onde é possível se inscrever criando uma *inlet*. O *Stream Inlet* recebe os dados de um fluxo de saída conectado na rede, permitindo recuperar as amostras do fornecedor em ordem, com transmissão confiável, possibilitando também a conversão do tipo de variáveis e recuperação de falhas. Ademais o Lab Sreaming Layer possui um *Clock* embutido que permite associar uma marcação de tempo a cada amostrada transmitida para sincronização temporal (MEDINE; BOULAY, 2019).

No o projeto, o Python foi configurado para entrar na rede como um provedor de dados, criando-se um *Stream Outlet* com o comando *pylsl.stream\_outlet(info)*, cujo argumento continha nome do *stream*, tipo do conteúdo, número de canais, frequência de amostragem, tipo de variável e porta serial na qual o dispositivo de aquisição estava conectado. O argumento *info* é modificado associando os nomes de cada canal conforme mostrado na sequência de comandos da Figura 3.5. Os canais 1, 2 e 3 (*chn1, chn2* e *chn3*) possuíam os dados dos sinais mioelétricos dos três pontos de medição, o canal 4 (*chn4*) continha um frame temporal para validação da transmissão serial e o canal 5 (*chn5*) continha os marcadores inseridos manualmente pelo pesquisador, correspondentes ao movimento executado pelo voluntário. Por fim, o comando *ou-tlet.push\_chunk(mysample)* enviava o *stream* criado com *chunks* de 512 amostras por canal para a rede do Lab Sreaming Layer nomeada BioSemi.

Figura 3.5 - Configurações Python para criação de um Stream Outlet na rede do Lab Sreaming Layer

#### Fonte: Própria.

Uma das aplicações disponibilizadas pelo Lab Sreaming Layer é o MATLAB Viewer, o qual consiste em uma função MATLAB (*vis\_stream*) que importa e visualiza os dados de um Stream Outlet. Esta aplicação foi adaptada no projeto para também salvar os dados coletados. Inicialmente é necessário apontar a pasta que contêm o MATLAB Viewer. O comando *inlet.pull\_chunk()* importa os *chunks* de dados do *Stream Outlet* selecionado, juntamente com os marcadores de tempo *timestamps* associados às amostras, formando um *Stream Inlet*, conforme mostrado na Figura 3.6. Figura 3.6 - Configurações Matlab para criação de um Stream Inlet na rede do Lab Sreaming Layer



#### 3.4 Validação do sinal amostrado

A avaliação da aquisição e digitalização do sinal mioelétrico foi feita pela comparação entre o sinal amostrado e o sinal correspondente obtido pelo osciloscópio Agilent InfiniiVision, modelo DSO-X 2002A. Essa comparação foi feita por métodos visuais como a sobreposição das duas ondas plotadas no Matlab e por verificações matemáticas pelo método de correlação cruzada normalizada.

A correlação cruzada normalizada, descrita na Equação 15, fornece uma medida de similaridade da forma entre duas curvas defasadas. O resultado r varia de -1 a 1, sendo que a correlação próxima a 0 indica a não relação entre as variáveis, próxima a 1 indica alta correlação e movimento na mesma direção, enquanto próxima a -1 indica alta correlação mas movimento em direções opostas (WREN et al., 2006).

$$r = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n]}{\sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] \sum_{n=0}^{N-1} y^2[n]}}$$
(15)

sendo x e y as duas curvas comparadas.

A Transformada Rápida de Fourier (FFT) mostra a distribuição de energia do sinal no domínio da frequência. Ela foi utilizada como segundo método para validação da amostragem, comparando-se as amplitudes dos componentes de frequência para o sinal amostrado e do sinal medido pelo osciloscópio.

## 3.5 Protocolo de Coleta de Dados

Os testes foram realizados em conjunto com o grupo de pesquisa do Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Neurológica (LaFiN) coordenado pelo Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). A pesquisa foi realizada de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Humanos (Resolução 196/1996 do Conselho Nacional de Saúde e Declaração de Helsinki), e foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFE-USP). Cada voluntário antes da coleta de dados foi informado sobre os objetivos da pesquisa e assinou o termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) mostrado no Apêndice A.

O sinal mioelétrico foi coletado em 12 voluntários saudáveis de ambos os sexos com idade entre 18 e 55 anos. Cada coleta foi iniciada com a preparação dos braços do voluntário. A fisioterapeuta pelo apalpamento do antebraço enquanto o voluntário contraia repetidamente o músculo, identificava os músculos Extensor dos Dedos (Canal 1 – Azul / Figura 3.7-A), Braquiorradial (Canal 2 – Vermelho / Figura 3.7-B) e Flexor Profundo dos Dedos (Canal 3 – Amarelo / Figura 3.7-C). Esse grupo muscular foi selecionado considerando desenvolver uma prótese transradial. Em seguida, a posição de maior atividade mioelétrica para cada músculo foi tricotomizada, limpa e marcada.

Enquanto o fisioterapeuta preparava o sujeito para o estudo, houve a coleta dos dados pessoais e um breve exame físico foi executado. Foram coletados os seguintes dados: nome, data de nascimento, idade, sexo, peso, altura, profissão, aptidão física, doenças relacionadas ao membro superior ou ferimentos anteriores. Ademais, o Inventário de Dominância Lateral de Edimburgo foi usado para determinar a dominância dos indivíduos. De forma geral, este inventário avalia o uso da mão esquerda e direita na execução atividades cotidianas.

O voluntário foi então posicionado sentado em uma cadeira com altura de 45,5 cm com apoio de tronco, pés apoiados no chão e articulações de joelho, tornozelo e quadril a 90°. A frente e na linha média dos indivíduos foi colocado uma mesa com altura de 73 cm no nível do processo xifoide para apoio do braço.

A aquisição foi feita para ambos os braços, sendo a ordem aleatorizada por um algoritmo computacional. Em seguida, o sistema de medição foi colocado no voluntário. Depois de convidar o sujeito a sentar-se na mesa experimental, observando sua postura, uma garrafa com água foi posicionada a uma distância de 80% do comprimento do seu braço em relação ao processo

xifoide. Essa garrafa de material plástico rígido possui peso total de 526,47 g, altura de 23 b cm e diâmetro aproximado de 27 cm.



Figura 3.7 – Vista posterior (A) e anterior (B e C) das camadas superficial e profunda dos músculos do antebraço esquerdo.

Fonte: Gray (1918) e Häggström (2014).

O Sensor Inercial *Xsens MTw Awinda* foi colocado em um compartimento separado na parte inferior da garrafa de água para fornecer informações do movimento realizado pelo participante. Esses dados, que incluem aceleração, velocidade angular e campo magnético, serão utilizados posteriormente para validação dos sinais mioelétricos coletados.

