

Sistema FIEB



PELO FUTURO DA INOVAÇÃO

CENTRO UNIVERSITÁRIO SENAI CIMATEC

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM
COMPUTACIONAL E TECNOLOGIA INDUSTRIAL**

Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

Tese de Doutorado

**Aquisição de sinais EMG da região do antebraço
para uso em próteses mioelétricas: Contexto
experimentos e definição de um protocolo**

Apresentada por: Alberto Monteiro Peixoto

Orientador: Roberto Luiz Souza Monteiro

Coorientadora: Tereza Kelly Gomes Carneiro

Salvador 2021

Alberto Monteiro Peixoto

**Aquisição de sinais EMG da região do antebraço
para uso em próteses mioelétricas: Contexto
experimentos e definição de um protocolo**

Defesa da Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial, Curso de Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial do Centro Universitário SENAI CIMATEC, como requisito parcial para a obtenção do título de **Doutor em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial**.

Área de conhecimento: Interdisciplinar

Orientador: Roberto Luiz Souza Monteiro

Coorientadora: Tereza Kelly Gomes Carneiro

Salvador
Centro Universitário SENAI CIMATEC
2021

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca do Centro Universitário SENAI CIMATEC

P377a Peixoto, Alberto Monteiro

Aquisição de sinais EMG da região do antebraço para uso em próteses mioelétricas: contexto, experimentos e definição de um protocolo / Alberto Monteiro Peixoto. – Salvador, 2021.

105 f.: il. color.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Luiz Souza Monteiro

Tese (Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial) – Programa de Pós-Graduação, Centro Universitário SENAI CIMATEC, Salvador, 2021.

Inclui referências.

1. Eletromiografia. 2. Eletrodos de superfície. 3. Algoritmo de aprendizagem. 4. Próteses mioelétrica. I. Centro Universitário SENAI CIMATEC. II. Monteiro, Roberto Luiz Souza. III. Título.

CDD 616.7407547

Nota sobre o estilo do PPGMCTI

Esta tese de doutorado foi elaborada considerando as normas de estilo (i.e. estéticas e estruturais) propostas aprovadas pelo colegiado do Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial e estão disponíveis em formato eletrônico (por solicitação via e-mail à secretaria do programa) e em formato impresso somente para consulta.

Ressalta-se que o formato proposto considera diversos itens das normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), entretanto opta-se, em alguns aspectos, seguir um estilo próprio elaborado e amadurecido pelos professores do programa de pós-graduação supracitado.

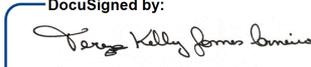


Centro Universitário SENAI CIMATEC

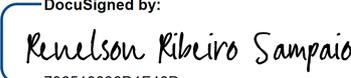
Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial

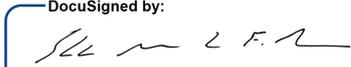
A Banca Examinadora, constituída pelos professores abaixo listados, leu e aprovou a Tese de doutorado, intitulada "Protocolo para Aplicação de Eletrodos de Superfície na Aquisição de Sinais EMG da Região do Antebraço para Uso em Próteses Mioelétricas", apresentada no dia 01 de fevereiro de 2021, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de Doutor em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial.

Orientador: 
Prof. Dr. Roberto Luiz de Souza Monteiro
SENAI CIMATEC

Coorientadora: 
Prof. Dr. Tereza Kelly Gomes Carneiro
SENAI CIMATEC

Membro Interno: 
Prof. Dr. Hernane Borges de Barros Pereira
SENAI CIMATEC

Membro Interno: 
Prof. Dr. Renelson Ribeiro Sampaio
SENAI CIMATEC

Membro Externo: 
Prof. Dr. Eduardo Manuel de Freitas Jorge
UNEB

Membro Externo: 
Prof. Dr. José Roberto de Araújo Fontoura
UNEB

Agradecimentos

Ao criador do universo por permitir que eu chegasse até aqui;

Aos meus dois filhos, que só me dão orgulho, e são parte dessa conquista;

Aos meus pais que me deram a chance de chegar até aqui;

A todos que compõem a minha família e, direta ou indiretamente, participaram dessa conquista;

A Sandra Zimpel que além de companheira, contribuiu ricamente com sua experiência;

Ao meu Orientador Prof. Dr. Roberto Luiz Souza Monteiro e Co-Orientadora Profa. Dr. Tereza Kelly Gomes Carneiro;

À UNCISAL por todo apoio, e ao SENAI CIMATEC por me ajudar a construir mais esse degrau;

À FAPESB pelo apoio financeiro;

A todos os colegas e amigos que conheci durante essa jornada;

À equipe do Instituto de Computação da UFAL que contribuiu ricamente para a finalização deste trabalho, e que faço questão de nominar:

- Prof. Dr. Thiago Cordeiro;

- Bruno Georgevich;

- Jorge Santos;

- Gustavo Costa

Por fim, um agradecimento muito especial à banca de qualificação que me mostrou em tão pouco tempo o que é um trabalho científico.

- Prof. Dr. Hernane Borges de Barros Pereira;

- Prof. Dr. Renelson Ribeiro Sampaio;

- Prof. Dr. Eduardo Manuel de Freitas Jorge;

- Prof. Dr. José Roberto de Araújo Fontoura.

Muito obrigado a todos.

Salvador, Brasil
31 de Salvador 2021

Alberto Monteiro Peixoto

Resumo

O principal método usado na aquisição dos sinais mioelétricos para uso em próteses é realizado com eletrodos de superfície, e o número de eletrodos, além da sua localização pode variar dependendo da proposta de cada projeto. As referências utilizadas para determinação destes parâmetros são regras gerais em forma de recomendações elaboradas principalmente pelo projeto SENIAM. Neste contexto, este trabalho tem o objetivo de organizar o processo de aquisição dos sinais mioelétricos para aplicação em próteses de membros superiores por meio da construção de um protocolo de aquisição destes sinais. Trata-se de um estudo exploratório, explicativo com abordagem interdisciplinar das áreas de saúde e tecnológica. As aquisições foram realizadas com um sistema próprio de aquisição de cinco canais, utilizando inicialmente 12 movimentos de mãos em ambos os braços. Os canais foram colocados em duas configurações, a primeira sobre os ventres musculares do antebraço e a segunda em formato de braçadeira. Os resultados desta primeira aquisição, junto com as recomendações do projeto SENIAM, foram utilizados para proposição do protocolo. Na etapa de validação, foram selecionados 5 movimentos e utilizados três canais. Aqui foram recrutados 30 voluntários selecionados por conveniência aleatoriamente, sendo 15 homens e 15 mulheres. Na amostra selecionada, todos os voluntários foram destros. Os dados obtidos no processo de validação, aplicados os testes de *Mann Whitney U* demonstraram que a identificação dos movimentos é melhor no braço direito que esquerdo, independente do sexo ($p < 0,05$). A comparação do braço esquerdo entre homens e mulheres não apresentou diferença significativa, já a identificação do movimento no braço direito dos homens foi mais fácil do que nas mulheres ($p = 0,05$). Além destas informações, várias recomendações foram organizadas em tópicos com instruções sobre cuidados gerais, posicionamentos dos eletrodos, e forma de aquisição dos sinais. Com isto espera-se que esse protocolo otimize a fase de aquisição de sinais para construção de próteses mioelétricas.

Palavras-chave: Eletromiografia, protocolo, algoritmo de aprendizagem

Abstract

The main method used to acquire myoelectric signals for use in prostheses is performed with surface electrodes, and the number of electrodes, in addition to their location, may vary depending on the proposal of each project. The references used to determine these parameters are general rules in the form of recommendations prepared mainly by the SENIAM project. In this context, this work aims to organize the process of acquiring myoelectric signals for application in upper limb prostheses through the construction of an acquiring myoelectric signals protocol. This is an exploratory, explanatory study with an interdisciplinary approach in the areas of health and technology. The acquisitions were made with a five-channel acquisition system, initially using 12 hand movements on both arms. The channels were placed in two configurations, the first on the muscular bellies of the forearm and the second in the form of armbands. The results of this first acquisition, together with the recommendations of the SENIAM project, were used to propose the protocol. In the validation stage, 5 movements were selected and three channels were used. Here, 30 volunteers were randomly selected for convenience, 15 men and 15 women. In the selected sample, all volunteers were right-handed. The data obtained in the validation process, applied to the Mann Whitney U tests, demonstrated that the identification of movements is better in the right than in the left arm, regardless of gender ($p < 0.05$). The comparison of the left arm between men and women did not show any significant difference, since the identification of movement in the right arm of men was easier than in women ($p = 0.05$). In addition to this information, several recommendations were organized into topics with instructions on general care, positioning of the electrodes, and how to acquire the signals. With this, it is expected that this protocol optimizes the signal acquisition phase for the construction of myoelectric prostheses.

Key Words: Electromyography, protocol, learning algorithm

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivo	4
1.1.1	Geral	4
1.1.2	Específico	4
1.2	Aspectos metodológicos	5
1.2.1	Amostra	5
1.3	Organização do Documento de Qualificação	7
2	Fundamentação teórica	8
2.1	Sinal mioelétrico	8
2.1.1	Origem e Definição	8
2.1.2	Características do Sinal	9
2.2	Eletromiografia e outros métodos de aquisição do sinal mioelétrico	12
2.2.1	Eletromiografia	12
2.2.1.1	Tipos de eletrodos	12
2.2.1.2	Sistema de aquisição	14
2.2.2	Outros métodos de aquisição	16
2.3	Processo de adaptação das próteses nos amputados	17
2.4	Protocolos de aquisição de sinais mioelétricos	18
2.5	Algoritmos de aprendizagem para identificação do padrão	21
2.5.1	Algoritmos	22
2.5.1.1	Redes Neurais	22
2.5.1.2	Sistema de inferência fuzzy - FIS	24
2.5.1.3	Random Forest	26
3	Materiais e Métodos	28
3.1	Construção do equipamento de aquisição	28
3.2	Construção do Algoritmo Classificador	33
3.3	Construção da Mão Virtual	36
3.4	Protocolo para Aquisição dos Sinais	38
3.4.1	Escolha dos eletrodos, seus posicionamentos e os movimentos utilizados	39
3.4.2	Procedimentos para captura dos sinais	42
3.4.2.1	Preparação dos procedimentos de aquisição (1)	43
3.4.2.2	Aquisição para escolha dos movimentos, local dos canais e treinamento do algoritmo (2)	44
3.4.2.3	Aquisição para identificação e validação dos movimentos (3)	46
4	Resultados e Discussão	48
4.1	Resultados	48
4.1.1	Comparação entre os eletrodos selecionados	48
4.1.2	Seleção dos movimentos e dos canais mais significativos	50
4.1.3	Validação do protocolo	54
4.2	Discussão	56
4.2.1	Protocolo	56

4.2.2	A escolha do eletrodo	58
4.2.3	Movimentos e canais selecionados	59
5	Considerações Finais	60
5.1	Conclusão	60
5.2	Atividades Futuras	61
	Referências	62
A	Parecer Consubstanciado	68
B	TCLE	73
C	Movimentos básicos da mão para aquisição do sinal mioelétrico	78
D	Código Arduino	82
E	Código da Árvore de Decisão	83
F	Dados da Validação do Protocolo	84

Lista de Tabelas

1.1	Movimentos identificados no teste piloto com percentual de acertos do algoritmo.	6
2.1	Comparação entre algoritmos de Árvore de Decisão.	26
3.1	Características técnicas da placa AT-01-001, apresentada pelo fabricante .	30
4.1	Movimentos identificados distintamente pelos canais sobre os ventres musculares.	51
4.2	Movimentos identificados distintamente pelos canais dispostos em braçadeira.	51
4.3	Mediana dos acertos da mão virtual e do algoritmo por voluntários durante os 5 movimentos.	55
4.4	Mediana dos acertos da mão virtual or sexo e do algoritmo durante os 5 movimentos por sexo.	55
F.1	Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.	85
F.2	Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.	86
F.3	Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.	87
F.4	Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.	88
F.5	Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.	89
F.6	Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.	90

Lista de Figuras

2.1	Representação de uma Unidade Motora (MU).	9
2.2	Representação do método de aquisição do sinal mioelétrico.	9
2.3	Representação do sinal mioelétrico bruto de superfície.	10
2.4	Espectro de frequência do sinal mioelétrico.	10
2.5	Distribuição das fibras musculares no músculo.	11
2.6	Tipos de eletrodos para IEMG. (A) De fibra simples, (B) Concêntrico, (C) Monopolar, (D) Macro eletrodo e (E) Eletrodo de superfície.	13
2.7	Modelo básico de representação da interface pele-eleto.	14
2.8	Visão geral dos vários tipos de eletrodos para SEMG.	15
2.9	Diagrama de bloco de um EMG.	15
2.10	Modelo de um neurônio artificial não linear utilizado em Redes Neurais.	23
2.11	Esquema do controle de mão protética em tempo real.	25
2.12	Histograma do sinal mioelétrico em momento de repouso (distribuição OFF, barras em preto) e em atividade (distribuição LOW, MED, HIGH, barras em cinza).	25
2.13	Representação de uma árvore de decisão, contendo os nós, as decisões e as folhas.	27
3.1	Mapeamento dos processos que compõem a pesquisa.	29
3.2	Placa do sensor MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001).	30
3.3	Modelo da placa Arduino Uno utilizada no projeto.	31
3.4	Layout com a disposição das placas do equipamento de aquisição de sinais.	32
3.5	Sinais obtidos das placas de aquisição (sem sinal mioelétrico). Antes e depois das adaptações, “linhas contínuas” e “linhas tracejadas” respectivamente.	33
3.6	Imagem do circuito responsável pela aquisição dos sinais mioelétricos.	34
3.7	Interface de aquisição do sistema de captura do sinal mioelétrico.	35
3.8	Acertos do algoritmo <i>Random Forest</i> em função da variação do número de árvores.	36
3.9	Sistema de identificação dos movimentos da mão. (1) Computador, (2) Equipamento de aquisição do sinal, (3) Canais com os eletrodos.	37
3.10	Imagens de 3 movimentos da mão virtual criada no ambiente Blender® 3D.	38
3.11	Eleto.	39
3.12	Posicionamento dos eletrodos e do membro superior para aquisição do sinal mioelétrico no teste de eletrodos.	40
3.13	Cabos de conexão dos eletrodos	40
3.14	Localização dos quatro canais na região anterior do antebraço.	41
3.15	Localização do canal cinco na região lateral do antebraço.	41
3.16	Posicionamento dos eletrodos em formato de braçadeira. O eletrodo cinco tem o mesmo local da disposição anterior.	42
3.17	Fluxograma de decisão do procedimento de captura do sinal EMG.	43
3.18	Posicionamentos para aquisição dos sinais. Sentado (1 e 2) e em pé (3 e 4) com o antebraço estendido e fletido.	43
3.19	Posicionamento dos eletrodos no antebraço. Em A formato de braçadeira, em B sobre os ventres musculares.	44
3.20	Visão geral da rotina de aquisição do sinal mioelétrico.	45

3.21	Resumo geral dos processos de aquisição do sinal mioelétrico.	45
3.22	Comportamento do sinal mioelétrico de três movimentos distinto com seus gráficos boxplot.	46
3.23	Posicionamento dos três canais no antebraço após ajustes.	46
3.24	Posicionamento dos três canais com suporte no antebraço.	47
4.1	Comportamento da intensidade do sinal mioelétrico no tempo, obtido com três modelos de eletrodos.	48
4.2	Histograma dos sinais obtidos com o eletrodo da marca Solidor na fase de repouso.	49
4.3	Histograma dos sinais obtidos com o eletrodo da marca Descarpack na fase de repouso.	49
4.4	Histograma dos sinais obtidos com o eletrodo da marca MedPex na fase de repouso.	50
4.5	Comportamento dos sinais mioelétrico nos canais 2, 4 e 5 sobre os ventres musculares.	52
4.6	Boxplot dos sinais mioelétrico nos canais 2, 4 e 5.	52
4.7	Comportamento dos sinais mioelétrico nos canais 2 e 5 sobre os ventres musculares.	53
4.8	Boxplot dos sinais mioelétrico nos canais 2 e 5.	53
4.9	Distribuição das aquisições dos sinais mioelétricos nos braços	54
C.1	Posição de referência da mão e punho.	78
C.2	Posição de mão fechada.	78
C.3	Posição em extensão de mão e punho.	78
C.4	Posição em pinça com todos os dedos da mão. Punho estendido.	79
C.5	Posição em pinça segurando moeda	79
C.6	Posição com indicador estendido	79
C.7	Posição com extensão do quinto dedos	80
C.8	Posição de flexão do punho e dedos estendidos	80
C.9	Pinça com dedos 1 e 3	80
C.10	Pinça com dedos 1 e 5	80
C.11	Posição em desvio cubital	81
C.12	Flexão de mão com extensão de quinto dedo	81
F.1	Movimentos utilizados para validação do protocolo. <i>Fonte: próprio autor.</i>	84

Lista de Algoritmos

1	Código utilizado no Blender	37
2	Código Arduino	82
3	Código da Árvore em Python	83

Lista de Siglas

ACP	Análise de Componentes Principais
AGI	Artificial General Intelligence
AI	Artificial Intelligence
ANI	Artificial Narrow Intelligence
BGE	Bender Game Engine
CAAE	Certificado de apresentação para Apreciação Ética
CER-III	Centro Especializado de Reabilitação
CIMATEC	Instituto SENAI de Sistemas Avanços
DC	Direct Current
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiografia
FAPESB	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia
FFSL	Sensor Linear de Força dos Dedos
FFT	Transformada Rápida de Fourier
FIS	Sistema de interferência fuzzy
IEMG	Eletromiografi Intramuscular
IHC	Interação Humano Computador
MCSs	Sistemas de Controle Mioelétricos
MLP	Multi Layer Perceptron
MU	Unidade Motora
MUAP	Potencial de Ação da Unidade Motora
PET/CT	Tomografia por Emissão de Pósitrons
PPGMCTI	Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial
SEMG	Eletromiografia de Superfície
SENAI	Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial
SENIAM	Eletromiografia de superfície para Avaliação não Invasiva de Músculos
SIAMOC	Sociedade Italiana de Análise Clínica do Movimento
SIHSUS	Sistema de Informações Hospitalares do SUS
SUS	Sistema Único de Saúde
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UDP	Protocolo de Datagrama de Usuário
UFAL	Universidade Federal de Alagoas
UNCISAL	Universidade de Ciências da Saúde de Alagoas
WPT	Transformada Wavelet Packet
WT	Transformada de Wavelet

Introdução

Este trabalho tem início a partir de estudos bibliográficos sobre a realidade das próteses no Brasil, estudos estes que resultaram em uma publicação por parte da equipe sobre o perfil epidemiológico de amputados (PEIXOTO *et al.*, 2017). Paralelamente, havia o interesse das Instituições SENAI CIMATEC-BA e UNCISAL¹ em unir suas potencialidades na área de tecnologia e saúde respectivamente em benefício da sociedade. Durante os estudos, foram pesquisadas desde a realidade das amputações e seus impactos até os tipos de próteses e suas vantagens e dificuldades de adaptação.

Segundo dados obtidos no banco e dados do SIHSUS², foram registrados 361.585 procedimentos de amputações de membros inferiores e superiores realizados em ambientes hospitalares entre os anos de 2008 e 2015 no Brasil, sendo predominante as amputações de membros inferiores, amputação de dedos e amputação de pé e tarso. Quando estes procedimentos de amputações não são emergenciais, é possível preparar o paciente fazendo uma avaliação cognitiva e planejamento do nível da amputação, pensando inclusive no preparo para o uso de prótese (SAÚDE, 2013).

É importante considerar que as amputações trazem consequências para a sociedade, e chamamos atenção a duas delas: a primeira referente aos aspectos psicológicos, trazendo como consequências a presença de depressão, de baixa estima, entre outros (GABARRA; CREPALDI, 2009). A segunda consequência é referente aos gastos do SUS com os procedimentos de reabilitação. Entre 2008 e 2015, por exemplo, foram gastos mais de R\$ 416 milhões de reais (PEIXOTO *et al.*, 2017).

Devido a problemas de estética, emocional, dificuldade com as atividades diárias, dificuldades laborais, e de gastos para o sistema de saúde, um recurso aparece como relevante para minimizar estes problemas: as próteses mioelétricas. Porém, as próteses mioelétricas multifuncionais³ não são fáceis de serem construídas e as empresas que as fabricam vendem por preços pouco acessíveis à maioria da população brasileira, chegando a alcançar valores acima dos 100 mil dólares (BLOUGH *et al.*, 2010), portanto acessível a um público muito restrito.

Diante deste cenário, o SENAI CIMATEC-BA em parceria com a UNCISAL iniciou o desenvolvimento de uma linha de pesquisa cujo objetivo é a construção de uma prótese mioelétrica de membro superior inteligente e de baixo custo. O primeiro protótipo reali-

¹ www.senaicimatec.com.br & www.uncisal.edu.br

² <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>

³ Próteses que apresentam vários movimentos, ou vários graus de liberdade

zando dois movimentos (flexão/extensão) da mão foi desenvolvido por [SANTOS \(2018\)](#).

Após a finalização do protótipo citado, avançamos para a construção de uma prótese que realizasse mais movimentos. O primeiro passo foi encontrar um protocolo de aquisição específico para construção de uma prótese de mão com mais de 2 movimentos. A informação que precisávamos no protocolo era o número de eletrodos que deveria ser utilizado para aumentar a quantidade de movimentos da prótese, assim como os locais em que estes eletrodos deveriam ser colocados sobre o antebraço.

Na literatura foram encontrados experimentos com o uso de equipamentos comerciais do tipo braçadeira com 8 sensores identificando movimentos dos dedos da mão ([CAESARENDRA et al., 2018](#)) e encontramos também o uso do equipamento *CyberGlove II* que trata-se de uma luva de mão com 22 sensores para identificação dos movimentos da mão ([ATZORI et al., 2014](#)). Ou seja, temos protocolos para uso de sensores comerciais com vários canais, mas não encontramos protocolos que pudéssemos utilizar como referência para construção de um arranjo próprio dos sensores. Isto é importante para facilitar o desenvolvimento de novas pesquisas e projetos. Desta forma, para construir um sistema de aquisição dos sinais mioelétricos com o objetivo de alimentar uma prótese multifuncional, foi necessário fazer um levantamento sobre os métodos de aquisição dos sinais, ruídos e artefatos entre outros fatores que influenciam na intensidade e qualidade do sinal.

A aquisição dos sinais mioelétricos para uso em próteses é realizado com eletrodos de superfície e o número de eletrodos pode variar dependendo da proposta de cada projeto. O projeto para construção de próteses de mão com apenas 2 movimentos (flexão e extensão) tem sido suficiente o uso de dois canais (2 pares de eletrodos) como já citamos em ([SANTOS, 2018](#)). Para projetos em que a prótese realiza vários movimentos além de fechar e abrir a mão, mais canais têm sido adicionados.

Embora os eletrodos, que são componentes utilizados para fazer a acoplagem entre o equipamento de aquisição e a pele do usuário, sejam uma das partes mais simples de todo o sistema, vários critérios precisam ser atendidos para que o sinal capturado seja adequado para controle da prótese. Entre os critérios temos: local de colocação sobre a pele, material do eletrodo, formato, tamanho, distância entre os eletrodos, preparação da pele e a forma de fixação ([HERMENS et al., 2000](#)). O atendimento a estes critérios tem o objetivo de minimizar o aparecimento de ruídos e artefatos que produzem distorções nos sinais, e influenciam na intensidade do sinal dificultando seu uso no controle de próteses.

Os ruídos e artefatos são interferências que aparecem no sinal biológico capturado e que não interessam para um estudo específico ([FERREIRA, 2007](#)). Nestes casos, os amplificadores são muito importantes e devem possuir uma relação sinal/ruído muito alta para que o ruído não seja amplificado significativamente. No caso dos sinais mioelétricos sua

captura pode conter contaminações de fontes variadas.

As principais fontes de ruídos e artefatos são: interferências oriundas da atividade da musculatura cardíaca que produz um sinal elétrico mais intenso e coerente do que o da musculatura esquelética, embora não seja intenso nos membros superiores; movimentos do corpo, proporcionando pequenos deslizamentos dos eletrodos, neste caso ocorrem alterações na linha de base do sinal; presença de campos eletromagnética de 60Hz; e a presença de sinais mioelétricos originados em outros músculos próximos daquele que está sendo coletado o sinal (cross-talk) (CRISWELL, 2011).

Mesmo que o sinal mioelétrico esteja livre de artefatos e ruídos, sua intensidade na superfície da pele é muito baixa, variando de (0.3 a 10mV) (MERLETTI; PARKER, 2004), sendo necessário amplificadores com ganhos elevados (estamos utilizando neste trabalho uma placa específica para captura do sinal mioelétrico que tem um ganho típico de 10 mil vezes) para que seja possível sua análise. Os principais fatores que podem influenciar na intensidade do sinal, e conseqüentemente comprometer sua utilização para construção de próteses mioelétricas são: o modo de posicionamento dos eletrodos (monopolar, bipolar ou organizados em linha); sua marca; o material utilizado em sua construção; seu formato e tamanho; e a distância entre eles (HERMENS et al., 2000).

A ausência de uma padronização que determinasse os valores destas variáveis no uso da eletromiografia fez surgir o Projeto (SENIAM)⁴. Este projeto resultou em um conjunto de recomendações e procedimentos em relação aos sensores e seus posicionamentos. Ele tem sido citado na maioria dos trabalhos que encontramos relacionados ao uso da eletromiografia em próteses⁵. As recomendações e procedimentos tratados no projeto são regras gerais que permitem variações dependendo da aplicação, como é o exemplo da recomendação em relação à área do eletrodo a ser utilizado, que varia de $1mm^2$ a poucos cm^2 , sem mais especificações.

Na literatura especializada, encontramos trabalhos que utilizam acessórios comerciais para posicionamento dos eletrodos, como é o caso do FFSL (Sensor Linear de Força dos Dedos) que mede a força nas pontas dos dedos (KOIVA; HILSENBECK; CASTELLINI, 2012). Além de outros acessórios como os Ninapro DB1, DB2, DB4 e DP5 em formato de braceira colocados no antebraço para aquisição do sinal mioelétrico (PIZZOLATO et al., 2017). Os trabalhos que não utilizam estes acessórios, aplicam os eletrodos seguindo a regra geral: “os eletrodos devem ser colocados entre um ponto motor e a inserção do tendão ou entre dois pontos motores e ao longo da linha média longitudinal do músculo” (DE LUCA, 2002).

⁴Trata-se de um projeto que foi criado com o objetivo de padronizar a forma de aquisição do sinal mioelétrico de superfície, possibilitando assim, a troca de dados científicos e a integração entre as pesquisas (www.seniam.org)

⁵Um dos artigos de referência: *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)*, segundo o <https://www.researchgate.net> teve 56 citações.

Justificativa do trabalho

Quando o objetivo é capturar sinais mioelétricos do antebraço para construção de próteses, encontramos variadas propostas de posicionamentos dos eletrodos de aquisição, assim como diferentes propostas de quantidades de eletrodos a serem utilizados, no entanto, são propostas que buscam atender apenas às necessidades específicas dos próprios projetos de pesquisa. Não foram encontrados protocolos que pudessem apontar as melhores condutas na aquisição dos sinais mioelétricos para o uso de próteses multifuncionais, o que seria de valiosa importância na padronização das melhores condutas. Diante deste cenário, identificamos como exequível a proposta de um protocolo de aquisição dos sinais mioelétrico de superfície para o antebraço.

Hipótese

A aplicação de eletrodos para aquisição de sinais mioelétricos, direcionada para atender apenas aos próprios projetos, é um fator que tem dificultado a construção de um protocolo de aquisição de sinais.

1.1 Objetivo

1.1.1 Geral

Organizar o processo de aquisição dos sinais mioelétricos para aplicação em próteses de membros superiores por meio da construção de um protocolo de aquisição destes sinais.

1.1.2 Específico

- Construir um equipamento de aquisição de sinais mioelétricos que atenda às especificações do projeto;
- Coletar os sinais mioelétricos variando o número de canais e a localização dos eletrodos;
- Identificar e realizar testes das variáveis envolvidas para utilizar no desenvolvimento do algoritmo classificador;
- Construir uma proposta do protocolo a partir dos testes realizados e das recomendações do projeto SENIAM;
- Realizar o processo de validação do protocolo através de uma prótese virtual.

1.2 Aspectos metodológicos

Trata-se de um estudo exploratório, explicativo, com uma abordagem interdisciplinar entre as áreas da saúde e tecnológica. O trabalho foi desenvolvido a partir de uma parceria entre o SENAI CIMATEC-BA e a UNCISAL, em seu Centro Especializado de Reabilitação CER-III.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia - FAPESB deu o apoio financeiro através de bolsa de Doutorado, e a Universidade Federal de Alagoas - UFAL (Instituto de Computação) contribuiu no desenvolvimento do algoritmo de classificação dos movimentos.

Este trabalho está autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o CAAE: 65658417.5.0000.5012, Parecer número: 2.034.945, Anexo A. Todos os voluntários leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), Apêndice B.

