

**UNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS - UNISINOS
UNIDADE ACADÊMICA DE GRADUAÇÃO
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

LUCAS TEIXEIRA BELONI

**DESENVOLVIMENTO DE BANCO DE DADOS DE MOVIMENTOS/GESTOS DE
MÃO ATRAVÉS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA**

**SÃO LEOPOLDO
2022**

Lucas Teixeira Beloni

**DESENVOLVIMENTO DE BANCO DE DADOS DE MOVIMENTOS/GESTOS DE
MÃO ATRAVÉS DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito parcial para
obtenção do título de Bacharel em
Engenharia Elétrica, pelo Curso de
Engenharia Elétrica da Universidade do
Vale do Rio dos Sinos - UNISINOS

Orientador: Prof. Dr. João Olegário de Oliveira de Souza

São Leopoldo
2022

RESUMO

Com o avanço da Engenharia e Medicina, pessoas com deficiências físicas buscam utilizar desses estudos, alternativas para suprimir suas dificuldades no cotidiano e para se integrar na sociedade. O desenvolvimento de próteses mecatrônicas controladas através da mente do usuário, aparenta ser uma dessas alternativas. Com isso em mente, este trabalho aborda o desenvolvimento de algumas etapas de um sistema de prótese, controlada por sinais de eletromiografia por superfície (sEMG), que são: Coleta, armazenamento em um banco de dados e rotulagem através de técnicas de filtragem. O sistema desenvolvido foi capaz de coletar 17 sinais característicos de movimento de mão e rotulá-los, conforme a intenção emitida pelo cérebro do usuário. Para a realização desse sistema, foi utilizado um aparato experimental de 1 canal, com uso de eletrodos não invasivos, e com taxa de amostragem em 1 kHz. O experimento apresentou resultados satisfatórios para o banco de dados, atendendo aos padrões estabelecidos de armazenamento semelhante ao banco de dados do Ninapro.

Palavras-chaves: Sinal de Eletromiografia. Movimentos do Membro Superior. Prótese experimental do segmento mão-braço.

ABSTRACT

With the advancement of Engineering and Medicine, people with physical disabilities seek to use these studies, alternatives to suppress their difficulties in everyday life and to integrate into society. The development of mechatronic prostheses controlled through the user's mind appears to be one of these alternatives. With that in mind, this work addresses the development of some steps of a prosthesis system, controlled by surface electromyography (sEMG) signals, which are: Gathering, storage in a database and labeling through filtering techniques. The developed system was able to collect 17 characteristic hand movement signals and label them, according to the intention emitted by the user's brain. For the realization of this system, an experimental apparatus with 1 channel was used, with the use of non-invasive electrodes, and with a sampling rate of 1 kHz. The database presented satisfactory results for the database, respecting the projected standards of data similar to Ninapro.

Keywords: Electromyography Signal. Upper Limb Movements. Experimental prosthesis of the hand-arm segment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ossos da extremidade superior.....	16
Figura 2 - Representação da anatomia do músculo esquelético.....	17
Figura 3 - Principais músculos da camada superficial do braço e antebraço. (a) vista traseira dos músculos do braço; (b) vista frontal dos músculos do braço; (c) vista traseira dos músculos do antebraço; (d) vista frontal dos músculos do antebraço ..	19
Figura 4 - Prótese mecatrônica braçal LUKE Arm.....	21
Figura 5 - Padronização de sinais da prótese Myo Plus.	22
Figura 6 - Visualização do padrão de movimento com Myo Plus app.....	23
Figura 7 – Prótese de mão: i-Limb® Quantum.....	24
Figura 8 – Exemplo: Esquemático da inervação dos principais nervos do membro braçal.	25
Figura 9 – Exemplo: Processo de calibração da prótese.	26
Figura 10 - Sensor Trigno™ Quattro.	28
Figura 11 - Software de aquisição de dados EMGWorks®.	28
Figura 12 – Tela de análise de data do EMGWorks®.	29
Figura 13 - BITalino (r)evolution Plugged Kit: Partes e acessórios inclusos no kit.	30
Figura 14 - Sensor de eletromiografia (EMG): Diagrama e dimensões físicas.....	30
Figura 15 - Exemplo de colocação dos 3 eletrodos da configuração bipolar.	31
Figura 16 – Eletrodo 13E200 Myobock.	32
Figura 17 – Braçadeira Myo armband.	33
Figura 18 – Exemplo: Movimento inclusos em um protocolo de aquisição	36
Figura 19 – Padrões de força e movimentos do Exercício B.....	36
Figura 20 - Exemplo: Modelagem de mão no Blender	37
Figura 21 – OpenSignals: Resultados de uma ativação muscular (plug-in EMG)....	38
Figura 22 – Diagrama da arquitetura do sistema	41
Figura 23 – Foto: Arranjo experimental para aquisição de sinais. (1) Monitor e computador para a visualização dos movimentos; (2) Teclado; (3) Mouse; (4) Hardware BITalino; (5) Cabo e eletrodos EMG.	42
Figura 24 – Fluxograma: Módulo de entrada.....	43
Figura 25 – Foto: Posicionamento dos eletrodos.	44
Figura 26 – Foto: Realização dos ensaios.	46
Figura 27 – Movimentos alvo de classificação realizado no software Blender.	48

Figura 28 – Fluxograma: Coleta de movimentos.....	49
Figura 29 – Fluxograma: Módulo de apresentação de sinais	51
Figura 30 – Exemplo: Sinal aplicado por filtro Filtfilt.....	53
Figura 31 – Sinais EMG dos movimentos 1, 2 e 3.	59
Figura 32 – Sinal de entrada EMG.....	59
Figura 33 – Sinal EMG filtrado por passa-banda Butterworth.	60
Figura 34 – Sinal EMG retificado e suavizado.....	61
Figura 35 – Sinal EMG após a etapa de envelopamento.	61
Figura 36 – Sinal EMG após a etapa do operador TKEO.	62
Figura 37 – Definição do valor limitador.....	62
Figura 38 – Plotagem: Visualização de todos os sinais.	64
Figura 39 – Resumo do resultado para banco de dados.....	65
Figura 40 – Parâmetros de aquisição do sinal EMG.	65
Figura 41 – Conteúdo do arquivo de texto gerado para banco de dados.....	66

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Características do eletrodo 13E200 MyoBock.....	32
Quadro 2 – Especificações técnicas de Myo armband.....	34
Quadro 3 – Características entre eletrodos de fabricantes diferentes.....	35

LISTA DE SIGLAS

API	<i>Application Programming Interfaces</i> (Interfaces de Programação de Aplicação)
ASCII	<i>American Standard Code for Information Interchange</i> (Código Padrão Americano para Intercâmbio de Informações)
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i> (Bluetooth Baixa Energia)
CPU	<i>Central Processor Unit</i> (Unidade Central de Processamento)
CSV	<i>Comma Separated Values</i> (Valores Separados por Vírgulas)
CVM	Contração Voluntária Máxima
ECG	<i>Electrocardiography</i> (Eletrocardiografia)
EDA	<i>Electrodermal Activity</i> (Atividade Eletrodermal)
EEG	<i>Electroencephalography (Eletroencefalografia)</i>
EGG	<i>Electrogastrography</i> (Eletrogastrografia)
EMG	<i>Electromyography</i> (Eletromiografia)
EOG	<i>Electrooculography</i> (Eletro-oculografia)
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i> (Resposta ao Impulso de duração Infinita)
JSON	<i>JavaScript Object Notation</i> (Notação de Objeto JavaScript)
LED	<i>Light Emitter Diode</i> (Diodo Emissor de Luz)
LUKE	<i>Life Under Kinetic Evolution</i> (Vida Sobre a Evolução Cinética)
MCU	<i>Microcontroller Unit</i> (Unidade Micro controladora)
MB	<i>Megabyte</i> (unidade de medida de informação equivalente a 1.000.000 de bytes)
PyPI	<i>Python Package Index</i> (Índice de Pacotes Python)
RMS	<i>Root Mean Square</i> (Valor Eficaz)
sEMG	<i>Surface Electromyography</i> (Eletromiografia de Superfície)
UMI	Unidade de Medida de Inércia
USB	<i>Universal Serial Bus</i> (Barramento Serial Universal)
UTF-8	<i>8-bit Unicode Transformation Format</i> (Formato de transformação Unicode de 8 bits)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 Objetivo Geral.....	15
1.2 Objetivos Específicos	15
1.3 Delimitações do Trabalho.....	15
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
2.1 Anatomia da extremidade superior	16
2.2 Prótese	20
2.2.1 Prótese Mecatrônica.....	21
2.2.1.1 Ottobock	22
2.2.1.2 Össur.....	23
2.2.2 Calibração da prótese	24
2.3 Sinais EMG.....	27
2.4 Sistemas de aquisição de sinais.....	27
2.4.1 Delsys.....	27
2.4.2 BITalino	29
2.4.3 Ottobock	31
2.4.4 Thalmic Labs	33
3.4.5 Comparativo	34
2.5 Ninapro.....	35
2.6 Blender	37
2.7 OpenSignals	38
2.8 Python	38
2.8.1 NumPy.....	39
2.8.2 SciPy	39
2.8.3 Matplotlib	39
2.8.4 biosignalsnotebooks	40
2.8.5 Pandas	40
2.8.6 Jupyter Notebook	40
3 METODOLOGIA	41
3.1 Arquitetura do sistema	41
3.1.1 Protocolo de aquisição de sinais	42
3.2 Módulo de entrada	43

3.2.1 Eletrodos instalados na extremidade superior.....	44
3.2.2 Conexão com BITalino	45
3.2.3 Ajustes para aquisição	45
3.2.4 Coleta de movimentos.....	46
3.3 Módulo de apresentação de sinais	50
3.3.1 Visualização do sinal EMG.....	51
3.3.2 Rotulagem	52
3.3.2.1 Filtro passa-banda Butterworth	52
3.3.2.2 Retificação e suavização.....	52
3.3.2.3 Envelopamento	53
3.3.2.4 TKEO (Operador de Energia Teager-Kaiser)	54
3.3.2.5 Regressão normal	54
3.3.2.6 Comparação.....	55
3.3.3 Visualização de todos os sinais.....	55
3.3.3.1 Sinal EMG A1	55
3.3.3.2 Envoltória	56
3.3.3.3 Sinal identificado por início e fim de movimento.....	56
3.3.3.4 Sinal rotulado	56
3.3.3.5 Repetição	56
3.3.4 Exportação para banco de dados.....	56
4 RESULTADOS.....	57
4.1 Informação dos parâmetros de aquisição de sinal	57
4.2 Definição das funções	57
4.2.1 Anexador de texto	57
4.2.2 Rotulador de sinal	57
4.2.3 Repetição de sinal.....	58
4.3 Execução.....	58
4.3.1 Visualização do sinal EMG.....	58
4.4 Rotulagem.....	60
4.4.1 Filtro passa-banda Butterworth	60
4.4.2 Retificação e suavização.....	60
4.4.3 Envelopamento	61
4.4.4 TKEO.....	61
4.4.5 Regressão normal	62

4.4.6 Comparação.....	63
4.5 Visualização de todos os sinais.....	63
4.6 Exportação para banco de dados	64
5 CONCLUSÕES	67
5.1 Sugestões para trabalhos futuros	67
REFERÊNCIAS.....	68
APÊNDICE A – TRECHOS DE CÓDIGO REALIZADOS NO JUPYTER NOTEBOOK	
.....	72

1 INTRODUÇÃO

As pessoas que possuem alguma deficiência física, querem viver cada vez mais independentes, apesar de elas terem problemas de integração na sociedade, por ter dificuldade de executar tarefas simples do cotidiano. Atualmente, é uma preocupação no meio científico, de melhorar a qualidade de vida daqueles que perderam algum membro de seu corpo. No mercado encontram-se soluções disponíveis como: Próteses com movimentos pré-programados, que podem ser ativados por dispositivos IMU – *Inertial Measurements Unit* (Unidade de Medida Inerciais) extensômetros, eletromiografia de superfície e chaves.

Em boa parte de casos de amputação transradial e desarticulação do punho, utiliza-se próteses de sEMG – *Surface Electromyography* (Eletromiografia de Superfície) – para controlar movimentos, pois o membro ainda possui músculos responsáveis pelos movimentos da mão, e a captura dos impulsos elétricos nesses músculos, vem da intenção de movimento enviada pelo cérebro. Para casos de amputações mais graves, como desarticulação de ombro ou transumeral, só é possível usar EMG através de cirurgia de RMD (Reinervação Muscular Direcionada). Nos dois casos citados, a conduta é a mesma: Coletar os sinais EMG, extrair a característica do sinal e rotulá-lo, a modo de reconhecer a intenção de movimento do usuário para controlar a prótese.

Como adquirir os sinais? Como extrair o sinal característico emitido pelo músculo e classificar sua intenção de movimento? Como apresentar uma alternativa viável, para facilitar a vida de uma pessoa com o membro superior amputado? Essas são apenas algumas questões, que temos a intenção de solucionar por meio da tecnologia.

Este trabalho tem como finalidade desenvolver um sistema de aquisição de sinais EMG, para armazenamento em um banco de dados e extração da característica desses sinais, para reconhecimento de gestos de mão e rotulagem (*labeling*) em classes. As primeiras duas primeiras etapas de uma prótese de mão controlada por sinais EMG, são a aquisição e armazenamento. O sistema elaborado conta com a etapa de apresentação desses sinais, para enfim, extrair a característica de seu sinal para rotulagem.

1.1 Objetivo Geral

Desenvolver um sistema capaz de adquirir e armazenar sinais EMG do membro superior, extraír suas características para armazenamento, e rotulá-las conforme a intenção de movimento emitido pelo cérebro.

1.2 Objetivos Específicos

- a) desenvolver um sistema (vídeo) de apresentação de movimentos/gestos de mão;
- b) realizar a preparação do sistema (protocolos) para aquisição de sinais EMG;
- c) integrar um sistema de aquisição de sinais;
- d) coletar os sinais EMG de movimentos de mão para armazenamento em um banco de dados e visualização;
- e) apresentar os sinais coletados através de gráficos, para análise e extração de suas características, para rotulagem através do Jupyter Notebook – plataforma de computação interativa que auxilia a compilação de códigos. A plataforma deve ser utilizada para visualização e processamento do sinal a fim de rotulagem (*labeling*). Para enfim, apresentar em uma interface gráfica.

1.3 Delimitações do Trabalho

Este trabalho se estabelece a oferecer um sistema de módulos, para desenvolvimento de uma prótese de mão EMG e que já tenha funcionalidades de obtenção e armazenamento de sinais EMG, visualização desses sinais e rotulamento através da extração de sinal característico.

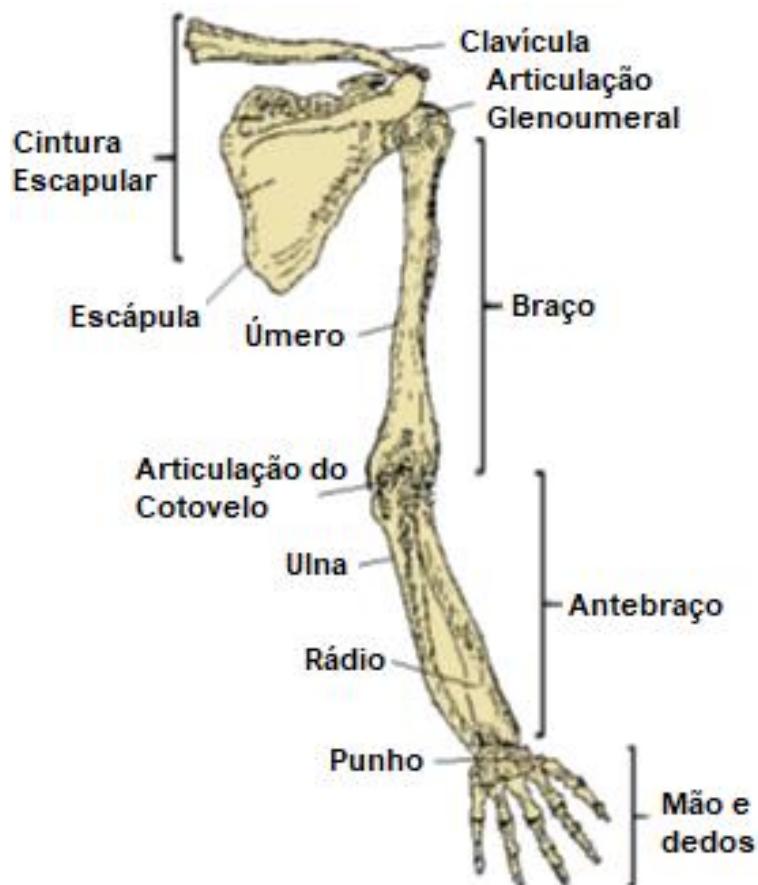
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são abordados: conceitos relacionados à extremidade superior do ser humano, as regiões de exploração de sinais Eletromiográficos para reconhecimento de movimento, e por fim, as tecnologias aplicadas no desenvolvimento deste trabalho.

2.1 Anatomia da extremidade superior

Para desenvolver uma prótese controlada por sinais EMG (Eletromiográficos), é necessário compreender a anatomia do membro superior, entender sua constituição esquelética, muscular, e associações entre os movimentos e o relaxamento e contração dos músculos. Na Figura 1, pode-se observar a anatomia dos ossos do membro superior:

Figura 1 – Ossos da extremidade superior.

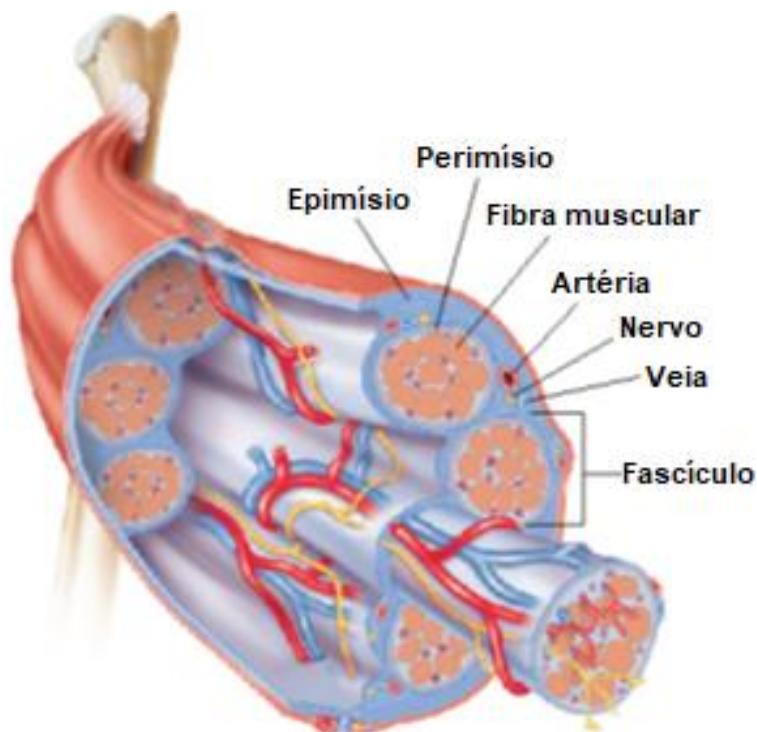


Fonte: Adaptado de (FREIXO, 2015).

