UNIVERSIDADE
BEIRA INTERIOR

Projeto do processo de aquisição de dados para uma prótese mioelétrica (versão final após prova)

Beatriz Bernardino Mendes

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Eletromecânica
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor André Ferreira Costa Vieira
Co-orientador: Prof. Doutor Pedro Miguel de Figueiredo Dinis Oliveira Gaspar

novembro de 2023

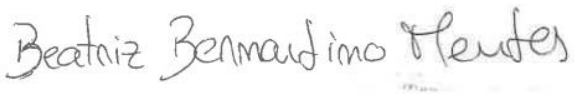
Folha em branco

Declaração de Integridade

Eu, Beatriz Bernardino Mendes, que abaixo assino, estudante com o número de inscrição M10480 da Faculdade de Engenharia, declaro ter desenvolvido o presente trabalho e elaborado o presente texto em total consonância com o **Código de Integridade da Universidade da Beira Interior**.

Mais concretamente afirmo não ter incorrido em qualquer das variedades de Fraude Académica, e que aqui declaro conhecer, que em particular atendi à exigida referenciação de frases, extratos, imagens e outras formas de trabalho intelectual, e assumindo assim na íntegra as responsabilidades da autoria.

Universidade da Beira Interior, Covilhã 02 /12/2022



Agradecimentos

Ao finalizar esta dissertação, não posso deixar de expressar a minha gratidão para com as pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização da mesma.

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador, Professor Doutor André Ferreira Costa Vieira, pela sua orientação, aconselhamento e suporte em todo o desenvolvimento deste projeto. Agradeço também ao meu coorientador, Professor Doutor Pedro Miguel de Figueiredo Dinis Oliveira Gaspar, pelo conhecimento transmitido e pela constante disponibilidade para esclarecer dúvidas.

Quero também deixar um agradecimento aos meus amigos, em especial à Cláudia e à Laura por todos os anos de amizade e permanente apoio. Ao João Portugal, Rafael Salvado e Ana Rita Cabral, obrigado pela paciência, partilha e amizade que se acumularam em todos estes anos de universidade.

Agradeço aos meus pais e à Matilde, pelo incondicional apoio e confiança que sempre me prestaram ao longo de toda a minha vida académica e pessoal, sem eles não teria chegado até aqui. A toda a minha família, um obrigado pela presença e auxílio sempre que precisei.

Por fim, quero expressar o meu agradecimento, a todos os que de algum modo ou outro contribuíram e/ou possibilitaram o desenvolvimento desta dissertação.

Folha em branco

Resumo

A amputação pode ser descrita como a extração de uma extremidade do corpo, que pode ocorrer por diversos motivos, como traumatismos, neoplasia ou doenças vasculares ou infeciosas. Atualmente o número de amputados do membro superior é bastante considerável, dando a esta matéria uma crescente busca de alternativas que ajudem o paciente, pelo menos, a executar as tarefas diárias básicas. O desenvolvimento e pesquisa de vários tipos de próteses têm sido muito ativos, sendo um dos mais procurados a prótese mioelétrica. Como tal, é necessário que estas próteses, dado ao seu objetivo, sejam bem dimensionadas, sobretudo na parte do processo de aquisição de dados e da sinergia do músculo com a prótese. O objetivo principal desta dissertação é o estudo dos mais importantes elementos a considerar para a boa ligação prótese-músculo, bem como a escolha das opções mais viáveis a aplicar no trabalho. Esta dissertação termina com o projeto de dois sistemas de controlo e aquisição de dados no qual é implementado o controlo de limite.

Palavras-chave

Prótese Mioelétrica, Estratégias de controlo, Eletromiografia, Músculos do membro superior.

Folha em branco

Abstract

The amputation can be described as the extraction of a body extremity, which can occur for multiple reasons, like injuries, neoplasm, or vascular/infectious diseases. Nowadays the number of upper limb amputees is quite considerable, giving this matter a growing search for alternatives that help the patient, at least, to perform daily basic tasks. The development and research of multiple kinds of prosthesis have been very active, being the myoelectric prosthesis one of the most requested. As such, it is necessary that these prostheses, given their objective, are well dimensioned, especially in the part of the process of data acquisition and prosthesis-muscle synergy. The main objective of this dissertation will be the study of the most important factors to consider for a good prosthesis-muscle connection, as well as the choice of the most viable options to apply in the work. This dissertation ends with the design of two control and data acquisition systems in which limit control is implemented.

Keywords

Myoelectric prostheses, Control strategies, Electromyography, Upper limb Muscles.

Folha em branco

Índice

Agradecimentos ..... **iv**

Resumo ..... **vi**

Palavras-chave ..... **vi**

Abstract ..... **viii**

Keywords ..... **viii**

Lista de Figuras ..... **xiii**

Lista de Tabelas ..... **xvii**

Lista de Acrónimos ..... **xix**

1. Introdução **1**

1.1. Motivação **1**
1.2. Objetivos **2**
1.3. Organização **2**

2. Estado de Arte **5**

2.1. Movimentos do membro superior **5**
2.1.1. Conceito de Movimento 5
2.1.2. Movimentos no membro superior 6
2.2. Classificação dos níveis de perda do membro superior **10**
2.3. Classificação das próteses do membro superior **12**
2.4. Sistema Muscular **15**
2.4.1. Potenciais de ação 16
2.4.2. Contração muscular 17
2.5. Sinal Eletromiográfico **19**
2.6. Estratégias de controlo **20**
2.6.1. Controlo Sequencial 21
2.6.1.1. Controlo por reconhecimento de padrão 21
2.6.1.2. Controlo baseado em não reconhecimento de padrão 23
Controlo mioelétrico proporcional *24*
Máquina de estado finito *24*
Controlo mioelétrico de limite *25*
2.6.2. Controlo Simultâneo 25
2.6.2.1. Controlo mioelétrico postural 25
2.6.2.2. Controlo mioelétrico regressivo 26
2.6.2.3. Métodos Cirúrgicos 26
2.6.2.4. Controlo mioelétrico de sistema híbrido 27
2.7. Exemplos do controlo mioelétrico no mercado **28**

3. Etapas de Projeto **31**

3.1. Identificação do problema **31**
3.2. Definição dos requisitos do sistema **31**
3.2.1 Procedimentos para a utilização de elétrodos sEMG 31
Tamanho e Formato do elétrodo 32

Distância elétrodo-elétrodo ... 32
Material do elétrodo ... 32
Preparação da pele ... 32
Posicionamento dos elétrodos ... 33
Localização do elétrodo de referência ... 34
3.2.2 Músculos do membro superior ... 34
3.2.3 Graus de liberdade da prótese ... 36
3.2.4 Instrumentação: Amplificadores e Filtros ... 36
3.3. Projeto conceptual ... 38
3.3.1 Tipos de elétrodos ... 38
Elétrodos invasivos: IMES ... 38
Elétrodos invasivos: intramusculares ou de agulha ... 40
Elétrodos não invasivos: Elétrodos de superfície ... 41
Escolha do tipo de elétrodos ... 43
3.3.2 Modelos de sensores de eletromiografia ... 44
Myoware ... 44
BITalino ... 45
Seleção do sensor de eletromiografia ... 50
3.3.3 Análise preliminar do sinal EMG ... 50
Bíceps Braquial ... 51
Tríceps braquial ... 52
Junção de Bíceps com Tríceps ... 53
Braquiorradial ... 54
Flexor superficial dos dedos ... 55
Escolha dos músculos a utilizar ... 56
3.3.4 Estratégias de controlo ... 57
3.4. Projeto preliminar ... 58
3.4.1 Descrição dos sistemas ... 58
Sistema Bluetooth/MATLAB ... 58
Sistema Sensor EMG/Arduíno ... 62
3.4.2 Aplicação do sistema de aquisição ... 64
4. Resultados e discussão ... 67
Sistema Bluetooth/MATLAB ... 67
Sistema Sensor EMG/Arduíno ... 69
Comparação dos resultados ... 71
5. Conclusões e Trabalhos Futuros ... 74
5.1. Conclusões ... 74
5.2. Trabalhos futuros ... 75
Bibliografia ... 77
Anexos ... 82
Anexo 1 ... 83
Anexo 2 ... 90
Anexo 3 ... 95
Anexo 4 ... 99

Folha em branco

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Posição anatómica [9]. 5
Figura 2.2 - Planos e eixos anatómicos [9]..... 6
Figura 2.3 - Flexão e extensão da mão na articulação do pulso [10]. 7
Figura 2.4 - Abdução e adução dos dedos [10]. 7
Figura 2.5 - Pronação e supinação do antebraço [10]..... 8
Figura 2.6 - Desvio radial do pulso [9]..... 8
Figura 2.7 - Oposição e reposição do polegar [10]. 9
Figura 2.8 - Circundução dos dedos da mão [9]..... 9
Figura 2.9 - Hiperextensão da mão [9]..... 9
Figura 2.10 - Classificação dos níveis da perda do membro superior [6], [9]. 11
Figura 2.11 - Estatística do nível de perda do membro superior na Itália e na Inglaterra [6]. 11
Figura 2.12 - Percentagem de amputações em Portugal [12]..... 12
Figura 2.13 - Diagrama dos diferentes tipos de próteses. Adaptado de [15]. 14
Figura 2.14 - Despolarização e o potencial de ação no músculo esquelético [16]. 16
Figura 2.15 - Fibra muscular [9]. 17
Figura 2.16 - Gráfico de Tensão versus Tempo de uma hipotética contração de uma única fibra muscular em resposta a um único potencial de ação [16]. 18
Figura 2.17 - Exemplo de um registo de um sinal EMG de superfície quando um sujeito abre a mão por dois segundos. Adaptado de [17]..... 19
Figura 2.18 - Tipos de esquemas de controlo mioelétrico. Adaptado por [20]. 21
Figura 2.19 - Estrutura do sistema de controlo mioelétrico de reconhecimento padrão. Adaptado por [21]..... 22
Figura 2.20 - Três passos da classificação. (*PCA - Análise de componentes principais; LDA - Análise discriminante linear; MDA - Análise discriminante múltipla; RNA - Redes neuronais artificiais; FIS - Sistemas de inferência fuzzy).* Adaptada de [21]..... 23
Figura 2.21 - Funcionamento típico do sistema de máquina de estado finito. Adaptado de [23]. 24
Figura 2.22 -Controlo de limite. (a) Sinal mioelétrico simulado, (b) Comando de controlo de limite gerado. Adaptado de [24]..... 25
Figura 2.23 - Esquema simples do procedimento TMR. Adaptado de [18]..... 27
Figura 2.24 - Caraterização de sistemas de controlo mioelétrico híbrido. Adaptado de [21]. 28
Figura 3.1 - Sinal EMG em diferentes posições no músculo [30]. 33
Figura 3.2 - Posicionamento de elétrodos: Direção Longitudinal (1 e 2); Direção Transversal (3 e 4). Adaptado de [5]. 34
Figura 3.3 - Principais músculos do antebraço. Adaptado de [32]. 35
Figura 3.4 - Exemplo de um sinal EMG com uma razão alta de sinal-ruído. Adaptado de [35]. . 37
Figura 3.5 - Exemplo de um sinal EMG com uma razão baixa de sinal-ruído. Adaptado de [35]. 37

Figura 3.6 - Imagem de raio-X das localizações de sensores mioelétricos implantáveis num membro residual de um sujeito. Adaptado de [38]. 39

Figura 3.7 - Corte transversal no meio do antebraço indicando o raio de detenção estimado dos elétrodos IMES orientados paralelamente à direção da fibra muscular. Adaptado de [36]. 40

Figura 3.8 - (A) Imagem de uma agulha monopolar; (B) Imagem de uma agulha concêntrica. Adaptado de [41]. 41

Figura 3.9 - Exemplo de elétrodo de superfície [43]. 41

Figura 3.10 - (a) Elétrodo de superfície passivo; (b) Elétrodo de superfície ativo. Adaptado de [30]. 43

Figura 3.11 - Sensor eletromiográfico MyoWare [44]. 45

Figura 3.12 - Esquema do sensor MyoWare [44]. 45

Figura 3.13 - BITalino (r)evolution Board kit BT. Adaptado de [46]. 46

Figura 3.14 - BITalino (r)evolution Board kit BT+BLE. Adaptado de [46].....47

Figura 3.15 - BITalino (r)evolution Plugged kit BT. Adaptado de [47]. 47

Figura 3.16 - BITalino (r)evolution Plugged kit BT+BLE. Adaptado de [47]..... 48

Figura 3.17 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Bíceps Braquial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real. 52

Figura 3.18 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Bíceps Braquial. 52

Figura 3.19 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Tríceps Braquial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real. 53

Figura 3.20 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Tríceps Braquial..... 53

Figura 3.21 - Posicionamento dos elétrodos na junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real..... 54

Figura 3.22 - Gráfico do sinal eletromiográfico da junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial 54

Figura 3.23 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Braquiorradial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real. 55

Figura 3.24 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Braquiorradial. 55

Figura 3.25 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Flexor Superficial dos Dedos: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real. 56

Figura 3.26 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Flexor Superficial dos Dedos..... 56

Figura 3.27 - Sistema Bluetooth/MATLAB. 59

Figura 3.28 - Pesquisa de dispositivos Bluetooth. 59

Figura 3.29 - Aquisição de dados da Board BITalino. 60

Figura 3.30 - Fórmula das especificações para sinal EMG da BITalino. [48] 60

Figura 3.31 - Processamento do sinal EMG obtido. 60

Figura 3.32 - Conexão com o Arduíno. 61

Figura 3.33 - Controlo dos servos com base nos dados obtidos.....61

Figura 3.34 - Sistema Sensor EMG/Arduíno..... 62

Figura 3.35 - Associação da biblioteca Servo e designação das variáveis Servo. 62

Figura 3.36 - Definição das portas PWM.....63
Figura 3.37 - Parte setup do código Arduíno. 63
Figura 3.38 - Parte Loop do código Arduíno.....63
Figura 3.39 - Ligação no sensor EMG.....64
Figura 3.40 - Prótese mioelétrica transradial 2021.....65
Figura 4.1 - Gráfico referente à flexão.....67
Figura 4.2 - Parte da flexão: Teste Bluetooth/MATLAB. 68
Figura 4.3 - Média dos valores obtidos do gráfico da flexão.....68
Figura 4.4 - Tempo obtido na realização do movimento repouso-flexão. 68
Figura 4.5 - Gráfico relativo à extensão. 68
Figura 4.6 - Parte da extensão: Teste Bluetooth/MATLAB. 69
Figura 4.7 Média dos valores obtidos e tempo registado na realização do teste da flexão.....69
Figura 4.8 - Gráfico obtido pelo sistema EMG/Arduíno.....69
Figura 4.9 - Gráfico obtido durante extensão.....70
Figura 4.10 - Parte da extensão: Sistema EMG/Arduíno.....70
Figura 4.11 - Gráfico obtido durante a flexão.....71
Figura 4.12 - Parte da flexão: Sistema EMG/Arduíno.....71

Folha em branco

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Controlo de algumas mãos protéticas (Tabela adaptada de [26]). 29
Tabela 3.1 -Músculos do antebraço e respetivas funções. Adaptado de [32]. 35
Tabela 3.2 - Matriz de decisão do tipo de elétrodos. 44
Tabela 3.3 - Modelos Bitalino (r)evolution 49
Tabela 3.4 - Matriz de decisão do sensor de eletromiografia. 50
Tabela 3.5 - Resultados do teste ao músculo Bíceps Braquial. 52
Tabela 3.6 - Resultados do teste ao músculo Tríceps Braquial. 53
Tabela 3.7 - Resultados do teste à junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial. 54
Tabela 3.8 - Resultados do teste ao músculo Braquiorradial. 55
Tabela 3.9 - Resultados do teste ao músculo Flexor Superficial dos Dedos. 56
Tabela 3.10 - Matriz de decisão dos músculos a utilizar 57
Tabela 3.11 - Matriz de decisão da estratégia de controlo. 58

Folha em branco

Lista de Acrónimos

AC/DC	Conversão Sinal Analógico/Sinal Digital
ACC	Acelerómetro
API	*Application Programming Interface*
ARM	Corrida De Próteses De Braço
BCI	Corrida Da Interface Cérebro-Computador
BLE	Bluetooth Low Energy
BT	Bluetooth 2.0
BTN	*Pushbutton*
BUZ	*Buzzer*
DAC	Conversor Digital/Analógico
DOF	*Degree Of Freedom*
ECoG	Eletrocardiografia
EDA	Atividade Eletrodermica
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
EXO	Corrida De Exoesqueletos
FES	Corrida De Bicicleta De Estimulação Elétrica Funcional
FIS	*Fuzzy Inference System*
FSM	*Finite State Machine*
HD	*High Density*
ID	*Identity*
IMES	*Implantable Myoelectric Sensor*
IMU	*Inertial Measurement Unit*
LDA	*Linear Discriminant Analysis*
LED	Díodo Emissor De Luz
LEG	Corrida De Prótese De Perna
LUX	Luz
MAV	*Mean Absolute Value*
MDA	*Multiple Discriminant Analysis*
PCA	Principal Componente Analysis
PRT	Placa De Prototipagem
RMS	*Root Mean Square*
RNA	Redes Neuronais Artificiais
ROB	Corrida De Robôs De Assistência
sEMG	Sinal Eletromiográfico De Superfície

SENIAM	*Surface Electromyography For The Non-Invasive Assessment Of Muscles*
SSC	*Slope Sign Changes*
TC	*Telemetry Controller*
TMR	*Targeted Muscle Reinnervation*
UBI	Universidade Da Beira Interior
VIS	Corrida De Assistência À Visão
WHL	Corrida De Cadeira De Rodas
WL	*Waveform Length*
ZC	*Zero Crossing*

Folha em branco

Folha em branco

Capítulo 1

1. Introdução

O presente capítulo é composto por três secções. A primeira designa-se motivação e tem o propósito de justificar o tema escolhido nesta dissertação, auxiliando no entendimento das próteses mioelétricas de membro superior e o seu controlo. De seguida são apresentados os objetivos desta dissertação e, por último é descrita a estrutura e organização do documento, com uma breve descrição de cada capítulo.

1.1. Motivação

Devido a acidentes e problemas congénitos, muitas pessoas perderam os seus membros não conseguindo por isso, executar as tarefas de rotina diária como segurar ou mover objetos, comer etc [1]. Porém, estas serão capazes de gerar padrões de sinais mioelétricos repetíveis, mas gradualmente variáveis, durante diferentes níveis de contração muscular estática ou movimento dinâmico dos membros [2].

As próteses mioelétricas convencionais de membro superior usam a amplitude medida em cada local do elétrodo para estimar o nível de contração muscular a partir do qual as correspondentes intenções de movimento do amputado sejam decifradas e usadas como comandos de controlo [3].

Os sistemas de controlo para próteses de membro superior usam frequentemente, o sinal mioelétrico de superfície como entrada de controlo. Esta abordagem de controlo referente ao controlo mioelétrico, tem sido uma opção clinicamente significativa para indivíduos com deficiência de membros por cerca de 30 anos [4].

Os métodos usados para medir estes sinais incluem EMG de superfície (sEMG), onde os elétrodos são colocados na pele em cima do músculo de medição, EMG intramuscular ou de agulha, onde o elétrodo é inserido através da pele até ao tecido do músculo e EMG implantável onde, por vias cirúrgicas, é inserido pela pele e o tecido subcutâneo sobre a aponeurose do músculo [5].

Elétrodos de superfície são vantajosos porque são baratos e não invasivos. Em contraste com elétrodos intramusculares, elétrodos de superfície detetam atividade de muitas fibras musculares num canal, o que possibilita a obtenção de informação suficiente para a interface do EMG com um número reduzido de elétrodos [5].

O processo na tecnologia de controlo mioelétrico tem ao longo dos anos sido incremental, devido em parte ao foco alternado da pesquisa e do desenvolvimento entre a metodologia

de controlo e o hardware do dispositivo. Por um lado, a necessidade de algoritmos de controlo mais sofisticados aumenta com a funcionalidade do dispositivo, enquanto por outro lado, dispositivos mais funcionais são apenas úteis se o algoritmo para controlo estiver disponível. O requisito de funcionalidade para próteses cresce com o nível de amputação [4].

A vantagem mais importante do controlo mioelétrico em relação a outros tipos de sistemas de controlo, como sistemas mecânicos ativados pelo corpo, é o seu controlo "mãos-livres", de acordo com a intenção do utilizador. No controlo mioelétrico, a atividade muscular, que é necessária para fornecer um sinal de controlo, é relativamente pequena e pode assemelhar-se ao esforço exigido de um membro intacto [2].

Um dos principais desafios no desenvolvimento de dispositivos protéticos para a engenharia é, por um lado, incorporar atuadores, sensores e componentes eletrónicos nas próteses do mesmo tamanho e peso do membro ou mão substituída, e por outro, melhorar o controlo das próteses que afeta notavelmente a sua funcionalidade [6].

1.2. Objetivos

A presente dissertação tem como principal objetivo o desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados numa prótese mioelétrica. Este trabalho está incluído num projeto já anteriormente iniciado que consiste na conceção de uma prótese mioelétrica low-cost com intuito de participar na competição internacional Cybathlon [50] num futuro próximo. Esta investigação permite dar a conhecer os principais métodos existentes de controlo administrados em próteses e os vários aspetos a ter em conta para uma adequada aquisição de sinal eletromiográfico.

1.3. Organização

De modo a criar uma linha coerente na leitura desta dissertação, dividiu-se a mesma em cinco capítulos denominados de Introdução, Estado de arte, Etapas de projeto, Resultados e Discussão e Conclusões e Trabalhos Futuros.

Neste primeiro capítulo é apontada a motivação deste trabalho, bem como os principais objetivos e como a dissertação se organiza.

No estado de arte são mencionados os aspetos teóricos necessários para a concessão deste projeto.

O terceiro capítulo é onde se realiza o projeto em si, fazendo as principais seleções recorrendo a matrizes de decisão, e descrevendo os sistemas de aquisição de dados sugeridos.

Nos Resultados e discussão é feita a comparação entre os sistemas mencionados no capítulo anterior. Já no último capítulo, Conclusões e trabalhos futuros, são apresentados os principais pontos conclusivos deste trabalho e também as sugestões de trabalhos futuros que darão seguimento a este projeto.

Folha em branco

Capítulo 2

2. Estado de Arte

2.1. Movimentos do membro superior

2.1.1. Conceito de Movimento

A definição geral de movimento de corpo rígido consiste no deslocamento de um ponto, de uma posição inicial para uma posição final. O movimento pode decompor-se em movimento de translação, que é linear ao longo de uma determinada direção, e em movimento de rotação, ao redor de um eixo com uma determinada direção.

Os movimentos anatômicos não são diferentes. Eles usualmente envolvem ossos ou partes do corpo que se movem ao redor de articulações fixas em relação à posição anatómica [7]. A posição anatómica é a referência-padrão do corpo usada para descrever a localização de estruturas. O corpo está na posição anatômica quando fica na posição ereta, com os pés juntos, as mãos ao lado do corpo e a face a olhar para a frente [8].

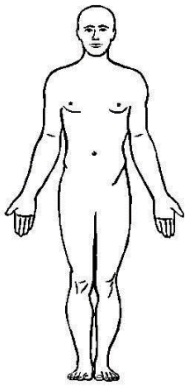


Figura 2.1 - Posição anatómica. Adaptado de [9].

Três grupos principais de planos atravessam o corpo na posição anatómica [8]**:**

- Os planos frontais (coronais) são orientados verticalmente e dividem o corpo em partes anterior e posterior.
- Os planos sagitais também são orientados verticalmente, mas ficam em ângulo reto com os planos coronais e dividem o corpo em partes direita e esquerda. O plano que atravessa o centro do corpo, dividindo-o igualmente em metades direita e esquerda, é denominado plano sagital mediano.

- Os planos transversais, horizontais ou axiais dividem o corpo em partes superior e inferior.

Para além de planos anatómicos, a caracterização dos movimentos do corpo humano também depende de eixos anatómicos tais como:

- Eixo transversal;
- Eixo sagital;
- Eixo longitudinal.

O eixo transversal ou horizontal estende-se da direita para a esquerda, e é perpendicular ao plano sagital. Por sua vez, o eixo sagital estende-se do sentido anterior para o posterior e é perpendicular ao plano frontal. Para finalizar, o eixo longitudinal, estende-se de cima para baixo, e é perpendicular ao plano transversal. De realçar, que se admitiu um sentido para cada um dos eixos, sendo que é sempre possível inverter este sentido, ou seja, no fundo, a relevância está na direção, e não propriamente no sentido, conforme mostra a figura 2.2 [9].

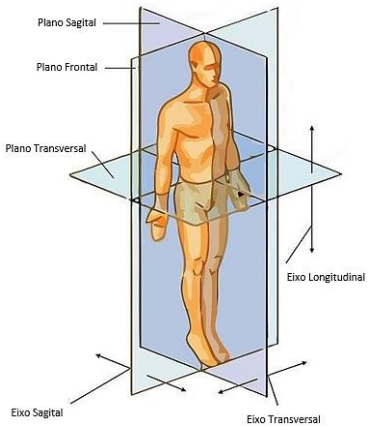


Figura 2.2 - Planos e eixos anatómicos. Adaptado de [9].

2.1.2. Movimentos no membro superior

Já compreendidos os conceitos de divisão do corpo humano, seguimos com a identificação dos movimentos que este consegue executar. São vários os movimentos que o corpo humano consegue executar. Porém, somente os movimentos do membro superior são necessários para a realização deste projeto, uma vez que a prótese transradial apenas implica o movimento que o cotovelo proporciona e os restantes movimentos das estruturas distais ao mesmo.

Assim, considerando as estruturas anatómicas, os planos anatómicos e os eixos anatómicos, são mostrados a seguir os principais movimentos do membro superior a ter em conta.

Os movimentos de flexão e extensão geralmente ocorrem em planos sagitais em torno de um eixo transverso. Flexão, indica curvatura ou diminuição do ângulo entre os ossos ou partes do corpo. Na maioria das articulações, a flexão refere-se ao movimento em direção anterior. Extensão indica retificação ou aumento do ângulo entre os ossos ou as partes do corpo. A extensão geralmente ocorre em direção posterior [10]. Este movimento pode ocorrer graças à articulação do cotovelo, onde o antebraço se move em relação ao braço. Por outro lado, estes movimentos também se aplicam ao pulso, como mostra a figura 2.3, e aos dedos da mão que permitem realizar movimentos de preensão [9].

Figura 2.3 - Flexão e extensão da mão na articulação do pulso. Adaptado de [10].

Os movimentos de abdução e adução ocorrem no plano frontal, dando-se uma rotação no eixo sagital. Neste caso, são os dedos que promovem este tipo de movimentos, representados na figura 2.4, em que durante a abdução os dedos movem-se para longe do terceiro dedo da mão. No movimento contrário, em adução, os dedos movem-se para junto uns dos outros [9].

Figura 2.4 - Abdução e adução dos dedos. Adaptado de [10].

A pronação causa a rotação medial do rádio, de modo que a palma da mão fique voltada posteriormente e o dorso, anteriormente, como mostra a figura 2.5. Quando a articulação do cotovelo é fletida, a pronação move a mão de forma que a palma fica voltada

inferiormente, por exemplo, ao apoiar as palmas das mãos sobre uma mesa. A supinação é o movimento inverso de rotação que gira o rádio lateralmente, recolocando o antebraço em pronação na posição anatómica. Quando a articulação do cotovelo é fletida, a supinação move a mão de forma que a palma fique voltada superiormente [10].

Figura 2.5 - Pronação e supinação do antebraço. Adaptado de [10].

Os movimentos de desvio radial e cubital são promovidos por uma única zona do corpo, nomeadamente a articulação do pulso. Existe um desvio radial, figura 2.6, quando o movimento do pulso se dá em direção ao polegar, caso contrário, estamos perante um movimento cubital. Como o ângulo entre a mão e o antebraço é reduzido, o desvio pode ser também apelidado de flexão radial ou cubital [9].

Figura 2.6 - Desvio radial do pulso [9].

Oposição é o movimento no qual o polegar (1º dedo) é aproximado a outro dedo. Este movimento é usado para pinçar, abotoar uma camisa ou levantar uma chávena pela pega. Reposição descreve o movimento de retorno do polegar da posição de oposição para sua posição anatómica, como mostra a figura 2.7 [10].

Figura 2.7 - Oposição e reposição do polegar. Adaptado de [10].