A coleta para cada braço é dividida em três partes. Em cada sessão, o voluntário é convidado a repetir 10 vezes uma sequência de três movimentos diferentes partindo da posição de repouso. Na posição inicial os antebraços estavam apoiados sobre a mesa com mãos relaxadas e palmas voltadas para baixo. A ordem da sequência é gerada aleatoriamente e apresentada para o voluntário no início da sessão. Os três movimentos analisados são:

- M1 Alcançar a garrafa sem levantá-la, realizando pequena compressão e voltar a posição inicial de repouso;
- M2 Alcançar e girar (pronação) a garrafa, recoloca-la na marcação inicial e voltar a posição de repouso;
- M3 Alcançar a garrafa, levantando-a até a altura do ombro, girá-la (pronação), recolocá-la na marcação inicial e voltar a posição de repouso.

O voluntário foi instruído a executar os movimentos da forma mais natural possível e não de forma mecânica, não definindo-se, assim, velocidade ou duração da execução. Entre cada movimento, ele permanecia em repouso por no mínimo de 30 segundos para garantir a separabilidade dos intervalos de ativação entre os movimentos.

Considerando o tempo de reação humana e o período de atenção, o voluntário foi lembrado de cada movimento antes de executá-lo e deveria realizá-lo apenas quando sinalizado. O pesquisador após inserir o marcador de movimento correspondente no Python, esperaria cerca de 5 segundos antes de sinalizar para o voluntário executar a tarefa para garantir a identificação do início da contração.

Os dados de cada sessão foram gravados separadamente, de forma que cada arquivo tem cerca de 30 sinais mioelétricos gravados. Além do sinal mioelétrico foi gravado vídeos do voluntário executando o movimento para auxiliarem na validação dos dados.

## 3.6 Prótese

A prótese será encaixada ao braço do indivíduo amputado por meio de um soquete e será coberta por uma luva para conferir uma aparência mais antropomórfica. Para o teste com os voluntários sem amputação, ele permaneceu segurando a garra com a mão. Para essa primeira versão, a prótese possui apenas 1 DOF para o movimento de abertura e fechamento da garra. O dispositivo atuador é um servomotor MG996R que está integrado ao mecanismo de movimentação da garra e conectado ao microcontrolador. O sistema está esquematizado na Figura 3.8.



Figura 3.8 – Esquema do encaixe da prótese no braço do paciente.



# Capítulo 4 Resultados e Discussões

Os principais resultados da implementação metodológica são a seguir introduzidos e detalhados nas seções seguintes:

- Os resultados preliminares apresentados validaram a qualidade da medição e amostragem do sistema proposto por um método previamente desenvolvido em trabalhos anteriores (MORAIS, 20016).
- Do processo de desenvolvimento do bracelete eletromiográfico foram extraídas diversas deduções e conclusões, as quais foram incorporadas à sua versão final.
- As coletas com os voluntários sem amputação permitiram a comparação dos sinais mioelétricos, bem como da performance do sistema, para diferentes biótipos corporais.
- Outra validação do sistema final foi feita verificando-se relações dos resultados obtidos com os da *NinaPro Project Database*.
- O teste do sistema de medição associado à um sistema de controle simplificado permitiu demostrar a operação da prótese.

## 4.1 Resultados preliminares

A Figura 4.1 mostra o sinal mioelétrico medido com osciloscópio e o sinal correspondente obtido através do conversor A/D, considerando a frequência de amostragem de 1560 Hz e o tempo de uma janela de aquisição com 328 ms. As curvas de aquisições foram plotadas de forma sobrepostas, considerando o intervalo que corresponde ao início da contração e ao término da janela de aquisição. Assim, verificou-se visualmente a fidelidade do sinal mioelétrico amostrado com o sinal original. Ademais, os dois sinais apresentam forte correlação cruzada normalizada (*r*), da ordem de 0,9466.



Figura 4.1 – Comparação entre o sinal medido (em vermelho) e amostrado (em azul) focando o início da contração. Observa-se a conformidade dos dois sinais com correlação cruzada normalizada igual a 0,9466.

Por último, foi analisada a preservação das características relativas às frequências das várias componentes do sinal por meio da aplicação da Transformada Rápida de Fourier, apresentada na Figura 4.2. A comparação da FFT obtida no osciloscópio com a FFT calculada sobre o sinal amostrado foi realizada por meio da análise de frequências e amplitude dos picos sobressalentes. De forma similar à análise temporal, os resultados com FFT foram plotados sobrepostos, obtendo-se correlação cruzada normalizada de 0,6431. O valor menor da correlação cruzada normalizada pode ser explicado pela pequena defasagem entre os sinais, embora visualmente pode-se verificar a conformidade da forma dos espectros

Figura 4.2 – Espectro de frequência do sinal mioelétrico: FFT obtida no osciloscópio e calculada sobre o sinal amostrado focando-se na região de maior intensidade do sinal mioelétrico.

A pequena defasagem entre os sinais explica a correlação cruzada normalizada de apenas 0,6431, apesar da verificação visual da conformidade dos espectros



## 4.2 Processo de Desenvolvimento dos Eletrodos Mioelétricos de Superfície

O desenvolvimento dos eletrodos de superfície passou por diversas versões testando diferentes materiais sensores e configurações de montagem, buscando a otimização das medições especialmente em relação a sensibilidade.

A placa de circuito eletrônico do eletrodo teve duas versões principais modificando a forma de soldagem dos *Snap Connect Adapters*. Na primeira versão o *Snap Connect Adapter* foi conectado à placa por meio de um fio condutor de cobre. O eletrodo possuía um problema de alta instabilidade e baixa sensibilidade na medição, decorrente especialmente da fragilidade da solda dos fios sujeita a movimentação local pelo manuseio e montagem na caixa involucraria. Assim, foi proposta uma nova versão com configuração a permitir a soldagem direta do *Snap Connect Adapter* na placa eletrônica. Além de facilitar o processo de fabricação do eletrodo, o problema da versão anterior foi completamente solucionado.

Outro ponto otimizado no *hardware* eletrônico do sistema foi a substituição da fiação de cobre por fios de espessura reduzida da ordem de milímetros, isolados por uma fina camada de esmalte, de alta flexibilidade e alta resistência a tração. Eles são ideais para a transmissão de sinais de baixa tensão.

O material do sensor é um fator essencial no desenvolvimento dos eletrodos mioelétricos e foram testados os metais comumente utilizados prata (Ag), prata coberta com cloreto de prata (Ag/AgCl) e cobre cromado (Cu). A prata com cloreto de prata apresentou o melhor desempenho especialmente em relação a sensibilidade. A prata e o cromo também funcionaram mas apresentaram baixa sensibilidade.

A caixa invólucro inicialmente foi projetada com dois passantes laterais para a fita elástica utilizada para o posicionamento e fixação dos eletrodos no antebraço. Entretanto observouse que a fita elástica não estava pressionando o eletrodo na pele permitindo movimentos relativos entre dispositivo e pele comprometendo as medições. O design foi alterado transferindo o passante da fita para a parte superior do invólucro. Além de resolver o problema inicial, essa alteração facilitou o processo de montagem do bracelete de eletrodos.

