



Instituto Politécnico de Tomar

Escola Superior de Tecnologia de Tomar

Diogo Mendes Farinha

**Processamento de sinal EMG para dispositivos
de reabilitação e assistência motora**

Projeto de Mestrado

Orientado por:

Professor Doutor Gabriel Pires

Dissertação apresentada ao Instituto Politécnico de Tomar
para cumprimento dos requisitos necessários
à obtenção do grau de Mestre
em Engenharia Eletrotécnica com Especialização em Controlo e Eletrónica Industrial

Dedico este trabalho à Sandra.

RESUMO

A taxa de incidência de pessoas com doenças cardiocerebrovasculares tem vindo a aumentar continuamente. Uma das consequências destas doenças é a ocorrência de acidentes vasculares cerebrais (AVC) que podem levar a situações extremamente limitantes das funções motoras, afetando atividades básicas das pessoas no seu quotidiano. Dada a elevada taxa de incidência de AVCs, esta tem sido uma das situações que mais tem impulsionado a investigação na área da robótica de reabilitação. Vários protótipos têm sido desenvolvidos nos últimos anos para complementar exercícios de terapia ou mesmo para automatizar os processos de reabilitação motora, principalmente em situações de perda de mobilidade nos membros superiores e inferiores.

Este projeto de mestrado teve por objetivo principal analisar e aplicar métodos de processamento de sinal eletromiográfico (EMG) para deteção da atividade muscular em contextos de reabilitação e assistência motora, nomeadamente em movimentos de abertura e fecho da mão. Os métodos de processamento de sinal EMG foram aplicados em dois *setups* diferentes: 1) sistema clínico comercial de reabilitação *Hand Of Hope* (HOH), mas “aberto” para investigação; e 2) protótipo de uma ortótese para a mão (ARHO - assistive robotic hand orthosis) em desenvolvimento no laboratório VITA.IPT num projeto de mestrado que decorreu em paralelo. No caso da HOH, o *framework* é constituído por um bioamplificador com certificação clínica que faz a aquisição do sinal EMG, um módulo de Matlab/Simulink para processamento de sinal em tempo real, e ainda com uma aplicação que faz a interação com a mão robótica HOH e o Simulink e que permite criar protocolos clínicos (módulo desenvolvido num projeto de licenciatura que decorreu em paralelo). No caso da ARHO, trata-se de um sistema *standalone*, em que a aquisição e processamento de sinal foi implementada num microcontrolador de 8 bits (o qual é também responsável pela atuação da mão). Foram implementados e testados no sistema HOH vários métodos de processamento de sinal e modos de funcionamento de protocolos clínicos. As experiências de análise e validação foram realizadas com participantes saudáveis e também com um participante com hemiplegia. Posteriormente os métodos de processamento de sinal selecionados foram aplicados no microcontrolador do protótipo ARHO.

Os resultados das experiências laboratoriais mostraram a possibilidade da deteção da intenção do utilizador a partir da atividade muscular medida com EMG do antebraço, permitindo atuar de forma automática os movimentos de abertura e fecho da mão dos sistemas HOH e ARHO.

Palavras-chave: AVC, EMG, processamento de sinal, filtro, ortótese da mão, reabilitação

ABSTRACT

In the past years the incidence of people affected by cardiovascular and cerebrovascular diseases as been increasing. One of the consequences of these diseases is the occurrence of strokes that can lead to severe motor impairments significantly affecting people daily tasks. Due to the high incidence of stroke, this has been responsible for most of the research in the rehabilitation robotics area. Several prototypes have been developed in the past few years to complement the rehabilitation exercises of therapists or even to automate the rehabilitation procedures, mainly for upper and lower limbs function recovery.

The main goal of this master's degree project is to analyze and apply electromyographic (EMG) signal processing methods to detect muscular activity in rehabilitation and assistive contexts, namely for hand opening and closing movements. The EMG signal processing methods have been applied in two different setups: 1) a commercial system, rehab Hand Of Hope (HOH), which was also provided as an "open solution" for research purposes; and 2) a hand orthosis prototype ARHO (Assistive Robotic Hand Orthosis) developed simultaneously in another master's degree project VITA.IPT lab. The HOH framework is composed by a clinical certified bio-amplifier to acquire EMG signals, a Matlab/Simulink real-time model for signal processing and an App to interact with the HOH robotic hand and the Simulink model. This App allows the creations of clinical protocols with rehabilitation exercises (module developed simultaneously in a graduation project). The ARHO is a standalone system where the signal acquisition and processing has been implemented in an 8-bit microcontroller, responsible also for the orthosis actuation. Several methods for signal processing have been implemented and tested in the HOH. The experiments for analysis and methods assessment have been made with healthy participants and with an hemiplegic participant. After that, the selected methods have been applied in the ARHO prototype.

The lab experiments showed the possibility of detecting the user's intention from the muscular activity measured with EMG in the forearm, allowing the automatic opening or closing of HOH and ARHO systems.

Keywords: Stroke, EMG, signal processing, filter, orthotic hand, rehabilitation

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar quero deixar o meu agradecimento ao participante clínico e familiares pela sua colaboração nas fases de teste ao longo deste projeto. Agradeço também à terapeuta Kátia da clínica Clinic4You por ter ajudado na clarificação de conceitos e na monitorização das experiências e à Clinic4You por ter cedido as instalações. Agradeço também ao Professor Carlos Ferreira por ter participado e facilitado o contacto dos restantes elementos da experiência.

Agradeço ao orientador do projeto, o Professor Gabriel Pires, pelo enquadramento inicial, pela disponibilidade constante e ajuda no decorrer da elaboração dos trabalhos.

Ao meu colega João Dias, com quem partilho alguns resultados finais deste projeto, pela entreaajuda, acompanhamento e motivação, não só neste trabalho, mas no decorrer dos trabalhos do mestrado e anteriormente da licenciatura.

Ao meu colega Rui Rodrigues, com quem partilho também alguns resultados finais deste projeto, pela entreaajuda no decorrer dos trabalhos.

Agradeço também aos meus pais pelo apoio e motivação ao longo de todo o percurso académico.

Por fim à minha esposa, pelo incentivo, motivação, apoio e acima de tudo a compreensão que me deu, não só para a realização deste trabalho, mas ao longo de todo o percurso académico.

Este trabalho teve o enquadramento e apoio financeiro dos seguintes projetos IC&DT:

- EXOBIKE CENTRO-01-0145-FEDER- 24013 com fundos do FEDER através dos programas operacionais CENTRO2020 e FCT;
- B-RELIABLE: SAICT/30935/2017 com fundos FEDER/FNR/OE através dos programas CENTRO2020 e FCT.

Agradeço ainda laboratório Vita.ipt e ao Instituto Politécnico de Tomar pelas condições oferecidas, nomeadamente pelos equipamentos e protótipos que tornaram possível realizar este trabalho.

A todos muito obrigado.

Índice

RESUMO	v
ABSTRACT	vii
AGRADECIMENTOS	ix
Índice	xi
Índice de Figuras	xiii
Índice de Tabelas	xvii
Lista de siglas e acrónimos	xix
1. Introdução	1
2. Conceitos introdutórios: EMG e reabilitação motora	7
2.1. O sinal eletromiográfico (EMG)	7
2.2. Os músculos	8
2.3. Terminologia relacionada com protocolos de reabilitação e equipamentos robóticos....	9
2.4. Métricas de avaliação de reabilitação	11
3. Estado da Arte	13
3.1. Contexto clínico	13
3.2. Sistemas robóticos de reabilitação motora	14
4. Métodos de processamento de sinal	25
4.1. Sinal EMG	25
4.2. Pipeline de processamento sinal	26
4.3. Filtragem	27
4.4. Janela deslizante	29
4.5. Técnicas de extração de características no domínio de frequência	30
4.5.1. Transformada de Fourier	30
4.5.2. Pwelch	31
4.6. Extração de características no domínio do tempo	32
5. Sistema de reabilitação HOH	35

5.1.	Setup de aquisição EMG	36
5.1.1.	Sistema de aquisição.....	36
5.1.2.	Colocação de elétrodos	37
5.1.3.	Módulo de aquisição e processamento de sinal – Modelo Simulink.....	38
5.2.	Mão robótica HOH.....	43
5.3.	Aquisição de sinal EMG e análise offline	44
5.3.1.	Caraterização no domínio do tempo e frequência	44
5.3.2.	Filtragem.....	47
5.3.3.	Extração de características.....	51
5.4.	Deteção automática do movimento executado.....	54
5.5.	Implementação e funcionamento online.....	58
6.	Sistema de assistência ARHO.....	65
6.1.	Sensores EMG utilizados	66
6.2.	Filtragem do sinal EMG	67
6.3.	Remoção da <i>baseline</i> e extração de características	69
6.4.	Deteção automática do movimento executado.....	72
7.	Resultados experimentais em ambiente clínico	77
7.1.	Enquadramento do teste experimental	77
7.2.	Setup da experiência.....	78
7.2.1.	Análise de dados	79
	Análise do sinal recolhido nos dois braços	79
	Movimento com atuação ativa da ortótese	83
7.3.	Conclusão dos testes experimentais	87
8.	Conclusões	89
8.1.	Trabalhos futuros.....	91
9.	Bibliografia	93

Índice de Figuras

Figura 1 - Arquitetura do sistema de reabilitação HOH.....	2
Figura 2 - Arquitetura da ortótese de assistência ARHO.	3
Figura 3 - Decomposição do sinal EMG (retirado de [5]) e sinal EMG típico	8
Figura 4 - Músculos do braço (retirado de [10])	9
Figura 5 - verificação do sinal vs threshold	10
Figura 6 - Exoesqueleto de fisioterapia. Versão preliminar da Hand Of Hope [15].....	15
Figura 7 - sinais EMG com indicação dos triggers [15].....	16
Figura 8 -Montagem experimental para exercício de seguimento do pulso [8].....	17
Figura 9 - Método modificado de Kleinert [23]	18
Figura 10 - sinal recolhido durante uma sequência do protocolo [9].....	19
Figura 11 - A figura A representa o protótipo e a figura B mostra o equipamento em utilização [19]	20
Figura 12 - sinal EMG capturado nos músculos ED e APB [19].....	20
Figura 13– modelo do exoesqueleto para dois dedos [7]	21
Figura 14 - Em cima o sinal eletromiográfico no domínio do tempo em baixo o espectro de frequências do sinal EMG adquirido no músculo Tibialis Anterior com uma força de 50% da MVC (retirado de [27])	26
Figura 15 - Sequência do processo de processamento de sinal.....	27
Figura 16 - Implementação de um filtro digital de ordem M.....	28
Figura 17 - Implementação de um filtro digital de 2ª ordem na Direct Form II	29
Figura 18 - Janela deslizante	30
Figura 19 - Implementação do método de Welch em Simulink.....	31
Figura 20 - Setup do sistema de Reabilitação HOH.....	35
Figura 21 - Arquitetura do sistema de reabilitação HOH.....	36
Figura 22 - g.USBamp - ligações frontais (elétrodos) à esquerda e ligações traseiras (alimentação e usb) à direita.....	37
Figura 23 - Colocação dos elétrodos [6]	37
Figura 24 - Modelo Simulink utilizado para a aquisição de sinal EMG e processamento offline	38
Figura 25 – Imagens apresentadas no decorrer do exercício.....	39
Figura 26 - Bloco g.USBamp no Simulink.	40
Figura 27 - Modelo Simulink para processamento dos sinais EMG.....	41
Figura 28 – Fluxo do programa do bloco “online control” do modelo Simulink	42

Figura 29 - Sinal original no domínio do tempo	45
Figura 30- FFT dos sinais em repouso	46
Figura 31- FFT dos sinais a fechar a mão	46
Figura 32- FFT dos sinais a abrir a mão.....	47
Figura 33 - Filtro Butterworth de 2ª ordem em cima e 4ª ordem em baixo.	48
Figura 34 - representação dos polos e zeros no plano Z	49
Figura 35 – Sobreposição dos sinais antes e depois do filtro, no domínio do tempo.....	49
Figura 36 - Sobreposição do sinal original com o sinal filtrado	50
Figura 37 – Sobreposição da densidade espectral sinal dos 3 movimentos.	51
Figura 38 - Sinal EMG e comparação de métodos de extração da característica no domínio do tempo.....	52
Figura 39 - Envolvente do bio sinal do extensor.....	53
Figura 40 - Envolvente do bio sinal do flexor.....	53
Figura 41 - Sobreposição dos sinais do extensor e do flexor	54
Figura 42 - sobreposição da característica dos sinais sem a baseline	55
Figura 43 - Sobreposição de um sinal EMG com um sinal EMG normalizado do extensor ...	56
Figura 44 - sobreposição da característica do sinal normalizado.....	57
Figura 45 - Sobreposição da envolvente RMS normalizada	57
Figura 46 – janela principal HOH Clinic	59
Figura 47 - Janela de criação de exercícios do HOH Clinic	60
Figura 48 - janela de criação de protocolos do HOH Clinic	60
Figura 49 - HOH Clinic em execução	61
Figura 50 - resposta EMG ao exercício no HOH Clinic. A vermelho a resposta do Flexor e a azul a resposta do Extensor	62
Figura 51 - Sistema ARHO	65
Figura 52 - Fluxo do programa no microcontrolador.....	66
Figura 53 – Sensor EMG da OYMotion [33].....	67
Figura 54 – esquema de ligações do sensor EMG [33].....	67
Figura 55 - Ordem da implementação dos filtros.....	68
Figura 56 - Implementação do filtro no Arduino	68
Figura 57 - exemplo do sinal EMG filtrado	69
Figura 58 - Algoritmo de amplificação de sinal e remoção da baseline	70
Figura 59 - sobreposição dos sinais filtrados e amplificados.....	71

Figura 60 - Implementação dos buffers das amostras de sinal para a extração da característica	71
Figura 61 - Implementação da extração da característica do sinal	72
Figura 62 - característica do sinal EMG.....	72
Figura 63 - Implementação do método de exclusão da baseline	73
Figura 64 - aplicação do threshold ao valor RMS do sinal EMG.	73
Figura 65 - Implementação da detecção de movimento.....	73
Figura 66 - Sobreposição do sinal processado de ambos os músculos.	74
Figura 67- Sobreposição do sinal EMG com a sua característica	75
Figura 68 - Identificação automática do movimento através da leitura EMG	75
Figura 69 - Dispersão RMS por músculo e por classe de movimento	76
Figura 70 – Datasets recolhidos	78
Figura 71 - sinal original no domínio do tempo. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita	79
Figura 72 - densidade espectral pelo método pwelch da baseline. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita.....	80
Figura 73 - densidade espectral pelo método pwelch do movimento abrir a mão. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita	80
Figura 74 - densidade espectral pelo método pwelch do movimento fechar a mão. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita	81
Figura 75 - densidade espectral sinal dos 3 movimentos.	81
Figura 76 - Envolvente do bio sinal do extensor Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita	82
Figura 77 - Envolvente do bio sinal do flexor. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita	82
Figura 78 – 1ª versão do protótipo da ortótese em ensaio	83
Figura 79 - sinal original no domínio do tempo com estimulação da ortótese	84
Figura 80 - Sinal sem ortótese a amarelo e sinal com ortótese a azul no domínio do tempo... 84	
Figura 81 - Densidade espectral do movimento de fechar a mão, sem a ortótese a preto e com a ortótese a azul	85
Figura 82 - Densidade espectral do movimento de fechar a mão, sem a ortótese a preto e com a ortótese a azul	86

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Resumo de equipamentos robóticos descritos no estado da arte.....	23
Tabela 2 - Etiquetagem dos movimentos	39
Tabela 3 - protocolo de comunicação entre o modelo Simulink e HOH Clinic.....	42
Tabela 4 - comparação dos valores médios por movimento por exercício	87

Lista de siglas e acrónimos

ADC	<i>Analog To Digital Converter</i>
Ag/AgCl	Cloreto De Prata
AIVAL	<i>Absolute Integrated Value</i>
APB	<i>Abductor Pollicis Brevis</i>
ARAT	<i>Action Research Arm Test</i>
ARHO	<i>Assistive Robotic Hand Orthosis</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVR	<i>Average Rectified Value</i>
BIC	<i>Biceps Brachii</i>
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
ECG	Eletrocardiografia
ECR	<i>Extensor Carpi Radialis</i>
ED	<i>Extensor Digitorium</i>
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
EOG	Eletrooculografia
FCR	<i>Flexor Carpi Radialis</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
FMA	<i>Fugl-Meyer Assessment</i>
HOH	<i>Hand Of Hope</i>
IEMG	<i>Integrated Emg</i>
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i>
IR	<i>Integrated Rectified Value</i>
MAS	<i>Modified Ashworth Scale</i>
MUAP	<i>Motor Unit Action Potencial</i>
MVC	<i>Maximum Voluntary Contraction</i>
OMS	Organização Mundial De Saude
P	<i>Power</i>
PID	<i>Propotional Integrated Derivative</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
RMSE	<i>Root Mean Square Error</i>
sEMG	Eletromiografia De Superfície
TRI	<i>Triceps Brachii</i>
VAR	<i>Variance</i>

1. Introdução

A reabilitação/fisioterapia é um processo essencial para recuperação de funcionalidade motora em várias situações incapacitantes. O acidente vascular cerebral (AVC) é um dos casos com maior incidência que pode levar a incapacidade motora grave [1]. Em muitos casos, os sobreviventes podem recuperar total ou parcialmente se um processo de reabilitação for realizado adequadamente e no devido tempo. Outras patologias, tais como lesões nos tendões dos dedos, lesões na coluna vertebral entre outras, beneficiam de processos de reabilitação. Os processos de recuperação passam por exercitar os músculos através da execução dos movimentos repetidos do membro afetado.

A introdução de equipamentos robóticos para auxiliar o fisioterapeuta no processo de recuperação pode ser uma mais-valia, no sentido em que os movimentos podem ser otimizados e repetidos de igual forma. A atuação automatizada do equipamento robótico, sem presença permanente do terapeuta, possibilita por exemplo que o paciente realize terapia na sua própria casa, ou que um terapeuta faça o acompanhamento de vários pacientes. O processo de automatização requer, no entanto que seja detetada a atividade muscular ou intenção de atividade, por exemplo, através de eletromiografia ou eletroencefalografia. Estes sistemas são ainda pouco utilizados, mas possuem elevado potencial de utilização.

Neste trabalho propõe-se o estudo e implementação de técnicas de deteção da intenção de movimento da mão através do processamento de sinais electromiográficos de superfície (sEMG) para atuação de dispositivos robóticos. Foram utilizados dois dispositivos robóticos: 1) mão robótica Hand-of-Hope (HOH) [2], um dispositivo de reabilitação comercial (mas “aberto” para investigação) existente no laboratório VITA.IPT; e 2) ortótese robótica de baixo custo, chamada de ARHO (assistive robotic hand orthosis) que foi desenvolvida em paralelo noutro projeto de mestrado, cuja finalidade é servir de assistência a movimentos da mão em ações do quotidiano. Apesar das técnicas de processamento de sinal serem semelhantes para os dois sistemas, a sua implementação e modos de funcionamento são significativamente diferentes, conforme explicado a seguir.

As arquiteturas de cada um dos sistemas, bem como uma breve descrição do que foi desenvolvido em cada uma delas é apresentado de seguida.