Na figura 2.8 é demonstrado a circundução que é um tipo especial de movimento, que representa a combinação dos outros movimentos mencionados anteriormente. Este movimento normalmente inicia-se com flexão, seguida de abdução, extensão, e por fim, adução. Este conjunto de movimentos realizados sequencialmente, com uma velocidade e aceleração apropriadas promove um movimento circular. Poder-se-á afirmar que uma parte do corpo capaz de realizar flexão/extensão e abdução/adução poderá então realizar circundução [9].

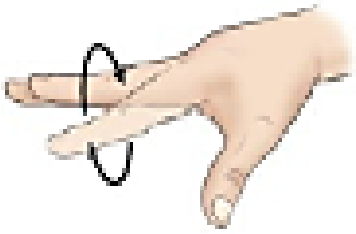


Figura 2.8 - Circundução dos dedos da mão. Adaptado de [9].

A hiperextensão e hiperflexão, como o nome indica, são movimentos extremamente semelhantes aos movimentos de flexão e extensão, contudo estes quando a amplitude realizada ultrapassa o plano frontal na posição anatómica, denominam-se de hiperextensão ou hiperflexão, figura 2.9 [9].

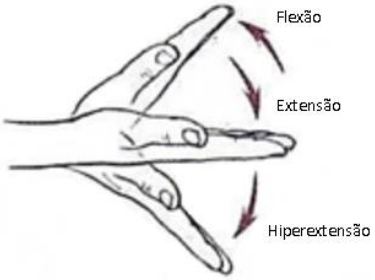


Figura 2.9 - Hiperextensão da mão. Adaptado de [9].

Concluindo, para o dimensionamento de uma prótese transradial é necessário ter em consideração os seguintes movimentos [9]:

- Flexão e extensão do pulso;
- Flexão e extensão dos dedos da mão;
- Abdução e adução dos dedos da mão;
- Abdução e adução do polegar (independente dos outros dedos da mão);
- Pronação e supinação;
- Desvio radial e cubital do pulso;
- Oposição e reposição do polegar;
- Circundução;
- Hiperflexão e hiperextensão do pulso.

2.2. Classificação dos níveis de perda do membro superior

Cerca de 541,000 americanos sofreram de diferentes níveis de perda do membro superior em 2005. Espera-se que o número de casos venha a duplicar até pelo menos 2050. Aproximadamente 3500 e 5200 amputações do membro superior são reportadas todos os anos em Itália e no Reino Unido, respetivamente [6].

De acordo com [11] e citado por [9], as amputações são classificadas conforme a parte do membro superior que foi amputada, desta forma, na literatura é possível encontrar vários tipos de classificações. Após uma revisão extensa de vários artigos, por coerência e lógica, concluiu-se que a classificação que melhor descreve os vários níveis da perda do membro superior é a seguinte:

- Transfalangeana;
- Transcarpal;
- Desarticulação do punho;
- Transradial;
- Desarticulação do cotovelo;
- Transumeral;
- Desarticulação do ombro;
- Acima do ombro (Escápula ou Omoplata).

Na figura 2.10 é possível observar os diferentes níveis de perda com maior pormenor:

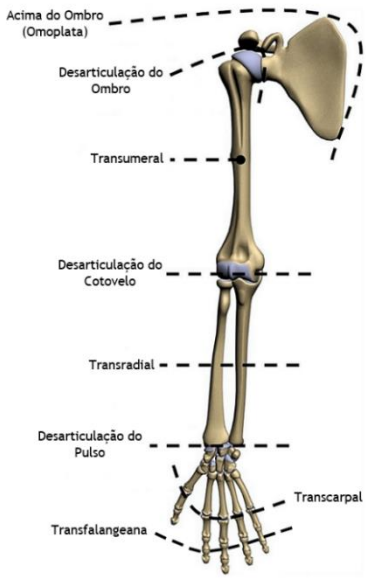


Figura 2.10 - Classificação dos níveis da perda do membro superior. Adaptado de [6], [9].

A incidência dos diferentes níveis de perda do membro superior é mostrada na figura 2.11, onde 16% são Transumeral, 12% Transradial, 2% quarto dianteiro (Transfalangeana), 3% desarticulação do ombro, 1% desarticulação do cotovelo, 2% desarticulação do punho, 61% Transcarpal, e 3% perda de membro bilateral (acima do ombro). Traumatismos são a principal causa da amputação do membro superior predominantemente em homens. É seguido por neoplasia e doenças vasculares ou infeciosas [6].

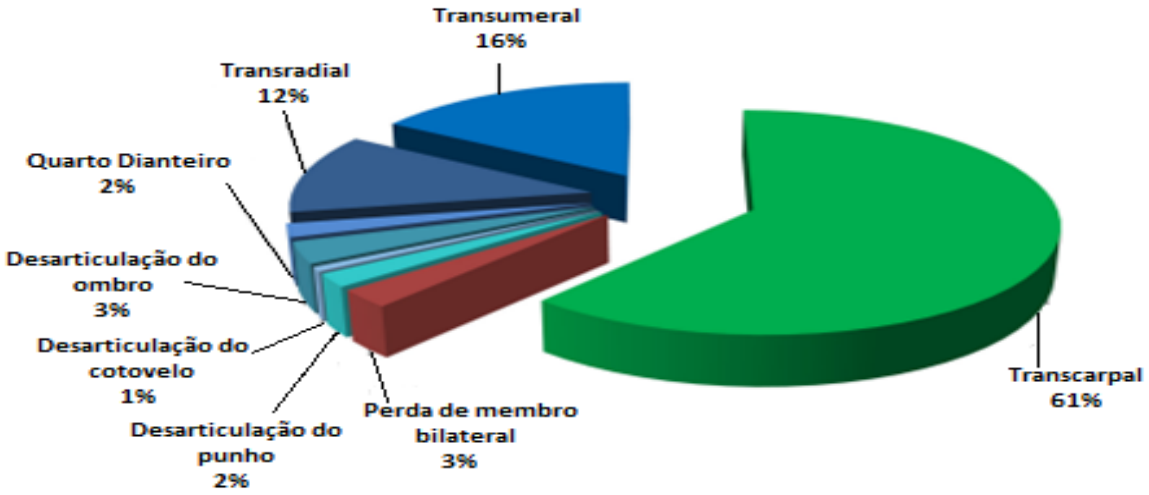


Figura 2.11 - Estatística do nível de perda do membro superior na Itália e na Inglaterra. Adaptado de [6].

Os dados de amputações são escassos em Portugal, (ver figura 2.12), pelo que só existe um estudo de 2000 a 2015 sobre o assunto. Neste estudo é possível retirar que em 15 anos, apenas 254 são amputações transradiais.

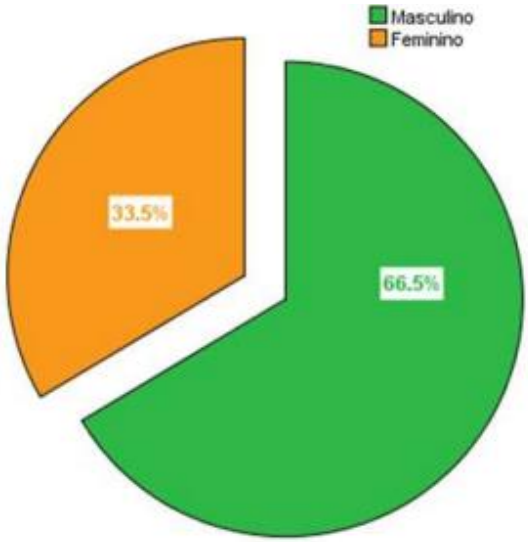


Figura 2.12 - Percentagem de amputações em Portugal. Adaptado de [12].

2.3. Classificação das próteses do membro superior

Próteses, ou membros artificiais, podem substituir a funcionalidade perdida e melhorar a qualidade de vida de pessoas que sofreram perda de membros superiores [13]. Pode haver vários tipos de próteses segundo o que o utilizador pretender, e por isso as próteses classificam-se pela sua funcionalidade, ativação e posteriormente pelo método de controlo utilizado.

Pela sua funcionalidade, as próteses podem ser classificadas em:

- Próteses passivas;
- Próteses ativas.

As próteses passivas restabelecem o aspeto externo, sem proporcionar funções ativas, favorecendo o aspeto estético. Neste tipo de próteses são grandes as exigências em relação ao aspeto externo, conforto de utilização e peso reduzido. Devido ao facto de serem utilizadas somente por razões estéticas, podem ser utilizadas em todos os níveis de amputação [14].

As referidas próteses podem ainda ser divididas em dois grupos, estéticas ou funcionais. As estéticas têm como objetivo a substituição da parte do corpo ausente tendo apenas em vista uma vertente estética, tentando oferecer uma aparência realística. Estas podem ser designadas de braços ou mãos protéticas. Por outro lado, as próteses funcionais são projetadas para uma atividade em específico e a aparência varia conforme a aplicação, denominadas de ferramentas protéticas. Ainda sobre as próteses passivas, estas duas categorias podem ainda ser divididas em duas subcategorias, próteses estáticas ou próteses ajustáveis. As próteses estáticas não possuem movimento, ao contrário das ajustáveis que apresentam um mecanismo que permite ajustar a prótese conforme a necessidade [9].

As próteses ativas são dispositivos médicos em que o mecanismo de preensão é controlado por forças internas, que provêm do movimento e da força do corpo ou por atuadores alimentados por uma fonte de alimentação externa. Estas próteses caracterizam-se pelo movimento e mobilidade que são capazes de impor ao membro amputado do paciente [9].

Tal como as passivas, as próteses ativas classificam-se em dois grupos, em relação à ativação:

- Ativação Corporal
- Ativação Elétrica

A comunicação do utilizador com próteses ativadas pelo corpo, ou movidas pelo corpo, como também é conhecido, é feita mecanicamente por meio de cabos presos ao ombro ou torso do paciente. A prótese é projetada de forma que certos movimentos que o utilizador deseja fazer com o membro remanescente possam ser traduzidos diretamente para ele. Um exemplo desse tipo de interface é onde o alongamento do braço permite ao utilizador abrir ou fechar a garra na extremidade da prótese. Uma das vantagens deste tipo de comunicação é que apresenta um controlo simples e intuitivo [15].
Já as próteses com ativação elétrica subdividem-se nos três tipos de controlo disponíveis para aplicação na mesma:

- Próteses controladas por botões externos;
- Próteses mioelétricas;
- Próteses híbridas.

Este tipo de prótese controlada por botões externos requer energia externa para acionar os vários motores envolvidos no movimento articular. Quanto mais articulações, mais graus de liberdade para o utilizador, que controla cada motor individualmente por meio de botões, que podem ser acionados manualmente caso o utilizador tenha perdido apenas um dos membros superiores, ou sensores de pressão posicionados nos músculos que irão acioná-los [15].
As próteses híbridas reúnem as diferentes técnicas de aquisição de dados adquiridas pelo utilizador, não só sinais mioelétricos, mas também outros métodos como a osteointegração, elétrodos instalados no epimísio (tecido conjuntivo que envolve todo o músculo), entre outros. A combinação das diferentes técnicas aumenta a capacidade de o paciente controlar a prótese, facilitando o treino para usá-la e tornando assim o controlo desta mesma mais intuitivo [15].

As próteses mioelétricas são acionadas por motores elétricos com uma fonte de alimentação externa. Este tipo de prótese é recomendado para pacientes incapazes de utilizar dispositivos que funcionam pela energia do próprio corpo. Ao contrário dos dispositivos que funcionam com ativação do próprio corpo, um dispositivo mioelétrico opera a prótese por controlo elétrico, fornecendo movimentos muito mais precisos. As próteses mioelétricas são baseadas na medição da atividade mioelétrica dos músculos que permanecem no coto após a amputação [14]. A base dessa interface é a captura de sinais eletromiográficos (EMGs) provenientes de atividades elétricas das células excitáveis dos músculos por meio de elétrodos na pele (método não invasivo) ou implantados diretamente nos músculos (método invasivo). A dificuldade do treino também é um dos pontos negativos dessa interface, sendo responsável pelo alto índice de abandono deste método por amputados unilaterais (amputados de apenas um dos membros superiores). No caso de amputados bilaterais (amputados dos dois membros superiores), a aceitação é maior [15].
Na figura 2.13 faz-se uma síntese do que foi dito anteriormente.

Figura 2.13 - Diagrama dos diferentes tipos de próteses. Adaptado de [15].

À informação da execução do comando ou da forma de como foi executado que chega ao utilizador, dá-se o nome de feedback. Este pode ser do tipo vibracional, tátil, elétrico ou somatossensorial.

- Vibracional: Para que o utilizador sinta no que toca, sensores são colocados nas pontas dos dedos protéticos que, ao serem acionados ao toque, acionam dispositivos vibracionais instalados na superfície da pele do paciente. Com isso, o paciente pode indiretamente sentir que está "a tocar" algo. Este pode ser aplicado em qualquer prótese, mas foi desenvolvido para melhorar o controlo nas próteses controladas por sinais eletromiográficos [15].

- Tátil: é muito semelhante ao vibracional, com uma única diferença, o dispositivo relacionado à informação do toque não vibra, mas causa uma leve pressão na pele do utilizador [15].
- Elétrico: pulsos de corrente elétrica de baixo nível podem ser modulados para equiparar-se à sensação do toque quando descarregados na pele. Esse tipo de feedback é um aliado do desenvolvimento intuitivo das próteses e, embora possa apresentar algum grau de interferência nas leituras dos sinais eletromiográficos em próteses mioelétricas, existem técnicas para filtrar esses sinais e permitir que esse feedback seja utilizado em segurança [15].
- Somatossensorial: é um estímulo elétrico aplicado diretamente ao sistema nervoso do indivíduo. Esse estímulo pode estar relacionado a dados de força e posição, por exemplo, de sensores artificiais, na tentativa de se parecer à sensibilidade natural do membro perdido. É a forma mais atual de feedback aplicada às próteses, mas ainda carece de estudos porque estes estímulos não são facilmente controlados e precisam de um mapeamento mais preciso para que as áreas corretas do sistema nervoso sejam ativadas [15].

2.4. Sistema Muscular

Qualquer movimento realizado pelo corpo acontece devido a contrações musculares. Desde a respiração, batimento cardíaco até aos movimentos básicos de andar ou de comunicação (fala, expressões faciais, gestos) ocorrem devido à ação de músculos. Desta forma, a inexistência de um sistema muscular não permitiria a produção de qualquer movimento do corpo.

O músculo tem quatro características funcionais fundamentais: contratilidade, excitabilidade, extensibilidade e elasticidade. A contractilidade designa a capacidade que o músculo tem de se contrair, produzindo uma determinada força. Excitabilidade é a capacidade que o músculo tem para responder a um estímulo. Extensibilidade significa que o músculo pode ser estirado até ao seu comprimento normal em repouso e, em certo grau, para lá desse comprimento. A elasticidade significa que, depois de serem estirados, os músculos retornam ao seu comprimento original em repouso, funcionando como uma mola capaz de absorver energia de deformação [14].

Existem três tipos de tecido muscular: esquelético, cardíaco e liso. O músculo esquelético encontra-se ligado ao esqueleto e constitui cerca de 40% do peso corporal, sendo responsável pela locomoção, expressão facial, postura, funções respiratórias e muitos outros movimentos corporais. O músculo cardíaco é encontrado somente no coração, e as suas contrações fornecem a força principal para mover o sangue pelo sistema circulatório.

O músculo liso constitui as paredes dos órgãos ocos e é responsável por diversas funções como regular o tamanho dos órgãos ou produzir arrepios na pele [16]. O controlo destes três tipos de músculos é realizado pelo sistema nervoso, sendo que, no músculo esquelético de forma voluntária (consciente) e nos outros dois tipos de músculos de forma involuntária (inconsciente).

2.4.1. Potenciais de ação

Células excitáveis eletricamente, como a maioria das células, são polarizadas. Ou seja, o interior da maioria das membranas plasmáticas é negativamente carregado se comparado ao exterior. Desse modo, uma diferença de tensão existe através de cada membrana plasmática, que para uma célula não estimulada, se dá o nome de potencial de repouso. [16] O potencial de ação é a inversão do potencial de repouso, de modo que o interior da membrana plasmática fica positivamente carregado contrapondo-se ao exterior. As características de permeabilidade da membrana plasmática mudam porque os canais iônicos abrem quando uma célula é estimulada. A difusão de iões por esses canais muda a carga através da membrana plasmática e produz um potencial de ação. Um potencial de ação dura aproximadamente 1 milissegundo a poucos milissegundos e tem duas fases, despolarização e repolarização. A estimulação de uma célula ocasiona a despolarização da sua membrana plasmática. Especificamente, o interior da membrana plasmática torna-se menos negativo, como indicado pelo movimento da curva para cima em direção ao zero (figura 2.14). Se a despolarização fizer o potencial de membrana atingir um valor chamado limiar (limite), um potencial de ação é desencadeado. A diferença de cargas através da membrana plasmática é revertida quando o potencial de membrana fica com um valor positivo. A fase de repolarização é o retorno do potencial de membrana ao seu valor de repouso [16].

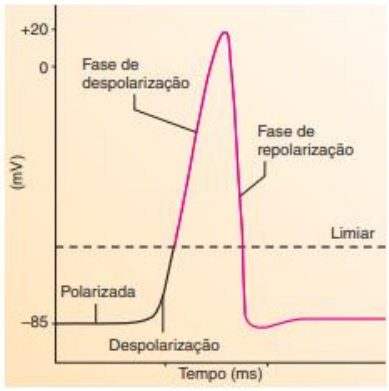


Figura 2.14 - Despolarização e o potencial de ação no músculo esquelético. Adaptado de [16].

Um potencial de ação ocorre numa área muito pequena da membrana plasmática, não afetando o seu todo de uma só vez. Um potencial de ação num local estimula a produção de

outro, numa localização adjacente, o que, por sua vez, estimula a produção de um terceiro, e assim por diante. A frequência do potencial de ação é o número de potenciais produzidos por unidade de tempo. Quando a força do estímulo aplicada ao neurónio ou à fibra muscular aumenta (uma vez que o valor limite é atingido), a frequência do potencial de ação aumenta à medida que a força do estímulo aumenta [16].

2.4.2. Contração muscular

Em relação à estrutura dos músculos esqueléticos, estes são compostos por fibras musculares, representadas na figura 2.15, associadas a pequenas quantidades de tecido conjuntivo, vasos sanguíneos e nervos, que são os elementos essenciais no controlo da estrutura muscular. Portanto, um músculo esquelético contrai-se em respostas a estímulos eletroquímicos, sendo as células nervosas as que regulam a força e velocidade das fibras musculares. Os potenciais de ação do músculo esquelético desencadeiam então nas fibras musculares uma série de acontecimentos que resultam no processo mecânico da contração muscular [9].

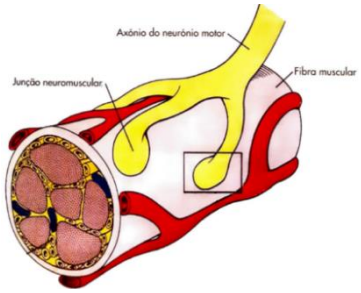


Figura 2.15 - Fibra muscular. Adaptado de [9].

Os neurónios motores são células nervosas que propagam os potenciais de ação às fibras musculares a uma velocidade relativamente elevada. Quando os axónios atingem o nível do perimísio, ramificam-se repetidamente e cada ramo projeta-se para uma fibra muscular, formando uma junção ou sinapse neuromuscular. O mecanismo pelo qual um potencial de ação leva à contração da fibra muscular é designado de acoplamento excitação contração [9].

Posto isto, uma contração muscular não é mais do que o encurtamento de um músculo em resposta a um estímulo, causada por um potencial de ação em uma ou mais fibras musculares. Na figura 2.16 está ilustrado uma hipotética contração de uma única fibra muscular em resposta a um único potencial de ação. O período de tempo entre a aplicação do estímulo ao neurónio motor e o início da contração é a fase de latência ou de demora. O tempo durante o qual ocorre a contração é a fase de encurtamento e o tempo durante o qual

ocorre o relaxamento é a fase de relaxação. Fundamentalmente, o potencial de ação é um fenómeno elétrico, mas a contração é um fenómeno mecânico. Portanto, o potencial de ação completa-se em menos de 2 milissegundos, enquanto a contração muscular se mede como uma força, sendo que esta se correlaciona com a tensão, e se traduz na massa levantada ou na distância de encurtamento muscular, podendo chegar a necessitar de 1 segundo para ocorrer [9].

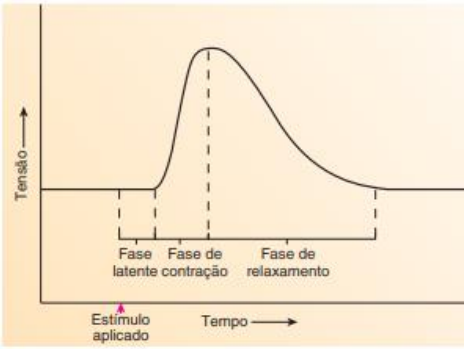


Figura 2.16 - Gráfico de Tensão versus Tempo de uma hipotética contração de uma única fibra muscular em resposta a um único potencial de ação. Adaptado de [16].

As contrações musculares classificam-se com base no tipo de contração predominante. Nas contrações isométricas o comprimento do músculo não se altera, mas aumenta a quantidade de tensão durante o processo de contração. As contrações isométricas são responsáveis pelo comprimento constante dos músculos posturais do corpo, como os músculos que mantêm a coluna vertebral direita quando nos sentamos ou estamos em pé [14].

Nas contrações isotónicas, a quantidade de tensão produzida pelo músculo é constante durante a contração, mas o comprimento do músculo altera-se. Os movimentos dos braços e dos dedos das mãos são predominantemente contrações isotónicas. Exemplos deste tipo de contração incluem o acenar com a mão ou usar um teclado de computador. A maior parte das contrações musculares não são estritamente isométricas nem isotónicas. Por exemplo, quer o comprimento, quer a tensão dos músculos alteram-se quando uma pessoa anda, ou abre uma porta pesada. Embora haja algumas diferenças mecânicas, ambos os tipos de contração resultam do mesmo processo contrátil nas células musculares [14].

Contrações concêntricas são contrações isotónicas nas quais a tensão do músculo é suficientemente grande para vencer a resistência que se lhe opõe, resultando na diminuição do comprimento do músculo. As contrações concêntricas incluem as contrações que resultam numa tensão crescente à medida que o músculo se encurta. Uma grande percentagem dos movimentos executados pelas contrações musculares consiste em contrações concêntricas. Contrações excêntricas são contrações isotónicas em que a tensão é mantida, mas a resistência que se lhe opõe é tal que o músculo aumenta de comprimento.

As contrações excêntricas são executadas quando uma pessoa deixa descer lentamente um peso grande. Durante as contrações excêntricas, os músculos desenvolvem uma força substancial [14].

2.5. Sinal Eletromiográfico

Uma das características mais primordiais dos animais (racionais e irracionais) e plantas é a capacidade de movimento. Os atuadores de movimento são os músculos, cujas contrações, geram forças sobre os segmentos do esqueleto ao qual eles estão ligados. Além de propriedades mecânicas, a atividade dos músculos esqueléticos é também associada à geração de sinais elétricos. Os sinais elétricos gerados pelos músculos, durante a sua atividade, são referidos como sinais de eletromiografia (EMG). Uma contração muscular voluntária é produzida por um ou mais potenciais de ação em várias fibras. A atividade EMG não é uma série regular de ondas, mas sim, um sinal caótico que resulta da sobreposição de sinais de pico [14].

O sinal EMG, figura 2.17, é registado por um eletromiógrafo. Um eletromiógrafo é geralmente constituído por um amplificador de EMG, com vários canais, uma placa de aquisição incorporada ou externa e um computador equipado com software para visualização de sinal, aquisição, avaliação offline e por vezes de processamento [14].

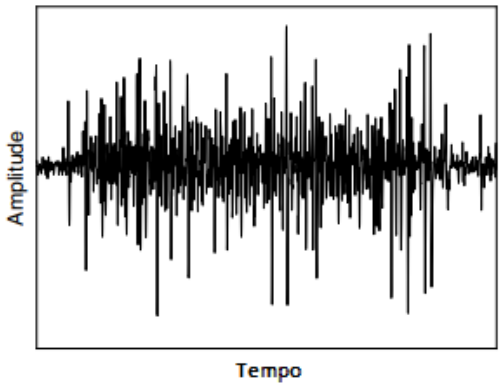


Figura 2.17 - Exemplo de um registo de um sinal EMG de superfície quando um sujeito abre a mão por dois segundos. Adaptado de [17].

Para registar os sinais eletromiográficos é utilizado um conjunto de elétrodos diretamente na superfície da pele ou então são colocados de forma intramuscular estando diretamente em contacto com os músculos. Os valores registados variam dependendo do tipo de contração, do tamanho do músculo, ou de outras diferenças técnicas ou metodológicas [14]. A gama de tensão do sinal EMG é 50 µV a 100 mV e a frequência varia entre 10 Hz e 500 Hz para eletromiografia de superfície (sEMG) [1].

Os sinais eletromiográficos são usados em dispositivos protéticos desde 1948. A produção comercial de próteses que usa a tecnologia de sinais EMG começou em 1957 no Instituto Central de Pesquisa Protética em Moscovo, apenas com o intuito de acionar um motor de passo [9].

2.6. Estratégias de controlo

Numa situação real, perder o controlo protético, não só seria indesejável como também perigoso. Com referência ao "problema do café quente", o escorregar de uma chávena de café quente numa mão protética não é aceitável, mesmo que o segurar nessa chávena tenha sido bem-sucedido em 99,9% dos testes de laboratório [2]. Assim, um sistema robusto é preferível a um que seja tecnologicamente complexo, mas não confiável. Embora a tecnologia tenha melhorado, as taxas de rejeição de membros protéticos não têm diminuído. Num estudo inglês, 35% da população pediátrica e 23% da população de amputados adultos interromperam o uso de seu membro protético por esse mesmo motivo [18].

O controlo mioelétrico deve fornecer um elevado grau de controlo intuitivo e de habilidade acompanhado com um elevado nível de desempenho. Há três aspetos importantes a ter em conta no controlo mioelétrico: (i) a precisão da seleção do movimento, (ii) a intuitividade do controlo de atuação e (iii) o tempo de resposta do sistema. A precisão do sistema é essencial para uma realização realista da intenção do utilizador [2].

Os avanços da indústria de próteses e a pesquisa nas últimas décadas têm permitido o desenvolvimento de estratégias de controlo para este tipo de próteses [19].

A classificação dos esquemas de controlo é baseada na natureza de controlo: controlo sequencial e controlo simultâneo. A maioria dos esquemas de controlo mioelétrico empregues na prótese da mão do utilizador são de controlo sequencial, e as pesquisas estão a ser conduzidas para utilizar o controlo simultâneo da mão [20].

Posteriormente, as estratégias de controlo sequenciais podem ser divididas em dois grupos: reconhecimento de padrão e não reconhecimento de padrão. Sendo que, no primeiro grupo, as classes de funções desejadas são discriminadas dos padrões do sinal por classificadores, e a variedade de funções depende diretamente do desempenho da classificação. Em contraste, os controladores que se baseiam no não reconhecimento de padrão, apenas emitem comandos de controlo limitados e predefinidos com base numa sequência de padrões de sinal de entrada [2].

Os esquemas de controlo simultâneo ainda estão em desenvolvimento devido à elevada dificuldade em combinar dois tipos de estratégias, porém, podemos destacar o esquema de controlo postural e o regressivo que são os mais desenvolvidos neste campo.

A seleção da melhor estratégia a utilizar em próteses depende muito do objetivo final da mesma. O controlo sequencial será o mais simples de implementar e o mais apropriado para

próteses com menos graus de liberdade, ao passo que em próteses com mais graus de liberdade (multifuncionais), o controlo simultâneo terá mais vantagens. O controlo sequencial numa prótese com vários graus de liberdade produziria um movimento pouco natural, onde cada grau de liberdade se movimentaria um após o outro.

Na figura 2.18 é possível observar os principais tipos de controlo mioelétrico que são aplicáveis às próteses.