O modelo comercial *Myo Armband*, desenvolvido pela *Thalmic Labs Inc*. (2013-2018), possui um conceito similar ao proposto. O dispositivo possui oito eletrodos EMG de aço inoxidável e uma Unidade de Medição Inercial (IMU - do inglês *Inertial Measurement Unit*) de 9 eixos composta por um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro, fornecendo informações da posição espacial do antebraço (VISCONTI et al., 2018).

A fixação dos eletrodos no antebraço é feita por meio de uma braçadeira de borracha sanfonada que envolve todo o perímetro de cada eletrodo (Figura 4.3). O diâmetro varia de 9 a 34 cm e ajuste final no antebraço é feito por *clips*, mostrados na Figura 4.3, colocados entre dois eletrodos. Esse modelo permite uma ótima fixação de todos eletrodos e impede a movimentação relativa entre eletrodo pele.

Entretanto a *Myo Armband* possui algumas características limitantes para aplicação em próteses mioelétricas. A frequência de amostragem do sinal mioelétrico de apenas 200Hz está abaixo da frequência de Nyquist limitando a extração de características para um controle da prótese baseado em padrões eletromiográficos. Outro ponto, é a transmissão de sinal unicamente via Bluetooth, a qual adiciona uma complexidade a mais ao desenvolvimento da prótese quando comparada a transmissão direta via cabo. Embora assim, também reconhece-se que essa funcionalidade abre um leque de possibilidades e soluções ao permitir integrar a prótese com dispositivos portáteis de maior processamento computacional.



## 4.3 Resultados Coletas com Voluntários

A detecção do sinal mioelétrico foi feita conforme descrito na Seção 3.5. A Figura 4.4 mostra o sistema completo de medição e um voluntário utilizando-o durante a coleta.

Figura 4.4 – Voluntário usando o sistema de medição durante coleta: (A) Bateria, (B) Fonte de Alimentação, (C) Microcontrolador STM32, (D) Eletrodos, (E) Sensor Inercial *Xsens MTw Awinda*.





Uma das principais funcionalidades da aplicação no Python, além de receber os dados serialmente e disponibiliza-los para a rede do Lab Streaming Layer, é a marcação temporal do *streaming* para indicação dos eventos analisados. Essa marcação foi essencial para análise dos resultados, uma vez que os dados de cada sessão com as múltiplas repetições da sequência de movimentos foram salvos em conjunto num mesmo arquivo. Ela foi ainda fundamental para a

para sincronização com os dados do sensor inercial e dos vídeos. No programa a opção "m" seleciona a marcação das contrações musculares máximas e a opção "y" gera uma sequência aleatória dos três movimentos e habilita a marcação correspondente a sua execução. Cada marcador além de indicar o movimento, possui informações de data e hora salvas em um arquivo Excel. A interface dessa aplicação é mostrada na Figura 4.5.

Como a ideia do projeto era considerar a viabilidade técnica, os intervalos de latência foram desconsiderados inicialmente. Futuramente, com a possibilidade de desenvolvimento comercial, devem ser realizados estudos relativos a latência dos canais de comunicação para cada tipo de interface de comunicação.

Figura 4.5 - Interface Python para inserção manual dos marcadores temporais dos eventos analisados.

Command Prompt - python read_serial_chunk.py —	×
Microsoft Windows [Version 10.0.18362.356] (c) 2019 Microsoft Corporation. All rights reserved.	^
C:\Users\Bruna>cd C:\Users\Bruna\Dropbox\Bionica\Coletas\Serial	
C:\Users\Bruna\Dropbox\Bionica\Coletas\Serial>python read_serial_chunk.py Coleta Repouso/Contracao Maxima [m] ou Iniciar sequencia de movimentos? [y M1, M2, M3 M1 - 2019-10-11 03:41:30.510000 M2 - 2019-10-11 03:41:34.216000 M3 - 2019-10-11 03:41:35.397000 Repeticao # 1	/]
M3, M2, M1 M3 - 2019-10-11 03:42:22.148000 M2 - 2019-10-11 03:42:22.822000 M1 - 2019-10-11 03:42:23.330000 Repeticao # 1	
M3 - 2019-10-11 03:42:25.864000 M2 - 2019-10-11 03:42:26.536000 M1 - 2019-10-11 03:42:27.719000 Repeticao # 2	



A interface do MATLAB Viewer foi configurada para visualização dos cinco canais. A Figura 4.6 mostra a janela gerada pela aplicação, a qual era atualizada em tempo real plotando o *streaming* de dados. No canal 5, o tamanho do degrau estava associado ao movimento executado, conforme indicado na Figura 4.6.

Figura 4.6 – Interface MATLAB Viewer visualizada durante a coleta de dados. Canais Ch1 - Músculo Extensor dos Dedos; Ch2 - Músculo Braquiorradial; Ch3 - Músculo Flexor Profundo dos Dedos; Ch4 - Frame temporal; Ch 5 - Marcador dos movimentos M1, M2 e M3 inseridos manualmente pelo pesquisador conforme o voluntário executava os movimentos.



Fonte: Própria.

A Tabela 4.1 mostra o perfil dos voluntários que participaram do estudo. Dentre eles cinco eram homens e sete mulheres, quase todos possuíam dominância da mão direita com exceção de um, e metade do grupo possuía algum preparo físico muscular.

	ruccia in reini des contantes participantes da posquisa.								
ID	Dominância	Sexo	Idade	Altura (m)	Peso (Kg)	IMC	Atividade Física	Início	
1	Direito	Masculino	28	1,81	85	25,95	Não	Esquerdo	
2	Direito	Feminino	28	1,65	70	25,71	Não	Direito	
3	Direito	Feminino	27	1,70	60	20,76	Sim	Direito	
4	Direito	Masculino	28	1,88	92	26,03	Sim	Esquerdo	
5	Esquerdo	Masculino	30	1,72	80	27,04	Não	Esquerdo	
6	Direito	Feminino	26	1,59	66	26,11	Sim	Direito	
7	Direito	Feminino	45	1,55	63	26,22	Sim	Esquerdo	
8	Direito	Feminino	36	1,60	48	18,75	Sim	Esquerdo	
9	Direito	Masculino	33	1,79	93	29,03	Não	Esquerdo	
10	Direito	Feminino	44	1,65	83	30,49	Não	Esquerdo	
11	Direito	Masculino	53	1,82	81	24,45	Sim	Esquerdo	
12	Direito	Feminino	52	1,59	86	34,02	Não	Direito	

Tabela 4.1 – Perfil dos voluntários participantes da pesquisa.

Fonte: Própria.

A Figura 4.7 mostra o sinal mioelétrico do voluntário #5, medido durante 11 repetições da sequência de movimentos M1, M2 e M1 gerada aleatoriamente durante a coleta. A Raiz do

Valor Quadrático Médio (RMS, do inglês *Root Mean Square*) foi calculado em janelas de 256 pontos, conforme mostrado na Figura 4.8. As linhas verticais indicam o movimento executado.