Cenário 1 - Hand-Of-Hope

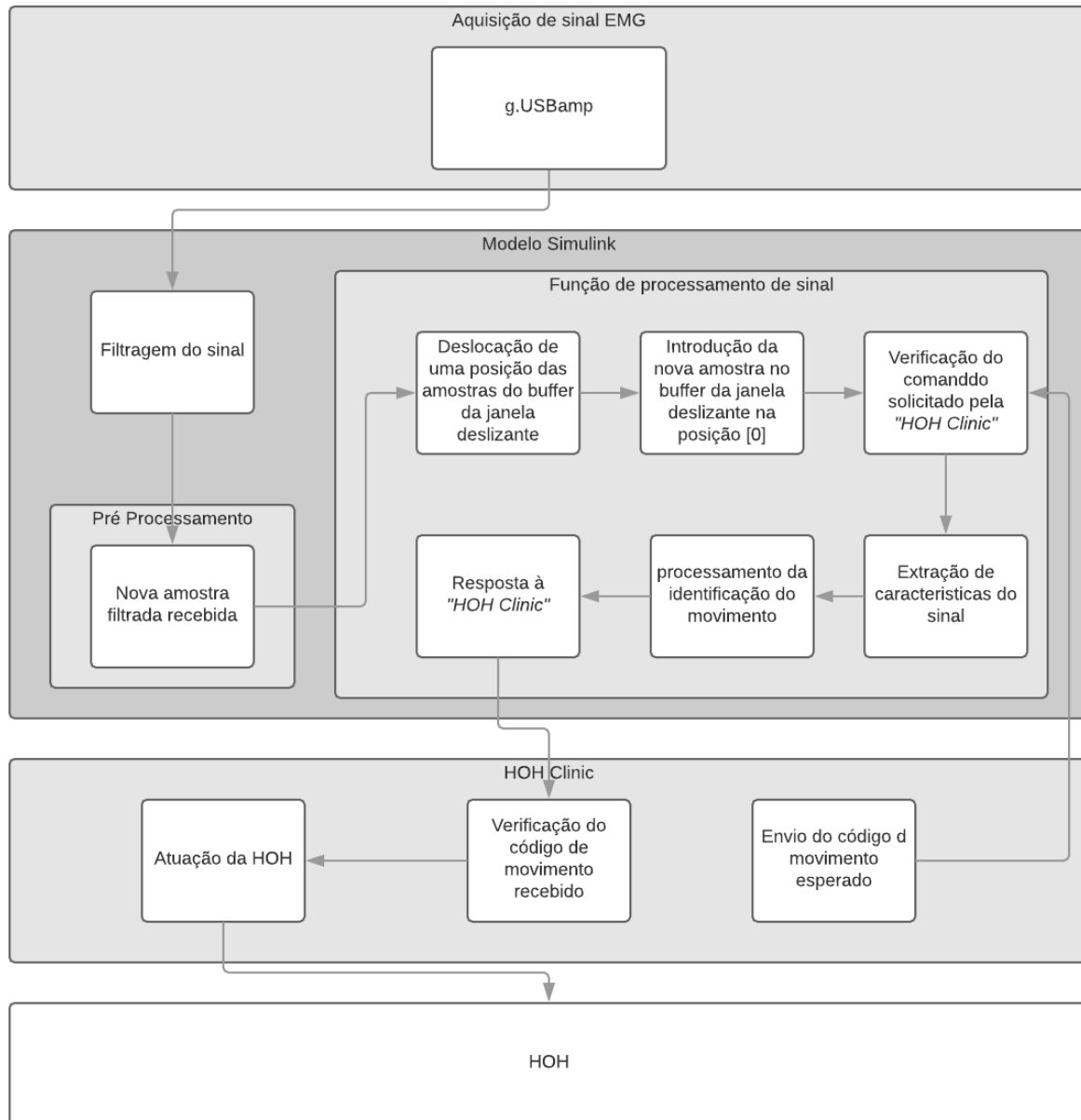


Figura 1 - Arquitetura do sistema de reabilitação HOH

O sistema HOH é um dispositivo comercial para uso hospitalar, mas que foi adquirido como solução aberta para que pudessemos implementar os nossos algoritmos de forma completamente independente do framework original. Foram desenvolvidos/realizadas os(as) seguintes módulos/tarefas:

- Modelo Simulink para aquisição de sinal para visualização em tempo real e para análise *offline* do sinal EMG;

- Análise offline das características do sinal EMG para os movimentos de abertura e fecho da mão;
- Modelo/função Simulink para implementar buffer da janela de aquisição, deslizamento da janela, processamento de sinal (extração de características) e módulo de decisão;
- Modelo/função Simulink para lidar com os dados recebidos/enviados da aplicação externa;
- Métodos de processamento EMG, definição de *baseline* e identificação de movimento.

Cenário 2 – ARHO (Ortótise assistiva de baixo custo)

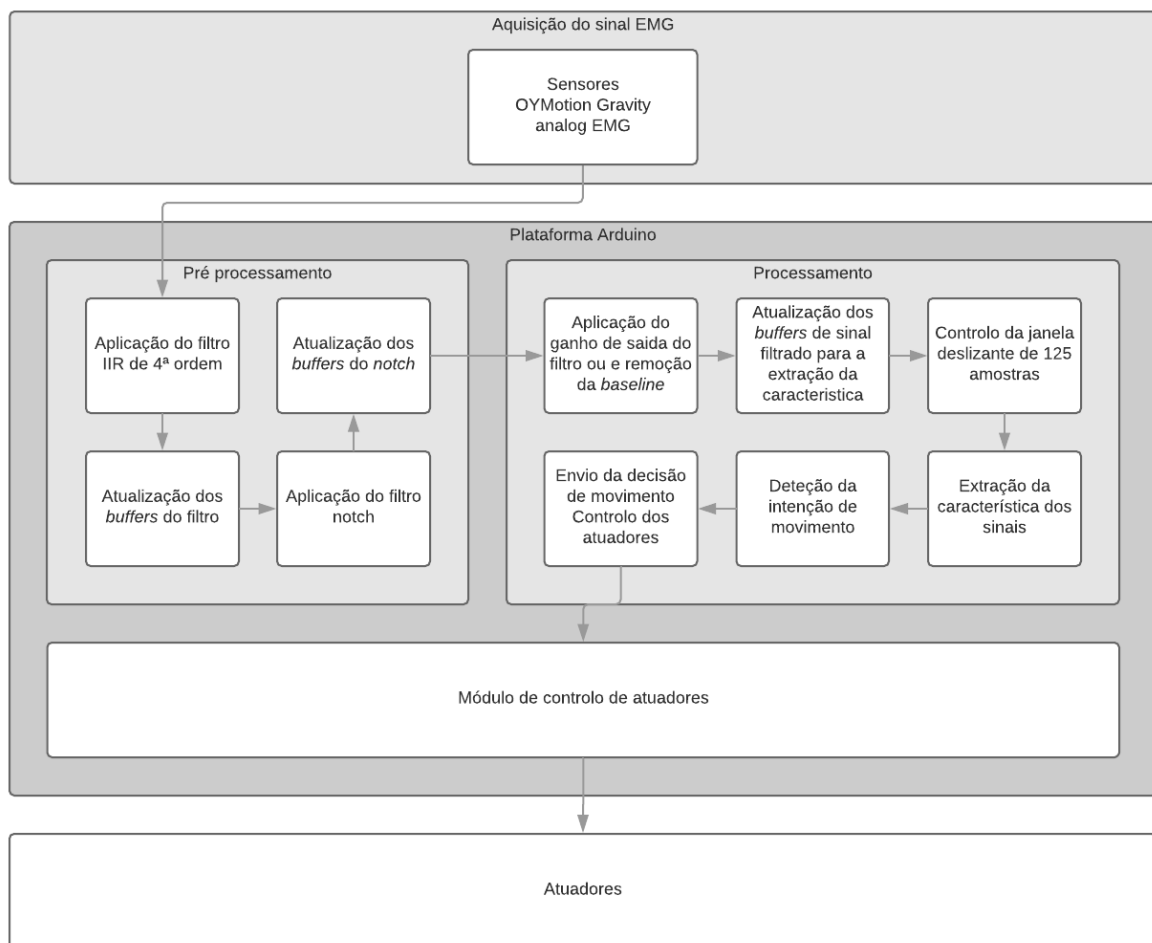


Figura 2 - Arquitetura da ortótise de assistência ARHO.

A ortótise tem por finalidade assistir os movimentos de abertura e fecho da mão em ações do cotidiano. Para esta plataforma foram desenvolvidos os seguintes módulos:

- Aquisição de sinal recorrendo aos módulos de e amplificação de baixo custo Gravity;

- Aquisição e processamento de sinal no Microcontrolador Arduíno / Genuíno Mega. Os métodos de processamento de sinal foram os que tiveram melhor desempenho no *framework* HOH.

Para ambos os sistemas o foco foi no processamento de sinal. Os principais blocos que constituem o módulo de processamento de sinal são:

- Filtragem passa-banda para definir a banda de interesse de acordo com o sinal típico EMG recolhido nos músculos do antebraço;
- Filtro *notch* para excluir a frequência da rede elétrica;
- *Buffer* (janela) de armazenamento das últimas amostras de sinal recolhido e implementação de janela deslizante;
- Extração de características do sinal a partir da janela de amostras;
- Módulo de decisão de identificação da intenção de movimento.

Os sinais analisados foram adquiridos em pessoas sem problemas motores e num participante com hemiplegia.

Esta dissertação encontra-se organizada da seguinte forma.

- No capítulo 2, é feita uma breve introdução ao sinal eletromiográfico assim como aos músculos onde este sinal é recolhido para identificar os movimentos da mão. São também esclarecidos alguns termos relacionados com os equipamentos robóticos e protocolos de reabilitação. Por último são apresentadas algumas medidas utilizadas para quantificar a evolução da recuperação e os resultados obtidos ao longo das sessões de reabilitação.
- No capítulo 3, são apresentados alguns estudos realizados anteriormente na área da robótica de reabilitação.
- No capítulo 4 são apresentados alguns métodos de aquisição, processamento, filtragem e extração da característica do sinal EMG.
- No capítulo 5 é apresentado o protótipo HOH e cada um dos módulos necessários desenvolvidos para efetuar o tratamento do sinal EMG para integração no projeto.
- No capítulo 6 é apresentado o protótipo ARHO e cada um dos módulos necessários desenvolvidos para efetuar o tratamento do sinal EMG para integração no projeto.

- No capítulo 7 é apresentada uma validação do método de processamento de sinal utilizado em ambiente clínico com um paciente hemiplégico.
- No capítulo 8 são apresentadas as conclusões deste trabalho.

2. Conceitos introdutórios: EMG e reabilitação motora

2.1. O sinal eletromiográfico (EMG)

A eletromiografia é uma técnica de diagnóstico médico para avaliar a atividade elétrica produzida pelos músculos esqueléticos. Estes músculos, sob o controlo do sistema nervoso periférico encontram-se ligados aos ossos pelos tendões e são responsáveis pelos movimentos [3]. O electro miógrafo faz a leitura do potencial elétrico das células musculares, que são ativadas elétrica ou neurologicamente [4]. O modelo simples do sinal EMG pode ser descrito matematicamente por [5]

$$x_n = \sum_{r=0}^N h_r e_{(n-r)*} + w_n \quad (1)$$

Onde x_n representa o sinal EMG modelado, h_r representa o MUAP (*motor unit action potencial*), e_n representa o impulso de disparo, w_n o ruído branco e N o número de “*motor unit firings*”. Ou seja, o sinal EMG é composto pelo somatório de vários sinais obtidos de cada uma das “*motor unit action potencial*”, lido por um elétrico. A Figura 3 mostra a decomposição de um sinal EMG.

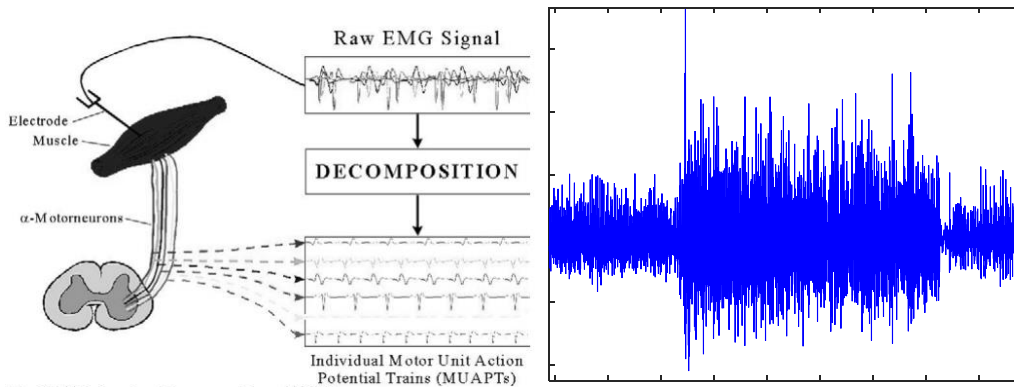


Figura 3 - Decomposição do sinal EMG (retirado de [5]) e sinal EMG típico

2.2. Os músculos

Nos processos de reabilitação motora de movimentos da mão, o sinal EMG é usualmente adquirido nos músculos do antebraço. De um modo muito generalista, podemos separar os músculos esqueléticos que controlam os movimentos do pulso e da mão em dois grupos: músculos extensores e músculos flexores. Estes 2 grupos são responsáveis pela abertura e fecho da mão respetivamente, e por norma o sinal é adquirido de pelo menos um músculo de cada grupo.

A Figura 4 mostra os músculos do braço. Tipicamente, para a reabilitação da mão são utilizados no flexor, o *flexor carpi ulnaris* ou o *flexor carpi radialis* e para o extensor o *extensor carpi radialis brevis*, o *extensor carpi radialis longus* ou o *extensor digitorum* [6] [7] [8]. Estes músculos são utilizados para os movimentos do pulso, mas os movimentos da mão afetam estes músculos o suficiente para poderem ser utilizados na deteção dos movimentos da mão [6]. Em algumas configurações onde se pretende exercitar o polegar, são também utilizados o músculo *extensor pollicis longus*.

Existem ainda casos onde o paciente não tem controlo nestes músculos, como é o caso de lesões na coluna vertebral podendo ser utilizados os músculos da parte superior do braço. É o caso do *biceps brachii* [9]. Este músculo é utilizado para o controlo da articulação do cotovelo e para evitar falsas ativações despoletadas precisamente pelo movimento do cotovelo, pode ser utilizado o músculo do outro braço para atuar a mão afetada.

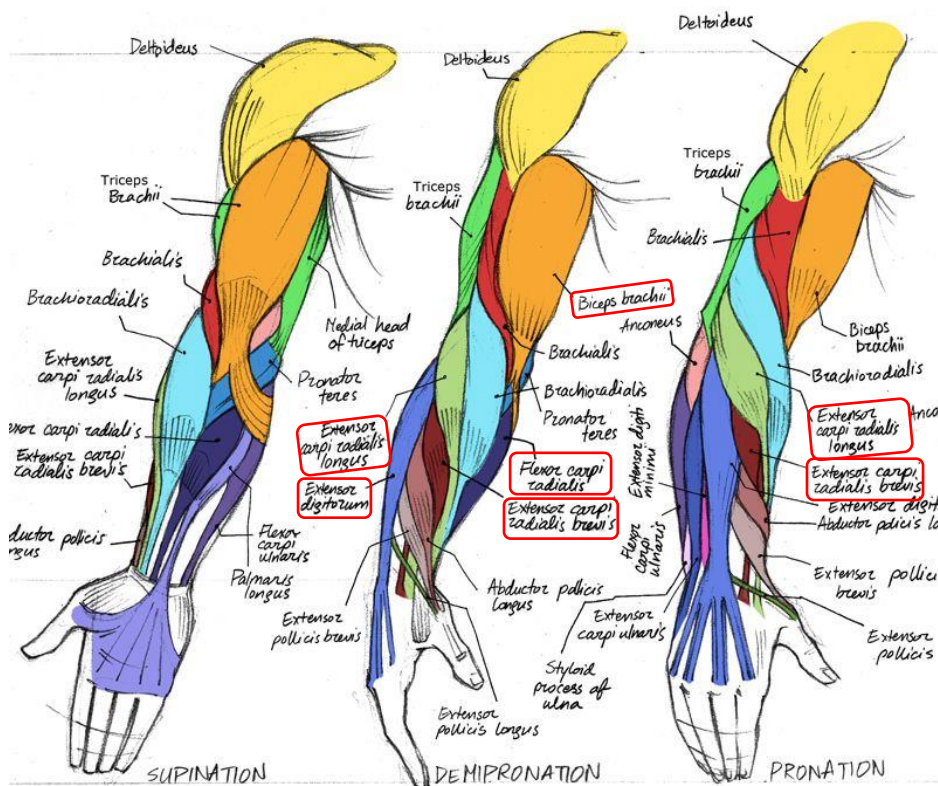


Figura 4 - Músculos do braço (retirado de [10])

2.3. Terminologia relacionada com protocolos de reabilitação e equipamentos robóticos

Nos sistemas de reabilitação automatizada, a captura da intenção de movimentos tem assentado principalmente na leitura de sinais Electromiográficos (EMG) ou de sinais eletroencefalográficos (EEG) [11]. Focaremos apenas o primeiro por ser o utilizado neste projeto.

No caso específico da mão, na reabilitação existem três classes de movimentos associados, que tipicamente originam três estados no exercício:

- Repouso, quando o paciente tem a mão em repouso, ou seja, sem fazer qualquer esforço para abrir ou fechar a mão. Neste caso o sinal EMG obtido é denominado por *baseline*.

- Extensão da mão, quando o paciente abre ou tenta abrir a mão.
- Flexão da mão, quando o paciente fecha ou tenta fechar a mão.

Geralmente estes equipamentos robóticos têm 3 modos de funcionamento que simulam os exercícios aplicados por um fisioterapeuta:

- Modo Passivo

Neste modo, o equipamento faz movimentos contínuos, no caso da mão, o movimento de flexão e extensão da mão, enquanto o paciente fica com a mão relaxada.

- Modo Ativo despoletado por EMG

Modo onde o equipamento robótico completa o movimento de abrir ou fechar a mão após ser detetada uma intenção de movimento por leitura do sinal EMG.

- Modo Ativo continuo controlado por EMG

Modo em que é requerido ao paciente uma intenção de movimento contínua lida no EMG para que o equipamento robótico auxilie a realização desse movimento.

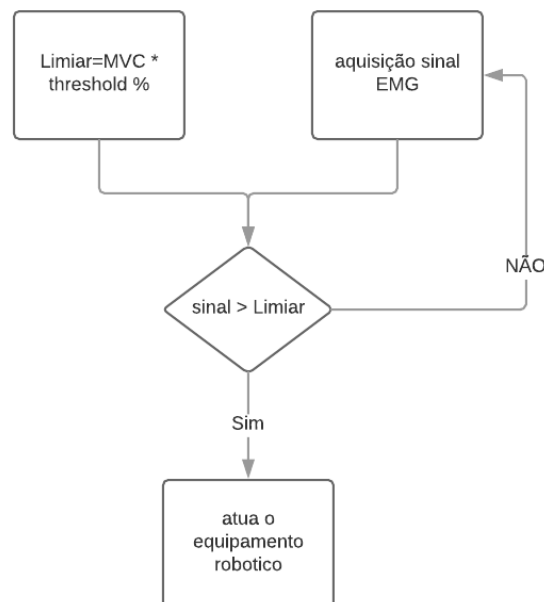


Figura 5 - verificação do sinal vs threshold

Nestes últimos dois modos está implícito que o paciente faça um determinado grau de força. Esta força é uma percentagem do MVC (*Maximum Voluntary Contraction*). O MVC é o valor obtido quando o paciente executa o movimento com a força máxima que consegue. Esta percentagem é o limiar que ativa o controlador, sendo designada neste trabalho de *threshold*. A Figura 5 mostra o diagrama que ilustra este processo.

2.4. Métricas de avaliação de reabilitação

Para poderem ser comparados resultados quantitativamente e não apenas resultados qualitativos ou relativos, são utilizadas várias métricas. Estas métricas são calculadas a cada sessão de fisioterapia pelo terapeuta a fim de aferir o resultado da recuperação. Referem-se de seguida algumas dessas métricas:

- ARAT (*Action Research Arm Test*): utilizada para medir alterações específicas num membro afetado por hemiplegia. Avalia a capacidade de um paciente manipular objetos de diferentes tamanhos, pesos e formas, podendo assim ser considerada uma medida específica para a limitação de atividade dos membros superiores [12].
- FMA (*Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery After Stroke*): utilizada exclusivamente em casos de AVC e recorre a um índice de enfraquecimento baseado no desempenho. O teste é projetado para avaliar o funcionamento motor, o equilíbrio, a sensação e funcionamento conjunto em pacientes hemiplégicos após AVC. É aplicado para determinar a gravidade da doença e planificar o tratamento [13].
- MAS (*Modified Ashworth scale*): mede a resistência ao alongamento dos tecidos moles musculares. É uma medição rápida e de fácil implementação que ajuda a aferir a eficácia do tratamento.