Os músculos são tecidos responsáveis pelo movimento de um ser humano, tanto em movimentos voluntários com os quais interagem com o meio ambiente, como movimentos de órgãos internos como o intestino ou o coração. Os músculos dos membros superiores são classificados como músculos esqueléticos, que podem ser controlados voluntariamente (FREIXO, 2015).

Como mostra na Figura 2, esses músculos estão unidos aos ossos por tendões, seu relaxamento ou contração libera ou estica os tendões produzindo os movimentos.

Figura 2 - Representação da anatomia do músculo esquelético.



Fonte: Adaptado de (FREIXO, 2015).

Na figura acima, é possível ver que o músculo é ligado pelo Epimísio, responsável pela transferência de tensão mecânica para o osso. Internamente podem existir milhares de fibras musculares organizadas cuidadosamente em feixes, que são denominados fascículos, podendo conter até 200 fibras musculares. O fascículo é coberto pelo perimísio, um tecido que tem a função de proteger as fibras musculares e oferecer acessos para os nervos e vasos sanguíneos.

O sistema nervoso central utiliza neurônios motores para controlar as células musculares. Esses neurônios possuem a função de estimular as fibras musculares através das sinapses. O corpo dessas células se encontra na medula espinhal e seu

axônio (responsável por dirigir os impulsos elétricos até o músculo) se estende ao músculo, onde divide-se inervando para milhares de fibras musculares existentes.

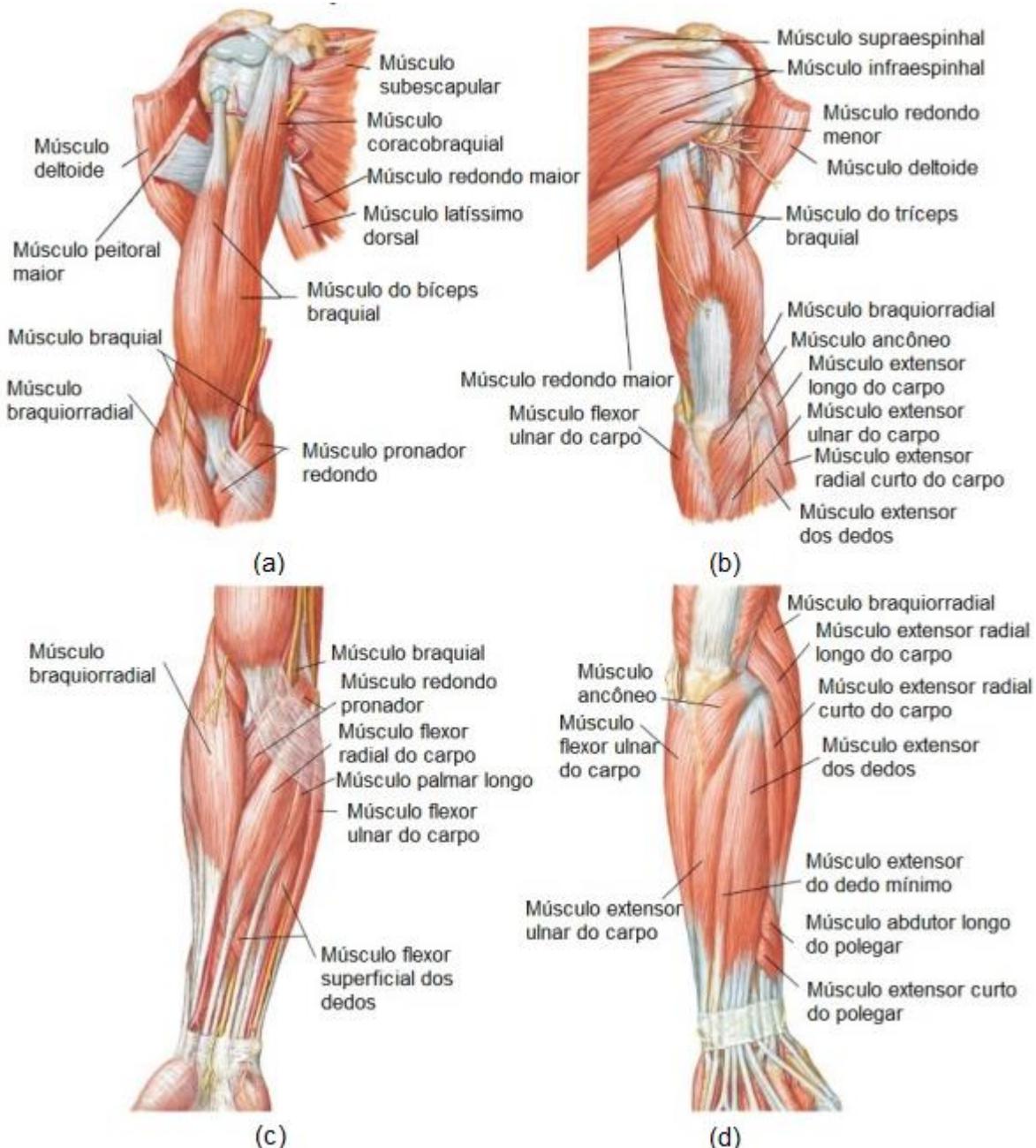
As fibras musculares são excitáveis eletricamente e estão normalmente polarizadas. Essas fibras polarizadas possuem carga elétrica no interior das células mais negativas que em seu exterior, gerando uma tensão entre 70 a 90 mV. Portanto, os sinais elétricos emitidos pelos neurônios motores controlam a contração muscular e são chamados potenciais de ação. Esse potencial de ação inverte a polaridade das células das fibras musculares, causando uma breve contração, esse processo é denominado despolarização. Após a despolarização temos a repolarização, processo o qual o potencial na membrana volta ao normal.

Os potenciais de ação passam pelas fibras musculares e podem ser detectadas na parte superficial do músculo, como um pequeno potencial elétrico da unidade motora. Essa unidade é um conjunto formado pelo neurônio motor e todas suas fibras musculares inervadas. Do ponto de vista elétrico, uma simples contração muscular, consiste em um complexo conjunto de potenciais elétricos de unidades motoras, que podem ser detectados na superfície dos músculos (FREIXO, 2015).

Conforme citado anteriormente, os músculos esqueléticos do membro superior são ligados aos ossos dos tendões e são responsáveis pelos movimentos do membro. Esses movimentos separam-se em angulares, deslizantes e circulares. Os movimentos angulares modificam o ângulo entre dois ossos, através de uma articulação entre eles, podendo ser movimentos de extensão (aumento do ângulo), flexão (diminuição do ângulo), adução (aproximação da linha média do corpo), abdução (afastamento da linha média do corpo). Os movimentos deslizantes são sutis deslocamentos entre os ossos, como ocorre nos ossos do carpo. Os movimentos circulares causam rotação em volta do eixo, podendo ser de circundução (combinação de flexão, extensão, abdução e adução na articulação do ombro para circundar uma área), supinação (rotação do antebraço que posiciona a palma da mão na direção traseira do corpo), pronação (rotação do antebraço que posiciona a palma da mão na direção frontal do corpo) e rotação (giro do membro em torno do eixo). Na mão temos dois tipos de movimento, oposição quando o polegar e o dedo mínimo estão retos e se encostam, e reposição quando voltam para a posição anatômica original. Nos diferentes níveis do membro superior, as possibilidades de movimento são dadas dos níveis superiores (mais proximais) para os níveis inferiores (mais distais). O ombro permite movimentos ao braço como abdução, adução, flexão, extensão e rotação. O

cotovelo permite ao antebraço movimentos de pronação, supinação, flexão e extensão. O punho junto com a mão, permitem uma vasta diversidade de movimentos complexos (FREIXO, 2015). Na Figura 3, mostra vistas superficiais dos principais músculos do membro superior:

Figura 3 - Principais músculos da camada superficial do braço e antebraço. (a) vista traseira dos músculos do braço; (b) vista frontal dos músculos do braço; (c) vista traseira dos músculos do antebraço; (d) vista frontal dos músculos do antebraço.



Fonte: Adaptado de (FREIXO, 2015).

2.2 Prótese

Trata-se de um componente artificial que tem a função de suprir necessidades e funções de indivíduos deficientes por amputações, sequelas físicas de nascença ou traumas. A prótese mecânica é colocada quando uma pessoa perde um membro do corpo. Essa prótese responde a qualquer impulso nervoso, sendo o substituto ideal, tendo a vantagem de ser mais resistente.

Na área da saúde, há um termo que é utilizado para a reposição de um membro do corpo, por um substituto sintético (prótese) no lugar deste membro que foi amputado, esse termo chama-se protetização. A utilização das próteses visa atribuir uma compensação na funcionalidade do membro perdido, não totalmente, mas sim permitindo que o usuário possa executar suas atividades e não ficar completamente incapacitado. Contudo, antigamente, as próteses ainda apresentavam diversos problemas como irritação ou mau encaixe nos amputados (MARCOLINO et al., 2015).

A protetização não se trata de um procedimento simples. Vários fatores devem ser analisados antes mesmo da amputação. Fatores como formato, nível da amputação, condições de coto, habilidade de controle motor remanescente, capacidade cognitiva e até mesmo aspectos econômicos devem ser considerados. Enfim, é extremamente importante que o paciente tenha uma avaliação interdisciplinar, com uma equipe de profissionais que consigam dar atenção e suporte em todos os aspectos que influenciam no processo de reposição do membro do paciente (MARCOLINO et al., 2015).

O desenvolvimento da protetização começa desde a amputação até o término da reabilitação, e conta com um treinamento para o paciente se adaptar. Esse treinamento passa por duas fases: pré-protético e protético, onde deverá se preparar psicologicamente e se adaptar ao uso de uma prótese. É um período que necessita de um acompanhamento do paciente, guiando a aceitar sua nova condição, e a ideia de compensar com uma prótese o seu membro perdido, em razão de diversas complicações que podem acontecer nesse período, tanto no estado mental quanto no estado físico do paciente. Uma destas dificuldades que podem acontecer, é a sensação fantasma, na qual o paciente pode sentir o membro que já foi amputado (PARDINI, 2005).

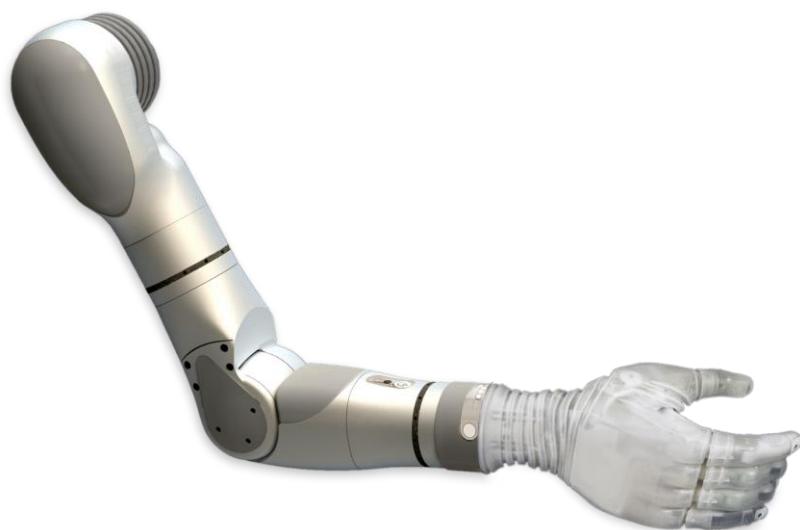
Na conclusão da fase pré-protético, o paciente entra na fase protético, onde ele deve ser treinado para a utilização da prótese. Durante essa etapa, o paciente terá

que lidar com a utilização da prótese, a aceitação dela, suas restrições e limitações que ela possui comparado ao membro perdido. O paciente deve ser ouvido e orientado sobre suas frustrações e angústias relacionadas à prótese, para que todas as dúvidas sejam sanadas. Ambos os períodos para reabilitação recebem grande influência do retorno do paciente (PARDINI, 2005).

2.2.1 Prótese Mecatrônica

A prótese mecatrônica pertence ao grupo que necessita de uma fonte de energia externa. As vantagens funcionais e suas características influenciam de forma significativa no sucesso da protetização do membro superior. O seu controle é realizado pela diferença de potencial elétrico da ordem de microvolts, que são detectados na superfície da pele durante a contração muscular do coto. Essa diferença de potencial é adquirida, captada por eletrodos, e após é amplificada e enviada como sinais de controle para os elementos funcionais. Esse sinal de controle passa transformado como comando de fechamento e abertura da mão, transmitido por um motor alimentado por uma bateria recarregável (CUNHA, 1999). Na Figura 4 mostra uma prótese mecatrônica como exemplo:

Figura 4 - Prótese mecatrônica braçal LUKE Arm.



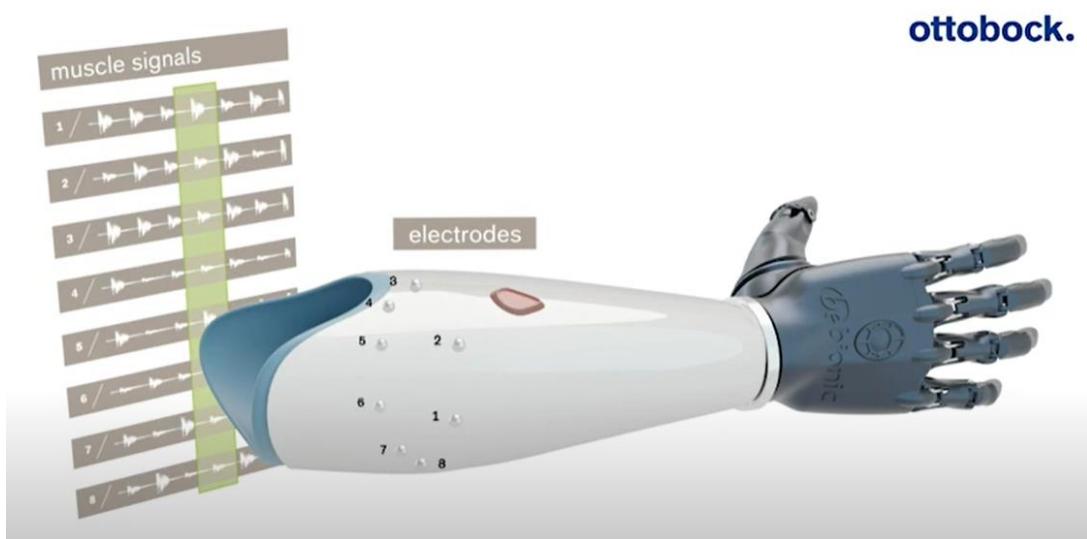
Fonte: (MOBIUS BIONICS, 2021)

2.2.1.1 Ottobock

Desde 1919, os produtos e tecnologias da Ottobock têm ajudado as pessoas a obter uma nova liberdade de movimento e evitar complicações potenciais. Inicialmente, a empresa revolucionou o mercado - sobretudo no tratamento de pacientes, graças à produção em série de componentes protéticos. A empresa possui diversos produtos de próteses, auxilia o paciente desde a consulta inicial até a realização de medições, adaptação do dispositivo e reabilitação, além de fornecer orientação, suporte e desenvolver soluções personalizadas.

O reconhecimento de padrões Myo Plus controla a prótese mioelétrica de mão com inteligência artificial. O controle da prótese Myo Plus usa até oito eletrodos para medir os sinais do antebraço e deriva padrões que são característicos para movimentos individuais. Algoritmos matemáticos complexos transformam e amplificam esses sinais e padroniza-os, para que a prótese da mão possa traduzir eles para o movimento correspondente. É ilustrado na Figura 5 uma padronização dos sinais característicos dos oito eletrodos:

Figura 5 - Padronização de sinais da prótese Myo Plus.



Fonte: (OTTOBOCK, 2021).

O aplicativo Myo Plus é a interface central entre o usuário e a unidade de controle. O software basicamente serve como uma “janela para a prótese”, visualizando o padrão de movimento oculto no coto. Myo plus garante um controle suave e intuitivo da prótese, transições suaves, controle preciso e mais opções de

pegada. Como exemplo, na Figura 6, a prótese oferece um uso superior da mão e dá ao usuário, liberdade para se concentrar no essencial do dia a dia.

Figura 6 - Visualização do padrão de movimento com Myo Plus app.



Fonte: (OTTOBOCK, 2021).

2.2.1.2 Össur

É uma empresa especializada em fornecer soluções ortopédicas não invasivas, criando produtos e serviços disponíveis na área de próteses, órteses e suportes. Um dos produtos é o i-Limb, conforme a Figura 7, é uma mão protética multiarticulada, para amputação abaixo do cotovelo, de alimentação externa, com cinco dedos articulados, com capacidade de trava e rotação de polegar que pode ser acionada manualmente. Além disso, a mão protética constitui de captores de sinais mioelétricos dentro do encaixe do antebraço, que amplifica os movimentos do músculo do braço, a fim de reproduzir os gestos para a mão.

Figura 7 – Prótese de mão: i-Limb® Quantum.