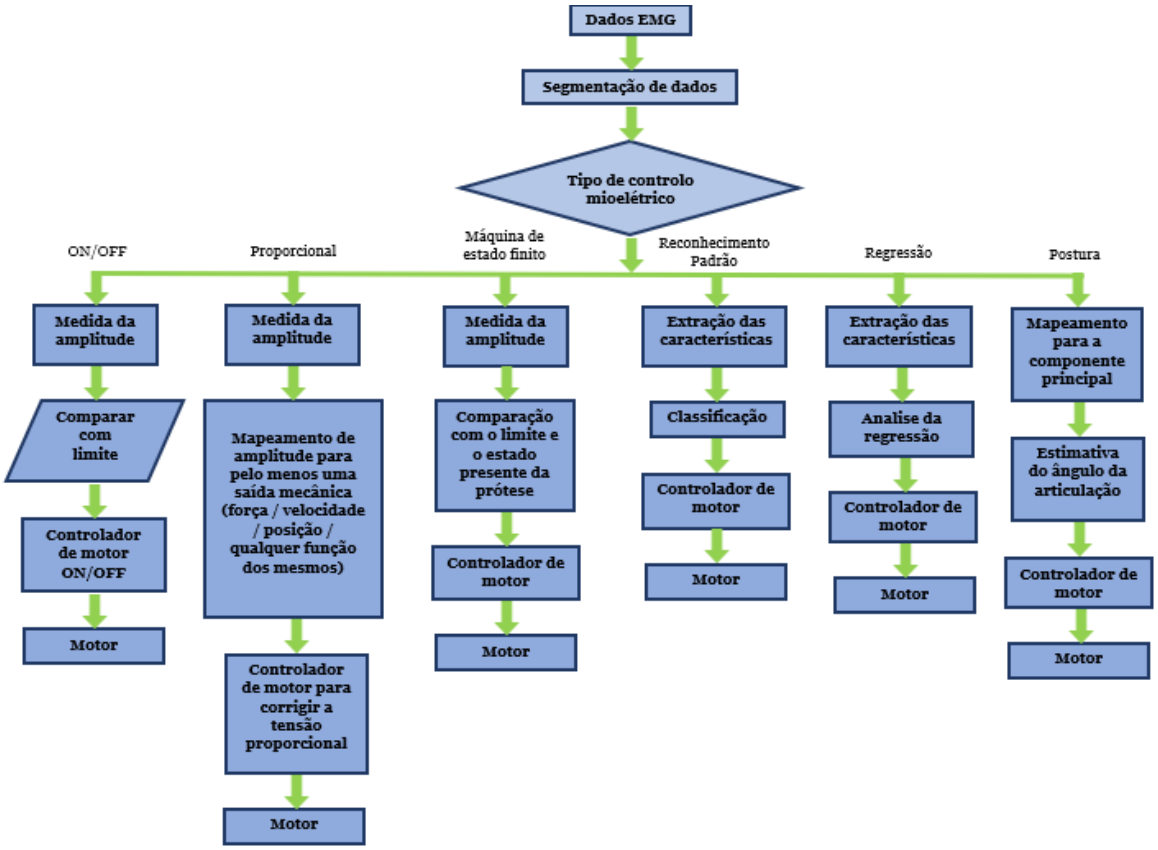


Figura 2.18 - Tipos de esquemas de controlo mioelétrico. Adaptado por [20].

2.6.1. Controlo Sequencial

2.6.1.1. Controlo por reconhecimento de padrão

Introduzidos na comunidade de pesquisa de próteses por volta de 1970 e testados em condições de estudo, os algoritmos de reconhecimento de padrão forneceram um meio de controlo multifuncional, classificando diferentes padrões de ativação muscular [18].

O reconhecimento de padrão, figura 2.19, é baseado no facto de que os músculos residuais presentes no coto podem gerar diferentes padrões de sinais EMG para diferentes movimentos. Primeiro, os sinais EMG, voluntariamente gerados pelo amputado são adquiridos usando elétrodos. Normalmente os sensores usados são elétrodos de superfície (sEMG), colocados na superfície da pele do membro residual do utilizador [19].

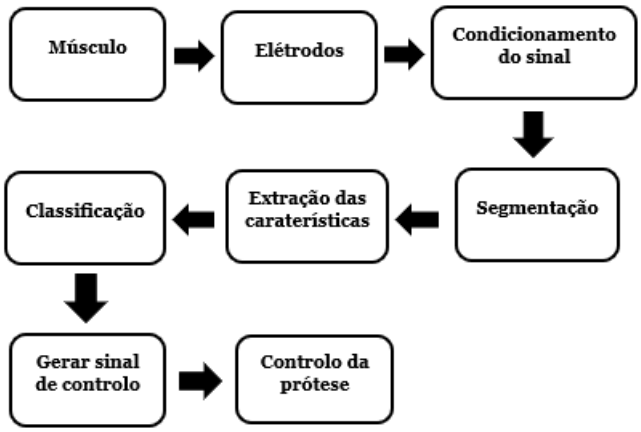


Figura 2.19 - Estrutura do sistema de controlo mioelétrico de reconhecimento padrão. Adaptado por [21].

No sistema de controlo baseado em reconhecimento de padrão os sinais de entrada são convertidos em comandos de saída usando caraterísticas. As caraterísticas são extraídas a partir de um sinal de pequena duração designado segmento. Além disso, as caraterísticas podem ser categorizadas no domínio em que estão a ser extraídas como características do domínio do tempo, características do domínio da frequência e características do domínio do tempo-frequência. Caraterísticas do domínio do tempo são as mais frequentemente usadas no controlo protético, algumas das mais utilizadas são: raiz quadrada média (*RMS*), valor absoluto médio (*MAV*), inclinação *MAV*, cruzamentos de zero (*ZC*), mudanças de sinal de inclinação (*SSC*) e da forma do comprimento de onda (*WL*). Dependendo destas caraterísticas os segmentos são classificados em diferentes tarefas, usando um classificador e essas tarefas são utilizadas no controlo da prótese [21].

A classificação, figura 2.20, pode ser feita em 3 etapas para uma melhor precisão: pré-processamento, classificação e pós-processamento. O pré-processamento é executado na maioria dos casos para reduzir a dimensionalidade, onde o erro de classificação aumentará com muitas caraterísticas no caso de pouco treino. Análise de componentes principais (*PCA*), análise discriminante linear (*LDA*) e análise discriminante múltipla (*MDA*) são os métodos mais usados no pré-processamento. Na classificação, estas entradas (caraterísticas) são classificadas em classes utilizando redes neuronais artificiais (*RNA*), redes Bayesianas, *LDA*, sistemas de inferência fuzzy (*FIS*) ou classificador neuro-fuzzy. O pós-processamento destas saídas classificadas é executado para reduzir os erros de classificação e aumentar a sua precisão. Técnicas de pós-processamento, como votação por maioria, média móvel e lógica difusa são usadas nestes casos [21].

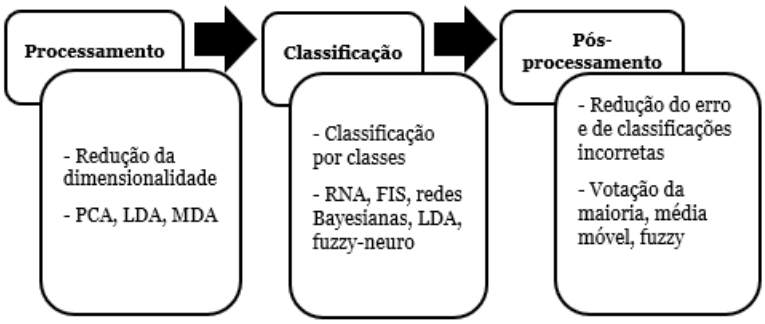


Figura 2.20 - Três passos da classificação. (*PCA - Análise de componentes principais; LDA - Análise discriminante linear; MDA - Análise discriminante múltipla; RNA - Redes neuronais artificiais; FIS - Sistemas de inferência fuzzy)*. Adaptada de [21].

Embora os avanços no reconhecimento de padrão sejam encorajadores, existem vários fatores que impedem a transição da aplicação laboratorial para a clínica. A maioria dos testes de laboratório envolvem voluntários saudáveis ou amputados em condições estáticas. Podendo fazer a diferença, pois os conjuntos de dados de treino e teste usados para reconhecimento de padrão foram adquiridos em condições ideais, e excluem a interação do utilizador com o sistema de controlo em situações da vida real. Os padrões de contração muscular podem mudar quando o utilizador tem que agir em situações de stress ou reagir a movimentos errados. Além disso, durante o movimento ativo, os efeitos do deslocamento dos elétrodos, bem como as mudanças no tamanho e forma do músculo, podem influenciar nas caraterísticas do sinal EMG. O efeito de alguns desses fatores pode ser minorado, como o aumento da distância entre os elétrodos de superfície e o alinhamento em relação às fibras musculares para melhorar a aquisição do sinal. No entanto, os resultados da validação offline muitas vezes não podem ser facilmente traduzidos em situações reais [18].

No geral, o controlo de reconhecimento de padrão tem mais potencial para controlar próteses mioelétricas com um número elevado de graus de liberdade (*DOF*) do que outra estratégia de controlo padrão. Alem disso, é um esquema de controlo mais intuitivo se a correspondência entre os padrões dos sinais de EMG e os graus de liberdade da prótese forem adequados [19].

2.6.1.2. Controlo baseado em não reconhecimento de padrão

Os sistemas de controlo por não reconhecimento de padrão não usam classificação. Estes são simples de implementar em comparação com algoritmos de controlo baseados em reconhecimento de padrão, mas o número de funções que podem controlar é limitado. O comportamento dos sistemas de controlo de reconhecimento não padronizado depende das caraterísticas do sistema de aquisição de dados, anatomia e fisiologia dos músculos, posição dos sensores na pele e fadiga muscular. Porém, será mais eficaz usar métodos de não reconhecimento padrão ao lado de sistemas de controlo de reconhecimento de padrão [21].

Alguns métodos de controlo mioelétrico não baseados no reconhecimento de padrões incluem controlo de limite, controlo proporcional e máquinas de estado finito [2].

Controlo mioelétrico proporcional

No esquema de controlo proporcional, a velocidade e a força exercida serão, como o nome indica, proporcionais à amplitude do sinal mioelétrico [20]. Depois de aplicar limites para remover a incerteza em níveis de contração baixos, o controlador define uma tensão aplicada ao motor que é proporcional à intensidade da contração [22].

O controlo proporcional será adequado a um sistema de prótese se, e somente se, o utilizador puder controlar pelo menos uma quantidade de saída mecânica da prótese (por exemplo, força, velocidade, posição ou qualquer função dela) dentro de um intervalo finito, útil e essencialmente contínuo, variando a sua entrada de controlo dentro de um intervalo contínuo correspondente [22].

Num sistema de controlo de prótese multifuncional, existe a hipótese de implementação do controlo proporcional o que aumentará significativamente a capacidade de controlo do utilizador, favorecendo a relação contínua entre as contrações musculares e a resposta da prótese. O que permitirá correções mais rápidas e movimentos de alta-fidelidade que ajudarão a intenção motora do utilizador [22].

Máquina de estado finito

Nas máquinas de estado finito (*FSM*), figura 2.21, existem comandos predefinidos com base nas sequências dos sinais de entrada. Estes são compostos por um número finito de estados, pelas transições entre esses estados e pelos comandos [2], ou seja, cada postura da mão é predefinida como um estado diferente, que antes de cada operação é ajustado à finalidade de movimento requerido. Isto é aceitável para um número de posturas fixas e pode não ser aceitável para multifuncionalidades. Além disso, a mudança de estado ocorre a partir do comando EMG até que a postura / função desejada seja selecionada [20].

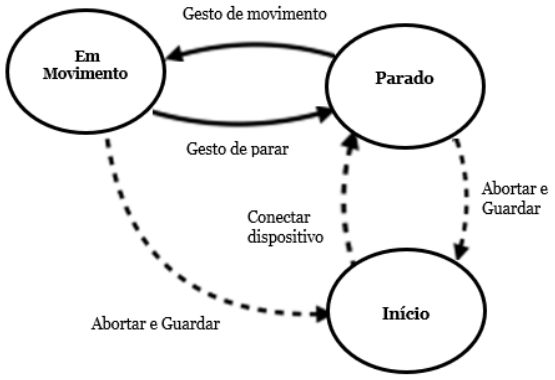


Figura 2.21 - Funcionamento típico do sistema de máquina de estado finito. Adaptado de [23].

Controlo mioelétrico de limite

No controlo de limite, figura 2.22, usa-se um nível de sinal para discriminar dois estados, se a amplitude do sinal EMG de superfície estiver acima de um limite, um comando será gerado. Embora este tipo de controlo seja de fácil implementação, o seu desempenho pode ser afetado por diversos fatores [24], mencionados anteriormente, como por exemplo, as caraterísticas anatómicas e fisiológicas dos músculos.

Este tipo de controlo normalmente pode ser usado em conjunto com técnicas de análise de início e máquinas de estado finito. Essencialmente, estes controladores são usados para detetar a atividade muscular no modo On/Off, comparando as estatísticas do sinal com os limites de ativação predefinidos, permitindo que ações de controlo sejam tomadas em máquinas de estado finito, o que geralmente acionará uma mudança de estado. O controlo de limite também pode ser usado na análise de início para representar informações de ativação muscular usando características temporais. Isto torna-o uma parte necessária de muitos controladores mioelétricos, pois permite uma discriminação precisa entre sinais EMG em repouso e em atividade [25].

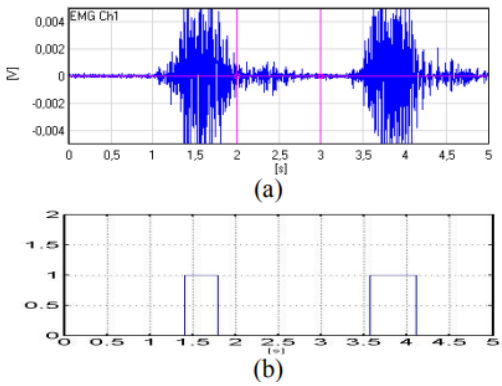


Figura 2.22 -Controlo de limite. (a) Sinal mioelétrico simulado, (b) Comando de controlo de limite gerado. Adaptado de [24].

2.6.2. Controlo Simultâneo

O controlo simultâneo, ao contrário do controlo sequencial, é considerado o sistema de controlo mais intuitivo para o utilizador de prótese. O controlo sequencial, por outro lado, é considerado lento e inconveniente por muitos utilizadores, mas é hoje o único método disponível em próteses multifuncionais comerciais [22].

2.6.2.1. Controlo mioelétrico postural

No controlo mioelétrico de postura, os sinais eletromiográficos são mapeados para controlar parâmetros no domínio principal da componente. As coordenadas do domínio principal da componente são literalmente transformadas em ângulos de articulação para

representar posturas alvo. Este controlo mioelétrico, proporciona controlo simultâneo da mão protética [20].

2.6.2.2. Controlo mioelétrico regressivo

Algoritmos de regressão desenvolvidos recentemente superam a necessidade de aumentar a complexidade do dispositivo enquanto fornecem controlo simultâneo e proporcional. Em contraste com os métodos que permitem apenas a classificação de um movimento de cada vez, os algoritmos de regressão são capazes de estimar continuamente vários sinais de controlo diretamente do sinal EMG. Isso resulta num sinal de controlo para o ângulo de rotação do punho e uma segunda estimativa para o ângulo de abertura da mão. Consequentemente, a abordagem de regressão oferece maior flexibilidade para o utilizador, levando a um maior paradigma de controlo intuitivo da prótese. Exemplos para este conceito de controlo encontrados na literatura são baseados em Factorização de Matriz Não Negativa, Redes Neuronais Artificiais ou Regressão Linear, permitindo que dois ou mais graus de liberdade sejam ativados simultaneamente e proporcionalmente. O método de regressão tem fornecido até agora um desempenho promissor, permitindo o controlo direto e intuitivo para o utilizador [18].

2.6.2.3. Métodos Cirúrgicos

Uma alternativa ao desenvolvimento de algoritmos para decifrar os sinais EMG é gravar grupos de músculos individuais. Denominado reinervação muscular direcionada (*TMR*), figura 2.23. Este procedimento de referência permite ao paciente realizar o controlo simultâneo de dois graus de liberdade, no cotovelo e punho de uma prótese de braço, usando técnicas reconstrutivas padrão e sem necessidade de dispositivos implantáveis. Notavelmente, esta técnica não só permite o controlo multifuncional de membros protéticos em tempo real, mas também atua como um catalisador para o desenvolvimento do processamento EMG para controlo protético. Clinicamente, os membros protéticos usam apenas alguns elétrodos (entre 2 e 6) para descrever os movimentos mais importantes, mesmo em pacientes submetidos à cirurgia *TMR*. No entanto, tentativas recentes de aproveitar todo o espectro de sinais EMG disponíveis, mostraram que EMG de alta densidade (*HD*) podem fornecer os padrões completos de unidades motoras ativas, podendo ser uma futura alternativa de controlo [18].

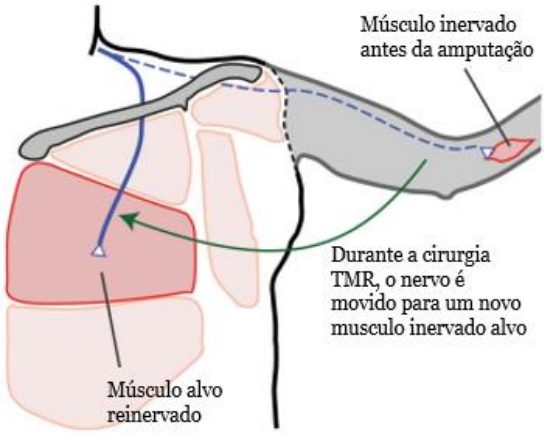


Figura 2.23 - Esquema simples do procedimento TMR. Adaptado de [18].

2.6.2.4. Controlo mioelétrico de sistema híbrido

Num sistema híbrido, representado na figura 2.24, são usadas duas ou mais entradas de controlo para manipular a prótese. Além das entradas de sinal EMG, adicionam-se outras entradas, como sensores de pressão do pé, interruptores, entre outros, que são usados de forma colaborativa para alcançar os movimentos desejados da prótese [21].

Os sistemas híbridos de controlo mioelétrico podem ser categorizados em 3 categorias. Na primeira, os sinais EMG são fundidos com outras entradas sensoriais, como sensores de pressão do pé ou interruptores para restabelecer a funcionalidade perdida dos membros humanos. Um exemplo é o cotovelo de Boston e o braço de Utah, que são dispositivos protéticos comercialmente disponíveis. Estes dispositivos usam interruptores mecânicos para alternar entre os movimentos, porém, o utilizador precisa de usar a outra mão ou qualquer outro meio para pressionar os interruptores e ativar os diferentes movimentos. Além dos mencionados, sensores de movimento, como acelerômetros ou unidades de medidas de inércia (*IMU*), podem ser usados como dispositivos adicionais para controlar uma prótese [21].

Na segunda categoria, os sinais mioelétricos podem ser fundidos com qualquer outro sinal biológico, como EEG ou ECoG. Este sistema de controlo combinado pode ter um bom desempenho em comparação com o sistema de controlo apenas EEG ou apenas EMG. O sistema combinado pode ser conjugado de duas maneiras: simultâneo e sequencial. Além disso, a fusão apropriada de sinais EMG e EEG pode melhorar a precisão do sistema de controlo [21].

Na terceira categoria, os sinais EMG podem ser fundidos com sinais biológicos e entradas sensoriais externas para construir controladores robustos. Os sensores de visão podem ser usados como uma entrada externa para controlar as próteses. A necessidade de sensores de visão surge devido à falta de capacidade de identificação dos objetos que a prótese precisa

agarrar. Além disso, os sistemas de visão integrados podem estimar a distância até o objeto, a forma do objeto e o tamanho do objeto [21].

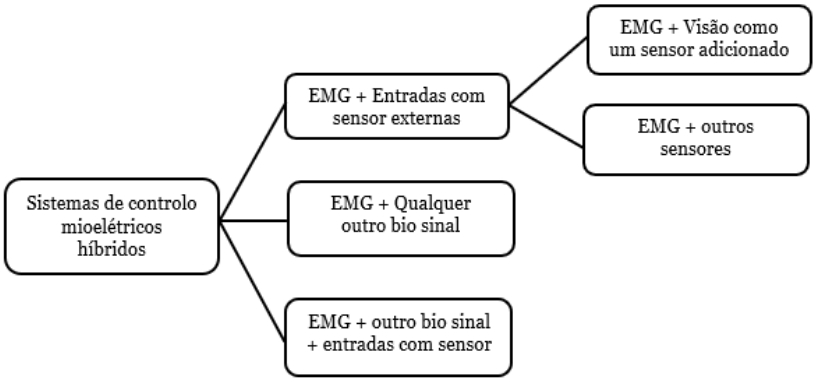


Figura 2.24 - Caraterização de sistemas de controlo mioelétrico híbrido. Adaptado de [21].

Tanto a segunda como a terceira categoria são campos que ainda estão em desenvolvimento e precisam de pesquisas mais aprofundadas.

2.7. Exemplos do controlo mioelétrico no mercado

Como pode ser observado na tabela 2.1, os sistemas de controlo utilizam na maioria dos casos, poucos elétrodos (1-3) e estratégias de controlo sequencial ou gatilhos de movimento específicos (em alguns casos, ajustável por meio de um aplicativo móvel ou outras estratégias). Nas estratégias de controlo sequencial, um sinal específico (por exemplo, uma ativação simultânea de dois elétrodos sEMG, geralmente chamado de co-contração) é usado para alternar entre um conjunto de movimentos predefinidos. Por outro lado, nos gatilhos de movimento, padrões específicos de ativação do elétrodo estão relacionados a movimentos específicos da prótese. Os métodos mencionados não são naturais, no sentido de que não correspondem ao movimento que o utilizador teria pensado fazer antes da amputação. No entanto, eles oferecem bons resultados para as necessidades da vida real [26].

No geral, as próteses consideradas incluem também fontes externas de informação. Em particular, a Touch Bionics i-limb Quantum introduziu recentemente o controlo de gestos e chips de aperto (que usam Bluetooth anexado a objetos específicos) para realizar a seleção de movimento. Enquanto a Steeper Bebionic explora codificadores de posição do dedo para realizar a prevenção da queda de objetos [26].

Tabela 2.1 - Controlo de algumas mãos protéticas (Tabela adaptada de [26]).

	Nome da Empresa Modelo da Prótese	Touch Bionics i-limb Quantum	Otto bock Michelangelo with Axon Bus Technology	Steeper Bebionic v3	Vincent GmbH Evolution 2
Controlo	**Controlo Proporcional**	Sim	Sim	Sim	Sim
	Nº de elétrodos	1-2	1-2-3	1-2	1-2 com fio
	Tipo de controlo de movimento	Gatilhos de movimento, App móvel, Aperto Bluetooth, controlo de gestos	Sequencial, controlo de 4 canais	Sequencial, Seleção compatível Morph RFid GRIP	Gatilho único ou código morse Vincent
	Comando do movimento	Manter aberto, impulso duplo, impulso triplo, co-contração	Modos diferentes de comutação disponíveis, Sinal rápido e alto controla a rotação no controlo de 4 canais.	Co-contração/sinal abrir-abrir	sinal de espera (abrir e fechar), sinal duplo, co-contração, sinal alternado
	Características particulares	Vários métodos de controlo girando o polegar manualmente e automaticamente	Sensor de velocidade da mão, agarrar objetos frágeis	Flexão dos dedos completamente livre	Peso bastante baixo
	Feedback	Não	Não	"Bips" audíveis e/ou vibração	Vibração

Folha em branco

Capítulo 3

3. Etapas de Projeto

O propósito deste projeto é a escolha de um sistema adequado que possa ser integrado no trabalho precedente a este. Para isso, e como estamos perante um projeto em engenharia, é necessário a aplicação de metodologias de trabalho, uma vez que são elas que nos vão guiar e ditar estratégias de desenvolvimento capazes de orientar o projeto na direção mais correta. Este processo de resolução de problemas, que é no fundo a base do projeto em Engenharia, tem como objetivo principal a resolução dos mesmos o mais objetivamente possível, minimizando a perda de tempo e dinheiro.

Posto isto, o procedimento deste projeto, recorrendo ao que foi aprendido por [27], consiste em:

- Identificação do problema;
- Requisitos do sistema;
- Projeto conceptual;
- Projeto preliminar;
- Produção.

3.1. Identificação do problema

Para a devida execução deste projeto é necessário, em primeiro lugar, definir qual é o problema que precisa de solução. Recorre-se então à identificação do problema, onde de forma objetiva este é descrito, evitando-se, mais tarde, perdas desnecessárias de tempo e de dinheiro.

A identificação do problema deste projeto consiste na elaboração de sistemas de controlo de limite, que irão ser aplicados numa prótese transradial mioelétrica utilizando eletromiografia e eletrónica.

3.2. Definição dos requisitos do sistema

Antes de passar ao projeto conceptual é fundamental que se defina os requisitos do sistema que serão considerações que terão de ser tidas em conta antes do projeto em si.

3.2.1 Procedimentos para a utilização de elétrodos sEMG

Como uma das questões que será abordada posteriormente irá ser a escolha do tipo de elétrodos a ser usado, é imperativo que se conheça o procedimento de utilização dos

elétrodos de superfície, pois estes poderão ser a escolha final. As várias medidas a seguir mencionadas foram sugeridas pelo projeto *SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles)*. O seguimento deste projeto resultou na criação das recomendações europeias para sensores e para os procedimentos de posicionamento dos mesmos.

Tamanho e Formato do elétrodo

O tamanho do elétrodo é definido pelo tamanho da área condutora do elétrodo de superfície. É recomendado que o tamanho dos elétrodos na direção das fibras musculares não deva exceder os 10 mm [28]. Normalmente utilizam-se elétrodos com 1cmx1cm, 2cmx2cm ou 3cmx3cm. A utilização de elétrodos de maior área é possível, porém estes oferecem menos sensibilidade a mudanças do sinal sEMG comparados aos de menor área [5].

Relativamente ao formato, na literatura, não se encontram recomendações relativas a qual seria o modo mais indicado para o uso. Além disso, o *SENIAM* não tem critérios claros para o formato do elétrodo pois não se espera que tenha grande influência no sinal sEMG. Normalmente, são utilizados elétrodos circulares, retangulares ou de barra [5].

Distância elétrodo-elétrodo

A distância elétrodo-elétrodo define-se pela distância centro a centro entre as áreas condutoras dos dois elétrodos bipolares. O *SENIAM* aconselha a aplicação dos sensores sEMG bipolares na localização pretendida com uma distância entre si de 20 mm. Quando elétrodos bipolares são aplicados em músculos relativamente pequenos, a distância elétrodo-elétrodo não deve exceder ¼ do comprimento da fibra muscular em questão. Desta maneira, registos instáveis devido aos efeitos dos tendões e da placa motora do músculo podem ser evitados [28].

Material do elétrodo

O material do elétrodo que forma a área de contacto com a pele necessita de compreender: bom contacto elétrodo-pele, baixa impedância elétrodo-pele e comportamento estável no tempo (isto é, no que diz respeito à impedância e as reações químicas na interface da pele). É recomendado o uso de elétrodos "húmidos" (pré-gelificados) Ag/AgCl [28].

Preparação da pele

Um bom contacto elétrodo-pele contribui para que haja uma melhor obtenção dos registos sEMG (em termos de caraterísticas de amplitude), poucos e pequenos artefactos (interferência elétrica), menor risco de desequilíbrio entre os elétrodos (sinal com menos perturbações) e menos ruido. Por isso, é recomendado limpar a pele com álcool pois este

desinfeta e evapora rapidamente, o que ajuda a que a pele esteja seca antes do sensor ser posicionado [28].

Posicionamento dos elétrodos

Uma questão importante é a necessidade de múltiplos sensores EMG para interpretação da intenção relacionada à mão. Os sensores EMG eram geralmente colocados entre as zonas de inervação muscular e as zonas dos tendões, porque essas regiões eram conhecidas por fornecer a melhor qualidade de sinal. No entanto, os antebraços humanos são compostos de vários músculos sobrepostos que ocultam as linhas médias musculares da superfície da pele, o que impede os sensores EMG de aceder a sinais eletromiográficos claros. Vários autores mostraram que pequenos deslocamentos de um elétrodo sobre a zona de inervação muscular, causam grandes efeitos na amplitude do sinal sEMG. Além disso, um processo de colocação dos sensores requer um procedimento para encontrar as localizações ótimas, que diferem de pessoa para pessoa devido às diferenças antropométricas entre os indivíduos. Projetar uma interface mioelétrica funcional, requer esse processo complicado de customização, fazendo com que o esforço necessário aumente com o número de sensores [28], [29]. Também a relação sinal-ruído dos sinais sEMG pode ser melhorada colocando os elétrodos o mais próximo possível da fonte de sinal sEMG [5].