3. Estado da Arte

3.1. Contexto clínico

A utilização de sistemas robóticos para reabilitação motora tem crescido nos últimos anos como alternativa às terapias convencionais. São muitos os contextos clínicos que originam a incapacitação motora de milhões de pessoas, em que a reabilitação automatizada pode ter grande potencial de utilização. Destacamos de seguida alguns desses contextos clínicos. De acordo com os dados da Organização Mundial de Saúde (OMS), cerca de 17 milhões de pessoas no mundo inteiro sofrem de doenças cardiovasculares que podem levar por exemplo a AVC (acidente vascular cerebral) [1]. Só em Portugal, das 97.000 mortes anuais, cerca de 27.5% corresponde a mortes derivadas de doenças cardiovasculares [14]. Cerca de 70 a 80% dos pacientes que sobrevivem a estas doenças ficam dependentes de cuidados médicos a longo prazo. A reabilitação nestes casos é muito importante para a recuperação dos movimentos. Contudo, o custo elevado do processo de fisioterapia associado à escassez de terapeutas capazes de dar o acompanhamento necessário aos pacientes que sofrem deste tipo de doenças, podem comprometer esta recuperação.

Este é um dos contextos que mais tem sido alvo da investigação de neuroreabilitação, com recurso a sistemas robóticos baseados em eletromiografia (EMG) e eletroencefalografia (EEG). Vários estudos indicam que a utilização de equipamentos robóticos introduzidos no processo de reabilitação, impondo movimentos repetitivos e orientados a tarefas do quotidiano, são uma mais-valia, apresentando bons indicadores na recuperação dos movimentos [11] [15] [8].

Existem muitas outras situações responsáveis pela incapacidade motora. Destacamos a que deriva de intervenções cirúrgicas no cérebro, como a Hemisferectomia, por ser o caso do participante que colaborou neste projeto. Esta intervenção é feita normalmente como último recurso para minimizar os efeitos severos de algumas doenças, tais como o Síndrome de Rasmunssen, uma doença autoimune em que existe inflamação num hemisfério cerebral [16] e cujos sintomas são ataques epilépticos frequentes e severos, perda de habilidades motoras, perda da fala ou hemiparesia. Nestes casos, a reabilitação pode ajudar a recuperação da fala e dos movimentos da parte do corpo afetada pelo tratamento.

Outra situação incapacitante resulta de lesões na coluna. Estas lesões são classificadas em vários níveis de acordo com a sua severidade. No caso em que a lesão é classificada como incompleta, onde não existe ausência sensorial total nem incapacidade motora total abaixo da lesão, a reabilitação pode constituir uma ajuda importante na recuperação dos movimentos [17].

Lesões nos tendões dos dedos são também uma situação incapacitante que leva à perda de parte das funções motoras na mão. Muitas das vezes, a própria cirurgia para reparar o tendão facilita a perda das funções motoras da mão, devido ao tempo de recuperação da cirurgia que obriga a uma imobilização prolongada da mão [18]. Por vezes, as estratégias de recuperação podem, no entanto, ser difíceis de definir no que respeita ao tempo de imobilização, momento para o início da terapia e a intensidade e tipos de exercícios executados.

Em todos estes casos, a utilização de equipamentos robóticos pode representar uma mais valia no tratamento. Alguns casos de estudo clínicos avaliados com indicadores de referência, apontam para melhorias significativas na recuperação dos movimentos ou na espasticidade muscular [11] [8] [19].

3.2. Sistemas robóticos de reabilitação motora

Várias soluções robóticas para auxiliar no processo de reabilitação têm vindo a ser estudadas, tendo algumas dado origem a produtos comerciais usados em hospitais e clínicas de reabilitação, como por exemplo a Hand of Hope [2] no caso da mão, o Armeo Power [20], no caso do braço ou ReWalk Rehabilitation [21] no caso da marcha. Nesta seção procuraremos apresentar alguns desses sistemas, focando a sua funcionalidade e o seu setup. Muitos dos sistemas aqui destacados foram seleccionados a partir da pesquisa apresentada em [22].

Em [15] foi desenvolvido um equipamento robótico interativo para a recuperação dos movimentos da mão ajustado às necessidades de reabilitação dos pacientes vítimas de AVC. Este equipamento pode ser visto na Figura 6 Após um AVC, o paciente precisa de exercitar os movimentos de flexão e extensão da mão para a recuperação destes movimentos.

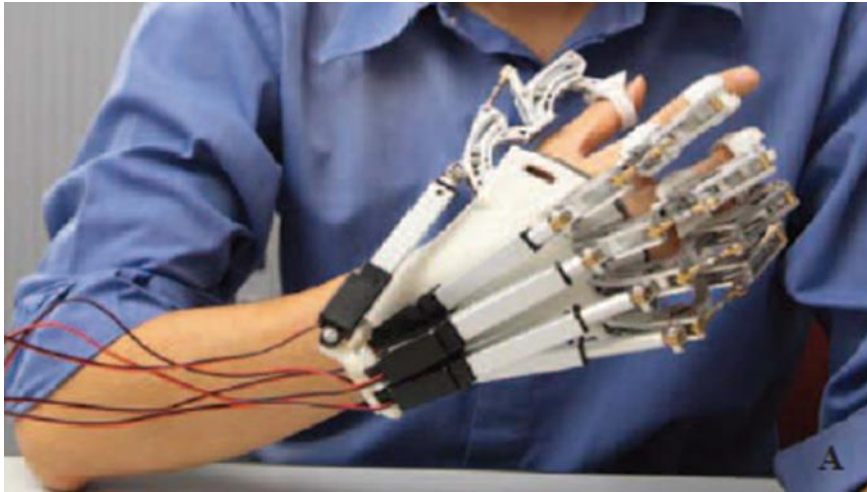


Figura 6 - Exoesqueleto de fisioterapia. Versão preliminar da *Hand Of Hope* [15]

O equipamento consiste num exoesqueleto que deteta a intenção de movimento dos músculos do braço afetado, recorrendo à leitura dos sinais EMG e executa os movimentos de extensão e flexão dos dedos. Um sistema embecido controla o módulo robótico e a leitura do sinal EMG. Os músculos utilizados para a leitura dos sinais foram o *abductor pollicis brevis* (APB) e o *extensor digitorum* (ED) com o sinal amostrado a 1KHz.

A estratégia de controlo neste ensaio consistiu em atuar o sistema de acordo com ativação EMG. Foi definido um limiar de 20% do MVC. Quando o sinal EMG ultrapassa este limiar, a mão robótica é atuada para efetuar o movimento de abrir ou fechar a mão. Para que as leituras do sinal EMG e os movimentos fossem baseados em valores do momento, foram medidos os valores de MVC e *Baseline* para cada um dos músculos antes de cada ensaio. A Figura 7 mostra um exemplo do sinal, com os *triggers* de cada ação.

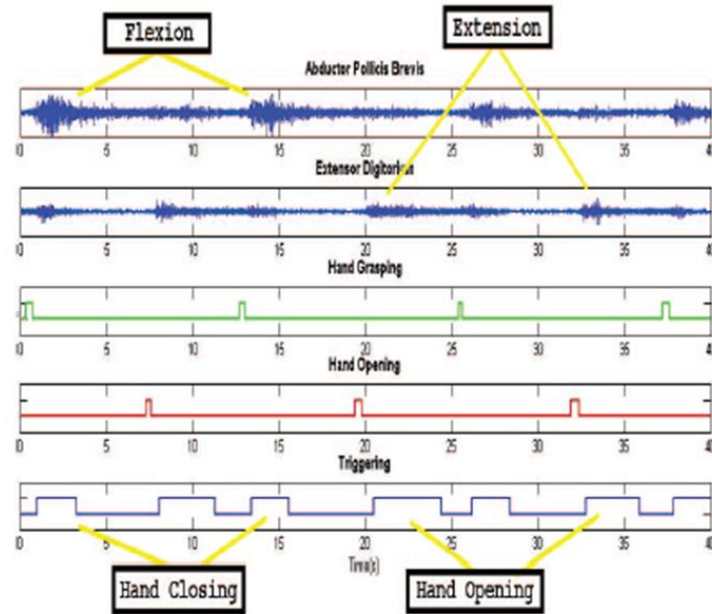


Figura 7 - sinais EMG com indicação dos *triggers* [15]

Este ensaio teve a participação de 8 pacientes de ambos os sexos vítimas de AVC, com idades compreendidas entre os 28 e 64 anos e com um período após o AVC entre os 3 e os 14 anos. Os pacientes foram sujeitos a 20 sessões de fisioterapia, com uma frequência de 3 a 5 sessões por semana. Após as 20 sessões foram verificados os resultados, em comparação com os obtidos antes do início das sessões. Os resultados obtidos foram:

ARAT – aumento de 7,8 pontos

FMA pulso e mão – aumento de 4 pontos

FMA ombro e cotovelo – aumento de 6.5 pontos

O estudo apresentado em [8] dos mesmos autores de [3], avalia os resultados com base nos valores de ativação EMG, como o *Root Mean Square Error* (RMSE) e a espasticidade muscular baseada no MAS. Montagem experimental para exercício de seguimento do pulso pode ser vista na Figura 8. O estudo contou com 15 participantes, com idades compreendidas entre os 42 e 65 anos, todos eles com um período superior a um ano após o AVC. Também neste estudo, os pacientes foram sujeitos a 20 sessões de terapia, com uma frequência de 3 a 5 sessões por semana. Antes de cada sessão, foi avaliada a *baseline* de cada músculo. O equipamento efetuou a monitorização EMG em 4 músculos: *extensor carpi (ECR) radialis*; *biceps brachii* (BIC); *triceps brachii* (TRI); *flexor carpi radialis* (FCR).

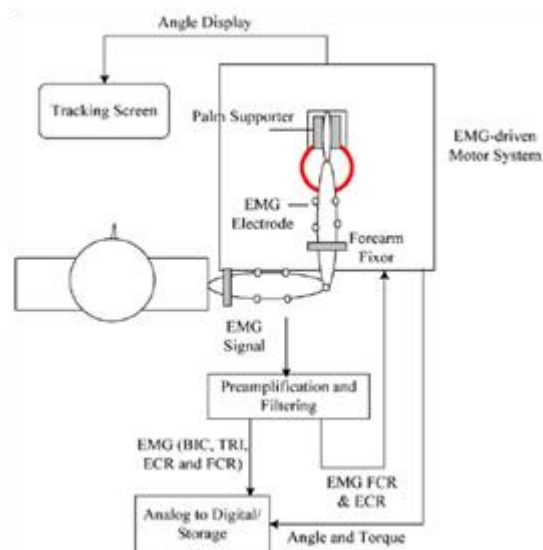


Figura 8 -Montagem experimental para exercício de seguimento do pulso [8]

O exercício consistiu na flexão e extensão do pulso, fazendo o seguimento de um alvo mostrado num monitor. Cada sessão compreendeu 12 tarefas de seguimento, cada uma delas com 5 ciclos de extensão / flexão do pulso. Neste caso, o equipamento robótico aplica uma força angular assistiva, calculada com base nos valores obtidos nos testes de calibração de flexão e extensão do pulso. O estudo revelou uma melhoria motora após completarem o processo de fisioterapia. Um estudo efetuado anteriormente pelos mesmos autores revelou também que a aplicação de uma força resistiva ao movimento mantém o nível de dificuldade do movimento e aumenta a força muscular, atingindo assim melhores resultados. O sinal EMG obtido nos músculos foi amostrado a 1KHz, ao qual foi aplicado um filtro *Notch* aos 50Hz e um filtro de 4ª ordem *Butterworth* passa banda entre os 20Hz e 500Hz. Os sinais foram recolhidos com o sistema de aquisição DAQ NI6036E.

O estudo apresentou uma melhoria de 17.3% na RMSE e uma melhoria entre 1.2 e 24.4% para os quatro músculos monitorizados. Em relação à espasticidade houve também uma melhoria entre os 14.7% e 28%.

O estudo descrito em [18] mostra um protótipo de um equipamento robótico cujo objetivo é a reabilitação dos movimentos dos dedos em pessoas com lesões nos tendões dos dedos. Um dos problemas mais comuns, após uma intervenção cirúrgica para reparar um tendão, é a rigidez dos dedos, ou seja, a incapacidade de executar a amplitude completa do movimento do dedo.

Esta rigidez é causada pela imobilização necessária dos dedos, após a cirurgia. A imobilização causa algumas complicações como a adesão dos tendões ao tecido circundante. Esta adesão pode ser prevenida se for feita fisioterapia mais cedo, de acordo com um protocolo específico. Existem duas técnicas de reabilitação para a patologia referida, que são a técnica modificada de Duran e o método de Kleinert. No primeiro caso, o fisioterapeuta executa o movimento do dedo do paciente, enquanto este se mantém passivo. Esta técnica tem custos elevados de tratamento por necessitar de uma intervenção regular do fisioterapeuta. O método de Kleinert, ilustrado na Figura 9 utiliza um sistema de elásticos que permite uma utilização passiva ou ativa.

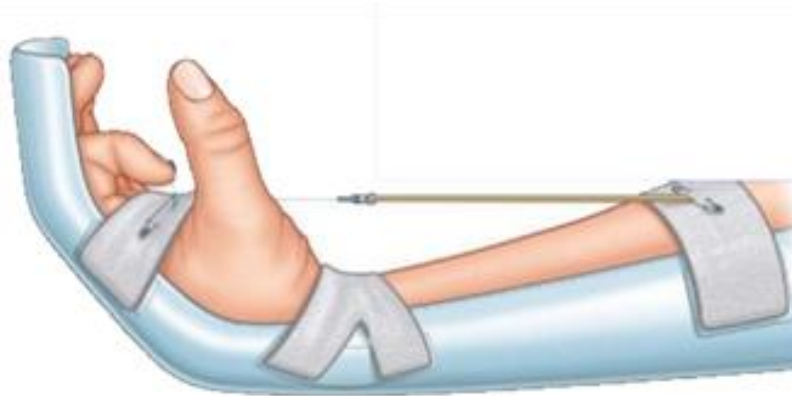


Figura 9 - Método modificado de Kleinert [23]

Este método, devido à sua estrutura simples não permite um controlo mais apertado dos movimentos coordenados. O sistema desenvolvido permite 4 modos de utilização, nomeadamente, passivo, ativo, ativo assistido ou ativo-reativo. Neste último modo, quando o paciente termina o movimento desejado, mantém-se passivo enquanto o sistema repõe o dedo na posição inicial. Este modo é similar ao método de Kleinert. O protótipo tem como sinal de entrada o sinal EMG dos músculos *extensor digitorum* e *extensor indicis proprius* com um limiar de atuação definido antes do exercício. Foi utilizada uma placa de aquisição Quanser Q8. O sinal foi amostrado a uma frequência de 1KHz. A banda de interesse neste caso situa-se entre os 20Hz e os 500Hz. Foi utilizado um filtro de 4ª ordem para definir esta banda. A característica do sinal foi retirada recorrendo ao *Root Mean Square* (RMS) e também neste caso se avaliou a *baseline* e MVC antes de cada sessão de fisioterapia.

O estudo conclui que a atividade muscular é significativamente mais alta quando utilizado o equipamento robótico no modo ativo.

O estudo apresentado em [9] usa o exoesqueleto de uma mão para realizar movimentos de *pinch* para reabilitação de um paciente que sofreu uma lesão nos tendões da coluna. Esta patologia afeta entre 250000 e 500000 pessoas anualmente em todo o mundo [24]. O participante apresenta uma lesão nas vértebras C5/C6 que limitam os movimentos das mãos e pulsos, mas não dos braços [25]. A lesão aconteceu seis anos antes da participação no estudo. Os sinais EMG foram capturados no músculo Bíceps. A aquisição do sinal foi feita recorrendo a um sistema Delsys Bagnoli a uma frequência de amostragem de 500Hz. Também neste caso o sinal foi processado por um filtro passa baixo *Butterworth*. Antes do ensaio, foram recolhidos os valores de *baseline* e o MVC. A calibração baseada na percentagem da MVC foi ajustada para um valor com que o paciente se sentiu confortável na utilização do equipamento. O ensaio consistiu em agarrar 6 objetos, de diferentes formatos e diferentes pesos, e deslocá-los para outra posição.

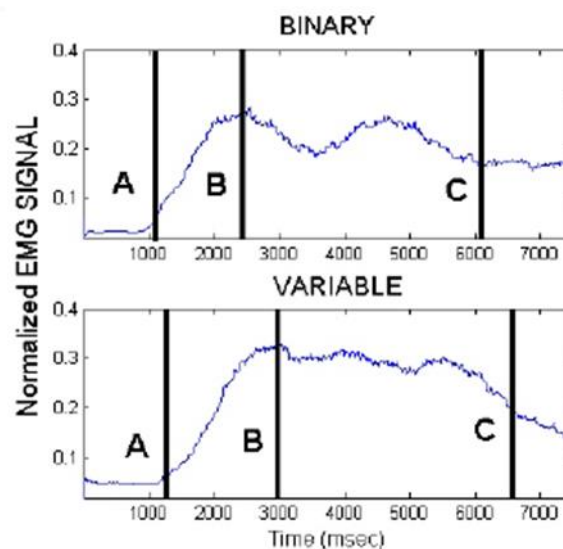


Figura 10 - sinal recolhido durante uma sequência do protocolo [9]
 A – Contacto inicial; B – objeto seguro; C – objeto libertado

Na Figura 10 mostra o sinal EMG normalizado ao longo do exercício. A conclusão do teste indica que o exoesqueleto teve uma taxa de eficiência em 100% em 3 dos seis objetos, sendo os outros escorregadios para a ponta metálica do exoesqueleto.

Em [19] apresenta-se um sistema robótico desenhado para a recuperação dos movimentos das mãos numa situação pós-AVC. Este equipamento apresenta 3 modos de funcionamento: modo

de movimento passivo, modo de movimento despoletado por EMG e modo de movimento com controlo contínuo por EMG. A Figura 11 mostra o equipamento desenvolvido.

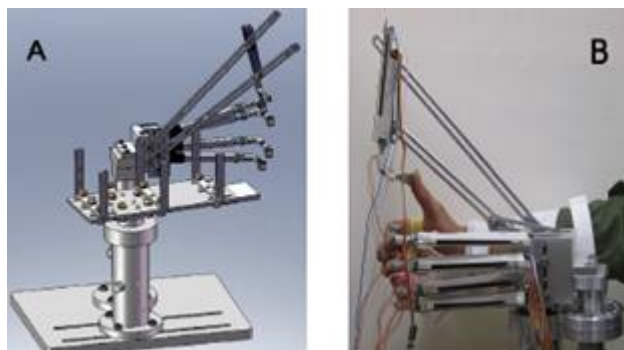


Figura 11 - A figura A representa o protótipo e a figura B mostra o equipamento em utilização [19]

O Indivíduo, sentado numa posição confortável para a sua utilização, apoia o braço no suporte e as pontas dos dedos são colocadas nos adaptadores colocados nas extremidades de cada atuador linear. Os sinais EMG foram obtidos nos músculos *extensor digitorium* (ED) e *abductor pollicis brevis* (APB) com um sistema de aquisição DAQ NI cDAQ-9172 e amostrados a uma frequência de 1KHz. Antes dos exercícios, foram obtidos os valores de *baseline* e o MVC para definir o valor de limiar de ativação dos movimentos. O limiar neste estudo foi definido nos 30% do MVC. O estudo não apresenta resultados clínicos, mas mostra a força efetuada com os dedos no decorrer do exercício e o seguimento dos atuadores/dedos em relação ao objetivo. Também a leitura EMG nos músculos ED e APB mostram valores bastante distintos em cada um dos movimentos, como mostra a Figura 12.

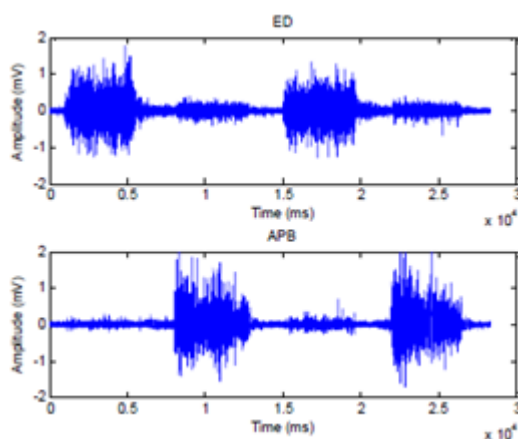


Figura 12 - sinal EMG capturado nos músculos ED e APB [19]

O equipamento robótico e a posição da mão, permitem facilmente aceder ao APB, algo que não acontece com um exoesqueleto.