Figura 4.8 – Valor RMS aplicado aos sinais coletados do indivíduo #5 executando 11 vezes a sequência de movimentos M1, M2 e M3. Os picos indicam a contração muscular. As linhas verticais indicam o movimento executado: M1 (verde) - Pegar a garrafa; M2 (azul) Pegar e girar a garrafa; M3 (rosa) - Pegar a garrafa, levantando-a até a altura do ombro e girá-la.



Fonte: Própria.

Durante as coletas com os voluntários foi possível observar algumas características dos sensores desenvolvidos e analisar seu desempenho. Apesar do protocolo estabelecido em atenção às recomendações da SENIAM requerer tricotomia na região de medição, os eletrodos funcionam sem a raspagem dos pêlos, não sendo, portanto, mandatória.

Ademais, os fatores identificado que mais afetaram a sensibilidade dos eletrodos foram posicionamento, quantidade de pele ou tecido adiposo e suor. Muitas vezes quando os sensores não captavam o sinal mioelétrico, um pequeno deslocamento longitudinal ao músculo da ordem de milímetros induzia o funcionamento. Outro ponto notável era que a detecção do sinal era nitidamente mais difícil em pessoas com mais pele ou tecido adiposo no antebraço. Nesses casos era importante controlar o aperto da fita elástica para não formar protuberâncias de pele entre os eletrodos que causassem a movimentação dos mesmos durante a execução da tarefa. Era importante garantir também que a pele estivesse esticada entre os dois pontos de medição de cada eletrodo. A coleta era também consideravelmente mais difícil em pessoas com mais sudorese, especialmente em dias mais quentes. Como as medições em cada braço tomavam um tempo prolongado foi necessário para esses casos repetir a limpeza da pele garantindo a correta captação dos sinais durante todo o experimento.

Esse comportamento observado, foi amplamente discutido no trabalho de Cömert, Honkala e Hyttinen (2013) e está relacionado aos artefatos de movimento. A modelagem elétrica da pele e eletrodo, mostrada na Figura 4.9, auxilia na compreensão de como os artefatos de movimento resultam na atenuação do sinal mioelétrico.

O principal componente dos artefatos de movimento provém da mudança na diferença de potencial da epiderme  $E_{ep}$ . A deformação da pele por esticamento lateral ou aplicação de pressão vertical altera o gradiente iônico, e logo o potencial elétrico entre as camadas da epiderme.

No caso de eletrodo secos, os artefatos de movimento estão também associados à interface eletrodo-pele. A aplicação de pressão e movimentos relativos entre pele e eletrodo altera consideravelmente a área de contato, afetando as propriedades elétricas da interface. Como a interface é uma camada fina e desuniforme de umidade com eventuais bolhas de ar, pequenas alterações na localização do eletrodo causarão grandes distúrbios na concentração iônica perto do eletrodo, alterando o potencial de meia-célula. A impedância na interface foi modelada como um capacitor *Ci* em paralelo com um resistor *Ri*. Essa reatância não é observada na presença de gel eletrolítico, o qual associado com a fita adesiva, forma uma espécie de solda com a pele tornando o eletrodo fisicamente estável em relação a mudanças laterais e verticais. Ademais os resultados da pesquisa de Cömert, Honkala e Hyttinen (2013), determinaram diminuição dos artefatos de movimento aplicando-se pressão vertical entre 15 mmHg e 20 mmHg, embora o aumento da pressão demonstrou-se prejudicial a qualidade do sinal. Assim, como claramente observado durante as coletas, um aperto excessivo do bracelete elástico, além de causar desconforto e lesões superficiais na pele, não resultava em melhor qualidade de captura.

Ainda, apesar do modelo proposto em Cömert, Honkala e Hyttinen (2013) sugerir que o suor pode agir como um eletrólito, ele também pode curto-circuitar os pontos de medição do eletrodo diferencial. Fato este consiste em uma possível explicação para a dificuldade da medição em voluntários com a pele suada.





Fonte: Cömert, Honkala e Hyttinen (2013)

A gordura subcutânea está entre a derme e o músculo e possui alta resistência, diretamente proporcional a espessura da camada (PETROFSKY, 2008). Essa resistência está altamente sujeita às variações do fluxo sanguíneo na pele e na gordura feitas por um controle local e neurológico, uma vez que o sangue possui alta condutividade elétrica (SADICK; MAKINO, 2004). Assim a alta resistência explica a dificuldade de detecção em pessoas com mais tecido adiposo no antebraço, aumento do ruído e considerável atenuação do sinal mioelétrico para esses casos, conforme verificado na Figura 4.10 para o indivíduo #12. Todavia, esses efeitos não ocorreram de forma padrão para todos os voluntários com alto IMC (Índice de Massa Corpórea), tendo em vista que a mesma resistência varia dependendo de condições individuais. Em uma primeira análise dos sinais coletados (Figura 4.10), destacou-se a variação da amplitude do ruído entre os grupos musculares de um mesmo indivíduo e entre voluntários com diferentes biotipos corporais. Os indivíduos #8, #6 e #12 selecionados para essa comparação possuem IMC igual a 18,75; 26,11 e 34,02 , respectivamente. Embora as diferenças de amplitude do ruído aparentemente não seguiram um padrão fixo, pôde-se perceber algumas tendências. Além das questões adipométricas já discutidas, observou-se que as medições do flexor dos dedos foram no geral as mais ruidosas e de menor relação sinal-ruído. Esse resultado deve-se ao fato de o flexor dos dedos estar nas camadas mais profundas do antebraço, de tal forma que o sinal eletromiográfico superficial sofre mais atenuação e está sujeito a interferências maiores.

Outra questão a ser discutida é a utilização da mesma garrafa com carga constante para todos os voluntários. Como se avaliou tarefas simples utilizando uma carga relativamente leve, alguns voluntários não tiveram a musculatura suficientemente requisitada, gerando picos de ativação de baixa amplitude, não observando-se os intervalos de ativação claros e diferenciáveis no sinal mioelétrico durante as tarefas.

Figura 4.10 – Comparação do sinal mioelétrico do movimento M3 entre voluntários com biotipos diferentes (#8 – IMC 18,75 ; #6 - IMC 26,11; #12 - IMC 34,02) e entre os grupos musculares.

Destaca-se tendência do aumento do ruído e atenuação do sinal quanto maior o IMC / quantidade de tecido adiposo do indivíduo. Ademais, as medições do músculo flexor são as mais ruidosas e de menor relação sinal-ruído devido a sua profundidade no antebraço.



Fonte: Própria.