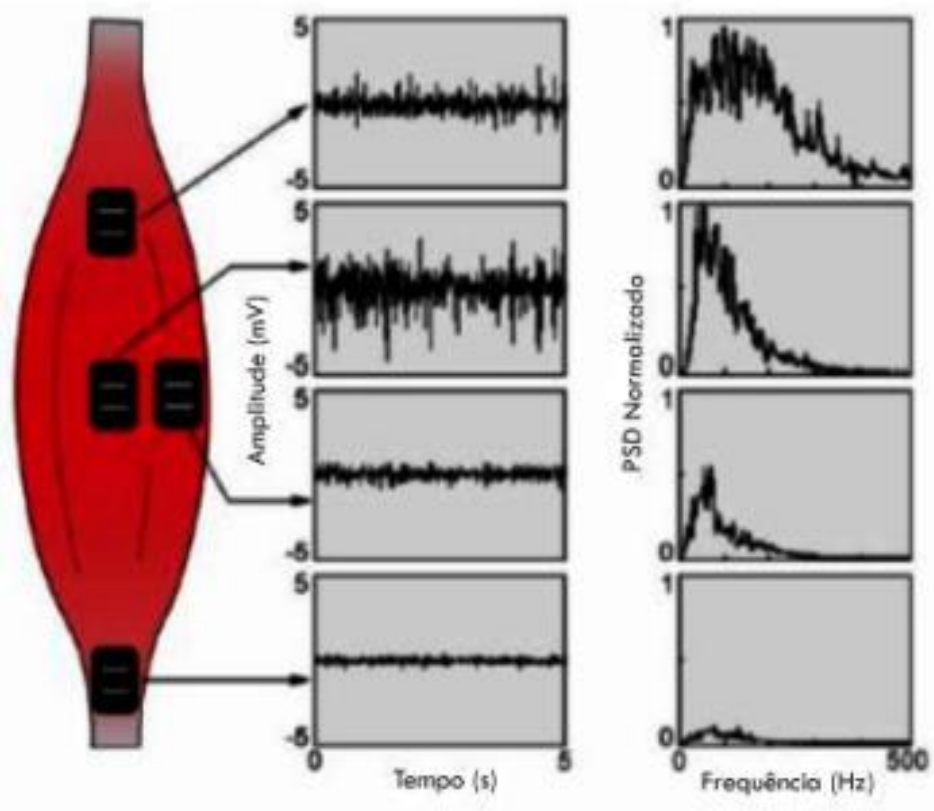


Figura 3.1 - Sinal EMG em diferentes posições no músculo. Adaptado de [30].

Assim, quando a localização aproximada da zona de inervação é conhecida, o sensor sEMG deve ser colocado numa região "distante" da zona de inervação e da zona terminal do músculo, preferencialmente num lugar no meio dessa região. Na maioria dos casos, a parte distal do músculo (mais afastada deste) atenderá melhor a esse requisito, pois a colocação do sensor na área proximal (mais próxima do músculo) pode facilmente causar um deslocamento do elétrodo, abaixo da zona da placa terminal, quando o músculo se contrai [28].

Em relação à direção transversal, a proximidade de outros músculos ativos aumenta o risco de crosstalk. Crosstalk refere-se ao sinal que é detetado num determinado músculo, mas é gerado por outro músculo próximo ao pretendido. [31] As características desse efeito vão depender fortemente das características dos músculos ativos próximos, o que significa que as orientações adequadas só podem ser dadas quando houver conhecimento suficiente sobre esses aspetos. Relativamente à orientação do sensor em relação às fibras musculares, há um consenso geral de que a orientação deve ser sempre paralela às fibras musculares [28].

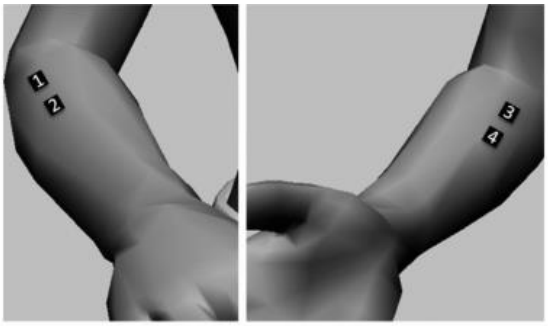


Figura 3.2 - Posicionamento de elétrodos: Direção Longitudinal (1 e 2); Direção Transversal (3 e 4). Adaptado de [5].

Localização do elétrodo de referência

O elétrodo de referência necessita de ser colocado numa localização cujo risco do sinal ter um grande distúrbio seja mínimo, preferencialmente, em tecidos eletricamente inativos. De acordo com o músculo a aplicar, é recomendado usar o pulso, o cotovelo, o peito, a tíbia, o tornozelo ou um lugar específico na vertebra C7 como localizações padrão para o elétrodo de referência [28].

3.2.2 Músculos do membro superior

No capítulo 2 foram descritos os possíveis movimentos do membro superior. De forma a ter toda a informação referente ao membro superior apenas falta conhecer e escolher os músculos responsáveis pelos movimentos que se pretendem estudar. Na figura 3.3, e posteriormente na tabela 3.1 são representados os principais músculos do antebraço bem como a sua respetiva função.

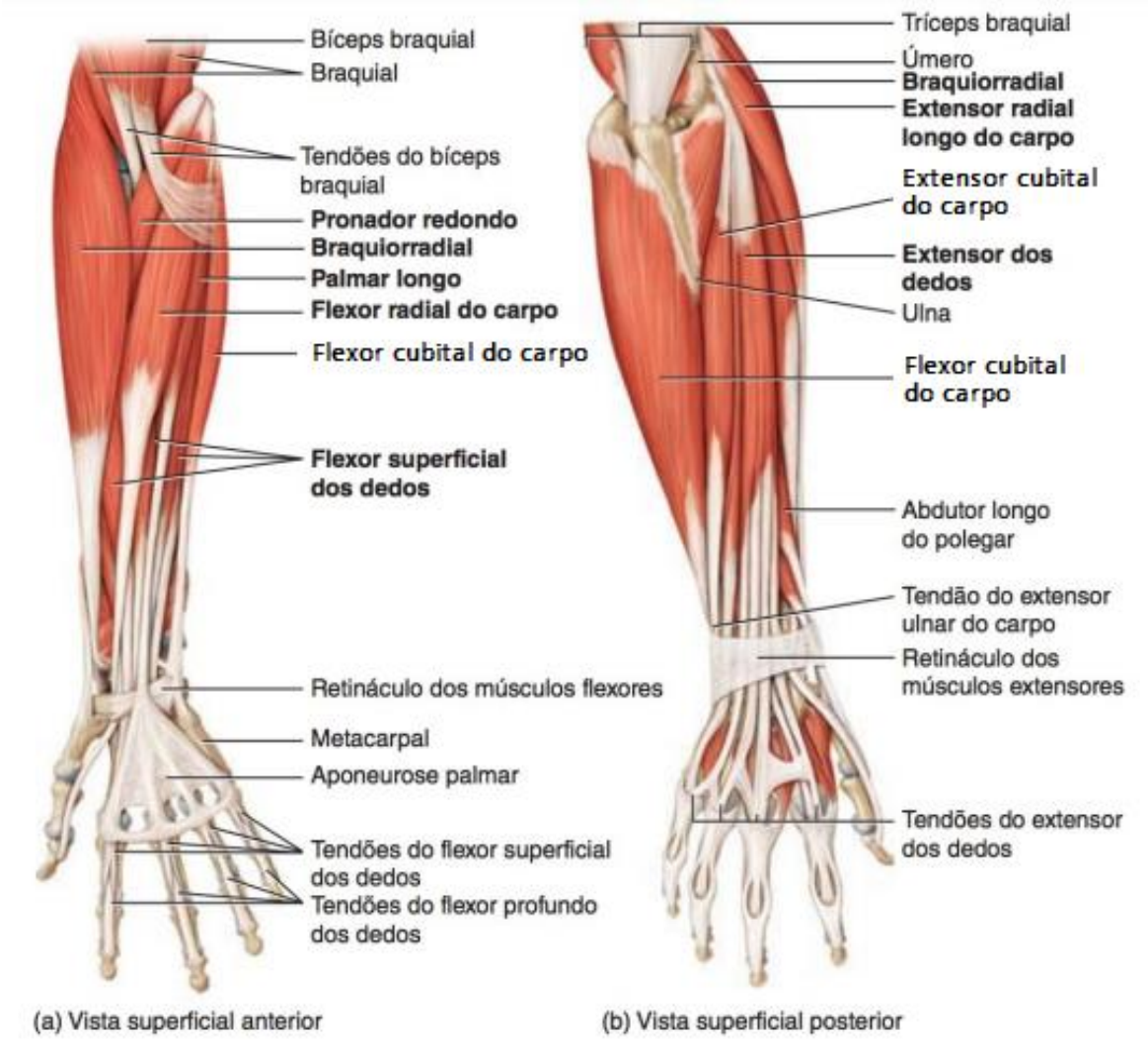


Figura 3.3 - Principais músculos do antebraço. Adaptado de [32].

Tabela 3.1 -Músculos do antebraço e respetivas funções. Adaptado de [32].

Músculo	**Função**
Bíceps braquial	Flexão e supinação do antebraço; Flexão do braço
Braquial	Flexão do antebraço
Braquiorradial	Flexão do antebraço
Tríceps braquial	Extensão do antebraço; Extensão do braço
Flexor radial do carpo	Flexão e abdução do punho
Flexor cubital do carpo	Flexão e adução do punho
Palmar longo	Flexão do punho
Flexor superficial dos dedos	Flexão do punho e da articulação interfalângica proximal do 2º ao 5º dedo
Extensor radial do carpo	Extensão e abdução do punho
Extensor cubital do carpo	Extensão e adução do punho
Extensor próprio do dedo mínimo	Extensão do dedo mínimo
Extensor comum dos dedos	Extensão dos dedos e punho
Extensor próprio do indicador	Extensão do indicador e punho
Supinador	Supinação do antebraço
Pronador redondo	Pronação do antebraço

Posteriormente, na secção de análise preliminar do sinal EMG serão considerados os músculos que terão mais impacto para as funções que se procuram e escolher-se-á a posição ideal a ser aplicada no projeto.

3.2.3 Graus de liberdade da prótese

Na maioria dos movimentos diários de um ser humano, é necessário a ativação de vários graus de liberdade em simultâneo [33]. Os pacientes com amputação, normalmente, ficam com apenas dois nervos musculares nas partes residuais, que geralmente servem para abrir ou fechar uma única articulação (um grau de liberdade) de cada vez [34]. Isto provoca algumas dificuldades no controlo de vários graus de liberdade, sobretudo se o controlo escolhido for sequencial e de não reconhecimento padrão. Estudos recentes comprovam que é possível projetar uma prótese com mais do que 1 *DOF*, porém o uso de um maior número de graus de liberdade implica um aumento no número de atuadores, que promove algumas desvantagens, tais como o aumento do peso da prótese, o desequilibrado tamanho em comparação ao membro amputado e consequentemente o aumento do custo do produto final. Posto isto, para uma primeira iteração, uma prótese com menos *DOF's* é o mais vantajoso, e por isso é necessário escolher quais os movimentos que se pretende que a prótese realize. Optar-se-á, pelos movimentos que são usados mais frequentemente nas atividades diárias do ser humano. São eles:

- Flexão e extensão dos dedos;
- Abdução e adução do polegar.

3.2.4 Instrumentação: Amplificadores e Filtros

A amplitude do sinal eletromiográfico de superfície é geralmente inferior a 10 mV, tornando-se sensível a artefactos (interferências). Assim sendo, o sinal terá de ser amplificado e filtrado antes de uma conversão AC/DC [5]. A qualidade do sinal EMG amplificado pode ser mensurado qualitativamente através da razão sinal-ruído, onde quanto maior a razão, maior a redução do ruído. Nas figuras 3.4 e 3.5 é possível observar a diferença entre uma razão alta e uma razão baixa de sinal-ruído.

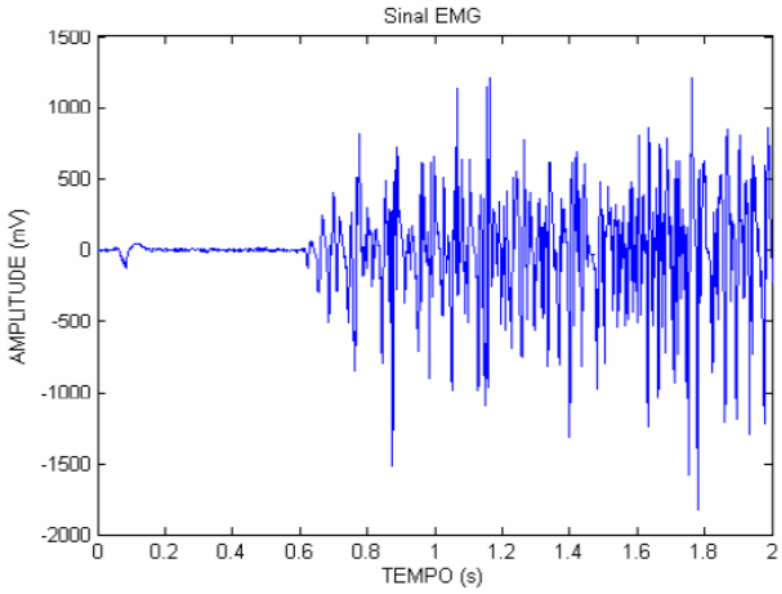


Figura 3.4 - Exemplo de um sinal EMG com uma razão alta de sinal-ruído. Adaptado de [35].

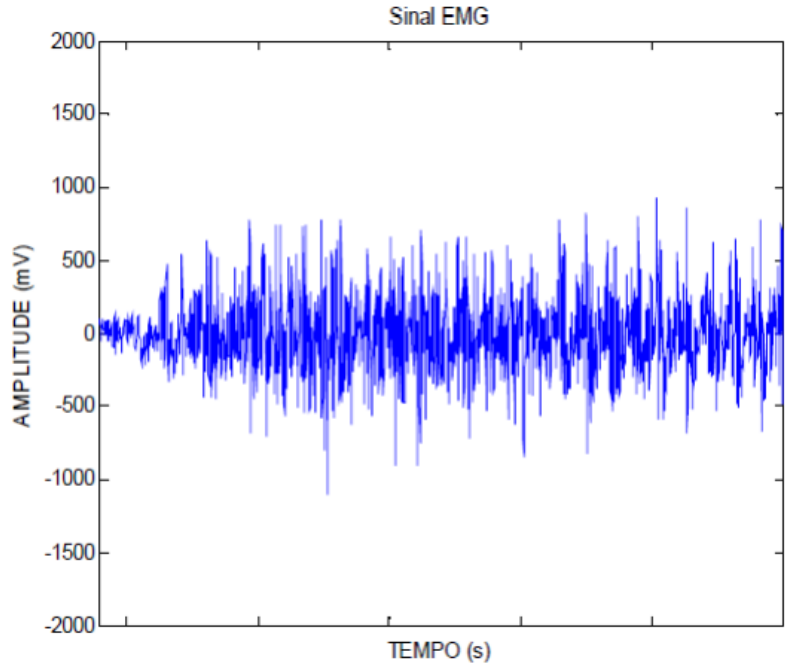


Figura 3.5 - Exemplo de um sinal EMG com uma razão baixa de sinal-ruído. Adaptado de [35].

O filtro é concebido para atenuar faixas específicas de frequências, e destacam-se duas utilidades importantes da sua implementação: a separação e a recuperação do sinal. A separação do sinal é utilizada para selecionar a faixa de frequência desejada, separando-a de alguma interferência, ruído ou outro sinal. A recuperação do sinal é utilizada quando o sinal base foi distorcido de alguma forma. Deste modo, os filtros permitem a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuar outras [35]. Há filtros analógicos e digitais,

podendo ser implementados tanto em sinais analógicos, quanto em sinais digitais. Os filtros que podem ser aplicados são:

- *Lowpass* (filtro passa-baixo), que só considera frequências baixas;
- *Bandpass* (filtro passa-banda), que considera um intervalo de frequências;
- *Highpass* (filtro passa-alto), que considera apenas frequências altas.

Para este projeto irá ser utilizado o filtro bandpass com um intervalo de 10 a 100 Hz. E o sinal será amplificado até 1000 vezes.

3.3. Projeto conceptual

Nesta etapa designada por projeto conceptual, escolhem-se quais os componentes e mecanismos do projeto e o modo como serão aplicados, através das diversas soluções concebidas na literatura ou por processos criativos, de forma a dar resposta aos requisitos. É esta a etapa em que se concebem soluções, fazendo depois uma seleção destas mesmas.

Serão abordadas 4 principais questões que têm de ser postas em causa para a elaboração deste projeto. São elas o tipo de elétrodos a implementar, o tipo de sensores de eletromiografia que será mais adequado, a análise preliminar do sinal EMG para a escolha correta dos músculos a usar e a estratégia de controlo a empregar. Para usar uma metodologia mais apropriada utiliza-se neste projeto conceptual matrizes de decisão com critérios adequados a cada questão a ser estudada.

3.3.1 Tipos de elétrodos

A atividade muscular no coto, que de outra forma não seria útil, pode ser usada para controlar à vontade alguns movimentos predefinidos da mão artificial. Para medir a atividade dos músculos do coto são utilizadas duas categorias de elétrodos: não invasivos (aplicados na pele do paciente) e invasivos ou intramusculares [36].

Elétrodos invasivos: IMES

As capacidades de manipulação da mão humana são governadas pelos padrões de ativação dos inúmeros músculos do antebraço e da mão. Alguns desses músculos são superficiais e de fácil acesso, porém a maioria dos músculos situam-se em zonas mais profundas no antebraço, sendo relativamente pequenos em tamanho. Por esta razão, há apenas um pequeno número de músculos superficiais do antebraço a partir dos quais os sinais EMG de superfície podem ser detetados de forma confiável. Além disso, o tamanho relativamente pequeno e a proximidade dos músculos do antebraço significam que o crosstalk dos músculos adjacentes ou profundos é muitas vezes uma preocupação [37].

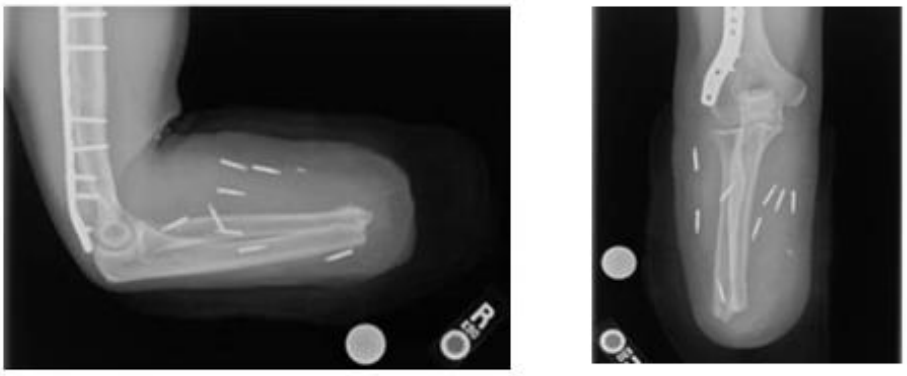


Figura 3.6 - Imagem de raio-X das localizações de sensores mioelétricos implantáveis num membro residual de um sujeito. Adaptado de [38].

O Sistema de Sensor Mioelétrico Implantável (*IMES – Implantable Myoelectric Sensor*) desenvolvido pela fundação Alfred Mann, é uma potencial alternativa aos elétrodos de superfície para o controlo protético. Os *IMES* são pequenos elétrodos cilíndricos, capazes de detetar e transmitir dados de sinal EMG sem fio. A capacidade de colocar estes elétrodos diretamente nos músculos dos membros residuais, e não à superfície da pele, pode oferecer inúmeras vantagens, incluindo sinais mais fortes e confiáveis que não mudam com o posicionamento do braço, cotovelo, rotação ou suor. Igualmente importante, estes elétrodos apresentam a possibilidade do registo de músculos superficiais individuais e profundos simultaneamente, permitindo um controlo mais intuitivo de múltiplos graus de liberdade protéticos, facultando mais sinais de músculos que são responsáveis pelo movimento da mão e do pulso antes da amputação [38].

Os sensores implantáveis recebem energia e comandos de um controlador de telemetria externo (TC) que aciona uma bobina que será incorporada na manga protética de um amputado. Cada implante atua como um amplificador diferencial independente, conectado a dois elétrodos (nas extremidades do implante) para detetar o sinal EMG gerado durante a contração muscular [39].

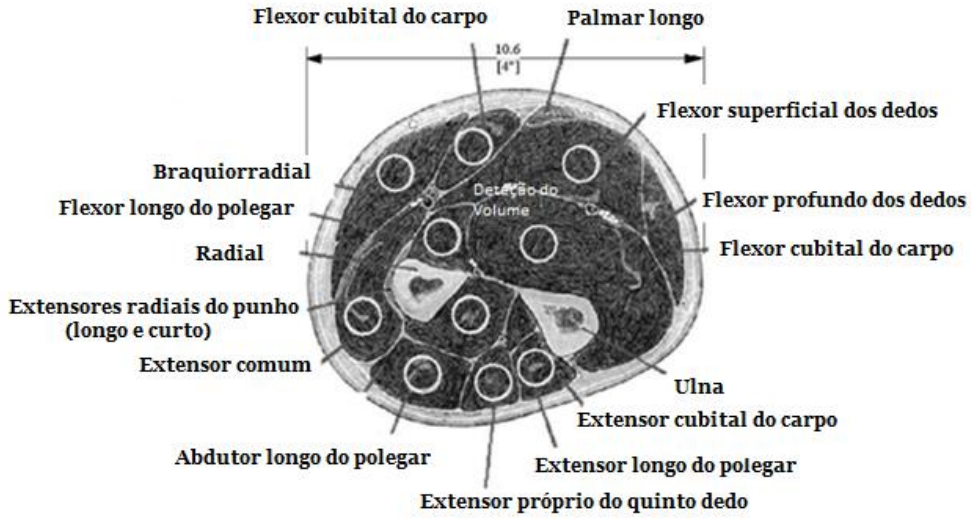


Figura 3.7 - Corte transversal no meio do antebraço indicando o raio de detenção estimado dos elétrodos IMES orientados paralelamente à direção da fibra muscular. Adaptado de [36].

A principal desvantagem deste tipo de sensores é a necessidade de intervenção cirúrgica para a aplicação dos mesmos nos músculos residuais. Para além disso, tanto a reabilitação como o treino após esta intervenção são bastante prolongados, o que dificulta rápidos resultados.

Elétrodos invasivos: intramusculares ou de agulha

Os elétrodos de agulha são adequados para a deteção de alterações no tamanho da unidade motora e sua estrutura interna, revelando frequentemente, alguma função anormal. A agulha EMG também possibilita o registo de potenciais de ação de fibras musculares isoladas de contração espontânea (potenciais de fibrilação) [40]. Estes elétrodos são bastante usados, embora sejam criticados em atividades de contração forçada ou por influência considerável de dor [14].

Estes elétrodos são classificados como monopolares, bipolares ou concêntricos. As agulhas monopolares são tipicamente menos caras, menos dolorosas (devido a um diâmetro mais estreito e um revestimento de teflon no eixo da agulha) e menos eletricamente estáveis do que os elétrodos de agulha bipolar ou concêntrica. Na utilização de uma agulha monopolar, é necessário um elétrodo de referência de superfície separado, enquanto numa agulha concêntrica, a referência é o cilindro da agulha e não é preciso um elétrodo de referência de superfície separado [41].

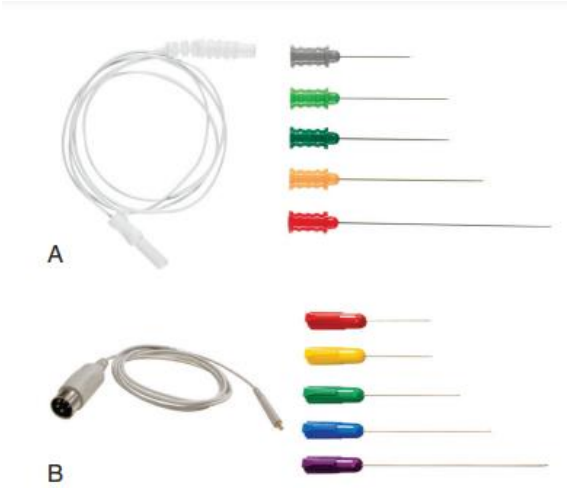


Figura 3.8 - (A) Imagem de uma agulha monopolar; (B) Imagem de uma agulha concêntrica. Adaptado de [41].

Do mesmo modo que os elétrodos IMES, uma das desvantagens deste tipo de elétrodos é o facto de ser do tipo invasivo. Como não se sabe quantos testes irão ser efetuados nesta dissertação para aferir e estudar o sinal realizado numa contração, poderá implicar a inserção repetida destes elétrodos. Além de gerar desconforto ou lesões ao voluntário seria necessário ter um técnico especializado na área para os inserir.

Elétrodos não invasivos: Elétrodos de superfície

Os elétrodos de superfície (sEMG) são colocados na superfície da pele sobre a área onde o estímulo deve ser aplicado [42]. Estes elétrodos são constituídos por um material condutor, com dimensões e forma definida, que são ligados eletricamente à pele do paciente, e mantidos no lugar através de um método de fixação. Os materiais normalmente utilizados no fabrico dos elétrodos são a prata sólida ou ouro, prata sintetizada e cloreto de prata, carbono e esponja saturada com gel eletrólito ou hidrogéis condutores [14].

Figura 3.9 - Exemplo de elétrodo de superfície [43].

Os dois tipos de elétrodos mais comuns usados em eletromiografia de superfície são elétrodos "húmidos" de gel Ag-AgCl, que são o padrão em medições clínicas, e elétrodos de metal sólido seco, que são amplamente usados em próteses. Os elétrodos de gel têm

impedância mais baixa do que outros elétrodos de superfície devido à grande área de contato fornecida pelo gel de eletrólito, resultando em impedância e ruído mínimos. O revestimento adesivo nos elétrodos também produz um contato pele-elétrodo estável, o que minimiza artefactos de movimento [13]. Contudo, a preparação consome tempo e requere especialistas. Os elétrodos húmidos talvez não sejam ótimos para um uso a longo prazo nas interfaces do sEMG, uma vez que o gel condutor poderia secar causando irritação e desconforto, e potencial alergia na pele e inflamação [5].

Os elétrodos secos de metal sólido usados nas próteses atuais, são normalmente feitos de aço inoxidável ou titânio com uma forma plana ou arredondada. Eles geralmente são ativados por um pré-amplificador e outros circuitos integrados diretamente no elétrodo. Estes elétrodos resolvem alguns dos problemas apresentados pelos elétrodos de gel: podem ser usados por períodos prolongados sem falha de sinal, são reutilizáveis e não requerem revestimentos adesivos. No entanto, têm as suas próprias desvantagens, como por exemplo, as placas de metal podem causar irritação na pele por meio do atrito, são mais suscetíveis a artefactos de movimento do que os baseados em gel, e têm um fabrico mais caro do que os designs de gel e outros elétrodos [13].

O material do elétrodo afeta o seu comportamento eletroquímico [5]. Existem dois tipos de elétrodos: Elétrodos polarizados e elétrodos não polarizados. Os primeiros são normalmente revestidos por ouro e prata e têm comportamento capacitivo. Os não polarizados comportam-se como resistores e são revestidos por prata galvanizada e sintetizada.

Nenhum elétrodo é perfeitamente não polarizado ou polarizado, mas apresenta características aproximadas. Elétrodos polarizados não são recomendados para a medição de sEMG por causa da alta sensibilidade a movimentos. Usualmente utilizam-se elétrodos não polarizados prata-cloreto de prata (Ag/AgCl) pela alta estabilidade [5].

Os elétrodos podem ainda ser passivos ou ativos. Os elétrodos passivos não possuem amplificação no próprio elétrodo. Este tipo de elétrodo apenas deteta o sinal EMG e envia para um amplificador. Os elétrodos ativos realizam a amplificação do sinal detetado. Estes elétrodos possuem um pré-amplificador que subtrai e amplifica o sinal EMG, tornando, desta forma, o ruído vindo dos cabos menos significativo [42].

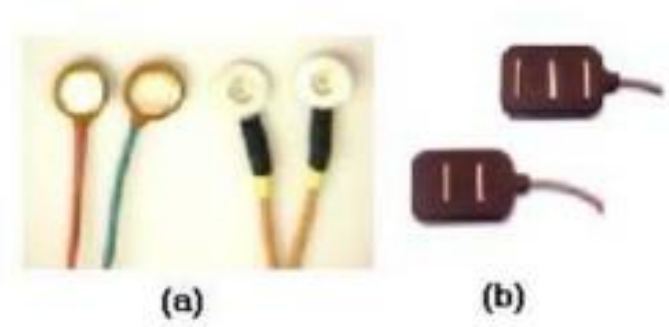


Figura 3.10 - (a) Elétrodo de superfície passivo; (b) Elétrodo de superfície ativo. Adaptado de [30].