O estudo apresentado em [7] tem por objetivo o desenvolvimento de um equipamento robótico para fisioterapia que permita aos pacientes que sofreram um AVC efetuar fisioterapia de um modo mais autónomo.



Figura 13– modelo do exoesqueleto para dois dedos [7]

O exoesqueleto, cujo modelo 3D pode é apresentado na Figura 13 prevê o acompanhamento apenas para o dedo indicador e o médio. A aquisição de sinal foi feita com um módulo de aquisição BITalino [26], a uma frequência de 1KHz. O sinal foi adquirido em três músculos, *extensor digitorium*, *flexor carpi radialis* e *flexor carpi ulnaris*. Foram testadas várias técnicas de extração de características nomeadamente o RMS, o *Integrated Emg* (IEMG), ou a *Variance* (VAR). Também a janela deslizante foi analisada com diferentes tamanhos, tendo-se chegado à conclusão de que as janelas superiores a 300ms são mais vantajosas. Foram utilizados algoritmos de reconhecimento de padrões tendo alguns deles atingido uma classificação na ordem dos 95%. O sistema não foi, no entanto, ainda aplicado clinicamente.

A Tabela 1 mostra o resumo de algumas características dos sistemas referidos neste capítulo.

Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora

Tabela 1 - Resumo de equipamentos robóticos descritos no estado da arte

Ref.	dispositivo	sensores	músculos utilizados	Processamento	modos de funcionamento	patologia	momento da intervenção	duração da terapia	validação	resultados
[8]	Exoesqueleto mão com 5 motores lineares	Ambu Blue Sensor SE-00-S/50	APB - abductor pollicis brevis ED - extensor digitorum	FS 1KHz threshold de 20% of MVC		AVC hemorrágico / isquêmico	3 a 14 anos após o AVC	20 sessões 3 a 5 sessões por semana	ARAT FMA	ARAT - aumento de 7,8 pontos FMA W&H - aumento de 4 pontos FMA S&E - aumento de 6,5 pontos
[9]	desktop pulso motor: Dynaserv torque sensor: AKC-205A	Eléttodos Noraxon amplificador INA126 NI 6036E DAQ	ECR - extensor carpi radialis BIC - biceps brachii TRI - triceps brachii FCR - flexor carpi radialis	FS 1KHz	Passivo Despoletado por EMG Controlado por EMG com as opções Resistivo e Passivo	AVC	>1 ano após AVC	20 sessões 3 a 5 sessões por semana	RMSE (Root Mean Square Error) nível de ativação EMG Índice de co contração muscular	17,3% de melhoria RMSE 1,2 a 24,4% de melhoria na nível de ativação EMG para 4 músculos 14,7% a 28% de melhoria na co contração muscular
[12]	desktop mão 5 motores lineares	NI cDAQ-9172	APB - abductor pollicis brevis	FS 1KHz threshold de 30% do MVC	Passivo Despoletado por EMG	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D

Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora

			ED - extensor digitorum		Controlado por EMG					
[17]	Exoesqueleto 2 motores pneumáticos	Delsys bagnoi-8	Biceps	FS 500Hz	Despoletado por EMG	Lesão na coluna vertebral, vertebras C5e C6	6 anos apos lesão	N/D	N/D	N/D
[20]	Exoesqueleto ligado por cabos a 2 servomotores	BITalino	ED - extensor digitorum FCR - flexor carpi radialis FCU - flexor carpi ulnaris	FS 1KHZ RMS	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D

4. Métodos de processamento de sinal

A aquisição e processamento de sinal EMG foi realizada para dois sistemas distintos, HOH e ARHO, os quais serão descritos separadamente nos dois capítulos seguintes. Existem, no entanto, partes comuns aos dois sistemas, no que diz respeito às técnicas de processamento de sinal usadas. Uma vez que o processamento do sistema HOH foi implementado em ambiente Matlab/Simulink, a implementação, teste e comparação de vários métodos de processamento de sinal foi facilitada pois recorreu-se a *toolboxes* de processamento de sinal que este ambiente disponibiliza. As técnicas posteriormente implementadas no sistema ARHO tiveram por base a os testes realizados com o sistema HOH.

Neste capítulo são descritos os métodos de processamento de sinal EMG usados, e os princípios básicos subjacentes.

4.1. Sinal EMG

O sinal EMG é considerado um processo estocástico estacionário em determinados períodos de tempo, que dependem do nível de contração muscular, possuindo uma distribuição Gaussiana da amplitude. A maior parte da energia do sinal reside entre os 0 e os 500 Hz, sendo que a parte mais relevante da energia se encontra entre os 50 e os 150Hz [27]. Um exemplo do espectro de frequências pode ser visto na Figura 14.

A frequência de amostragem típica é de 1Khz, pois permite capturar toda a gama de frequências do sinal EMG. No nosso caso, no entanto, optou-se por utilizar uma frequência de amostragem de 250 Hz uma vez que todo o processo de captura e processamento do sistema ARHO irá decorrer num microcontrolador de baixo processamento e pequena capacidade de memória RAM. Ainda assim a frequência de amostragem 250 Hz permite capturar a parte do sinal onde reside a maior parte da energia.

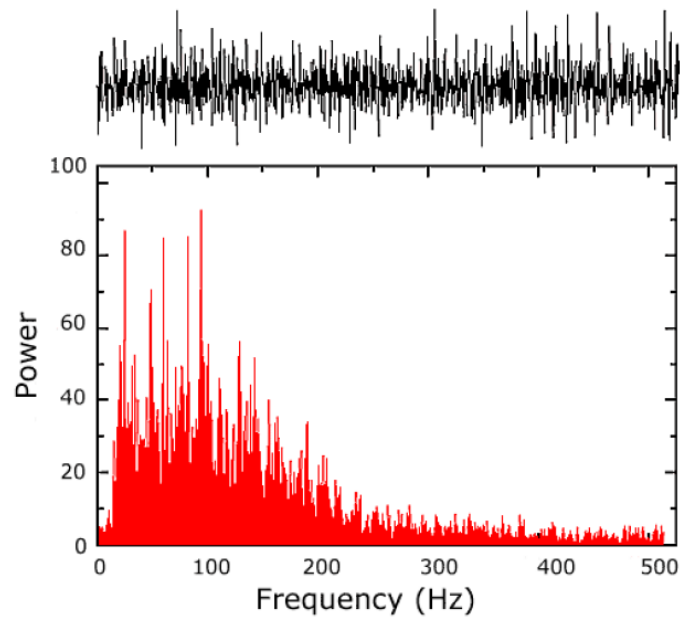


Figura 14 - Em cima o sinal eletromiográfico no domínio do tempo em baixo o espectro de frequências do sinal EMG adquirido no músculo *Tibialis Anterior* com uma força de 50% da MVC (retirado de [27])

4.2. Pipeline de processamento sinal

Antes de iniciar a fase de processamento de sinal EMG foi necessário analisar o sinal no domínio do tempo, para perceber o seu comportamento de amplitude ao longo do tempo, nos vários músculos para cada um dos movimentos, e no domínio da frequência para definir adequadamente as frequências de corte que os filtros devem aplicar ao sinal.

A primeira etapa do pipeline de processamento de sinal consiste na filtragem do sinal para excluir a gama de frequências indesejadas, como por exemplo a frequência da rede elétrica. Depois o sinal é segmentado através de uma janela com N amostras que desliza no tempo com uma dada sobreposição entre segmentos. A cada segmento guardado em *buffer* é aplicado um extrator de características. Estas características serão a base para a identificação da intenção de movimento.

A Figura 15 mostra a sequência do processo de processamento de sinal.

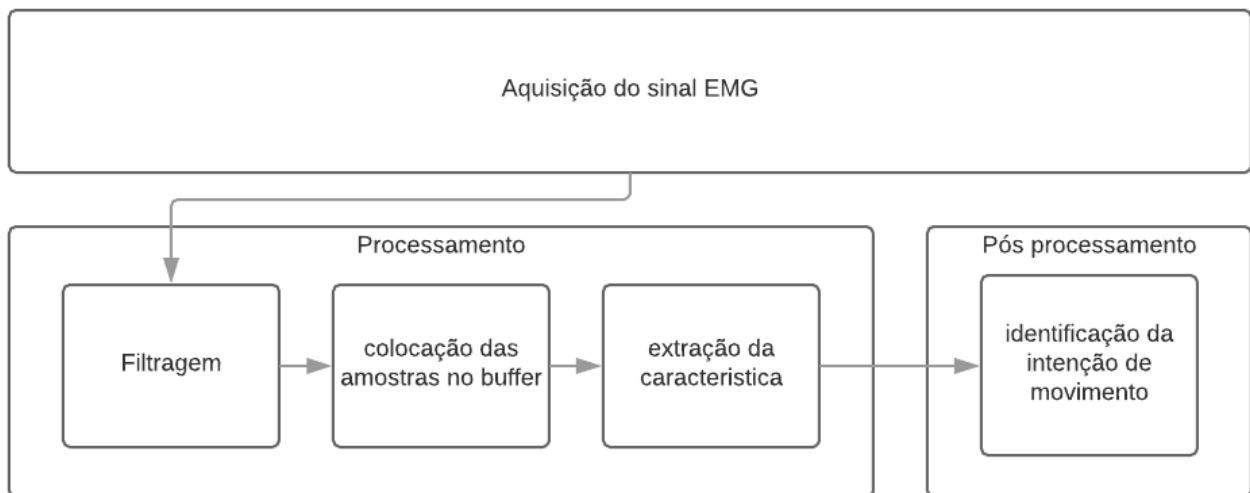


Figura 15 - Sequência do processo de processamento de sinal

4.3. Filtragem

Mesmo dentro da gama de frequências de interesse, o sinal EMG pode ser contaminado por diferentes fontes de ruído, tais como:

- Ruído produzido pelos componentes eletrônicos do próprio equipamento de detecção do sinal EMG. Este ruído não pode ser eliminado, mas pode ser reduzido, recorrendo à utilização de componentes de alta qualidade no desenho do circuito eletrônico;
- Artefactos derivados do movimento, normalmente abaixo dos 20Hz;
- Ruído ambiente, produzido pelos equipamentos elétricos, balastros das lâmpadas fluorescentes, etc. A frequência dominante é a frequência da rede elétrica, no nosso caso, 50Hz;
- Outro ruído ambiente em diferentes frequências. Também neste caso não é possível eliminar este ruído que contribui para baixar a relação sinal-ruído do sinal de interesse.

Torna-se, assim, necessário filtrar o sinal para eliminar ou atenuar frequências indesejadas.

Foram considerados os seguintes filtros digitais:

- Passa baixo: para excluir todas as frequências acima da frequência de corte parametrizada;
- Passa alto: para excluir todas as frequências de corte abaixo da frequência de corte parametrizada;

- Passa banda: para combinação dos dois filtros anteriores, deixando passar apenas as frequências entre as frequências de corte inferior e superior;
- Notch: caso particular de um filtro do tipo rejeita banda, para eliminar apenas a frequência parametrizada.

Foram testados filtros digitais *Finite Impulse Response* (FIR) e filtros *Infinite Impulse Response* (IIR). Os filtros FIR têm como principais vantagens a sua linearidade de fase, ou seja, o atraso é constante em todas as frequências e o facto de serem sempre estáveis. A Figura 16 mostra a implementação genérica deste tipo de filtro e a equação de diferenças genérica é dada por:

$$y(n) = b_0x_n + b_1x_{(n-1)} + b_2x_{(n-2)} + b_3x_{(n-3)} + \dots + b_Mx_{(n-M)} + \quad (2)$$

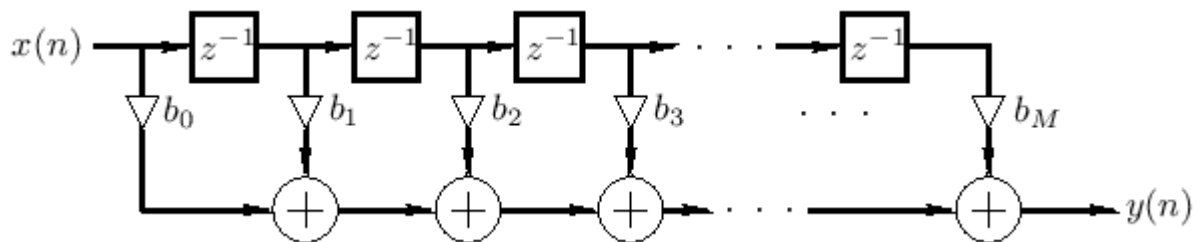


Figura 16 - Implementação de um filtro digital de ordem M

Por outro lado, os filtros IIR permitem uma banda de transição mais reduzida com uma ordem muito menor, o que se traduz numa maior eficácia no corte das frequências indesejadas, um atraso menor e menos cálculos computacionais, em relação aos filtros FIR. Contudo, este tipo de filtros não é sempre estável e a sua fase não é linear. A equação de diferenças de um filtro IIR é dada por:

$$y(n) = b_0x_n + b_1x_{(n-1)} + \dots + b_Mx_{(n-M)} - a_1y_{(n-1)} - \dots - a_Ny_{(n-N)} \quad (3)$$

Os filtros IIR implementados no sistema ARHO seguiram a forma Direct Form II ilustrada na Figura 17.

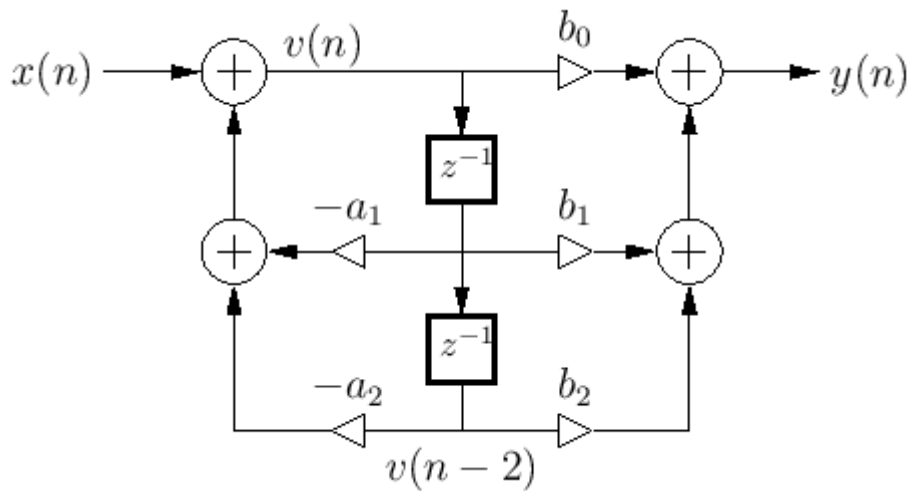


Figura 17 - Implementação de um filtro digital de 2ª ordem na *Direct Form II*

A sua expressão é dada por

$$y(n) = b_{(0)}v(n) + b_{(1)}v(n-1) + b_{(2)}v(n-2) \quad (4)$$

Onde

$$v(n) = x(n) - a_1v(n-1) - a_2v(n-2) \quad (5)$$

4.4. Janela deslizante

O método da janela deslizante permite utilizar as amostras mais recentes do *buffer*, e permite ajustar uma percentagem de reutilização de amostras (sobreposição entre janelas). Se, por exemplo, tivermos um *buffer* que armazena as amostras recolhidas num segundo e fizermos a extração das características a cada 660 milissegundos, temos uma sobreposição de 33%.

Para cada janela são extraídas as características do sinal de ambos os músculos. A sobreposição de janelas permite suavizar as transições entre cada segmento na extração das características do sinal EMG. A Figura 18 ilustra este método.

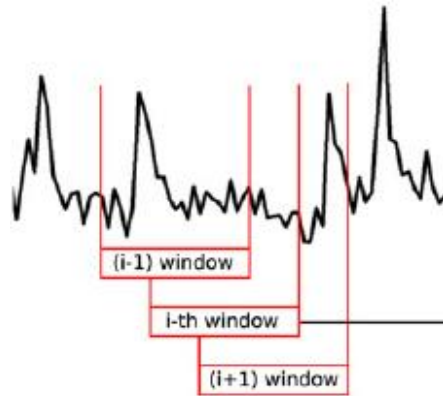


Figura 18 - Janela deslizante

4.5. Técnicas de extração de características no domínio de frequência

No domínio da frequência o sinal é analisado em relação à amplitude de cada uma das componentes do seu espectro de frequências. Técnicas como a FFT ou o método de Welch podem ser utilizadas.

4.5.1. Transformada de Fourier

A Transformada de Fourier permite uma representação do sinal no domínio da frequência. Aplicando a DFT (Discrete Fourier Transform) a segmentos do sinal é possível identificar diferenças espectrais entre os diferentes movimentos da mão. Foi usada a FFT (*Fast Fourier Transform*) para aplicar a DFT. A expressão da DFT é dada por

$$x_{(k)} = \sum_{n=0}^{N-1} x_{(n)} e^{-\frac{j2\pi nk}{N}}, 0 \leq k < N \quad (6)$$

Onde N é o número de pontos de $x_{(n)}$.

4.5.2. Pwelch

O método pwelch é baseado no cálculo do periodograma. Estima a potência de um sinal nas diferentes frequências a partir de vários sub-segmentos (janelas) do sinal. Isso permite reduzir o ruído e as transições de alta frequência à custa de uma menor resolução no espectro de frequências. No entanto, para se tirar partido deste método têm de usar sequências relativamente longas de sinal. A sua expressão é dada por

$$P = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} |DFT_k(x_m)|^2 \quad (7)$$

Onde M representa o número de segmentos do sinal x_m , cada um com N pontos

$$x_m = x(n + mN), n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (8)$$

ao qual se aplica a DFT. Como exemplo da implementação do método de Welch, apresenta-se na Figura 19 o diagrama de blocos implementado pelo Simulink.

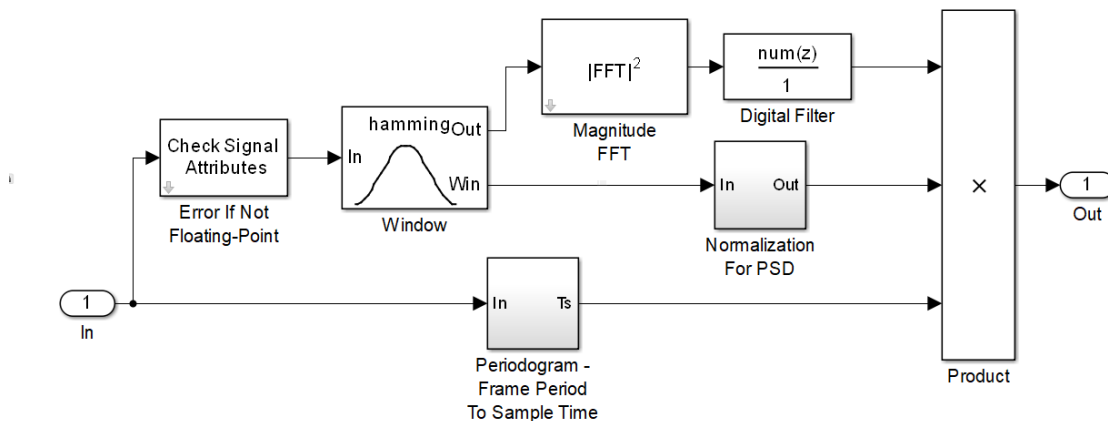


Figura 19 - Implementação do método de Welch em Simulink.

4.6. Extração de características no domínio do tempo

De entre os vários métodos de extração de características do sinal EMG [6] [27], um dos mais usados no domínio do tempo é a raiz do valor médio quadrático (RMS/valor eficaz), dado por

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (9)$$

onde x_i representa as amostras e n o número de amostras definidas para uma janela.