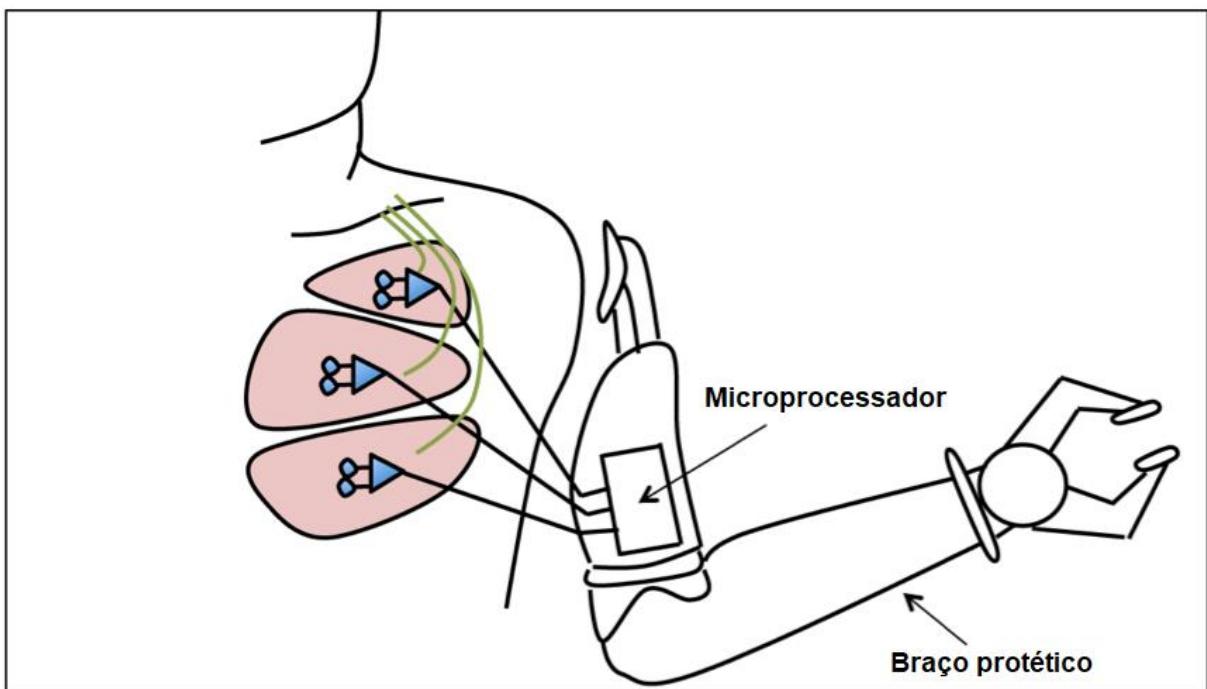
Fonte: (ÖSSUR, 2021).

2.2.2 Calibração da prótese

O processo de calibração tem a função de obter características do sinal muscular do usuário, levando em conta que cada pessoa tem uma atividade muscular diferente. Então, essa atividade permite deixar o sistema genérico e com isso, adaptando para diferentes pacientes.

Na Figura 8, é mostrado um esquema de inervação do membro braçal. Na imagem, temos um sistema composto por uma prótese, microprocessador e eletrodos. O usuário emite um estímulo através do cérebro, que faz com que os músculos entrem em atividade, permitindo que os eletrodos transmitam isso para o microprocessador através de sinais, para que o microprocessador consiga identificar o movimento desejado pelo usuário.

Figura 8 – Exemplo: Esquemático da inervação dos principais nervos do membro braçal.

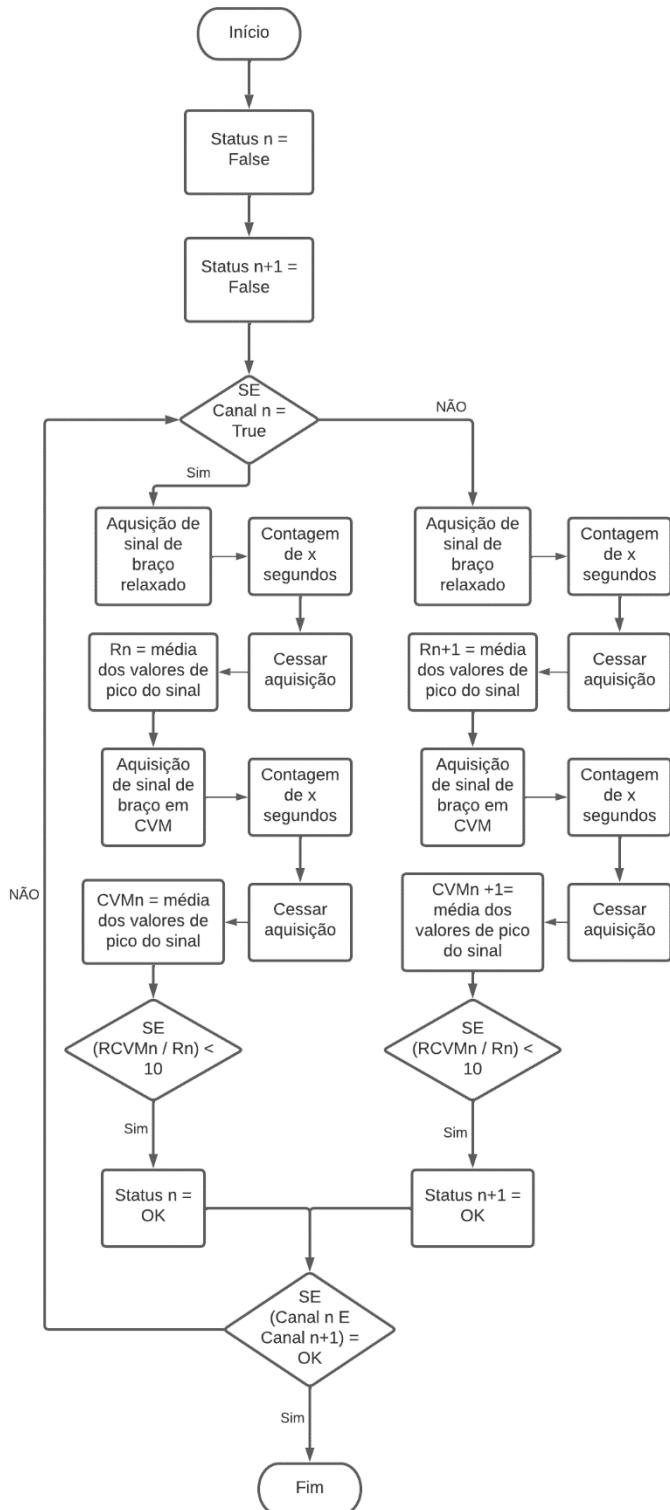


Fonte: Adaptado de (HARVARD UNIVERSITY, 2013).

A calibração passa por auxílio de uma interface que vai ajustar cada canal de eletrodos. Primeiramente será feita uma aquisição de sinal muscular em estado de relaxamento. Após isso, o sistema coleta o sinal durante o movimento de contração voluntária máxima (CVM), e enfim, é calculado a média dos valores de pico desses sinais. Com o resultado obtido, é possível fazer uma relação com o sinal de ruído, que é fornecida pela divisão do sinal processado no decorrer dos movimentos de relaxamento e de contração máxima voluntária (FAVIEIRO, 2009).

No fluxograma da Figura 9, mostra como efeito um exemplo de processo de calibração da prótese:

Figura 9 – Exemplo: Processo de calibração da prótese.



Fonte: Adaptado de (FAVIEIRO, 2009).

2.3 Sinais EMG

O sinal eletromiográfico (EMG) é um sinal biomédico originado pela corrente elétrica gerada nos músculos durante a sua contração. Essa corrente provém dos potenciais de ação das unidades motoras. A captura desse sinal pode ser por método invasivo e não invasivo.

No método invasivo, insere-se no músculo, um ou mais sensores através de uma agulha. O sinal obtido é extremamente confiável, pois o sensor é colocado próximo a fonte de sinal, reduzindo a interferência de ruídos (MATTIOLI et al., 2010).

No método não invasivo ou eletromiografia de superfície (sEMG), coloca-se sensores sobre a superfície da pele para captura de sinais de potenciais de ação nas unidades motoras (MATTIOLI et al., 2010). A interface entre a pele e os sensores é composta por um eletrodo de referência e dois eletrodos de sinal. O eletrodo de referência é colocado sobre a região de um osso, enquanto os eletrodos de sinal são colocados sobre a região do músculo. A qualidade do sinal pode ser influenciada por diversos fatores: A localização dos eletrodos e seu tamanho, a distância do eletrodo para o músculo, o tamanho dos músculos, a interferência de ruído eletromagnético no ambiente, a interferência de sinais de outros músculos etc.

2.4 Sistemas de aquisição de sinais

Neste capítulo veremos diferentes sinais comerciais de aquisição de sinais.

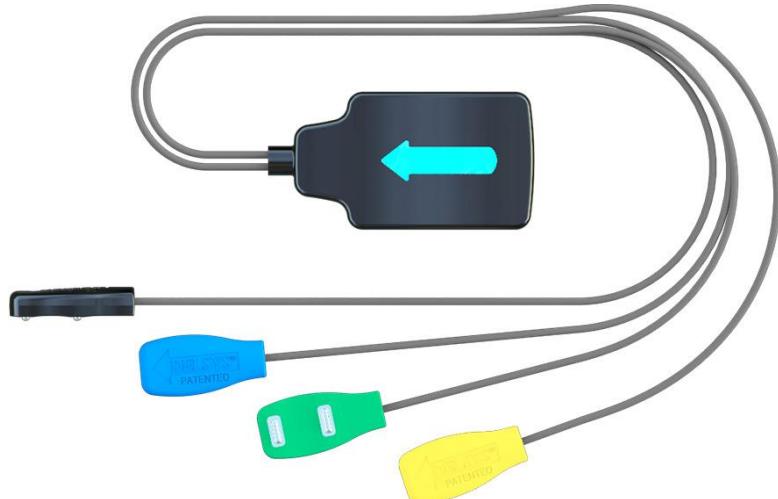
2.4.1 Delsys

A Delsys é uma empresa que projeta, fabrica e comercializa um portfólio de instrumentos de eletromiografia de alto desempenho. Isso inclui uma variedade de sensores fisiológicos e biomecânicos, que são usados em todos os tipos de pesquisa e educação do movimento humano.

Criada em 1993, a Delsys concentra em resolver desafios como: Artefato de sinal baixo, confiabilidade do sinal e consistência do sinal. Algumas das ferramentas de aquisição e processamento dos sinais comercializadas são o Trigno™ Quattro e o EMGworks®, um sensor responsável por captar sinais EMG e um software desenvolvido para integrar perfeitamente com todos os sistemas Delsys.

O sistema da Delsys conta com diversos modelos de sensores EMG para medições. O sensor Trigno™ Quattro, conforme Figura 10, permite conectar com todos os sistemas Trigno.

Figura 10 - Sensor Trigno™ Quattro.



Fonte: (DELSYS, 2021).

Esse dispositivo possui quatro canais EMG, até seis canais de UMI (Unidade de medida de inércia), largura de banda de 10-850 Hz ou 20-450 Hz, com autonomia de 2 até 4 horas de funcionamento, recarga de 2,5 horas, passa-banda de Butterworth (40/80 dB/dec), relação de rejeição em modo comum menor que -80 dB etc. Como pode ser visto na Figura 11, uma exibição do software de aquisição de dados:

Figura 11 - Software de aquisição de dados EMGWorks®.

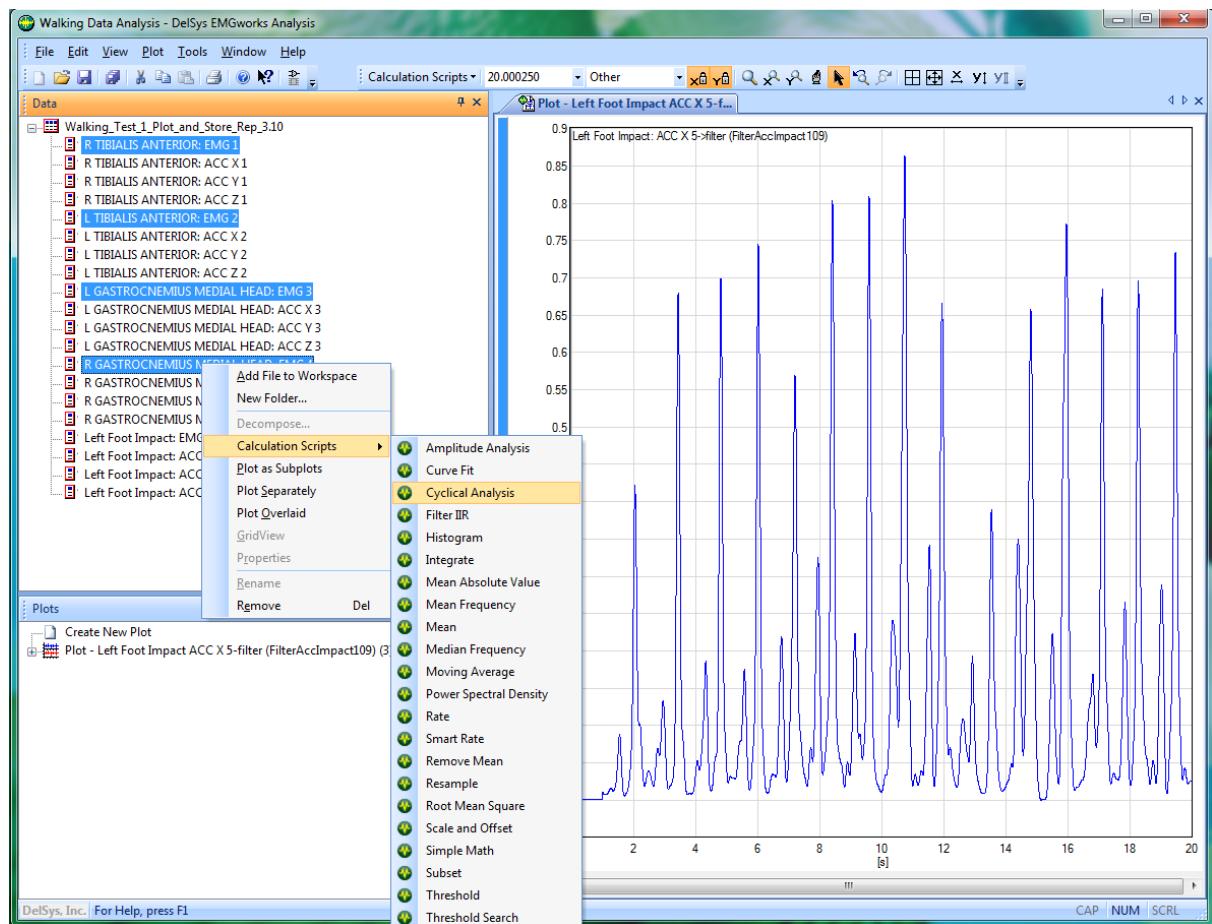


Fonte: (DELSYS, 2021).

O software permite conectar sensores EMG e vincular a determinado músculo de maneira simples, atribuindo um fluxo de tarefas a ser executado para aquisição de sinais.

O EMGWorks® tem diversas funções. Através do sinal obtido pelo sensor, o sistema pode calcular o valor eficaz (RMS), o valor absoluto, consegue também aplicar um filtro digital com resposta ao impulso de duração infinita (filtro IIR), determinar a limiar, análise de amplitude etc. Na Figura 12, é possível visualizar um exemplo de tela do software EMGWorks®:

Figura 12 – Tela de análise de dados do EMGWorks®.



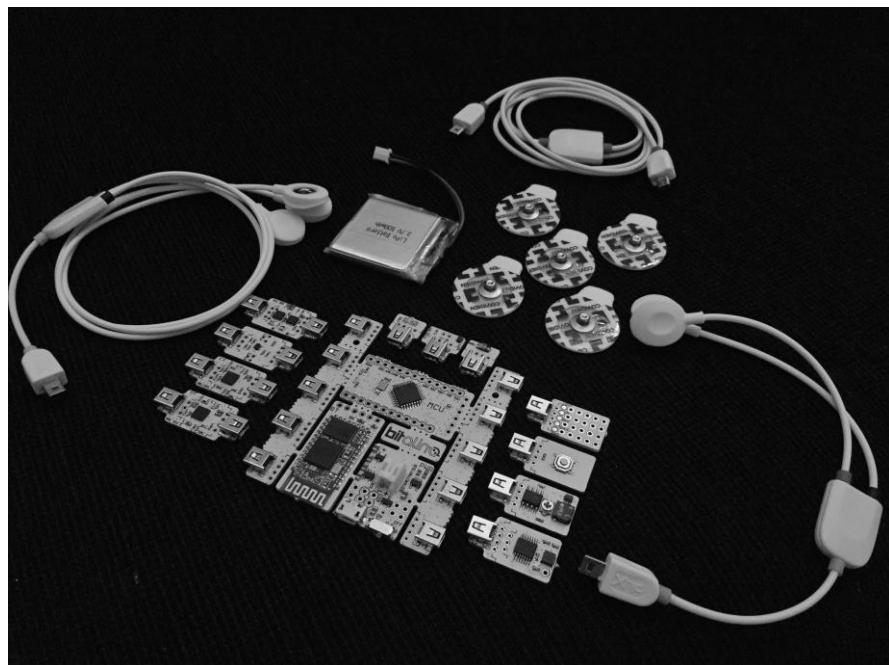
Fonte: (DELSYS, 2021).

2.4.2 BITalino

O BITalino é uma plataforma de hardware baseada em Arduino, desenvolvida pela PLUX, para a aquisição em tempo real de sinais como EMG (eletromiografia), ECG (eletrocardiograma), EEG (eletroencefalografia), EOG (eletro-oculografia), EGG

(eletrogastrografia), EDA (atividade eletrodermal), oxigenação do sangue, pressão sanguínea, temperatura, entre outros. Como mostra na Figura 13, essa plataforma também conta com entradas para botão e saídas para LED - Light Emissor Diode (Diodo Emissor de Luz), acelerômetro, luxímetro e outros atuadores.

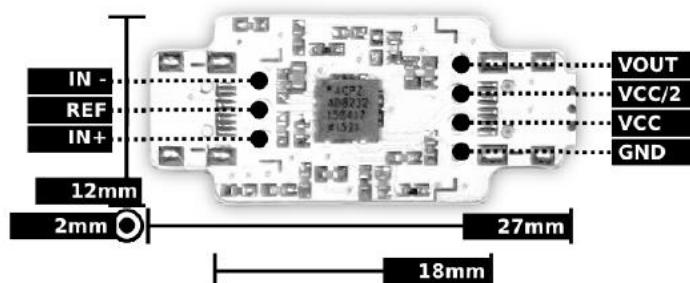
Figura 13 - BITalino (r)evolution Plugged Kit: Partes e acessórios inclusos no kit.



Fonte: (BITALINO, 2016).