O sinal EMG pode ser adquirido, não necessariamente por um simples elétrodo, mas pode resultar de uma combinação dos sinais vindos de vários elétrodos, podendo, deste modo, ser classificado como monopolar, bipolar ou multipolar. A configuração monopolar é grandemente utilizada quando se adquire um sinal simples e associada a este, se faz a necessária utilização de um elétrodo de referência, estando este bastante afastado do elétrodo ativo para evitar perturbações no sinal adquirido. Este tipo de configuração monopolar é normalmente utilizado em análises gerais do sinal EMG, quando o objetivo é comparar a morfologia interna e sinais externos ou mesmo, quando o músculo é muito pequeno ou estreito em configurações bipolares. Elétrodos com uma configuração bipolar são os mais utilizados em estudos que envolvem contração voluntária, ou sob condições de estimulação elétrica. Para esta configuração, o sinal é detetado em dois locais. Qualquer sinal que é comum a ambos os locais é eliminado, e os sinais que são diferentes aos dois locais são amplificados [14].

Embora estes elétrodos de superfície tenham provado ser suficientes para o controlo do movimento de próteses ativas, também apresentam limitações significativas. Primeiro, a própria superfície da pele apresenta desafios fundamentais nos registos do sinal EMG nos músculos subjacentes. Estas limitações incluem: (1) suscetibilidade a barulhos elétricos gerados pelo meio ambiente, (2) registo de atividade elétrica de outros músculos adjacentes ao elétrodo que desencadeia ações não intencionais, (3) movimento do elétrodo de superfície na pele, especialmente com a rotação do cotovelo e (4) transpiração da pele alterando a impedância elétrica. Além disso, os elétrodos de superfície não permitem a captura simultânea de vários músculos individuais superficiais e profundos do antebraço para o controlo de múltiplos graus de liberdade [38].

Escolha do tipo de elétrodos

Para realizar a seleção adequada do tipo de elétrodo que se irá usar, recorreu-se a uma matriz de decisão, com uma escala de avaliação de critérios de 1 a 5. Neste caso, os critérios irão avaliar qual a precisão do sinal obtido, se será simples de implementar, o quanto terá

de ser submetido a manutenção, se será necessário que um profissional de saúde esteja envolvido e o custo referente a cada tipo de elétrodo. Será escolhido o elétrodo que obter maior pontuação nos critérios que foram estipulados.

Tabela 3.2 - Matriz de decisão do tipo de elétrodos.

Matriz de decisão - Elétrodos							
Tipo		Elétrodos IMES		Elétrodos de agulha		Elétrodos de superfície	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y	Nota (Y)	X x Y
Fiabilidade/Feedback	5	5	25	4	20	4	20
Simplicidade	4	2	8	2	8	5	20
Facilidade de Manutenção	3	5	15	4	12	4	12
Aplicação feita sem recurso a especialistas de saúde ou médicos	2	0	0	0	0	5	10
Custo	1	1	1	3	3	5	5
Total	-	-	49	-	43	-	67

Ao preencher e analisar a matriz de decisão, chega-se a conclusão de que para este projeto, é rentável adotar os elétrodos de superfície. Apesar das outras opções serem bastante promissoras, não garantem a liberdade que é a aplicação autónoma dos elétrodos de superfície para a realização de testes.

3.3.2 Modelos de sensores de eletromiografia

Para que o sinal eletromiográfico seja lido e compreendido corretamente é necessário escolher um sensor de eletromiografia. Este, indo ao encontro da secção anterior, terá de permitir o uso elétrodos de superfície. Por esse mesmo motivo, serão comparadas duas perspetivas de obtenção do sinal eletromiográfico: MyoWare e Bitalino.

Myoware

O sensor muscular MyoWare, figura 3.9, mede, filtra, retifica e amplifica a atividade elétrica de um músculo. Este produz um sinal de saída analógico que pode ser facilmente lido por um microcontrolador, permitindo novas interfaces controladas pelo músculo [44].

Figura 3.11 - Sensor eletromiográfico MyoWare. Adaptado de [44].

O presente sensor admite um custo bastante acessível, cerca de 30 euros. Com as suas pequenas dimensões as desvantagens passam pela facilidade de sofrer dano e pela necessidade de ligações físicas em todo o processo de obtenção de sinal eletromiográfico. Na figura 3.12 é possível observar o esquema do sensor MyoWare.

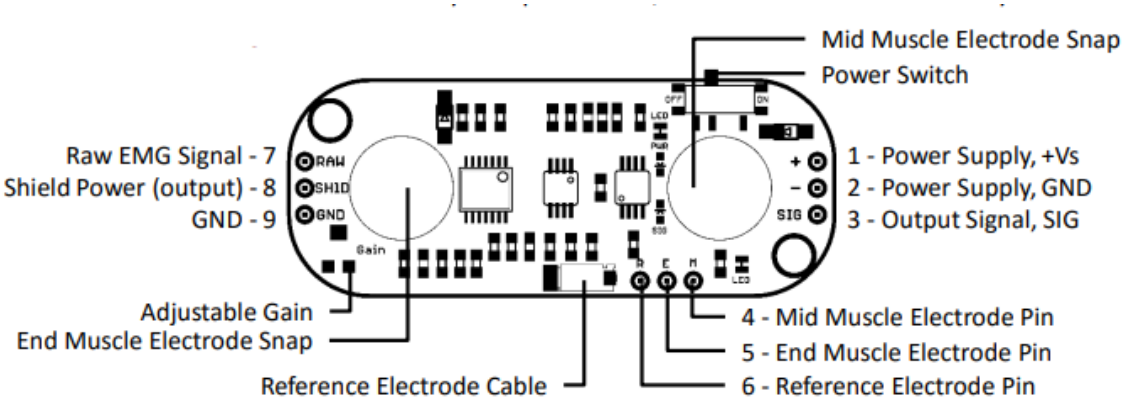


Figura 3.12 - Esquema do sensor MyoWare. Adaptado de [44].

BITalino

BITalino é uma plataforma de bio sinais rentável e de código aberto que permite a todos – desde estudantes a programadores profissionais – criar projetos e aplicações utilizando sensores fisiológicos.

A BITalino nasceu como um projeto universitário conduzido por Hugo Silva, engenheiro elétrico do Instituto de Comunicação Elétrica em Lisboa e foi depois desenvolvido pela Plux Wireless Biosignals. É um computador de placa única de hardware de código aberto de baixo custo, assinado para a educação, desenvolvimento de protótipos e investigação biomédica. O BITalino foi concebido para ser adequado para a aquisição de sinais fisiológicos. Para registar sinais fisiológicos, é possível utilizar o BITalino com o software OpenSignal ou utilizando uma Interface de programação de aplicações (API). O BITalino foi um dos finalistas do Prémio Radar de Inovação 2017, proposto pela União Europeia, na categoria "*Industrial Enabling Tech*" [45]. As *APIs* estão disponíveis para as seguintes plataformas e linguagens de programação:

- Python
- Android
- Matlab
- Arduíno
- Bonsai Library
- C++
- Objective-C
- LabView
- Java
- Raspberry Pi
- Unity.

As opções BITalino são bastante acessíveis, além disso fornecem a ajuda necessária para a ligação humano-prótese de forma prática e intuitiva. Por isso, para este projeto, só foram comparadas as alternativas que a mesma dispõe.

Os modelos oferecidos pela BITalino são variados e ajustáveis às imensas aplicações a que podem ser implementados. Das múltiplas opções destacam-se as mais recentes: BITalino (r)evolution Board e BITalino (r)evolution Plugged. A principal diferença entre estes dois sistemas, é que o primeiro tem os sensores e atuadores já todos incorporados na interface, e o segundo dispõe de uma interface com vários encaixes onde os sensores e atuadores podem ser inseridos. Estes dois modelos ainda podem incluir apenas Bluetooth (BT) ou Bluetooth e Bluetooth low energy (BT+BLE), como mostra as figuras 3.13, 3.14, 3.15 e 3.16.

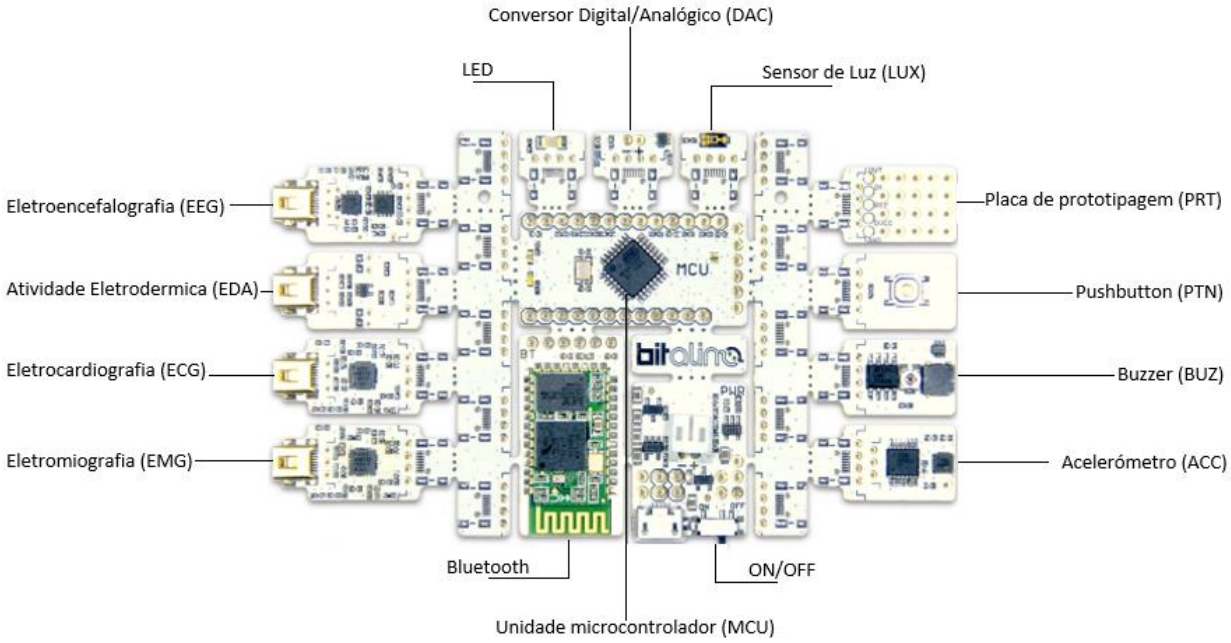


Figura 3.13 - BITalino (r)evolution Board kit BT. Adaptado de [46].

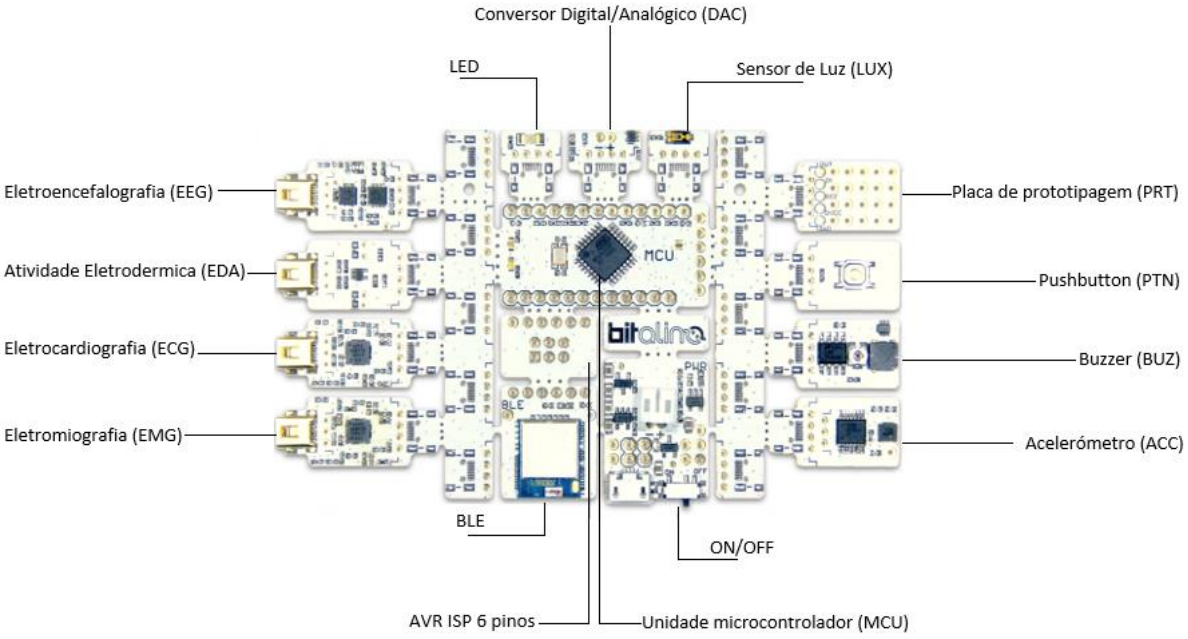


Figura 3.14 - BITalino (r)evolution Board kit BT+BLE. Adaptado de [46].

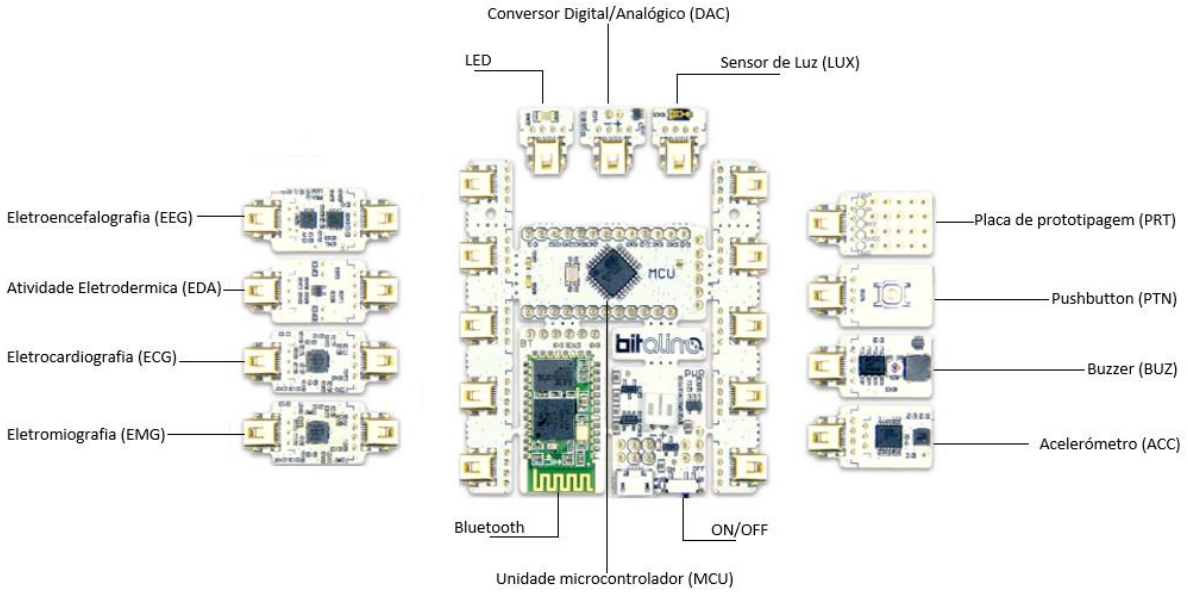


Figura 3.15 - BITalino (r)evolution Plugged kit BT. Adaptado de [47].

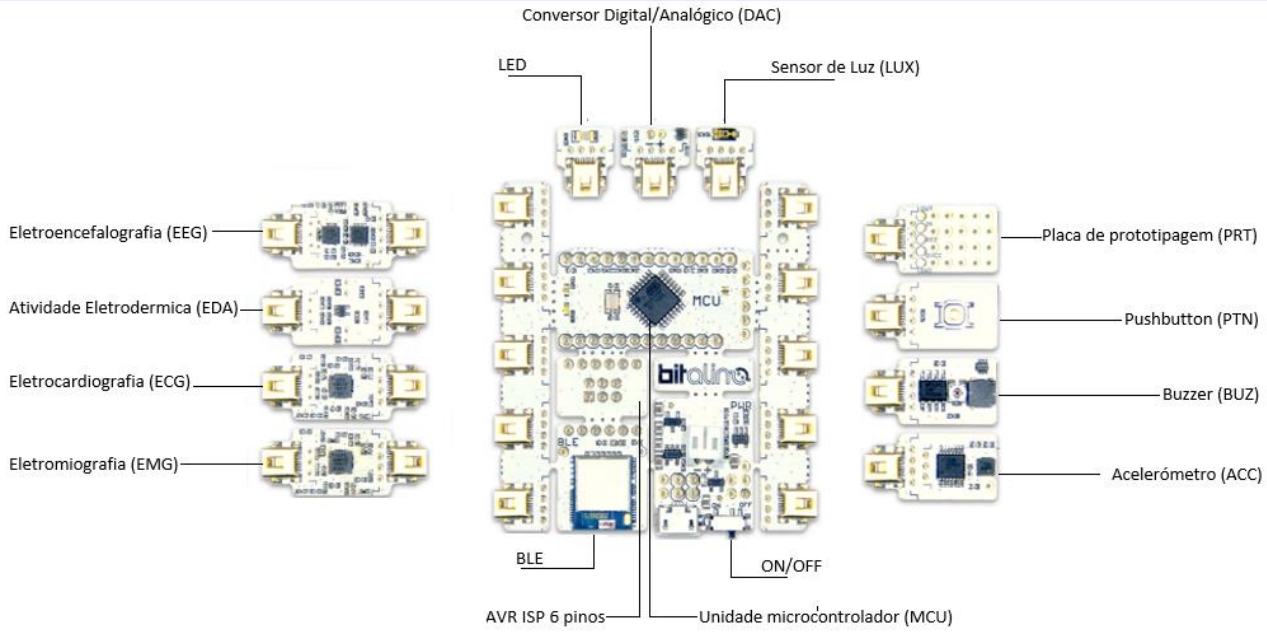


Figura 3.16 - BITalino (r)evolution Plugged kit BT+BLE. Adaptado de [47].

Posto isto, são apresentados 4 Kits diferentes para cada modelo, representados na tabela 3.3 a seguir, com os devidos preços associados.

Tabela 3.3 - Modelos Bitalino (r)evolution.

Modelo Bitalino (r)evolution	Board Kit BT	Board Kit BLE/BT	Plugged Kit BT	Plugged Kit BLE/BT
Sensores	**EMG** – Eletromiografia **ECG** – Eletrocardiografia **EDA** – Atividade Eletrodermica **EEG** – Eletroencefalografia **ACC** – Acelerómetro **LUX** – Luz **BTN** – Pushbutton **PRT** – Placa de prototipagem	**EMG** – Eletromiografia **ECG** – Eletrocardiografia **EDA** – Atividade Eletrodermica **EEG** – Eletroencefalografia **ACC** – Acelerómetro **LUX** – Luz **BTN** – Pushbutton **PRT** – Placa de prototipagem	**EMG** – Eletromiografia **ECG** – Eletrocardiografia **EDA** – Atividade Eletrodermica **EEG** – Eletroencefalografia **ACC** – Acelerómetro **LUX** – Luz **BTN** – Pushbutton **PRT** – Placa de prototipagem	**EMG** – Eletromiografia **ECG** – Eletrocardiografia **EDA** – Atividade Eletrodermica **EEG** – Eletroencefalografia **ACC** – Acelerómetro **LUX** – Luz **BTN** – Pushbutton **PRT** – Placa de prototipagem
Atuadores	**LED** – Díodo emissor de luz **BUZ** – Buzzer **DAC** – Conversor digital-analógico	**LED** – Díodo emissor de luz **BUZ** – Buzzer **DAC** – Conversor digital-analógico	**LED** – Díodo emissor de luz **BUZ** – Buzzer **DAC** – Conversor digital-analógico	**LED** – Díodo emissor de luz **BUZ** – Buzzer **DAC** – Conversor digital-analógico
Acessórios	- 5 elétrodos c/ gel - Bateria Li-Po 700mAh - Cabo de 3 entradas (EMG/ECG/EEG) - Cabo de 2 entradas (EDA)	- 5 elétrodos c/ gel - Bateria Li-Po 700mAh - Cabo de 3 entradas (EMG/ECG/EEG) - Cabo de 2 entradas (EDA)	- 5 elétrodos c/ gel - Bateria Li-Po 700mAh - Cabo de 3 entradas (EMG/ECG/EEG) - Cabo de 2 entradas (EDA) - Cabo conector UC-E6 to uc-e6	- 5 elétrodos c/ gel - Bateria Li-Po 700mAh - Cabo de 3 entradas (EMG/ECG/EEG) - Cabo de 2 entradas (EDA) - Cabo conector UC-E6 to uc-e6
Bluetooth	Sim	Sim	Sim	Sim
Bluetooth low energy	Não	Sim	Não	Sim
Preço	149€	179€	169€	199€

Seleção do sensor de eletromiografia

Com o objetivo de escolher o sensor de eletromiografia que mais vantagens trará para este projeto, utilizou-se uma matriz de decisão, com uma escala de avaliação de critérios de 1 a 4. Para esta seleção será avaliado o quão funcional cada opção será, se a sua forma poderá influenciar, qual o custo associado e se poderá ser aplicado tanto neste projeto como em várias vertentes de projetos precedentes a este. Será escolhido o sensor que tenha a maior pontuação nos critérios que foram estipulados.

Tabela 3.4 - Matriz de decisão do sensor de eletromiografia.

Matriz de decisão – Sensor de Eletromiografia											
Opção		**Board Kit BT**		**Board Kit BLE/BT**		**Plugged Kit BT**		**Plugged Kit BLE/BT**		**Myoware**	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y
Funcionalidade	4	4	16	4	16	4	16	4	16	3	12
Estética	3	3	9	3	9	2	6	2	6	2	6
Custo	2	4	8	2	4	3	6	1	2	4	8
Versatilidade	1	4	4	3	3	2	2	2	2	2	2
Total	-	-	37	-	32	-	30	-	26	-	28

Após a análise e preenchimento da tabela anterior, conclui-se que a opção a escolher será a Bitalino Board Kit BT. Embora o MyoWare seja a escolha mais económica e que daria para a finalidade deste projeto, considera-se o Bitalino, o método de eleição atendendo à sua versatilidade pelo destacado potencial de aplicabilidade, impulsionando a que seja implementado não só neste projeto, mas também dando a liberdade de ser aplicado em inúmeras alternativas que forem escolhidas para projetos futuros a este.

3.3.3 Análise preliminar do sinal EMG

Com as escolhas já realizadas previamente, falta apenas explorar o sinal EMG e decidir quais serão os músculos que darão a melhor interpretação do sinal obtido pela contração muscular. Para isso, será feita uma análise preliminar do sinal EMG com recurso ao software fornecido pela Bitalino, o OpenSignal. Esta seleção é bastante limitada, pois trata-se de um amputado transradial o que por exemplo, anula logo que o posicionamento do

elétrodo de referência seja no pulso, implicando que a posição escolhida para este elétrodo seja no cotovelo.

Assim, aplicando as condições que foram tidas em consideração na secção de definição dos requisitos do sistema, tais como, os procedimentos de utilização de elétrodos de superfície e os músculos do braço, procedeu-se à recolha dos vários gráficos referentes ao sinal EMG captado em diferentes posições em diferentes músculos.

Existem vários músculos que foram tidos em consideração e também inúmeros que serão descartados porque, como foi dito anteriormente, a amputação transradial reduz a quantidade de músculos utilizáveis para a captação do sinal EMG. Assim sendo, os músculos que serão estudados serão:

- Bíceps braquial;
- Tríceps braquial;
- Junção de Bíceps com Tríceps;
- Braquiorradial;
- Flexor superficial dos dedos.

Nas figuras representativas dos músculos do braço que se seguem, considera-se que o elétrodo de referência R (cor branca) é colocado junto ao osso do cotovelo e que os outros dois elétrodos são aplicados entre a zona de inervação e da zona terminal do músculo, sendo os dois representados com a letra E (cor preta e vermelha). Estes últimos distam entre si 20 mm. Os experimentos foram feitos com o braço apoiado na mesa, começando com a mão relaxada (dedos esticados). Qualquer teste foi realizado depois da desinfeção da área em questão. Para uma comparação justa, todas as opções tiveram a duração de aproximadamente 30 segundos, em que nos primeiros 10 a mão está em repouso e nos 20 seguintes realizam-se 4 contrações.

Bíceps Braquial

O músculo bíceps braquial é um músculo superficial que forma o volume do compartimento anterior do braço [7]. Este, como ajuda na supinação do antebraço e na flexão do cotovelo capta também as alterações de contração que possa haver na flexão dos dedos. O posicionamento dos elétrodos encontra-se descrito na figura 3.17.

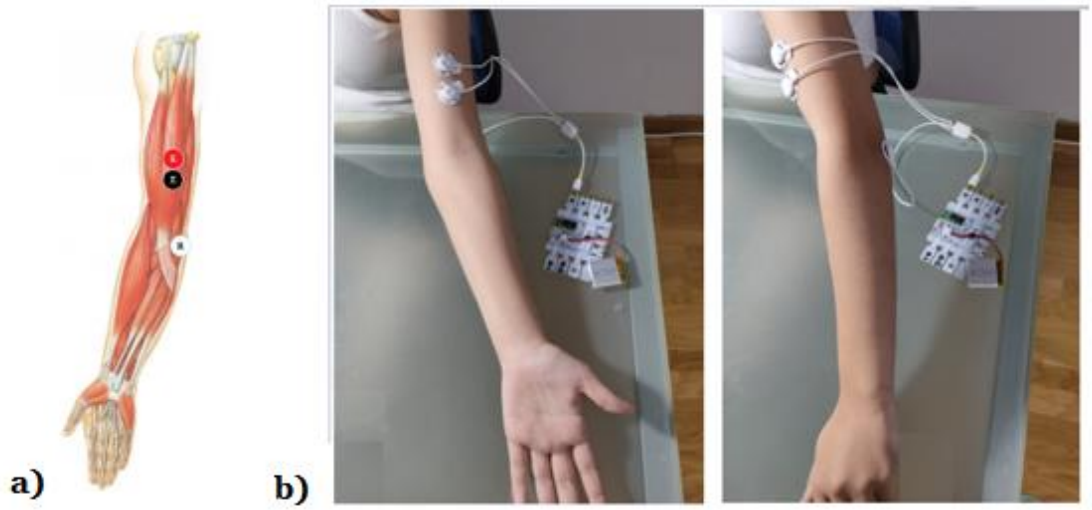


Figura 3.17 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Bíceps Braquial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real.

Na figura 3.18 é possível observar o gráfico que resultou do posicionamento dos elétrodos no músculo Bíceps Braquial. A seguir, encontra-se a tabela 3.5 que mostra os principais resultados do teste.

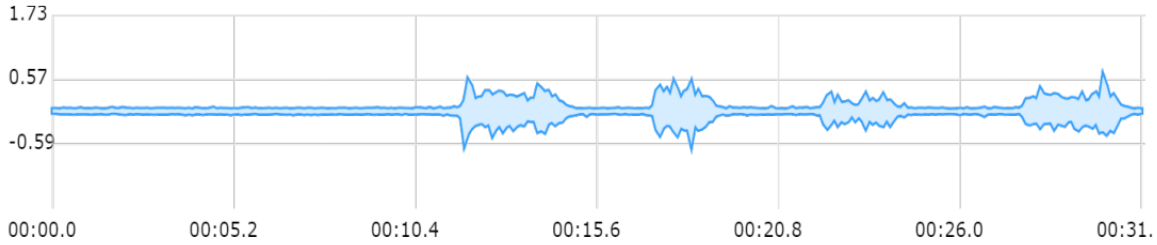


Figura 3.18 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Bíceps Braquial.

Tabela 3.5 - Resultados do teste ao músculo Bíceps Braquial.

Contração	**1**	**2**	**3**	**4**
Pico máximo – positivo (mV)	0.56	0.54	0.33	0.64
Pico máximo – negativo (mV)	-0.58	-0.59	-0.3	-0.41
Variação da contração voluntária máxima (mV)	1.15	1.13	0.62	1.05

Tríceps braquial

O músculo tríceps braquial é o único musculo do compartimento posterior do braço [7]. Ao auxiliar a extensão do cotovelo também é um dos músculos que se tem de ter em conta para o movimento de flexão dos dedos. Na figura 3.19, está representado o posicionamento dos elétrodos no músculo Tríceps Braquial.