## 4.4 Comparação dos dados coletados com a literatura

A Non-Invasive Adaptive Hand Prosthetics (NinaPro) Project Database é um banco de dados público de sinais mioelétricos criado pelo trabalho conjunto das instituições Idiap Research Institute Martigny e HES-SO Valais da Suíça, German Aerospace Research Center da Alemanha e University of Padova da Itália. O objetivo do projeto é auxiliar no desenvolvimento e avanço das próteses de membro superior com controle mioelétrico. Esse banco disponibiliza sinais medidos com diferentes modelos comerciais de eletrodos sEMG em indivíduos saudáveis e amputados executando 50 movimentos, bem como fornece informações de cada voluntário.

Assim, os resultados do indivíduo #5 foram comparados (Figura 4.11 e Figura 4.12) com um conjunto de dados do *Ninapro Project Database* de um sujeito intacto do sexo masculino, destro, com 29 anos, altura de 1,83 m e peso de 75 Kg, executando um movimento semelhante ao M1 (agarrando uma garrafa) com a mão direita. Os sinais mioelétricos dos músculos extensores e flexores foram registrados com eletrodos *Delsys Trigno Wireless* e amostrados a uma taxa de frequência de 2 kHz. Também diferente do protocolo apresentado, ele repetiu os movimentos 6 vezes consecutivas em ordem não aleatória (ATZORI et al., 2014).

A Média Móvel é uma forma de se obter o envelope de sinal e funciona como um estimador de comportamento em amplitude, indicando o intervalo de ativação muscular. As Figura 4.11 e Figura 4.12 mostram os sinais gravados nos dois sistemas de medição com a linha do envelope. Comparando-os, observou-se formas semelhantes para cada músculo. O intervalo de ativação do músculo extensor tem uma forma plana mais linear. Enquanto o intervalo de ativação do músculo flexor tem dois picos distintos no início e no final da tarefa. Esses padrões podem ser observados para os dois sistemas. No entanto, é mais claro para as medições com os eletrodos *Delsys Trigno Wireless*. Isso é explicado pelas diferenças de protocolo: enquanto o trabalho apresentado em Atzori et al. (2014) é executado de forma mais mecânica, o método proposto visava replicar um movimento mais natural. Além disso a frequência de amostragem (2000 Hz) consideravelmente maior dos eletrodos da *Delsys Trigno Wireless* traduz em um sinal mais detalhado.

Figura 4.11 – Comparação do sinal mioelétrico do Extensor medido com os eletrodos *Delsys Trigno Wireless* e com os eletrodos sEMG propostos. O envelope do sinal está (em vermelho) possui no intervalo de ativação forma plana mais linear.



Figura 4.12 – Comparação do sinal mioelétrico do Flexor medido com os eletrodos *Delsys Trigno Wireless* e com os eletrodos sEMG propostos. Observa-se no envelope do sinal (em vermelho) dois picos distintos no início e no final da tarefa.



Fonte: Própria.

## 4.5 Acionamento da Prótese

O acionamento da prótese para abertura e fechamento da mão foi feito usando apenas um canal de medição do sinal mioelétrico para esta primeira versão. O sistema completo com prótese tipo garra pode ser visualizado na Figura 4.13.

Figura 4.13 – Sistema completo com bracelete eletromiográfico e prótese tipo garra.



Fonte: Própria.

O microcontrolador STM32 opera em ciclos contínuos, fazendo a conversão analógicodigital de 512 (equivalentes a 641 ms) a cada ciclo. Para cada intervalo medido foi então calculado o módulo do sinal e subtraído o nível DC. A intensidade do sinal por janela foi então obtida pela soma do sinal retificado. Dois limiares de intensidade,  $\tau_1 e \tau_2$ , operam a movimentação da garra. O primeiro limiar  $\tau_1$ , estabelecido ligeiramente superior a intensidade do ruído, é ultrapassado por uma contração muscular leve. Ele aciona o fechamento e abertura consecutiva da garra. O segundo limiar  $\tau_2$ , superior a  $\tau_1$ , é alcançado por uma contração forte. Ele opera o fechamento da garra mantendo-a nessa posição ou segurando um objeto. Para abri-la novamente, o sistema deve ser acionado por um novo comando de contração forte. Vale também ressaltar que os limiares devem ser ajustados por usuário segundo o nível da linha base do ruído.

A simplicidade operacional do algoritmo proposto favoreceu a uma rápida resposta da prótese a intenção de movimento do usuário. O sistema também foi testado identificando-se o intervalo de ativação muscular pela média móvel, mas a complexidade computacional refletiu no tempo de resposta de acionamento.

Durante Estágio Acadêmico desenvolvido como parte do Mestrado na *University of Groningen* (Países Baixos), foi-se implementado também o acionamento de uma prótese mais complexa de 5 dedos e 6 DOFs. A pesquisa foi realizada sobre a supervisão do Dr. Raoul Bongers e Anniek Heerschop, no *Center for Human Movement Sciences* da *Faculty of Medical*
*Sciences*, no período de 12/03/2018 a 11/08/2018. Mais detalhes desse projeto podem ser consultados no Apêndice B.

# Capítulo 5 Conclusões e Trabalhos Futuros

O trabalho propôs um sistema de medição de sinais eletromiográficos de superfície sem utilização de gel eletrolítico (eletrodos secos), para aplicação em próteses mioelétricas de membro superior com controle baseado na detecção de padrões eletromiográficos.

Em uma análise preliminar, foi verificada a qualidade do sinal medido e o desempenho do microcontrolador STM32 para a aplicação. A sobreposição dos sinais amostrados com o sinal correspondente medido no osciloscópio e a alta conformidade mostrada pelo valor da correlação cruzada normalizada, permitiram perceber uma alta fidelidade da amostragem em relação ao sinal original.

Alguns detalhes de projeto do bracelete eletromiográfico relativos a redução dos artefatos de movimento, mostraram-se cruciais na performance do sistema, destacando-se a imobilização de cada eletrodo no ponto de medição pressionando-o sobre a pele e a preferência pela soldagem para conexão dos fios.

Sinais mioelétricos superficiais de três diferentes músculos foram coletados em 12 voluntários sem amputação realizando tarefas diárias com uma garrafa. O conjunto de dados foi usado para compor um banco de dados de sinais mioelétricos. Diferentemente de bancos de dados com uma proposta semelhante, tais como o *NinaPro Project Database* e *IEE sEMG database* que avaliaram movimentos isolados, foram avaliados a ativação mioelétrica de conjuntos completos de movimentos que compõe uma tarefa (M1, M2 ou M3) executados naturalmente.

As coletas também permitiram a análise do desempenho geral do bracelete eletromiográfico desenvolvido. Notou-se que as medições foram altamente influenciadas pelas características físicas de cada voluntário, especialmente as relativas ao preparo físico, quantidade de pele ou tecido adiposo do antebraço e sudorese. Ademais, os eletrodos apresentaram também alta sensibilidade ao posicionamento e a artefatos de movimento na interface eletrodo-pele. Especialmente, observou-se dificuldades com alguns dos voluntários no posicionamento inicial dos eletrodos garantindo a medição simultânea nos três canais. Esses desafios deverão ser considerados nas versões futuras. O bracelete eletromiográfico desenvolvido permitiu controlar satisfatoriamente a abertura e fechamento da prótese utilizando apenas um canal. Assim, o sistema de controle pode ser ainda ampliado inserindo-se outros DOFs como para os movimentos de pronação/supinação.