Um módulo sensor EMG é necessário para adquirir os sinais EMG. Esse módulo conta com: Largura de banda de 25 a 480 Hz, impedância de entrada de $7,7\text{G}\Omega$, variação de $\pm 1,64\text{mV}$, ganho de 1009 e 86 dB de rejeição ao modo comum. Na Figura 14, mostra o sensor de eletromiografia utilizado no BITalino:

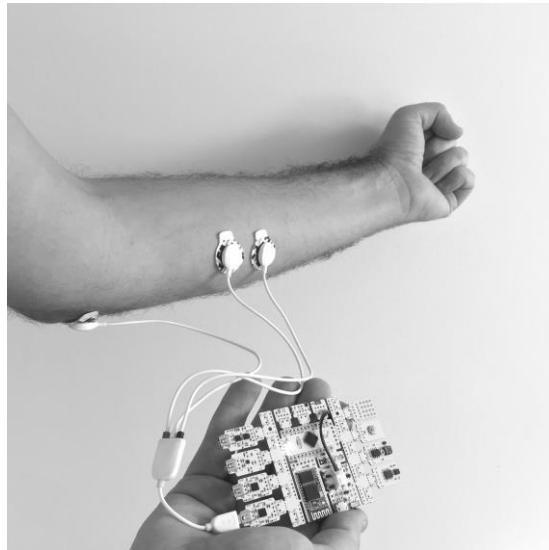
Figura 14 - Sensor de eletromiografia (EMG): Diagrama e dimensões físicas.



Fonte: (BITALINO, 2016).

Para adquirir o sinal, utiliza-se a configuração bipolar. Duas entradas (IN- e IN+) são ligadas aos eletrodos do antebraço e a entrada REF é conectada ao cotovelo (região do osso que é eletricamente neutro) como mostra a Figura 15:

Figura 15 - Exemplo de colocação dos 3 eletrodos da configuração bipolar.



Fonte: (BITALINO, 2016).

A aquisição e transmissão dos sinais em tempo real via Bluetooth é realizado pelo módulo MCU. Essa parte do sistema tem 4 entradas analógicas com 10 bits (0-1023) de resolução e 2 entradas analógicas com 6 bits (0-63) de resolução. O BITalino também possui aplicações específicas, para facilitar a aquisição de dados que são APIs -*Application Programming Interfaces* (Interfaces de Programação de Aplicação) – disponíveis nas linguagens C++ e Python.

2.4.3 Ottobock

Os eletrodos de Myobock são particularmente sensíveis na faixa de sinais musculares baixos. A mudança na amplificação ocorre algorítmicamente, o que permite uma diferenciação aprimorada do nível de sinal, particularmente na faixa de sinais elevados. Na Figura 16, é possível ver o eletrodo 13E200 da Ottobock:

Figura 16 – Eletrodo 13E200 Myobock.



Fonte: (OTTOBOCK, 2021).

Devido a sua tecnologia de proteção e filtragem de frequência, é significativamente menos sensível a interferências de baixa e alta frequência, que são emitidas, por exemplo, por telefones celulares ou sistemas de segurança de shopping centers.

Os contatos do eletrodo são feitos de titânio puro e como não contém níquel, também são adequados para pessoas com alergias. No Quadro 1, mostra as principais características do eletrodo 13E200:

Quadro 1 – Características do eletrodo 13E200 MyoBock.

Número do artigo	13E200=50	13E200=60
Peso	4,5 g	4,5 g
Frequência (Hz)	50	60
Tensão de operação	4,8 – 7,2 V	4,8 – 7,2 V
Dimensões CxLxA	27 x 18 x 9,5 mm	27 x 18 x 9,5 mm
Faixa de frequência	90 até 450 Hz	90 até 450 Hz
Temperatura ambiente	-15 até +60 C	-15 até +60 C

Fonte: Adaptado de (OTTOBOCK, 2021).

2.4.4 Thalmic Labs

O Myo armband é produzido pela empresa canadense Thalmic Labs. E essa braçadeira é principalmente usado para adquirir sinais mioelétricos, gerados pelos músculos do antebraço do usuário. Na Figura 17 mostra a braçadeira da Thalmic Labs:

Figura 17 – Braçadeira Myo armband.



Fonte: (VISCONTI et al, 2016).

O dispositivo é constituído de 8 eletrodos EMG, uma UMI (Unidade de medida de inércia) de 9 eixos composta por um acelerômetro de 3 eixos, um giroscópio de 3 eixos, um magnetômetro de 3 eixos e um motor de vibração usado para alertar o usuário quando um determinado evento ocorre. Conforme mostra no Quadro 2, a operação da braçadeira é gerenciada pelo processador ARM Cortex M4, enquanto a transmissão de dados é realizada através do chip BLE NRF51822, que troca dados com o módulo HM-11 BLE montado em lado inferior da unidade de condução/controle da prótese.

Quadro 2 – Especificações técnicas de Myo armband.

Especificações Técnicas	
Processador	ARM Cortex M4 120 Mhz
CPU	chip BLE NRF51822
Motor de vibração	Sim
Unidade de medida de inércia	MPU-9150 (9 eixos)
Amplificador operacional	8 x ST 78589 (um para cada eletrodo)
Alimentação	2 x baterias de lítio de 3,7V – 260 mAh

Fonte: Adaptado de (VISCONTI et al., 2016).

O Myo armband possui 2 baterias de lítio recarregáveis, localizadas em 2 elementos da braçadeira, e podem ser recarregadas fornecendo um valor de tensão de 5V por meio do conector micro-USB.

3.4.5 Comparativo

Este tópico mostra um comparativo (conforme o Quadro 3) geral entre sistemas de aquisição de diferentes fabricantes para a coleta de sinais EMG.

Quadro 3 – Características entre eletrodos de fabricantes diferentes

	Delsys Trigno Quattro Sensor	Ottobock 13E200	Myo armband	BITalino
Entrada	5 V	4,8 a 7,2 V	3,7 V	3,7 V
Tipo de saída	11 mV / 22 mV (r.t.i)	N/A	Diferencial (±2,5 mV)	Diferencial (±1,64 mV)
Tipo de eletrodos	99,9% Ag (área de contato)	Aço inoxidável	Aço inoxidável	Polímero Ag / AgCl revestido
Números de canais	4	1	8	4 (10 bits) + 2 (6 bits)
Alimentação	Externa	Externa	Integrada	Externa
Peso	25 g	4,5 g	93 g	15 g
Acessibilidade de saída	Facilmente acessível	Facilmente acessível	Não fornece plataforma de código aberto	Facilmente acessível
Preço	\$\$	\$\$\$	\$\$	\$

Fonte: Elaborado pelo Autor.

O Quadro 3 mostra que o BITalino apresenta um custo-benefício interessante para a realização do sistema.

2.5 Ninapro

Trata-se de um banco de dados multimodal publicamente disponível, para promover pesquisa sobre mãos robóticas e protéticas, controladas com inteligência artificial. Ninapro inclui dados de eletromiografia, cinemáticos, iniciais, de rastreamento ocular, visuais, clínicos e neurocognitivos. Os dados da Ninapro são utilizados em todo o mundo por pesquisadores científicos, em aprendizado de máquina – *machine learning*, robótica, ciências médicas e neurocognitivas.

Figura 18 – Exemplo: Movimento inclusos em um protocolo de aquisição



Fonte: Adaptado de (ATZORI; MÜLLER, 2015).

A figura 19 mostra um exemplo de um protocolo de aquisição, que compõe de uma série de exercícios para catalogação de sinais.

Figura 19 – Padrões de força e movimentos do Exercício B

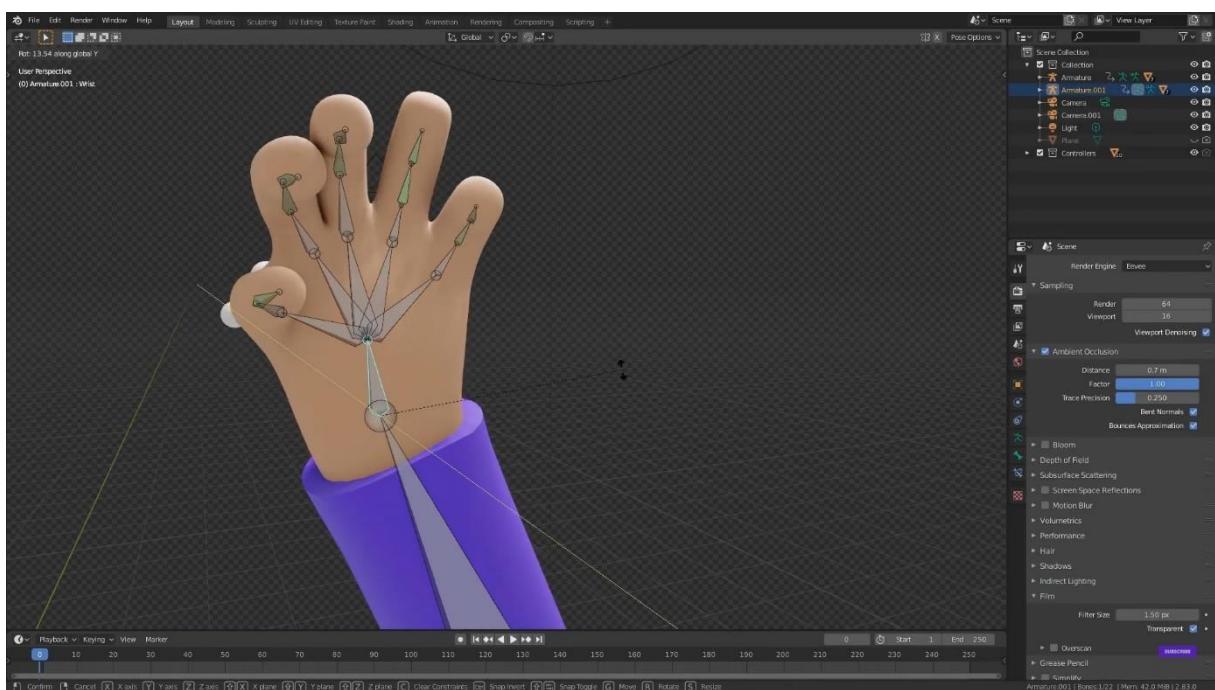
Exercício B		
1	Polegar para cima	
2	Extensão do dedo indicador e médio, flexão dos outros	
3	Flexão do dedo anelar e mínimo, extensão dos demais	
4	Polegar oposto à base do dedo mínimo	
5	Abdução de todos os dedos	
6	Dedos flexionados juntos em punho	
7	Dedo indicador apontando	
8	Adução de dedos estendidos	
9	Supinação do pulso (eixo: dedo médio)	
10	Pronação do punho (eixo: dedo médio)	
11	Supinação do pulso (eixo: dedo mínimo)	
12	Pronação do punho (eixo: dedo mínimo)	
13	Flexão de pulso	
14	Extensão de pulso	
15	Desvio radial do pulso	
16	Desvio ulnar do pulso	
17	Extensão de pulso com mão fechada	
Descanso		

Fonte: Adaptado de (ATZORI et al, 2014).

2.6 Blender

É um software de animação e modelagem gratuito e de código aberto (escrito em C, C++ e Python), tornando-o um programa acessível para que qualquer pessoa com conhecimento de programação, possa melhorar ou aprimorar, desde que essa pessoa repasse a modificação para comunidade.

Figura 20 - Exemplo: Modelagem de mão no Blender



Fonte: (BLENDER, 2021).

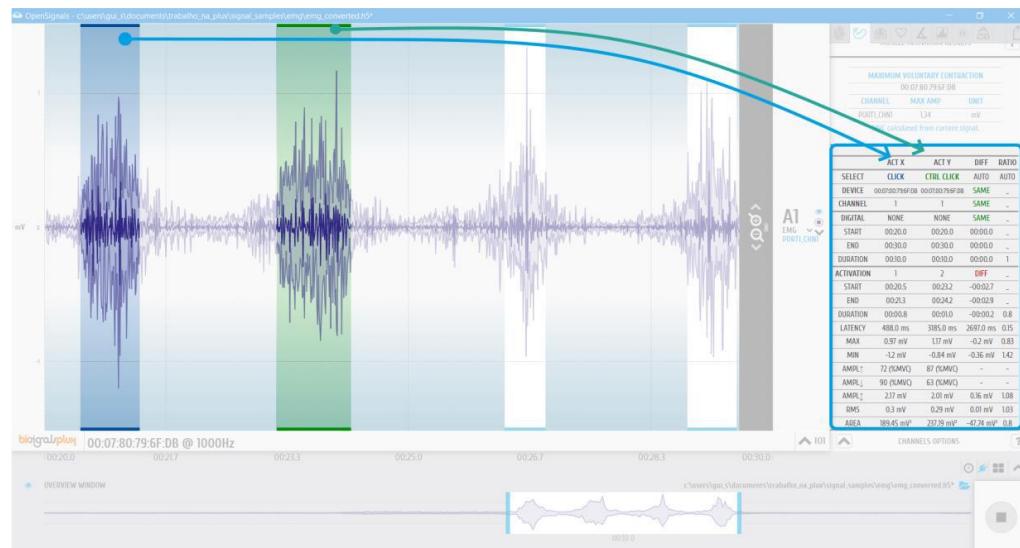
Por se tratar de um programa multiplataforma, o Blender está disponível em diferentes sistemas operacionais (Windows, macOS e Linux). O programa pode implementar ferramentas similares de outros softwares proprietários, que incluem tarefas de simulação como dinâmica de corpo macio, dinâmica de corpo rígido e dinâmica de fluídos. Também conta com ferramentas de modelagem, de animação de personagens, sistema de composição etc.

O Blender será necessário para realizar a modelação e animação da série de exercícios (Figura 20). Para cada exercício proposto, o sistema mostrará uma demonstração dos movimentos realizado pelo Blender.

2.7 OpenSignals

É uma plataforma cruzada desenvolvida pela PLUX, que permite a visualização instantânea de dados e gravação de qualquer dispositivo pela empresa. Com uma interface gráfica do usuário baseada em web e um back-end em Python, OpenSignals combina alto desempenho, tratamento de dados e computação com interface amigável. A arquitetura modular permite que seja expandido com plug-ins, para processamento de dados em tempo real ou offline e extração de informações. Na Figura 21, é mostrado um exemplo de resultados de uma ativação muscular no OpenSignals:

Figura 21 – OpenSignals: Resultados de uma ativação muscular (plug-in EMG)



Fonte: (PLUX, 2019).

Os dados gravados pela plataforma podem ser armazenados num padrão ASCII, delimitado por tabulações ou no moderno e alto eficiente formato HDF5. Seu comando de comunicação é obtido de maneira simples, através da documentação técnica do módulo MCU. O software também consegue emitir comandos para parametrizar cada tipo de sensor que estará conectado à cada entrada do BITalino, e determinar sua taxa de amostragem em 1, 10, 100 ou 1000 Hz.

2.8 Python

Python é uma linguagem de programação de código aberto e orientada a objetos de alto nível. É uma ferramenta bastante amigável para aprendizado e possui

vasta possibilidade de aplicações, por sua sintaxe simples e grande quantidade de pacotes, tornando-a uma das linguagens de programação mais usadas no mundo (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2022a).

Os pacotes podem ser importados para um programa Python no código fonte do programa, para isso, é necessário que esses pacotes estejam instalados no computador que estará em execução. O Python possui um banco de pacotes chamado PyPI – *Python Package Index* (Índice de pacotes Python) – que permite ao usuário baixar e instalar através de linhas de comando.

2.8.1 NumPy

O NumPy é um pacote de linguagem Python, ele serve para aplicar funções de álgebra linear, transformada de Fourier, funções de estatística, além de manipular objetos de matrizes multidimensionais e fornecer uma variedade de recursos científicos. Com isso, o desenvolvedor consegue criar programas com poucas linhas de código e de alto desempenho, capazes de manipular matrizes (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2022b).

2.8.2 SciPy

O pacote SciPy oferece bastantes recursos de engenharia, ciência e matemática similares ao NumPy. Seu diferencial é oferecer uma integração entre outros pacotes Python como Matplotlib (plotagem de gráficos), Pandas (análise e estruturas de dados) e o próprio NumPy (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2022c).

2.8.3 Matplotlib

Trata-se de uma biblioteca abrangente para criar visualizações estáticas, animadas e interativas em Python. Com essa biblioteca, por exemplo, é possível visualizar a aquisição de sinais eletromiográficos, assim como poder alterar os parâmetros de visualização para melhor análise. (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2022d).

2.8.4 biosignalsnotebooks

É um conjunto de documentos e uma biblioteca Python para fornecer exemplos de programação em Jupyter Notebooks, como complemento às ferramentas de aquisição de biosinais no software OpenSignals. Esta coleção de amostras de códigos tem como objetivo auxiliar os usuários dos sistemas PLUX Wireless Biosignals, como BITalino ou biosignalplus, e ao pesquisador ou estudante interessado em registrar o processamento e classificar os sinais. (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2022e).

2.8.5 Pandas

A biblioteca pandas serve para ser um bloco de construção fundamental de alto nível, para realizar análises de dados do mundo real em Python de maneira prática. Além disso, tende a ser uma ferramenta de análise / manipulação de dados de código aberto poderosa e flexível, disponível em qualquer idioma. (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2022e).

2.8.6 Jupyter Notebook

O Jupyter Notebook é um aplicativo web, ou seja, é uma ferramenta utilizada via navegador para criar e compartilhar documentos computacionais. Sendo um aplicativo de código aberto, oferece uma alternativa para quem quer desenvolver e compilar códigos gratuitamente e de fácil execução e visualização de códigos que lembra um caderno de notas. (JUPYTER, 2022).