1.2.1 Amostra

Os testes para validação partem da prerrogativa de que o uso de apenas três eletrodos posicionados conforme está determinado na seção 4.1.2, torna possível diferenciar 5 movimentos distintos da mão e punho. Foi utilizada a variável categórica (realiza 5 movimentos, ou não realiza 5 movimentos). A população alvo para validação foi moradores da cidade de Maceió, ficando a amostra composta por 30 voluntários convidados por conveniência sendo, no entanto, 15 do sexo masculino e 15 do sexo feminino, atendendo aos seguintes critérios:

Critérios de Inclusão Voluntários adultos de ambos os sexos que não tenham sofrido amputação de nenhum dos membros superiores. Os membros precisam estar íntegros em relação à anatomia e fisiopatologia.

Critérios de Exclusão Voluntários que apresentarem patologias que comprometam a integridade neuro-muscular para os membros superiores. Serão excluídas também pessoas abaixo dos 18 anos, índios e quilombolas, gestantes e idosos (acima de 60 anos).

Além da amostra composta para a fase de validação do protocolo, um grupo de 10 voluntários foi convidado por conveniência no início do projeto para realização de um teste piloto com o objetivo de facilitar a determinação dos parâmetros para construção do algoritmo classificador. As aquisições dos sinais foram realizadas em ambos os braços (duas vezes em cada um), totalizando portanto 20+20 aquisições, sendo metade utilizada para

construção da aprendizagem do algoritmo e metade para os teste. Os parâmetros foram determinados através de análise de gráficos construídos com o módulo *metrics* da biblioteca *sklearn* no *Python*.

Os dados do teste piloto pode ser visto na tabela 1.1, e os outros parâmetros utilizados para construção do algoritmo são apresentados na seção 3.2.

Tabela 1.1: Movimentos identificados no teste piloto com percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto algoritmo	Braço	Sexo
	1	2	3	4	5			
voluntário 1	sim	sim	sim	sim	sim	80%	D	M
voluntário 1	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	M
voluntário 2	sim	sim	sim	sim	sim	80%	D	M
voluntário 2	sim	sim	sim	sim	sim	65%	E	M
voluntário 3	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	M
voluntário 3	sim	sim	sim	sim	não	63%	E	M
voluntário 4	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	M
voluntário 4	sim	sim	sim	sim	sim	80%	E	M
voluntário 5	sim	sim	sim	sim	sim	93%	D	M
voluntário 5	sim	sim	sim	sim	não	57%	E	M
voluntário 6	sim	sim	sim	sim	sim	94%	D	F
voluntário 6	sim	sim	sim	sim	sim	83%	E	F
voluntário 7	sim	não	sim	sim	sim	40%	D	F
voluntário 7	sim	sim	sim	não	sim	47%	E	F
voluntário 8	sim	sim	sim	sim	sim	94%	D	F
voluntário 8	sim	sim	sim	sim	sim	83%	E	F
voluntário 9	sim	sim	sim	não	sim	40%	D	F
voluntário 9	sim	sim	sim	não	sim	48%	E	F
voluntário 10	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F
voluntário 10	sim	sim	sim	sim	sim	70%	E	F

*D** = direito, *E** = esquerdo, *M* = masculino, *F* = feminino

A tabela apresenta a relação entre o percentual de acertos do algoritmo e a capacidade da mão virtual mimetizar todos os 5 movimentos realizados pelo voluntário. Observamos nos casos em que o percentual de acerto do algoritmo é igual ou inferior a 63%, a mimetização de todos os 5 movimentos não tem ocorrido com sucesso.

Quanto maior esse percentual, mais uniforme tem sido a realização dos movimentos. Os eventuais picos de ruídos e artefatos presentes no sinal mioelétrico, além dos abalos musculares produzidos por alterações intensas na força muscular são os principais responsáveis pela diminuição do percentual de aprendizagem do algoritmo, visto que estes fatores deformam o sinal. No entanto, devido ao retardo da mão virtual utilizada neste trabalho, estes fatores podem não prejudicar o movimento desde que não durem mais do que 100ms continuamente. Este é o tempo mínimo de presença do sinal para que produza um esboço de movimento da mão virtual. Cada um dos movimentos realizados pela mão tem um total de duração de 1,8 segundo, partindo da posição de repouso.

1.3 Organização do Documento de Qualificação

Este documento está dividido em 5 capítulos, estruturado da seguinte forma:

- **Capítulo 1 - Introdução:** Trata-se deste atual capítulo que contextualiza o âmbito no qual a pesquisa proposta está inserida. Apresenta, portanto, a definição do problema, objetivos e justificativas da pesquisa e como esta tese de doutorado está estruturada;
- **Capítulo 2 - Fundamentação Teórica:** Neste capítulo é abordada a fundamentação teórica do tema. A abordagem está feita em 5 subcapítulos que estão diretamente ligados a esta pesquisa e que ajudarão na compreensão e na discussão dos resultados;
- **Capítulo 3 - Materiais e Métodos:** Aqui trata-se sobre como foi o desenvolvimento do trabalho. A abordagem é feita através de 4 subcapítulos abordando a construção do equipamento; do algoritmo classificador; da mão virtual; e da aquisição dos sinais mioelétricos.
- **Capítulo 4 - Resultados e discussão:** - Aqui apresenta-se os resultados alcançados durante o processo de aquisição dos sinais, suas análises e a discussão. São utilizadas tabelas e gráficos em uma abordagem seguindo a sequência das etapas de desenvolvimentos do protocolo.
- **Capítulo 5 - Considerações Finais:** - Neste capítulo estão presentes a Conclusão e as perspectivas futuras.
- **Apêndices** - Por último, encontram-se os documentos produzidos durante todo o trabalho.

Fundamentação teórica

Ler fornece ao espírito materiais para o conhecimento, mas só o pensar faz nosso o que lemos.

(*John Locke*)

Abordaremos, neste capítulo, temas diretamente ligados a esta pesquisa e que ajudarão na compreensão e na discussão dos resultados. Iniciaremos com *1. Sinal mioelétrico* para que possamos compreender suas características e qual sua relação com a atividade muscular; *2. Eletromiografia e outros métodos de aquisição do sinal mioelétrico* onde abordaremos quais os métodos utilizados para identificar a atividade muscular e por que optamos pela eletromiografia; *3. Processo de adaptação das próteses nos amputados* onde fazemos uma breve abordagem sobre as dificuldades que os usuários amputados enfrentam para conseguirem se adaptar a uma prótese, sendo os ajustes para posicionamento dos eletrodos uma das principais dificuldades; *4. Protocolo de aquisição de sinais mioelétricos*, onde abordaremos o que encontramos na literatura sobre o objeto central deste trabalho; Por fim, abordaremos sobre o *5. Algoritmo de aprendizagem para identificação do padrão* que utilizamos na identificação dos movimentos, para que possamos entender suas limitações e vantagem.

2.1 Sinal mioelétrico

2.1.1 Origem e Definição

O sinal mioelétrico tem sua origem nas unidades motoras (MU), cada uma destas unidades é constituída por um motoneurônio e as células (fibras) musculares inervadas por ele, conforme a Figura 2.1 (MERLETTI; PARKER, 2004). A presença de atividade elétrica nestas unidades acontece durante os momentos de alterações nos níveis de concentrações de cátions e ânions entre os lados interno e externo das células. Quando estas alterações se propagam através das fibras musculares, este fenômeno tem o nome de potencial de ação ou *Motor Unit Action Potential (MUAP)*.

Quando dezenas ou centenas destas unidades estão atuando, isto resulta no movimento muscular e em um complexo conjunto de sinais elétricos que podem ser capturados diretamente no músculo ou na superfície da pele. A captura destas atividades elétricas através

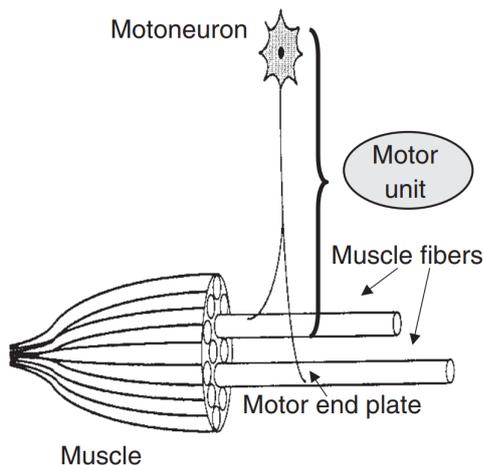


Figura 2.1: Representação de uma Unidade Motora (MU). Fonte: (MERLETTI; PARKER, 2004, p. 26)

de eletrodos de superfície traz um sinal complexo constituído pela somatória dos vários MUAPs próximos da região do eletrodo de captura, formando o sinal mioelétrico (KARMEN; GABRIEL, 2010). A Figura 2.2 representa, de forma simplificada, o formato de aquisição dos sinais via eletrodos de superfície e a sequência de somatórios destes sinais.

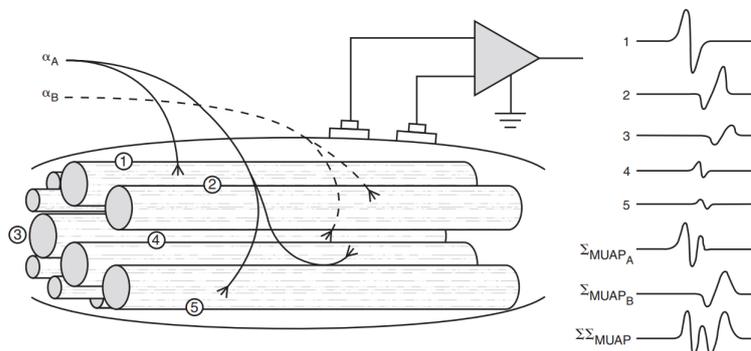


Figura 2.2: Representação do método de aquisição do sinal mioelétrico. Fonte: (KARMEN; GABRIEL, 2010, p. 11)

O resultado final da somatória de todos os MUAPs produz o sinal que obtido através de eletrodos de superfície é denominado de *Raw SEMG* ou sinal mioelétrico bruto. A Figura 2.3 apresenta a aparência deste sinal mioelétrico.

2.1.2 Características do Sinal

O somatório que dá origem à composição do sinal mioelétrico atribui a ele um espectro de frequência ampla que varia de 6 a 500Hz (DE LUCA, 2002), sua distribuição pode ser vista na Figura 2.4.

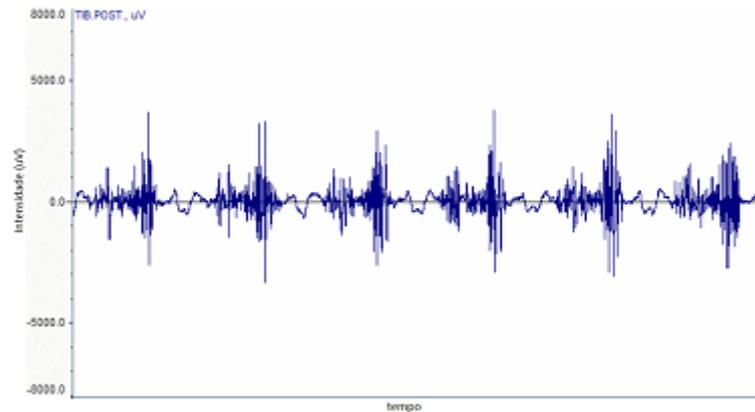


Figura 2.3: Representação do sinal mioelétrico bruto de superfície. Fonte: modificado de [Konrad \(2006, p. 17\)](#)

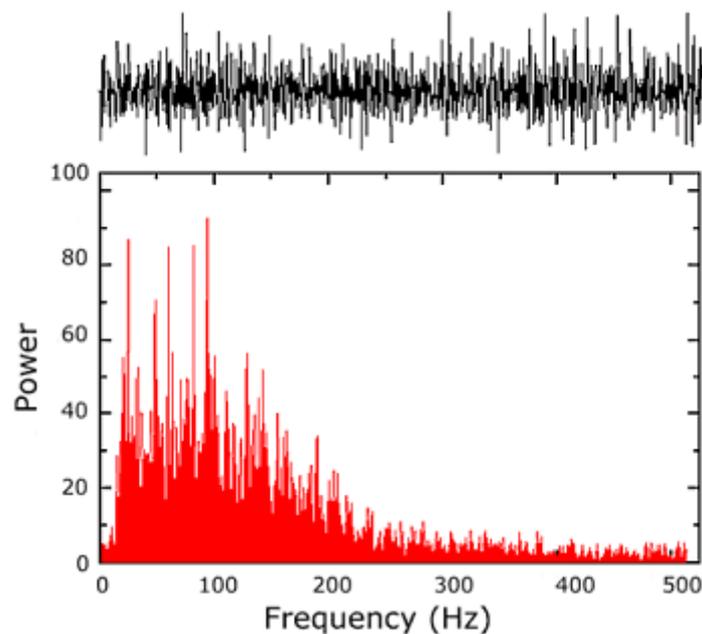


Figura 2.4: Espectro de frequência do sinal mioelétrico. Fonte: ([DE LUCA, 2002, p. 2](#))

Trata-se de um sinal considerado praticamente aleatório, principalmente no espectro de frequência entre 6 e 20Hz, mas apresenta um padrão gaussiano. A faixa mais importante do espectro está localizada entre os 20 e 150Hz, e sua amplitude em grandes grupos musculares (atletas) pode chegar aos 10 milivolts na superfície ([MERLETTI; PARKER, 2004](#)).

Foram citadas as características padrão do sinal mioelétrico, mas as variações na estrutura anatômica que o origina implica em alterações neste sinal. É o que ocorre nos seguintes casos ([KARMEN; GABRIEL, 2010](#)):

Tamanho da fibra muscular As fibras musculares não apresentam o mesmo tamanho na composição de um músculo (LOEB; RICHMOND, 1994). Encontramos porções com fibras de comprimentos maiores e porções com comprimentos menores como ilustrado na Figura 2.5. Dependendo do ponto em que os eletrodos de captura serão colocados, os sinais capturados terão características diferentes. Ainda na Figura 2.5 observamos que existem fibras grandes que alcançam praticamente todo o músculo (A); fibras pequenas localizadas mais na região proximal do músculo (B); fibras médias localizadas mais na região mediana do músculo (C); e fibras pequenas mais próximas na região distal (D), o que dá ao músculo uma distribuição não uniforme de fibras e conseqüentemente os sinais mioelétricos apresentam-se diferentes dependendo da região de captura.

Características Arquitetônicas da Fibra muscular Como já foi mencionada, a captura do sinal mioelétrico para uso em próteses é feita com eletrodos de superfície. Portanto, são estas fibras mais próximas da superfície que influenciam mais fortemente o sinal, do que as fibras profundas. Elas comportam-se de forma diferente, sendo as mais profundas de contração mais lenta e as mais superficiais, de contração mais rápidas (POLGAR et al., 1973).

Particionamento muscular Esta é uma característica anatômica que influencia no sinal mioelétrico, dependendo do local em que o eletrodo de superfície está colocado e do movimento que está sendo executado. Isto ocorre porque muitos dos músculos humanos são particionados e cada partição ter um papel específico (SEGAL et al., 2002). É o que acontece, segundo o autor, com o flexor radial do carpo “Uma partição lateral funciona durante o desvio radial, enquanto as partições lateral e medial funcionam durante a flexão pura do pulso”.

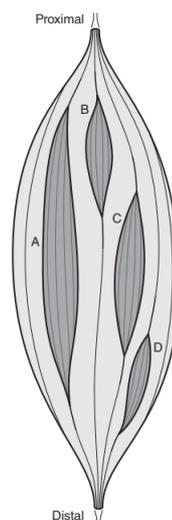


Figura 2.5: Distribuição das fibras musculares no músculo. Fonte: (KARMEN; GABRIEL, 2010, pag. 2)

2.2 *Eletromiografia e outros métodos de aquisição do sinal mioelétrico*

A identificação da atividade muscular com o objetivo de conhecer o movimento anatômico associado, tem sido feita há décadas através da eletromiografia. Essa metodologia tem sido a mais utilizada e adotaremos ela para a construção do protocolo, no entanto, outros métodos para identificação da atividade motora vêm surgindo e os abordaremos aqui para ficar claro que ainda não são os métodos de escolha para esta atividade: *eletromiografia* (para esta faremos uma abordagem mais ampla), *mecanomiografia*, *panda ring resonator* e *optomiografia*.

2.2.1 *Eletromiografia*

Segundo [Ibrahim et al. \(2008\)](#), em 1890, ocorreu a primeira informação sobre captura e gravação, com sucesso, da atividade muscular. Nesta época também foi proposto o termo eletromiografia (EMG) para essa técnica. Trata-se da captura da atividade elétrica do músculo utilizando-se eletrodos de agulha (IEMG), ou eletrodos de superfície (SEMG). O destaque maior é para a SEMG, que tem a grande vantagem de ser não invasiva e já provou ser um método efetivo para controle de próteses de membro superior ([HARGROVE; ENGLEHART; HUDGINS, 2007](#)). Entre suas várias aplicações e estudos, destacamos a prótese mioelétrica ([DUQUE; De Godoi; DÍAZ, 2014](#)), trabalhos cinesiológicos ([AUNG; AL-JUMAILY, 2013](#); [CORIOLANO et al., 2010](#); [HOUGLUM; BERTOTI, 2012](#)) e desordens neuromusculares ([VARMA, 2013](#)).

Como já mencionado, a eletromiografia pode ser realizada de duas formas: através da aplicação de agulhas intramuscular (IEMG) ou através da aplicação de eletrodos superficiais (SEMG). A escolha da melhor técnica vai depender do objetivo. Dois fatores vão influenciar na quantidade de unidades motoras alcançadas, sendo elas, o tamanho e o tipo do eletrodo, conforme ([MERLETTI; PARKER, 2004](#)).

2.2.1.1 *Tipos de eletrodos*

Utilizaremos a classificação apresentada no livro *eletromiografia* de [Merletti e Parker \(2004\)](#) para apresentar os tipos de eletrodos.

Eletromiografia com agulha: Esta técnica é realizada a partir da introdução de agulhas nos músculos. Cada tipo de agulha cobre uma determinada área de unidades

motoras como mostrado na Figura 2.6. A agulha tipo *fibra única* (A) é utilizada para capturas de sinais em unidades motoras individuais, devido à sua reduzida área de contato. Já a agulha tipo *eletrodo macro* (D) captura os sinais de um número maior de fibras em uma unidade motora. Trata-se, portanto, de uma aquisição de sinais bastante precisa e por isso muito importante nas avaliações das patologias neuromusculares. No entanto, seu uso em próteses não é utilizada por tratar-se de uma técnica invasiva que exigiria a implantação dos eletrodos nos músculos (STLBERG; FALCK, 1997).

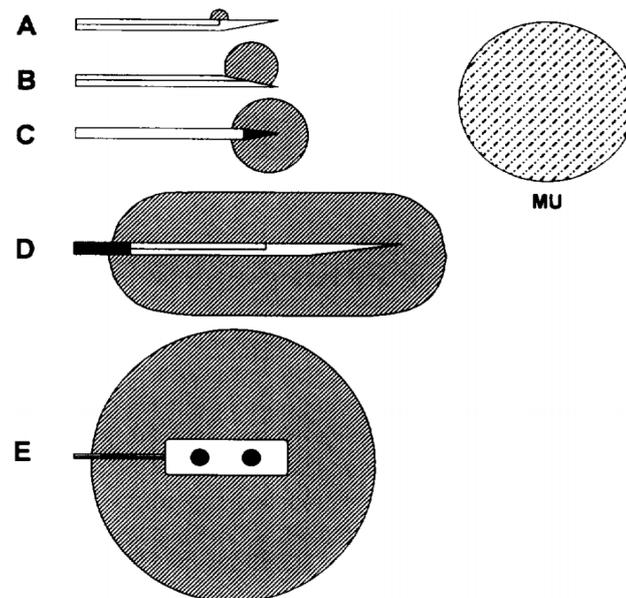


Figura 2.6: Tipos de eletrodos para IEMG. (A) De fibra simples, (B) concêntrico, (C) Monopolar, (D) Macro eletrodo e (E) eletrodo de superfície. Fonte: (STLBERG; FALCK, 1997, p. 581)

Eletromiografia com eletrodos de superfície: O eletrodo de superfície é o componente utilizado para coleta do sinal mioelétrico de forma não invasiva. O ideal seria que o contato pele-eletrodo apresentasse uma impedância infinita, no entanto, além desta interface possuir uma impedância complexa, o amplificador possui impedância de entrada finita (MERLETTI; PARKER, 2004). A Figura 2.7 apresenta um modelo desta configuração, sendo Z_e e Z_i as impedâncias da interface pele-eletrodo e do amplificador respectivamente. É a técnica mais amplamente utilizada, inclusive nas próteses mioelétricas.

As recomendações para diminuição na impedância da interface *pele-eletrodo* estão postas pelo projeto SENIAM, mas já existem publicações desde 1991 apresentando algumas recomendações (GEDDES; BAKER, 1991): raspar os pelos da pele, limpar e esfregar pano úmido, usar eletrodos de *Ag* ou *AgCl* com gel.

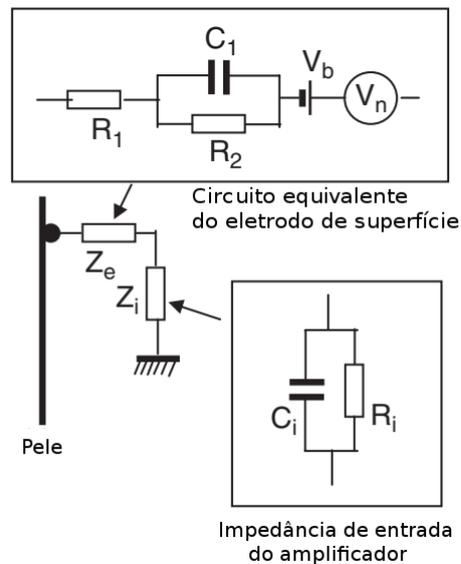


Figura 2.7: Modelo básico de representação da interface pele-eletrodo. Fonte: (MERLETTI; PARKER, 2004, p. 108)

A Figura 2.8 apresenta os formatos de eletrodos utilizados para eletromiografia de superfície. Em (a) eletrodo bipolar com barras de Ag/AgCl; em (b) eletrodo autoadesivo com clipe de metal; em (c) eletrodo adesivo presilha de clipe para minimizar artefatos de movimento; em (d) eletrodo bipolar de cloreto de prata; e em (e) copo de eletrodo oco com enchimento de gel. A distância entre os eletrodos fica geralmente na faixa de 5 a 25 mm (POZZO, 2006).

2.2.1.2 Sistema de aquisição

O sistema de aquisição é composto por amplificadores, filtros e conversores específicos. A parte da amplificação pode conter um ou vários canais de entrada, sendo cada canal alimentado pelo sinal capturado por um par de eletrodos. Em seguida o sinal passa por filtros do tipo passa-alta com corte entre 10Hz e 20Hz e filtros passa-baixa com corte entre 400Hz e 500Hz (POZZO, 2006). Após a fase anterior, o sinal passa por um conversor A/D. No caso de eletromiógrafos para uso clínico, um computador equipado com um software para visualização, aquisição e revisão do sinal é adicionado.

Na Figura 2.9 apresentamos um diagrama de bloco de um eletromiógrafo. Fazem parte dele os eletrodos que são posicionados na superfície da pele sobre os músculos. O bloco de amplificação dos sinais capturados, o bloco de filtragem com a função de eliminar os ruídos e artefatos adicionados no processo de captura mais um processo de retificação do sinal, e por fim um conversor A/D analógico/digital.

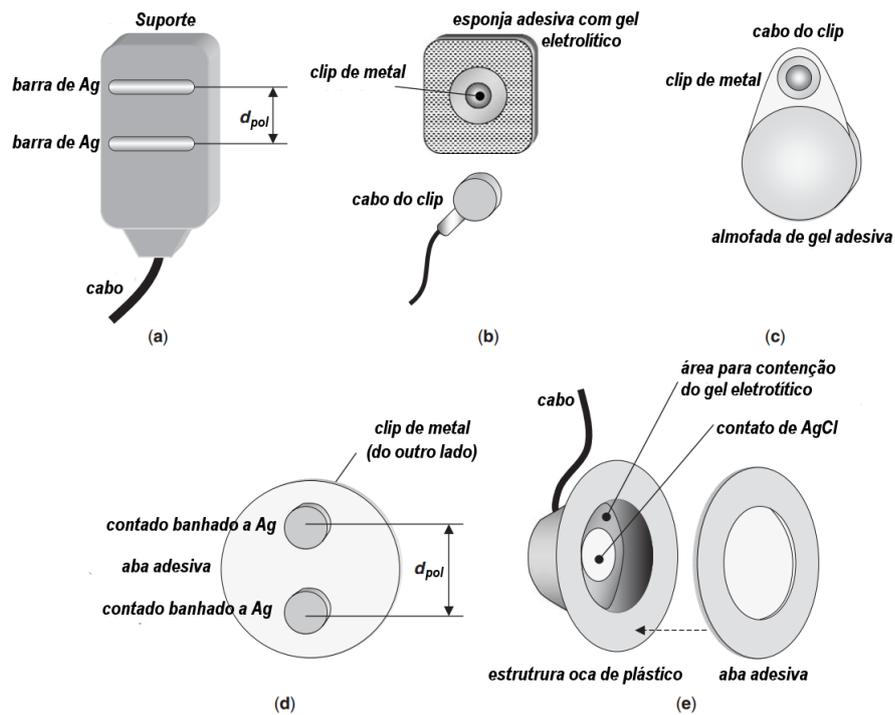


Figura 2.8: Visão geral dos vários tipos de eletrodos para SEMG. Fonte: (POZZO, 2006, p. 4)

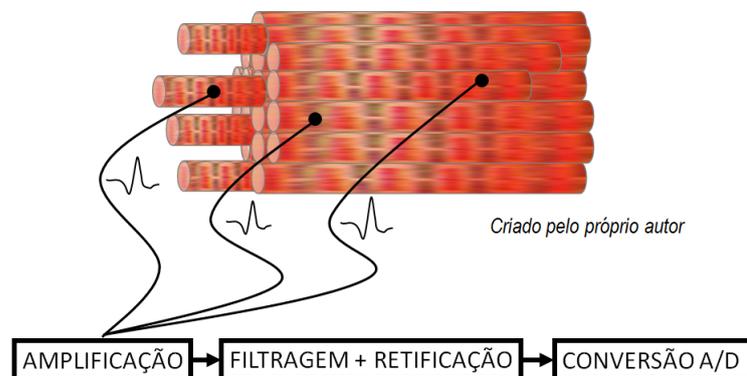


Figura 2.9: Diagrama de bloco de um EMG. Fonte: Próprio autor

Principais aplicações

As indicações da eletromiografia é ampla e alcança várias áreas da ciência. Entre estas indicações temos 4 (POZZO, 2006):

Para uso em laboratórios: São equipamentos de uso clínico com ampla variedade de recursos. Os que são usados nas avaliações neuromusculares, por exemplo, incluem um eletroestimulador para excitar o nervo motor e medir sua velocidade de condução. O software utilizado junto a esses equipamentos permitem várias análises de interesse clínico.

Para uso em ambulatórios: Estes são equipamentos utilizados principalmente na área esportiva ou de monitoramento a longo prazo, por isto são portáteis. Sendo também conhecidos como registradores, sua função é gravar os dados durante um determinado período de tempo e depois estes dados são baixados para serem analisados em um computador.

Para uso em análise de movimentos: Este é um dos usos mais comuns do eletromiógrafo, que consiste em detectar a atividade muscular durante um movimento. Um exemplo do seu emprego é no estudo da marcha.

Para uso em biofeedback: São equipamentos básicos e têm o objetivo de identificar a atividade muscular e retornar ao paciente uma indicação desta atividade. É usado para auxiliar no tratamento muscular. A estrutura deste equipamento é semelhante ao utilizado para uso em prótese.

2.2.2 Outros métodos de aquisição

Os três métodos seguintes podem servir como uma alternativa à eletromiografia, no entanto, observamos que estas técnicas têm apresentado bons desempenhos em áreas específicas distintas do uso em próteses, portanto, não são uma opção de escolha para substituir a eletromiografia no uso em próteses. Assim, queremos evidenciar também que investir em um protocolo que utiliza eletromiografia, apresenta-se viável.

Mecanomiografia

A mecanomiografia é uma técnica que detecta a atividade muscular a partir da vibração mecânica produzida durante a contração. Para isto, vários sensores podem ser utilizados, tais como acelerômetros, microfones, sensores piezoelétricos, e goniômetros. Os resultados da comparação entre estes sensores, obtidos no trabalho de [Ng, Pourmajidian e Hamzaid \(2014\)](#), demonstraram que eles apresentam potencial para serem utilizados nas investigações dos distúrbios neuromusculares.

Panda ring resonator

O PANDA ring resonator é um método que funciona como um sensor óptico, medindo os índices de refração e comprimento de onda. Todas as atividades musculares, seja de contração ou de alongamento, afetarão o comprimento do percurso óptico, que pode ser percebido pelo sistema. A aplicação deste recurso para avaliação da atividade muscular ainda é pouco discutido na literatura.