### **5.1 Trabalhos Futuros**

Em trabalhos futuros, o bracelete de eletromiografia de superfície será melhorado para minimização das interferências de ruído e artefatos de movimento. Além disso, técnicas de filtragem serão exploradas para garantir sensibilidade, robustez e qualidade das medições.

O banco de sinais mioelétricos gerados será analisado e processado, identificando-se características e padrões que possam ser usados no controle mais intuitivo da prótese mioelétrica. Neste contexto, os dados obtidos com os sensores inerciais serão estudados para estabelecer-se possíveis relações entre a execução do movimento e o sinal mioelétrico resultante.

O modelo da prótese de mão será aperfeiçoado visando uma aparência mais antropomórfica e ampliando a funcionalidade com mais movimentos.

### **5.2 Trabalhos Publicados**

No período foi apresentado os seguintes trabalhos em congressos:

### Sistema de Aquisição do Sinal Mioelétrico para Próteses de Membro Superior

Apresentação: Oral Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (COBEC) e o Simpósio de Engenharia Biomédica (SEB) da Universidade Federal de Uberlândia – UFU. Local: Uberlândia - MG Data: 23 a 26 de outubro de 2017 Autores: Bruna Souza Morais Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli Prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo Eletromiografia de superfície aplicada à Próteses de Membro Superior Apresentação: Pôster Conferência Brasileira de Dinâmica, Controle e Aplicações (DINCON 2017) Local: São José do Rio Preto - SP Data: 30 de outubro a 1º de novembro de 2017 Autores: Bruna Souza Morais Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli

> Prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo

### Analysis of Myoelectric Signals to Prosthesis Applications

Apresentação: Pôster XIII Congresso Internacional de Metrologia Elétrica (SEMETRO) Local: Florianópolis - SC Data: 24 de novembro a 27 de novembro de 2019 Autores: Bruna Souza Morais Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli Prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira Profa. Dra. Gabriela Lopes dos Santos Luisa Fernanda García Salazar Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo

## Referências

ALBULBUL, A. Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology. **Bioengineering**, v. 3, n. 3, p. 1-10, 2016. Disponível em:<u>https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5597189/</u>. Acesso em: 10 dez. 2019. DOI:10.3390/bioengineering3030020.

ATZORI, M.; GIJSBERTS, A.; CASTELLINI, C.; CAPUTO, B.; HAGER, AG. M.; ELSIG, S.; GIATSIDIS, G.; BASSETTO, F.; MÜLLER, H. Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses. **Scientific Data**, v. 1, p. 1–13, 2014.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive.** Baltimore: Williams and Wilkins, 1985. Cap. 2, p. 19 – 64.

BEAUMARIS PHYSIOTHERAPY & PILATES. What is tennis elbow?. Australia, c2019. Disponível em: <u>https://beaumarisphysiotherapy.com.au/tennis-elbow/</u>. Acesso em: 5 ago. 2019.

BELTER, J. T.; SEGIL, J. L.; DOLLAR, A. M.; WEIR, R. F. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. **Journal of Rehabilitation Research & Development** (JRRD), v. 50, n. 5, p. 599–618, 2013.

BERGMAN, J. The Human hand: perfectly designed. Creation Research Society Quarterly, v. 50, p. 25–31, 2013.

BILLOCK. J. N. Upper limb prosthetic terminal devices: hands versus hooks. **Clinical Prosthetics Orthotics**, v. 10, p. 57–65, 1986.

BULLOCK, I. M.; FEIX, T.; DOLLAR, A. M. Human precision manipulation workspace: Effects of object size and number of fingers used. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 37., Milan, 2015. p. 5768–5772. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319703.

CAD ENGINEERING SERVICES. **Neuro-physiological signal recording systems.** Greater Noida. Disponível em: <u>http://www.cadengineering.co.in/home-6/products/emg--other-physiological-signal-recording-systems</u>. Acesso em: 15 dez. 2019.

CHILDRESS, D. S. Historical aspects of powered limb prostheses. Clinical Prosthetics & Orthotics, v. 9, n. 1, p. 2–13, 1985.

CHOWDHURY, R. H.; REAZ, M. B. I.; ALI, M. A. B. M.; BAKAR, A. A. A.; CHELLAP-PAN, K.; CHANG, T. G. Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors**, v. 13, n. 9, p. 12431–12466, 2013. DOI: 10.3390/s130912431.

CÖMERT, A.; HONKALA, M.; HYTTINEN, J. Effect of pressure and padding on motion artifact of textile electrodes. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 12, n. 26, 2013. Disponível em: <u>https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-12-26</u>. Acesso em: 24 jan. 2020.

DELSYS: wearable sensors for movement sciences. **How to improve EMG signal quality**. c2019. Disponível em: <u>https://www.delsys.com/emgworks/signal-quality-monitor/improve/</u>. Acesso em: 3 nov. 2019.

DE LUCA, C. J. **Surface electromyography**: detection and recording. Natick: DelSys Incorporated, 2002.

DE LUCA, C. J. Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition. DelSys Inc., 2003.

DE LUCA, C.J. Electromyography. In: WEBSTER, J.G. (Ed.). Encyclopedia of medical devices and instrumentation. New York: John Wiley, 2006. p. 98–109.

FARINA, D.; JIANG, N.; REHBAUM, H.; HOLOBAR, A.; GRAIMANN, B.; DIETL, H.; ASZMANN, O. C. The Extraction of neural information from the surface emg for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 22, n. 4, p. 797-809, 2014. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2305111.

FITZGIBBONS, P.; MEDVEDEV, G. Functional and clinical outcomes of upper extremity amputation. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, v. 23, n. 12, p. 751–760, 2015. DOI: 10.5435/JAAOS-D-14-00302.

GRAY, G. **Anatomy of the human body.** Philadelphia: Lea & Febinger, 1918. Disponível em: <u>https://www.bartleby.com/107/</u>. Acesso em: 4 ago. 2019.

HÄGGSTRÖM, M. Medical gallery of Mikael Häggström. **WikiJournal of Medicine**, v. 1, n. 2, 2014. DOI: 10.15347/wjm/2014.008.

HAKONEN, M.; PIITULAINEN, H.; VISALA, A. Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 18, p. 334–359, 2015.

HOFFMANN, K. -P; RUFF, R. S. Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 29., 2007, Lyon. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2007. p. 5739–5742.

KENHUB. **Brachialis muscle**. C2019. Disponível em:<u>https://www.kenhub.com/en/li-brary/anatomy/brachialis-muscle</u>. Acesso em: 1 ago. 2019.