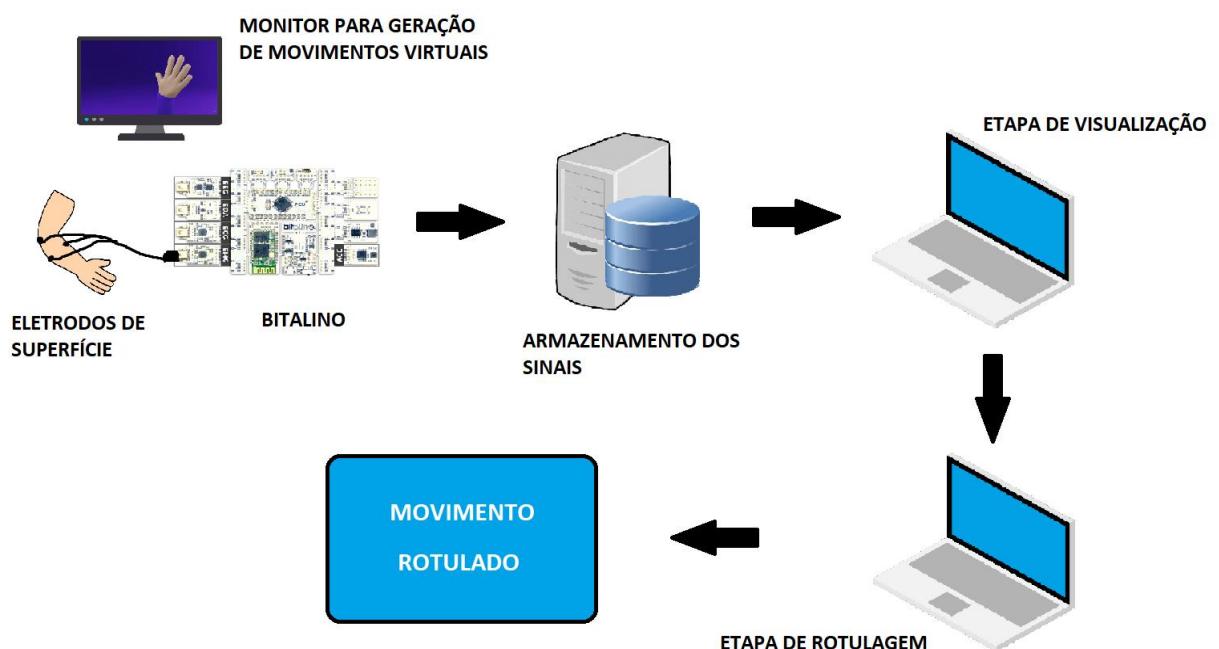
No próximo capítulo serão estabelecidos os métodos utilizados para a realização do trabalho.

3 METODOLOGIA

3.1 Arquitetura do sistema

O sistema tem o objetivo de coletar sinais EMG do usuário por uma série de exercícios de movimentos da mão disponibilizado pelo banco de dados Ninapro. Conforme mostra o diagrama na Figura 22, a visualização dos exercícios tem auxílio de um software de animação e modelação chamado Blender, que compõe em mostrar para o usuário os exercícios, atribuindo diferentes movimentos interrompidos, por um intervalo de descanso cada, em ordem de não causar fadiga muscular.

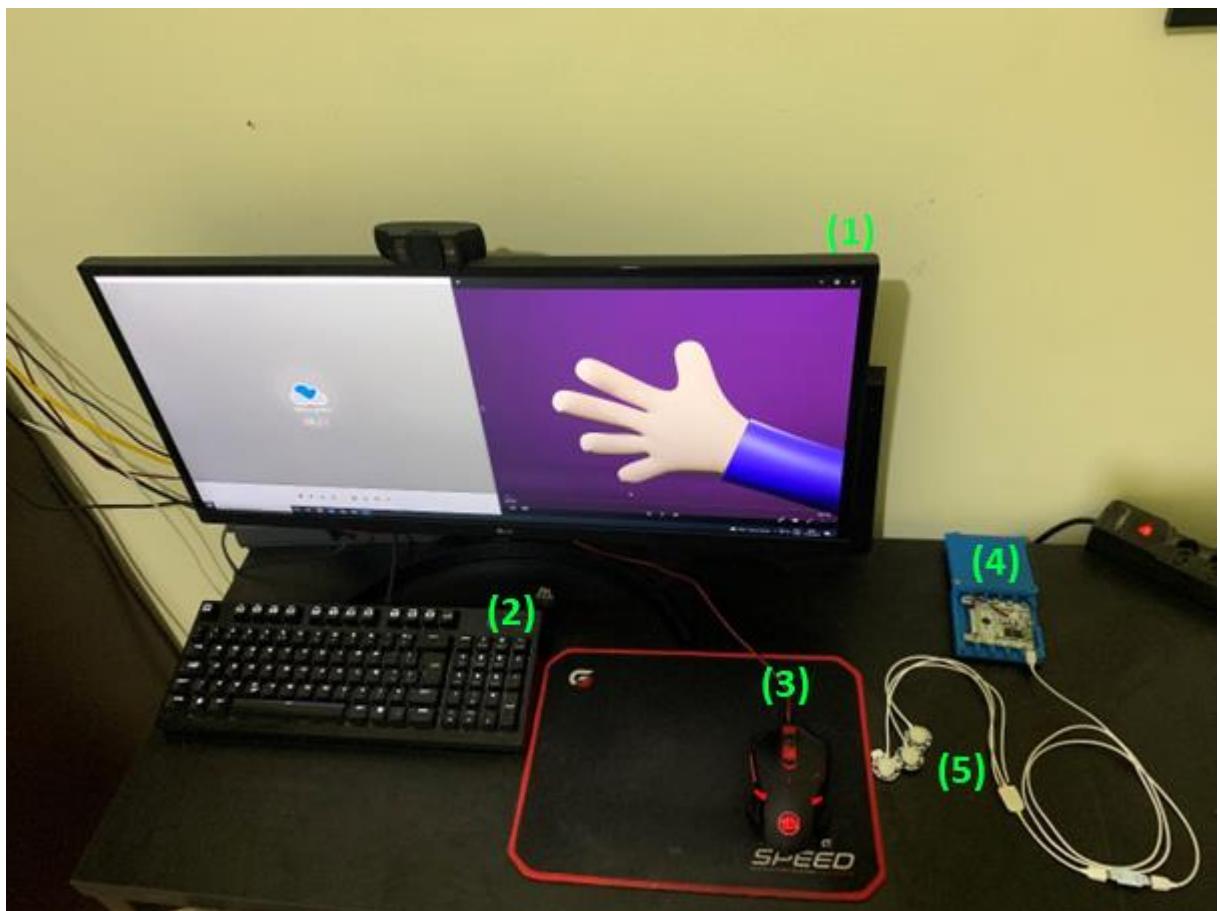
Figura 22 – Diagrama da arquitetura do sistema



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Conforme a Figura 23, para adquirir os sinais EMG, serão utilizados eletrodos na superfície do membro superior, precisamente nos músculos de interesse. Esses eletrodos são ligados por cabos até os sensores EMG da plataforma BITalino. Essa plataforma envia as amostras para o computador, que passará por um processamento, e após, visualização, catalogação e armazenamento desses dados.

Figura 23 – Foto: Arranjo experimental para aquisição de sinais. (1) Monitor e computador para a visualização dos movimentos; (2) Teclado; (3) Mouse; (4) Hardware BITalino; (5) Cabo e eletrodos EMG.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

3.1.1 Protocolo de aquisição de sinais

Este protocolo consiste em instruir ao usuário a maneira de adquirir os sinais EMG:

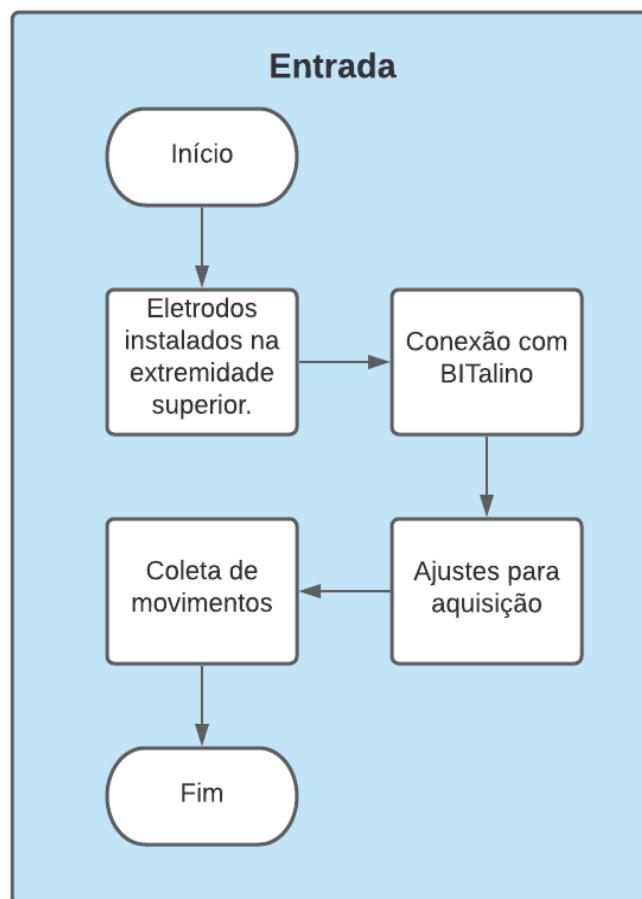
- a) limpar a pele onde devem ser posicionados os eletrodos;
- b) posicionar o eletrodo na parte ventral, os músculos que o usuário quer analisar;
- c) instalar os eletrodos de maneira que os cabos de aquisição de dados não atrapalhem o movimento do braço;
- d) fixar os cabos de aquisição de dados, para que não se movimentem ao realizar os ensaios;

- e) o usuário deve realizar o ensaio sentado (preferencialmente em uma cadeira), com o antebraço apoiado sob uma superfície plana, de modo que consiga realizar os movimentos com facilidade, sem tensionar os cabos.

3.2 Módulo de entrada

Este módulo constitui-se em instalar os eletrodos na superfície da extremidade superior, estabelecer uma conexão dos sensores com o BITalino (utilizando o software OpenSignals), em configurar seus canais, em amostrar a frequência, calibração e inicialização de aquisição de sinal. Como mostra a Figura 24, o usuário deve passar por 4 etapas nesse módulo, sempre respeitando o protocolo de aquisição de sinais.

Figura 24 – Fluxograma: Módulo de entrada



Fonte: Elaborado pelo Autor.

A seguir, é mostrado com mais detalhes cada etapa desse módulo de entrada, mostrando cada passo a ser seguido, e as instruções a serem respeitadas.

3.2.1 Eletrodos instalados na extremidade superior

Antes de começar a instalação, o usuário deve estar ciente e respeitar o protocolo de aquisição de sinais. Após isso, colocar os eletrodos na superfície da extremidade superior conforme a configuração bipolar (como mostra na figura 17) para sua coleta de movimentos.

Figura 25 – Foto: Posicionamento dos eletrodos.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O sistema utiliza 1 BITalino e 2 eletrodos de sinal instalados no antebraço e 1 eletrodo de referência instalado no cotovelo.

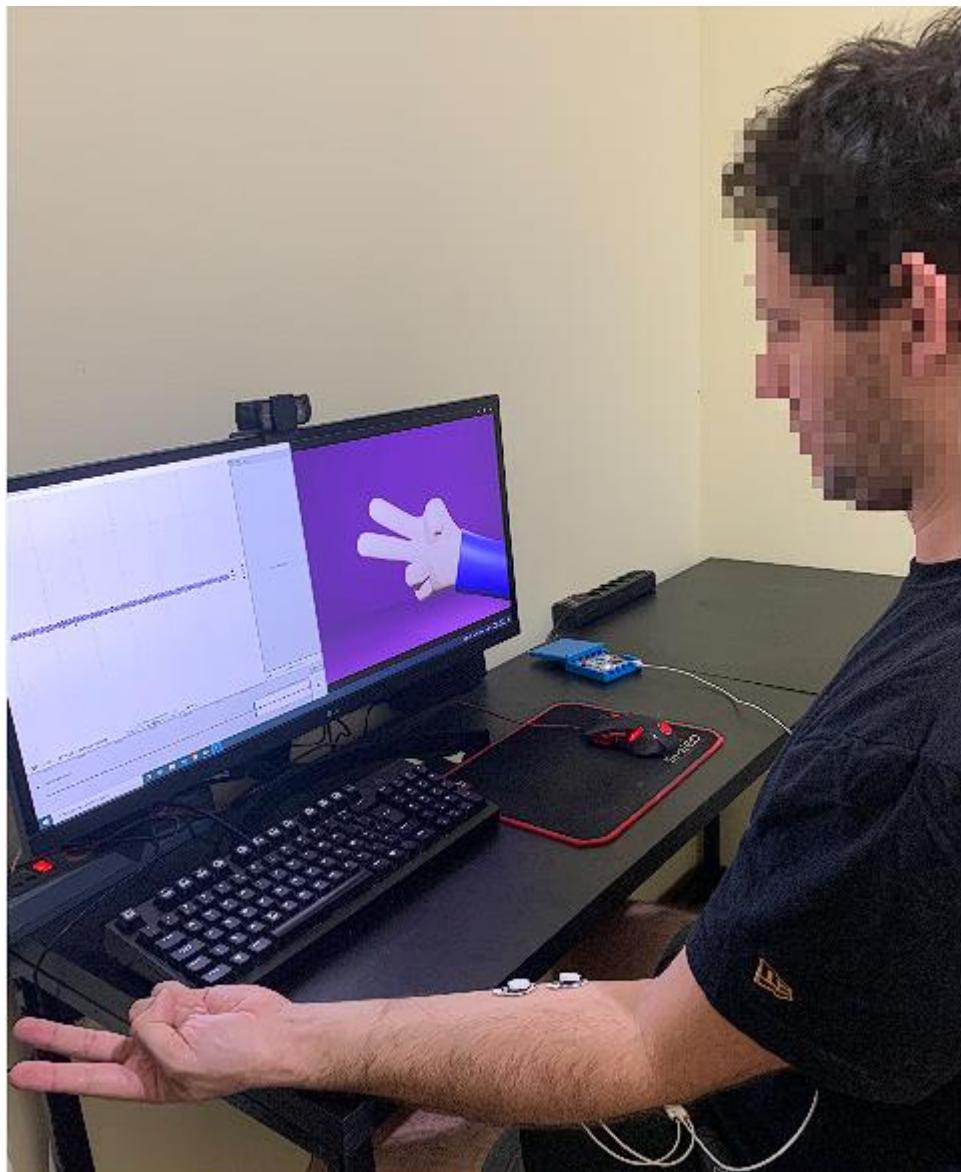
3.2.2 Conexão com BITalino

O usuário deve conectar os cabos dos eletrodos com BITalino. O sistema BITalino utiliza 1 canal, com resolução de 10 bits, com taxa de amostragem em 1 kHz e com interesse em captar o sinal com amplitude de 0 a $\pm 1,64$ mV. Para, posteriormente, realizar um processamento desse sinal e condicioná-lo para visualização. Também os hardwares são responsáveis pela leitura dos sinais emitidos do membro superior, necessitando a conexão até o final do módulo de entrada.

3.2.3 Ajustes para aquisição

Para este processo, o usuário deve seguir o protocolo de aquisição. O processo constitui em ler os sinais dos eletrodos com o auxílio do OpenSignals, através de exercícios de relaxamento e de contração máxima, se o resultado do processo for satisfatório, o usuário passa para a tarefa de coleta de movimentos.

Figura 26 – Foto: Realização dos ensaios.



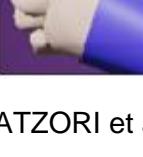
Fonte: Elaborado pelo Autor.

3.2.4 Coleta de movimentos

Com o usuário seguindo o protocolo de aquisição de sinais, a coleta deve ser efetuada pelos eletrodos em conjunto com o BITalino e com uma interface que mostra os exercícios no monitor para o usuário. O monitor disponibiliza os vídeos realizado no Blender, uma série de 17 exercícios disponibilizado pelo banco de dados Ninapro (Figura 27), os exercícios são: Polegar para cima, extensão do dedo indicador e médio, flexão dos outros, flexão do dedo anelar e mínimo, extensão dos demais, polegar oposto à base do dedo mínimo, abdução de todos os dedos, dedos

flexionados juntos em punho, dedo indicador apontando, adução de dedos estendidos, supinação do pulso (eixo: dedo médio), pronação do punho (eixo: dedo médio), supinação do pulso (eixo: dedo mínimo), pronação do punho (eixo: dedo mínimo), flexão de pulso, extensão de pulso, desvio radial do pulso, desvio ulnar do pulso, extensão de pulso com mão fechada e descanso.

Figura 27 – Movimentos alvo de classificação realizado no software Blender.

Exercício B		
1	Polegar para cima	
2	Extensão do dedo indicador e médio, flexão dos outros	
3	Flexão do dedo anelar e mínimo, extensão dos demais	
4	Polegar oposto à base do dedo mínimo	
5	Abdução de todos os dedos	
6	Dedos flexionados juntos em punho	
7	Dedo indicador apontando	
8	Adução de dedos estendidos	
9	Supinação do pulso (eixo: dedo médio)	
10	Pronação do punho (eixo: dedo médio)	
11	Supinação do pulso (eixo: dedo mínimo)	
12	Pronação do punho (eixo: dedo mínimo)	
13	Flexão de pulso	
14	Extensão de pulso	
15	Desvio radial do pulso	
16	Desvio ulnar do pulso	
17	Extensão de pulso com mão fechada	
		Descanso 

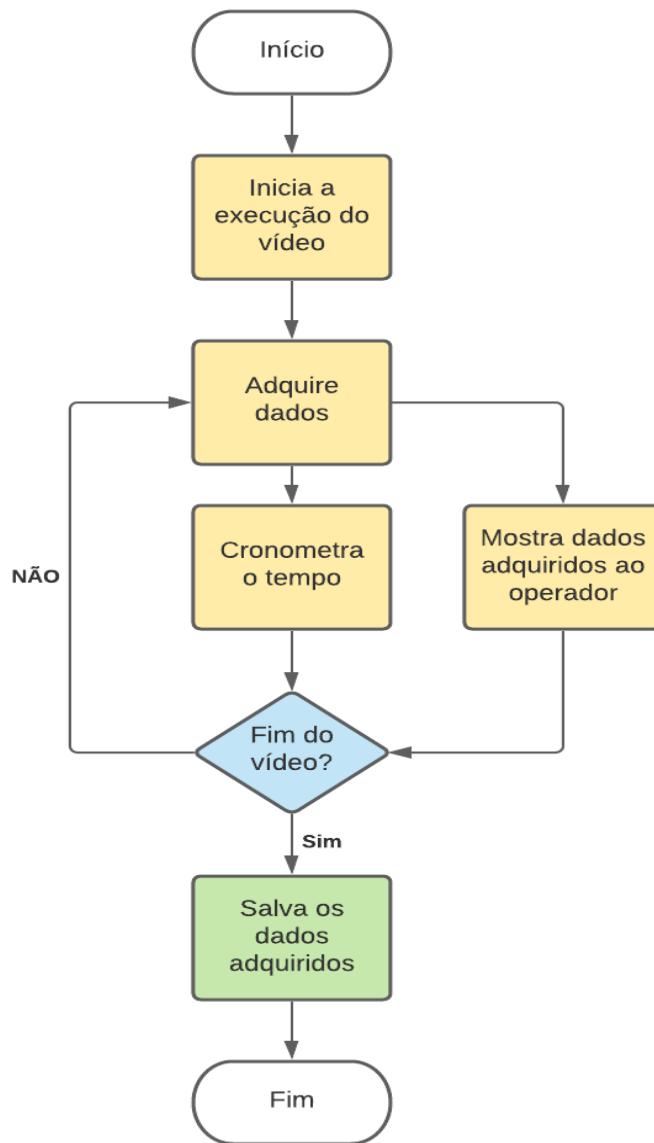
Fonte: Adaptado de (ATZORI et al, 2014).