Optomiografia

A optomiografia usa emissores e sensores de luz infravermelho aplicados sobre a pele, direcionados para o músculo que está sendo observado. [Chianura e Giardini \(2010\)](#) montou um sensor deste tipo e aplicou sobre o músculo bíceps braquial, comparando com a SEMG e concluindo que o sensor de luz apresenta a vantagem de ser menos sensível aos ruídos eletromagnéticos e aos artefatos de movimentos. Segundo os autores, a reflectância medida pelo receptor varia de acordo com a condição das fibras de actina e miosina, e com o fluxo sanguíneo no músculo. Ou seja o tecido muscular apresenta anisotropia óptica.

2.3 Processo de adaptação das próteses nos amputados

As amputações sempre foram uma ocorrência preocupante, principalmente durante os grandes conflitos militares ([BRAULT-DREUX2015, 2015](#)). No entanto, estes conflitos praticamente não têm ocorrido com os mesmos danos de amputação, e hoje as principais causas das amputações são as doenças crônicas como o diabetes mellitus, aterosclerose, embolia e trombozes arteriais. Podemos constatar esta realidade em várias regiões brasileira ([SEIDEL et al., 2008](#)),([CARVALHO; KUNZ; DE, 2005](#)),([LEITE et al., 2004](#)). Os acidentes de trabalhos também têm apresentado índices preocupantes, vitimando mais de 700 mil trabalhadores por ano no Brasil, sendo a mão e os dedos, as partes do corpo mais afetadas ([GONÇALVES; SAKAE; MAGAJEWSKI, 2018](#)).

Um estudo publicado em 2017 pesquisou o perfil epidemiológico das amputações ([PEIXOTO et al., 2017](#)) e apresentou dados sobre a distribuição das ocorrências por regiões do Brasil e os tipos de procedimentos. Chama atenção os dados sobre os gastos do SUS (Sistema Único de Saúde) com as amputações de membros que chegaram a mais de 400 milhões de reais entre 2008 e 2015. Outro número que também chama atenção é o quantitativo de amputações nesse mesmo período: 361.585 procedimentos. Isto mostra que estamos tratando de uma condição de saúde preocupante.

Existem esforços na tentativa de minimizar as consequências da amputação, fazendo o uso de próteses. No entanto, várias barreiras precisam ser vencidas como por exemplo, os gastos com todo o processo que vai da aquisição até a adaptação à prótese.

Em relação ao processo de adaptação, abordaremos a seguir a classificação das Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada ([SAÚDE, 2013](#)). Trata-se de um processo longo e está dividida em três fases: Pré-cirúrgica e cirúrgica; Pós-cirúrgica imediata; e Pré-protética e protética.

A fase pré-cirúrgica e cirúrgica é aquela em que o indivíduo é preparado tanto fisicamente quanto psicologicamente para todo o processo cirúrgico e pós cirúrgico, assim como o Pré-protética e protética. As diretrizes mencionam os trabalhos em amplitude de movimento,

força muscular, avaliações cognitivas, escolha do nível da amputação, abordagem do assunto com o paciente e a família e por fim a cirurgia. É uma fase muito importante mas nem sempre possível, principalmente em casos de cirurgias de urgências. Nestes casos, o uso posterior das próteses não tem sido comum.

A fase pós-cirúrgica imediata é de suma importância para viabilizar o uso da prótese. São importantes os cuidados com a prevenção das deformidades, controle de edema e a modelagem do coto. Vários outros trabalhos ocorrem nesta fase com o objetivo de viabilizar o uso da prótese, como dessensibilização do coto, e fortalecimento de músculos que compensarão a perda dos músculos amputados.

A fase pré-protética e protética tem sido uma fase de adaptação demorada visto que se trata de uma fase de ajustes, adaptações e orientações para o uso da prótese.

Neste trabalho, nos testes para validação do protocolo de aquisição do sinal, usaremos uma prótese virtual construída no software Blender para mimetizar os movimentos. Com este procedimento, evitaremos todo o processo de adaptação e ajustes em uma prótese real, como já vimos nas fases apresentadas, além da exposição do voluntário.

2.4 Protocolos de aquisição de sinais mioelétricos

Uma definição de protocolo pode ser obtida consultando o dicionário da *Cambridge.org* ¹. Esta é uma palavra usada em várias áreas de atuação, por este motivo, apresentamos aqui a definição de protocolo médico ou de tratamento: “*protocolo são regras a serem seguidas quando estiver sendo feito um estudo científico ou um método preciso de tratamento*”.

O uso de protocolos em estudos e na clínica na área da saúde é algo comum e necessário. Encontramos o seu emprego em várias áreas como: aquisição de imagem PET/CT (BEYER et al., 2004); aquisição de sinal mioelétrico do músculo masseter e temporal (SABANEEFF et al., 2017) e aquisição de dados durante perfusão do miocárdio (KUMITA et al., 1998) são exemplos do emprego de protocolos.

Embora, como já mencionamos, os protocolos sejam comuns e necessários em estudos e na clínica na área da saúde, quando trata-se do seu uso na eletromiografia de superfície ele tem aparecido com dificuldade em nossas pesquisas, principalmente quando trata-se de protocolos específicos para uso em prótese mioelétrica de membros superiores. Apesar dessa dificuldade, temos o projeto SENIAM, local onde encontramos regras e recomendações sobre sensores, suas dimensões, formato e suas colocações na superfície da pele.

¹<https://dictionary.cambridge.org/pt/dicionario/ingles/protocol> consulta realizada em 10/05/2020

Recomendações do projeto SENIAM

Embora não seja um protocolo, as recomendações deste projeto são importantes e devem ser utilizadas como referência nas propostas de construções de protocolos. A seguir apresentamos estas recomendações (STEGEMAN; HERMENS, 2007):

Formato do eletrodo: O formato da área de contato efetivo dos eletrodos (portanto não importa o formato do adesivo), segundo o projeto não apresenta diferença na coleta do sinal. Importa ressaltar que a comparação feita na literatura foi apenas com eletrodos redondos e quadrados, sendo R o raio do eletrodo redondo e $R \times R$ as laterais do eletrodo quadrado.

Tamanho do eletrodo: A área dos eletrodos utilizados na eletromiografia varia de $1mm^2$ a poucos cm^2 . Embora não tenha sido encontrada influência no sinal devido ao formato do eletrodo, o mesmo não aconteceu com sua área. Foi observado que o aumento do eletrodo seguindo o sentido das fibras produziu aumento no ganho do sinal e um comportamento de filtro passa baixa eliminando altas frequências.

Distância entre os eletrodos: A distância tem se mostrado importante, considerando que é definida como a medida que separa os dois eletrodos, tendo como referência o centro da área de contato de ambos. Segundo o projeto, a maior amplitude do sinal foi capturada com os eletrodos mantendo uma distância de 20mm entre si. Embora essa seja a recomendação, em músculos pequenos, essa distância não deve ultrapassar $1/4$ do tamanho do músculo.

Posição dos eletrodos: O eletrodo deve ser posicionado na pele sobre a região do músculo onde o sinal seja mais intenso e mais estável, devendo-se, no entanto, evitar regiões próximas de pontos motores e com tendões. Quando fala-se de posicionamento dos eletrodos, deve-se considerar o par de eletrodos. O projeto recomenda que seja traçada uma linha entre dois pontos de referência e que os eletrodos estejam localizados em algum ponto desta linha, levando-se em consideração o seguinte critérios: o eletrodo deve estar o mais próximo do ventre muscular e distante das bordas do músculos para diminuir o crosstalk. Chamamos a atenção que este critério é direcionado para obtenção do sinal em músculo individual.

Material dos eletrodos As recomendações do projeto em relação ao material do eletrodo foca apenas na parte que faz a captura do sinal, devendo este ter baixa impedância, estabilidade com o tempo e uma boa acoplagem com a pele. O projeto apresenta os principais materiais utilizados na fabricação dos eletrodos (Ag/AgCl, AgCl, Ag, Au) mas não apresenta um estudo comparativo, apenas relata que os de Ag/AgCl são os mais comumente utilizados. Além disso, deve-se optar por eletrodos que já vêm com gel.

Além das recomendações apresentadas acima, o projeto SENIAM também tomou o cuidado de fazer recomendações aos que pretendem construir seus próprios sensores. São elas: procurar manter a distância entre os eletrodos sem variação, visto que a alteração nesta distância implica numa variação da amplitude, forma e largura dos potenciais de ação. Usar um espaçador seria uma possibilidade de evitar a variação nessa distância; Caso sejam utilizados cabos com os eletrodos, deve-se saber que sua movimentação pode produzir artefatos. Neste caso, fixar os eletrodos com uma fita poderia evitar os movimentos e conseqüentemente os artefatos.

Os artigos que foram encontrados trabalhando com sinais mioelétricos para uso em prótese têm usado um procedimento próprio para colocação dos eletrodos sobre a pele. Alguns seguem as recomendações do projeto SENIAM, outros não relatam a justificativa do posicionamento adotado.

Um trabalho realizado no departamento de engenharia Biomédica da Universidade de Pamplona Colômbia, utilizou sinais mioelétrico para controle de um braço hidráulico (PINZON; MENDOZA, 2014). Foram utilizados dois canais (dois pares de eletrodos, mais os eletrodos de referência) para que o braço hidráulico realizasse três movimentos distintos, mais uma posição de repouso. A localização precisa dos eletrodos não foi descrita, ficou claro apenas que um canal foi colocado no braço e outro no antebraço.

No SENAI CIMATEC-BA foi realizado um trabalho com objetivo de detectar o movimento da mão a partir dos sinais mioelétricos (SANTOS, 2018) e este colocou a aquisição do sinal como o ponto mais crítico do seu trabalho. O autor fala na utilização de um protocolo baseado no trabalho de Khushaba et al. (2012) que também utilizou dois canais para fazer a captura do sinal EMG. Vale ressaltar que a metodologia utilizada no trabalho citado foi criada especificamente para o uso com dois canais e para identificação apenas dos movimentos dos dedos da mão. Outro trabalho que também utilizou o protocolo citado foi o de Almeida e Faceroli (2016).

O protocolo criado por Khushaba et al. (2012), portanto, tem o objetivo apenas de atender às necessidades do seu trabalho, não sendo um protocolo de referência para coleta com mais de dois canais, nem para movimentos que não sejam dos dedos da mão.

Algumas discussões sobre posicionamento de eletrodos e resultados de testes seletivos, gerados a partir de um curso ofertado pela Sociedade Italiana de Análise Clínica do Movimento - SIAMOC em fevereiro de 2009 na Itália, faz uma abordagem ampla sobre o tema. Apresentamos algumas delas a seguir (BLANC; DIMANICO, 2010). Observamos que sua referência principal é o projeto SENIAM:

Uma resultante dos estudos desse trabalho é que não foram encontradas informações sobre

a área nem a profundidade de tecido que os sensores conseguem captar o sinal mioelétrico, sabendo-se no entanto, que o tamanho do eletrodo e a distância entre eles são fatores que podem melhorar a captura deste sinal. Inclusive recomendando a distância de 20mm entre os eletrodos. O trabalho faz a observação que os eletrodos utilizados na EMG são comumente os mesmos produzidos para serem utilizados na ECG. Estes eletrodos, devido aos adesivos, acabam ficando afastados a uma distância maior do que os 20mm recomendados, mas recortar parte da sua área adesiva para aproximá-los pode causar instabilidade na fixação do eletrodo e produzir artefatos.

Outra observação feita também pelo autor é que a indicação encontrada na literatura de que o eletrodo de referência deve ser colocado na pele sobre uma área óssea não foi validada em seus testes. Ele observou que os sinais tinham amplitudes bem menores mas existiam sinais provenientes de músculos adjacentes, ou sinais conhecidos como *crosstalk*.

Além dos trabalhos que adotaram metodologias para determinar o local de fixação dos eletrodos, seu tipo e a distância entre eles, encontramos também aqueles que utilizaram configurações já prontas, algumas em formato de braceadeira, outras em formatos de luva. O trabalho de [Atzori et al. \(2014\)](#) utilizou as duas metodologias. Aqui o autor optou por adotar uma configuração com três tipos de sensores comerciais. O **primeiro** é conhecido como *CyberGlove II dataglove* ² utilizado para medir a cinemática da mão. Trata-se de uma luva capaz de identificar a movimentação nas articulações da mão e dedos e transformar os dados em valores de ângulos com precisão e em tempo real, utilizando até 22 sensores que segundo o fabricante, mede a angulação com um flexor resistivo. O **segundo** é um sensor denominado de *Finger-Force Linear Sensor (FFLS)* ³ utilizado para medir a força de flexão e extensão dos dedos. Trata-se de um tipo de tensiômetro. O **terceiro** é um sensor de sinal mioelétrico da fabricante OttoBock ⁴.

Por fim, em nossas buscas deparamos com três condições: 1 - os trabalhos desenvolvem seus próprios protocolos para satisfazerem suas necessidades, sendo que alguns seguem as recomendações do projeto SENIAM, outros não. 2 - os trabalhos não criam protocolos e colocam os eletrodos citando o nome da região sem nenhuma referência precisa. 3 - os trabalhos utilizam configurações comerciais já prontas.

2.5 Algoritmos de aprendizagem para identificação do padrão

Uma das maiores alavancas tecnológicas presentes atualmente em nosso meio é a Inteligência Artificial (AI). A parte da AI que mais tem estado presente é conhecida como

²CyberGlove Systems LLC, www.cyberglovesystems.com

³<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23365946>

⁴Otto Bock HealthCare GmbH, www.ottobock.com

Artificial Narrow Intelligence (**ANI**) também conhecida como *Weak AI* ([BUNDY, 2017](#)). A ANI está presente em jogo de xadrez, no auxílio a diagnósticos médicos, em automóveis, em cálculos etc. Diferente da *Artificial General Intelligence* (**AGI**) que está envolvida com problemas complexos, envolvendo atividades intelectuais, preocupações, sentimentos, etc. uma área com muito ainda a ser construído e entendido. Um aprofundamento sobre AGI pode ser feito no livro de [Pennachin e Goertzel \(2007\)](#). No caso dos *Sistemas de Controle Mioelétricos* (MCSs), que são aqueles que atuam baseados nas classificações dos sinais mioelétricos, como é o caso das próteses, estes utilizam ANI.

Antes de usar um algoritmo classificador, um fator importante a ser considerado é a presença de ruído. Segundo [Chowdhury et al. \(2013\)](#) o ruído no sinal mioelétrico tem sido difícil de ser eliminado e é um fator que dificulta a classificação do sinal. Sua origem pode estar relacionada aos eletrodos, a artefatos de movimentos, campos eletromagnéticos, crosstalk, e ruídos internos.

Após o sinal ter sido capturado, sua amplitude e o seu espectro de frequência são duas informações importantes. Essas informações revelam a quantidade de força exercida pelos músculos. Vários métodos podem ser utilizados, seja no domínio do tempo, no domínio da frequência ou tempo-frequência. Entre os métodos utilizados para a identificação destas características do sinal, temos: Transformada Rápida de Fourier (FFT), Transformada Wavelet (WT) e Transformada Wavelet Packet (WPT) ([Asghari Oskoei; HU, 2007](#)).

Por fim, para que o sinal seja utilizado em próteses mioelétricas, ele é classificado. Existem vários algoritmos sendo utilizados hoje em dia para identificação do sinal mioelétrico. Cada um deles tem suas vantagens e desvantagens, portanto, sua escolha depende da necessidade de cada projeto. Abordaremos aqui três algoritmos classificadores importantes, entre eles, o *Random Forest* adotado neste trabalho.

2.5.1 Algoritmos

2.5.1.1 Redes Neurais

De acordo com [Haykin \(2009\)](#), uma rede neural é uma máquina projetada com o objetivo de modelar a maneira com que o cérebro consegue executar suas tarefas e funções específicas. O uso destas redes para construção de próteses tem se tornado um componente quase obrigatório. As propostas de uso das redes neurais em sinais mioelétricos, tanto em próteses simples que so realizam movimentos de flexão e extensão da mão ([SANTOS, 2018](#)) quanto em próteses complexas, que já são apresentadas com frequência ([KELLY; PARKER; SCOTT, 1990](#)).

São vários tipos de redes, e a escolha da arquitetura adequada para cada trabalho varia dependendo da sua complexidade. Encontramos tanto construções simples utilizando perceptron multicamadas (MLP) quando se trata de prótese com apenas dois movimentos, até o uso de deep learning quando precisa-se diferenciar vários movimentos.

Para classificar movimentos através de processamento de sinais mioelétricos utilizando redes neurais, não há necessidade de uma capacidade de processamento grande quando se tratar de apenas dois movimentos, por exemplo flexão e extensão de punho, como podemos constatar na construção da *Mão de São Carlos* (CUNHA, 2002). No entanto, quando se trata do reconhecimento de vários movimentos, o uso de várias camadas escondidas é necessária e exige muito mais esforço de processamento. Tsinganos et al. (2018) escreveu sobre o sucesso que a *Aprendizagem profunda* do inglês *Deep learning* teve nos últimos anos em processamentos de imagens e o quanto isto impactou em outras áreas, sendo uma delas o reconhecimento de movimentos utilizando sinais mioelétricos.

O princípio de funcionamento da Rede Neural é o neurônio artificial como explica Haykin (2001). A Figura 2.10 apresenta a configuração deste neurônio. Neste modelo, X_1 até X_n representam os sinais; K representa cada um dos neurônios e W_{Kj} o peso em cada uma das sinapses. Cada um dos sinais X_j após entrar no neurônio e atingir a sinapse, é multiplicado pelo respectivo peso W_{kj} .

Em seguida temos um somador (Σ). Trata-se de uma função que soma todas as multiplicações da etapa anterior e libera uma saída de valor U_k

A saída anterior U_k é tratada pela *função de ativação* (φ) que limita o valor de saída Y_k do sinal. O valor típico fica no intervalo $[0,1]$ ou valores alternado $[-1,1]$. No modelo apresentado encontramos também um valor de *bias* (θ), que funciona como um limiar de ativação.

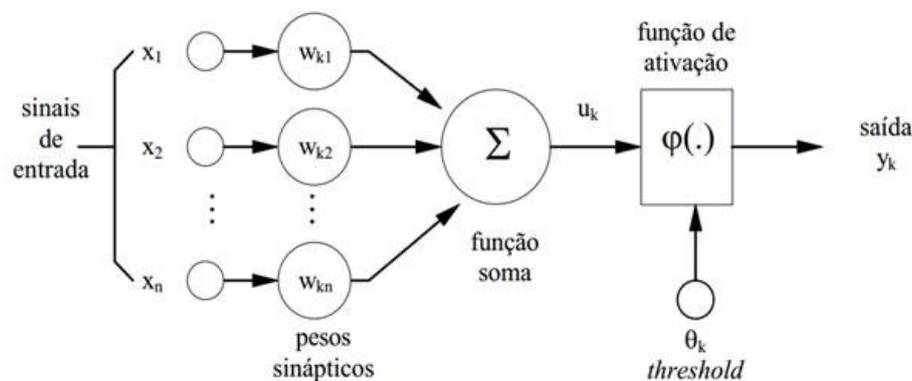


Figura 2.10: Modelo de um neurônio artificial não linear utilizado em Redes Neurais. *Fonte: Haykin (2001, p. 36)*

Matematicamente, podemos descrever a saída do sinal conforme as equações 2.1 e 2.2. Sendo U_k a saída do somatório dos pesos multiplicado pelos respectivos sinais de entrada; e Y_k a saída do neurônio.

$$U_k = \sum_{j=1}^m W_{kj} X_j \quad (2.1)$$

$$Y_k = \varphi(U_k + B_k) \quad (2.2)$$

A aplicação das redes neurais é variada, e na área médica podemos citar diagnósticos de doenças neuromusculares, dispositivos auxiliares como dispositivos protéticos e também na Interação Humano Computador (IHC) (AHSAN; IBRAHIMY; KHALIFA, 2012). Segundo Asghari Oskoei e Hu (2007) “A vantagem da rede neural é sua capacidade de representar relações lineares e não lineares; e aprender esses relacionamentos diretamente dos dados que estão sendo modelados. Ela também atende a restrições em tempo real, que são um recurso importante nos sistemas de controle”.

2.5.1.2 Sistema de inferência fuzzy - FIS

O FIS foi desenvolvida em 1965 (ZADEH, 1965). Segundo Khezri e Jahed (2011) esse método pode imitar a tomada de decisão humana de maneira mais próxima do que muitos outros classificadores. O que dificulta a classificação do sinal mioelétrico é sua natureza não estacionária, e que o FIS se apresenta adaptável para reconhecimento de padrões. Ainda segundo os autores, devido ao fato do sinal mioelétrico ser estocástico e não ter um padrão de repetição, os classificadores estatísticos típicos não descrevem e rastream os dados corretamente.

Um trabalho para reconhecimento de padrão do sinal mioelétrico em tempo real realizado por Khezri e Jahed (2007) faz uso do FIS combinando com outros métodos como feedback visual e Análise de Componentes Principais (ACP) além de outros recursos para análise das características dos sinais. Ainda segundo este autor, seus resultados revelam que o uso do FIS em tempo real, juntamente com a avaliação do usuário, teve uma precisão média de 96,7% e que esse resultado é superior ao relatado em outro trabalho utilizando o método em tempo real com redes neurais artificiais. A Figura 2.11 apresenta um esquema deste trabalho.

No trabalho de Ajiboye e Weir (2005) que utilizou lógica Fuzzy para reconhecimento de padrão no controle de prótese multifuncional, encontramos um histograma (Figura 2.12)

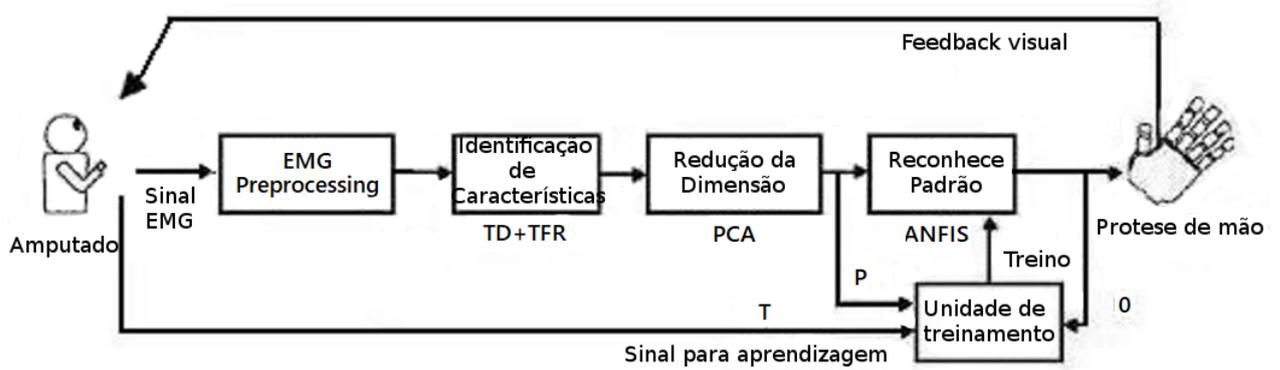


Figura 2.11: Esquema do controle de mão protética em tempo real. Fonte: *Khezri e Jahed (2007)*

que apresenta os sinais mioelétricos no momento de repouso muscular (magnitude do sinal máxima de x_0) e no momento de atividade muscular, sendo o valor x_1 representativo de uma intensidade média. As associações LOW e HIGH (baixa e alta) são construídas considerando 50% de sobreposição das associações adjacentes.

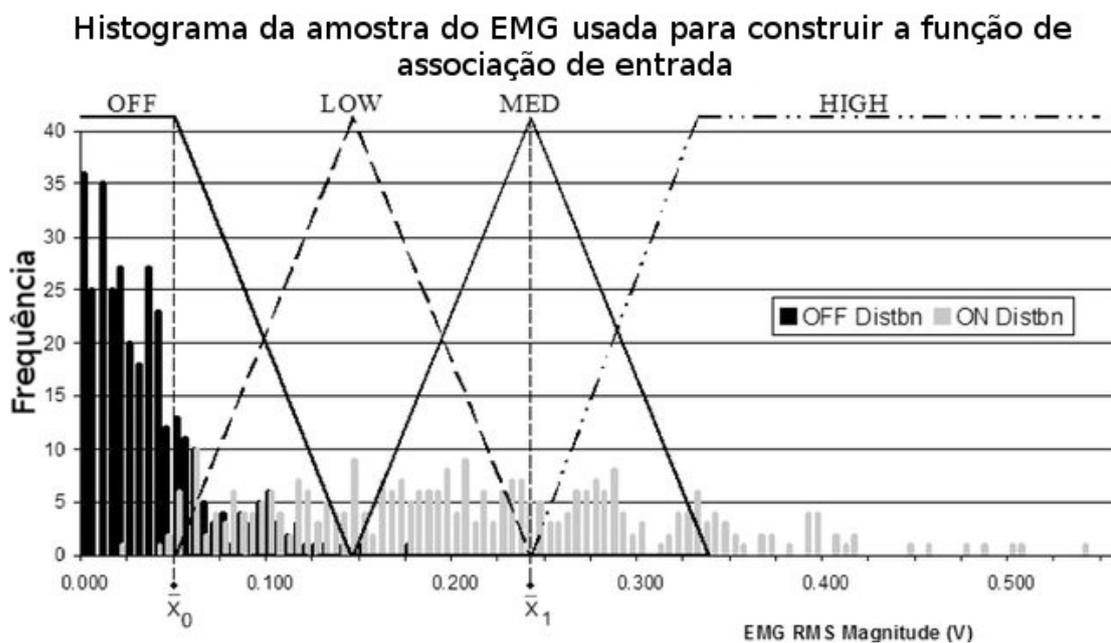


Figura 2.12: Histograma do sinal mioelétrico em momento de repouso (distribuição OFF, barras em preto) e em atividade (distribuição LOW, MED, HIGH, barras em cinza). Fonte: *Ajiboye e Weir (2005)*

2.5.1.3 *Random Forest*

Random Forest ou árvore de decisão é um método de aprendizagem supervisionada. Conforme descrição de [Sharma e Kumar \(2016\)](#), este método funciona como um fluxograma contendo *nós* que representam um teste e cada *ramificação* representa o resultado deste teste. Ainda segundo o autor, sua construção é mais rápida do que outros métodos de classificação e sua precisão é igual, ou melhor em alguns casos, sendo inclusive uma das mais populares técnicas de mineração de dados. Sua utilização atinge várias áreas de atuação como negócios, modelagem de energia, e-commerce, processamento de imagem, medicina e veículos inteligentes.

Existem vários algoritmos de árvore de decisão. No trabalho de [Patel e Rana \(2014\)](#) podemos encontrar uma apresentação de seis deles: CHID, CART, ID3, C4.5, C5.0/Sec 5, Hunt's Algorithm. Destes seis, o autor faz uma comparação entre quatro deles, apresentados na Tabela 2.1. Nesta tabela, o termo *Pruning* refere-se à técnica de aprendizado de máquina que reduz o tamanho das árvores de decisão removendo seções da árvore que fornecem pouco poder para classificar instâncias. O termo *Boosting* refere-se a Família de algoritmo capaz de converter um aprendizado fraco em forte.

Tabela 2.1: Comparação entre algoritmos de Árvore de Desisão.

Parâmetros	ID3	C4.5	C5.0	CART
Tipo de dado	Categoria	Contínuo e Categoria	Contínuo, Categoria, Data, Tempo	Contínuo, Atributos, Data
Velocidade	Baixa	Maior que ID3	Alta	Média
Pruning	Não	Pré-Pruning	Pré-Pruning	Post-Pruning
Boosting	Não suportado	Não suportado	Não suportado	Não suportado
Ausência de Valores	Não lidar	Não lidar	Pode lidar	Pode lidar
Fórmula	Usa entropia e ganho de informação	Informação dividida e taxa de ganho	Mesmo C4.5	índice de diversidade Gini

A estrutura de uma árvore pode ser vista na Figura 2.13. O **nó raiz** representa a população inteira, que pode ser o conjunto de sinais mioelétricos provenientes de uma aquisição de membros superiores. Os **nós de decisões** são os processos de divisão dos nós em subnós (ou nós pais em nós filhos). Esta divisão ocorre, se utilizarmos os sinais mioelétricos, considerando duas variáveis: os canais (ativos e não ativos) e a intensidade dos sinais em cada canal (que variam de 0 a 1023). Os **nós folhas**, são nós terminais, ou seja, não são mais divididos em sub-nós e representam a subpopulação buscada.

Como vimos, o *Random Forest* é um método que utiliza um conjunto de árvores de decisão aleatória. Cada uma destas árvores indica uma previsão de classe, sendo que a classe indicada em maior número pela floresta se torna a previsão do método. Ou como define [Breiman \(2001, p. 6\)](#) pág. 6 “é um classificador que consiste em uma coleção de classificadores estruturados em árvore”.