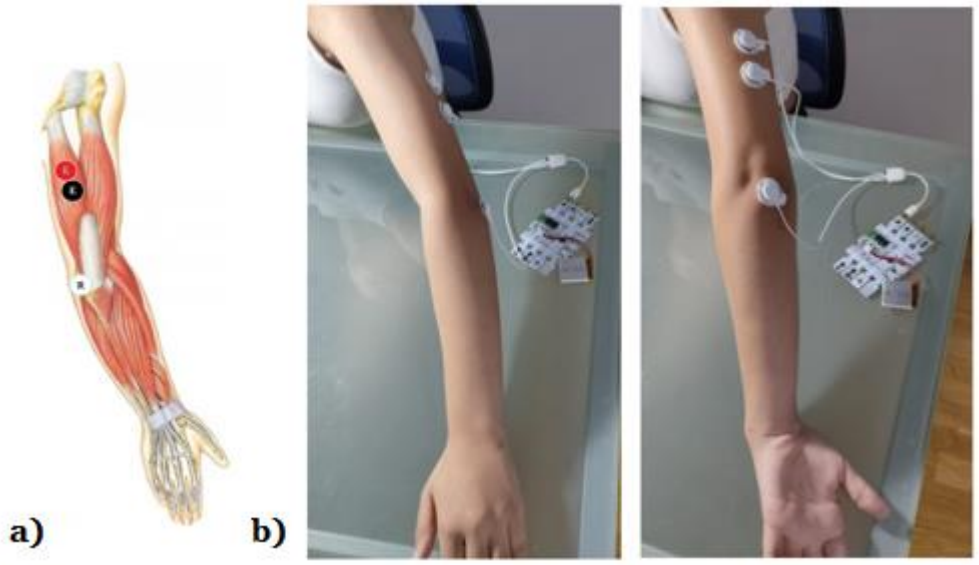


Figura 3.19 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Tríceps Braquial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real.

Na figura 3.20 consegue-se observar o gráfico que resultou do posicionamento dos elétrodos no músculo Tríceps Braquial. A seguir, encontra-se a tabela 3.6 que mostra os principais resultados deste teste.

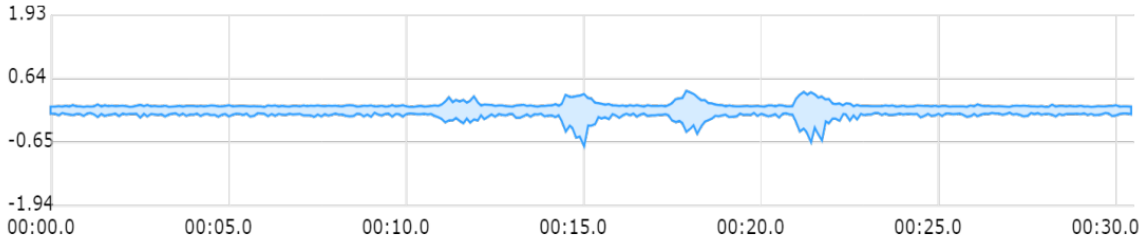


Figura 3.20 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Tríceps Braquial

Tabela 3.6 - Resultados do teste ao músculo Tríceps Braquial.

Contração	**1**	**2**	**3**	**4**
Pico máximo – positivo (mV)	0.24	0.3	0.36	0.34
Pico máximo – negativo (mV)	-0.24	-0.67	-0.43	-0.59
Variação da contração voluntária máxima (mV)	0.48	0.97	0.8	0.93

Junção de Bíceps com Tríceps

Para que esta análise do sinal EMG seja sólida e englobe todas as opções possíveis, considerou-se a posição mais usada para projetos com 2 elétrodos de superfície, que está descrita na figura 3.21. Um dos elétrodos é colocado no músculo bíceps braquial e outro no músculo tríceps braquial.

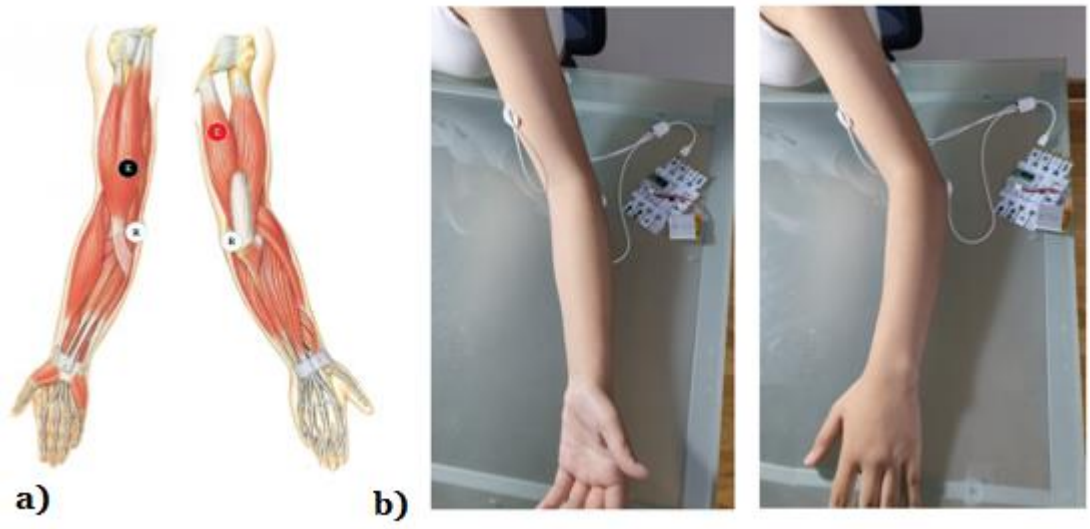


Figura 3.21 - Posicionamento dos elétrodos na junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real.

Na figura 3.22 observa-se o gráfico que resultou do posicionamento dos elétrodos na junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial. Posteriormente, encontra-se a tabela 3.7 que mostra os principais resultados deste teste.

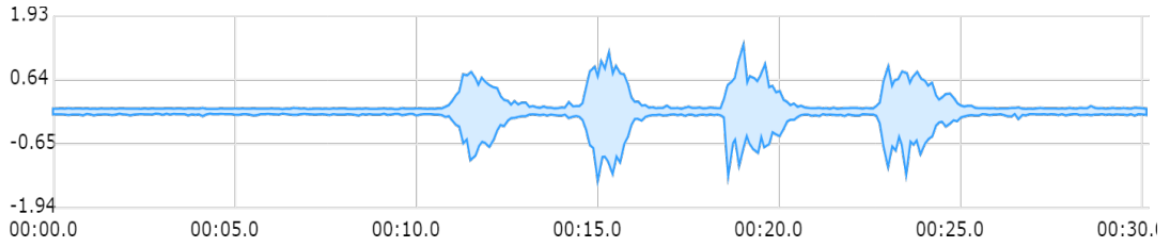


Figura 3.22 - Gráfico do sinal eletromiográfico da junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial

Tabela 3.7 - Resultados do teste à junção dos músculos Bíceps e Tríceps Braquial.

Contração	**1**	**2**	**3**	**4**
Pico máximo – positivo (mV)	0.77	1.11	1.25	0.83
Pico máximo – negativo (mV)	-0.94	-1.27	-1.12	-1.13
Variação da contração voluntária máxima (mV)	1.71	2.38	2.37	1.97

Braquiorradial

O músculo braquiorradial encontra-se entre os compartimentos de flexão e extensão do antebraço [7]. Como a sua função é a flexão do cotovelo este também poderá captar sinais das contrações da flexão dos dedos. A figura 3.23 demonstra o posicionamento dos elétrodos neste músculo.

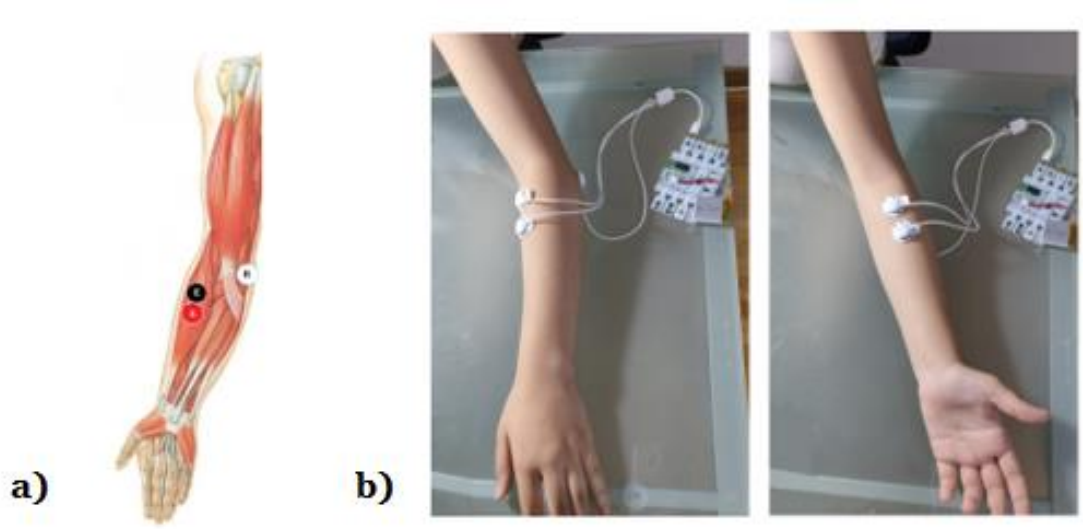


Figura 3.23 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Braquiorradial: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real.

Na figura 3.24 observa-se o gráfico que resultou do posicionamento dos elétrodos no músculo Braquiorradial. Posteriormente, encontra-se a tabela 3.8 que mostra os principais resultados deste teste.

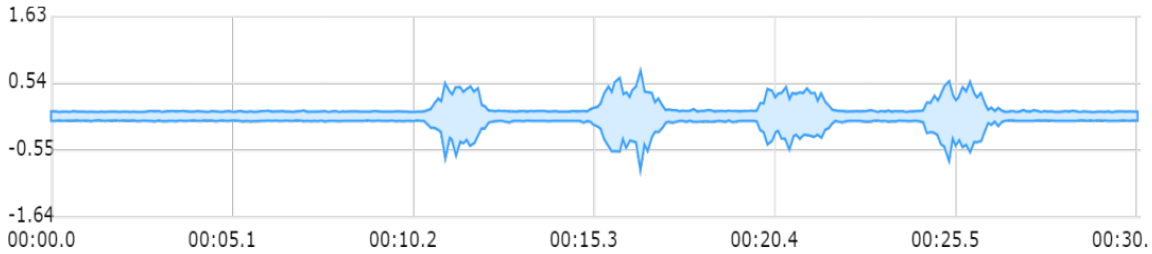


Figura 3.24 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Braquiorradial.

Tabela 3.8 - Resultados do teste ao músculo Braquiorradial.

Contração	**1**	**2**	**3**	**4**
Pico máximo – positivo (mV)	0.5	0.68	0.44	0.54
Pico máximo – negativo (mV)	-0.59	-0.77	-0.49	-0.66
Variação da contração voluntária máxima (mV)	1.09	1.45	0.93	1.2

Flexor superficial dos dedos

O Flexor superficial dos dedos é um músculo que se localiza na camada intermédia de músculos do antebraço [7]. Este está diretamente inserido nas superfícies laterias das falanges médias do segundo ao quinto dedos, e por isso, é o musculo que verdadeiramente se encarrega da flexão dos dedos, superficialmente. Na figura 3.25 pode se observar o posicionamento dos elétrodos neste músculo.

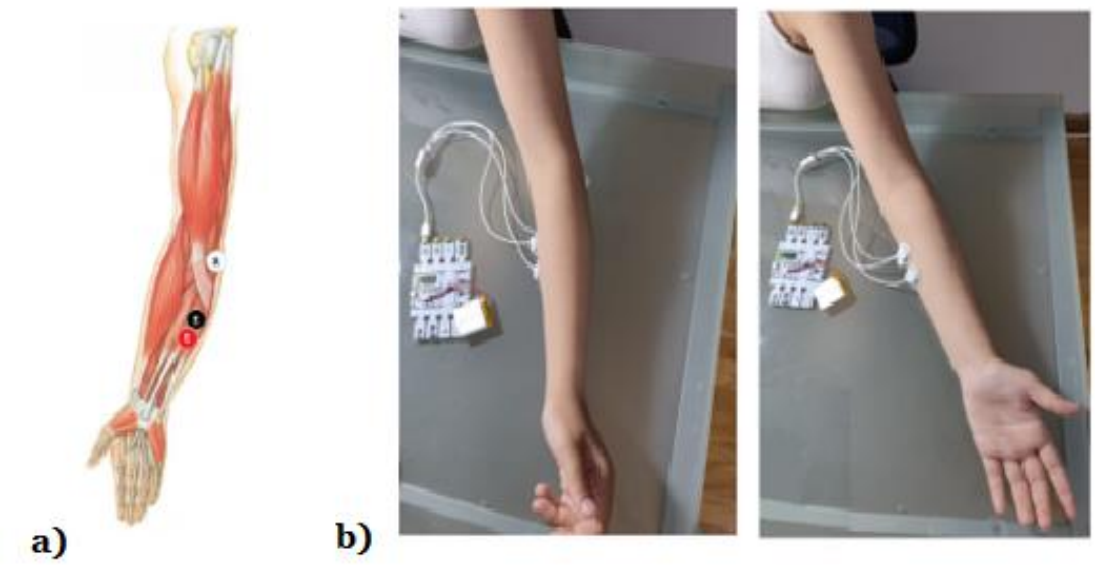


Figura 3.25 - Posicionamento dos elétrodos no músculo Flexor Superficial dos Dedos: a) Diagrama em desenho; b) Diagrama real.

Na figura 3.26 observa-se o gráfico que resultou do posicionamento dos elétrodos no músculo Flexor Superficial dos Dedos. De seguida, a tabela 3.9 mostra os principais resultados deste teste.

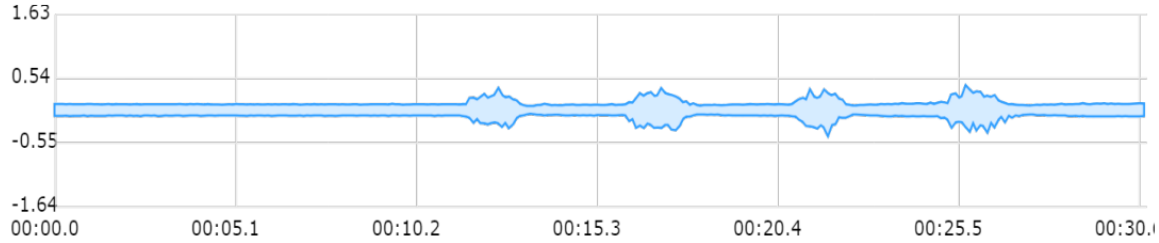


Figura 3.26 - Gráfico do sinal eletromiográfico do músculo Flexor Superficial dos Dedos.

Tabela 3.9 - Resultados do teste ao músculo Flexor Superficial dos Dedos.

Contração	**1**	**2**	**3**	**4**
Pico máximo – positivo (mV)	0.35	0.35	0.33	0.4
Pico máximo – negativo (mV)	-0.28	-0.32	-0.4	-0.34
Variação da contração voluntária máxima (mV)	0.62	0.66	0.72	0.74

Escolha dos músculos a utilizar

Com o intuito de selecionar a melhor posição dos elétrodos de superfície para a boa captação dos sinais EMG, utilizou-se uma matriz de decisão, com uma escala de avaliação de critérios de 1 a 4. Neste caso, será analisado a intensidade de receção do sinal, se será uma área que seja confortável e aplicável num amputado transradial, se a sua velocidade de condução é

adequada e quanto as interferências afetam o sinal. Será escolhido o posicionamento que tenha a maior pontuação nos critérios que foram estipulados.

Tabela 3.10 - Matriz de decisão dos músculos a utilizar.

Matriz de decisão – Músculos a utilizar											
Músculo		**Bíceps braquial**		**Tríceps braquial**		**Bíceps + Tríceps**		**Braquiorradial**		**Flexor superficial dos dedos**	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y
Intensidade do Sinal	4	3	12	2	8	4	16	3	12	2	8
Aplicabilidade	3	2	6	2	6	4	12	4	12	3	9
Velocidade de Condução	2	3	6	3	6	3	6	3	6	3	6
Interferências mínimas	1	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3
Total	-	-	26	-	22	-	37	-	33	-	26

Após o preenchimento e análise da tabela anterior, conclui-se que a posição ideal para 2 elétrodos é a junção dos músculos Bíceps e Tríceps Branquial. Este resultado veio confirmar o porquê de na literatura esta posição ser a mais usada. As posições destes músculos sozinhas não se equiparam na intensidade de sinal como a escolhida. Apesar do flexor superficial dos dedos ser o principal encarregado da função de abrir e fechar os dedos, este é bastante pequeno em relação aos que estão a sua volta o que faz com que não seja tão percetível superficialmente. O braquiorradial é uma posição que pode ser implementada em conjunto com a junção bíceps e tríceps, numa perspetiva com mais elétrodos.

3.3.4 Estratégias de controlo

Nesta última parte do projeto conceptual, analisa-se as várias estratégias de controlo mencionadas na secção 2.6 e escolhe-se a mais adequada para este projeto. Em primeiro lugar, elimina-se as opções de controlo simultâneo. Estas são difíceis de aplicar principalmente porque são a combinação de duas estratégias de controlo e também algumas são do tipo invasivo o que, para este projeto não se aplica. O controlo simultâneo poderá ser pensado na continuação deste projeto, se se acrescentar multifuncionalidades à prótese.

Para a escolha da estratégia de controlo, recorreu-se a uma matriz de decisão, com uma escala de avaliação de critérios de 1 a 5. Nesta situação, será analisado o quão funcional a estratégia é, se é aplicável neste projeto, se será simples de implementar, se a estratégia é intuitiva e se dará uma precisão adequada.

Tabela 3.11 - Matriz de decisão da estratégia de controlo.

Matriz de decisão – Estratégia de controlo									
Opção		**Reconhecimento Padrão**		**Controlo mioelétrico Proporcional**		**Máquina de estado finito**		**Controlo mioelétrico de limite**	
Critério	Importância (X)	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y	Nota (Y)	X·Y
Funcionalidade	5	4	20	5	25	4	20	5	25
Aplicabilidade	4	2	8	4	16	4	16	5	20
Simplicidade	3	2	6	4	12	4	12	5	15
Intuitividade	2	5	10	3	6	3	6	3	6
Precisão	1	4	4	3	3	3	3	4	4
Total	-	-	48	-	62	-	57	-	70

Com o preenchimento e análise da matriz de decisão, conclui-se que a estratégia de controlo adequada a aplicar neste projeto é o controlo mioelétrico de limite. Tanto o controlo mioelétrico proporcional como a máquina de estado finito poderiam ser boas escolhas, porém a simplicidade do controlo mioelétrico de limite é suficiente para o objetivo deste projeto. O reconhecimento padrão é uma estratégia um pouco mais robusta para implementar, mas não se descarta numa futura alternativa de melhoramento deste projeto.

3.4. Projeto preliminar

3.4.1 Descrição dos sistemas

Nesta etapa serão relatados os sistemas que foram testados para o controlo da prótese mioelétrica.

Sistema Bluetooth/MATLAB

Este primeiro método, figura 3.27, consiste na conexão do Bitalino com os servomotores via Bluetooth e utilizando a plataforma MATLAB.

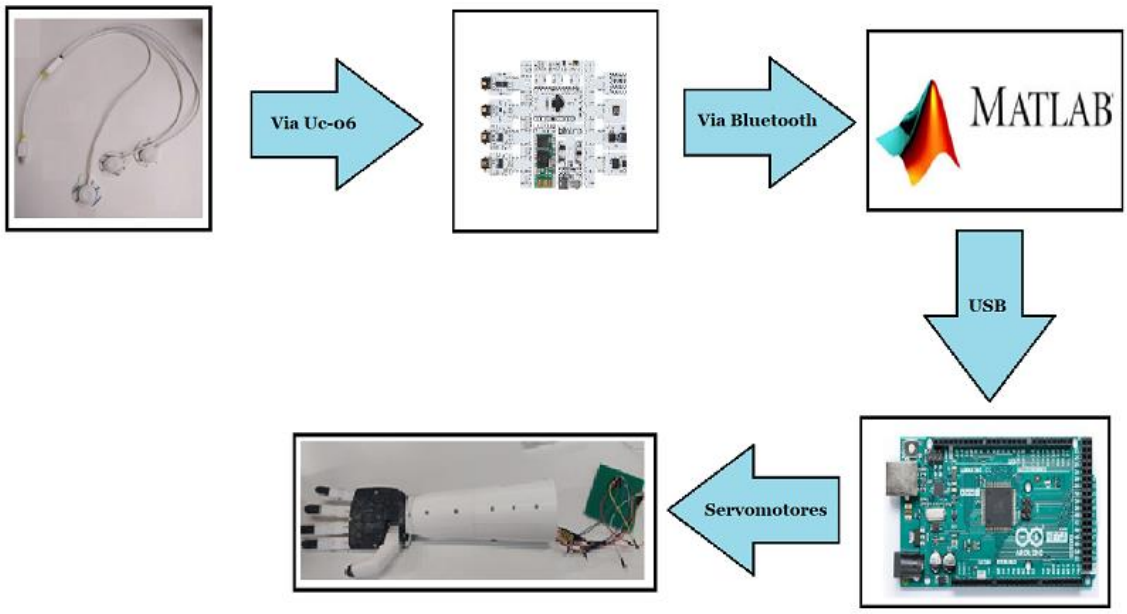


Figura 3.27 - Sistema Bluetooth/MATLAB.

Incorporado no Bitalino temos um módulo Bluetooth, e por isso é possível fazer a sua conexão com o MATLAB, porém apenas com uma versão recente. O comando bluetoothlist, figura 3.28, exibe uma tabela que nos dá os nomes e respetivos *ID's* dos vários dispositivos Bluetooth associados ao computador.

```
%Pesquisar bluetooth
  bluetoothlist;
 tic
```

Figura 3.28 - Pesquisa de dispositivos Bluetooth.

Obtida a tabela dos vários dipositivos Bluetooth, passou-se à aquisição de dados do BITalino, figura 3.29. Nesta fase recorreu-se à API já desenvolvida pela BITalino, que se encontra em Anexo, proporcionando uma conexão Bluetooth mais rápida entre os dispositivos. Assim sendo, criou-se o objeto Bitalino com o respetivo ID do equipamento e usou-se a ferramenta startBackground, adquirindo uma parcela de 15 dados. Esta foi armazenada numa tabela com 11 colunas, onde cada uma delas representa os dados das várias funcionalidades da Board, pelo que apenas nos interessa a coluna 7 que é a que traduz o sinal EMG.

```
% Aquisição do sinal
 b = Bitalino('btspp://98D311FD1E8B',1);

 startBackground(b);
 pause(15);
 data=read(b);
 stopBackground(b);
 delete(b);
 EMG_raw = data(:,7);
```

Figura 3.29 - Aquisição de dados da Board BITalino.

Após a coleta dos dados EMG é necessário processá-los de acordo com as especificações que a BITalino forneceu, figura 3.30, e aplicar um filtro, como foi explicado na secção 3.2.4. O filtro escolhido foi o Savitzky-golay, figura 3.31.

$$EMG(V) = \frac{\left(\frac{ADC}{2^n} - \frac{1}{2}\right).VCC}{G_{EMG}}$$

$$EMG(mV) = EMG(V).1000$$

$VCC = 3.3V$ (operating voltage)
$G_{EMG} = 1009$ (sensor gain)

$EMG(V)$ – EMG value in Volt (V)
$EMG(mV)$ – EMG value in millivolt (mV)
ADC – Value sampled from the channel
n – Number of bits of the channel[1]

Figura 3.30 - Fórmula das especificações para sinal EMG da BITalino. [48]

```
% Dimensionar o sinal de acordo com as especificações do sensor EMG
 EMG_adj=((((EMG_raw./(2.^10))-0.5).*3.3)/1009).*1000;
% Filtrar o sinal dimensionado usado o filtro Savitzky-Golay
 EMG_data=sgolayfilt(EMG_adj, 3,11);
 t = 1:length(EMG_data);
 plot(t,EMG_data);
```

Figura 3.31 - Processamento do sinal EMG obtido.

A seguir, faz-se a conexão com o Arduíno, como se pode observar na figura 3.32. Considerando que os 4 servos que serão utilizados operam com sinal digital, a ligação com o Arduíno terá de ser feita nas saídas *PWM* que transmitem este mesmo sinal, logo as entradas de cada servo serão então conectadas com as saídas *PWM* da 2 a 5.

```
% Conexão Arduino
 p = arduino('COM6');

 s1=servo(p,'D2');
 s2=servo(p,'D3') ;
 s3=servo(p,'D4')  ;
 s4=servo(p,'D5') ;
```

Figura 3.32 - Conexão com o Arduíno.

O código termina com a relação entre os dados obtidos e os servos, figura 3.33. Considera-se 2 posições para cada servo: totalmente fletido que representa a 150º (posição máxima) e totalmente estendido que representa a 0º (posição mínima). Estas posições são aplicadas para todos os servos exceto o corresponde ao polegar, uma vez que este executa a oposição e contrariamente aos outros a sua posição inicial é 150º. Consequentemente, no MATLAB é associado 0º e 150º a 0 e 1, respetivamente. Primeiramente faz-se a média dos dados EMG e se esta estiver no intervalo [-1.2,-1.5], a prótese irá realizar flexão, se consistir no intervalo [-1,-0.8], a prótese irá efetuar extensão. De notar que todos os servos rodam em função do mesmo sinal EMG o que pode proporcionar algumas dificuldades na interceção do movimento da flexão dos 4 dedos com o movimento de oposição do polegar.

```
 y = median(EMG_data) % Média dos valores

if y<-1.4 & y>-1.7 %Flexão
angle1 = 0;
 angle2 = 1;
 angle3 = 1;
 angle4 = 1;
  writePosition(s1,angle1);
    writePosition(s2,angle2);
 writePosition(s3,angle3);
     writePosition(s4,angle4);
end

if y<-0.8 & y>-1 %Extensão
angle1 = 1;
angle2 = 0;
 angle3 = 0;
angle4 = 0;
   writePosition(s1, angle1);
    writePosition(s2,angle2);
   writePosition(s3,angle3);
    writePosition(s4,angle4);

end
toc
```

Figura 3.33 - Controlo dos servos com base nos dados obtidos.

Sistema Sensor EMG/Arduíno

A fim de considerar outras perspetivas que podem ser implementadas numa prótese mioelétrica, desenvolveu-se a ligação direta do sensor EMG com o Arduíno, figura 3.34, como segundo método de estudo.

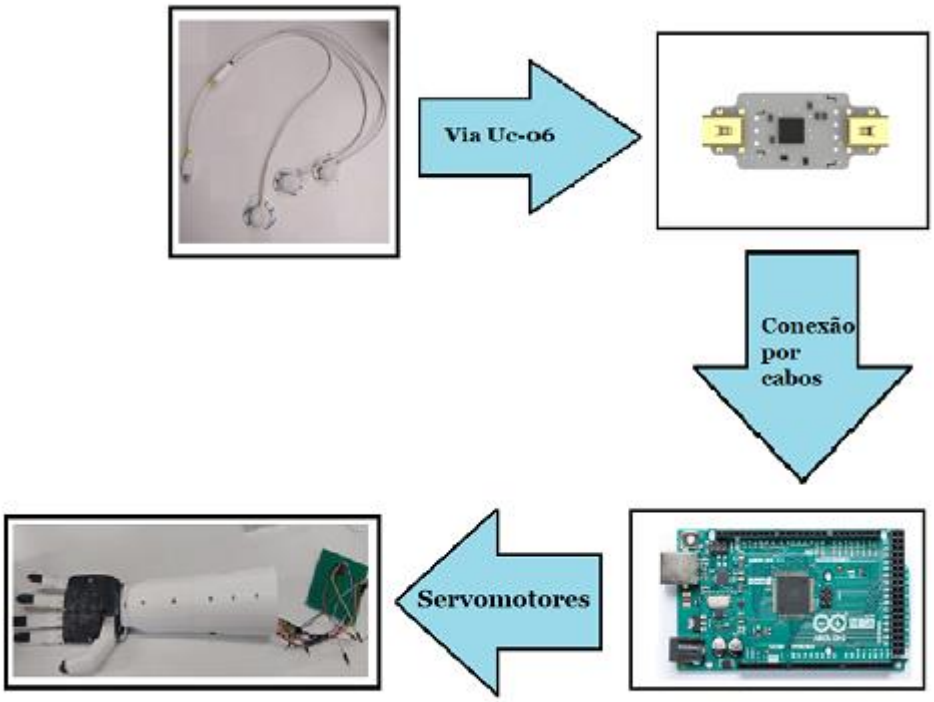


Figura 3.34 - Sistema Sensor EMG/Arduíno.