Cada aquisição tem um tempo de coleta e um tempo de descanso para cada exercício mostrado. Na Figura 28, mostra um fluxograma da coleta de movimentos:

- a) o processo tem 17 exercícios;
- b) cada exercício é composto por 6 repetições consecutivas;

- c) cada repetição, o usuário tem cinco segundos para replicar e manter o movimento, e três segundos para descanso, conforme o vídeo do movimento da animação da mão;
- d) após cada coleta do exercício, o usuário tem três segundos para descansar o membro superior.

Figura 28 – Fluxograma: Coleta de movimentos



Fonte: Elaborado pelo Autor.

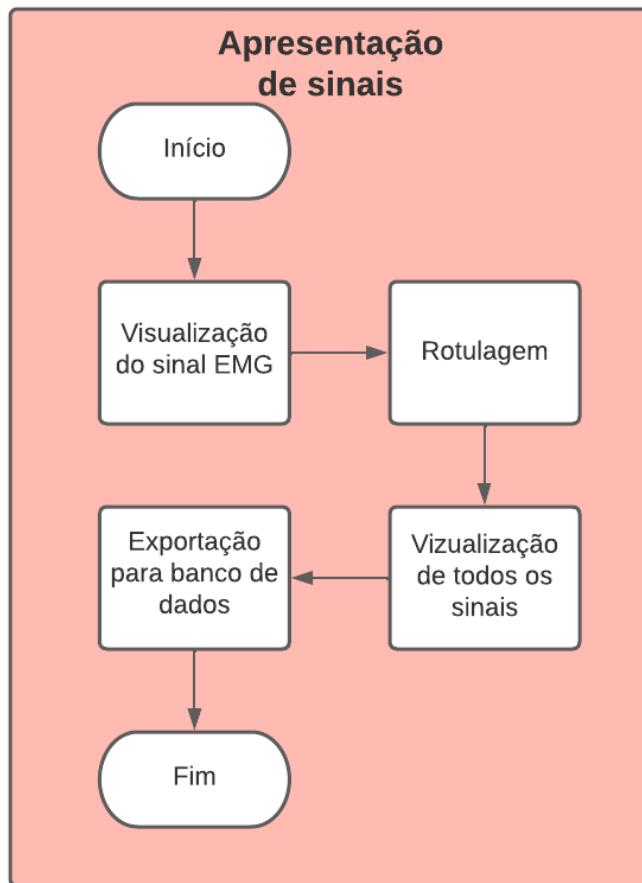
O canal do módulo tem seus valores convertidos em tensão e, após, são enviados para o módulo de apresentação de sinais.

Os vídeos têm duração entre 52 e 69 segundos e tamanho em média de 2,7 MB – megabyte (unidade de medida de informação que equivale a 1.000.000 de bytes). Mantendo suas formatações em arquivos MP4 – *MPEG-4 Part 14* (Um padrão de container de áudio e vídeo que é parte da especificação MPEG-4) e duração total de todos os 17 vídeos ficou em 18 minutos e 4 segundos, com tamanho de 45,4 MB.

3.3 Módulo de apresentação de sinais

Este módulo trata-se de receber os sinais da etapa de entrada e realizar tarefas para amostragem dos sinais ao usuário, através do OpenSignals. Como mostra a Figura 29, esse software mostra, através do canal conectado, os sinais de cada exercício proposto para análise. O OpenSignals armazena esses dados em um arquivo de texto de extensão .txt, em UTF-8 – *8-bit Unicode Transformation Format* (Formato de transformação Unicode de 8 bits) para fácil manipulação e plotagem de sinal.

Figura 29 – Fluxograma: Módulo de apresentação de sinais



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Após isso, o arquivo de texto deve ser carregado através do Jupyter Notebook, sendo aplicado o algoritmo de rotulagem no sinal, para enfim plotagem e exportação para banco de dados.

3.3.1 Visualização do sinal EMG

Após receber os dados coletados no módulo de entrada, esses dados devem ser lidos e mostrados ao usuário para análise através de gráficos no Jupyter Notebook.

Ao gerar o gráfico, é necessário colocar o arquivo gerado em .txt pelo OpenSignals, no diretório onde o código é executado. O código trata de carregar as informações que constam dentro do arquivo e converte esse sinal, (que está em valor ADC) para milivolts. Após isso, é disponibilizado o gráfico dessa aquisição em valor de milivolts (mV) no eixo vertical, e em valor de segundos (s) no eixo horizontal.

3.3.2 Rotulagem

É a segunda etapa do sistema. O sistema de rotulagem serve para anotar as “respostas certas” dos sinais que correspondem ao exercício proposto e armazená-los. Esse processo permite que o usuário defina a característica do sinal, com auxílio do Python, através de algoritmo baseado em TKEO – *Teager–Kaiser energy operator* (Operador de energia Teager-Kaiser), que define a classe para cada intervalo de movimento realizado. Enfim, seleciona seus intervalos e então os rotula.

3.3.2.1 Filtro passa-banda Butterworth

Essa parte tem a finalidade de aplicar um filtro digital de passa-banda no sinal, a fim de atenuar o conteúdo do sinal fora da banda de frequência de “corte baixa” igual a 10 Hz e de “corte alta” igual a 300 Hz com uma taxa de amostragem de 1000 Hz. A ordem desse filtro também pode ser especificada (quanto maior a ordem, mais rapidamente a resposta do filtro será, próximo às frequências de corte). Ordens mais altas podem causar um comportamento menos estável do sistema. Nesse caso, a ordem utilizada é de 6^a ordem.

3.3.2.2 Retificação e suavização

A retificação consiste em converter os valores do sinal filtrado em valores absolutos, ou seja, transforma todo o sinal filtrado em valores positivos. A Equação (1) mostra o cálculo realizado:

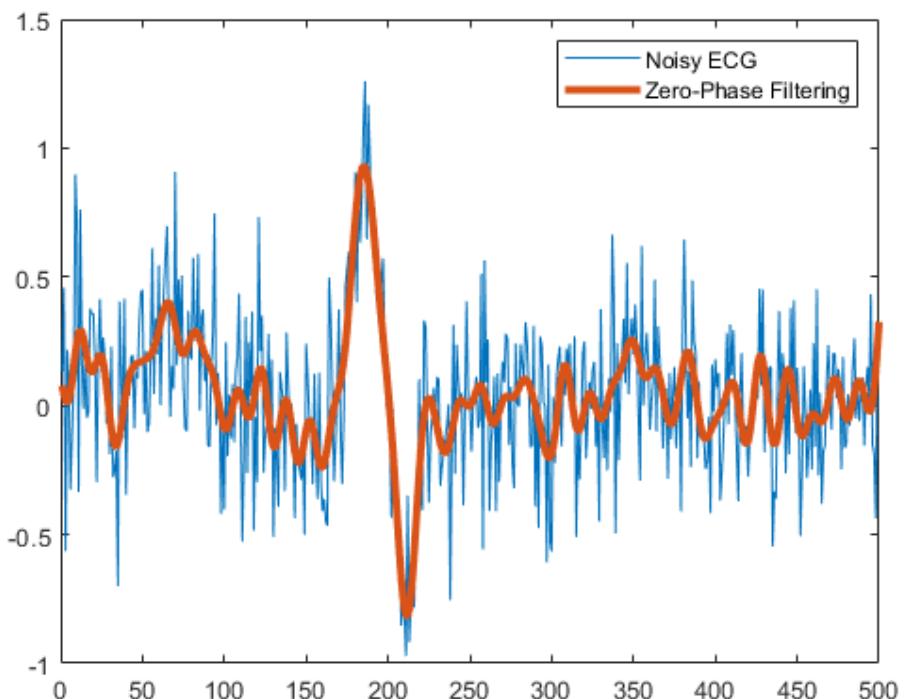
$$sEMG_{RET}(t) = |sEMG_{FILT}(t)| \quad (1)$$

Já a suavização é alcançada segmentando o sinal (série temporal) em múltiplas janelas e de cada janela é determinado um valor médio de todas as amostras que ela contém (dividindo a soma de todos os valores da amostra pelo tamanho da janela). Neste trabalho, é aplicada a retificação de onda completa. Sendo assim, todos os valores negativos do sinal EMG estarão acima de zero.

3.3.2.3 Envelopamento

Após a normalização do sinal, obtém-se a janela correspondente a cada movimento. Da janela, são retirados parâmetros A finalidade do processo de envelopamento consiste em pegar o sinal filtrado pelo passa-banda e aplicar um filtro digital linear duas vezes (direta e reversa). Depois de filtrar os dados na direção direta, a função reverte a sequência filtrada e a executa de volta pelo filtro. O filtro combinado tem fase zero e uma ordem de filtro duas vezes maior do que o original. Na Figura 30, mostra um exemplo de um sinal aplicado por filtro Filtfilt:

Figura 30 – Exemplo: Sinal aplicado por filtro Filtfilt.



Fonte: (MATLAB, 2022)

A Figura 30 mostra a comparação do sinal *input* (entrada), com o sinal filtrado (saída). Percebe-se que o resultado do filtro “acolchoa” o sinal, evidenciando sua característica.

3.3.2.4 TKEO (Operador de Energia Teager-Kaiser)

O operador de energia Teager-Kaiser, foi desenvolvido inicialmente para rastrear a energia nos sinais de fala, incluindo energia potencial e cinética, onde em tempo real, pode ser calculada de forma muito eficiente (KAISER, 1990). Ele também é baseado na definição de energia necessária para gerar um sinal. Esse operador fornece uma estimativa da energia e amortecimento instantâneos em função da amplitude e da frequência instantâneas de um sinal monocromático ou unimodal. O TKEO proposto no algoritmo, é descrito na Equação (2), como:

$$sEMG_{TKEO}(t) = sEMG(t)^2 - sEMG(t+1) \times sEMG(t-1) \quad (2)$$

Onde $sEMG$ é o valor de entrada do canal EMG A1, e t é o número da amostra em determinado tempo. O TKEO é sempre aplicado depois do sinal passar por um filtro passa-faixa. A etapa TKEO tem como objetivo aplicar a equação acima, e condicionar o sinal envelopado, para auxiliar na detecção do início e fim de atividade no sinal.

3.3.2.5 Regressão normal

A principal vantagem da regressão, é evitar que valores muito discrepantes ou muito altos, influenciem em excesso os coeficientes de classificação. A função desta etapa, consiste em calcular o resultado, da soma da interceptação da regressão linear, do sinal suavizado, com o produto da inclinação da regressão linear do sinal suavizado e o nível limite definido como mostra na Equação (3):

$$RegNorm_{sEMG_{TKEO}} = Inclinação_{TKEO} + LimiteDef \times Interceptação_{TKEO} \quad (3)$$

Onde $RegNorm_{sEMG_{TKEO}}$ representa a regressão normal do sinal EMG, $Inclinação_{TKEO}$ é o valor de inclinação da curva da regressão linear do sinal EMG, $Interceptação_{TKEO}$ é o valor de interceptação da curva da regressão linear, e $LimiteDef$ é um valor delimitado pelo usuário, que auxilia no ajuste de detecção de movimentos.

Após a obtenção da regressão normal, é calculado o valor limitador. Ele serve para ser um delimitador, entre a ativação de gesto ou repouso. A Equação (4) mostra como obtém esse valor:

$$ValorLimite = Média_{SEMGTKEO} + RegNorm_{SEMGTKEO} + DesvPadrão_{SEMGTKEO} \quad (4)$$

Onde o ValorLimite representa o valor limitador, $Média_{SEMGTKEO}$ é a média do sinal EMG_{TKEO} , $RegNorm_{SEMGTKEO}$ é o valor resultante da Equação 3, e $DesvPadrão_{SEMGTKEO}$ é o desvio padrão do sinal EMG_{TKEO} .

3.3.2.6 Comparação

Para saber o início e fim de ativação do movimento, esta etapa consiste em fazer uma comparação lógica. Ela confere o valor suavizado, com um limite calculado, (que é o produto do desvio padrão do sinal com sua regressão normal), somado com o valor médio do sinal. Se o valor do sinal suavizado for maior ou igual que o limite obtido, logo o sinal agrupado (resultado) terá valor igual à 1, se não será igual à 0 (zero).

3.3.3 Visualização de todos os sinais

Esta etapa consiste em mostrar 5 gráficos obtidos pelo algoritmo e o sinal EMG:

- a) sinal EMG A1;
- b) envoltória;
- c) sinal identificado por início e fim de movimento;
- d) sinal rotulado;
- e) repetição.

3.3.3.1 Sinal EMG A1

O primeiro gráfico é o sinal EMG do canal A1. Nele, apresenta o sinal em valor em milivolts (mV) em relação ao tempo em segundos (s). Esse gráfico mantém a configuração da primeira etapa da Apresentação de sinais (Visualização do sinal EMG), a fim de utilizá-lo como comparação aos demais gráficos.

3.3.3.2 Envoltória

O gráfico de Envoltória, mostra o sinal modulado, suavizando o sinal, que antes era oscilante, delineando sua característica, facilitando a detecção de início e fim da ativação do movimento.

3.3.3.3 Sinal identificado por início e fim de movimento

Este gráfico exibe, de maneira simples, o início e fim da ativação do movimento. Mostrando valores de 0 e 1, percebe-se, o movimento proposto (valor em 1) e o movimento de repouso (valor em 0).

3.3.3.4 Sinal rotulado

O quarto resultado mostra o sinal rotulado, (etapa de pré-classificação). Este, diferencia os movimentos por valores de 0: Repouso, 1: Polegar para cima, 2: Extensão do dedo indicador e médio, 3: Punho fechado.

3.3.3.5 Repetição

O último gráfico exibe o sinal, conforme a repetição de cada movimento. Esse sinal apresenta valores de 1 a 6, atribuindo ao número de repetições.

3.3.4 Exportação para banco de dados

É a parte final do algoritmo. Esse processo trata de exportar em um arquivo de texto, os valores do Sinal Rotulado, Repetição e o Sinal EMG_A1. Anexando também no início do arquivo, as informações sobre o Sujeito que foi adquirido o sinal, o dispositivo utilizado na aquisição, gestos realizados, rótulos, taxa de atualização (em hertz) e resolução (em bits).

4 RESULTADOS

Retomando o objetivo deste trabalho, foi desenvolvido um banco de dados de movimentos/gestos, através de sinais de eletromiografia, a fim de armazenar em formato semelhante ao padrão de banco de dados Ninapro, mas com uma taxa de atualização do sinal em 1 kHz. O algoritmo desenvolvido foi baseado no projeto de detecção de movimentos disponibilizado pela Biosignalplus (BIOSIGNALSPLUX, 2021).

Para esse ensaio experimental foi considerado para execução, apenas os exercícios: Repouso, polegar para cima, extensão do dedo indicador e médio, punho fechado (de modo que não ficasse muito extenso a duração da aquisição e deixasse mais prática a análise dos resultados).

4.1 Informação dos parâmetros de aquisição de sinal

Nesse trecho, foram atribuídos parâmetros da aquisição de sinais. Nele foram imputadas informações como a idade e gênero da cobaia, qual dispositivo foi utilizado, gestos executados, que tipos de valores são mostrados, assim também como a taxa de atualização do sinal e sua resolução em *bits*.

4.2 Definição das funções

4.2.1 Anexador de texto

Esta função serviu para anexar os parâmetros de aquisição de sinais no topo. A função é mostrada no apêndice A.1. Primeiramente ela recebeu dois tipos de dados: o arquivo que contém os sinais EMG e o texto que contém as referências da coleta dos sinais EMG. Posteriormente, a função tratou de manipular o arquivo, e inserir as informações desejadas no topo.

4.2.2 Rotulador de sinal

A função de rotulação fez com que o sinal agrupado, recebesse valores de 0 a 6, identificando seus respectivos movimentos:

0. Repouso;
1. Polegar para cima;
2. Extensão do dedo indicador e médio;
3. Dedos flexionados juntos em punho.

Como mostra no apêndice A.2, esse algoritmo realizou uma contagem de cada ativação de movimento. A cada 6 ativações, ele rotulou o sinal a um movimento. Ao chegar na 7^a ativação, ele reiniciou a contagem e passou a rotular o sinal ao próximo movimento e assim por diante.