KHURSHID, A.; GHAFOOR, A.; MALIK M. A. Robotic Grasping and Fine Manipulation Using Soft Fingertip. In: MARTINEZ-ALFARO, H. (Ed.). **Advances in Mechatronics.** Rijeka: InTech Open, 2011. Cap. 7, p. 155–174. Disponível em: <u>https://www.intecho-</u> <u>pen.com/books/advances-in-mechatronics/robotic-grasping-and-fine-manipulation-using-soft-</u> <u>fingertip</u>. Acesso em: 25 jan. 2020.

KIM, M.; KIM, T.; KIM, D. S.; CHUNG, W. K. Microneedle-based high-density surface EMG interface with high selectivity for finger movement recognition. In: IEEE INTERNA-TIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2016, Stockholm. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2016. p. 973–978. DOI: 10.1109/ICRA.2016.7487229. KONRAD, P. The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Scottsdale: Noraxon U.S.A., 2006.

KRIEGER, K; BERTOLLO, N.; LOWERY, M.; O'CEARBHAILL, E. Fabrication of 3D printed microneedle electrodes for use in EMG. In: WORLD CONGRESS OF BIOME-CHANICS, 8., 2018, Dublin. Abstracts... Disponível em:<u>https://app.oxford-abstracts.com/events/123/program-app/submission/22485</u>. Acesso em: 10 dez. 2019.

KUIKEN, T. A.; MILLER, L. A.; TURNER, K; HARGROVE, L. J. A Comparison of pattern recognition control and direct control of a multiple degree-of-freedom transradial prosthesis. **IEEE Journal Translational Engineering Health in Medicine**, v.4, 2016. DOI: 10.1109/JTEHM.2016.2616123.

LAFERRIERE, P.; LEMAIR, E. D.; CHAN, A. D. C. Surface electromyographic signals using dry electrodes. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 60, n. 10, p. 3259–3268, 2011.

MARIEB, E.M.; HOEHN, K. Human anatomy & physiology. Hoboken: Pearson Education, 2019. Cap. 9, p. 278 – 320.

MEDINE, D.; BOULAY, C. **Streaming layer API.** Disponível em:<u>https://github.com/sccn/labstreaminglayer/wiki</u>. Acesso em: 25 oct. 2019.

MERLETTI, R.; FARINA, D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. **Philosophical Transactions of the Royal Society A**: mathematical, physical and engineering sciences, v. 367, n. 1887, p. 357–368, 2008.

MORAIS, B. S. Aquisição do sinal mioelétrico para aplicações em próteses de membro superior. 2016. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2016.

MUSCLE fiber- microscopic structure. In: ESSENTIALS of anatomy and physiology: the muscular system. Chennai. Disponível em: <u>http://www.brainkart.com/article/Muscle-Fiber--</u><u>Microscopic-Structure\_18696/</u>. Acesso em: 8 dez. 2019.

NEUMAN, M. R. Biopotential electrodes. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). The Biomedical engineering handbook. Boca Raton: CRC Press, 2000. Cap. 48.

NEUROSPEC RESEARCH NEUROSCIENCE. Stans, c2019. Disponível em: https://shop.neurospec.com/surface-emg-tab-electrodes#. Acesso em: 8 dez. 2019.

NORTH. **Myo gesture control armband tech specs.** Disponível em:<u>https://support.ge-tmyo.com/hc/en-us/articles/202648103-Myo-Gesture-Control-Armband-tech-specs</u>. Acesso em: 27 out. 2019.

ORBITAL RESEARCH INC. SilverBumps Electrodes<sup>™</sup>. Cleveland. Disponível em: <u>http://www.manualsdir.com/manuals/569810/orbital-research-silverbumps-electrodes.html</u>. Acesso em: 15 dez. 2019.

ORTOLAN, R. L. **Estudo e avaliação de técnicas de proessamento do sinal mioelétrico para o controle de sistemas de reabilitação.** 2002. 133 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2002.

OTTOBOCK. **Myoelectric prosthetics**. C2109. Disponível em:<u>https://www.ot-tobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/myoelectric-prosthetics/</u>. Acesso em: 8 ago. 2019.

PETROFSKY, J. The Effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 9, p. 1168–1176, 2008.

SADICK, N. S.; MAKINO, Y. Selective electro - thermolysis in aesthetic medicine: a review. Lasers in Surgery and Medicine, v. 34, p. 91–97, 2004. DOI:10.1002/lsm.20013.

SAUDABAYEV, A.; VAROL, H. A. Sensors for robotic hands: a survey of state of the art. **IEEE Access**, v. 3, p. 1765–1782, 2015. DOI: 10.1109/ACCESS.2015.2482543.

SHERMAN, E. D. A Russian bioelectric-controlled prosthesis. Canadian Medical Association Journal, v. 91, p. 1268–70, 1964.

SMIT, G.; PLETTENBURG, D. H.; HELM, F. C. T. V. D. The Lightweight delft cylinder hand: first multi-articulating hand that meets the basic user requirements. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 23, n. 3, 2015. DOI:10.1109/TNSRE.2014.2342158.

SOLARZ, M. K.; THODER, J. J.; REHMAN, S. Management of major traumatic upper extremity amputations. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 47, n. 1, p. 127–136, 2016.

SWARTZ CENTER FOR COMPUTATIONAL NEUROSCIENCE. Lab Streaming Layer. [Programa de computador]. San Diego: UCSD, 2013. Disponível em:<u>https://code.goo-gle.com/archive/p/labstreaminglayer/downloads</u>. Acesso em: 12 out. 2019.

TOUCH BIONICS BY ÖSSUR. **i-Limb®-ultra**. c2019. Disponível em:<u>https://www.touch-bionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra</u>. Acesso em: 10 ago. 2019.

VAN DER RIET, D.; STOPFORTH, R.; BRIGHT, G.; DIEGEL, O. An Overview and comparison of upper limb prosthetics. In: AFRICON, 2013, Pointe-Aux-Piments. Disponível em:<u>https://ieeexplore.ieee.org/document/6757590</u>. Acesso em: 10 dez. 2019. DOI: 10.1109/AFRCON.2013.6757590.

VISCONTI, P; GAETANI, F.; ZAPPATORE, G. A.; PRIMICERI, P. Technical features and functionalities of myo armband: an overview on related literature and advanced applications of myoelectric armbands mainly focused on arm prostheses. **International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems**, v. 11, n. 1, p. 1–25, 2018.

WELLMIEN HEALTH SUPPLIES. **Disposable medical adult monitoring ECG electrode.** Suzhou, c2017. Disponível em: <u>http://www.wellmien.com/Disposable-Medical-Adult-Moni-toring-ECG-Electrode-pd6929754.html</u>. Acesso em: 10 dez. 2019. WREN, T. A. L.; PATRICK, D. K.; RETHLEFSEN, S. A.; HEALY, B. Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait. **Journal of Biome-chanics**, v. 39, n. 14, p. 2714–2718, 2006.