Por fim, vários métodos estão disponíveis para serem utilizados na análise do sinal mioelétrico. Estas análises podem ser criteriosas e precisarem de detalhes do sinal, o que

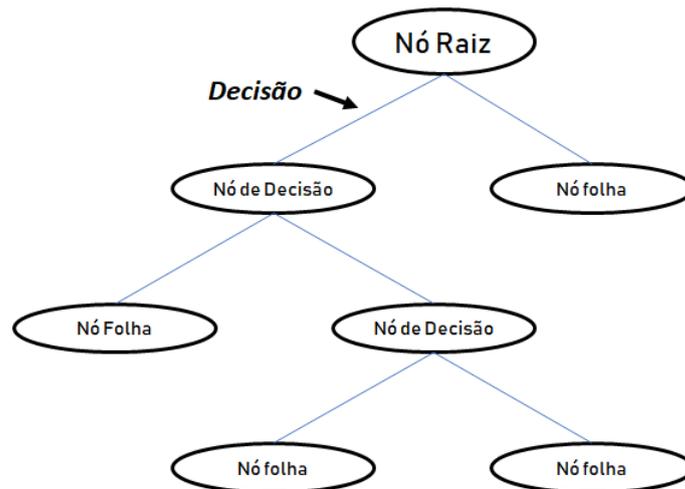


Figura 2.13: Representação de uma árvore de decisão, contendo os nós, as decisões e as folhas.
Fonte: próprio autor

exige a utilização de mais de um método, como no caso da neuromiografia; ou a aplicação de um método apenas classificador, como é o caso deste trabalho que procura identificar os movimentos realizados pela mão a partir do sinal mioelétrico.

Materiais e Métodos

Este trabalho faz parte de uma linha de pesquisa que objetiva construir uma prótese de mão mioelétrica de baixo custo e com vários movimentos. A primeira produção da equipe nesta linha foi realizada por [SANTOS \(2018\)](#) que criou um modelo para detecção de movimento de flexão e extensão da mão. Nesta segunda produção, um protocolo para norteamento dos locais a serem colocados os eletrodos, e sua quantidade, de modo que seja possível identificar vários movimentos básicos da mão e punho. Para validação, foram feitos testes utilizando o número de eletrodos e suas localizações conforme determinado após o teste piloto.

O método utilizado para construção e validação do protocolo está descrito a seguir na seção 3.4. Além disto, como optou-se pela construção de um equipamento de aquisição de sinais mioelétricos próprio; pela adoção do método *Random Forest* para classificação dos sinais; e pela construção de uma mão virtual para mimetizar os movimentos, visto que no trabalho anterior o equipamento e a prótese utilizados estavam limitados a apenas dois canais e dois movimentos respectivamente, neste capítulo apresentamos também o método utilizado na construção destes recursos; como foram montados os resultados e como foram feitas suas análises.

Descrevemos portanto neste capítulo as seguintes etapas: 1. *Construção do equipamento de aquisição*; 2. *Construção do Algoritmo Classificador*; 3. *Construção da mão virtual*; 4. *Protocolo de Aquisição dos Sinais*.

Colocamos a seguir um mapeamento dos processos que compõem todo o projeto (Figura 3.1).

3.1 Construção do equipamento de aquisição

Existem alguns eletromiógrafos disponíveis no mercado, no entanto, como trata-se de equipamentos caros (variando de 37 mil a 180 mil reais com 4 canais)¹ e cujas saídas dos sinais mioelétricos liberados por estes equipamentos geralmente não atendem completamente às necessidades deste projeto, seja por não oferecer o sinal original na saída, seja por oferecer recursos totalmente desnecessários como softwares para análise do sinal, optamos por construir um protótipo de eletromiógrafo com 5 canais.

¹Dados obtidos do Pregão eletrônico Nº 00036/2018 da Universidade Federal da Paraíba, Código da UASG: 153065, no site da comprasnet.gov.br

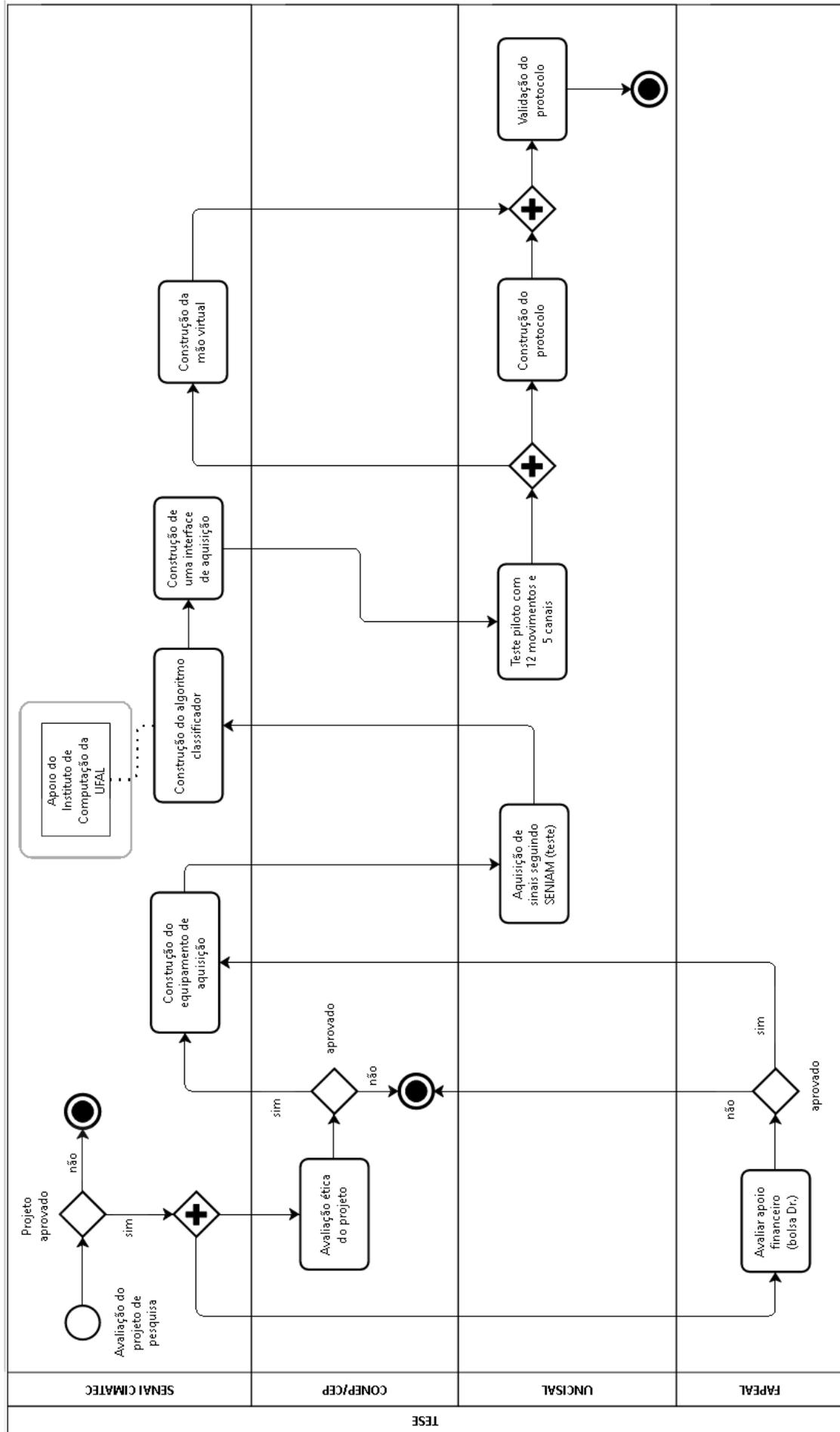


Figura 3.1: Mapeamento dos processos que compõem a pesquisa.

O equipamento construído para a aquisição dos sinais mioelétricos dos membros superiores foi montado com um conjunto de 5 placas de aquisição adquiridas da empresa **Advancer Technologies**, modelo **MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)**, cuja imagem pode ser vista na Figura 3.2.

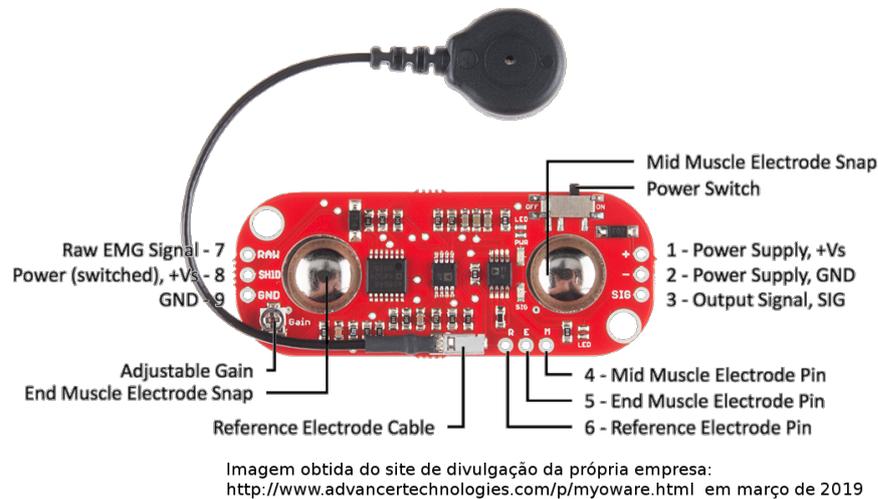


Figura 3.2: Placa do sensor MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001).

Para escolha desta placa de aquisição de sinais mioelétricos foi levado em conta as dimensões ($52,3\text{mm} \times 20,7\text{mm}$), o consumo de energia (9mA típico), o peso (*aproximadamente 15 gramas, após retirada dos suporte de eletrodos*), o preço ($37,99$ dólares), a segurança e as características dos sinais mioelétricos na saída, suficientes para atender às necessidades do projeto. As características técnicas da placa, segundo o datasheet do fabricante constam na Tabela 3.1.

Além das placas de aquisição, foi utilizada também uma placa Arduino® para realizar a conversão A/D (análogo digital). O modelo da placa Arduino utilizada neste trabalho pode ser visto na Figura 3.3.

Tabela 3.1: Características técnicas da placa AT-01-001, apresentada pelo fabricante

Parâmetros	Mín	Típicos	Máx
Tensão de alimentação	+3.1V	+3.3V ou +5V	+6.3V
Ganho ajustável, R_{gain} ($G=201 * R_{gain} / 1\text{K}\Omega$)	0.01K Ω	50K Ω	100K Ω
Impedância de entrada	–	110G Ω	–
Corrente de alimentação	–	9mA	14mA
Common-mode rejection ratio (CMRR)	–	110	–
Input Bias	–	1pA	–

O equipamento completo consiste na composição formada pelas 5 placas de aquisição, a placa Arduino®, uma bateria com regulador de tensão, carregador externo e os cabos com os eletrodos. O desenho simplificada do circuito pode ser visto na Figura 3.4.

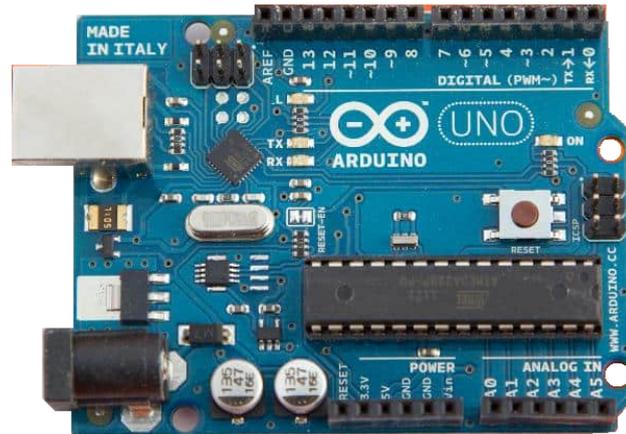


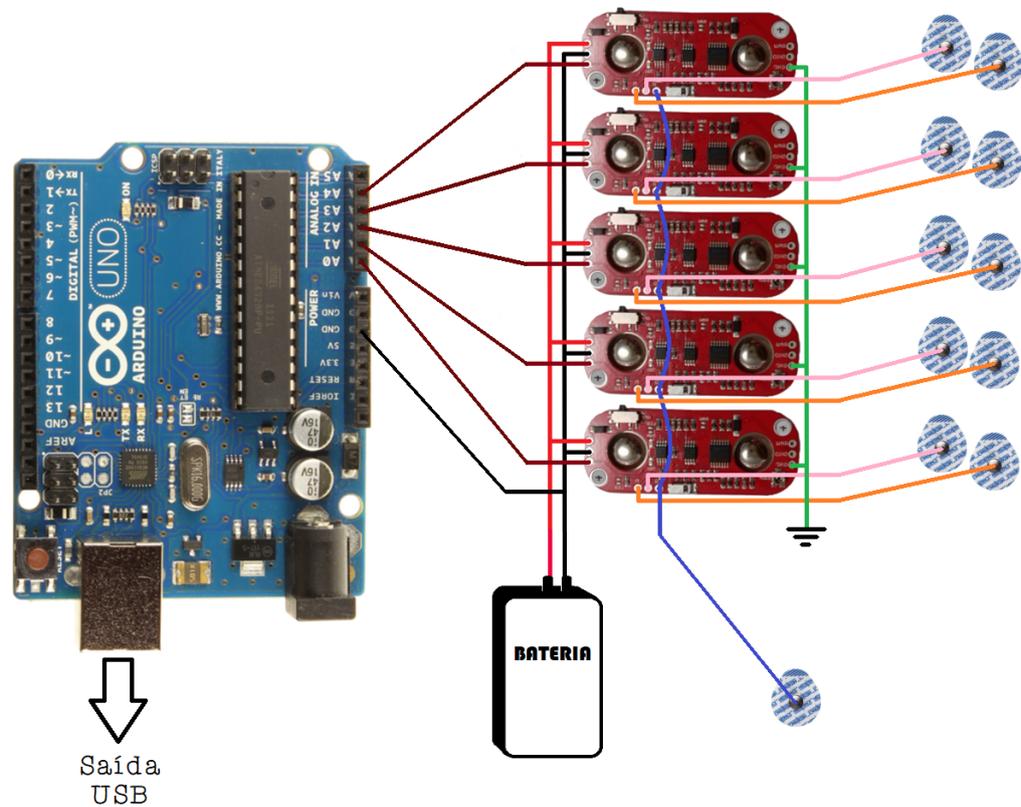
Figura 3.3: Modelo da placa Arduino Uno utilizada no projeto.

No circuito o processo inicia com a aquisição e amplificação dos sinais mioelétricos, em seguida ocorre o processo de retificação e integração do sinal, sendo essas etapas realizadas nas próprias placas de aquisição. A placa Arduino recebe o sinal e faz a conversão de analógico para digital e entrega o sinal via porta USB para o algoritmo classificador instalado no computador. Em relação ao programa instalado na placa do Arduino, este utiliza as 5 primeiras portas analógicas (A0...A4) como entrada. A saída ocorre via porta serial em formato de matriz de 5 colunas com uma taxa de envio (baud rate) de 115200 bps, conforme o código no apêndice D

Após a montagem, os primeiros testes com as placas, ainda sem a presença do sinal mioelétrico, demonstraram que os ruídos capturados pelas placas de aquisição estava produzindo muita instabilidades no sinal de saída. A Figura 3.5 apresenta os sinais capturados antes das adaptações nas placas (linhas contínuas) e depois das adaptações (linhas tracejadas). A presença destes ruídos/flutuações no sinal, devido sua intensidade alta, acabam não permitindo a identificação dos pequenos sinais mioelétricos. As adaptações realizadas para que houvesse melhoria do sinal foram três conforme descrito a seguir:

Adaptação 1 A placa de aquisição do sinal que adquirimos veio com a possibilidade de ser colocada junto à pele, acoplada com os eletrodos. No entanto, alguns inconvenientes foram encontrados utilizando esse método de aplicação: dificuldade no manuseio para colocação e retirada dos eletrodos nas placas e também devido à exposição das placas ao suor, assim como ao tamanho e a não flexibilidade das mesmas. Desta forma, a opção adotada foi a utilização dos pinos de extensão, que permitem a utilização de eletrodos com uso de cabos.

Adaptação 2 A ausência de um método de monitoramento dos sinais provenientes das placas foi um fator que dificultou ajustes nos ganhos e da percepção de ruídos. Para que o sinal pudesse ser visualizado e o controle dos ajustes e do ganho pudesse ser feito, foi criada uma interface (em Python) que permitiu fazer este acompanhamento



Fonte do Layout: Próprio Autor

Figura 3.4: Layout com a disposição das placas do equipamento de aquisição de sinais.

visual dos sinais. Esta interface foi construída utilizando-se barras verticais, cada uma representando um canal variando de 0 a 1023 (10 bits). Terminada a interface, iniciamos alguns testes, ainda sem acoplar os eletrodos na pele e identificamos a partir daí mais dois problemas que também demandaram adaptações: O primeiro, as placas não apresentaram a mesma calibragem nos seus ganhos, os valores de saída encontrados estavam entre 10 e 240 (na escala de 10 bits). O segundo problema foi que estes valores na saída apresentaram instabilidade e, sem motivo aparente, atingiam o limite máximo 1023. Estas flutuações não permitiram uma leitura representativa do sinal mioelétrico.

Adaptação 3 Após algumas análises feitas com geradores de sinais e osciloscópios, foram adotados dois procedimentos: a retirada do suporte de eletrodos das placas e a regulação dos ganhos com as placas ligadas e sem os eletrodos conectados. Ajustamos todas para o valor 60 na saída. Podemos ver na Figura 3.5 que a flutuação dos sinais após adaptação encontra-se próximo do valor 60.

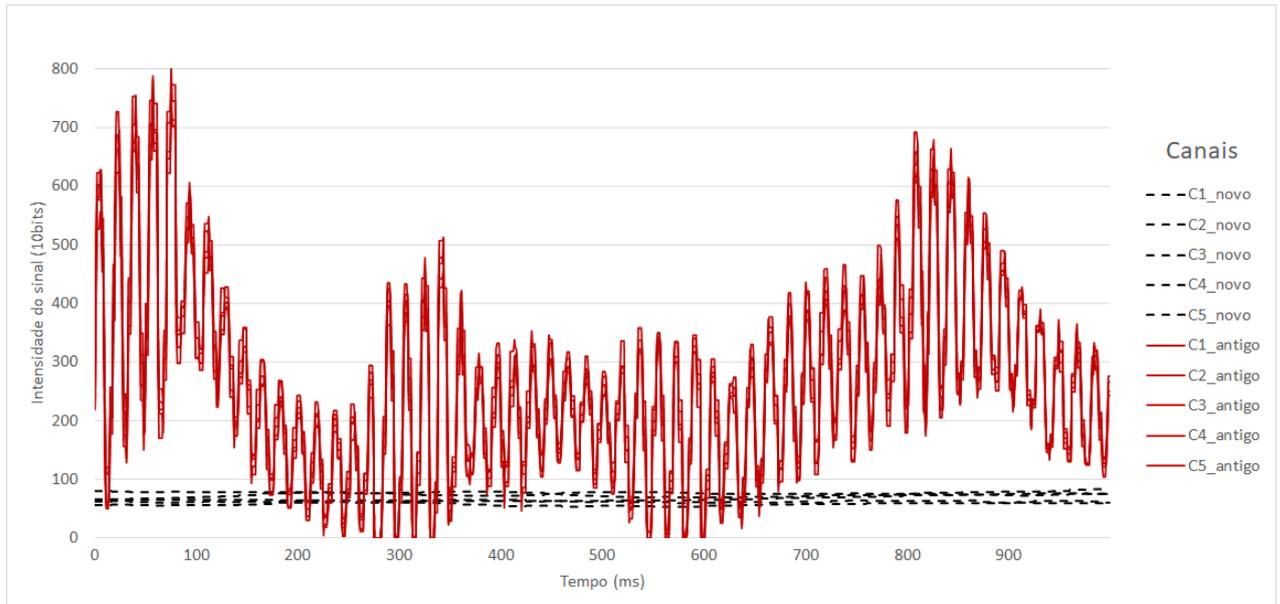


Figura 3.5: Sinais obtidos das placas de aquisição (sem sinal mioelétrico). Antes e depois das adaptações, “linhas contínuas” e “linhas tracejadas” respectivamente. *Fonte: próprio autor*

Após as adaptações necessárias, a remontagem procedeu conforme as seguintes características: A entrada dos sinais provenientes dos eletrodos de superfície foi feita via cabos utilizando um conector VGA para facilitar a conexão na placa, sendo cada um destes 5 canais ligados a uma placa de aquisição. O circuito é alimentado com uma bateria própria que passa por um regulador de tensão antes de alimentar as placas. Como trata-se de um protótipo, o circuito foi montado em uma placa de fenolite perfurada. a Figura 3.6 apresenta a montagem final.

3.2 Construção do Algoritmo Classificador

Os dados vindos do equipamento de aquisição via porta serial são entregues diretamente ao algoritmo classificador para que o padrão de movimento seja identificado. Caso o algoritmo ainda não tenha sido treinado, existe uma etapa a mais no processo que é gerenciada através de uma interface de aquisição.

Interface de aquisição

A interface (Figura 3.7) é o ambiente utilizado para o gerenciamento das aquisições dos sinais que serão utilizados para o treinamento do algoritmo (etapa onde o algoritmo é treinado através de aprendizado supervisionado). Durante as aquisições é preciso relacionar cada um dos movimentos aos sinais gerados por eles, por este motivo, foi criada esta interface. Importante lembrar que após o teste piloto e determinação do número

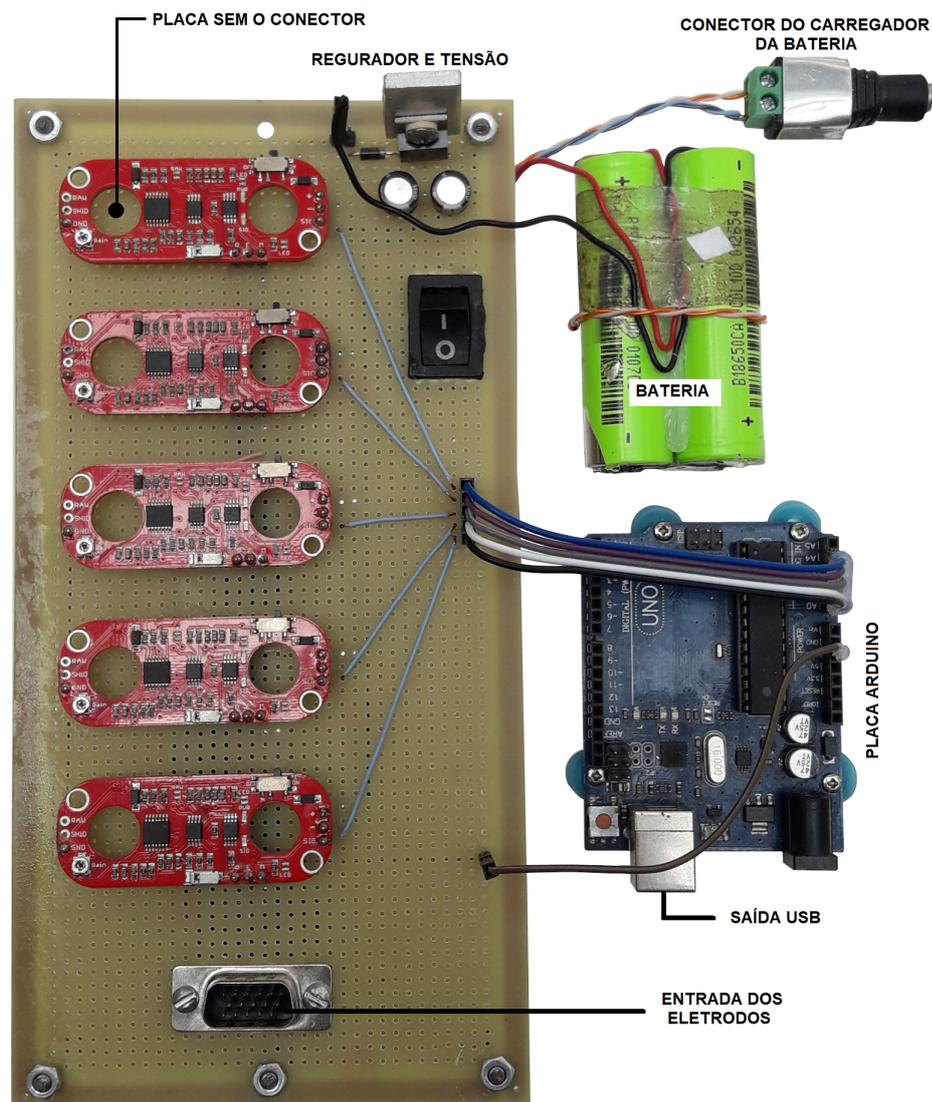


Figura 3.6: Imagem do circuito responsável pela aquisição dos sinais mioelétricos.

de canais mais adequado para a construção do protocolo, os canais C4 e C5 da interface foram inativados.

O desenvolvimento desta interface foi realizado em *Python* com a biblioteca *TKInter* e apresenta 5 barras verticais que estão relacionadas à intensidade de cada canal de captura. Há um botão responsável pela ativação da leitura dos dados na porta serial; um botão para iniciar a gravação dos dados capturados para a aprendizagem do algoritmo; e a lista dos movimentos possíveis com suas respectivas numerações de referência.

Algoritmo Classificador

A equipe deste trabalho optou por utilizar o modelo de algoritmo *Random Forest* para classificar os movimentos a partir dos sinais mioelétricos. Sua escolha deveu-se à simpli-



Figura 3.7: Interface de aquisição do sistema de captura do sinal mioelétrico.

cidade na implementação, conforme discutido na seção 2.5.1.3 segundo Sharma e Kumar (2016). Para construir o algoritmo, foi utilizada a biblioteca SciKit-Learn², utilizando o estimador *RandomForestClassifier* importado do módulo *sklearn.ensemble*. Detalhes do uso desta biblioteca e exemplos de aplicação podem ser encontrados no próprio site: <https://scikit-learn.org/stable>. A estrutura do algoritmo utilizado neste trabalho está disponível no Apêndice E.

A Figura 3.8 apresenta o formato do gráfico que é formado a partir de uma aquisição, onde pode-se visualizar o desempenho do algoritmo em função do número de árvores. O acerto (eixo das ordenadas) do algoritmo varia em função do número de árvores (eixo das abscissas). Para este trabalho, foram utilizadas 5 árvores ($n_{estimators}=5$) por ter sido, em média, a quantidade que alcançou os maiores números de acertos entre os testes.

²<https://scikit-learn.org/stable/modules/generated/sklearn.ensemble.RandomForestClassifier.html>

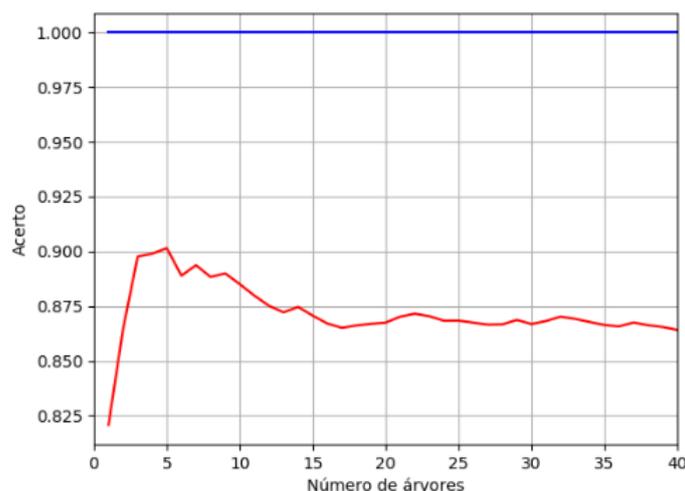


Figura 3.8: Acertos do algoritmo *Random Forest* em função da variação do número de árvores.
Fonte: próprio autor

Os parâmetros que foram determinados para a construção do algoritmo após o teste piloto foram: ($n_estimators=6$, $max_depth=8$, $random_state=0$). Após a identificação e classificação do movimento, a informação é enviada para a prótese virtual via socket, usando o protocolo (Protocolo de Datagrama de Usuário) UDP.

Visão Geral do Protótipo Completo

Por fim, apresentamos o sistema final montado na Figura 3.9, onde podemos ver (1) **o computador** onde encontra-se a interface e o algoritmo classificador responsável pela identificação do movimento realizado pelo voluntário, além da mão virtual que irá mimetizar o movimento; (2) **o equipamento** utilizado para aquisição do sinal mioelétrico e da conversão analógico/digital; (3) **os canais com os eletrodos**, responsáveis pelo acoplamento com a pele do antebraço para a capturar os sinais mioelétricos.

3.3 Construção da Mão Virtual

A resposta do algoritmo classificador poderia ser dado apenas como uma mensagem de texto informando o movimento identificado. No entanto, como este trabalho faz parte de uma pesquisa cujo objetivo é a construção de uma mão biônica, a equipe escolheu também criar uma mão virtual para reproduzir os movimentos, desta forma, o voluntário terá um feedback dos movimentos mais parecidos com a prótese real.