4.2.3 Repetição de sinal

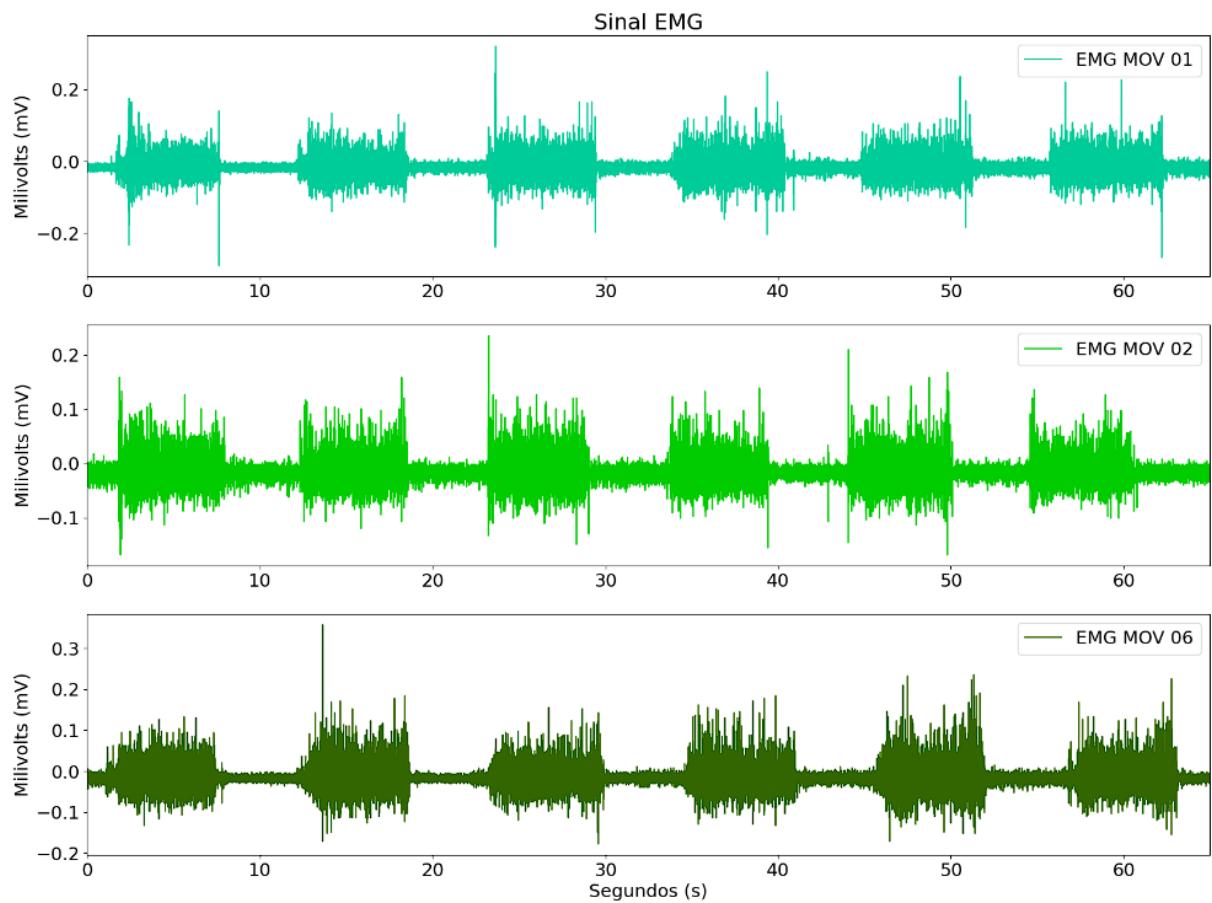
O algoritmo dessa função fez com que recebesse o sinal agrupado, e contou quantas repetições cada movimento teve. Conforme disponibilizado no apêndice A.3, a cada 1 ativação de movimento e 1 repouso, formou-se uma repetição. Após 6 repetições, essa contagem retornou para 1, e deu início a uma nova repetição.

4.3 Execução

4.3.1 Visualização do sinal EMG

Este trecho constituiu de ler o arquivo gerado pela aquisição de sinal e converteu seus valores que estavam em ADC, para milivolts (mV). O trecho de código para visualização encontra-se no apêndice A.4. Aplicado esse algoritmo para a aquisição dos movimentos 1 (Polegar para cima), 2 (Extensão do dedo indicador e médio) e 6 (Dedos flexionados juntos em punho), foi possível visualizar os sinais EMG para análise na Figura 31:

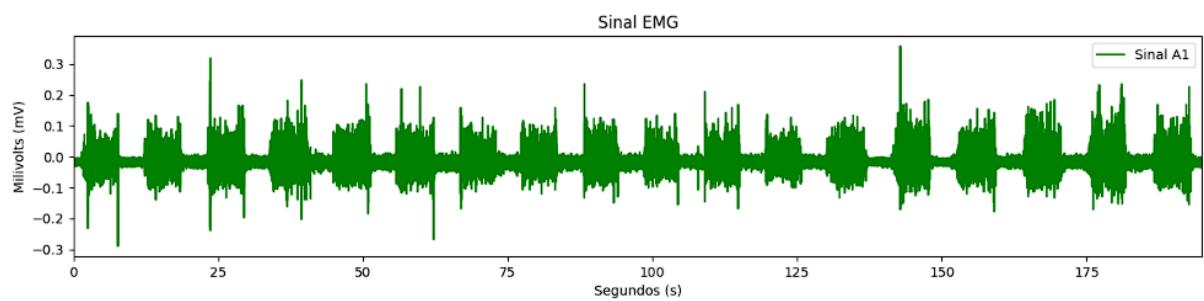
Figura 31 – Sinais EMG dos movimentos 1, 2 e 3.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Após isso, foi plotado o sinal com os 3 exercícios juntos em função do tempo como mostra a Figura 32:

Figura 32 – Sinal de entrada EMG.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Antes de continuar adiante, foi realizado uma inspeção visual no sinal. Onde é analisado a sua qualidade, se há ou não ruídos, interferências, mau contatos etc. Se qualidade do sinal fosse insatisfatória, seria necessário refazer a aquisição de sinais.

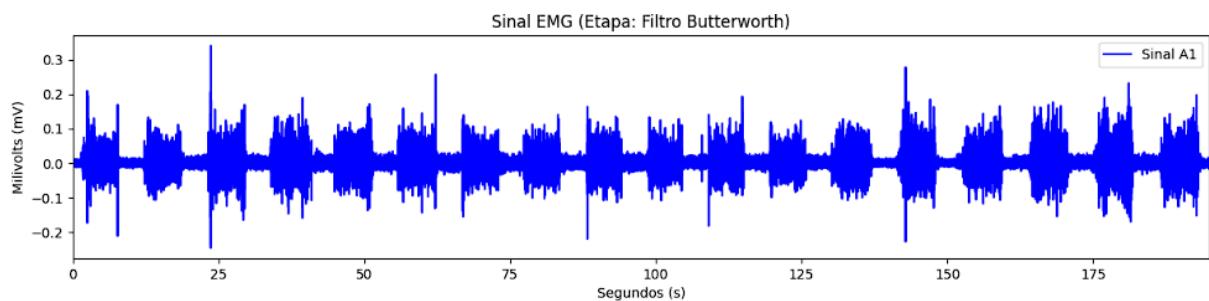
4.4 Rotulagem

Nesta etapa, a rotulagem foi aplicada no sinal EMG. Foram utilizados: Filtro passa-banda (para atenuar frequências indesejadas), envelopamento do sinal (para evidenciar sua característica), retificação e suavização do sinal (para facilitar as demais etapas), aplicação do operador de energia TKEO (para auxiliar na detecção de início e fim de atividade), regressão normal do sinal e comparação (para determinar a ativação dos movimentos).

4.4.1 Filtro passa-banda Butterworth

Conforme mostrado a filtragem no apêndice A.5, o filtro passa-banda serviu para atuar no sinal EMG adquirido, atenuando frequências indesejadas (acima de 300 Hz e abaixo de 10 Hz). O resultado desse processo foi mostrado na Figura 33:

Figura 33 – Sinal EMG filtrado por passa-banda Butterworth.



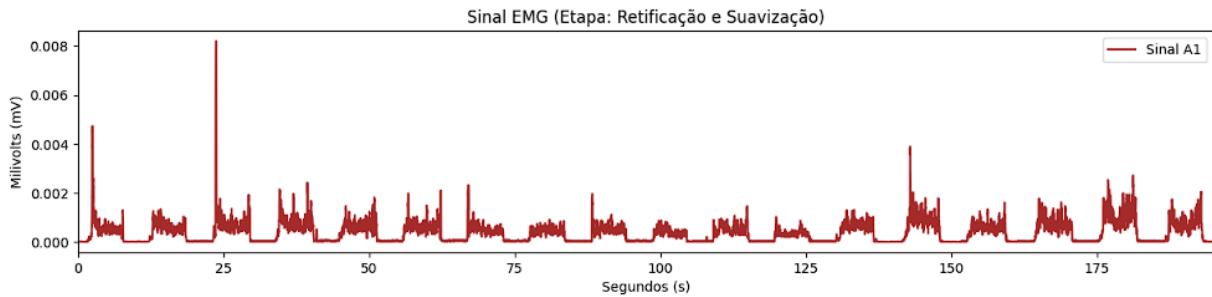
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Em comparação ao sinal bruto, foi difícil perceber alguma diferença, pois o sinal já não tinha tantas frequências fora do interesse, e sua resolução exibida no gráfico é pequena, comparado ao tamanho do sinal, que é grande. Porém, houve uma atenuação nas frequências indesejadas.

4.4.2 Retificação e suavização

O processo de retificação consistiu em transformar o sinal em valores absolutos (acima de zero), conforme mostrado no apêndice A.6. Após isso, foi realizado uma média móvel do sinal retificado pela taxa de amostragem. Na Figura 34, foi possível visualizar o resultado dessa etapa:

Figura 34 – Sinal EMG retificado e suavizado.



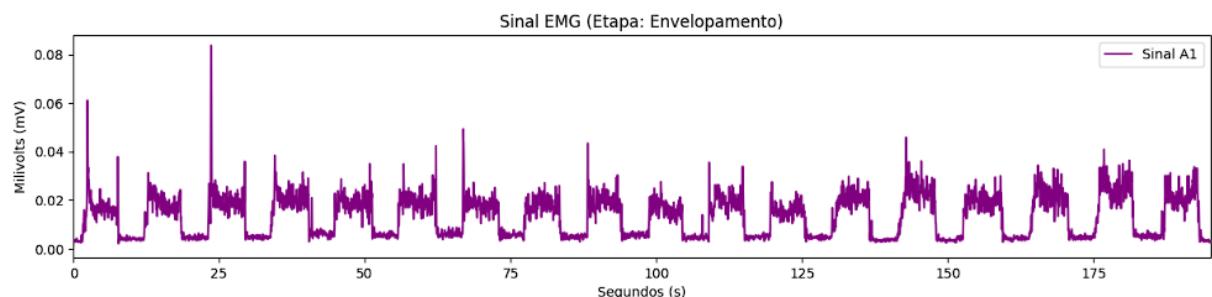
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Foi notado que o sinal ficou com valores absolutos (acima de zero), e que o sinal ficou mais “limpo”, sendo possível visualizar melhor, devido a menos oscilações.

4.4.3 Envelopamento

Após a retificação e suavização do sinal, foi executado a filtragem Filtfilt. Como mostra no apêndice A.7. Nele, o sinal resultou num “acolchoamento” de seus valores, deixando suas características realçadas. Na Figura 35, foi possível ver o resultado desse processo:

Figura 35 – Sinal EMG após a etapa de envelopamento.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

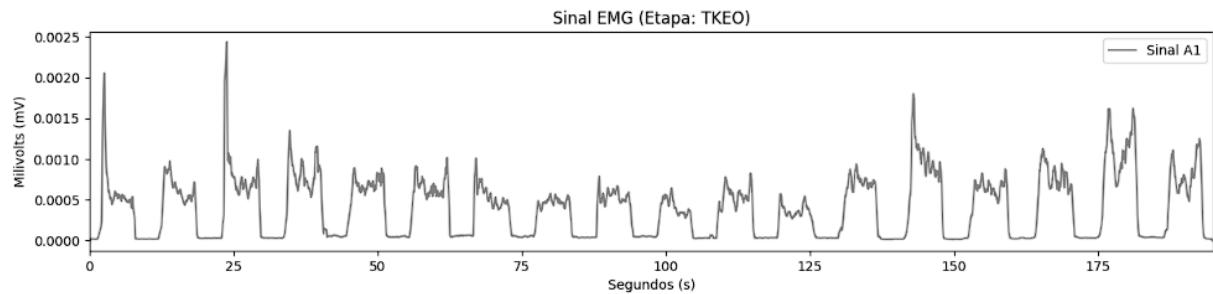
Foi percebido que houve um realce na característica do sinal, elevando seus valores, para posteriormente facilitar a aplicação do operador de energia TKEO.

4.4.4 TKEO

A etapa do operador TKEO, consistiu em aplicar seu conceito no sinal envelopado. Conforme disponibilizado no apêndice A.8, esse trecho fez que auxiliasse

o futuro rastreamento de início e fim de atividade do sinal, utilizando três amostras de tempo adjacentes. Na Figura 36 foi possível analisar o efeito desse processo:

Figura 36 – Sinal EMG após a etapa do operador TKEO.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Em comparação ao sinal envelopado, o resultado da etapa TKEO, mostrou que o sinal ficou mais “fino”, deixando-o mais apto para detecção de movimentos.

4.4.5 Regressão normal

O penúltimo processo da rotulagem é a regressão normal. Conforme mostra o trecho de código referente a essa etapa no apêndice A.9, o algoritmo recebeu o nível limite definido pelo usuário e calculou a inclinação do sinal e sua interceptação da linha de regressão. Após isso, retornou o produto entre a inclinação e o nível limite, mais o valor da interceptação.

Esse resultado serviu para calcular um valor limitador, para etapa de comparação (última etapa). Como mostra na Figura 37, o valor limitador foi o cálculo do produto entre o desvio padrão do sinal e o valor da regressão normal, e enfim somando com valor médio do sinal EMG.

Figura 37 – Definição do valor limitador.

```
In [26]: nivel_limite = 10
nivel_limite_norm_10 = RegressaoNorm(nivel_limite)

limite_10 = media_sinal_pre_pro + nivel_limite_norm_10 * desv_sinal_pre_pro
limite_10

Out[26]: 0.00024403020354777047
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

O valor limitador teve um valor aproximadamente $2,44 \times 10^{-4}$. Esse resultado foi usado para a próxima e última etapa da rotulagem.

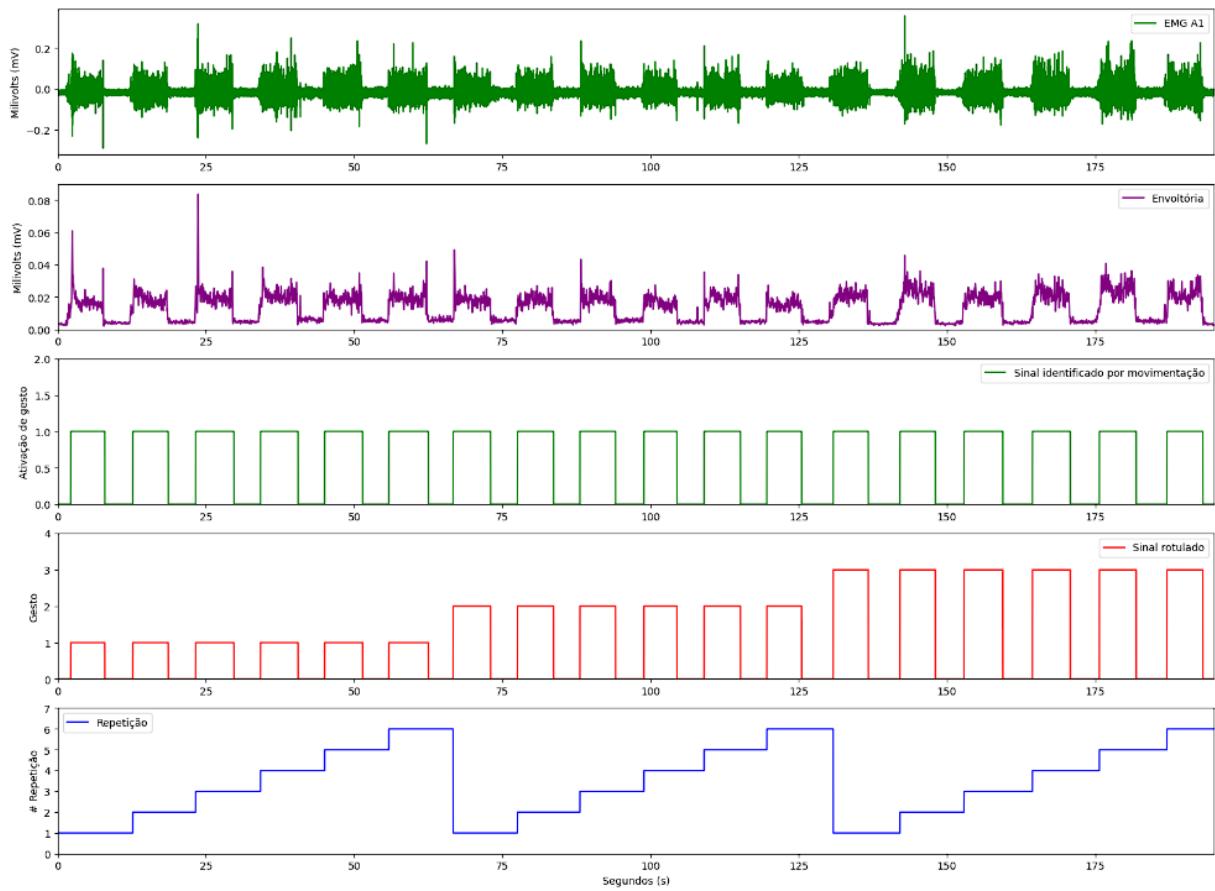
4.4.6 Comparação

Para saber o início e fim de ativação do movimento, esta etapa consistiu em fazer uma comparação lógica. Como mostrado no apêndice A.10, foi conferido o valor suavizado do sinal, com o valor limitador calculado na etapa de regressão normal (que foi o produto do desvio padrão do sinal, com sua regressão normal, somado com o valor médio do sinal). Se o valor do sinal suavizado, for maior ou igual ao limite obtido, então o sinal agrupado (resultado) teve valor igual à 1, se não, igual à 0 (zero).

4.5 Visualização de todos os sinais

Como é exibido na Figura 38, a etapa final apresentou o sinal em diferentes perspectivas em função do tempo. Primeiramente foi exibido o sinal de entrada EMG do canal 1 (em cor verde), em seus valores em milivolts (mV). Após, foi plotado a envoltória do sinal de entrada, aparecendo em cor violeta. No terceiro gráfico, mostrou o sinal agrupado, exibindo o seu início e fim de atividade muscular. Na penúltima exibição, mostrou o sinal rotulado por exercício (0: Repouso, 1: Polegar para cima, 2: Extensão do dedo indicador e médio, 3: Punho fechado) em vermelho. E, finalmente, foi plotado o gráfico de repetição do sinal (em azul).

Figura 38 – Plotagem: Visualização de todos os sinais.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

4.6 Exportação para banco de dados

No final do algoritmo foi disponibilizado na tela, de forma resumida, as 5 primeiras e as 5 últimas linhas do resultado. Logo depois, o resultado foi composto de 195150 linhas e 3 colunas. Como mostra o resumo do resultado na Figura 39, em cada coluna, foram referenciadas informações diferentes. A primeira coluna é referente ao exercício que foi executado (0: Repouso, 1: Polegar para cima, 2: Extensão do dedo indicador e médio, 3: Punho fechado), a segunda coluna é sobre em qual repetição o movimento esteve (1^a a 6^a repetição), e a terceira mostrou o valor em ADC do sinal EMG. Após isso, o resultado foi exportado para um arquivo de texto.

Figura 39 – Resumo do resultado para banco de dados.

	Exercicio	Repeticao	EMG_A1
0	0	1	506.0
1	0	1	506.0
2	0	1	505.0
3	0	1	506.0
4	0	1	506.0
...
195145	0	6	506.0
195146	0	6	505.0
195147	0	6	506.0
195148	0	6	506.0
195149	0	6	506.0

195150 rows × 3 columns

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Após a exibição do resumo, foi salvo o resultado gerado no arquivo, chamado “resultado.txt”, na pasta em que o código foi executado. Antes da finalização do algoritmo, foram anexadas no arquivo, as informações dos parâmetros de aquisição, conforme o apêndice A.11. Na Figura 40, foram mostrados os parâmetros de aquisição do ensaio experimental.

Figura 40 – Parâmetros de aquisição do sinal EMG.