Outros métodos também utilizados são a potência (P), o valor absoluto integrado (AIVAL) ou a variância (VAR). No caso do AIV, o valor é dado pela integração do sinal EMG retificado, ou seja,

$$AIVAL = \sum_{i=1}^n |x_i| \quad (10)$$

onde x_i é cada uma das amostras e n o número de amostras definidas para uma janela.

A potência é dada por

$$P = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n x_i^2 \quad (11)$$

onde também x_i é cada uma das amostras e n o número de amostras definidas para uma janela.

Outro método testado foi a variância, dada por

$$VAR = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \mu_x)^2 \quad (12)$$

onde x_i é cada uma das amostras e n o número de amostras definidas para uma janela e μ_x é a média de x , dada por

$$\mu_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (13)$$

5. Sistema de reabilitação HOH

Neste capítulo é apresentado o framework HOH (*setup* de aquisição e atuação), os módulos desenvolvidos e a análise e processamento do sinal EMG. A Figura 20 mostra este *setup* e a arquitetura do sistema é mostrada no diagrama da Figura 21. Apresentaremos a arquitetura do sistema de modo detalhado, mostrando onde e como é implementada cada parte do processo e como é feita a interação entre os diferentes módulos de software e hardware.

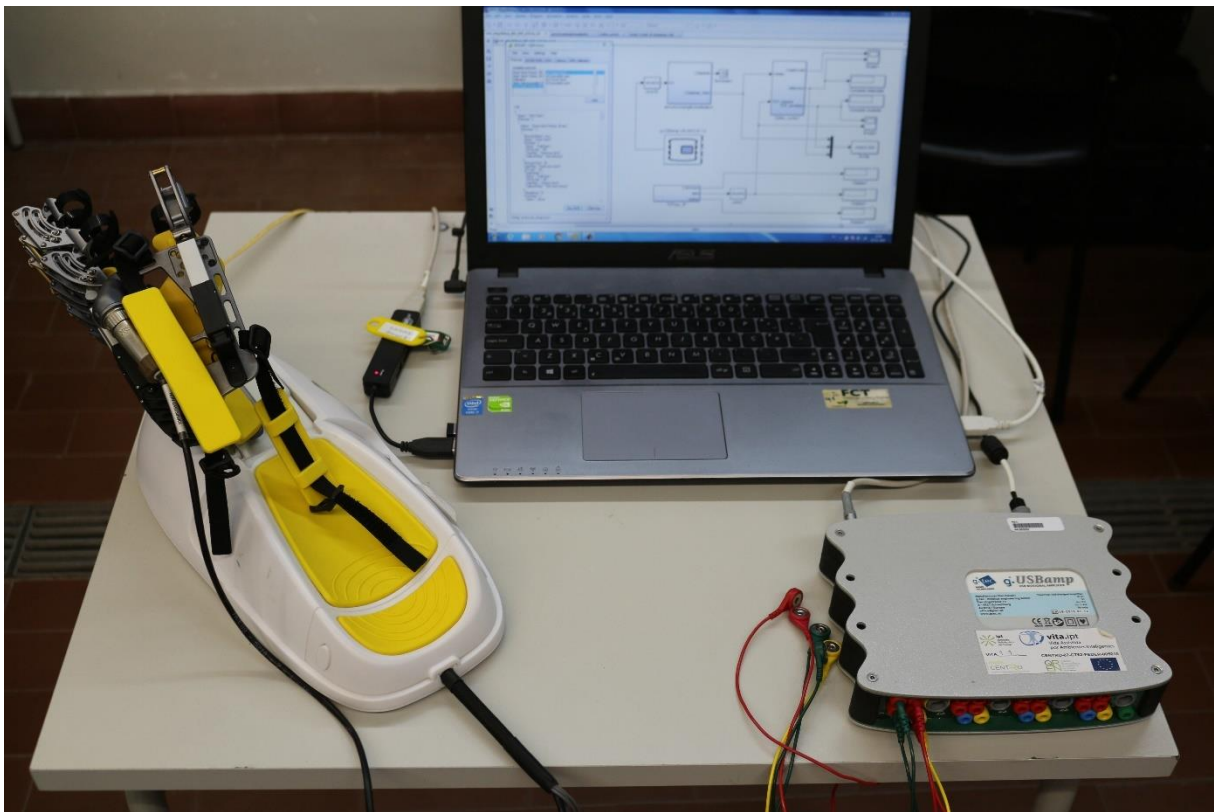


Figura 20 - Setup do sistema de Reabilitação HOH

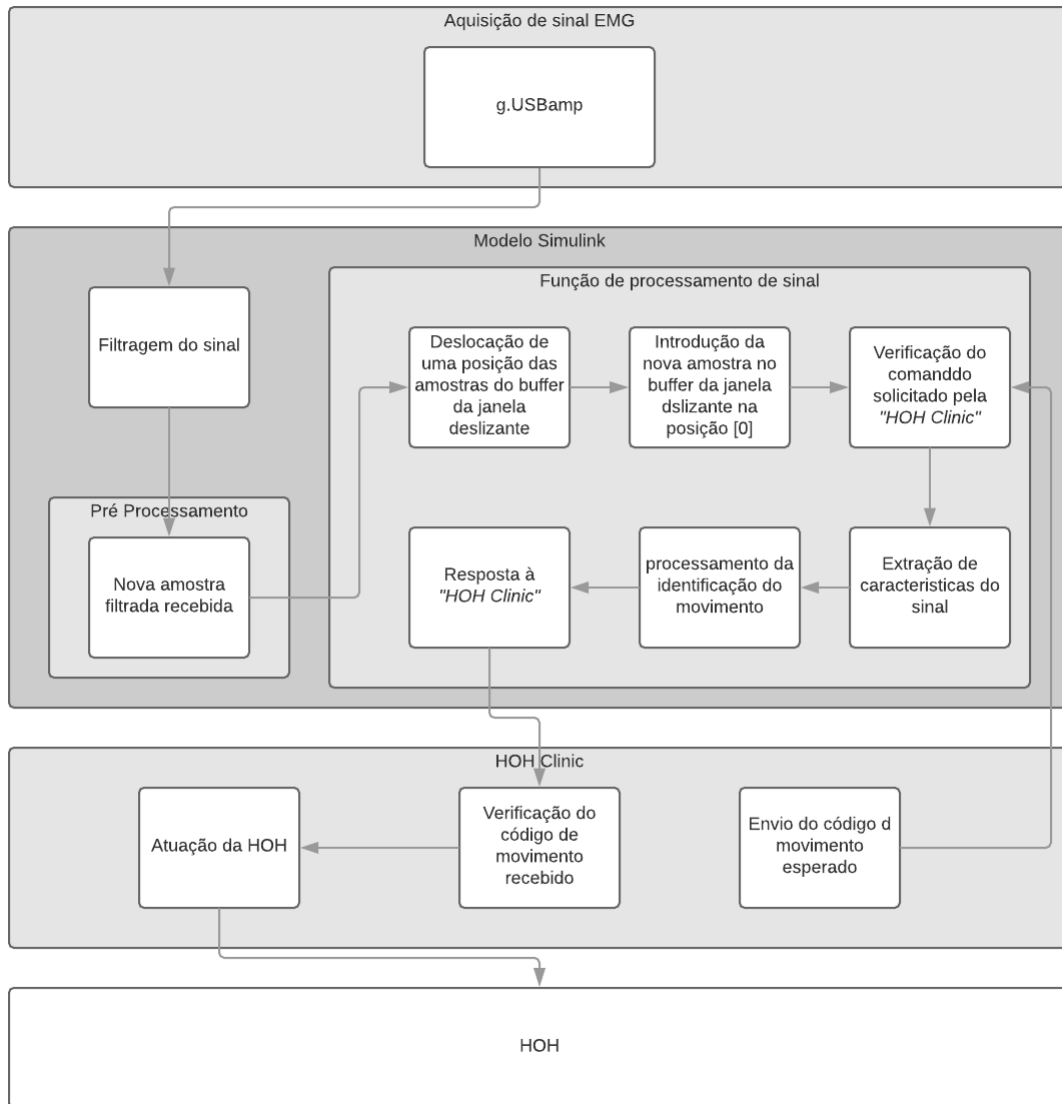


Figura 21 - Arquitetura do sistema de reabilitação HOH

5.1. Setup de aquisição EMG

5.1.1. Sistema de aquisição

Para a aquisição dos sinais EMG foi utilizado um amplificador de bio-sinal da g.tec Medical Engineering e elétrodos descartáveis do tipo Cloreto De Prata (Ag/AgCl). O software de aquisição e processamento é um *framework* da g.tec designado por Highspeed Simulink, que permite processamento em tempo real. O software foi executado num PC portátil com um processador Intel® Core i7 de 1.8GHz, 8Gb de RAM, com sistema operativo Windows® 7 de 64 bits. O g.USBamp tem certificação médica, pelo que pode ser usado em ambiente clínico.

Este equipamento possui 16 canais com uma resolução de 24 bits, o que lhe permite fazer aquisição de bio-sinais de uma gama bastante vasta, desde sinais EEG, Eletrocardiográficos (ECG), EMG, ou Eletro-oculografia (EOG) [28].

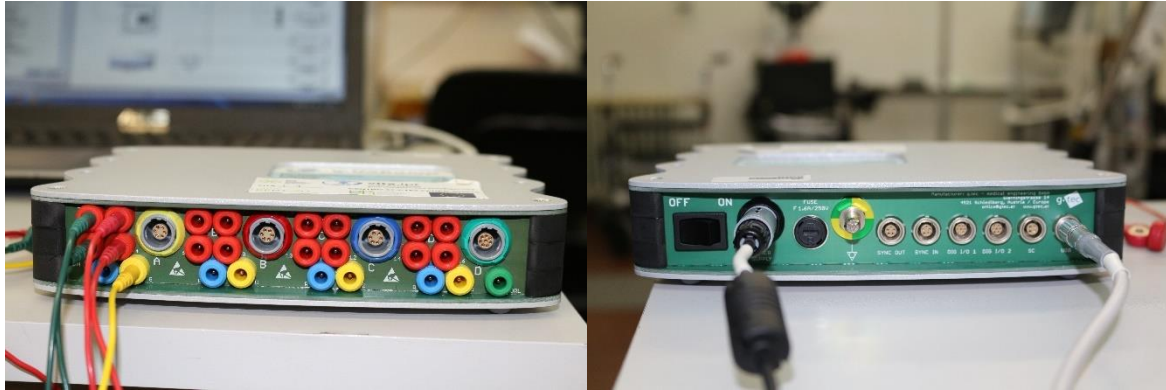


Figura 22 - g.USBamp - ligações frontais (elétrodos) à esquerda e ligações traseiras (alimentação e usb) à direita

A Figura 22 mostra à esquerda, as ligações frontais e à direita as ligações posteriores. À esquerda cada par de elétrodos verde/vermelho representa um par diferencial e o amarelo representa a referência.

5.1.2. Colocação de elétrodos

Dois pares de elétrodos EMG Ag/AgCl com configuração diferencial são colocados no antebraço. O par diferencial 1 é colocado no músculo *Flexor Carpi Ulnaris*, para a flexão da mão e o par diferencial 2 é colocado no *Extensor Carpi Radialis Brevis* para a extensão da mão, de acordo com a Figura 23.

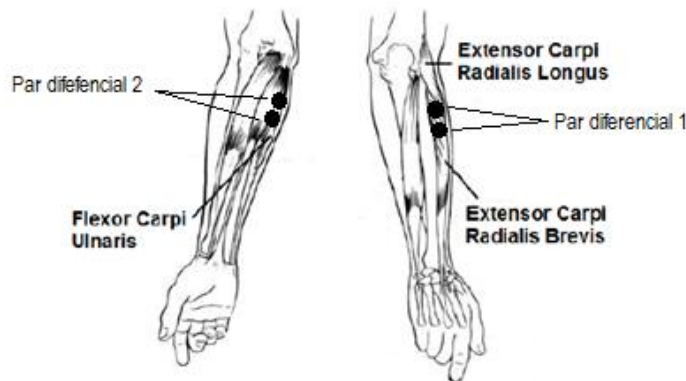


Figura 23 - Colocação dos elétrodos [6]

Os elétrodos devem ser colocados no centro do músculo, como mostrado na Figura 23, no sentido longitudinal do músculo, separados aproximadamente 2 cm entre si. O eletrodo de referência (amarelo) deve ser colocado numa zona com menos músculo. Normalmente atrás do cotovelo ou no pulso, na ulna.

5.1.3. Módulo de aquisição e processamento de sinal – Modelo Simulink

A Figura 24 mostra o modelo Simulink utilizado para recolha de *datasets* do sinal EMG para posterior análise/processamento *offline*.

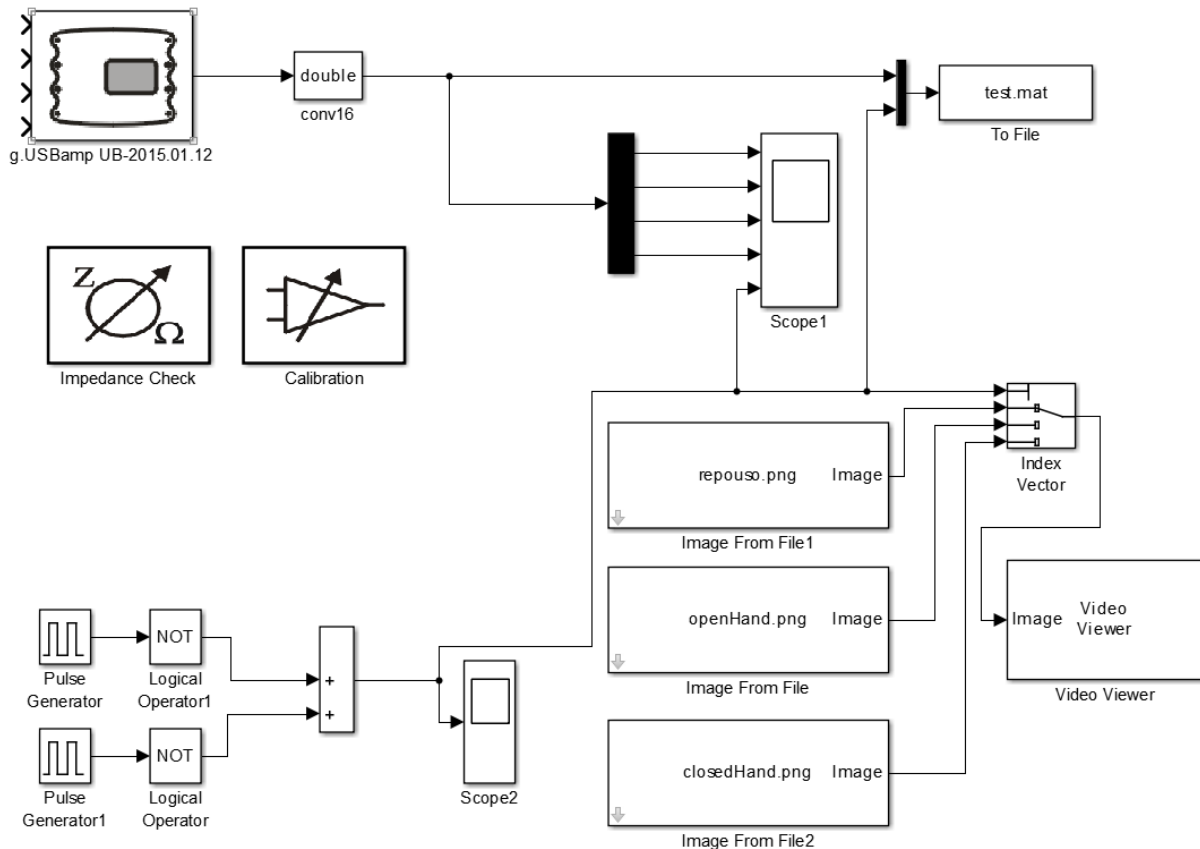


Figura 24 - Modelo Simulink utilizado para a aquisição de sinal EMG e processamento offline

O modelo é composto pelo bloco g.USBamp, onde podem ser configurados vários parâmetros de processamento tais como frequências de amostragem, filtragem e aquisição diferencial ou monopolar. Existe também um bloco de calibração e um bloco para medição de impedância. O

sinal EMG adquirido é enviado simultaneamente para um bloco “osciloscópio” e para um ficheiro *.mat. Os dados EMG são automaticamente etiquetados em três estados, repouso, extensão e flexão, em tempos definidos por um gerador de digital de três níveis. A etiquetagem dos dados é feita de acordo com a Tabela 2 e será a utilizada no decorrer deste trabalho.

Tabela 2 - Etiquetagem dos movimentos

Movimento	Etiqueta
Repouso	0
Abrir a mão ou extensão	1
Fechar a mão ou flexão	2

Esta etiqueta é também colocada no osciloscópio e no ficheiro de saída. Em paralelo, este sinal sincroniza as imagens, mostradas na Figura 25, que irão dar a informação ao utilizador do movimento pretendido em cada momento da aquisição.

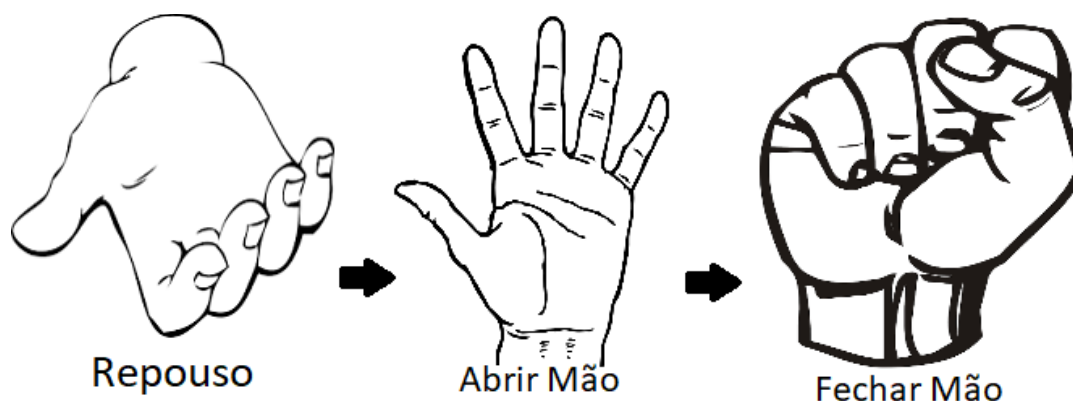


Figura 25 – Imagens apresentadas no decorrer do exercício

Os dados são guardados no formato de matriz com o sinal EMG de ambos os músculos e a etiqueta do movimento.

O bloco gUSBamp permite configurar o número de canais a utilizar, a configuração monopolar ou diferencial, bem como a frequência de amostragem e filtros de pré-processamento. O painel de controlo deste bloco pode ser visto na Figura 26.

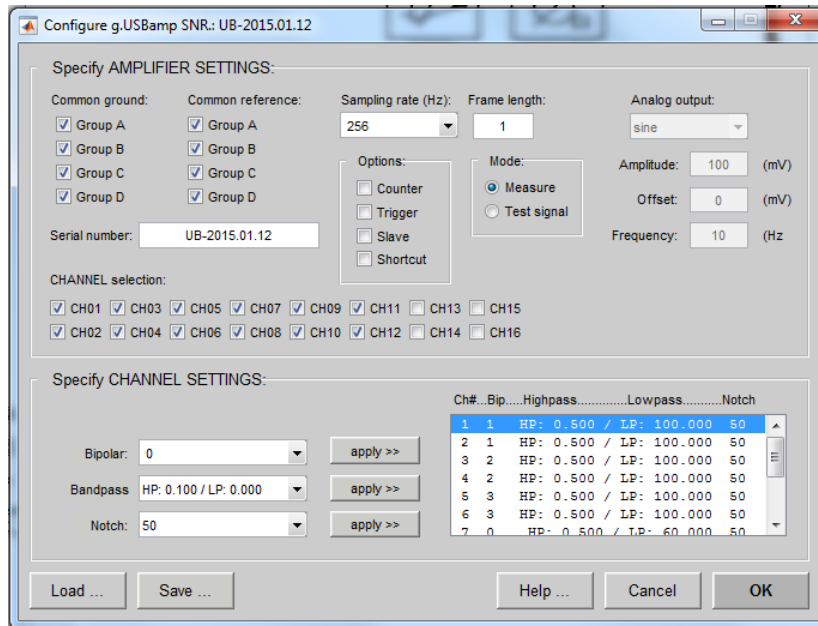


Figura 26 - Bloco g.USBamp no Simulink.