A mão virtual criada mimetiza os movimentos básicos da mão humana. Esta mão foi construída utilizando o ambiente do software Blender[®] 3D e a primeira parte foi a modelagem

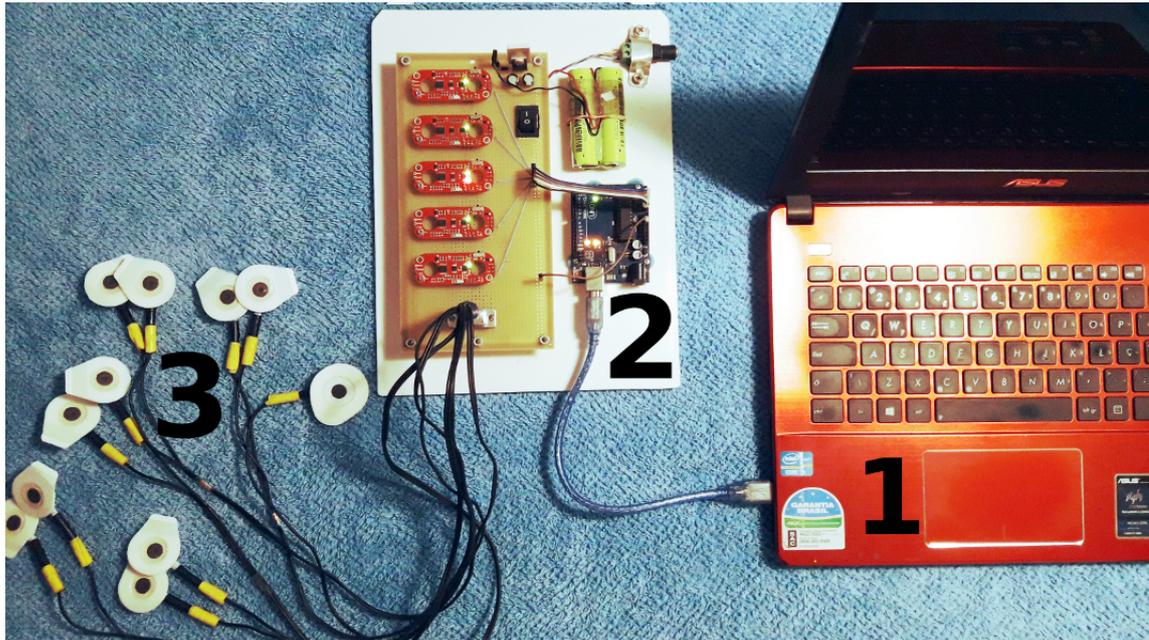


Figura 3.9: Sistema de identificação dos movimentos da mão. (1) Computador, (2) Equipamento de aquisição do sinal, (3) Canais com os eletrodos.

da mão. Todos os movimentos utilizados no protocolo de aquisição foram modelados no Blender. Isto foi necessário para garantir que a mão virtual estaria pronta pra mimetizar qualquer um dos movimentos realizados, ficando claro portanto, que a mão não realiza movimentos não implementados. A segunda parte da implementação foi a aplicação do motor de jogo do software (BGE), feita utilizando Python. O fragmento do script utilizado no Blender pode ser visto em Algoritmo 1 a seguir. Nas linhas 1 e 2 estão as bibliotecas importadas, nas linhas 5 e 6 está o protocolo de comunicação utilizado entre o Blender[®] e a placa de aquisição, nas linhas 6 a 16 está presente a rotina de identificação dos movimentos.

Algoritmo 1 Código utilizado no Blender

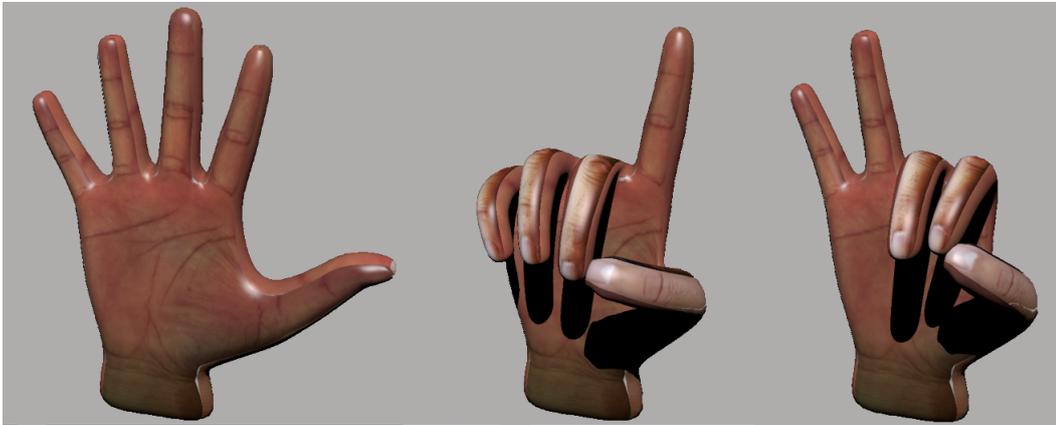
```

1 from bge import logic
2 import socket
3 ...
4
5 sock = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_DGRAM)
6 sock.bind((UDP_IP, UDP_PORT))
7 ...
8
9 if data == '[?].encode():
10     controle.actuators["movimento"].action = "movimento?1"
11     controle.activate(controle.actuators["movimento"])
12 ...
13
14 elif data == '[?].encode():
15     controle.actuators["movimento"].action = "movimento?n"
16     controle.activate(controle.actuators["movimento"])

```

Quando a mão virtual é ativada, ela fica em stand by esperando sinal do algoritmo. O

sinal é enviado para a prótese via protocolo UDP informando qual movimento está sendo executado. A Figura 3.10 apresenta como exemplo, 3 posições de movimentos que podem ser realizados pela mão virtual.



Fonte da imagem: Próprio Autor

Figura 3.10: Imagens de 3 movimentos da mão virtual criada no ambiente Blender[®] 3D. *Fonte: próprio autor.*

3.4 Protocolo para Aquisição dos Sinais

Como já mencionado, a finalidade deste protocolo é ser utilizado como uma referência para posicionamento dos eletrodos e cuidados gerais na aquisição do sinal mioelétrico dos músculos do antebraço para controle de próteses. Para este fim, descrevemos a seguir a metodologia adotada dividindo o capítulo em duas partes principais: **1. Escolha dos eletrodos, seus posicionamentos e os movimentos utilizados;** e **2. Procedimentos para captura dos sinais.**

3.4.1 Escolha dos eletrodos, seus posicionamentos e os movimentos utilizados

Para os procedimentos de captura, foi selecionado o eletrodo da marca *Descarpack* Figura 3.11, com área circular metálica de $0,78\text{mm}^2$, e área de gel sólido com $3,14\text{cm}^2$. Estes eletrodos são fabricados para uso em ECG mas são também os tipos comumente utilizados na EMG como já mencionado no tópico 2.4.

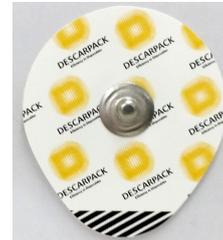


Figura 3.11: Eletrodo para captura do sinal mioelétrico

O projeto SENIAM faz recomendações gerais sobre a escolha dos eletrodos, não citando marcas conforme consta na subseção 2.2.1.1. Neste trabalho foram adquiridos 3 modelos de eletrodos aleatoriamente mas que são facilmente encontrados em lojas de materiais hospitalares ou pela internet. Embora todos tenham atendido às especificações técnicas recomendadas pelo SENIAM, para evitar que houvesse influência nos resultados, foi selecionado apenas um modelo para as aquisições dos sinais. Para isto, foram feitos testes com objetivo de identificar qual deles apresentaria maior estabilidade do sinal no processo de coleta, especificamente com o sistema de aquisição utilizado.

O teste para seleção consistiu em coletar sinais mioelétricos do músculo bíceps braquial em 4 momentos: repouso (braço estendido), flexão sem peso (elevação do antebraço em 10cm), flexão com peso de 1,5kg e flexão com peso de 2,0kg, ou seja, foram criadas gradações entre o repouso e o esforço para segurar 2,0Kg. Com esta carga, toda amplitude de sinal posteriormente capturado para validação do protocolo, está contemplada.

A Figura 3.12 apresenta a localização dos eletrodos, sendo 1 eletrodo *referência* localizado sobre o epicôndilo medial e dois eletrodos para aquisição do sinal localizados sobre o ventre do músculo bíceps. Está presente também o posicionamento do braço e antebraço.

Após a aquisição usando um dos modelos de eletrodos, estes foram substituídos pelo modelo seguinte e colocados no mesmo lugar dos anteriores, até que foram testadas os 3 modelos. Estes procedimentos foram realizados em 3 voluntários selecionados aleatoriamente por conveniência. É importante compreender que o objetivo destes testes não foi um estudo sobre quais dos modelos apresentados são mais eficientes para as aquisições dos sinais mioelétricos. O objetivo aqui foi escolher o modelo (dentre os 3 adquiridos) que apresentasse o melhor desempenho na aquisição do sinal especificamente para o equipamento utilizado neste trabalho, por isto foram utilizados apenas 3 voluntários. Os dados foram plotados em histogramas com os valores cumulativos e de frequência. Na leitura

do histograma já observa-se o padrão não normal das amostras, mas foi aplicado o teste *kolmogorov-smirnov* que confirmou a distribuição não normal (este teste foi utilizado por ser uma amostra superior a 30 ; dimensão da amostras igual a 6000), em seguida foi aplicado o teste *Kruskal-Wallis*. Os resultados encontra-se na seção 4.1

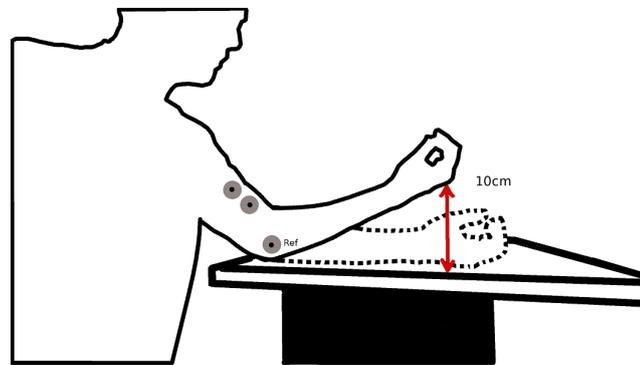


Figura 3.12: Posicionamento dos eletrodos e do membro superior para aquisição do sinal mioelétrico no teste de eletrodos.

Os cabos utilizados para aplicação dos eletrodos na pele foram construídos formando cinco canais, cada canal com suporte para conexão de dois eletrodos, mais um eletrodo de referência comum a todos os canais, com um comprimento total de 57cm, Figura 3.13. Esse comprimento permitiu que o voluntário tivesse maior liberdade de movimento. O tamanho dos eletrodos utilizados e o número de entradas analógicas da placa *Arduino*, foram os fatores que limitaram o número de canais em 5. Veremos mais à frente que, após alguns testes, foi adotado o uso de apenas 3 canais.



Figura 3.13: Cabos de conexão dos eletrodos

Em relação à disposição dos eletrodos para identificação dos movimentos, realizada sobre o antebraço, foi proposta em função dos locais onde encontramos mais ventres musculares relacionados com os movimentos básicos estudados, visto que nestas regiões encontramos o maior número de unidades motoras (KARMEN; GABRIEL, 2010) e conseqüentemente maior intensidade do sinal mioelétrico. As Figuras 3.14 e 3.15 apresentam um referencial de como estão disponibilizados os eletrodos sobre o antebraço.

Na Figura 3.14 podemos visualizar a localização dos quatro pares de eletrodos (quatro canais) responsáveis pela captura dos sinais mioelétricos relacionados principalmente aos movimentos de flexão da mão e punho. Quando escrevemos “principalmente”, é porque mesmo durante os movimentos de extensão do braço (realizados por músculos extensores), alguns músculos flexores acabam atuando como estabilizadores do movimento e com isto produzem níveis de sinais significativos. Na Figura 3.15 podemos visualizar a localização do quinto par de eletrodos. Este é responsável pela captura dos sinais relacionado

principalmente aos movimentos de extensão.

Outro posicionamento que foi testado para a captura do sinal mioelétrico foi a distribuição dos eletrodos em forma de braçadeira, conforme Figura 3.16. O quinto par encontra-se na mesma posição adotada na configuração anterior. Em todos os casos, a distância mantida entre os pares de eletrodos de cada canal foi de 20mm conforme recomendação da SENIAM, ver seção 2.4.

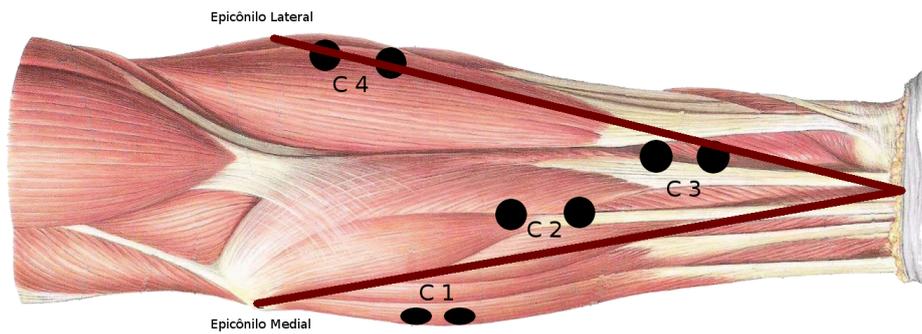


Figura 3.14: Localização dos quatro canais na região anterior do antebraço. Fonte: adaptado de (PUTS; PABST, 2000)

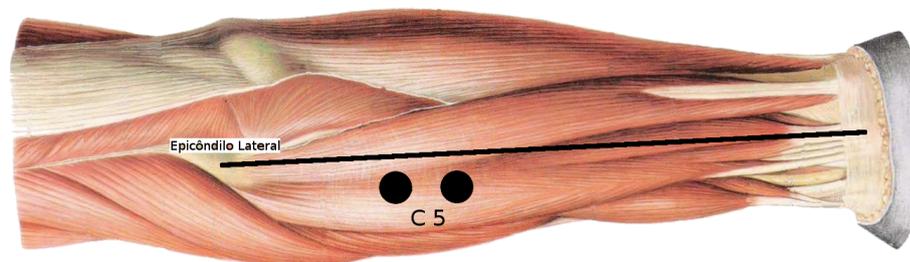


Figura 3.15: Localização do canal cinco na região lateral do antebraço. Fonte: adaptado de (PUTS; PABST, 2000)

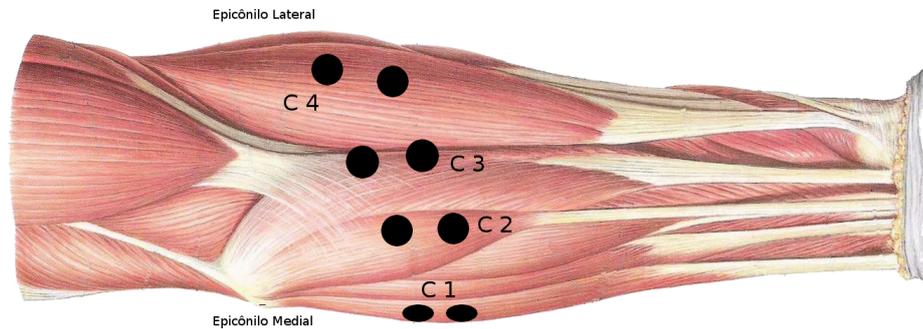


Figura 3.16: Posicionamento dos eletrodos em formato de braçadeira. O eletrodo cinco tem o mesmo local da disposição anterior. Fonte: adaptado de (PUTS; PABST, 2000)

O sistema de captura não aplica qualquer tipo de corrente elétrica ou estímulo no voluntário. O equipamento utilizado trabalha “escutando” a atividade elétrica muscular, além disto, trabalha com tensões que variam de 5 a 9 volts, de tal forma que mesmo que houvesse um vazamento de corrente elétrica para a pele do paciente por um motivo não previsto, a corrente não seria capaz de produzir danos. Portanto, não há necessidade de cuidados especiais de proteção, porém para que o sinal mioelétrico seja coletado com qualidade, devemos ter alguns cuidados com a pele: ela deve estar livre de produtos químicos (como cremes e loções) e sujeiras. Para isso, a pele deve ser lavada com água e sabão e em seguida secada, e deve-se manter a região sob os eletrodos livre de pelos.

Foram utilizados inicialmente 12 movimentos básicos da mão para os testes no protocolo, conforme apêndice C. Os movimentos realizados exclusivamente por músculos intrínsecos da mão foram descartados, ou seja, foram selecionados apenas os movimentos que têm participação necessariamente de músculos do antebraço. Consideramos como *movimento 1* a posição **A1** (ver apêndice) que é a posição de repouso ou posição neutra. Nesta posição, os níveis dos sinais mioelétricos capturados são mínimos.

3.4.2 Procedimentos para captura dos sinais

A captura dos sinais mioelétricos está dividida em duas etapas mais a etapa preparatória conforme o fluxograma apresentado na Figura 3.17. Concluída a etapa de preparação dos procedimentos de aquisição, segue com a coleta dos sinais para escolha dos movimentos e para treinamento do algoritmo. Passadas essas etapas, as próximas aquisições são realizadas para identificação dos movimentos. Descrevemos a seguir cada uma delas.

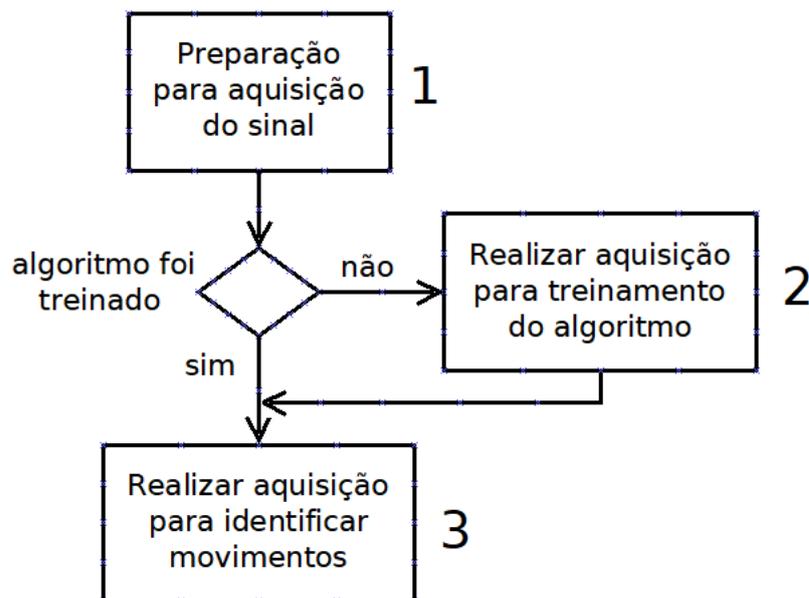


Figura 3.17: Fluxograma de decisão do procedimento de captura do sinal EMG.

3.4.2.1 Preparação dos procedimentos de aquisição (1)

Para a realização da coleta do sinal, foram adotadas 4 posições posturais (Figura 3.18): voluntário sentado com antebraço estendido (1); sentado com antebraço fletido 90° (2); em pé com antebraço estendido (3); e em pé com antebraço fletido 90° (4). Estas posições foram adotadas para que fossem consideradas as variações posturais do dia a dia de uma pessoa.

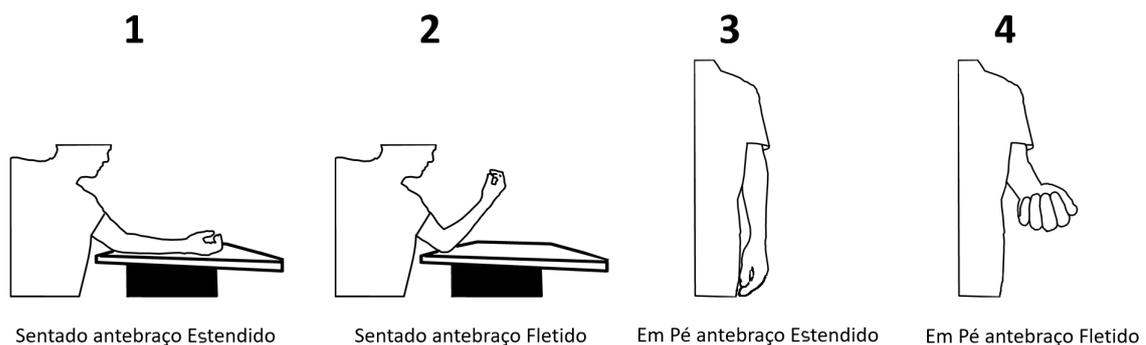


Figura 3.18: Posicionamentos para aquisição dos sinais. Sentado (1 e 2) e em pé (3 e 4) com o antebraço estendido e fletido.

Foi realizada a limpeza da pele com água e sabão, a retirada de pelos (caso de regiões peludas) e a secagem da pele. A colocação dos eletrodos seguiu inicialmente a disposição na pele sobre os principais ventres musculares do antebraço e em outro momento foram dispostos em formato de braçadeira, conforme Figura 3.19. Todo o processo para aquisição dos sinais foi realizado separadamente para cada uma destas distribuições dos eletrodos.

O ambiente utilizado foi uma sala com 1 mesa, 2 cadeiras, ar condicionado e os equipamentos de coleta. Como todos os voluntários participantes apresentaram os dois antebraços sem lesões neuromusculares, ambos foram utilizados para coleta.



Figura 3.19: Posicionamento dos eletrodos no antebraço. Em **A** formato de braçadeira, em **B** sobre os ventres musculares.

3.4.2.2 Aquisição para escolha dos movimentos, local dos canais e treinamento do algoritmo (2)

Em uma visão geral, a aquisição pode ser entendida através da Figura 3.20. Nesta figura o voluntário adota uma das quatro 4 posições posturais utilizadas para aquisição, ou seja, nesta imagem voluntário sentado com antebraço estendido. Após finalizados os procedimentos até o último movimento da mão (movimento 12) ver Apêndice C, o voluntário trocou de posição e repetiu todo o ciclo. As 4 posições posturais adotadas já foram apresentadas na Figura 3.18.

Para escolha do melhor posicionamento dos eletrodos, foi feita uma comparação entre o método com os eletrodos posicionados sobre os principais ventres musculares e os eletrodos posicionados em formato de braçadeira, conforme já relatado nesta seção. Por este motivo, todo o processo de aquisição que acabamos de descrever foi realizado tanto em uma configuração quanto na outra. Uma ilustração resumida da execução destes processos pode ser vista na Figura 3.21.

A partir destas aquisições, foram escolhidas as melhores posições dos eletrodos e quais os posicionamentos da mão e punho seriam utilizados na validação do protocolo. A análise para escolha consistiu dos seguintes procedimentos: Os 12 movimentos (posicionamento da mão) tiveram seus dados apresentados por canal em forma de gráfico de linha. Junto com o gráfico de linha foi gerado um gráfico *boxplot* com um box por movimento. A partir destes gráficos, foram selecionados os canais que apresentaram mais movimentos distintos. Foi considerado movimento distinto quando o box estava localizado em uma área do gráfico sem sobreposição de outro box. a Figura 3.22 apresenta um exemplo de um canal com três movimentos distintos.

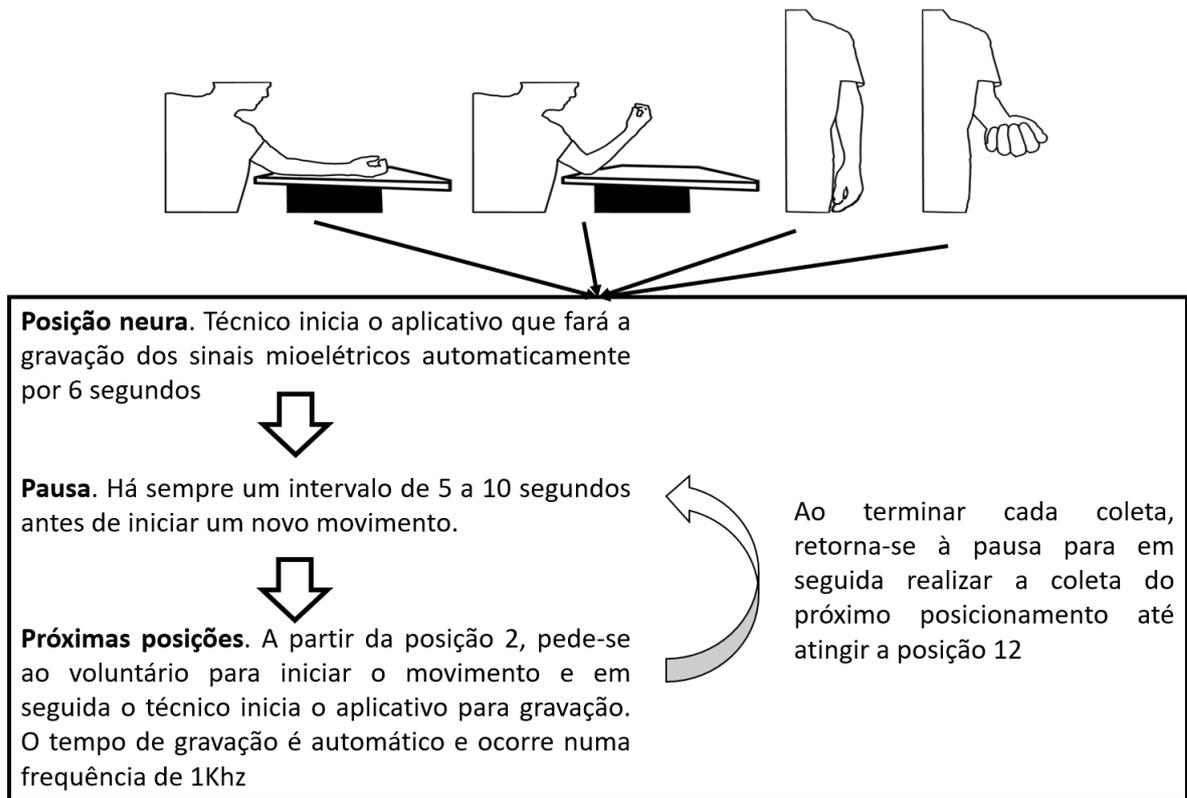


Figura 3.20: Visão geral da rotina de aquisição do sinal mioelétrico. Fonte: *próprio autor*.

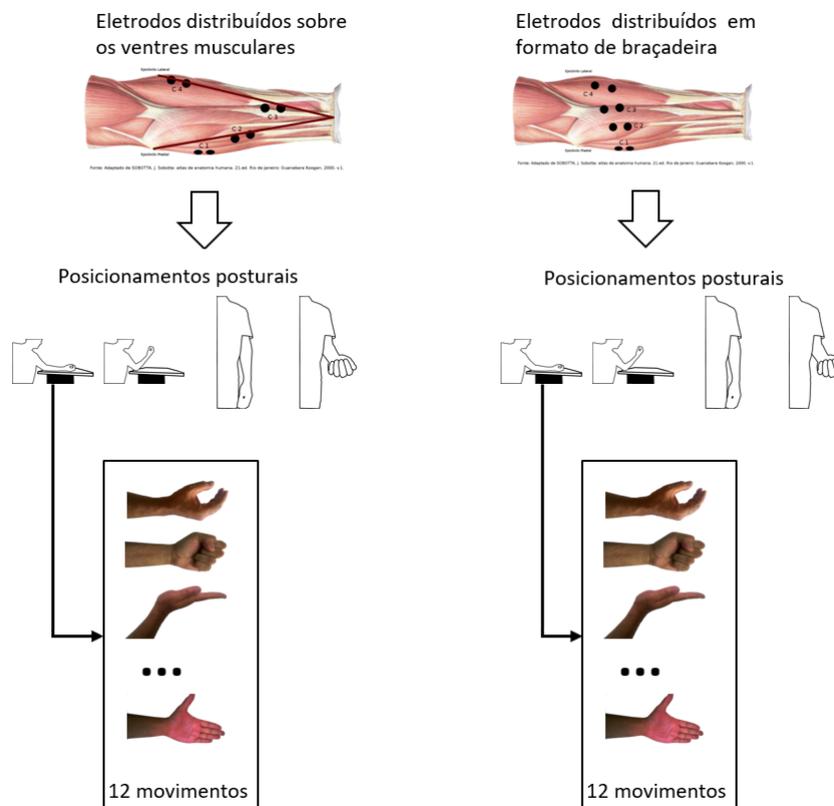


Figura 3.21: Resumo geral dos processos de aquisição do sinal mioelétrico. Fonte: *próprio autor*

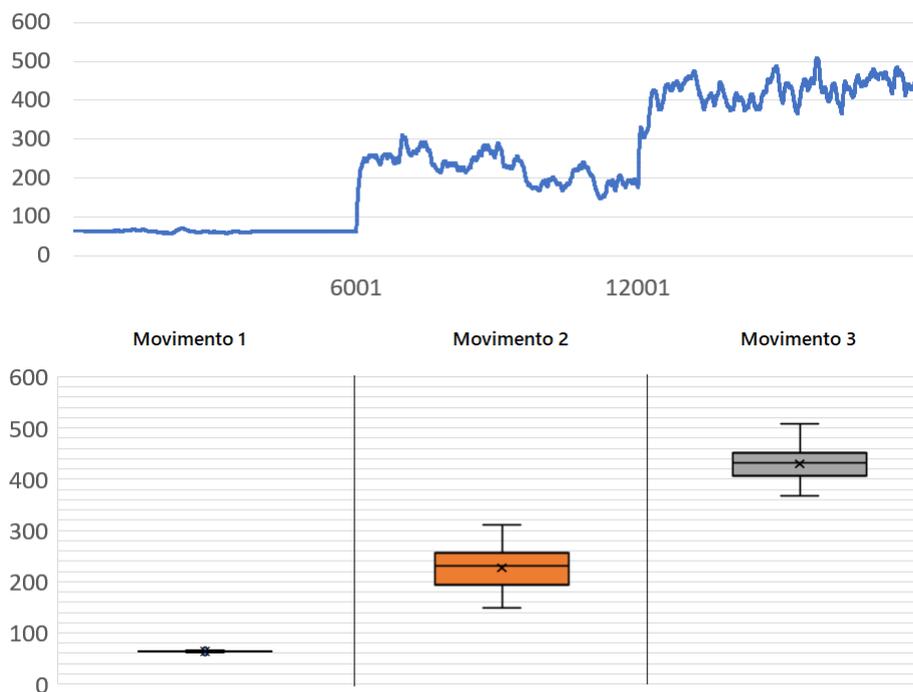


Figura 3.22: Comportamento do sinal mioelétrico de três movimentos distinto com seus gráficos boxplot. *Fonte: próprio autor*

3.4.2.3 Aquisição para identificação e validação dos movimentos (3)

Finalizadas as duas etapas anteriores, foram selecionados 5 movimentos (A1, A2, A3, A9 e A10 presentes no apêndice C) capazes de serem identificados pelo algoritmo utilizando-se apenas os canais 2(C1), 4(C2) e 5(C3) sobre os ventres musculares do antebraço, conforme as Figuras 3.23 e 3.24. Nesta etapa da aquisição, os voluntários tiveram a oportunidade de realizar pequenos treinos com o objetivo de melhorar o padrão dos sinais coletados. Este treino consistiu em realizar o movimento 3 a 4 vezes antes da coleta, observando um *feedback* apresentado pela interface, que consiste em gráficos de barra relacionados aos níveis de sinais capturados por cada canal.