Para que o Arduíno considere que estamos a programar servos, primeiramente é necessário carregar a biblioteca (Servo) já incluída no software, associando-se depois as 4 variáveis Servo a cada ação que é possível mover na prótese (polegar, indicador, medio e diferencial), como podemos observar na figura 3.35.

```
//carregar biblioteca
#include <Servo.h>

//nomes dos motores
Servo polegar;
Servo indicador;
Servo medio;
Servo diferencial;
```

Figura 3.35 - Associação da biblioteca Servo e designação das variáveis Servo.

A seguir é fundamental definir que portas *PWM* serão utilizadas, tanto para os servos como também para o output de sinal EMG, figura 3.36.

```
//portas PWM
int servopin2 = 2;
int servopin3 = 3;
int servopin4 = 4;
int servopin5 = 5;
int sensorPin = A1; //pin output sinal EMG
```

Figura 3.36 - Definição das portas PWM.

Definidas as variáveis, associa-se na parte setup cada uma a uma porta PWM do Arduíno. É também definido que o servo referente ao polegar tem como posição inicial 180 graus, figura 3.37, uma vez que o movimento deste é contrário ao dos outros servos.

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  //posição inicial do servomotor do polegar
  polegar.write(180);

  //associar portas aos motores
  polegar.attach(servopin2);
  indicador.attach(servopin3);
  medio.attach(servopin4);
  diferencial.attach(servopin5);
}
```

Figura 3.37 - Parte setup do código Arduíno.

Para terminar, é então lido o sinal EMG e impõe-se duas condições: se o sinal EMG for maior que 550 então o indicador, médio e diferencial irão fechar (180 graus) e o polegar manter-se-á na posição inicial; se o sinal EMG for menor que 550 então o polegar fecha e os restantes abrem (posição 0 graus), figura 3.38.

```
void loop() {
  sensorVAL = (analogRead(sensorPin));

  if(analogRead(sensorVAL) > 550) {

  polegar.write(0);
  indicador.write(180);
  medio.write(180);
  diferencial.write(180);
  }
  else if (analogRead(sensorVAL) < 550) {

polegar.write(180);
  indicador.write(0);
  medio.write(0);
  diferencial.write(0);
  }

}
```

Figura 3.38 - Parte Loop do código Arduíno.

Na figura 3.39 é possível observar a ligação feita no sensor EMG com mais detalhe.

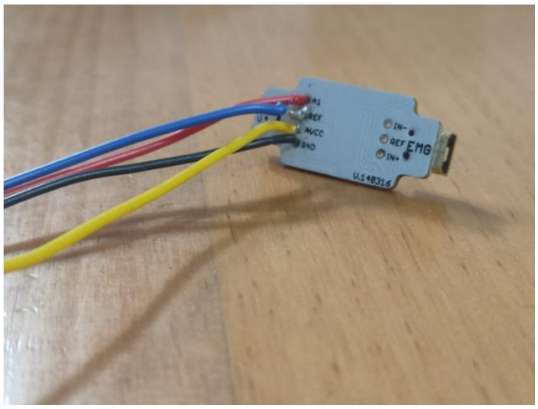


Figura 3.39 - Ligação no sensor EMG.

3.4.2 Aplicação do sistema de aquisição

O sistema de aquisição a ser desenvolvido com este projeto será aplicado numa prótese transradial mioelétrica, figura 3.40, desenvolvida na UBI em 2021, pelo Engenheiro Tiago Pinheiro. Esta prótese é low-cost e por isso, foi concebida em impressão 3D. Contém 4 servomotores (MG92B) que movimentam o dedo polegar, o dedo indicador, o dedo médio e a junção anelar + mínimo, respetivamente. A flexão dos dedos é dada por meio de cabos que funcionam como tendões ativos (face volar dos dedos). Já a extensão é realizada através de tendões passivos (cabos elásticos), localizados no lado dorsal dos dedos. O sistema mecânico de adução do polegar tem servomotor próprio e a componente tem formato de L. A ligação prótese/braço está projetada ser feita com a configuração de manga de liner de silicone em forma de L (tipo sapatilhas Reebok The Pump), com arnês inferior e outro superior para a fixação no braço. A rotação do braço (pronação e supinação) processa-se recorrendo a um sistema de bloqueio e libertação (tipo guarda-chuva). O movimento do botão deste sistema encontra-se paralelo ao braço. Para o seu funcionamento, esta prótese inclui uma bateria Li-Po de 4000 mAh com autonomia de cerca de 92 minutos (situação extrema), e de um Arduíno mega 2560 para o seu controlo. Os servomotores têm um binário de 0.35Nm.

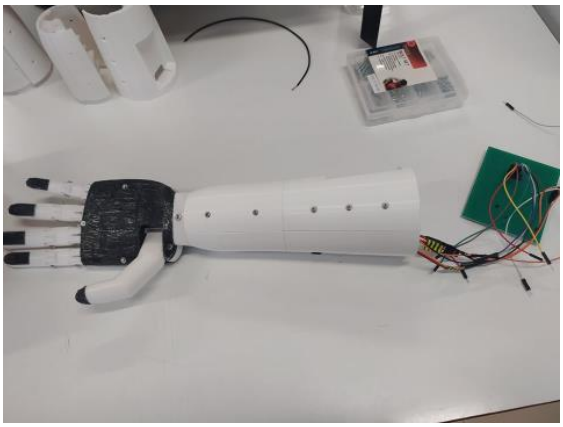


Figura 3.40 - Prótese mioelétrica transradial 2021.

Folha em branco

Capítulo 4

4. Resultados e discussão

Neste capítulo serão abordados e comparados os resultados da implementação dos dois sistemas de controlo da prótese mioelétrica, descritos no capítulo anterior. Todos os testes foram realizados nos músculos Bíceps e Tríceps branquial, seguindo a escolha mencionada na secção 3.3.3, considerando duas posições: extensão completa dos dedos e flexão completa dos dedos.

Sistema Bluetooth/MATLAB

O output deste sistema é uma parcela de 15 dados cujo valores, e devido ao método usado (Bluetooth), podem ser discrepantes devido à reduzida parcela. Assim sendo e, como foi mencionado anteriormente, o valor final y, figura 4.3, é a média desta parcela. Na figura 4.1 encontra-se o gráfico relativo à flexão, bem como a imagem real na figura 4.2. Neste caso, e para uma questão de futura comparação no final deste capítulo, é medido o tempo que o sistema demora deste que é acionado a procura pelo dispositivo Bluetooth até à obtenção do gráfico da flexão. O tempo registado no ato da flexão foi de aproximadamente 41 segundos, figura 4.4.

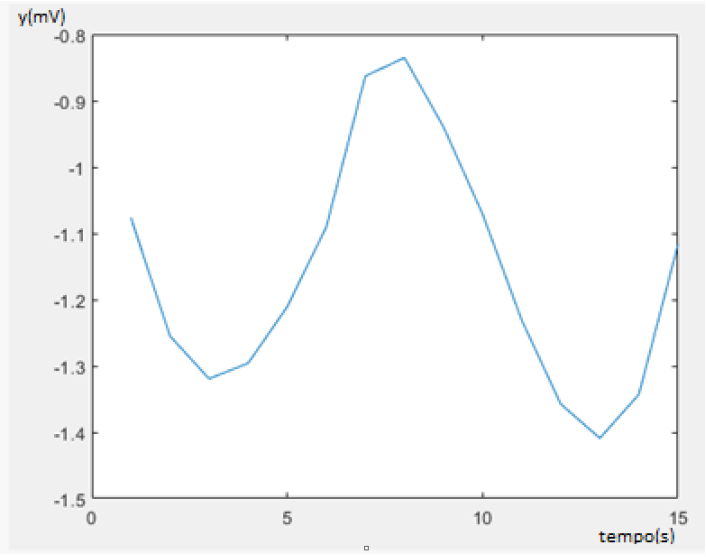


Figura 4.1 - Gráfico referente à flexão.

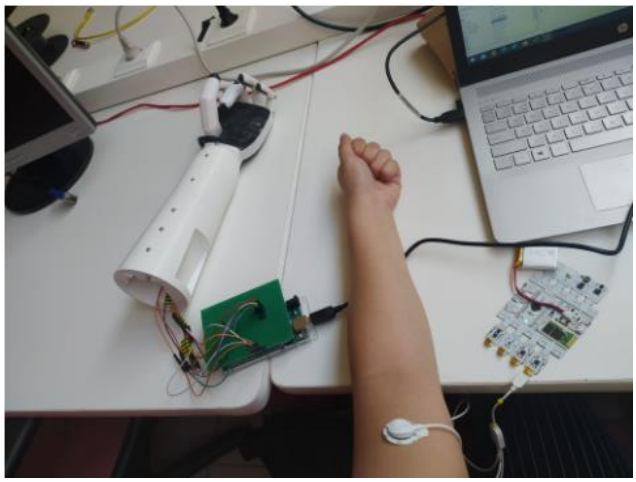


Figura 4.2 - Parte da flexão: Teste Bluetooth/MATLAB.

```
y =

   -1.2108
```

Figura 4.3 - Média dos valores obtidos do gráfico da flexão.

```
Elapsed time is 41.001151 seconds.
>>
```

Figura 4.4 - Tempo obtido na realização do movimento repouso-flexão.

Já na segunda parte do teste realiza-se a transição entre o atual estado (flexão) para o estado inicial (extensão). O gráfico da figura 4.5 representa esse mesmo movimento e encontra-se na figura 4.6 a imagem real do final deste teste.

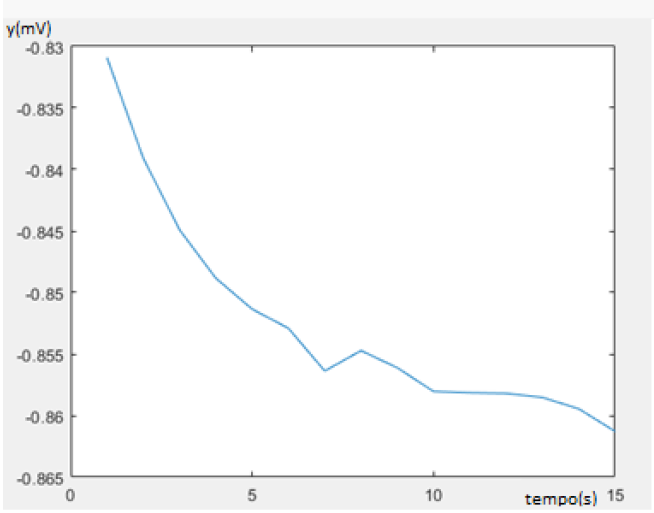


Figura 4.5 - Gráfico relativo à extensão.

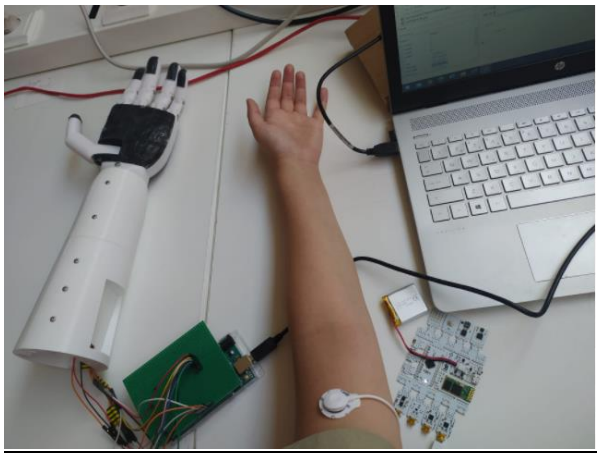


Figura 4.6 - Parte da extensão: Teste Bluetooth/MATLAB.

Como se pode observar na figura 4.7, o output obtido foi de -0.8561 e o tempo registado foi, aproximadamente, 43 segundos.