Como visto no ponto 4.1, a frequência de amostragem utilizada é de 256 Hz. O filtro de pré-processamento é um passa-banda entre os 0.5 Hz e os 100 Hz. É também aplicado um filtro notch para eliminar o ruído produzido pela rede elétrica.

Para a aquisição e processamento online dos sinais EMG e integração com a HOH, recorreremos ao mesmo *setup* mas com um modelo Simulink desenvolvido para fazer o processamento de sinal *online*, conforme ilustrado na Figura 27. Os blocos principais deste modelos são apresentados de seguida.

g.USBamp

Ao centro, temos o bloco do g.USBamp, o amplificador de sinal utilizado para efetuar a captura, amplificação dos sinais EMG e aplicar os filtros de pré-processamento. O sinal adquirido é entregue ao bloco “*pre-processing & visualisation*”,

pre-processing & visualisation

Bloco responsável principalmente por aplicar o filtro. Foi projetado e aplicado um filtro *Butterworth* passa-banda entre os 20 Hz e os 100 Hz, de 4ª ordem. Após passar neste bloco o sinal filtrado é enviado ao bloco “*Online Control*”.

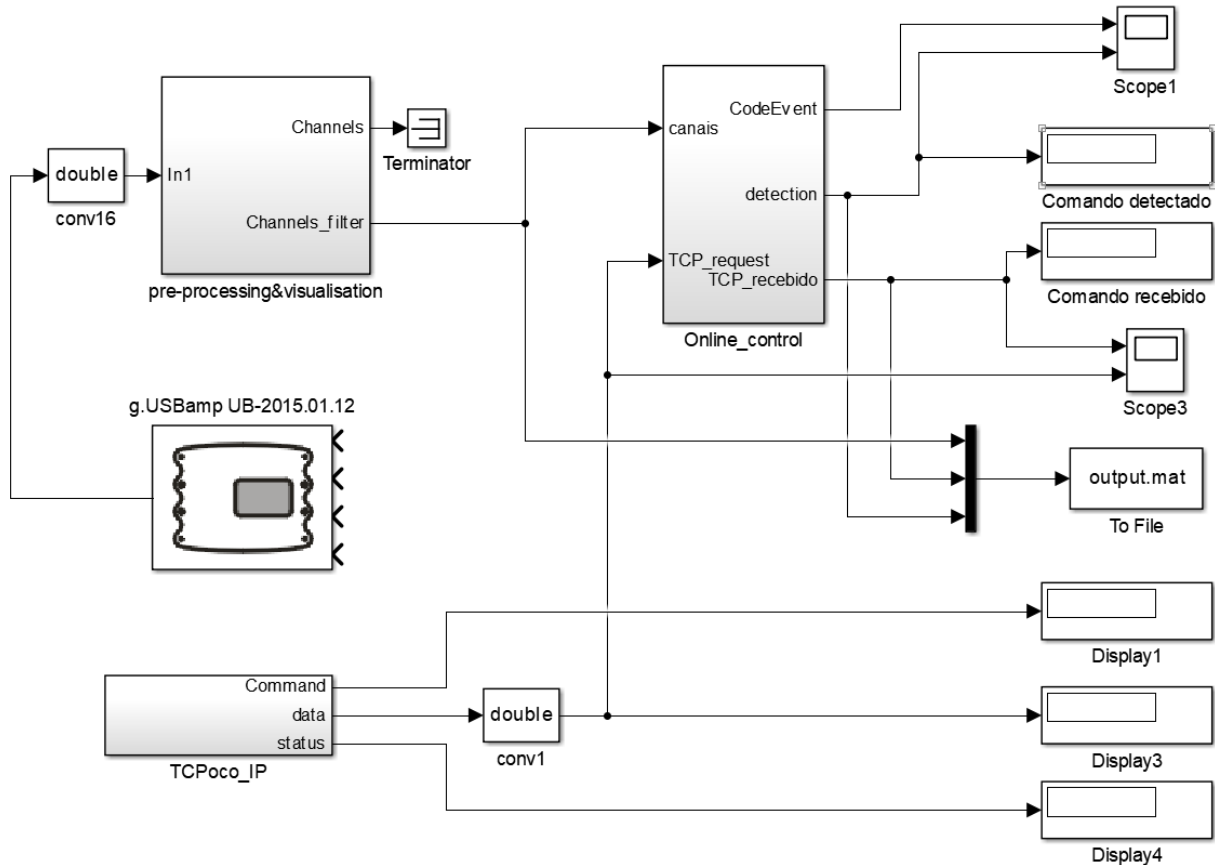


Figura 27 - Modelo Simulink para processamento dos sinais EMG

Online Control

Bloco responsável por fazer toda a gestão necessária ao processamento do sinal, aplicação dos algoritmos de controlo por EMG e entrega das decisões tomadas à aplicação “*HOH Clinic*”, para a atuação da HOH. Esta comunicação é feita através do bloco “*TCPoco_IP*”.

Os visores “comando detetado” e “comando recebido”, confrontam o código de movimento utilizado no protocolo de comunicação entre o Simulink e a *framework* “*HOH Clinic*”. Quando ambos são idênticos, é dada a ordem de atuação à mão ortóptica. Os códigos utilizados na comunicação podem ser vistos na Tabela 3.

Sfunction no modelo Simulink

Dentro do bloco *online control*, a *Sfunction* é responsável por receber o sinal após ser filtrado. Armazena cada amostra no buffer de amostras mais recentes onde será aplicada a extração de características ao segmento de dados definido pela janela deslizante. Um módulo de decisão analisa as características extraídas e devolve a resposta à aplicação que faz o controlo dos

atuadores da HOH, ou seja, a “*HOH Clinic*”. A Figura 28 mostra o diagrama de blocos que ilustra o processo efetuado pela Sfunction.

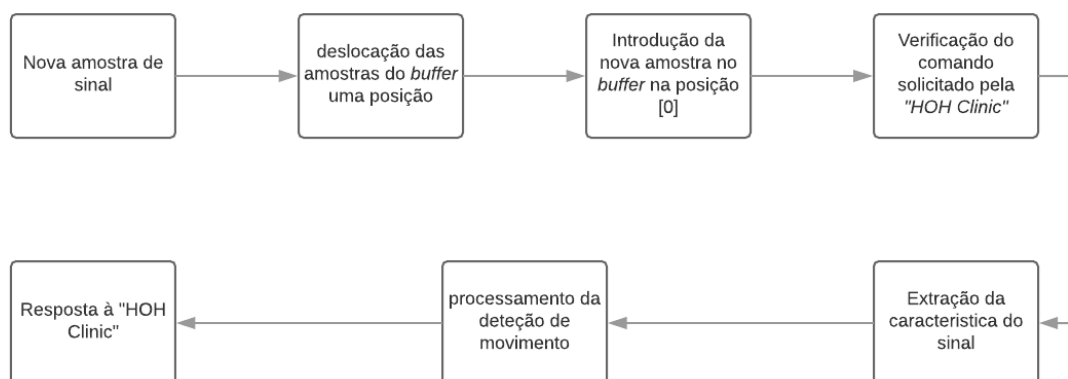


Figura 28 – Fluxo do programa do bloco “*online control*” do modelo Simulink

Este bloco é executado a cada amostra recebida do amplificador de sinal, ou seja, a cada período de amostragem, sensivelmente 4 milissegundos. No entanto a deteção de intenção e respetiva atuação da HOH é feita apenas a cada 500 ms, o que corresponde metade da janela de dados.

Definiu-se um protocolo de comunicação entre o Simulink e a aplicação “*HOH Clinic*” que estabelece os possíveis modos de funcionamento para atuar a mão robótica HOH. Esses comandos e respetivos códigos encontram-se listados na Tabela 3.

Tabela 3 - protocolo de comunicação entre o modelo Simulink e *HOH Clinic*

Código	Função
0 ... 9	Reservado
10	Modo passivo: Repouso
11	Modo passivo: Movimento contínuo– Abrir mão
12	Modo passivo: Movimento contínuo– Fechar mão
20	Modo ativo impulso: Repouso
21	Modo ativo impulso: Abrir a mão
22	Modo ativo impulso: Fechar a mão
30	Modo ativo contínuo: Repouso

31	Modo ativo contínuo: Abrir a mão
32	Modo ativo contínuo: Fechar a mão
40	Calibração da <i>baseline</i>
41	Calibração da MVC do músculo extensor
42	Calibração da MVC do músculo flexor

Interpretação dos códigos e modos de funcionamento

O algarismo das dezenas do código do protocolo de comunicação distingue o tipo de movimento. - A gama de códigos entre 0 e 9 fica reservada para funções futuras; - Os movimentos contínuos passivos não dependem do sinal EMG. São movimentos impostos pela HOH em que o paciente mantém a mão relaxada [29]. Neste caso, a resposta é irrelevante e é devolvido sempre o valor 10, apenas para manter a coerência do fluxo do programa.

- Do ponto de vista do algoritmo de decisão na Sfunction do bloco *Online Control* do modelo Simulink, não existe diferença entre os códigos cujo algarismo das dezenas é o 2 (modo impulso) ou o 3 (modo contínuo). No entanto, esses comandos terão como efeito uma atuação distinta da mão HOH. Nos códigos 2x, basta que a atividade muscular exceda uma vez um threshold predefinido, para que o movimento da HOH seja realizado. Nos comandos 3x, a atuação da HOH apenas ocorre enquanto a atividade muscular se encontrar acima do threshold.

5.2. Mão robótica HOH

A HOH é um dispositivo comercial de reabilitação motora para uso hospitalar, mas que foi adquirido pelo IPT como solução aberta para que pudéssemos implementar os nossos algoritmos de forma completamente independente do framework original. O sistema original possui dois conjuntos de elétrodos SX230 da Biometrics [30] para fazer a aquisição de sinal EMG nos músculos do antebraço para a deteção de movimentos da mão e um rato debaixo da base para deteção do movimento do antebraço. Os dedos da mão HOH são atuados por 5 motores lineares L12 da Firgelli/Actuonix [31]. Possui um computador dedicado que faz a interface com os utilizadores. Esta interface permite fazer toda a parametrização, incluindo a calibração dos sinais EMG e mostrar exercícios e jogos motivadores que sugerem os

movimentos da mão e antebraço. Permite ainda guardar os resultados dos exercícios por utilizador para análise do processo de recuperação. A HOH permite vários exercícios, incluindo o movimento independente do dedo polegar e indicador, em relação aos restantes dedos. Permite também os modos: passivo, ativo despoletado por EMG e ativo contínuo controlado por EMG.

Todos os nossos desenvolvimentos foram independentes do sistema original, tendo este, no entanto inspirado a nossa implementação.

5.3. Aquisição de sinal EMG e análise offline

Antes da implementação dos algoritmos online foram adquiridos sinais EMG durante tarefas de abertura e fecho da mão para análise offline do sinal EMG, sem integração da mão robótica. Foi solicitado aos participantes que abrissem e fechassem a mão seguindo instruções visuais da Figura 25, numa sequência contínua de:

- Abrir a mão;
- Repouso;
- Fechar a mão;
- Repouso.

Cada repetição de movimento teve uma duração de 10 segundos e cada exercício teve a duração total de 120 segundos.

5.3.1. Caraterização no domínio do tempo e frequência

A Figura 29 mostra o sinal recolhido no domínio do tempo, apenas com os filtros de pré-processamento, nomeadamente um filtro passa-banda entre os 0.5 Hz e 100 HZ e um filtro notch aos 50 Hz.

Verifica-se que se consegue obter uma resposta muscular aos movimentos de abertura e fecho da mão. Para analisarmos cada um dos movimentos, os dados foram segmentados usando a informação de etiquetagem feita no Simulink.

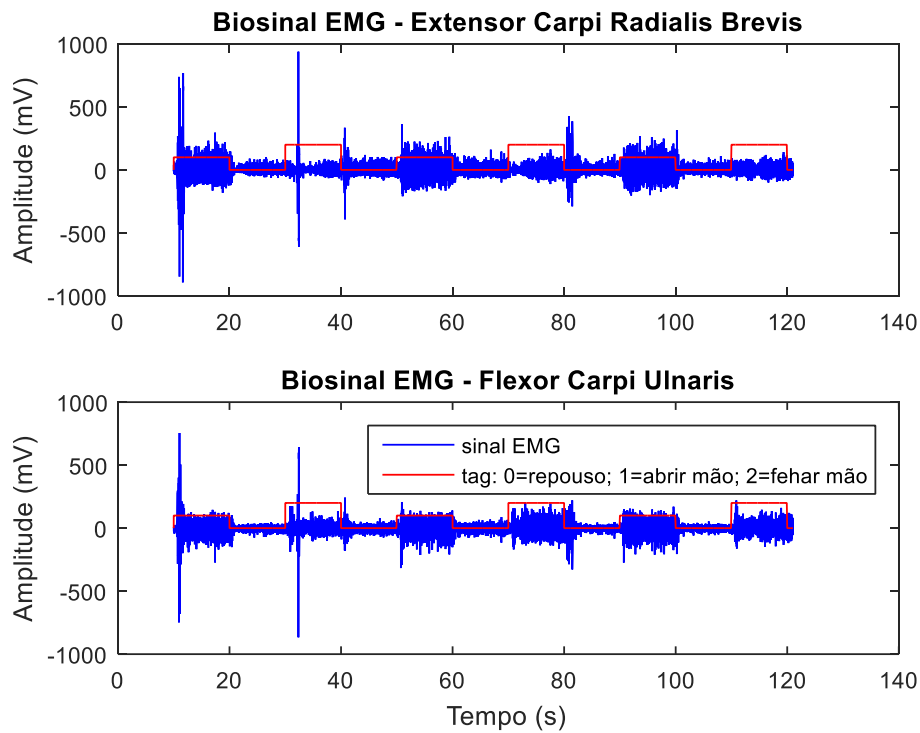


Figura 29 - Sinal original no domínio do tempo

No domínio da frequência, podemos ver nas Figura 30, Figura 31 e Figura 32 o espectro de frequências dos 3 movimentos analisados. Verifica-se uma maior potência de sinal no movimento de abrir a mão em relação ao movimento de fechar a mão. A potência do sinal na *baseline* ou repouso é bastante reduzida em relação à potência do sinal durante os movimentos. É também visível o efeito do filtro *notch* aos 50Hz que elimina o ruído originado pela rede elétrica. Observa-se ainda uma potência mais elevada abaixo dos 10Hz, mas com um *offset* elevado. Após ser feita a aquisição de sinal por diferentes vezes, conclui-se que este comportamento não é constante.

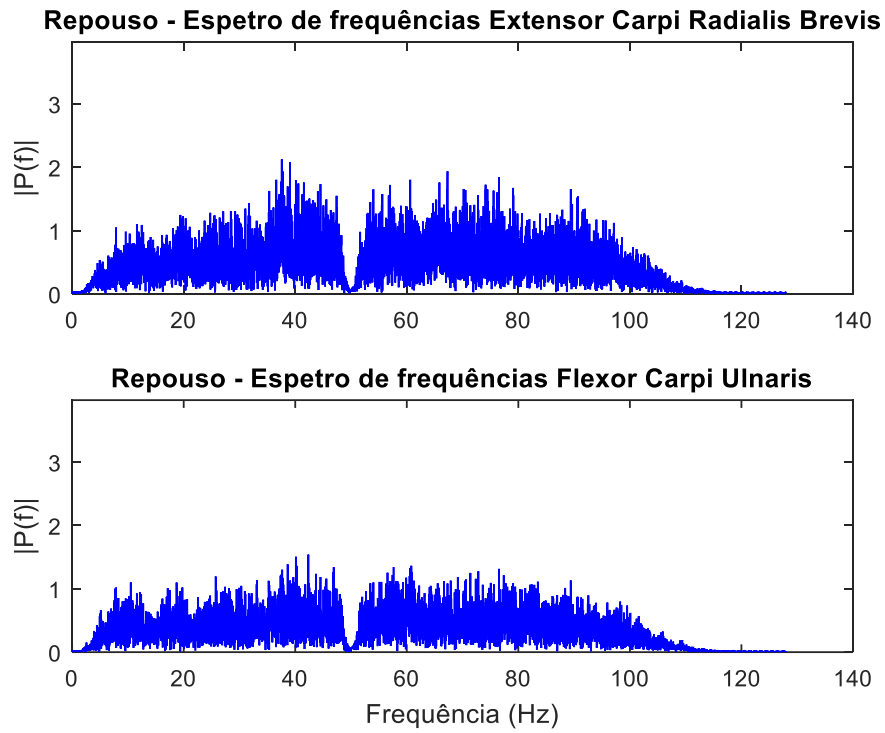


Figura 30- FFT dos sinais em repouso

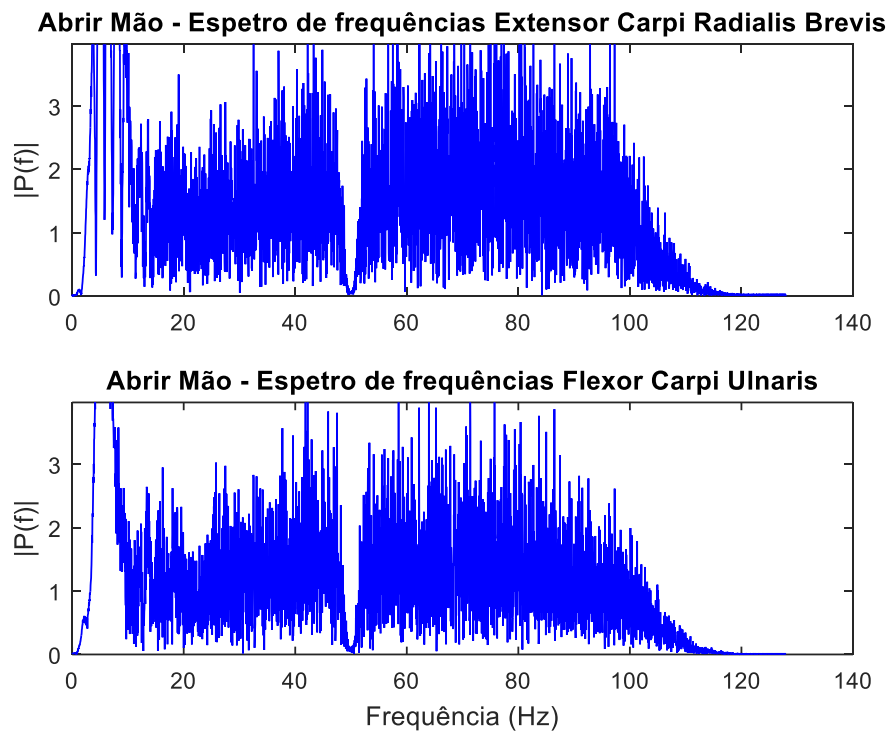


Figura 31- FFT dos sinais a fechar a mão

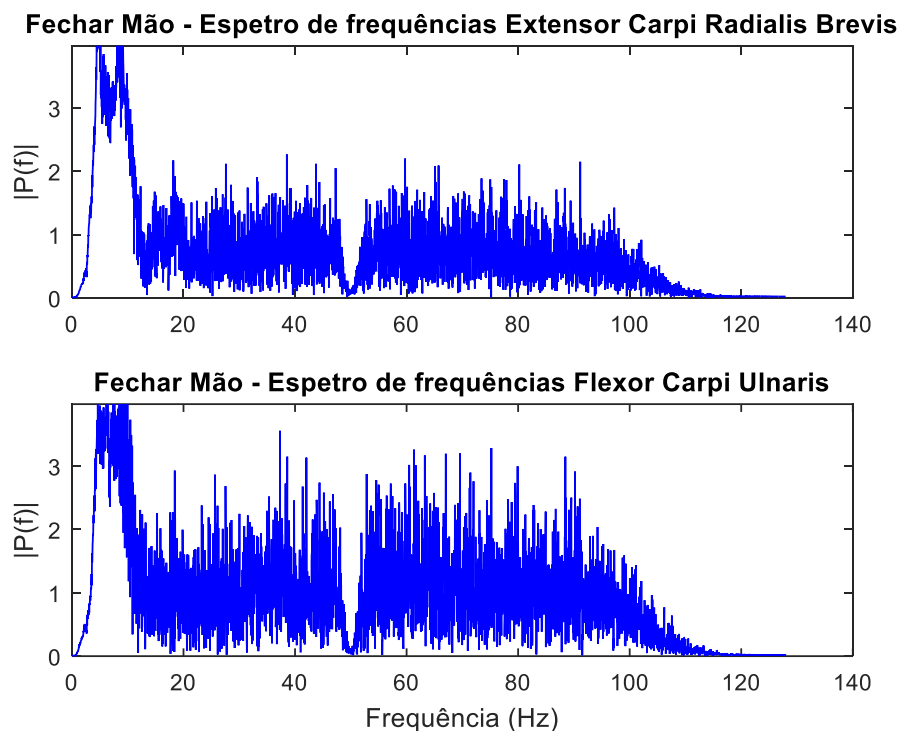


Figura 32- FFT dos sinais a abrir a mão

5.3.2. Filtragem

Para eliminar componentes indesejadas abaixo dos 20 Hz projetou-se um filtro IIR *Butterworth* de 4ª ordem, com uma banda passante entre os 20Hz e os 100Hz. A frequência de corte inferior é assumida pelo facto de existirem artefactos de baixa frequência que poluem o sinal, como por exemplo, o movimento do braço ou os movimentos dos fios. Estes artefactos podem ser vistos sensivelmente em torno dos 10Hz. A frequência de corte superior pretende apanhar a parte do sinal onde a energia é maior, quase na sua totalidade. A frequência de amostragem assumida escolhida, não permite uma banda de interesse maior.