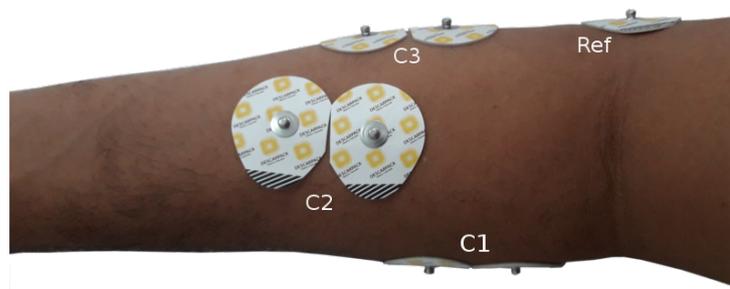


Figura 3.23: Posicionamento dos três canais no antebraço após ajustes. *Fonte: próprio autor*

Nesta configuração os procedimentos de aquisição apresentados na Figura 3.20 foram



Figura 3.24: Posicionamento dos três canais com suporte no antebraço. *Fonte: próprio autor*

novamente executados, respeitando-se agora apenas os movimentos selecionados. Para a etapa de validação, as coletas foram feitas 2 vezes para cada braço. Esta coleta duplicada serviu para testar a capacidade de reconhecimento do algoritmo, sendo uma coleta para aprendizagem e treinamento, e outra para teste. Os movimentos realizados pelo voluntário foram mimetizados pela mão virtual.

Para verificar se os movimentos aprendidos pelo algoritmo foram identificados corretamente, o voluntário executa novamente todos os 5 movimentos na mesma sequência em que realizou na etapa de aprendizagem e depois executa na sequência inversa. Essa não é uma condição para que os movimentos possam ser identificados, trata-se apenas de uma padronização escolhida.

Durante esta verificação, os movimentos são mimetizados pela mão virtual. São considerados corretamente identificados aqueles que mesmo durante a execução tenham apresentado pequenos retardos ou “tremores”, por tanto, é uma identificação visual. Outra análise foi realizada através da comparação entre as duas aquisições do mesmo movimento. Neste caso foi feito um cálculo do percentual de acertos do algoritmo durante todo o tempo de execução do movimento, por tanto, os tremores e os retardos são levados em conta. Esta comparação é a mesma utilizada para identificar o número de árvores que devem ser utilizadas no algoritmo *Random Forest*.

Durante os testes, observamos que em algumas aquisições, quando os voluntários faziam algumas tentativas de movimentos observando os gráficos apresentados na interface, funcionando como *feedback*, os movimentos da prótese eram realizados de forma mais uniforme. Por este motivo, foi adotado esse procedimento para todos no teste de validação.

Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos durante os testes e em seguida, a discussão. Os tópicos estão apresentados seguindo as etapas de desenvolvimento do protocolo.

4.1 Resultados

4.1.1 Comparação entre os eletrodos selecionados

Foram selecionados aleatoriamente 3 modelos de eletrodos, encontrados com facilidade em casas especializadas de equipamentos hospitalares, e pela internet. Todos os modelos têm como especificações técnicas as duas recomendações do SENIAM: *contrapino de AgCl e gel sólido*. Após a realização das coletas dos sinais mioelétricos para cada modelo, conduzida conforme método descrito no item 3.4.1, foi obtido em média o resultado apresentados na Figura 4.1.

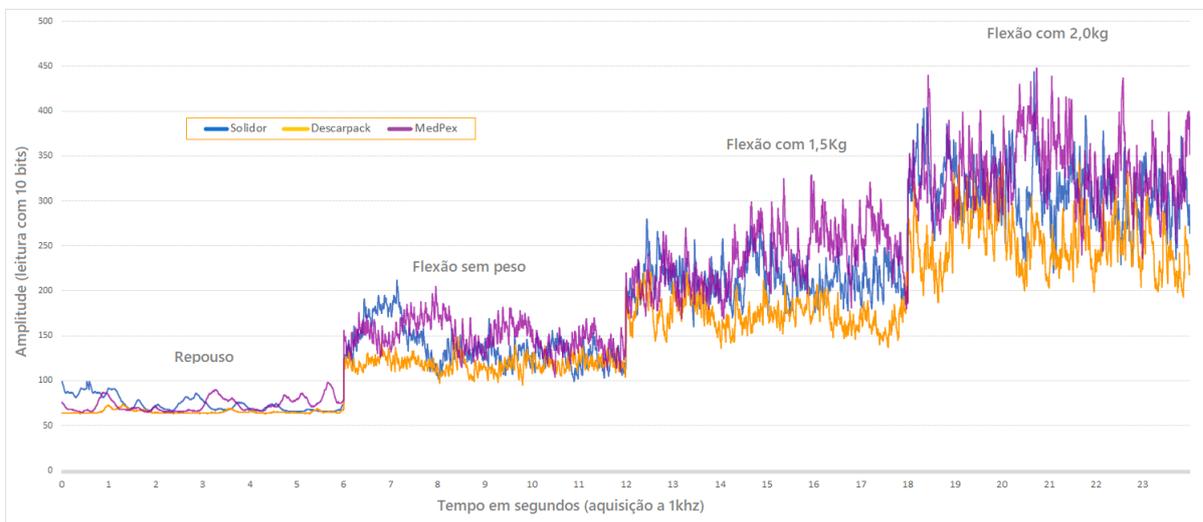


Figura 4.1: Comportamento da intensidade do sinal mioelétrico no tempo, obtido com três modelos de eletrodos. *fonte: próprio autor.*

O gráfico contém 4 fases de 6 segundos cada uma, referentes às 4 atividades adotadas durante o processo de aquisição: *repouso*; *flexão sem peso*; *flexão com peso de 1,5kg*; e *flexão com peso de 2,0kg*.

Estes dados também foram plotados em um histograma para cada modelo de eletrodo.

Na Figura 4.2 está apresentado o histograma dos eletrodos *modelo 1*, na Figura 4.3 dos eletrodos *modelo 2*, e na Figura 4.4 dos eletrodos *modelo 3*. Estes histogramas apresentam os dados da fase de repouso, mas todas as fases apresentaram o mesmo perfil de distribuição gráfico. Pode ser observado que os dados obtidos com os eletrodos *modelo 2* apresentaram a mais baixa variação nos dados entre os três, o que fez o valor cumulativo atingir 100% no início do eixo das abscissas. Esse comportamento demonstra a menor flutuação do sinal.

Foi aplicado o teste estatístico *Kruskal-Wallis* e obteve-se como resultado que existe distinção significativa $p < 0,05$ entre os dados apresentados nos histogramas.

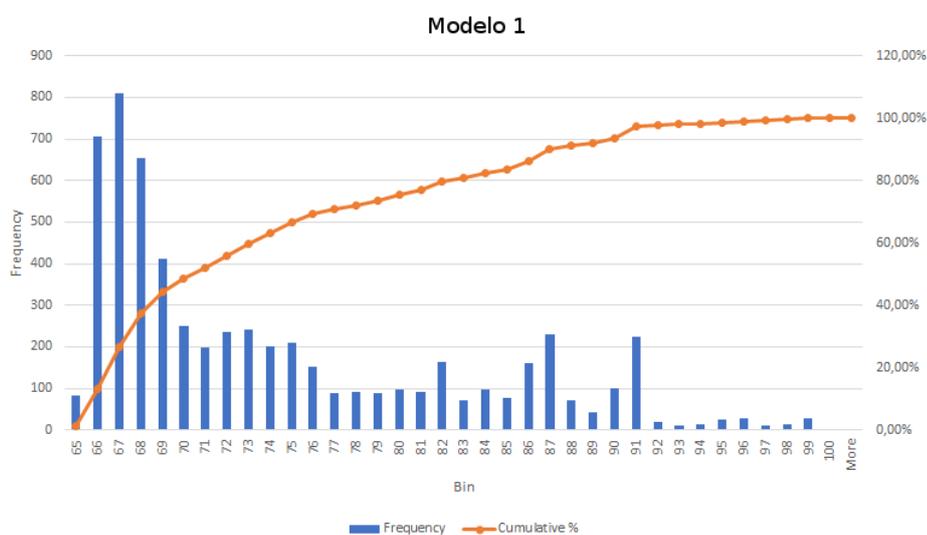


Figura 4.2: Histograma dos sinais obtidos com o eletrodo modelo 1 na fase de repouso. *fonte: próprio autor.*



Figura 4.3: Histograma dos sinais obtidos com o eletrodo modelo 2 na fase de repouso. *fonte: próprio autor.*

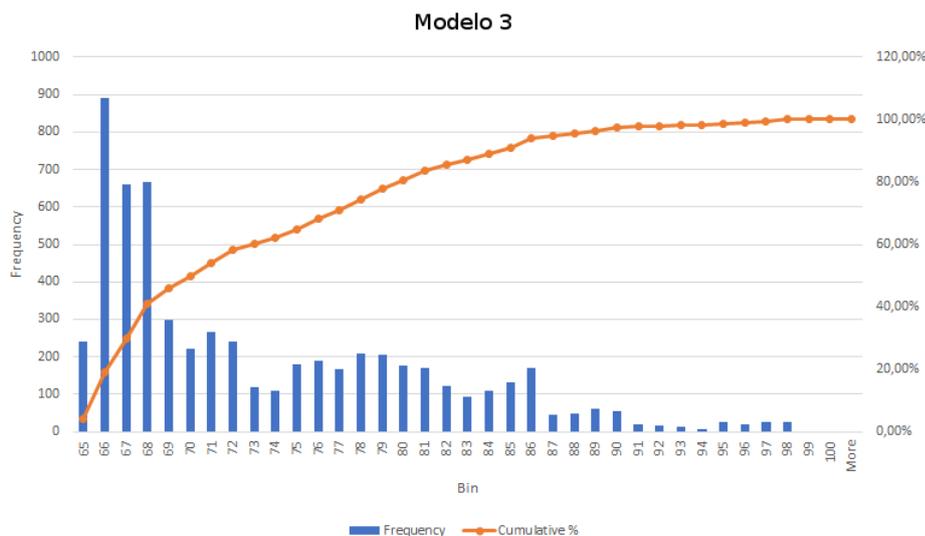


Figura 4.4: Histograma dos sinais obtidos com o eletrodo modelo 3 na fase de repouso. *fonte: próprio autor.*

4.1.2 Seleção dos movimentos e dos canais mais significativos

Para identificação dos canais que mais contribuíram na diferenciação dos movimentos, foram plotados os dados de cada canal individualmente em gráficos de linha e Boxplot. Os canais selecionados foram aqueles que individualmente proporcionaram um número maior de diferenciações destes movimentos. Como resultado, chegou-se ao melhor número de canais necessários para diferenciar os movimentos testados.

A diferenciação dos movimentos foi feita em função dos canais ativados e da amplitude do sinal presente em cada canal. Para identificar os melhores locais de posicionamento dos eletrodos e a otimização do número de canais, não foi levado em conta a força com que o movimento estava sendo executado, visto que para isto seria necessária uma avaliação permanente do espectro de frequência dos sinais. A contagem foi feita em função do número de Boxes não sobrepostos conforme descrito na item 3.4.2.2

A tabela 4.1 apresenta as modas dos número de movimentos identificados por cada canal individualmente. A coluna “Canal” é referente aos 5 canais utilizados nos testes; a multicolumna “Movimento” contém a subcoluna “Análise”, referente aos movimentos identificados a partir de uma análise dos gráficos *Boxplot*; e a subcoluna “Prótese” é referente à quantidade de movimentos mimetizados pela mão virtual. Foi observado que, embora graficamente seja possível identificar até 5 movimentos por canal, a prótese virtual não foi capaz de mimetizar mais de 3 movimentos. Comportamento semelhante aconteceu com os dados coletados utilizando os eletrodos dispostos em braçadeira, onde até 3 movimentos foram identificados graficamente, conforme consta na tabela 4.2. a prótese virtual não foi capaz de mimetizar mais que 2 movimentos.

Tabela 4.1: Movimentos identificados distintamente pelos canais sobre os ventres musculares.

Canal	Movimentos	
	Análise*	Prótese**
1	3	1
2	4	3
3	2	1
4	3	1
5	5	3

*Avaliando os gráficos. **Mimetizados pela prótese.

Tabela 4.2: Movimentos identificados distintamente pelos canais dispostos em braçadeira.

Canal	Movimentos	
	Análise*	Prótese*
1	3	1
2	3	2
3	1	1
4	2	1
5	3	1

*Avaliando os gráficos. **Mimetizados pela prótese.

Foram feitas também combinações com os canais para verificar em quais haveria o maior número de mimetizações de movimentos realizados por parte da prótese virtual. Apenas as combinações que apresentaram o maior número de diferenciações de movimentos identificados ao passar pela análise do *Boxplot* foram escolhidas para teste.

Embora a combinação de 4 ou 5 canais apresente o maior número de movimentos distintos a partir da análise do *Boxplot*, ao submeter os testes com o uso da prótese virtual (em tempo real), observamos que os movimentos não foram mimetizados distintamente, ou seja, o maior número de canais, que deveria aumentar a chance de reconhecer mais movimentos, fez a prótese apresentar dificuldade na mimetização. Foram encontradas duas justificativas para esse comportamento e a Figura 4.5 será utilizada para explicação. Nesta Figura está plotado o comportamento gráfico dos 3 canais durante a execução dos 12 movimentos. Os números (1, 2, 3, 4 e 5) em negritos identificam as 5 primeiras colunas, onde é possível identificar visualmente que existem 5 padrões distintos. Na procura por mais padrões distintos, observa-se que as sobreposições dos sinais não permitem essa distinção. Portanto essa é a primeira justificativa: O total de movimentos mimetizados pela prótese não é a soma dos movimentos identificados graficamente por canal devido à sobreposição dos sinais em alguns dos movimentos. A segunda explicação é que a aquisição dos sinais para alimentar a prótese (em tempo de execução), tende a variar o espectro de intensidade do sinal (mesmo mantendo o padrão) o que produz novas sobreposições e diminui a quantidade de movimentos identificados.

O melhor resultado foi alcançado na distribuição dos canais sobre o ventre muscular utilizando os canais 2, 4 e 5. O resultado coincide com as regiões onde os sinais são

mais intensos devido à maior presença dos grandes ventres musculares. Em função deste resultado, esta combinação foi adotada como melhor posicionamento dos eletrodos.

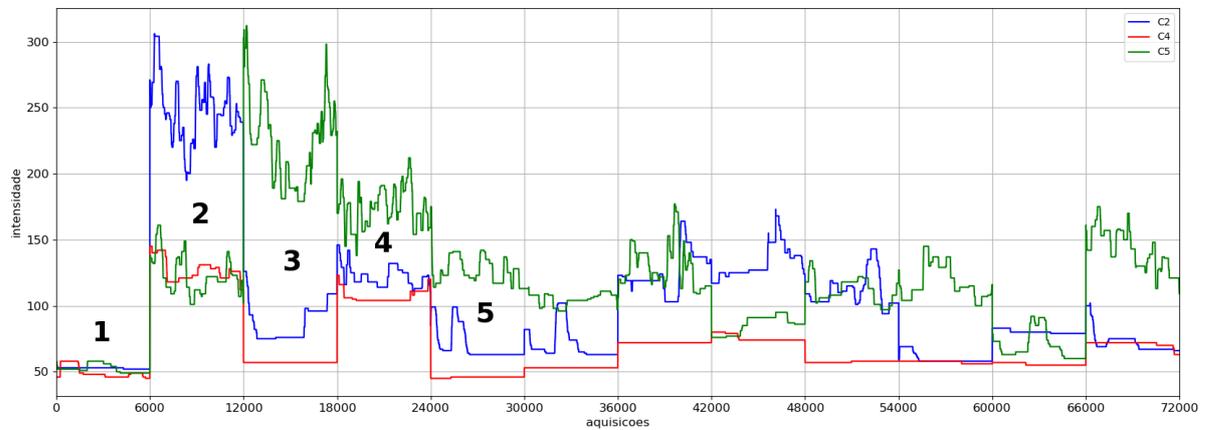


Figura 4.5: Comportamento dos sinais mioelétrico nos canais 2, 4 e 5 sobre os ventres musculares.

A Figura 4.6 apresenta o Boxplot dos 3 canais selecionados. Para cada canal (2, 4 e 5) existe um box representando cada um dos 12 movimentos. Com este recurso identificamos quantos movimentos distintos são possíveis de serem identificados. Por exemplo: no canal 2, os boxes do movimento 1 e 2 não se sobrepõem, portanto são visualmente distintos. Já os boxes dos movimentos 3 e 4 apresentam sobreposição nos seus limites, portanto não são movimentos visualmente distintos.

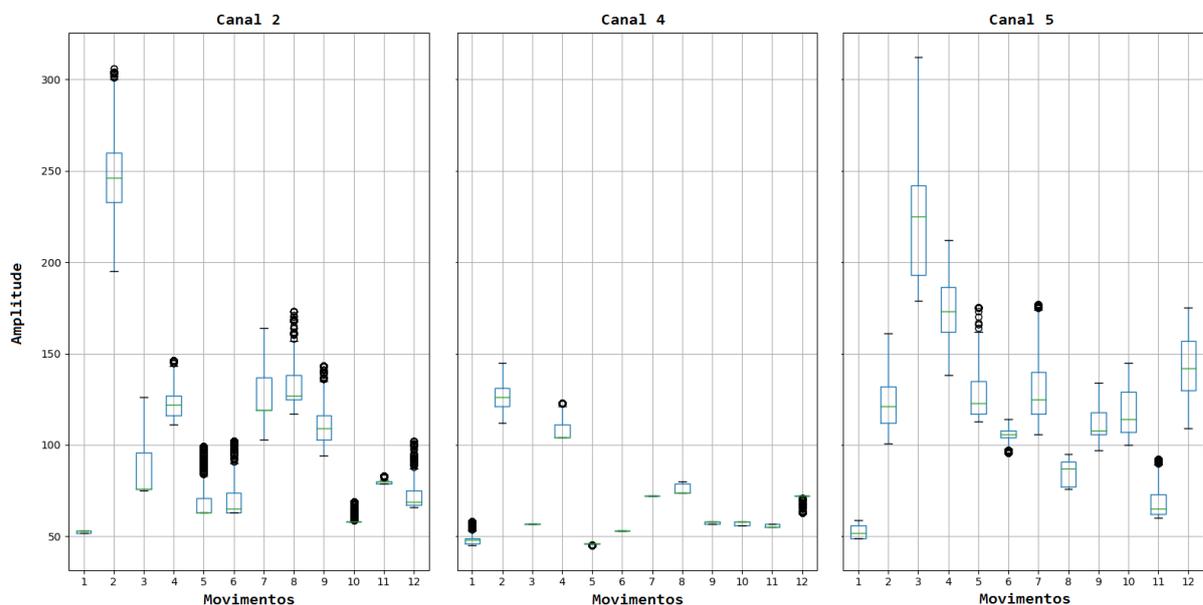


Figura 4.6: Boxplot dos sinais mioelétrico nos canais 2, 4 e 5.

Já na Figura 4.7 temos o comportamento, em gráfico de linhas, dos dois canais selecionados dispostos em braçadeira (canais 2 e 5) por serem a combinação que mais diferenciou

movimentos. A Figura 4.8 apresenta o Boxplot destes 2 canais.

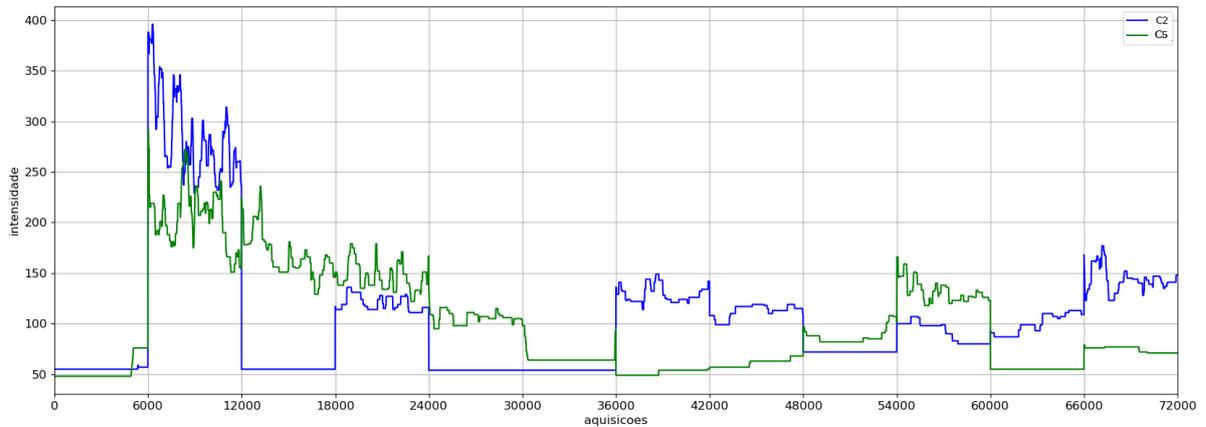


Figura 4.7: Comportamento dos sinais mioelétrico nos canais 2 e 5 sobre os ventres musculares. *Fonte: próprio autor.*

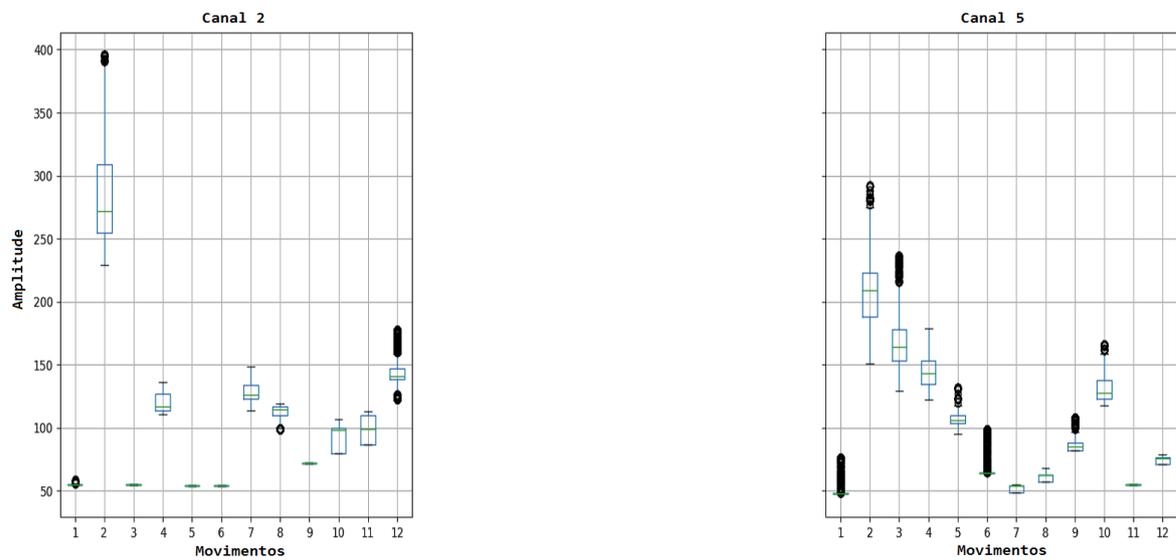


Figura 4.8: Boxplot dos sinais mioelétrico nos canais 2 e 5. *Fonte: próprio autor.*

4.1.3 Validação do protocolo

Para validação do protocolo, foram feitos testes em 30 voluntários utilizando a mão virtual para mimetizar os movimentos. As tabelas que se encontram no Anexo F apresentam os resultados destes testes. Para cada voluntário temos os dados realizados no braço esquerdo e direito, e para cada braço, foram identificados quantos movimentos a mão virtual foi capaz de mimetizar (entre os 5 testados), assim como o percentual de acertos do algoritmo durante a execução dos movimentos. A Tabela 4.3 apresenta a mediana dos percentuais de acertos do algoritmo para cada voluntário. Estes valores são relativos às 4 posições posturais adotadas pelos voluntários.

Os dados dos dois grupos apresentaram uma distribuição não paramétrica e independente, cuja distribuição por braço pode ser vista na Figura 4.9. Foi aplicado o teste *Mann Whitney U* nestes dados para verificar se havia distinção em relação ao desempenho do algoritmo entre os grupos (braço direito e braço esquerdo). O teste concluiu que há diferença em relação aos dados dos dois grupos ($Statistics = 4858,000$), $p < 0,05$. Os quartis foram (Braço Direito = [0, 25 = 83, 25; 0, 50 = 91, 50; 0, 75 = 97]) e (Braço Esquerdo = [0, 25 = 69; 0, 50 = 84; 0, 75 = 92]).

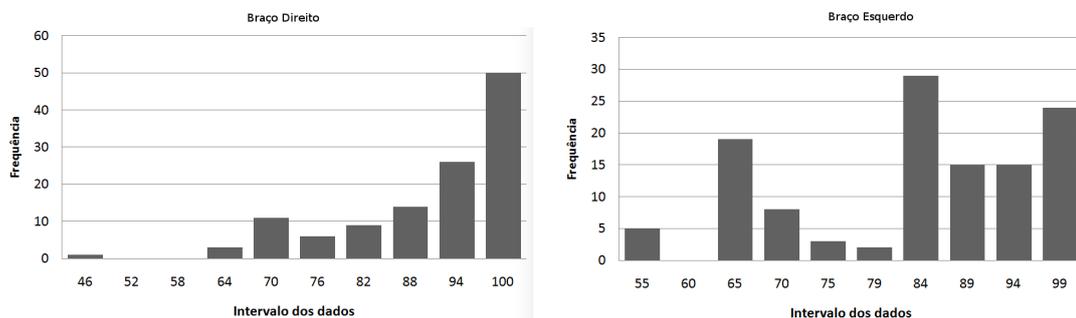


Figura 4.9: Distribuição das aquisições dos sinais mioelétricos nos braços

Quando foi comparado o desempenho do algoritmo em relação ao sexo por braço, foi obtido o seguinte resultado: Não houve diferença de desempenho em relação ao braço esquerdo (masculino e feminino) ($Statistics=1747,000$, $p=0.391$). Quando a comparação é feita com o braço direito (masculino e feminino), foi obtido ($Statistics=1495,000$, $p=0.05$), portanto houve diferença significativa. A Tabela 4.4 apresenta as medianas destes dados.

Tabela 4.3: Mediana dos acertos da mão virtual e do algoritmo por voluntários durante os 5 movimentos.

Voluntários	Movimentos			
	Algoritmo		Prótese	
	D	E	D	E
1	72%	86,5%	5	5
2	99%	96,5%	5	5
3	83,5%	63%	5	4
4	94,5%	88%	5	5
5	97,5%	95%	5	5
6	90,5%	76,5%	5	5
7	91,5%	72,5%	5	5
8	90,5%	81,6%	5	5
9	82%	84%	5	5
10	78,5%	87%	5	5
11	85%	90,5%	5	5
12	93,5%	95%	5	5
13	80%	65,5%	5	3
14	90%	79%	5	4
15	90,5%	72%	5	4
Voluntárias	D	E	D	E
16	95,5%	85,5%	5	5
17	96,5%	87,5%	5	5
18	94,5%	86,5%	5	5
19	94,5%	84,5%	5	5
20	94,5%	89,5%	5	5
21	90,5%	61%	5	4
22	97%	75,5%	5	5
23	81%	73%	5	5
24	92%	83,5%	5	5
25	89%	86%	5	5
26	75,5%	86,5%	5	5
27	93%	89,5%	5	5
28	94,5%	79,5%	5	5
29	93%	86,5%	5	5
30	96,5%	84%	5	5

$D^* = \text{direito}, E^* = \text{esquerdo}$

Tabela 4.4: Mediana dos acertos da mão virtual or sexo e do algoritmo durante os 5 movimentos por sexo.