```
info = """# Subject, Age: 30, Gender: M
# Devices: ["20:18:06:13:03:69"]
# Gesture: ["rest", "thunb_up", "extension_index_and_middle", "closed_hand"]
# Label: ["class", "repetition", "EMG_A1"]
# Sampling rate: 1000
# Resolution: [4, 4, 10]
\n"""
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Por fim, o arquivo “resultado.txt” foi aberto, a fim de conferir se o conteúdo estava semelhante aos padrões para o banco de dados Ninapro, porém com uma taxa de atualização de 1 kHz. Na Figura 41, foi possível realizar a confirmação do conteúdo:

Figura 41 – Conteúdo do arquivo de texto gerado para banco de dados.

```
# Subject, Age: 30, Gender: M
# Devices: ["20:18:06:13:03:69"]
# Gesture: ["rest", "thunb_up", "extension_index_and_middle", "closed_hand"]
# Label: ["class", "repetition", "EMG_A1"]
# Sampling rate: 1000
# Resolution: [4, 4, 10]

0 1 506
0 1 506
0 1 505
0 1 506
0 1 506
0 1 507
0 1 505
0 1 505
0 1 503
0 1 504
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Esse arquivo de texto gerado atendeu ao padrão de banco de dados Ninapro, tendo seus dados em uma taxa de amostragem definida em 1 kHz, esse resultado também teve um total de 195157 linhas, e seu tamanho de informação foi 1,67 MB. Esse arquivo foi compartilhado na plataforma de hospedagem de código-fonte chamado *Github*, assim também como os vídeos realizados no Blender, simulando os gestos de mão para possível uso e o código-fonte executado no Jupyter Notebook (BELONI, 2022).

Por fim, o banco de dados ficou pronto para ser utilizado, para uma futura etapa de classificação dos gestos, assim como também, a execução dos procedimentos para a expansão do banco de dados com mais canais EMG (instalados em outras regiões do membro superior) e mais voluntários.

5 CONCLUSÕES

Retomando o objetivo geral do trabalho, pretendeu-se desenvolver um banco de dados de movimentos/gestos de mão, através de sinais de eletromiografia. Como resultado desse trabalho, buscou ser semelhante aos padrões do banco de dados Ninapro, com a diferença que sua taxa de amostragem, foi de 1 kHz. O resultado também integrou os parâmetros de aquisição do sinal eletromiográfico no início do arquivo, respeitando os dados mostrados em função do tempo, rotulados por tipo de movimento e sua repetição.

Durante a execução dos procedimentos de desenvolvimento, foi comprovado o cumprimento de todos os requisitos para esse trabalho de conclusão. Importante também ressaltar, que o trabalho foi desenvolvido de modo experimental, sendo o mais simples e genérico possível.

Sendo um ensaio experimental, seu desenvolvimento acabou não tendo uma ênfase em deixar totalmente automatizado, tendo etapas em que o usuário teve que analisar se o resultado ficou ou não satisfatório e ajustar caso necessário, alterando algumas configurações.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Em função da indisponibilidade de tempo e de mais componentes de aquisição de sinais, recomenda-se para trabalhos futuros algumas sugestões:

- a) utilização do sistema desenvolvido para obter outros sinais EMG, com mais canais para aquisição de sinais, instalados em outras regiões do membro superior e conseguir maior acurácia na identificação de movimentos.
- b) utilização do sistema para criar uma etapa que classifique automaticamente cada tipo de gesto, a partir de aprendizado de máquina.
- c) utilização do sistema para aprimoração. Deixar o sistema mais rápido, automatizando o processo de visualização, rotulação e exportação dos resultados, tornando sua execução com menos intervenção humana.

REFERÊNCIAS

- ATZORI, M.; MÜLLER, H. **The Ninapro database: a Resource for EMG Naturally Controlled Robotic Hand Prosthetics.** Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Henning-Mueller-3/publication/279962755/The_Ninapro_database_a_Resource_for_EMG_Naturally_Controlled_Robotic_Hand_Prosthetics/links/55a4292808ae81aec912e7bb/The-Ninapro-database-a-Resource-for-EMG-Naturally-Controlled-Robotic-Hand-Prosthetics.pdf>. Acesso em: 18 mai. 2021.
- ATZORI, M. et al. **Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses.** 2014. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/sdata201453.pdf>>. Acesso em: 18 mai. 2021.
- BELONI, L. **Repositório de TCC: Desenvolvimento de banco de dados de movimentos gestos de mão através de sinais EMG.** 2022. Disponível em: <<https://github.com/lucastbeloni/TCC-Desenvolvimento-de-banco-de-dados-de-movimentos-gestos-de-mao-atraves-de-sinais-EMG>>. Acesso em 27 de jun. 2022.
- BIOSIGNALSPLUX. **Event Detection - Muscular Activations (EMG).** Disponível em: <http://biosignalsplex.com/learn/notebooks/Categories/Detect/detect_bursts_rev.html>. Acesso em: 22 jun. 2021.
- BITALINO. **BITalino (r)evolution Plugged Kit Data Sheet.** Disponível em: <<https://bitalino.com/storage/uploads/media/revolution-bitalino-plugged-kit-datasheet.pdf>>. Acesso em: 4 mai. 2021.
- BITALINO. **BITalino Electromyography (EMG) Sensor Data Sheet.** Disponível em: <<https://bitalino.com/storage/uploads/media/revolution-emg-sensor-datasheet-1.pdf>>. Acesso em: 4 mai. 2021.
- BITALINO. **Electromyography (EMG) Sensor Datasheet.** 2019. Disponível em: <http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_EMG_Sensor_Datasheet.pdf>. Acesso em: 5 mai. 2019.
- BITALINO. **Microcontroller Unit (MCU) Block Data Sheet.** 2020. Disponível em: <<http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION MCU Block Datasheet.pdf>>. Acesso em: 20 mai. 2021.
- BLENDER. **Blender 3.0 Manual.** 2021. Disponível em: <https://docs.blender.org/manual/pt/dev/interface/window_system/introduction.html>. Acesso em: 18 mai. 2021.
- BLENDER. **Easy Handy Hands - How to model hands in Blender - Blender Beginner Tutorial - Part 1.** 2021. Disponível em: <<https://youtu.be/pr3t78ifH7g>>. Acesso em: 14 jun. 2021.

CUNHA, F. L. da. **Obtenção e uso dos acoplamentos cinemáticos interfalangianos e interdigitais no projeto de próteses antropomórficas para membros superiores.** Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Espírito Santo, 1999. Citado 4 vezes nas páginas 25, 26, 27 e 28.

DELSYS. **Trigno™ Quattro Sensor.** 2021. Disponível em: <<https://delsys.com/trigno-quattro/>>. Acesso em: 28 abr. 2021.

DELSYS. **EMGWorks®.** 2021. Disponível em: <<https://delsys.com/emgworks/>>. Acesso em: 28 abr. 2021.

DELSYS. **EMGWorks®: Analyzing Data: Step 3 - Cyclical Analysis Calculation.** 2021. Disponível em: <<https://delsys.com/downloads/USERSGUIDE/emgworks/HTMLDocuments/analyzingdatastep3cyclicalanalysiscalculation.htm>>. Acesso em: 3 mai. 2021.

FAVIEIRO. **Controle de uma prótese experimental do segmento mão-braço por sinais mioelétricos e redes neurais artificiais.** Trabalho de diplomação (graduação) em Engenharia de computação — Instituto de Informática, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009. 46 p.

FREIXO, R. A. E. **Electromyography and inertial sensor-based gesture detection and control.** 2015. 106 p. Tese de mestrado em Bioengenharia — Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2015.

HARVARD UNIVERSITY. **Advancements in Limb Prosthetics.** 2013. Disponível em: <<https://sitn.hms.harvard.edu/flash/2013/limb-prosthetics/>>. Acesso em 28 de abr. 2021.

JUPYTER. **Jupyter Notebook.** 2022. Disponível em: <<https://jupyter.org/>>. Acesso em 23 de abr. 2022.

KAISER, J. F. **On a Simple Algorithm to Calculate the “Energy” of a Signal.** 1990. 381-384 p. IEEE International Conference Acoustic Speech Signal Process — Albuquerque, Estados Unidos, 1990.

MARCOLINO, A. M. et al. Amputações e próteses do membro superior. In: **Órteses e próteses: indicação e tratamento.** [S.I.]: Águia Dourada, 2015. cap. 6, p. 103-126.

MATLAB. **Filtfilt: Zero-phase digital filtering.** 2022. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html>>. Acesso em: 16 mai. 2022.

MATTIOLI, F. et al. **Utilização de redes neurais para a classificação de sinais EMG aplicados no controle de próteses virtuais de mão.** Proceedings of the WRVA, p. 230-235, 2010.

MOBIUS BIONICS. **LUKE arm details.** 2021. Disponível em: <<https://www.mobiusbionics.com/luke-arm/>>. Acesso em: 3 mai. 2021.

OTTOBOCK. **13E200 MyoBock electrode.** 2021. Disponível em: <<https://professionals.ottobock.com.au/Products/Prosthetics/Prosthetics-Upper-Limb/Adult-Terminal-Devices/13E200-MyoBock-electrode/p/13E200><https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-superiores/vis%C3%A3o-geral-das-solu%C3%A7%C3%A3o%C3%83s/sistema-dynamicarm-para-amputa%C3%A7%C3%A3o%C3%83s-acima-do-cotovelo/>>. Acesso em: 27 mai. 2021.

OTTOBOCK. **Myo Plus pattern recognition.** 2021. Disponível em: <<https://youtu.be/vTC5vlyBDHc><https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-superiores/vis%C3%A3o-geral-das-solu%C3%A7%C3%A3o%C3%83s/sistema-dynamicarm-para-amputa%C3%A7%C3%A3o%C3%83s-acima-do-cotovelo/>>. Acesso em: 4 mai. 2021.

ÖSSUR. **i-Limb® Quantum.** 2021. Disponível em: <<https://www.ossur.com.br/solucoes-proteticas/produtos/solucoes-touch/i-limb-quantum>>. Acesso em: 28 abr. 2021.

PARDINI, P. F. **Reabilitação da mão.** [S.I.]: Atheneu, 2005.

PERKTOLD, J.; SEABOLD, S.; TAYLOR, J. **Statsmodels.** Disponível em: <<https://www.statsmodels.org/stable/index.html>>. Acesso em: 8 jun. 2021.

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **What is Python? Executive Summary.** 2022. Disponível em: <<https://www.python.org/doc/essays/blurb/>>. Acesso em: 18 abr. 2022.

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **Numpy.** 2022. Disponível em: <<https://pypi.org/project/numpy/>>. Acesso em: 18 abr. 2022.

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **SciPy.** 2022. Disponível em: <<https://www.scipy.org/>>. Acesso em: 18 abr. 2022.

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **Matplotlib.** 2022. Disponível em: <<https://matplotlib.org/>>. Acesso em: 18 abr. 2022.

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **biosignalsnotebooks.** 2022. Disponível em: <<https://github.com/biosignalsplus/biosignalsnotebooks>>. Acesso em: 18 abr. 2022.

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. **pandas.** 2022. Disponível em: <<https://pandas.pydata.org/>>. Acesso em: 18 abr. 2022.

PLUX. **OpenSignals Software User Manual.** 2019. Disponível em: <<https://bitalino.com/storage/uploads/media/opensignals-manual.pdf><https://youtu.be/vTC5vlyBDHc><https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-superiores/vis%C3%A3o-geral-das-solu%C3%A7%C3%A3o%C3%83s/sistema-dynamicarm-para-amputa%C3%A7%C3%A3o%C3%83s-acima-do-cotovelo/>>. Acesso em: 10 mai. 2021.

VISCONTI, P. et al. **Technical Features and Functionalities of Myo Armband: An Overview on Related Literature and Advanced Applications**

of Myoelectric Armbands Mainly Focused on Arm Prostheses. 2018. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Paolo-Visconti-2/publication/324889539_Technical_Features_and_Functionalities_of_Myo_Armband_An_Overview_on_Related_Literature_and_Advanced_Applications_of_Myoelectric_Armabnds_Mainly_Focused_on_Arm_Prostheses/links/5e7b14eea6fdcc57b7bbbe75/Technical-Features-and-Functionalities-of-Myo-Armband-An-Overview-on-Related-Literature-and-Advanced-Applications-of-Myoelectric-Armabnds-Mainly-Focused-on-Arm-Prostheses.pdf>. Acesso em: 27 mai, 2021.

APÊNDICE A – TRECHOS DE CÓDIGO REALIZADOS NO JUPYTER NOTEBOOK

A.1 – Função definida para anexar os parâmetros de aquisição do sinal EMG:

```
# Função que anexa a informação (citada acima) em um arquivo de texto.

def anexador_texto (arquivo, texto):

    with open(arquivo, 'r+') as arq:

        conteudo = arq.read()
        arq.seek(0, 0)
        arq.write(texto.rstrip('\r\n') + '\n' + conteudo)
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.2 – Função definida para rotular o sinal EMG:

```
# Função que define faz a "rotulação" do sinal.

def rotulo_sinal (sinal):

    sinal_rotulado = []
    valor = 1
    exerc = 0

    for i in range(len(sinal)):

        if sinal[i-1] == 0 and sinal[i] == 1:

            exerc += 1

            if exerc > 6:

                exerc = 1
                valor += 1

            sinal_rotulado.append(valor)

        elif sinal[i] == 1:

            sinal_rotulado.append(valor)

        else:

            sinal_rotulado.append(0)

    return sinal_rotulado
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.3 – Função definida para identificar as repetições de movimentos para cara exercício:

```
# Função que "mapeia" os números de repetições em cada exercícios.

def repete_sinal (sinal):

    sinal_repetido = []
    repeticao = 1
    flag=False

    for i in range(len(sinal)):

        if sinal[i-1]== 0 and sinal[i] == 1 and flag==True:
            repeticao += 1

        if repeticao > 6:
            repeticao = 1

        elif sinal[i-1]== 1 and sinal[i] == 0 and flag==False:
            flag = True

        sinal_repetido.append(repeticao)

    return sinal_repetido
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.4 – Visualização do sinal EMG:

```
# Definição dos intervalos de alcance dos valores ADC e mV.
alcance_ADC = [0, 1023]
alcance_mV = [-1.64, 1.64]

# Importação do sinal em .txt
ENTRADA = np.loadtxt('3exercicios_v6.txt')
emg_ADC = ENTRADA

# Calcula coeficientes de conversão ADC para voltagem.
a = alcance_mV[1]-alcance_mV[0]
b = alcance_ADC[1]
c = alcance_mV[0]

# Converte o sinal ADC para mV.
emg_mV = a * emg_ADC / b + c

# Plota sinal EMG para inspeção visual do canal configurado.
INICIO = 0
FIM = 195

figure(figsize = (15, 3), dpi = 100)
t = np.linspace(INICIO, FIM, len(emg_mV[:,5]))

plt.xlim(INICIO, FIM)
plt.plot(t, emg_mV[:,5], 'green', label = 'Sinal A1')
plt.title("Sinal EMG")
plt.xlabel("Segundos (s)")
plt.ylabel("Milivolts (mV)")
plt.legend()
plt.show()
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.5 – Filtro passa-banda Butterworth:

```
# Definição de frequência para filtragem.
corte_baixa_freq = 10 # Hz
corte_alta_freq = 300 # Hz

# Aplicação do filtro no sinal.
emg_TKEO = bsnb.aux_functions._butter_bandpass_filter(emg_TKEO, corte_baixa_freq, corte_alta_freq, taxa_amostragem)
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.6 – Retificação e suavização:

```
# Retificação do sinal.
sinal_retificado = absolute(TKEO) # Calcula o valor absoluto do elemento.
sinal_retificado = bsnb.aux_functions._moving_average(sinal_retificado, taxa_amostragem / 10)
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.7 – Envelopamento (Filtro Filtfilt):

```
# Filtro filtfilt para
rmss = signal.filtfilt(b3, a3, emg_ENVOLTORIA)
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.8 – Operador TKEO:

```
TKEO = []

for i in range(0, len(emg_TKEO)):

    if i == 0 or i == len(emg_TKEO) - 1:

        TKEO.append(emg_TKEO[i])

    else:

        TKEO.append(power(emg_TKEO[i], 2) - (emg_TKEO[i+1] * emg_TKEO[i-1]))
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.9 – Regressão normal.

```
# Definição de função de regressão.
def RegressaoNorm (nivel_limite_def):

    nivel_limite_perc_0 = (- media_sinal_pre_pro) / float(desv_sinal_pre_pro)
    nivel_limite_perc_100 = (max(sinal_suavizado) - media_sinal_pre_pro) / float(desv_sinal_pre_pro)
    inclinacao, interceptacao = linregress([0, 100], [nivel_limite_perc_0, nivel_limite_perc_100])[:2]
    return inclinacao * nivel_limite_def + interceptacao

nivel_limite = 10
nivel_limite_norm_10 = RegressaoNorm(nivel_limite)

limite_10 = media_sinal_pre_pro + nivel_limite_norm_10 * desv_sinal_pre_pro
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.10 – Comparaçāo do sinal:

```
sinal_agrupado = []

for i in range(0, len(emg_TKE0)):

    if sinal_suavizado[i] >= limite_10:

        sinal_agrupado.append(1)

    else:

        sinal_agrupado.append(0)
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A.11 – Exportaçāo do resultado para arquivo de texto.

```
# Salva os valores do dataframe em um arquivo de texto.
np.savetxt('resultado.txt', resultado.values, fmt='%d')

# Anexa no arquivo, as informaçōes de parâmetros de aquisiçō do sinal.
anexador_texto('resultado.txt', info)
```

Fonte: Elaborado pelo Autor.