A Figura 33 compara a resposta em frequência, a vermelho e em magnitude a azul do filtro IIR de 2ª ordem com um de 4ª ordem. Verifica-se uma maior atenuação nas frequências indesejadas, mas uma maior distorção na fase. Os filtros foram desenhados recorrendo à ferramenta FDATool do Matlab.

Em relação ao filtro de 4ª ordem, existe alguma não linearidade na resposta de fase na banda de interesse. Esta não linearidade impõe alguma distorção no sinal, uma vez que o atraso do sinal não será igual em todas as frequências. De qualquer modo, sendo que o sinal será analisado através de um método estatístico, o atraso imposto a algumas frequências do sinal não será relevante para a análise.

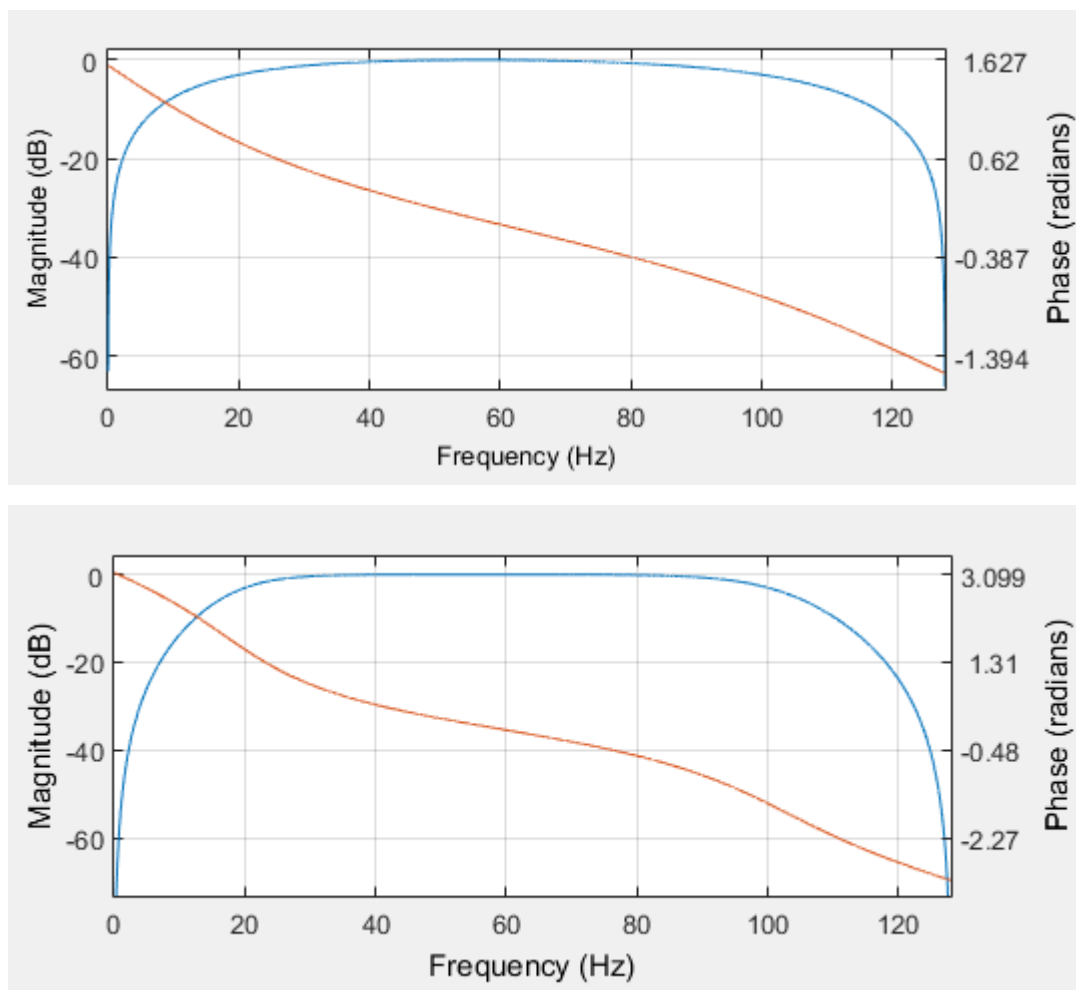


Figura 33 - Filtro *Butterworth* de 2ª ordem em cima e 4ª ordem em baixo.
A azul, a resposta em magnitude e a vermelho a resposta de fase.

No que respeita à estabilidade do filtro, verifica-se que tem os 4 polos dentro do círculo unitário do plano Z (Figura 34), sendo por isso estável.

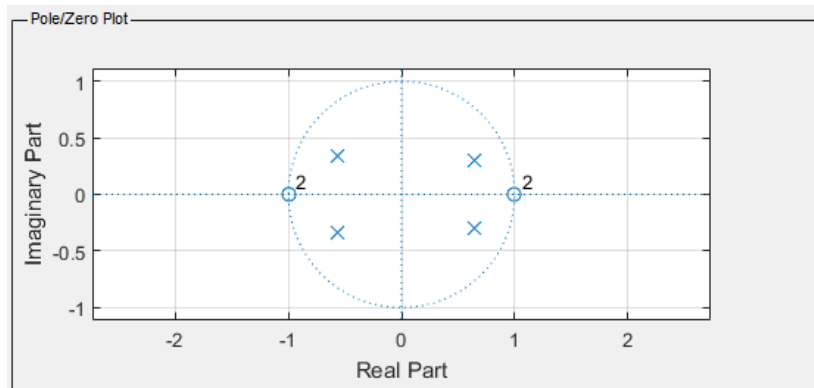


Figura 34 - representação dos polos e zeros no plano Z

A Figura 35 mostra o sinal antes e depois do filtro ser aplicado. Podemos ver que alguns picos de baixa frequência originados pela transição de movimento, são atenuados significativamente. Podemos, deste modo, associar as elevadas potências geradas a baixa frequência a artefactos de movimento da mão.

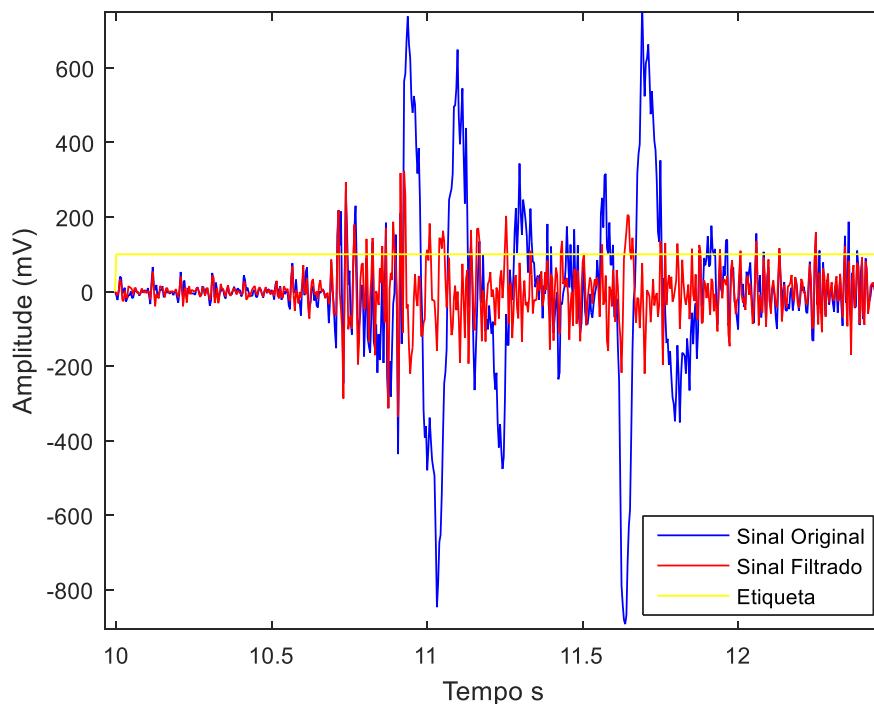


Figura 35 – Sobreposição dos sinais antes e depois do filtro, no domínio do tempo

Para analisar o efeito de filtragem obteve-se a densidade espectral de frequência calculada pelo método de Welch. Aplicou-se uma janela de *Hann* com uma sobreposição de 50% e com

um número de pontos idêntico ao número de pontos do sinal. Para verificar a necessidade do filtro de 4ª ordem, projetou-se também um filtro idêntico, mas de 2ª ordem. O resultado é mostrado na Figura 36. É visível um pico sensivelmente aos 10Hz, de acordo com o que já foi observado na Figura 32. Embora o filtro de 2ª ordem apresente uma atenuação significativa, não elimina completamente este pico. Já o filtro de 4ª ordem elimina completamente as frequências abaixo dos 10Hz.

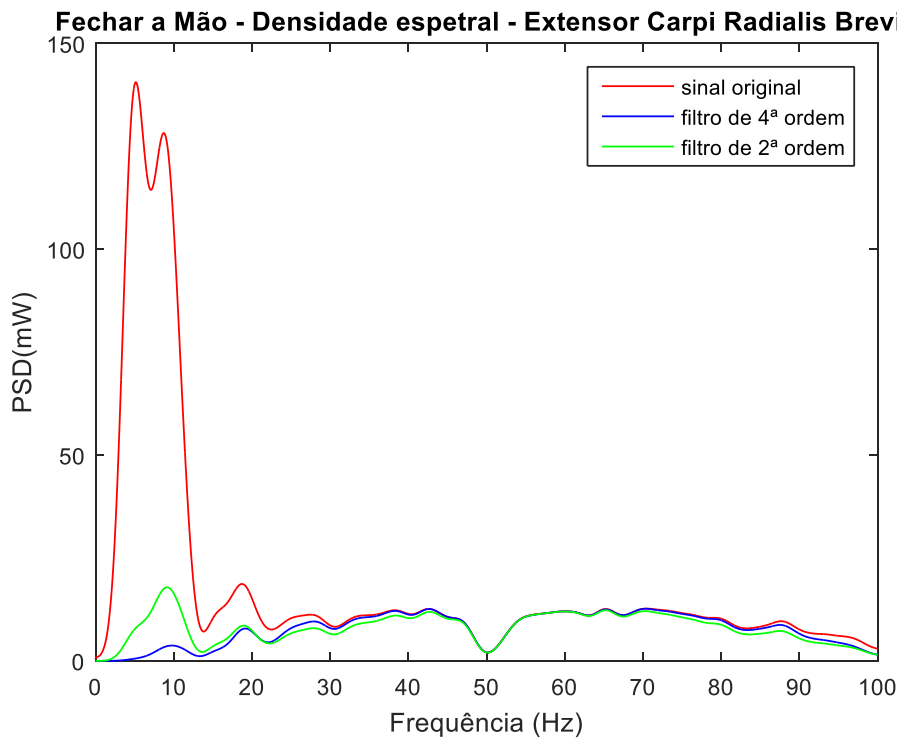


Figura 36 - Sobreposição do sinal original com o sinal filtrado

A Figura 37 mostra a sobreposição dos espectros das 3 classes de movimentos. No sinal obtido no músculo do extensor verifica-se uma diferença significativa das amplitudes dos espectros, verificando-se que no movimento de fechar a mão, o sinal é muito próximo da *baseline*. No flexor as amplitudes são mais idênticas.

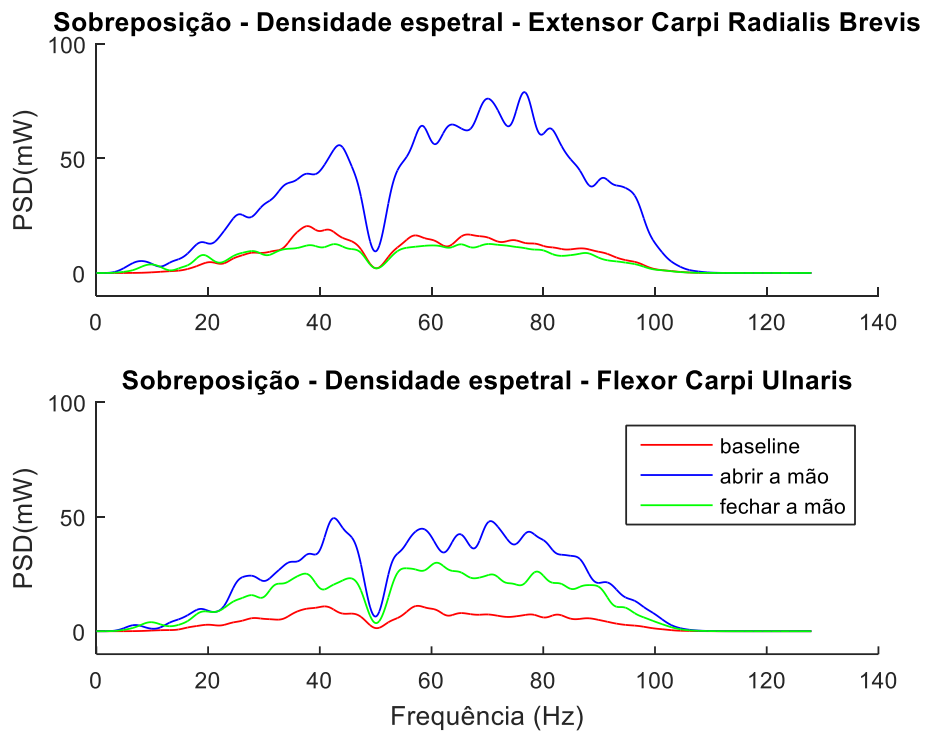


Figura 37 – Sobreposição da densidade espectral sinal dos 3 movimentos.

5.3.3. Extração de características

A Figura 38 mostra um exemplo de um sinal EMG com a extração da sua característica através dos métodos da Variância, da Potência, do valor absoluto integrado e da raiz média quadrática.

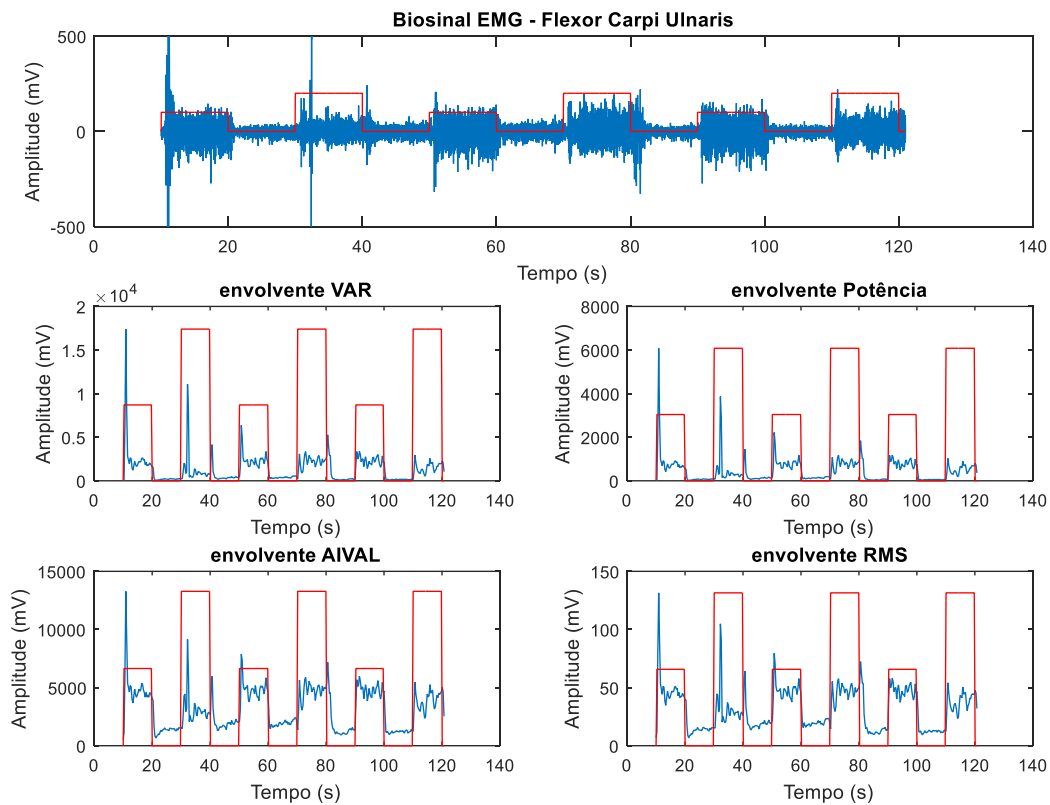


Figura 38 - Sinal EMG e comparação de métodos de extração da característica no domínio do tempo

Verificamos que os métodos de extração de características têm resultados muito semelhantes. Contudo, se olharmos mais atentamente podemos verificar que:

- Os quatro sinais apresentam escalas completamente diferentes
- Tanto a variância como a potência realçam os valores mais altos e atenuam os valores mais baixos em relação ao AIVAL e RMS.
- Nos mesmos gráficos, da AIVAL e RMS torna-se mais evidente a amplitude do sinal em cada movimento, pelo que, dos quatro métodos, estes dois serão os mais apropriados para esta aplicação.

Podemos concluir que o método mais adequado é o RMS, dado pela equação (9), que vai também ao encontro de estudos anteriores [6], [27].

As Figura 39 e Figura 40 comparam o sinal original em cima, com a envolvente do sinal em baixo. Como referido anteriormente, também aqui, os picos gerados pela alteração dos movimentos são bastante evidentes.

No caso do sinal adquirido no músculo extensor, o movimento de abrir a mão é bastante distinto em relação à *baseline* e ao movimento de fechar a mão.