Sexo	Movimentos			
	Algoritmo		Prótese	
	D (mediana)	E (mediana)	D (5 movimentos)	E (5 movimentos)
F	94%	84%	5	5
M	90%	84%	5	5

$D^* = \text{direito}, E^* = \text{esquerdo}$

4.2 *Discussão*

4.2.1 *Protocolo*

Este protocolo é o resultado de um conjunto de procedimentos experimentais, da adoção de recomendações do projeto SENIAM, além da experiência de alguns projetos publicados na literatura. Sua estrutura foi dividida em quatro subítens que estão apresentados no final deste tópico.

Durante seu processo de validação, algumas características foram observadas após análise dos dados. Trata-se do desempenho em relação a duas variáveis: o **braço** (direito e esquerdo) e o **sexo** (masculino e feminino). A Tabela 4.3 apresenta os dados diferenciando a variável braço em relação ao algoritmo e à prótese. Os valores apresentados para o algoritmo são a mediana (em porcentagem), e para a prótese são os números de movimentos realizados nas 4 posições posturais adotadas para a aquisição.

Em relação ao percentual de acertos pelo algoritmo, observamos uma variação entre 72% e 99%. Um trabalho realizado na China por [Deng et al. \(2018\)](#) utilizou a braçadeira *Myo armband 8 canais* para identificação de 10 movimentos da mão em 6 homens e 4 mulheres. Neste trabalho, o sinal coletado tinha 15% dos dados iniciais e finais descartados, concentrando a leitura no sinal que caracterizava o movimento. Isto quer dizer que os dados coletados para aprendizagem do algoritmo desconsiderou o início do movimento e seu final. Os percentuais de acertos foram feitos para cada movimento individualmente e se encontraram entre 73,7% e 100%, sendo portanto valores idênticos ao que encontramos em nosso trabalho.

A aplicação do teste estatístico para verificar se existe diferença no desempenho do algoritmo em reconhecer os padrões dos movimentos entre o braço direito e o esquerdo, revelou que no esquerdo o algoritmo apresentou maior dificuldade, trata-se de um resultado que pode ser visto como normal se considerarmos que o sinal mioelétrico é mais intenso em regiões com músculos mais trabalhados, devido a variações na estrutura anatômica e consequentemente no sinal mioelétrico ([KARMEN; GABRIEL, 2010](#)), sabendo-se que todos os voluntários foram destros. A amostra para os testes foi feita por conveniência e não houve pessoas com predominância da mão esquerda. Tal fato pode ser compreensível visto que, no geral, a população mundial é predominantemente (aproximadamente 90%) destra ([PAPADATOU-PASTOU et al., 2020](#)).

Em relação ao acerto da prótese, o resultado obtido com o braço direito foi de 100%, ou seja, a prótese mimetizou todos os 5 movimentos realizado por este membro, tanto para o sexo masculino quanto para o feminino. Em relação ao braço esquerdo, esse percentual

foi de 83,3% de acerto. Em 13,3% foi possível mimetizar 4 movimentos dos 5 realizados.

Ao analisar o desempenho do algoritmo nos braços, levando em consideração o sexo, a Tabela 4.4 apresenta o mesmo desempenho para o braço esquerdo independente do sexo, mas em relação ao direito, houve melhor desempenho para o sexo masculino. Esse comportamento pode ser justificado pelo fato de que a força das mulheres nos membros superiores representam 55,8% do que existe nos homens (FORTES; MARSON; MARTINEZ, 2015), devendo-se reconhecer que existem exceções. Quando maior a intensidade do sinal mioelétrico, menor a interferência dos ruídos.

Além das informações obtidas durante o processo de construção do protocolo, o mesmo apresenta em seu conteúdo as seguintes recomendações:

Cuidados gerais:

- limpeza da pele com água e sabão para retirada do suor e produtos químicos;
- retirada de pêlos;
- evitar proximidade com aparelhos que emitem campos eletromagnéticos intensos;

Características do sistema de aquisição:

- utilizar eletrodos descartáveis que tenham contato de Ag/AgCl e gel sólido, e não reutilizar estes eletrodos;
- em caso de uso prolongado do eletrodo, substituir o descartável pelo fixo;
- utilizar bateria nos equipamentos de aquisição em vez de ligar direto à rede elétrica;

Posicionamento dos eletrodos

- manter a distância de 2 a 2,5cm entre os eletrodos de cada canal;
- prender os eletrodos de forma que não fiquem instáveis;
- as recomendações para a localização os eletrodos é que sejam colocados sobre os principais ventres musculares relacionados aos movimentos realizados. A figura 3.23 traz o posicionamento para até 3 canais;

Aquisição do sinal:

- antes das aquisições para treinamento dos algoritmos, deve-se realizar treinos com *feedback* para padronização dos sinais;
- não há um número ideal de aquisições previamente determinado, deve-se testar qual o número mais adequado para a aprendizagem do algoritmo. O número de aquisições e o treinamento são dois componentes relacionados e seus aumentos tendem a aumentar a eficiência do algoritmo;
- em caso do sinal ser utilizado para outros fins que não a prótese mioelétrica, escolher preferencialmente o membro predominante, de maior uso da pessoa;
- O tempo de coleta de 6 segundos para cada movimento, feito a 1Khz, é suficiente.

Além do exposto, as recomendações apresentadas pelo projeto SENIAM devem ser seguidas como melhores condutas.

4.2.2 A escolha do eletrodo

Qualquer um dos três modelos de eletrodos adquiridos neste trabalho podem ser utilizados para aquisição dos sinais mioelétricos, visto que todos atendem às especificações técnicas necessárias. No entanto, para evitar que o uso de modelos distintos durante as aquisições pudesse influenciar nos resultados, e para evitar que a escolha de um deles fosse realizada aleatoriamente, foram feitos testes para identificar qual deles apresentava melhor desempenho especificamente com o sistema de aquisição utilizado neste trabalho, conforme subseção 3.4.1. O *modelo 2* foi o que apresentou melhor estabilidade, sendo portanto escolhido para os testes do protocolo.

Para Pylatiuk et al. (2009), os eletrodos descartáveis de Ag/AgCl são componentes biocompatíveis, macios e flexíveis para conforto, além de práticos e bons condutores, no entanto, os eletrodos para uso a longo prazo, além destas características, precisam ser laváveis e não dependerem de gel eletrolíticos que resseca com o tempo causando diminuição da qualidade. Por estes motivos, embora o eletrodo descartável tenham sido adotado neste trabalho, os eletrodos utilizados para uso definitivo nas próteses devem ser do tipo fixo, conforme exemplo de modelo apresentado na Figura 2.8 (a).

Enfatizamos que o uso dos eletrodos descartáveis continua sendo a melhor opção quando o tempo de uso não é prolongado (várias horas). Os custos utilizando os descartáveis é muito reduzido, e a facilidade de aplicação é maior. O fabricante do *modelo 1* recomenda a troca dos eletrodos após 24 horas.

4.2.3 *Movimentos e canais selecionados*

A discussão em relação à localização dos eletrodos sobre a pele vem sendo realizada pela SENIAM desde 1999, no entanto, esse esforço na tentativa de padronização ainda é ponto de discussão, como podemos ver no trabalho de [Mesin, Merletti e Rainoldi \(2009\)](#). Estes autores selecionaram 21 periódicos relacionados à captura de EMG, onde a metodologia de aplicação dos eletrodos foi variada, havendo 10 trabalhos que aplicaram os eletrodos sobre os ventres musculares, 6 aplicaram entre a zona de inervação (IZ) e o tendão, 1 no ponto motor e os 4 restantes não declararam. Além dos trabalhos consultados, foi utilizado pelos autores um simulador computacional para imitar a captura do sinal EMG na pele e foram realizados testes. Fica claro em seus resultados que, mesmo tendo sido produzidas algumas recomendações, para encontrar a melhor localização dos eletrodos e a melhor distância entre eles, os testes individuais são as melhores opções devido às variações anatômicas.

De fato, os testes nos cotos são uma prática normal durante os ajustes das próteses para que os eletrodos sejam colocados na região que proporcione o melhor sinal EMG. No entanto, os eletrodos devem ser inicialmente colocados em regiões de referências obtidas a partir de estudos. Aqui neste trabalho foi estudada a melhor localização utilizando 5 canais distribuídos sobre os ventres musculares e distribuídos em formato de bracelete, conforme apresentado no capítulo 3.4, prevalecendo a distribuição sobre os ventres. Neste ponto, cabe ao protocolo direcionar para o posicionamento mais adequado dos eletrodos de modo que, caso haja necessidade de alterações, estas não passem de pequenos ajustes.

O número de coletas para a aprendizagem do algoritmo é um fator importante e por isso, a relação treinamento versus número de coletas é uma relação que também precisa ficar clara. No que diz respeito ao treinamento, quanto mais o voluntário treina diante da interface de aquisição antes da realização da coleta, mais bem definido fica o padrão dos sinais, esta evolução pode ser vista na própria interface que projeta a distribuição gráfica cada vez mais semelhante à anterior. No que diz respeito ao número de aquisições, caso o padrão dos sinais não esteja bem definido, a tendência é que o padrão de um determinado movimento coletado n vezes, torne-se mais indefinido. Portanto, só é aconselhado aumentar o número de aquisições no caso de aumento da definição do padrão dos movimentos, ou seja quando o algoritmo apresentar dificuldade na identificação dos movimentos, deve ser feito mais treinos antes de aumentar o número de coletas.

Os 5 movimentos coletados para o teste de validação não são exclusivos, eles foram selecionados a partir da observação dos gráficos *BoxPlot* apresentados na seção 4.1.2. Outros movimentos podem ser selecionados, neste caso, o uso dos gráficos irá facilitar a identificação deles a partir da procura de *Boxes* que não estão sobrepostos.

Considerações Finais

5.1 Conclusão

As principais causas das amputações de décadas atrás, como é o caso das grandes guerras, foram substituídas pelos acidentes de trânsito, acidentes de trabalho e doenças vasculares. Assim, as amputações continuam sendo uma preocupação tanto para o mercado de trabalho, quanto para os sistemas de saúde e para a estética dos amputados. Entre as alternativas para amenizar os prejuízos, a construção de próteses tem sido utilizada, sejam elas construídas de forma robusta por grandes indústrias ou de forma simples por impressoras 3D. O grande problema é que, com exceção das próteses de alto valor aquisitivo, as demais não apresentam suas funcionalidades a contento, sendo este um dos principais fatores que desmotivam a adesão ao uso da prótese. Para aumentar as funcionalidades das próteses, é preciso realizar testes com o objetivo de otimizar o número de eletrodos e suas localizações, visto que tais informações não estão postas de forma clara para a comunidade científica.

Sendo assim, este trabalho buscou organizar o processo de aquisição dos sinais mioelétricos para aplicação em próteses de membros superiores por meio da construção de um protocolo de aquisição destes sinais.

A construção de um protocolo para captura de sinais mioelétricos para uso em próteses deve ser feito com um sistema de aquisição específico, como foi feito neste trabalho, pois os eletromiógrafos comerciais geralmente não fornecem o sinal mioelétrico original por canal, além de oferecerem recursos que são dispensáveis na construção dos protocolos, e são de valor aquisitivo muito altos. Portanto, o primeiro passo neste trabalho foi um sistema de aquisição específico com 5 canais como pode ser visto na seção 3.1.

Um fator importante que precisou ficar claro é que para a construção do protocolo, é suficiente utilizar um algoritmo de classificação dos padrões dos sinais, ou seja, não houve a necessidade de identificar os movimentos desde seu esboço inicial até o final, assim como não houve a necessidade de mensurar a força do movimento. Caso isso fosse necessário, deveria ser incrementado outros algoritmos tanto para leitura do espectro de frequência para identificar a força associada ao movimento, quanto o uso de vários filtros para identificar o início e o fim dos movimentos. No caso deste trabalho, o algoritmo (Random forest) foi utilizado com resultado satisfatório.

Também ficou clara a importância de uma interface de aquisição que funcione como (feed-

back) para o treinamento do usuário antes das aquisições para o treinamento do algoritmo. Esse treinamento tem o objetivo de tornar o padrão dos sinais bem definidos, o que tornará possível a identificação de mais movimentos. Outro fator importante que também foi observado é que duas aquisições já são suficientes para aprendizagem do algoritmo. Um número maior de aquisições não implica necessariamente em um aprendizado mais robusto.

Outra atividade que fez parte deste trabalho foi a construção de uma prótese virtual. Esta pode ser também uma boa opção de *feedback* para treinamento na primeira etapa de adaptação à prótese definitiva.

Por fim, a união das recomendações do projeto SENIAM e dos conhecimentos adquiridos durante o processo de construção do protocolo geraram um conjunto de recomendações que deverão otimizar a fase de aquisição de sinais para construção de próteses mioelétricas. Estas recomendações estão divididas em: cuidados gerais; características do sistema de aquisição; posicionamento dos eletrodos; e aquisição dos sinais.

5.2 Atividades Futuras

O próximo passo é utilizar o protocolo para avançar na construção de uma prótese que possa mimetizar vários movimentos, e ser de baixo custo. Embora o baixo custo e a funcionalidade sejam importantes, a estética, o peso e o consumo de energia são fatores muito importantes para que os usuários se interessem pela prótese. Sendo assim, para sua construção, a equipe deverá desenvolver o projeto atuando paralelamente em várias áreas de conhecimento.

Pretende-se também expandir o entendimento adquirido para contribuir com outras áreas de controle da robótica através dos sinais mioelétricos.

Referências Bibliográficas

AHSAN, M. R.; IBRAHIMY, M. I.; KHALIFA, O. O. The Use of Artificial Neural Network in the Classification of EMG Signals. In: *2012 Third FTRA International Conference on Mobile, Ubiquitous, and Intelligent Computing*. IEEE, 2012. p. 225–229. ISBN 978-1-4673-1956-0. Disponível em: [i<http://ieeexplore.ieee.org/document/6305853/>i](http://ieeexplore.ieee.org/document/6305853/). 2.5.1.1

AJIBOYE, A.; WEIR, R. A Heuristic Fuzzy Logic Approach to EMG Pattern Recognition for Multifunctional Prosthesis Control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 13, n. 3, p. 280–291, sep 2005. ISSN 1534-4320. Disponível em: [i<http://ieeexplore.ieee.org/document/1506815/>i](http://ieeexplore.ieee.org/document/1506815/). 2.5.1.2, 2.12

ALMEIDA, R. C. de; FACEROLI, S. T. RECONHECIMENTO DE PADRÕES MIOELETRICOS DO MOVIMENTO DOS DEDOS DA MÃO UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS. *Multiverso*, v. 1, n. 1, p. 140–151, 2016. Disponível em: [i<http://periodicos.jf.ifsudestemg.edu.br/multiverso/article/view/15/14>i](http://periodicos.jf.ifsudestemg.edu.br/multiverso/article/view/15/14). 2.4

Asghari Oskoei, M.; HU, H. Myoelectric control systems - A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 2, n. 4, p. 275–294, oct 2007. ISSN 17468094. Disponível em: [i<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809407000547>i](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809407000547). 2.5, 2.5.1.1

ATZORI, M. et al. Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses. *Scientific Data*, v. 1, n. 1, p. 140053, dec 2014. ISSN 2052-4463. Disponível em: [i<http://www.nature.com/articles/sdata201453>i](http://www.nature.com/articles/sdata201453). 1, 2.4

AUNG, Y. M.; AL-JUMAILY, A. Estimation of Upper Limb Joint Angle Using Surface EMG Signal. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, v. 10, n. 10, p. 369, oct 2013. ISSN 1729-8814. Disponível em: [i<http://www.intechopen.com/journals/international{-}journal{-}of{-}advanced{-}robotic{-}systems/estimation-of-upper-limb-joint-angle-using-surface-emg-signalhttp://journals.sagepub.com/doi/10.5772/56717>i](http://www.intechopen.com/journals/international{-}journal{-}of{-}advanced{-}robotic{-}systems/estimation-of-upper-limb-joint-angle-using-surface-emg-signalhttp://journals.sagepub.com/doi/10.5772/56717). 2.2.1

BEYER, T. et al. Acquisition Protocol Considerations for Combined PET/CT Imaging. *J Nucl Med*, v. 45, n. 1, p. 25S–35S, 2004. Disponível em: [i<http://jnm.snmjournals.org/content/45/1{-}suppl/25S.long>i](http://jnm.snmjournals.org/content/45/1{-}suppl/25S.long). 2.4

BLANC, Y.; DIMANICO, U. Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) Minimal Crosstalk Area (MCA). *The Open Rehabilitation Journal*, v. 3, n. 1, p. 110–126, jan 2010. ISSN 18749437. Disponível em: [i<http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOREHJ-3-110>i](http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOREHJ-3-110). 2.4

BLOUGH, D. K. et al. Prosthetic cost projections for servicemembers with major limb loss from Vietnam and OIF/OEF. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 47, n. 4, p. 387, 2010. ISSN 0748-7711. Disponível em: [i<http://www.rehab.research.va.gov/jour/10/474/pdf/blough.pdf>i](http://www.rehab.research.va.gov/jour/10/474/pdf/blough.pdf). 1

BRAULT-DREUX2015, E. Limbs at War: Amputation, Mutilation and Paralysis-Wilfred Owen, Blaise Cendrars and D.H. Lawrence. *Études Lawrencienne*, n. 46, oct 2015. ISSN 0994-5490. Disponível em: [i<http://journals.openedition.org/lawrence/233>i](http://journals.openedition.org/lawrence/233). 2.3

- BREIMAN, L. Random Forest. *Machine Learning*, v. 45, p. 5–32, 2001. Disponível em: [i<https://link.springer.com/content/pdf/10.1023/A:1010933404324.pdf>i](https://link.springer.com/content/pdf/10.1023/A:1010933404324.pdf). 2.5.1.3
- BUNDY, A. Preparing for the future of Artificial Intelligence. *AI & SOCIETY*, v. 32, n. 2, p. 285–287, may 2017. ISSN 0951-5666. Disponível em: [i<http://link.springer.com/10.1007/s00146-016-0685-0>i](http://link.springer.com/10.1007/s00146-016-0685-0). 2.5
- CAESARENDRA, W.; TJAHHJOWIDODO, T.; NICO, Y.; WAHYUDATI, S.; NURHASANAH, L. EMG finger movement classification based on ANFIS. *Journal of Physics: Conference Series*, v. 1007, p. 012005, apr 2018. ISSN 1742-6588. Disponível em: [i<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1007/1/012005>i](https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1007/1/012005). 1
- CARVALHO, F. S.; KUNZ, V. C.; DE, R. P. Prevalência De Amputação Em Membros Inferiores De Causa Vascular : Análise De Prontuários. *Arquivos de Ciências da Saúde Unipar*, v. 9, n. 1, p. 23–30, 2005. 2.3
- CHIANURA, A.; GIARDINI, M. E. An electrooptical muscle contraction sensor. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 48, n. 7, p. 731–734, jul 2010. ISSN 0140-0118. Disponível em: [i<http://link.springer.com/10.1007/s11517-010-0626-x>i](http://link.springer.com/10.1007/s11517-010-0626-x). 2.2.2
- CHOWDHURY, R. et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*, v. 13, n. 9, p. 12431–12466, sep 2013. ISSN 1424-8220. Disponível em: [i<http://www.mdpi.com/1424-8220/13/9/12431>i](http://www.mdpi.com/1424-8220/13/9/12431). 2.5
- CORIOLOANO, M. d. G. W. d. S. et al. Monitorando a deglutição através da eletromiografia de superfície. *Revista CEFAC*, v. 12, n. 3, p. 434–440, jun 2010. ISSN 1982-0216. Disponível em: [i<http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-18462010000300011&lng=pt&nrm=iso&tlng=en>i](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-18462010000300011&lng=pt&nrm=iso&tlng=en). 2.2.1
- CRISWELL, E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. ed. Massachusets: Jones and Bartlett, 2011. ISBN 978-0-7637-3274-5. 1
- CUNHA, F. L. da. *Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, São Carlos, apr 2002. Disponível em: [i<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/>i](http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/). 2.5.1.1
- DE LUCA, C. J. *Surface Electromyography: detection and recording*. DELSYS Incorporated, 2002. 1–10 p. Disponível em: [i<https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>i](https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf). 1, 2.1.2, 2.4
- DENG, J.; NIU, J.; WANG, K.; XIE, L.; YANG, G. Discriminant Analysis Based EMG Pattern Recognition for Hand Function Rehabilitation. In: . [s.n.], 2018. p. 207–214. Disponível em: [i<http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-98551-0_{-}24>i](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-98551-0_{-}24). 4.2.1
- DUQUE, L. H.; De Godoi, T. D. S. M.; DÍAZ, F. J. D. O. Prótese mioelétrica controlada por redes neurais - doi: 10.5102/un.gti.v3i2.2645. *Universitas: Gestão e TI*, v. 3, n. 2, jan 2014. ISSN 2179-832X. Disponível em: [i<http://www.publicacoes.uniceub.br/index.php/gti/article/view/2645>i](http://www.publicacoes.uniceub.br/index.php/gti/article/view/2645). 2.2.1
- FERREIRA, É. L. C. *Análise da interferência de ruídos e artefatos no processo de aquisição e processamento digital de um sinal biológico*. Tese (Doutorado) — Unipar, 2007. 1

FORTES, M. d. S. R.; MARSON, R. A.; MARTINEZ, E. C. Comparação de Desempeno Físico Entre Homens e Mulheres: Revisão da Literatura. *R. Min.. Educ. Fís.*, v. 23, n. 2, p. 54–69, 2015. Disponível em: [j\(https://www.researchgate.net/publication/292059664\)](https://www.researchgate.net/publication/292059664). 4.2.1

GABARRA, L. M.; CREPALDI, M. A. Aspectos psicológicos da cirurgia de amputação. *Aletheia*, v. 30, p. 59–72, 2009. 1

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. Principles of applied biomedical instrumentation. In: . 3. ed. [S.l.]: Wiley-Interscience, 1991. cap. 12, p. 992. ISBN 978-0-471-60899-8. 2.2.1.1

GONÇALVES, S. B. B.; SAKAE, T. M.; MAGAJEWSKI, F. L. Prevalência e fatores associados aos acidentes de trabalho em uma indústria metalmeccânica. *Revista Brasileira de Medicina do Trabalho*, v. 16, n. 1, p. 26–35, 2018. ISSN 16794435. Disponível em: [j\(http://www.rbmt.org.br/details/290/pt-BR/prevalencia-e-fatores-associados-aos-acidentes-de-trabalho-em-uma-industria-metalmeccanica\)](http://www.rbmt.org.br/details/290/pt-BR/prevalencia-e-fatores-associados-aos-acidentes-de-trabalho-em-uma-industria-metalmeccanica). 2.3

HARGROVE, L.; ENGLEHART, K.; HUDGINS, B. A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 54, n. 5, p. 847–853, may 2007. ISSN 0018-9294. Disponível em: [j\(http://ieeexplore.ieee.org/document/4154997/\)](http://ieeexplore.ieee.org/document/4154997/). 2.2.1

HAYKIN, S. *Redes neurais: princípios e prática*. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2001. 902 p. ISBN 978-85-7307-718-6. 2.5.1.1, 2.10

HAYKIN, S. *Neural Networks and Learning Machines*. 3. ed. Ontario: Pearson, 2009. 906 p. ISBN 978-0-13-147139-9. 2.5.1.1

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361–374, oct 2000. ISSN 10506411. Disponível em: [j\(https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641100000274\)](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641100000274). 1

HOUGLUM, P. A.; BERTOTI, D. B. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 6th ed. ed. Philadelphia[US]: F. A. Davis Company, 2012. ISBN 9780803623521. 2.2.1

IBRAHIM, Z. et al. *Electromyography Signal Based For Intelligent Prosthesis Design*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008. 187–190 p. Disponível em: [j\(http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-69139-6_{_}50\)](http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-69139-6_{_}50). 2.2.1

KARMEN, G.; GABRIEL, D. A. *Essentials of Electromyography*. United States: Human Kinetics, 2010. 256 p. ISBN 0-7360-8550-5. 2.1.1, 2.2, 2.1.2, 2.5, 3.4.1, 4.2.1

KELLY, M.; PARKER, P.; SCOTT, R. The application of neural networks to myoelectric signal analysis: a preliminary study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 37, n. 3, p. 221–230, mar 1990. ISSN 00189294. Disponível em: [j\(http://ieeexplore.ieee.org/document/52324/\)](http://ieeexplore.ieee.org/document/52324/). 2.5.1.1

KHEZRI, M.; JAHED, M. Real-time intelligent pattern recognition algorithm for surface EMG signals. *BioMedical Engineering OnLine*, v. 6, n. 1, p. 45, 2007. ISSN 1475-925X. Disponível em: [j\(http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-6-45\)](http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-6-45). 2.5.1.2, 2.11

- KHEZRI, M.; JAHED, M. A Neuro-Fuzzy Inference System for sEMG-Based Identification of Hand Motion Commands. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, v. 58, n. 5, p. 1952–1960, may 2011. ISSN 0278-0046. Disponível em: [j<http://ieeexplore.ieee.org/document/5491165/>](http://ieeexplore.ieee.org/document/5491165/). 2.5.1.2
- KHUSHABA, R. N.; KODAGODA, S.; TAKRURI, M.; DISSANAYAKE, G. Toward improved control of prosthetic fingers using surface electromyogram (EMG) signals. *Expert Systems with Applications*, v. 39, n. 12, p. 10731–10738, sep 2012. ISSN 09574174. Disponível em: [j<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957417412004654/>](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957417412004654). 2.4
- KOIVA, R.; HILSENBECK, B.; CASTELLINI, C. FFLS: An accurate linear device for measuring synergistic finger contractions. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2012. p. 531–534. ISBN 978-1-4577-1787-1. Disponível em: [j<http://ieeexplore.ieee.org/document/6345985/>](http://ieeexplore.ieee.org/document/6345985/). 1
- KONRAD, P. *The ABC of EMG*. 1.4. ed. Arizona: Noraxon, 2006. 61 p. ISBN 0-9771622-1-4. 2.3
- KUMITA, S.-i. et al. Rapid data acquisition protocol in ECG-gated myocardial perfusion SPECT with Tc-99m-tetrofosmin. *Annals of Nuclear Medicine*, v. 12, n. 2, p. 71–75, apr 1998. ISSN 0914-7187. Disponível em: [j<http://link.springer.com/10.1007/BF03164832/>](http://link.springer.com/10.1007/BF03164832). 2.4
- LEITE, C. F.; FRANKINI, A. D.; DEDAVID, E. B.; HAFFNER, J. Análise retrospectiva sobre a prevalência de amputações bilaterais de membros inferiores. *Jornal Vasculiar Brasileiro*, v. 3, n. 2001, p. 206–213, 2004. 2.3
- LOEB, G. E.; RICHMOND, F. J. Architectural features of multiarticular muscles. *Human Movement Science*, v. 13, n. 5, p. 545–556, oct 1994. ISSN 01679457. Disponível em: [j<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0167945794900043/>](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0167945794900043). 2.1.2
- MERLETTI, R.; PARKER, P. *Electromyography Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004. 493 p. ISBN ISBN 0-471-67580-6. 1, 2.1.1, 2.1, 2.1.2, 2.2.1, 2.2.1.1, 2.2.1.1, 2.7
- MESIN, L.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. Surface EMG: The issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, p. 719–726, oct 2009. ISSN 10506411. Disponível em: [j<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641108001181/>](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641108001181). 4.2.3
- NG, M. Y.; POURMAJIDIAN, M.; HAMZAID, N. A. Mechanomyography sensors for detection of muscle activities and fatigue during Fes-evoked contraction. In: *2014 IEEE 19th International Functional Electrical Stimulation Society Annual Conference (IFESS)*. IEEE, 2014. p. 1–3. ISBN 978-1-4799-6483-3. Disponível em: [j<http://ieeexplore.ieee.org/document/7036759/>](http://ieeexplore.ieee.org/document/7036759/). 2.2.2
- PAPADATOU-PASTOU, M. et al. Human handedness: A meta-analysis. *Psychological Bulletin*, v. 146, n. 6, p. 481–524, jun 2020. ISSN 1939-1455. Disponível em: [j<http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/bul0000229/>](http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/bul0000229). 4.2.1
- PATEL, B. R.; RANA, K. K. A Survey on Decision Tree Algorithm For Classification. *IJEDR*, v. 2, n. 1, p. 2321–9939, 2014. Disponível em: [j<https://www.ijedr.org/papers/IJEDR1401001.pdf/>](https://www.ijedr.org/papers/IJEDR1401001.pdf). 2.5.1.3

PEIXOTO, A. M.; ZIMPEL, S. A.; OLIVEIRA, A. C. A. de; MONTEIRO, R. L. S.; CARNEIRO, T. K. G. Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. *Fisioterapia e Pesquisa*, FapUNIFESP (SciELO), v. 24, n. 4, p. 378–384, dec 2017. 1, 2.3

PENNACHIN, C.; GOERTZEL, B. *Artificial General Intelligence*. Berlin: Springer, 2007. 509 p. ISBN 978-3540237334. 2.5

PINZON, J. A. G.; MENDOZA, L. E. Adquisición y procesamiento de señales emg para controlar movimiento de un brazo hidraulico. *Mundo FESC*, v. 4, n. 7, p. 49–60, 2014. Disponível em: [j<\(https://www.fesc.edu.co/Revistas/OJS/index.php/mundofesc/article/view/22\)>i](https://www.fesc.edu.co/Revistas/OJS/index.php/mundofesc/article/view/22). 2.4