ZUO, K. J.; OLSON, J. L. The Evolution of functional hand replacement: from iron prostheses to hand transplantation. **Plastic Surgery**, v. 22, n. 1, p. 44-51, 2014.

### APÊNDICES

### Apêndice A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

- 1. Você está sendo convidado para participar da pesquisa "Desenvolvimento de Prótese Mioelétrica Para Membro Superior".
- 2. Você foi recrutado na comunidade local através de divulgação em rádio, panfleto, cartazes e na internet e sua participação não é obrigatória.
- 3. O objetivo deste estudo é identificar os principais músculos do antebraço mais adequados para medição do sinal gerado durante a contração muscular (mioelétrico); determinar seus respectivos padrões de ativação e características do sinal durante o movimento; coletar o sinal mioelétrico para o treinamento e validação de um classificador (algoritmo computacional que reconhece padrões do sinal mioelétrico para realização do controle da prótese pelo usuário) e analisar a performance da prótese mioelétrica desenvolvida nesta pesquisa em participantes com amputação transradial.
- **4.** Ao participar desse trabalho você estará contribuindo para o desenvolvimento de tecnologias assistivas visando melhorar a qualidade de vida de indivíduos amputados.
- 5. Sua participação nesta pesquisa consistirá em (1) avaliação clínica e o enquadramento nos critérios de inclusão deste estudo (2) avaliação por eletromiografia (aquisição da atividade elétrica do músculo) durante o repouso e movimentos repetitivos do antebraço manipulando uma garrafa. Assim, você terá que comparecer em 1 avaliação. Você não terá que doar materiais biológicos para realização da pesquisa.
- **6.** Inicialmente, serão posicionados eletrodos em diferentes músculos do seu membro superior. O sinal será medido com o participante em repouso; agarrando e soltando uma garrafa; fazendo a rotação do antebraço segurando a garrafa; e agarrando, levantando e girando a garrafa.
- 7. Todos os procedimentos serão realizados por profissionais treinados e qualificados.
- **8.** Quaisquer dúvidas a respeito dos procedimentos e da sua participação na pesquisa serão esclarecidas antes e durante o curso de pesquisa pelo pesquisador responsável, identificado no fim deste texto.
- **9.** A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento, sendo que isso não trará nenhuma penalização ou prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.
- 10. As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Os arquivos gerados no processo de avaliação serão identificados a partir de uma numeração que somente o pesquisador principal saberá a quem se refere. Os dados coletados poderão ser divulgados em eventos, revistas e/ou trabalhos científicos, sempre preservando a sua identidade.

- 11. Este estudo está firmado nas condições de que oferece baixo risco à saúde do participante, sendo estes referentes à desconfortos decorrentes da fadiga muscular e/ou reações alérgicas ao gel eletrolítico. Dores musculares decorrentes da fadiga desaparecem em cerca de um dia. As complicações da aplicação do gel eletrolítico são raras e de pequeno porte, e envolvem reações alérgicas (vermelhidão e coceira) que serão testadas previamente durante a avaliação inicial. Caso, eu apresente alguma reação alérgica durante e após aplicação do gel eletrolítico, a minha participação no estudo será interrompida e eu receberei a assistência necessária, sendo acompanhado até o desaparecimento da reação. Vale destacar que a equipe envolvida no estudo prestará qualquer apoio necessário e que os profissionais envolvidos nas avaliações são capacitados para tais. Além disso, as avaliações somente serão realizadas mediante a condição física e psicossocial avaliada por profissional da área de saúde e comprovado por meio de resultados de exames médicos.
- **12.** Você tem direito a assistência integral, gratuita e imediata em caso de danos decorrentes da pesquisa, bem como o direito de buscar indenização.
- 13. Você será isento de qualquer despesa que envolva a sua participação nesta pesquisa. Quando for necessário seu deslocamento em função do estudo, será garantido o ressarcimento das suas despesas e de seu acompanhante, incluindo gastos com transporte e alimentação, bem como demais valores decorrentes da sua participação no estudo.
- 14. Este termo deverá ser assinado em duas vias, ficando uma retida com a pesquisadora assistente Bruna Souza Morais. Você receberá a outra via deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.
- 15. O Comitê de Ética em Pesquisa tem por finalidade avaliar os aspectos éticos das pesquisas envolvendo seres humanos, realizadas por docentes, pesquisadores, alunos e técnicos da USP, de acordo com as legislações vigentes, especialmente a Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466 de 2012, cuja finalidade é assegurar a dignidade e a proteção dos participantes de pesquisa.

#### Pesquisador responsável:

Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli Tel.: (16) 3306-6644 / Email: arlindo@ufscar.br Endereço: Rodovia Washington Luiz, km 235. Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Engenharia Elétrica e Departamento de Fisioterapia.

#### **Pesquisadora Assistente:**

Bruna Souza Morais - Tel.: (16) 98209-5670 / Email: b.souzamorais@gmail.com

**Equipe de pesquisa:** Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli, Prof. Dr. Samuel Lourenço Nogueira, Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo, Prof. Dr. Gabriela Lopes dos Santos, Bruna Souza Morais.

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

O pesquisador me informou que o projeto foi *aprovado* pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Escola de Educação Física e Esporte – USP, localizado na Av. Prof. Mello Moraes, 65 - Cidade Universitária – Bloco C, CEP: 05508-030 - São Paulo (SP) - Brasil. Fone: (11) 3091-3097. Endereço eletrônico: <u>cep39@usp.br</u>

São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Assinatura do Participante da Pesquisa ou responsável legal

Assinatura do Pesquisador

### Apêndice B - Implementação e Acionamento de Prótese Mioelétrica com 6 DOFs

A pesquisa faz parte de um projeto de desenvolvimento de uma prótese multi-articulada com 5 dedos e 6 graus de liberdade para auxiliar nos processos de treinamento, análises e avalição da utilização de próteses mioelétricas pelo usuário realizados pelo grupo de pesquisa GRIP (*Groningen Research in Prothesis*). Os trabalhos enfocaram principalmente na parte de montagem mecânica das partes baseando-se no design open-source disponibilizado por KRAUSZ et al. (2016) (https://opensourcehand.wordpress.com/) e no acionamento dos motores feito usando inicialmente o microcontrolador *Arduino Pro Mini* com processador ATmega328P 5V/16MHz e depois a plataforma *MyRio* associados com *Serial Controlled Motor Drivers*. A comunicação entre os dispositivos foi estabelecida utilizando o Protcolo de Comunicação I2C.

Devido ao atraso na entrega de determinados componentes mecânicos não foi possível concluir a montagem da mão protéica (Figura D.1) e o sistema de acionamento foi montado em uma plataforma, sendo esta mostrada na Figura D.2.





Fonte: Própria



Figura C.2 - Plataforma de acionamento dos motores

Fonte: Própria