```
y =

   -0.8561

Elapsed time is 42.619791 seconds.
```

Figura 4.7 Média dos valores obtidos e tempo registado na realização do teste da flexão.

O tempo final deste teste é cerca de 1 min e 24 segundos. Todos os ensaios realizados para este sistema tiveram um tempo final semelhante, ultrapassando sempre o 1 min.

Sistema Sensor EMG/Arduíno

Relativamente a este segundo sistema os gráficos obtidos, por não adquirirem apenas uma parcela de 15 dados, mas sim os dados em tempo real, estes apresentam uma imagem com melhor veracidade que o sistema anterior, como é possível observar na figura 4.8.

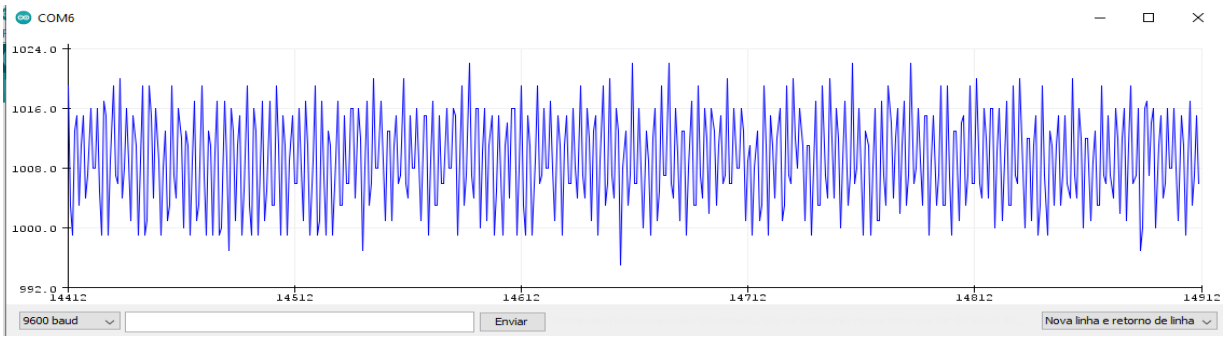


Figura 4.8 - Gráfico obtido pelo sistema EMG/Arduíno.

Tal como os testes ao sistema MATLAB/Bluetooth, começou-se com a mão em repouso, figura 4.9. Seguindo-se da execução da flexão da mesma, figura 4.11. É possível observar que o gráfico se torna diferente quando se passa da extensão para a flexão, sugerindo que a extensão diminua o seu valor quando há execução da flexão. Isto acontece porque o sinal recebido na flexão é muito maior do que na extensão fazendo com que se pareça que de um gráfico para o outro, haja diminuição do sinal na extensão. As imagens retidas durante a realização destes testes estão representadas na figura 4.10 e 4.12.

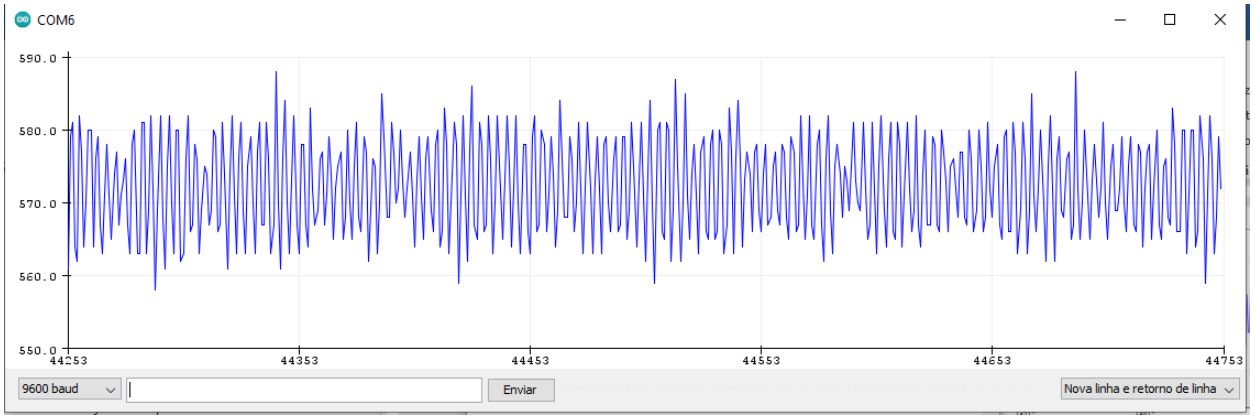


Figura 4.9 - Gráfico obtido durante extensão.

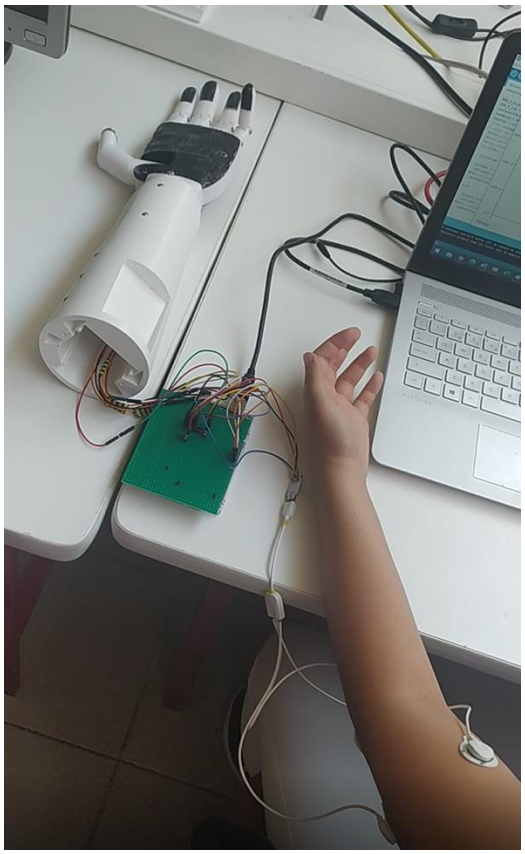


Figura 4.10 - Parte da extensão: Sistema EMG/Arduíno.

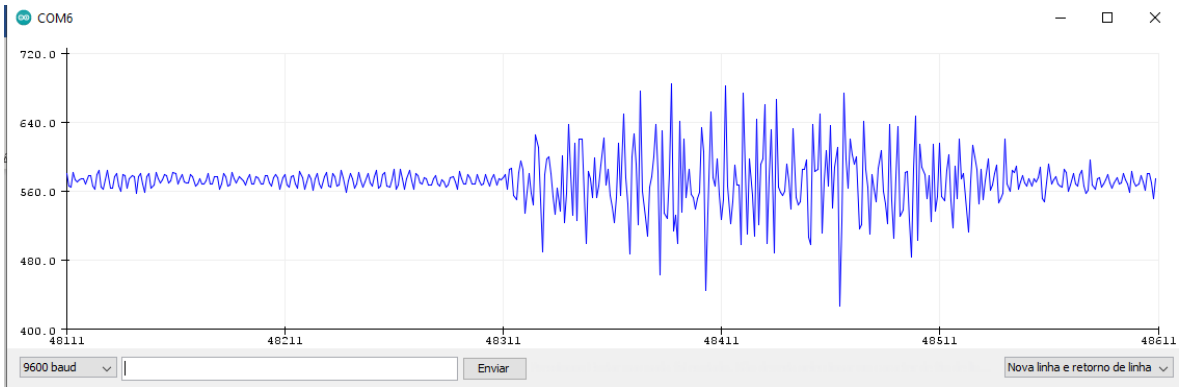


Figura 4.11 - Gráfico obtido durante a flexão.

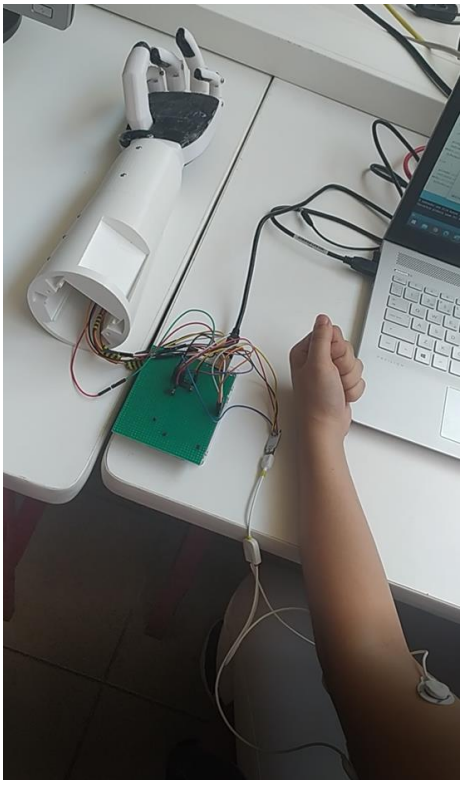


Figura 4.12 - Parte da flexão: Sistema EMG/Arduíno.

Comparação dos resultados

Aferidos os resultados dos dois sistemas, passa-se agora à comparação dos mesmos. De um modo geral, tanto o sistema Bluetooth/MATLAB como o sistema EMG/Arduíno, apresentam vantagens e desvantagens espectáveis pelo conhecimento das limitações dos mesmos.

O primeiro sistema destaca-se nos resultados obtidos que foram bastante satisfatórios, sendo então o tempo, a grande desvantagem deste sistema. Como cada acionamento do sistema tem de reconectar com o Bluetooth, este torna-se mais demorado, incapacitando o paciente a ter uma resposta rápida e acessível.

O sistema EMG/Arduíno como é em tempo real, não tem o problema do anterior, pois a resposta é intuitiva. A constante dependência do meio exterior do sensor EMG e o difícil posicionamento do mesmo serão as principais desvantagens deste sistema. O sensor EMG, ao contrário do sistema anterior, não está incorporado num conjunto Bitalino, sendo as suas ligações realizadas exteriormente. Apesar do sinal ser bastante coerente e mais fidedigno que o obtido pelo sistema Bluetooth/MATLAB, poderá não ser o mais real pois estará sempre mais propicio a interferências exteriores.

Folha em branco

Capítulo 5

5. Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste capítulo são apresentados os principais resultados desta dissertação, bem como as conclusões e comentários do estudo. Serão também sugeridas algumas propostas de trabalhos futuros para o seguimento deste tema.

5.1. Conclusões

A tecnologia de controlo de próteses está em constante mudança e crescimento. Saber aplicar a metodologia mais indicada, com uma boa relação preço/qualidade é ainda uma adversidade presente em todos projetos de desenvolvimento que envolvam a implementação de algo com o corpo humano.

O objetivo principal deste trabalho era criar soluções de sistemas de aquisição de dados simples e acessíveis para que a prótese mioelétrica previamente concebida conseguir fazer a interface entre o sinal eletromiográfico do braço com o controlo dos servomotores nela incluídos. A escolha selecionada foi criar dois sistemas com base em uma das estratégias de controlo mais simples que existe até hoje que é o controlo de limite.

Tanto o sistema Bluetooth/MATLAB como o sistema EMG/Arduíno obtiveram resultados bastante promissores e um tanto espectáveis devido à pouca complexidade dos mesmos. A comparação dos dois serviu para destacar algumas melhorias que poderão ser feitas, bem como ter uma noção bastante realística do quão complexo e minucioso o sinal EMG obtido pela contração muscular pode ser.

Na iteração seguinte deste trabalho seria de todo benéfico se fosse implementado um sensor e/ou um botão exclusivamente para a rotação do polegar de forma que, o movimento de oposição do polegar fosse independente dos outros dedos. Este método eliminaria a dependência do movimento do polegar do sensor eletromiográfico sendo por isso, uma vantagem para que o sinal recebido se focasse apenas nos outros 4 dedos.

Este estudo veio completar a última parte do primeiro projeto de prótese mioelétrica. Com ele, obteve-se conhecimentos sobre todos os pontos a ter em consideração para a boa recolha do sinal eletromiográfico, as estratégias de controlo que poderão ser tidas em consideração e a compreensão do desafio que é implementar até o sistema mais simples.

5.2. Trabalhos futuros

Durante o desenvolvimento deste trabalho, e à medida que o conhecimento no assunto aumentava, surgiram algumas ideias de continuação e melhoria deste projeto, nomeadamente:

- Implementação de um sistema de reconhecimento padrão no processo de aquisição de dados;
- Desenvolvimento de um mecanismo mecânico para o movimento adução e abdução do polegar.
- Teste prático da interface de ligação entre o coto do paciente e a prótese;
- Implementação de sensores de pressão nas pontas dos dedos de modo que o utilizador receba alguma forma de feedback ao tocar num objeto;
- Criação de um suporte da prótese ao coto do paciente (Manga ou Luva de suporte);
- A participação na *Cybathlon*:

O *Cybathlon* é um concurso internacional no qual pessoas com deficiências físicas executam várias tarefas utilizando assistência técnica de ponta. O concurso destina-se a promover o desenvolvimento e a utilização generalizada de tecnologias biónicas. Foi organizado pela primeira vez na Suíça em 2016, e a segunda edição, *Cybathlon* 2020, foi realizada online em diferentes países devido à pandemia COVID-19. Atualmente, o *Cybathlon* está em expansão e a receber atenção mundial de uma grande variedade de indústrias de reabilitação [49]. As equipas participantes de diferentes partes do mundo podem competir em oito disciplinas. São elas [50]:

- Corrida de Próteses de braço (ARM);
- Corrida de robôs de assistência (ROB);
- Corrida de assistência à visão (VIS);
- Corrida da interface Cérebro-Computador (BCI);
- Corrida de exoesqueletos (EXO);
- Corrida de bicicleta de estimulação elétrica funcional (FES);
- Corrida de prótese de perna (LEG);
- Corrida de cadeira de rodas (WHL).

Uma meta deste projeto, já anteriormente começado, é participar na disciplina ARM numa das próximas edições deste concurso. A próxima será em outubro de 2024.

Folha em branco

Bibliografia

[1] S. Pancholi and A. M. Joshi, "Portable EMG Data Acquisition Module for Upper Limb Prosthesis Application," *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 8, pp. 3436–3443, Apr. 2018, doi: 10.1109/JSEN.2018.2809458.

[2] M. Asghari Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems—A survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275–294, Oct. 2007, doi: 10.1016/j.bspc.2007.07.009.

[3] O. W. Samuel *et al.*, "Resolving the adverse impact of mobility on myoelectric pattern recognition in upper-limb multifunctional prostheses," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 90, no. September, pp. 76–87, 2017, doi: 10.1016/j.compbiomed.2017.09.013.

[4] P. Parker, K. Englehart, and B. Hudgins, "Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 16, no. 6, pp. 541–548, Dec. 2006, doi: 10.1016/j.jelekin.2006.08.006.

[5] M. Hakonen, H. Piitulainen, and A. Visala, "Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, pp. 334–359, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.bspc.2015.02.009.

[6] F. Cordella *et al.*, "Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users," *Frontiers in Neuroscience*, vol. 10, May 2016, doi: 10.3389/fnins.2016.00209.

[7] Rad Adrian and Salvador Francesca, "Tipos de movimentos do corpo humano." https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/tipos-de-movimentos-do-corpo-humano (accessed Feb. 14, 2022).

[8] R. L. Drake, W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *Gray's Anatomia Para Estudantes*, Medicina e Saœde. ELSEVIER MEDICINA, 2009.

[9] J. P. dos S. Ferrão, "Prótese Transradial com Servomotores," Universidade da Beira Interior, 2020. [Online]. Available: http://hdl.handle.net/10400.6/10885

[10] K. L. Moore, A. F. Dalley, and A. M. R. Agur, *Anatomia Orientada para a Clínica*, 7th ed. Guanabara Koogan, 2014.

[11] P. Maduri and H. Akhondi, *Upper Limb Amputation*. 2021.

[12] J. Matos, E. Carolino, and R. Ramos, "Dados Epidemiológicos sobre amputações realizadas em Portugal entre 2000 e 2015," 2018.

[13] E. N. Kamavuako, M. Brown, X. Bao, I. Chihi, S. Pitou, and M. Howard, "Affordable Embroidered EMG Electrodes for Myoelectric Control of Prostheses: A Pilot Study," *Sensors*, vol. 21, no. 15, p. 5245, Aug. 2021, doi: 10.3390/s21155245.

[14] F. B. Moreira, “Controlo de próteses multifuncionais através da simulação de sinais mioelétricos,” 2015.

[15] J. Ribeiro *et al.*, “Analysis of Man-Machine Interfaces in Upper-Limb Prosthesis: A Review,” *Robotics*, vol. 8, no. 1, p. 16, Feb. 2019, doi: 10.3390/robotics8010016.

[16] C. L. VanPutte, J. L. Regan, A. F. Russo, R. Seeley, T. Stephens, and P. Tate, *Anatomia e Fisiologia de Seeley*, 10th ed. Artmed, 2016.

[17] Naik Ganesh, *Biomedical Signal Processing: Advances in Theory, Algorithms and Applications*. Springer, 2020.

[18] A. D. Roche, H. Rehbaum, D. Farina, and O. C. Aszmann, “Prosthetic Myoelectric Control Strategies: A Clinical Perspective,” *Current Surgery Reports*, vol. 2, no. 3, p. 44, Mar. 2014, doi: 10.1007/s40137-013-0044-8.

[19] A. Calado, F. Soares, and D. Matos, “A Review on Commercially Available Anthropomorphic Myoelectric Prosthetic Hands, Pattern-Recognition-Based Microcontrollers and sEMG Sensors used for Prosthetic Control,” in *2019 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC)*, Apr. 2019, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICARSC.2019.8733629.

[20] P. Geethanjali, “Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review,” *Medical Devices: Evidence and Research*, Volume 9, pp. 247–255, Jul. 2016, doi: 10.2147/MDER.S91102.

[21] D. G. K. Madusanka, L. N. S. Wijayasingha, R. A. R. C. Gopura, Y. W. R. Amarasinghe, and G. K. I. Mann, “A Review on Hybrid Myoelectric Control Systems for Upper Limb Prosthesis,” in *2015 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon)*, Apr. 2015, pp. 136–141. doi: 10.1109/MERCon.2015.7112334.

[22] N. Das, N. Nagpal, and S. S. Bankura, “A Review on the Advancements in the Field of Upper Limb Prosthesis,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 42, no. 7, pp. 532–545, Oct. 2018, doi: 10.1080/03091902.2019.1576793.

[23] E. Coronado, J. Villalobos, B. Bruno, and F. Mastrogiovanni, “Gesture-based robot control: Design challenges and evaluation with humans,” in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, May 2017, pp. 2761–2767. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989321.

[24] S. Herle, S. Man, Gh. Lazea, C. Marcu, P. Raica, and R. Robotin, “Hierarchical myoelectric control of a human upper limb prosthesis,” in *19th International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region (RAAD 2010)*, Jun. 2010, pp. 55–60. doi: 10.1109/RAAD.2010.5524609.

[25] S. A. Curline-Wandl and M. Azam Ali, “Single channel myoelectric control of a 3D printed transradial prosthesis,” *Cogent Engineering*, vol. 3, no. 1, p. 1245541, Dec. 2016, doi: 10.1080/23311916.2016.1245541.

[26] M. Atzori and H. Müller, “Control Capabilities of Myoelectric Robotic Prostheses by Hand Amputees: A Scientific Research and Market Overview,” *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 9, Nov. 2015, doi: 10.3389/fnsys.2015.00162.

[27] J. C. Páscoa, *Introdução ao Projeto Eletromecânico*. 2008.

[28] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau, “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 361–374, Oct. 2000, doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.

[29] S. Cheon *et al.*, “Single EMG Sensor-Driven Robotic Glove Control for Reliable Augmentation of Power Grasping,” *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 3, no. 1, pp. 179–189, Feb. 2021, doi: 10.1109/TMRB.2020.3046847.

[30] G. W. Favieiro, “Controle de uma prótese Experimental do Segmento Mão-Braço Por Sinais Mioelétricos e Redes Neurais Artificiais,” Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

[31] R. Merletti and D. Farina, *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. John Wiley & Sons, Inc., 2016.

[32] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Corpo Humano: Fundamentos De Anatomia e Fisiologia*, 10th ed. Artmed, 2017.

[33] M. R. Mohebbian *et al.*, “A Comprehensive Review of Myoelectric Prosthesis Control,” *arXiv.org*, 2021. https://arxiv.org/abs/2112.13192 (accessed Jul. 12, 2022).

[34] M. Espinosa and D. Nathan-Roberts, “Understanding Prosthetic Abandonment,” *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, vol. 63, no. 1, pp. 1644–1648, Nov. 2019, doi: 10.1177/1071181319631508.

[35] A. Amorim, “Desenvolvimento De Uma Prótese Mioelétrica Utilizando Controle Inteligente,” 2018.

[36] Frant Eduard *et al.*, “Methods of Acquisition and Signal Processing for Myoelectric Control of Artificial Arms,” *Romanian Journal Of Information Science And Technology*, vol. 15, no. 2, pp. 91–105, 2012.

[37] M. M. Lowery, R. Fff. Weir, and T. A. Kuiken, “Simulation of Intramuscular EMG Signals Detected Using Implantable Myoelectric Sensors (IMES),” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 10, pp. 1926–1933, Oct. 2006, doi: 10.1109/TBME.2006.881774.

[38] P. F. Pasquina *et al.*, “First-in-man demonstration of a fully implanted myoelectric sensors system to control an advanced electromechanical prosthetic hand,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 244, pp. 85–93, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.jneumeth.2014.07.016.

[39] D. R. Merrill, J. Lockhart, P. R. Troyk, R. F. Weir, and D. L. Hankin, "Development of an Implantable Myoelectric Sensor for Advanced Prosthesis Control," *Artificial Organs*, vol. 35, no. 3, pp. 249–252, Mar. 2011, doi: 10.1111/j.1525-1594.2011.01219.x.

[40] Merletti Roberto and Parker Philip, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. John Wiley & Sons, INC., 2004.

[41] Weiss Lyn, Weiss Jay, and Silver Julie, *Easy EMG. A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography*, 2nd Edition. 2015.

[42] J. E. Moore Jr and D. J. Maitland, *Biomedical Technology And Devices*, 2nd ed. 2014.

[43] "Gelled Self-Adhesive Disposable Ag/AgCl Electrodes." https://plux.info/accessories/470-pre-gelled-self-adhesive-disposable-agagcl-eletrodes.html (accessed Feb. 10, 2022).

[44] MyoWare, "MyoWare Muscle Sensor Datasheet," *AT-04-001*, 2015.

[45] Moura André, "Construction of a Biosignal Measurement Device and its Dashboard for Swimming Training," 2021. Accessed: Apr. 19, 2022. [Online]. Available: http://hdl.handle.net/10400.6/12025

[46] Plux Wireless Biosignals, "BITalino (r)evolution Board Kit DataSheet," *BBK 160616*, 2016.

[47] Plux Wireless Biosignals, "BITalino (r)evolution Plugged Kit DataSheet," *BPK 160616*, 2016.

[48] Plux Wireless Biosignals, "Electromyography (EMG) Sensor DataSheet," *EMG 100716*, 2016.

[49] Y. Kim *et al.*, "Toward Sustainable and Accessible Mobility: A Functional Electrical Stimulation-Based Robotic Bike With a Fatigue-Compensation Algorithm and Mechanism for Cybathlon 2020," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 28, no. 4, pp. 32–42, Dec. 2021, doi: 10.1109/MRA.2021.3111835.

[50] "CYBATHLON." https://cybathlon.ethz.ch/en (accessed Mar. 08, 2022).

Folha em branco

Anexos

Anexo 1
Relatórios OpenSignal

EMG TRIAL

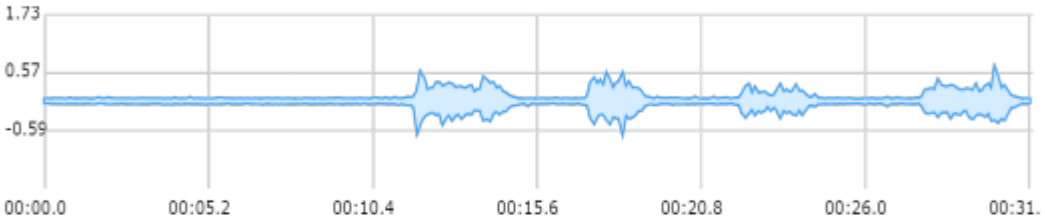
Mon Jul 04 2022 09:43:45 GMT+1
OPENSIGNALS VERSION: Public Build 2021-09-13

Electromyographic analysis

unit: Millivolt | session time: 00:31.8 | selection start: 00:00.0 | selection end: 00:31.2 | total processed time: 00:31.2

98:D3:11:FD:1E:8B

A1 - EMGBITREV



Processed channels

98:D3:11:FD:1E:8B

A1

FILTER

applied bandpass - [10,100] Hz cutoff - Order: 6

DETECTION OPTIONS

applied to TKE: smooth window of 0.5 seconds

Muscle Activation results

Activations

find all muscle activations

98:D3:11:FD:1E:8B

channel	digital	activation	start (s)	end (s)	duration (s)	latency (s)	max (mV)	min (mV)	ampl+ (mV)	ampl- (mV)	ampl+- (mV)	rms (mV)	area (mV*2)
1	NONE	1	11.658	14.538	2.880	11.658	0.56 mV	-0.58 mV	89.00	92.00	1.15 mV	0.12 mV	260.4 mV²
	NONE	2	17.159	18.881	1.722	17.159	0.54 mV	-0.59 mV	85.00	94.00	1.13 mV	0.15 mV	193.3 mV²
	NONE	3	22.020	22.466	0.446	22.020	0.33 mV	-0.3 mV	51.00	47.00	0.62 mV	0.1 mV	34.5 mV²
	NONE	4	23.091	24.084	0.993	23.091	0.32 mV	-0.3 mV	50.00	47.00	0.62 mV	0.09 mV	69.88 mV²
	NONE	5	27.823	30.495	2.672	27.823	0.64 mV	-0.41 mV	101.00	64.00	1.05 mV	0.12 mV	242.37 mV²
Diff	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ratio	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Glossary

1. MVC: Maximum Voluntary Contraction.
2. TKE: Teager-Kaiser Energy operator.

Customer service phone: +351 211 956 542
Av. 5 de Outubro, 70 - 2nd Floor
1050-059 Lisbon | PORTUGAL

plux

EMG TRIAL

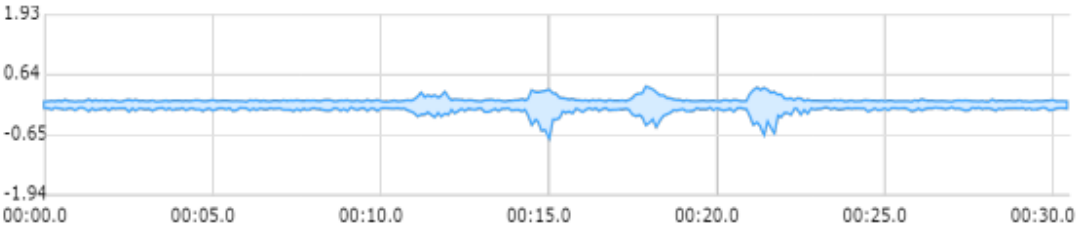
Mon Jul 04 2022 10:53:57 GMT+1
OPENSIGNALS VERSION: Public Build 2021-09-13

Electromyographic analysis

unit	session time	selection start	selection end	total processed time
Millivolt	00:30.5	00:00.0	00:30.5	00:30.5

98:D3:71:FD:1E:8B

A1 - EMGBITREV



Processed channels

98:D3:71:FD:1E:8B

A1

FILTER

applied bandpass - [10,100] Hz cutoff - Order: 6

DETECTION OPTIONS

applied to TKE: smooth window of 0.5 seconds

Muscle Activation results

Activations

find all muscle activations

98:D3:71:FD:1E:8B

channel	digital	activation	start (s)	end (s)	duration (s)	latency (s)	max (mV)	min (mV)	ampl+ (mV)	ampl- (mV)	ampl+- (mV)	rms (mV)	area (mV^2)
1	NONE	1	10.904	12.060	1.156	10.904	0.24 mV	-0.24 mV	36.00	35.00	0.48 mV	0.07 mV	60.82 mV²
	NONE	2	14.228	15.367	1.139	14.228	0.3 mV	-0.67 mV	44.00	99.00	0.97 mV	0.11 mV	91.12 mV²
	NONE	3	17.389	18.596	1.207	17.389	0.36 mV	-0.43 mV	54.00	64.00	0.8 mV	0.09 mV	81.78 mV²
	NONE	4	20.858	22.154	1.296	20.858	0.34 mV	-0.59 mV	51.00	88.00	0.93 mV	0.11 mV	100.29 mV²
Diff	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ratio	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Glossary

1. MVC: Maximum Voluntary Contraction.
2. TKE: Teager-Kaiser Energy operator.

Customer service phone: +351 211 956 542
Av. 5 de Outubro, 70 - 2nd Floor
1050-059 Lisbon | PORTUGAL

EMG TRIAL

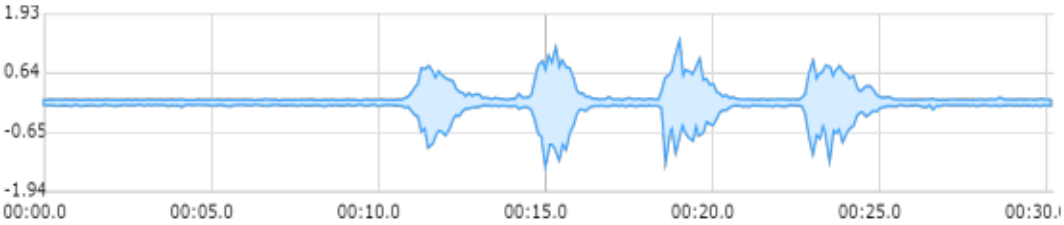
Mon Jul 04 2022 11:10:37 GMT+1
OPENSIGNALS VERSION: Public Build 2021-09-13

Electromyographic analysis

unit	session time	selection start	selection end	total processed time
Millivolt	00:30.2	00:00.0	00:30.2	00:30.2

98:D3:71:FD:1E:8B

A1 - EMGBITREV



Processed channels

98:D3:71:FD:1E:8B

A1

FILTER

applied bandpass - [10,100] Hz cutoff - Order: 6

DETECTION OPTIONS

applied to TKE: smooth window of 0.5 seconds

Muscle Activation results

Activations

find all muscle activations

98:D3:71:FD:1E:8B

channel	digital	activation	start (s)	end (s)	duration (s)	latency (s)	max (mV)	min (mV)	ampl+ (mV)	ampl- (mV)	ampl+- (mV)	rms (mV)	area (mV^2)
1	NONE	1	11.063	12.307	1.244	11.063	0.77 mV	-0.94 mV	60.00	73.00	1.71 mV	0.22 mV	210.89 mV²
	NONE	2	14.568	15.904	1.336	14.568	1.11 mV	-1.27 mV	86.00	99.00	2.38 mV	0.3 mV	295.61 mV²
	NONE	3	18.462	20.005	1.543	18.462	1.25 mV	-1.12 mV	98.00	87.00	2.37 mV	0.26 mV	302.9 mV²
	NONE	4	22.740	24.299	1.559	22.740	0.83 mV	-1.13 mV	65.00	88.00	1.97 mV	0.25 mV	293.47 mV²
Diff	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ratio	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Glossary

1. MVC: Maximum Voluntary Contraction.
2. TKE: Teager-Kaiser Energy operator.

Customer service phone: +351 211 956 542
Av. 5 de Outubro, 70 - 2nd Floor
1050-059 Lisbon | PORTUGAL

EMG TRIAL

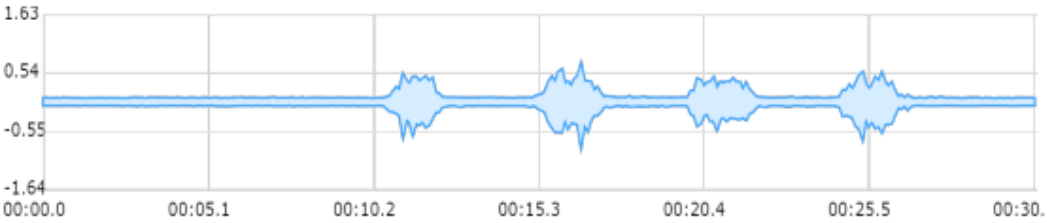
Mon Jul 04 2022 11:31:52 GMT+1
OPENSIGNALS VERSION: Public Build 2021-09-13

Electromyographic analysis

unit: Millivolt | session time: 00:30.6 | selection start: 00:00.0 | selection end: 00:30.6 | total processed time: 00:30.6

98:D3:71:FD:1E:8B

A1 - EMGBITREV



Processed channels

98:D3:71:FD:1E:8B

A1

FILTER

applied bandpass - [10,100] Hz cutoff - Order: 6

DETECTION OPTIONS

applied to TKE: smooth window of 0.5 seconds

Muscle Activation results

Activations

find all muscle activations

98:D3:71:FD:1E:8B

channel	digital	activation	start (s)	end (s)	duration (s)	latency (s)	max (mV)	min (mV)	ampl+ (mV)	ampl- (mV)	ampl+- (mV)	rms (mV)	area (mV^2)
1	NONE	1	10.825	12.083	1.258	10.825	0.5 mV	-0.59 mV	64.00	76.00	1.09 mV	0.17 mV	164.61 mV²
	NONE	2	15.399	17.113	1.714	15.399	0.68 mV	-0.77 mV	87.00	99.00	1.45 mV	0.18 mV	244.63 mV²
	NONE	3	19.962	21.843	1.881	19.962	0.44 mV	-0.49 mV	57.00	63.00	0.93 mV	0.14 mV	213.32 mV²
	NONE	4	24.716	26.301	1.585	24.716	0.54 mV	-0.66 mV	70.00	85.00	1.2 mV	0.17 mV	206.1 mV²
Diff	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ratio	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Glossary

1. MVC: Maximum Voluntary Contraction.
2. TKE: Teager-Kaiser Energy operator.

Customer service phone: +351 210 956 542
Av. 5 de Outubro, 70 - 2nd Floor
1050-059 Lisbon | PORTUGAL

EMG TRIAL

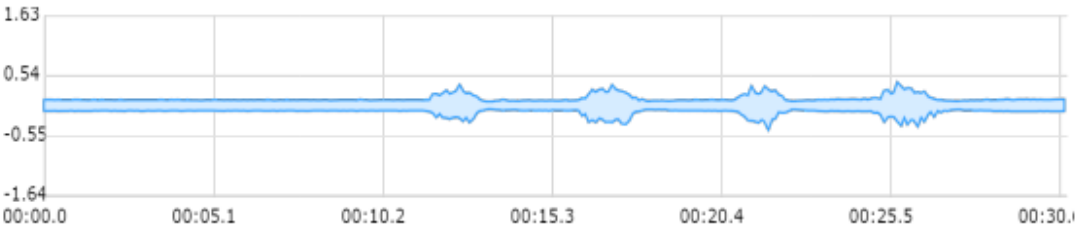
Mon Jul 04 2022 11:46:47 GMT+1
OPENSIGNALS VERSION: Public Build 2021-09-13

Electromyographic analysis

unit: Millivolt | session time: 00:33.6 | selection start: 00:00.0 | selection end: 00:30.7 | total processed time: 00:30.7

98:D3:71:FD:1E:8B

A1 - EMGBITREV



Processed channels

98:D3:71:FD:1E:8B

A1

FILTER

applied bandpass - [10,100] Hz cutoff - Order: 6

DETECTION OPTIONS

applied to TKE: smooth window of 0.5 seconds

Muscle Activation results

Activations

Find all muscle activations

98:D3:71:FD:1E:8B

channel	digital	activation	start (s)	end (s)	duration (s)	latency (s)	max (mV)	min (mV)	ampl+ (mV)	ampl- (mV)	ampl+- (mV)	rms (mV)	area (mV^2)
1	NONE	1	11.624	12.943	1.319	11.624	0.35 mV	-0.28 mV	86.00	68.00	0.62 mV	0.09 mV	93.14 mV²
	NONE	2	16.255	17.682	1.427	16.255	0.35 mV	-0.32 mV	86.00	78.00	0.66 mV	0.1 mV	109.65 mV²
	NONE	3	20.876	22.095	1.219	20.876	0.33 mV	-0.4 mV	81.00	98.00	0.72 mV	0.1 mV	92.17 mV²
	NONE	4	25.111	26.583	1.472	25.111	0.4 mV	-0.34 mV	98.00	84.00	0.74 mV	0.1 mV	112.66 mV²
Diff	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ratio	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Glossary

1. MVC: Maximum Voluntary Contraction.
2. TKE: Teager-Kaiser Energy operator.

Customer service phone: +351 211 956 542
Av. 5 de Outubro, 70 - 2nd Floor
1050-059 Lisbon | PORTUGAL

Folha em branco

Anexo 2
Lista de Materiais

Como esta dissertação faz parte de um projeto já anteriormente começado, é necessário verificar o custo associado ao mesmo até à data e averiguar o quanto este aumentou com a adição dos novos componentes. Para isso, descreve-se a seguir a tabela anterior de materiais desta prótese mioelétrica.

Componente	Referência	Preço	Fonte
Servomotores MG92B (6x)	1428031	37.33€	https://pt.banggood.com/6PCS-MG92B-Robot-13_8g-3_5KG-Torque-Metal-Gear-Digital-Servo-For-RC-Airplane-p-1428931.html?gmcCountry=PT&currency=EUR&createTmp=1&utm_source=googleshopping&utm_medium=cpc_bgcs&utm_content=lijing&utm_campaign=ssc-ptg-0724-usw-all&gclid=CjwKCAjwvOHzBRBoEiwA48i6ArlpH2dPNaB1NL3Wrl07WgpljP23lgGh3W8XzWl7oV9iCKos-4BhlhoCJRIQAvD_BwE&cur_warehouse=CN
Arduino Mega 2560	A0002OK	29.90€	https://www.electrofun.pt/arduino/arduino-mega
Bateria Lipo	PTR006619	23.31€	https://www.ptrobotics.com/bat erias-lipo/6619-polymer-lithium[1]ion-battery-37v-4000mah.html
Conversor DC-DC Boost	PTR002656	6.52€	https://www.ptrobotics.com/alimentacao/2656-dc-dc-boost-converter-step-up-power-module-output-5v-35v.html
IMAX B6AC	1497293	40.13€	https://pt.banggood.com/IMAX[1]B6AC-80W-6A-Updated[1]Balance-Charger-Discharge-for[1]LipoLi-ionLiFeNiMh-Battery-p[1]1497293.html?gmcCountry=PT&currency=EUR&createTmp=1&utm_source=googleshopping&utm_medium=cpc_bgcs&utm_content=lijing&utm_campaign=ssc[1]ptg-all-newcustom-0822-re0324&gclid=Cj0KCQjw4dr0BRCxARIsAKUNjWRY6rqepJICatTY2nVGi_5WSsCVtHWXFiAQA4GrjI6WCnAMrqsQtBsaAhtoEALw_wcB&ID=47757&cur_wareho use=CN
Circuito Impresso	-	-	-
Supercola	4009335	2.94€	https://www.continente.pt/prod uto/super-cola-3-original-3g[1]loctite[1]5830576.html?lgw_code=15883-5830576&gclid=Cj0KCQjwkIGKBhCxARIsAINMioJTjUmVNlsYukrndVRxZpWnH[1]bhb9Z8LIJYLfv9MI86CN7ZeLW GxFUaArv4EALw_wcB
Fios Jumper (Macho) (40x)	PTR006482	3.08€	https://www.ptrobotics.com/ju mper-wires/6482-premium[1]male-male-jumper-wires[1]100mm-pack-of-40.html
Fios Jumper (Fêmea) (40x)	PTR006483	3.08€	https://www.ptrobotics.com/jumper-wires/6483-premium-femalefemale-jumper-wires-100mm-pack-of-40.html
Fio de pesca	8211792	8 €	https://www.decathlon.pt/p/fio-de-pesca-100-fluorocarbono-100-m/_/R-p-149433?mc=8353446

Kit de parafusos e porcas M3	C0598OK	19.50€	https://www.electrofun.pt/parafusos-e-mecanica/kit-340-pecas-m3-parafusos-e-porcas
Kit de Parafusos e porcas M2, M3 e M4 (x2)	E0229CE	7.7€	https://www.electrofun.pt/ferramentas/kit-parafusos-m2-m3-m4-anilhas-330-pecas-velleman
Silicone transparente	TECNOSIL-TU-TR	2.35€	https://www.kuantokusta.pt/bricolagem[1]construcao/Construcao/Colas[1]Silicones-e-Fitas-Adesivas/Qs[1]Adhesivos-Silicone-Acetico[1]Sanitario-Transparente-50ml[1]Qs-Tecnosil-tu-tr-p-18-107269?gclid=Cj0KCQjwkIGKBhCxARIsAINMioJXIwDYT8Fr03CJQ9tNkkRJxIPECUKB9lxVhjEuWUKUj7X5bzm1F78aAhLuEALw _wcB
Elástico (6 mm)	54587438- 110782938	13.95€	https://www.fruugo.pt/cordao[1]elastico-de-6mm-de-largura/p[1]54587438-110782938?language=pt&ac=croud&gclid=Cj0KCQjwkIGKBhCxARIsAINMioISEkVJSjy_0I601SFHSBs64ogXH18kbE_tcHdh[1]vEsvyoXD36GrkYaAszOEALw_w cB
Antebraço – 1º Peça	-	1.26€	-
Antebraço – 2º Peça	-	2.58€	-
Antebraço – 3º Peça	-	2.28€	-
Antebraço – 4º Peça	-	1.82€	-
Dedo Mindinho	-	0.24€	-
Dedo Anelar	-	0.38€	-
Dedo Médio	-	0.47€	-
Dedo Indicador	-	0.38€	-
Polegar	-	0.61€	-
Apoio do Motor	-	0.01€	-
Batentes dos Dedos	-	0.03€	-
Aumentos de atrito (dedos)	-	0.09€	-
Mecanismo de Rotação	-	0.04€	-
Topo da Mão	-	0.82€	-

Peça Intermédia Mão	-	1.43€	-
Palma da Mão	-	0.86€	-
Polias de Flexão Dedos	-	0.11€	-
Pulso	-	0.21€	-
Roldana Diferencial	-	0.01€	-
Tampa Diferencial	-	0.07€	-
Tampa da Bateria	-	0.44€	-
Total	-	211.96€	-

Apresenta-se também, os novos acrescentos numa tabela, onde se atualiza o custo presente associado à prótese.

Componente	Referência	Preço	Fonte
Kit Bitalino Board BT	BBK 160616	149€	https://www.pluxbiosignals.com/collections/bitalino/products/bitalino-revolution-board-kit-ble-bt
Sensor EMG	EMG 100716	22.50€	https://www.pluxbiosignals.com/collections/bitalino/products/electromyography-emg-sensor
Total	-	171.50€	-
Total + Total anterior	-	**383.46€**	-

Mencionar apenas que os cálculos realizados nestas tabelas não incluíram o preço de transporte, nem o preço do circuito impresso.

Folha em branco

Anexo 3
Código Sistema Bluetooth/MATLAB

```
%Interface BItalino/MATLAB

clear all
 clc

%Pesquisar bluetooth
%  bluetoothlist;
 tic
% Aquisição do sinal
 b = Bitalino('btspp://98D311FD1E8B',1);

 startBackground(b);
 pause(15);
 data=read(b);
 stopBackground(b);
 delete(b);
 EMG_raw = data(:,7);

% Dimensionar o sinal de acordo com as especificações do sensor EMG
 EMG_adj=((((EMG_raw./(2.^10))-0.5).*3.3)/1009).*1000;
% Filtrar o sinal dimensionado usado o filtro Savitzky-Golay
 EMG_data=sgolayfilt(EMG_adj, 3,11);
 t = 1:length(EMG_data);
 plot(t,EMG_data);
```

```
  % Conexão Arduino
   p = arduino('COM6');

   s1=servo(p,'D2');
   s2=servo(p,'D3') ;
   s3=servo(p,'D4')  ;
   s4=servo(p,'D5') ;

    y = median(EMG_data) % Média dos valores

   if y<-1.4 & y>-1.7 %Flexão
   angle1 = 0;
    angle2 = 1;
    angle3 = 1;
    angle4 = 1;
     writePosition(s1,angle1);
       writePosition(s2,angle2);
    writePosition(s3,angle3);
        writePosition(s4,angle4);
   end
```

```
if y<-0.8 & y>-1 %Extensão
angle1 = 1;
angle2 = 0;
 angle3 = 0;
angle4 = 0;
   writePosition(s1, angle1);
    writePosition(s2,angle2);
   writePosition(s3,angle3);
    writePosition(s4,angle4);

end
toc
```

Folha em branco

Anexo 4
Código Sistema EMG/Arduíno

```
//carregar biblioteca
#include <Servo.h>

//nomes dos motores
Servo polegar;
Servo indicador;
Servo medio;
Servo diferencial;

//portas PWM
int servopin2 = 2;
int servopin3 = 3;
int servopin4 = 4;
int servopin5 = 5;

int sensorPin = A1; //pin output sinal EMG

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  //posição inicial do servomotor do polegar
  polegar.write(180);

  //associar portas aos motores
  polegar.attach(servopin2);
  indicador.attach(servopin3);
  medio.attach(servopin4);
  diferencial.attach(servopin5);
}
void loop() {
  sensorVAL = (analogRead(sensorPin));

  if(analogRead(sensorVAL) > 550) {

  polegar.write(0);
  indicador.write(180);
  medio.write(180);
  diferencial.write(180);
  }
  else if (analogRead(sensorVAL) < 550) {

polegar.write(180);
  indicador.write(0);
  medio.write(0);
  diferencial.write(0);
  }

}
```