PIZZOLATO, S. et al. Comparison of six electromyography acquisition setups on hand movement classification tasks. *PLOS ONE*, v. 12, n. 10, p. e0186132, oct 2017. ISSN 1932-6203. Disponível em: [j<\(https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0186132\)>i](https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0186132). 1

POLGAR, J.; JOHNSON, M.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on fibre size in thirty-six human muscles. *Journal of the Neurological Sciences*, v. 19, n. 3, p. 307–318, jul 1973. ISSN 0022510X. Disponível em: [j<\(https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022510X73900944\)>i](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022510X73900944). 2.1.2

POZZO, M. Electromyography (EMG), Electrodes and Equipment for. In: *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2006. Disponível em: [j<\(http://doi.wiley.com/10.1002/9780471740360.ebs1425\)>i](http://doi.wiley.com/10.1002/9780471740360.ebs1425). 2.2.1.1, 2.2.1.2, 2.8, 2.2.1.2

PUTS, R.; PABST, R. *Atlas de Anatomia Humana: Sobotta*. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 417, V1 p. ISBN 3-437-41940-4. 3.14, 3.15, 3.16

PYLATIUK, C. et al. Comparison of surface EMG monitoring electrodes for long-term use in rehabilitation device control. In: *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. IEEE, 2009. p. 300–304. ISBN 978-1-4244-3788-7. Disponível em: [j<\(http://ieeexplore.ieee.org/document/5209576/\)>i](http://ieeexplore.ieee.org/document/5209576/). 4.2.2

SABANEEFF, A.; CALDAS, L. D.; GARCIA, M. A. C.; NOJIMA, M. d. C. G. Proposal of surface electromyography signal acquisition protocols for masseter and temporalis muscles. *Research on Biomedical Engineering*, v. 33, n. 4, p. 324–330, oct 2017. ISSN 2446-4740. Disponível em: [j<\(http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402017000400324&lng=en&tlng=en\)>i](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402017000400324&lng=en&tlng=en). 2.4

SANTOS, L. B. *Modelo computacional para detecção do movimento da mão humana baseada na interpretação de sinais mioelétricos*. 189 p. Tese (Doutorado) — Centro Universitário SENAI CIMATEC, 2018. 1, 2.4, 2.5.1.1, 3

SAÚDE, M. da. *Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada*. 1. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 36 p. ISBN 9788533419810. Disponível em: [j<\(http://bvsm.sau.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes-atencao-pessoa-amputada.pdf\)>i](http://bvsm.sau.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes-atencao-pessoa-amputada.pdf). 1, 2.3

SEGAL, R. L.; CATLIN, P. A.; KRAUSS, E. W.; MERICK, K. A.; ROBILOTTO, J. B. Anatomical Partitioning of Three Human Forearm Muscles. *Cells Tissues Organs*, v. 170, n. 2-3, p. 183–197, 2002. ISSN 1422-6405. Disponível em: [j<\(https://www.karger.com/Article/FullText/46191\)>i](https://www.karger.com/Article/FullText/46191). 2.1.2

SEIDEL, A. C.; NAGATA, A. K.; ALMEIDA, H. C.; BONOMO, M. Epistemologia sobre amputações e desbridamentos de membros inferiores realizados no Hospital Universitário de Maringá. *Jornal Vascular Brasileiro*, v. 7, n. 4, p. 308–315, 2008. ISSN 16775449. 2.3

SHARMA, H.; KUMAR, S. A Survey on Decision Tree Algorithms of Classification in Data Mining. *International Journal of Science and Research (IJSR)*, v. 5, 2016. Disponível em: [j<https://www.researchgate.net/publication/324941161>ç](https://www.researchgate.net/publication/324941161). 2.5.1.3, 3.2

STEGEMAN, D. F.; HERMENS, H. J. Standards for surface electromyography: the european project surface emg for non-invasive assessment of muscles (seniam). p. 108–112, 2007. 2.4

STLBERG, E.; FALCK, B. The role of electromyography in neurology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 103, n. 6, p. 579–598, dec 1997. ISSN 00134694. Disponível em: [j<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0013469497001387>ç](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0013469497001387). 2.2.1.1, 2.6

TSINGANOS, P.; CORNELIS, B.; CORNELIS, J.; JANSEN, B.; SKODRAS, A. Deep Learning in EMG-based Gesture Recognition. In: *Proceedings of the 5th International Conference on Physiological Computing Systems*. SCITEPRESS - Science and Technology Publications, 2018. p. 107–114. ISBN 978-989-758-329-2. Disponível em: [j<http://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0006960201070114>ç](http://www.scitepress.org/DigitalLibrary/Link.aspx?doi=10.5220/0006960201070114). 2.5.1.1

VARMA, S. Electromyography and neuromuscular disorders: Clinical-electrophysiologic correlations, 3rd Edition edited by David C.Preston and Barbara E.Shapiro, 664 pp., Elsevier Saunders, 2012, \$199. *Muscle & Nerve*, v. 48, n. 2, p. 308–308, aug 2013. ISSN 0148639X. Disponível em: [j<http://doi.wiley.com/10.1002/mus.23894>ç](http://doi.wiley.com/10.1002/mus.23894). 2.2.1

ZADEH, L. Fuzzy sets. *Information and Control*, v. 8, n. 3, p. 338–353, jun 1965. ISSN 00199958. Disponível em: [j<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S001999586590241X>ç](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S001999586590241X). 2.5.1.2

Parecer Consubstanciado

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Modelagem do Padrão de Sinais Mioelétricos do Coto de Amputados Transradial utilizando Rede Neural Artificial

Pesquisador: Alberto Monteiro Peixoto

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 65658417.5.0000.5012

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CIENCIAS DA SAUDE DE ALAGOAS -

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.063.950

Apresentação do Projeto:

Introdução: O Brasil realizou entre 2008 e 2015 mais de 361 mil procedimentos de amputação de membros superiores e inferiores, no número de próteses, no entanto, não é uma realidade para a maioria destes amputados. Os principais motivos são preço, a funcionalidade e a estética. As próteses que mais atendem a estas necessidades são as mioelétricas, no entanto encontramos um grande problema na sua fabricação, que é a complexidade dos sinais mioelétricos na superfície da pele. Por isto, a grande maioria das próteses mioelétricas trabalham apenas com flexão e extensão da mão e punho. Aquelas que realizam mais movimentos podem custar mais de cem mil dólares. Objetivo: O projeto aqui proposto, tem o objetivo de modelar o padrão de sinais mioelétricos do antebraço relacionando-os aos movimentos básicos de mão e punho, utilizando redes neurais artificiais. Metodologia: Trata-se de um estudo experimental. Serão utilizadas 5 placas de aquisição, colocadas estrategicamente na região do coto. Os sinais capturados serão entregues a um conversor A/D Arduino e enviados ao computador que fará a identificação do movimento utilizando rede neural artificial. Relevância: Com esta modelagem será possível capturar todos os movimentos básicos da mão, proporcionando mais funcionalidades às próteses, permitindo também preço mais acessível. Contribuição: Este estudo propõe uma nova técnica de aquisição dos sinais mioelétricos.

Endereço: Rua Pio XII, 355

Bairro: Jatiúca

CEP: 57.035-560

UF: AL

Município: MACEIO

Telefone: (82)3214-6800

Fax: (82)3214-6828

E-mail: comite_etica_fal@hotmail.com

Continuação do Parecer: 2.063.950

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo

Modelar o padrão de sinais mioelétricos do antebraço relacionando-os aos movimentos básicos de mão e punho, utilizando redes neurais artificiais.

Objetivos Específicos

- Identificar o padrão de distribuição das placas de aquisição de sinais mioelétricos sobre o antebraço do voluntário e construir um bracelete para fixá-lo.
- Desenvolver a programação para atuar junto à placa ArduinoR para receber o sinal analógico e convertê-lo em digital.
- Organizar os sinais obtidos, de forma padronizada, para cada movimento realizado pelo voluntário.
- Determinar qual algoritmo de Redes Neurais Artificiais será utilizado para identificação do padrão de movimento associado aos sinais.
- Realizar a validação do modelo.

ADEQUADOS.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Dos riscos da pesquisa: Os componentes utilizados neste experimento, embora possam trabalhar com tensões até 18 volts, serão alimentados com 5 volts, e correntes de 9mA. Além disso, nenhuma corrente será aplicada no tecido do usuário. Portanto, vamos trabalhar numa faixa que exclui riscos de lesões aos usuários. Os eletrodos autocolantes que serão utilizados para fazer a acoplagem das placas, serão de marca conhecida no mercado e testada dermatologicamente, para que não produza desconfortos.

Dos benefícios da pesquisa: Não há, nesta etapa da pesquisa, benefício direto para o participante voluntário. No entanto, este trabalho tem o objetivo de baixar os custos de construção de uma prótese mioelétrica e aumentar sua funcionalidade de tal forma que este recurso, tão importante para a população dos amputados, seja mais acessível e dê mais liberdade de movimentos ao usuário.

ADEQUADOS.

Endereço: Rua Pio XII, 355

Bairro: Jatiúca

CEP: 57.035-560

UF: AL

Município: MACEIO

Telefone: (82)3214-6800

Fax: (82)3214-6828

E-mail: comite_etica_fal@hotmail.com

SOCIEDADE DE ENSINO
SUPERIOR DE ALAGOAS /
FACULDADE ESTÁCIO DE



Continuação do Parecer: 2.063.950

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

TODAS AS PENDÊNCIAS ÉTICAS FORAM AJUSTADAS.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

CORRETOS.

Recomendações:

SEM COMENTÁRIOS.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

SEM PENDÊNCIAS.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_857969.pdf	29/04/2017 14:23:29		Aceito
Outros	TermConfidencialidade.pdf	29/04/2017 14:18:12	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoV3.pdf	29/04/2017 14:15:28	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	DeclaracaoInfraestrutura.pdf	29/04/2017 14:12:51	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Cronograma	CronogramaV2.pdf	08/04/2017 17:48:02	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_v2.pdf	06/04/2017 13:16:49	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	17/02/2017 14:16:56	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_compromisso_pesquisador.pdf	17/02/2017 13:10:57	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_instituicao.pdf	17/02/2017 13:08:09	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito
Folha de Rosto	folha_rosto.pdf	17/02/2017 12:58:57	Alberto Monteiro Peixoto	Aceito

Situação do Parecer:

Endereço: Rua Pio XII, 355

Bairro: Jatiúca

CEP: 57.035-560

UF: AL

Município: MACEIO

Telefone: (82)3214-6800

Fax: (82)3214-6828

E-mail: comite_etica_fal@hotmail.com

SOCIEDADE DE ENSINO
SUPERIOR DE ALAGOAS /
FACULDADE ESTÁCIO DE



Continuação do Parecer: 2.063.950

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

MACEIO, 15 de Maio de 2017

Assinado por:
Ana Carla Vieira dos Santos
(Coordenador)

Endereço: Rua Pio XII, 355

Bairro: Jatiúca

CEP: 57.035-560

UF: AL

Município: MACEIO

Telefone: (82)3214-6800

Fax: (82)3214-6828

E-mail: comite_etica_fal@hotmail.com

TCLE



Universidade Estadual em Ciências da Saúde de Alagoas
Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação. Rua Doutor Jorge de Lima 113, 3O andar.
Trapiche da Barra, Maceió, AL. CEP: 57010-382

Pesquisador Principal: Alberto Monteiro Peixoto
Tel: (82) 99334-3571
E-mail: amp35br@hotmail.com

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1 Título do Estudo

Modelagem do Padrão de Sinais Mioelétricos do Coto de Amputados Transradial utilizando redes neurais artificiais

2 Objetivo do Estudo

O objetivo deste trabalho é criar um sistema inteligente para ser utilizado em próteses mioelétricas do antebraço, para que seja possível identificar os movimentos básicos de mão e punho. Este modelo será utilizado para a construção de uma prótese de mão mioelétrica de baixo custo capaz de realizar os principais movimentos básicos.

3 Descrição dos Procedimentos que Serão Realizados

1. O primeiro passo é a leitura e explicação da pesquisa por parte do pesquisador principal, utilizando este TCLE, para que você (o participante), decida e expresse se tem interesse de participar da pesquisa voluntariamente. Caso concorde, você assina este documento para formalizar seu interesse.
2. No segundo passo, nós iremos aferir sua pressão arterial, a verificação das medidas e características do coto, e o preenchimento do formulário (**Anexo 2**). Caso sua pressão arterial esteja alterada, primeiro você será encaminhado ao setor de emergência do hospital HGE para os devidos cuidados. Ainda neste passo, será feita a avaliação para constatar se o Sr(a) se encaixa nos critérios da pesquisa.
3. O terceiro passo é o seu encaminhamento para a sala específica onde será feita a explicação dos procedimentos, e a colocação dos sensores. Os sensores serão colocados primeiro no membro não amputado, e depois da coleta dos sinais, será feita a colocação dos eletrodos no membro amputado para que sejam realizados os mesmos procedimentos, neste caso, como se ainda tivesse o membro que foi amputado.
4. O quarto passo, após a colocação dos eletrodos, é a explicação dos movimentos que serão realizados. Serão utilizadas as imagens que se encontram no (**Anexo 3**), seguindo a sequência e as instruções conforme está descrito.

Serão realizadas 10 capturas de sinais para cada movimento, cada movimento terá a duração de 5 segundos e um tempo de 30 segundos entre cada movimento. Após a finalização da coleta no membro não amputado, será feita a troca dos sensores para o coto, e deverá ter um intervalo de até 20 minutos.

Finalizada a captura dos sinais, o Sr(a) terá feito sua contribuição e não será necessário retornar para outras avaliações.

4 Descrição dos Desconfortos e Riscos

Subjetivo: O Sr(a) pode, eventualmente, durante a aquisição dos sinais no coto, refletir sobre a sua imagem como amputado, ou como seria visto se estivesse usando uma prótese. Caso ocorra esta reflexão, ou outro desconforto subjetivo, o Sr(a) pode solicitar ao pesquisador que pare a avaliação. Caso o senhor concorde, poderá ser encaminhado a uma psicóloga que irá atendê-lo no mesmo dia.

Físico: Não estão previstos danos físicos. Todos os recursos utilizados foram selecionados levando em conta os riscos para o usuário. O único componente que pode por ventura provocar pequena reação alérgica local é o eletrodo autocolante que será utilizado para fazer a acoplagem dos sensores. No entanto, só serão utilizados eletrodos hipoalérgicos para garantir que este inconveniente não ocorra.

5 Descrição dos Benefícios

Não há benefício direto para o participante, nesta fase do estudo. No entanto, sua contribuição trará a possibilidade da construção de novas próteses mioelétricas cuja característica é o preço mais acessíveis e mais funcionalidades do que as já existentes no mercado.

6 Garantia de Acesso

Em qualquer etapa do estudo, o Sr(a) terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O pesquisador principal é o Prof. M.e Alberto Monteiro Peixoto (Mat. 500302-4) que pode ser encontrado no endereço: Rua Doutor Jorge de Lima 113, 1º andar, Trapiche da Barra, Maceió, AL; telefone +82 3315-6794. Se o Sr(a) tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas (UNCISAL), Rua Doutor Jorge de Lima 113, 1º andar; telefone: +82 3315 6772.

7 Retirada do Consentimento

É garantido ao Sr(a), a qualquer momento, a liberdade de desistir da participação na pesquisa, sem quaisquer tipo de prejuízo. Para isto, preencha o quadro abaixo e apresente este TCLE ao pesquisador principal:

Preencha este quadro apenas em caso de desistência

Revogo o consentimento prestado no dia: _____, e afirmo que não desejo prosseguir no estudo que me foi proposto. Dou como finalizado nesta data.

Cidade: _____ Data: _____

Assinatura do Pesquisador: _____

Assinatura do Participante: _____

Assinatura da Testemunha: _____

Outro Contato em Caso de Urgência																	
Nome:																	
Endereço:																	
Complemento:																	
Bairro:																	
Cidade:																	
CEP:																	
Telefone:																	
P. referência:																	

Preencher o quadro acima com informações de outra pessoa para contato em caso de emergência

Eu discuti com o Professor M.e ALBERTO MONTEIRO PEIXOTO sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Entendi todas as explicações que me foram fornecidas de forma clara e simples, inclusive permitindo que eu realizasse todas as perguntas e fizesse todas as observações que eu achei pertinente para entender o que ocorrerá comigo neste estudo, não me ficando dúvidas sobre os procedimentos a que serei submetido. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Assim, concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Considero ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo: Modelagem do Padrão de Sinais Mioelétricos do Coto de Amputados Transradial utilizando Redes Neurais Artificiais.

Local: _____ Data: _____

Assinatura do participante
(Rubricar as demais páginas)

Para o responsável do estudo

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo
(Rubricar as demais páginas)

Movimentos básicos da mão para aquisição do sinal mioelétrico

Este apêndice apresenta os movimentos que foram adotados para os testes de coleta dos sinais mioelétricos. É um total de 12 movimentos básicos da mão que são realizados com a participação de músculos do antebraço.



Posição neutra da mão e punho. Esta posição é utilizada como ponto de partida antes de cada coleta. É a posição de referência.

Figura C.1: Posição de referência da mão e punho.



Nesta posição o punho é mantido retificado e todos os dedos são fletidos.

Figura C.2: Posição de mão fechada.



Nesta posição o punho e todos os dedos são estendidos.

Figura C.3: Posição em extensão de mão e punho.



Figura C.4: Posição em pinça com todos os dedos da mão. Punho estendido.

Nesta posição ocorre a flexão dos dedos da mão e punho retificado. Este é o movimento de pinça com todos os dedos sem objeto.



Figura C.5: Posição em pinça segurando moeda

Nesta posição a mão e punho estendidos com flexão do indicador sobre o polegar segurando uma moeda.



Figura C.6: Posição com indicador estendido

Nesta posição os dedos da mão são fletidos, com exceção do indicador. Punho estendido.



Nesta posição os dedos da mão são fletidos, com exceção do quinto dedo. Punho estendido.

Figura C.7: Posição com extensão do quinto dedos



Nesta posição os dedos da mão são mantidos estendidos, enquanto o punho realiza flexão.

Figura C.8: Posição de flexão do punho e dedos estendidos



Nesta posição o primeiro e quinto dedos da mão estão formando uma pinça, enquanto os outros estão estendidos.

Figura C.9: Pinça com dedos 1 e 3



Nesta posição o primeiro e terceiro dedos da mão estão formando uma pinça, enquanto os outros estão estendidos.

Figura C.10: Pinça com dedos 1 e 5



Nesta posição os dedos estão estendidos e a mão em desvio cubital.

Figura C.11: Posição em desvio cubital



Nesta posição os dedos da mão estão fletidos com exceção do quinto dedo.

Figura C.12: Flexão de mão com extensão de quinto dedo

Código Arduino

Algoritmo 2 Código Arduino

```
1 =====
2 Alberto Monteiro Peixoto, 2020
3 Este código foi utilizado para aquisição com três canais.
4 =====
5 int Pino1 = A0;          // Declaração dos pinos de entrada
6 int Pino2 = A1;
7 int Pino3 = A2;
8
9 int canal1 = 0; // variaveis para armazena leitura do sinal
10 int canal2 = 0;
11 int canal3 = 0;
12
13 float alpha = 0.02; // fator média móvel
14 int C1 = canal1; // variaveis para média móvel
15 int C2 = canal2;
16 int C3 = canal3;
17
18 void setup()
19 {Serial.begin(115200);} // inicia comunicação serial
20
21 void loop()
22 {
23 canal1 = analogRead(Pino1); // ler porta analogica
24 canal2 = analogRead(Pino2);
25 canal3 = analogRead(Pino3);
26
27 C1 = (alpha*canal1) + ((1-alpha)*C1); // calcula media
28 C2 = (alpha*canal2) + ((1-alpha)*C2);
29 C3 = (alpha*canal3) + ((1-alpha)*C3);
30
31 Serial.print(C1); // imprime
32 Serial.print(";");
33 Serial.print(C2);
34 Serial.print(";");
35 Serial.println(C3);
36 }
```

Código da Árvore de Decisão

Algoritmo 3 Código da Árvore em Python

```

1 '''Created on Thu Oct 17 17:07:55 2019
2 @author: Bruno...
3 @adaptações: Alberto Monteiro Peixoto
4 ====='''
5 from sklearn.ensemble import RandomForestClassifier
6 from sklearn.model_selection import train_test_split
7 import numpy as np
8 import pandas as pd
9 import os
10 import socket
11
12 MESSAGE = ""
13 UDP_IP = "127.0.0.1"
14 UDP_PORT = 5005
15 data = pd.DataFrame(columns=["C1", "C2", "C3", "Label"])
16 for filename in filter(lambda f: '.dat' in f, os.listdir('1Khz')):
17     temp = pd.read_csv(f'1Khz/{filename}', sep=";", names=["C1", "C2", "C3", "Label"])
18     data = data.append(temp)
19     y = data['Label']
20     X = data.drop(['Label'], axis=1)
21     X_train, X_test, y_train, y_test=train_test_split(X, y, test_size=0.2, stratify=y)
22     clf = RandomForestClassifier(n_estimators=6, max_depth=8, random_state=0)
23     clf.fit(X_train.values.astype('int'), y_train.values.astype('int'))
24     print("RANDOM FOREST TRAINED!")
25
26 from serial import Serial
27 try: arduino = Serial('/dev/ttyACM0', 115200, timeout=0.01)
28 except:
29     print("Não foi identificado sinal na porta serial")
30     print("Programa finalizado.")
31     exit()
32
33 while True:
34     try:
35         X_validation = arduino.readline().decode('utf-8').strip().split(';')
36         if(len(X_validation) != 3): continue
37     try:
38         X_validation = [int(i) for i in X_validation]
39         except ValueError: continue
40
41     X_validation = np.reshape(X_validation, (1, -1))
42     MESSAGE = (f'{clf.predict(X_validation)}').encode()
43     sock = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_DGRAM)
44     sock.sendto(MESSAGE, (UDP_IP, UDP_PORT))
45     except UnicodeDecodeError: print("...")
46

```

Dados da Validação do Protocolo

Os dados da validação do protocolo foram dispostos em 6 tabelas a seguir. Cada tabela apresenta a coleta dos voluntários, até totalizar 30 ao todo, 15 masculino e 15 feminino. Para cada braço foram feitas 2 aquisições, conforme descrito no item 3.4.2.2 (sendo uma delas para teste do percentual de acerto), desta forma as 8 linhas atribuídas a cada voluntário contêm 16 aquisições.

Os movimentos utilizados foram os apresentados na figura F.1 a seguir. Os números dos movimentos são os mesmos utilizados nas tabelas.

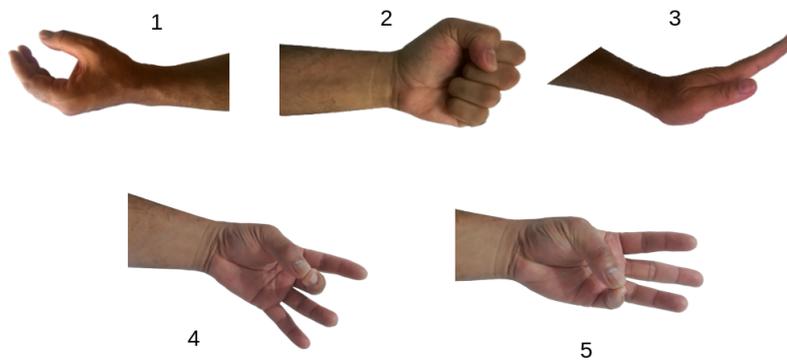


Figura F.1: Movimentos utilizados para validação do protocolo. *Fonte: próprio autor.*

Tabela F.1: Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto do Algoritmo	Braço	Sexo	Postura*
	1	2	3	4	5				
voluntário 1	sim	sim	sim	sim	sim	67%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	64%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	77%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	E	M	2
	sim	sim	sim	não	sim	63%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	93%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	80%	E	M	4
voluntário 2	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	94%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	100%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	E	M	4
voluntário 3	sim	sim	sim	sim	sim	87%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	não	60%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	80%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	67%	D	M	3
	sim	sim	sim	não	sim	63%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	não	63%	E	M	4
voluntário 4	sim	sim	sim	sim	sim	91%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	M	3
	sim	sim	sim	não	sim	62%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	81%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	M	4
voluntário 5	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	71%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	86%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	E	M	4

*Sentado com cotovelo (1 = estendido; 2 = fletido), Em pé com cotovelo (3 = estendido; 4 = fletido)

D = direito, E = esquerdo, M = masculino, F = feminino

Tabela F.2: Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto do Algoritmo	Braço	Sexo	Postura*
	1	2	3	4	5				
voluntário 6	sim	sim	sim	sim	sim	70%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	62%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	73%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	80%	E	M	4
voluntário 7	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	82%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	60%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	71%	D	M	4
	sim	sim	sim	não	sim	63%	E	M	4
voluntário 8	sim	sim	sim	sim	sim	87%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	82%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	94%	D	M	2
	sim	sim	sim	não	sim	60%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	81%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	89%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	E	M	4
voluntário 9	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	74%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	M	4
voluntário 10	sim	sim	sim	sim	sim	87%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	93%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	não	60%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	70%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	4

*Sentado com cotovelo (1 = estendido; 2 = fletido), Em pé com cotovelo (3 = estendido; 4 = fletido)

D = direito, E = esquerdo, M = masculino, F = feminino

Tabela F.3: Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto do Algoritmo	Braço	Sexo	Postura*
	1	2	3	4	5				
voluntário 11	sim	sim	sim	sim	sim	85%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	71%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	67%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	86%	E	M	4
voluntário 12	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	94%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	M	2
	sim	sim	sim	não	não	50%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	M	4
voluntário 13	sim	sim	sim	sim	sim	88%	D	M	1
	sim	sim	não	não	sim	50%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	72%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	M	3
	sim	sim	não	sim	não	50%	E	M	3
	sim	sim	não	não	não	40%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	81%	E	M	4
voluntário 14	sim	sim	sim	sim	sim	70%	D	M	1
	sim	sim	sim	não	não	50%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	66%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	88%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	M	4
voluntário 15	sim	sim	sim	sim	sim	70%	D	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	M	1
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	D	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	81%	E	M	2
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	63%	E	M	3
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	M	4
	sim	sim	sim	sim	sim	62%	E	M	4

*Sentado com cotovelo (1 = estendido; 2 = fletido), Em pé com cotovelo (3 = estendido; 4 = fletido)

D = direito, E = esquerdo, M = masculino, F = feminino

Tabela F.4: Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto do Algoritmo	Braço	Sexo	Postura*
	1	2	3	4	5				
voluntária 16	sim	sim	sim	sim	sim	77%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	80%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	91%	E	F	4
voluntária 17	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	não	60%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	91%	E	F	4
voluntária 18	sim	sim	sim	sim	não	60%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	88%	E	F	4
voluntária 19	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	87%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	82%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	75%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	E	F	4
voluntária 20	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	89%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	87%	E	F	4

*Sentado com cotovelo (1 = estendido; 2 = fletido), Em pé com cotovelo (3 = estendido; 4 = fletido)

D = direito, E = esquerdo, M = masculino, F = feminino

Tabela F.5: Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto do Algoritmo	Braço	Sexo	Postura*
	1	2	3	4	5				
voluntária 21	sim	sim	sim	sim	sim	89%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	não	60%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	D	F	2
	sim	sim	sim	não	sim	60%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	D	F	3
	sim	sim	sim	não	sim	62%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	4
voluntária 22	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	69%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	82%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	80%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	69%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	4
voluntária 23	sim	sim	sim	sim	sim	94%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	62%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	não	60%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	não	60%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	4
voluntária 24	sim	sim	sim	sim	sim	80%	D	F	1
	sim	sim	sim	não	sim	60%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	83%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	89%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	4
voluntária 25	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	90%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	87%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	88%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	78%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	4

*Sentado com cotovelo (1 = estendido; 2 = fletido), Em pé com cotovelo (3 = estendido; 4 = fletido)

D = direito, E = esquerdo, M = masculino, F = feminino

Tabela F.6: Movimentos identificados durante os testes de validação e percentual de acertos do algoritmo.

Voluntários	Movimentos identificados					Acerto do Algoritmo	Braço	Sexo	Postura*
	1	2	3	4	5				
voluntária 26	sim	sim	sim	sim	sim	74%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	92%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	75%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	81%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	76%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	65%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	99%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	E	F	4
voluntária 27	sim	sim	sim	sim	sim	78%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	91%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	94%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	4
voluntária 28	sim	sim	sim	sim	sim	94%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	62%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	não	60%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	não	60%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	68%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	97%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	4
voluntária 29	sim	sim	sim	sim	sim	80%	D	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	96%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	91%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	83%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	88%	E	F	4
voluntária 30	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	F	1
	sim	sim	sim	não	não	50%	E	F	1
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	D	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	83%	E	F	2
	sim	sim	sim	sim	sim	95%	D	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	85%	E	F	3
	sim	sim	sim	sim	sim	98%	D	F	4
	sim	sim	sim	sim	sim	84%	E	F	4

*Sentado com cotovelo (1 = estendido; 2 = fletido), Em pé com cotovelo (3 = estendido; 4 = fletido)

D = direito, E = esquerdo, M = masculino, F = feminino

*Aquisição de sinais EMG da região do antebraço para uso em próteses mioelétricas:
Contexto experimentos e definição de um protocolo*

Alberto Monteiro Peixoto

Salvador, Salvador 2021.