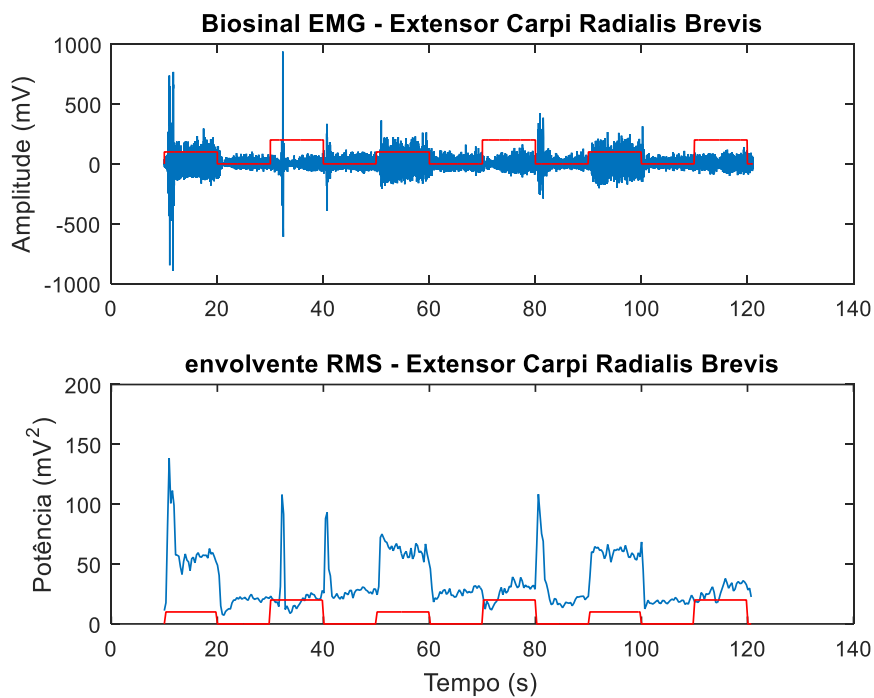


Figura 39 - Envolvente do bio sinal do extensor

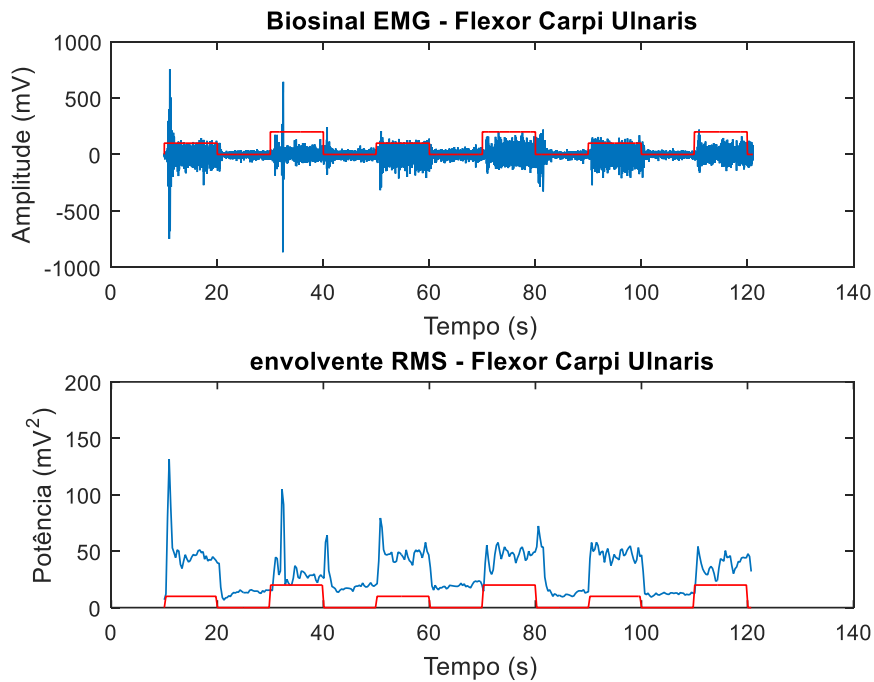


Figura 40 - Envolvente do bio sinal do flexor

No sinal adquirido no músculo flexor, torna-se mais difícil identificar o movimento de abrir e fechar a mão. Contudo, ambos os movimentos são bastante distintos do repouso. Se fizermos a sobreposição do sinal adquirido no extensor com o sinal adquirido no flexor, verificamos na Figura 41, que no movimento de abrir a mão o sinal do extensor tem uma maior amplitude em relação ao flexor. No movimento de fechar a mão, verifica-se o oposto. Esta conclusão é o ponto de partida para a criação de um algoritmo que faça a detecção de movimento de forma automática.

Para esta conclusão, é fundamental o correto posicionamento dos elétrodos, uma vez que a sua resposta em tensão depende do sinal obtido do músculo. Uma colocação menos correta, implica tensões diferentes e pode implicar uma interpretação incorreta dos dados.

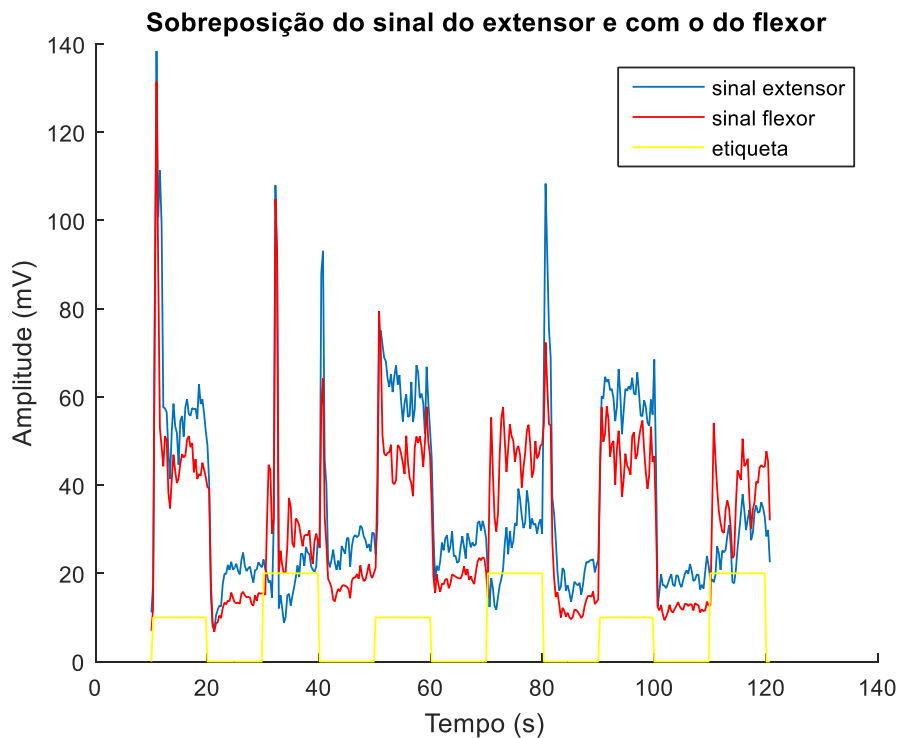


Figura 41 - Sobreposição dos sinais do extensor e do flexor

5.4. Detecção automática do movimento executado

Após estarem definidos os parâmetros para captura, processamento e extração de características, e esta ter sido interpretada e testada, falta definir a estratégia de detecção automática do movimento a partir das características extraídas do sinal EMG.

Testaram-se 3 abordagens para verificar se era possível aumentar a discriminação entre as 3 classes de movimentos, duas delas baseadas em 2 diferentes formas de normalização, explicadas de seguida:

- **Exclusão do valor médio da *baseline***

Esta abordagem consiste em, a cada amostra, retirar o valor médio da *baseline*. Se aplicarmos esta técnica aos sinais mostrados na Figura 41, ficamos com o resultado da Figura 42.

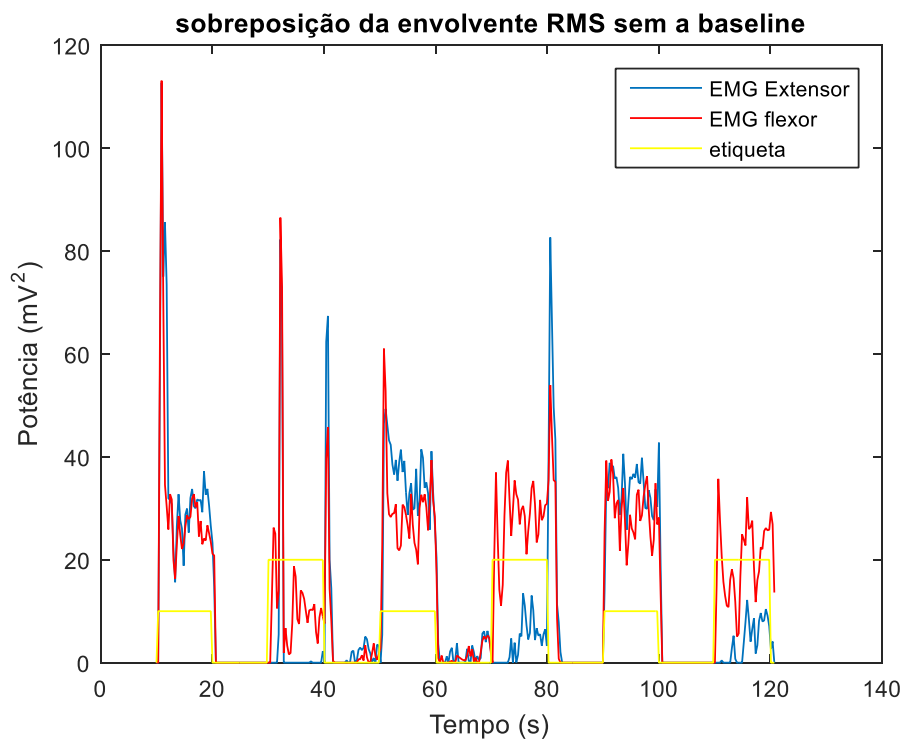


Figura 42 - sobreposição da característica dos sinais sem a *baseline*

Verificamos que no movimento de abrir a mão, os sinais provenientes dos dois músculos são idênticos. Já no movimento de fechar a mão o sinal do músculo *Extensor Carpi Radialis Brevis* é praticamente nulo.

- **Normalização do sinal em bruto**

De modo a obtermos a característica do sinal normalizado, para podermos tirar conclusões no que respeita ao método de controlo, procedemos à normalização do sinal de acordo com a realização em (2) do documento [8].

$$EMG_{norm} = \frac{EMG_i - EMG_{iBaseline}}{EMG_{iMVC} - EMG_{iBaseline}} \quad (14)$$

Onde a MVC é adquirida na calibração do sinal para cada músculo.

A Figura 43 mostra o sinal EMG normalizado em relação ao sinal original. O sinal normalizado apresenta uma amplitude bastante reduzida em relação ao sinal original. Ainda assim é visível o padrão quando o movimento é o de abrir a mão, representado pela etiqueta de valor 100.

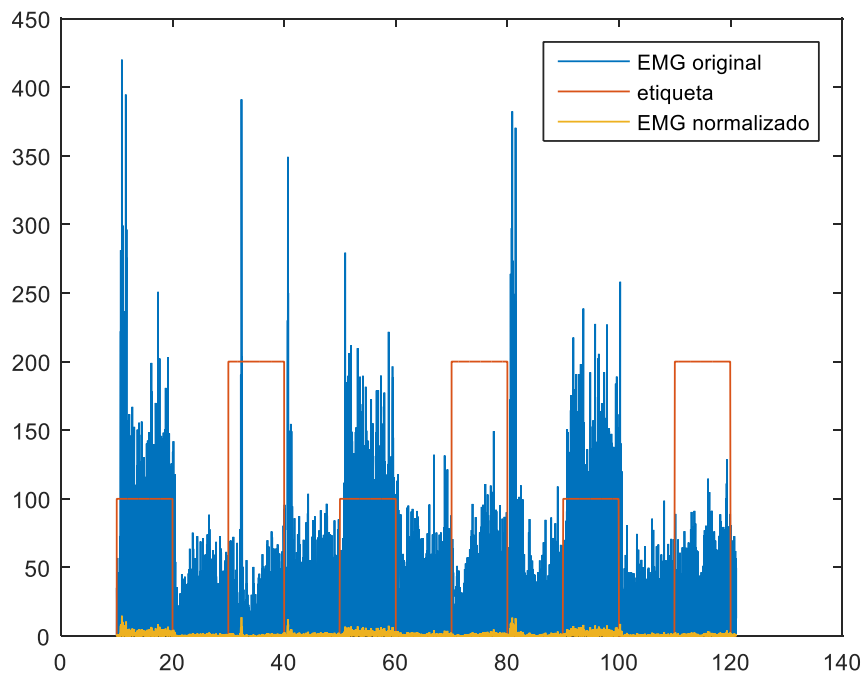


Figura 43 - Sobreposição de um sinal EMG com um sinal EMG normalizado do extensor

De acordo com a equação (14), quanto maior for a MVC, menor será a gama de valores normalizados. Para reduzirmos este efeito, a aquisição de sinal para a calibração dos sinais deve ser feita apenas após o movimento ter sido iniciado. Deste modo são

eliminados os picos gerados pelo início do movimento que alteram o valor médio do sinal. Se extrairmos a característica do sinal já normalizado obtemos o resultado da Figura 44.

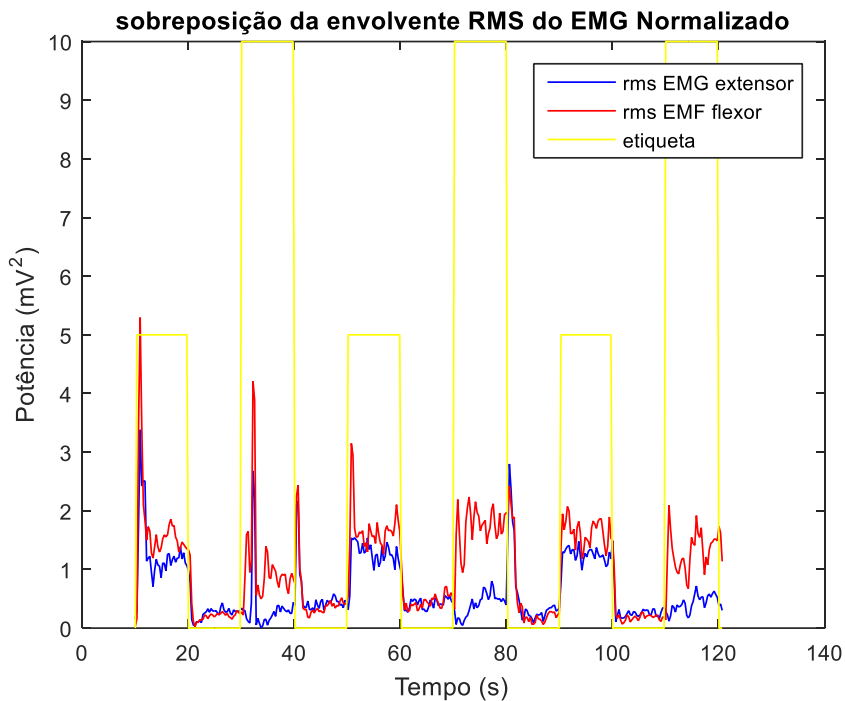


Figura 44 - sobreposição da característica do sinal normalizado

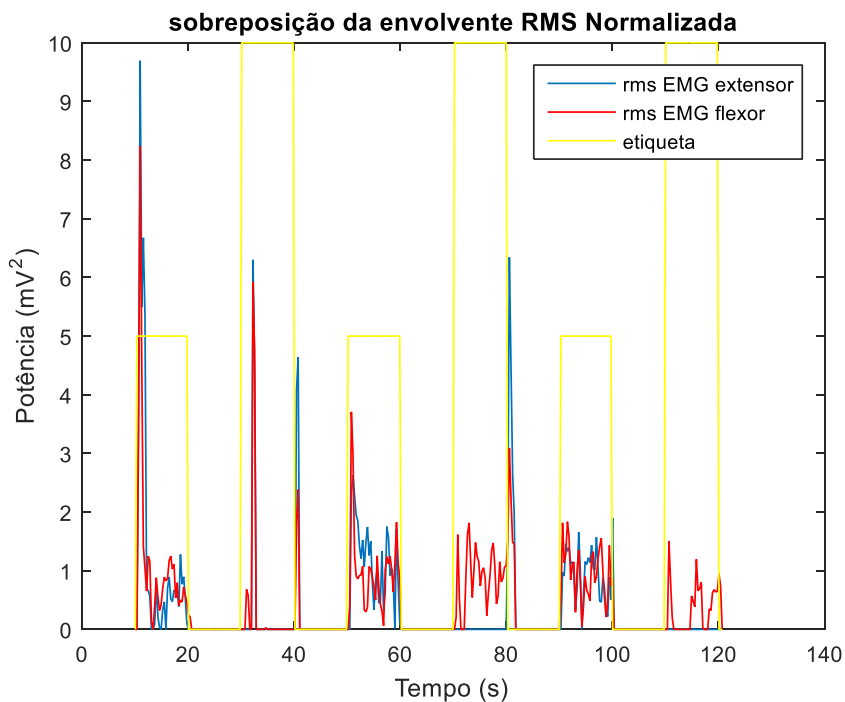


Figura 45 - Sobreposição da envolvente RMS normalizada

- **Normalização do valor RMS**

Outra opção para aplicar a normalização é, recorrendo à equação (14) e aplicá-la, não ao sinal EMG original, mas sim ao valor RMS. O resultado pode ser observado na Figura 45.

Analisando em conjunto as 3 técnicas, podemos concluir que:

- Nos três casos mantêm-se os picos de início de movimento que podem influenciar a definição de MVC, *baseline* e *threshold*. Para contornar o problema, a aquisição do sinal na calibração deve ser feita apenas após o início do movimento.
- Nos métodos da exclusão do valor medio da baseline e normalização do valor RMS conseguimos eliminar quase completamente a *baseline* da análise.
- O método da normalização do valor RMS pode ser demasiado “agressivo”, ao ponto de eliminar mesmo partes do sinal que podem interessar para definir o movimento, como acontece entre os 30 segundos e 40 segundos.
- Embora com escalas diferentes a envolvente da característica do sinal é idêntica nos três casos.

Pesando as observações efetuadas, podemos admitir que o método que melhor pode ser aplicado num microcontrolador é o método da característica RMS sem *baseline*, conforme apresentado na Figura 42.

Verificamos também que no movimento de abertura da mão, a amplitude dos dois sinais é idêntica, mas no movimento de fechar a mão existe uma diferença significativa. Como estratégia de controlo, podemos então assumir que existindo um *threshold* para cada músculo que melhor define o movimento, é possível definir janelas de amplitude que permitem saber se o movimento desejado é o movimento de abrir ou de fechar a mão.

5.5. Implementação e funcionamento online

Nesta secção vamos aplicar os métodos seleccionados com base nas conclusões tiradas na secção anterior. Os métodos são implementados na Sfunction do modelo Simulink.

A *HOH Clinic* é brevemente apresentada de seguida. A Figura 46 mostra a interface principal do *framework*. Esta janela mostra os protocolos previamente construídos e disponíveis para utilização. No exemplo, temos o protocolo simples que solicita o fecho da mão 5 vezes. Mostra também o código necessário em formato JSON do exercício.

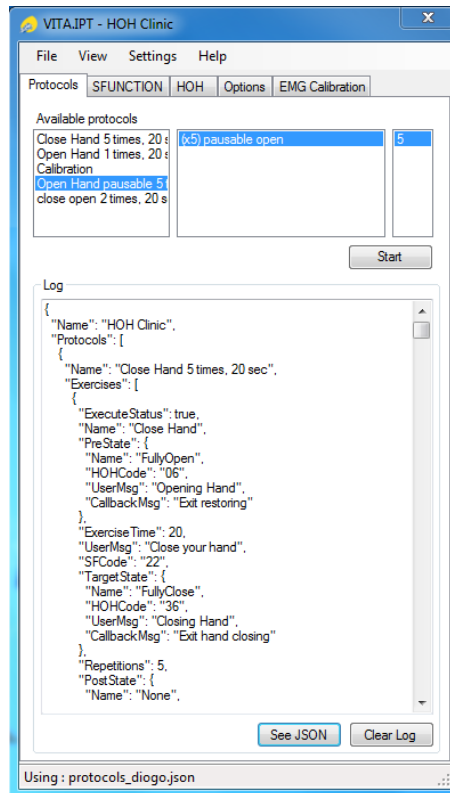


Figura 46 – janela principal HOH Clinic

Para a construção dos protocolos são necessários 3 passos:

- A criação dos estados do equipamento, que será feita apenas uma vez. Estes estados são construídos com base no protocolo de comunicação do equipamento robótico.
- A criação dos exercícios, com base nos estados do equipamento robótico, onde se define o movimento que se pretende fazer, por exemplo fechar a mão. A Figura 47 mostra o exemplo do exercício de abrir a mão, onde se definem os estados de início e fim do exercício e o código do protocolo de comunicação com a aplicação Matlab descrita nos pontos seguintes. É ainda possível definir uma mensagem que será mostrada no ecrã para dar a indicação do movimento solicitado e a posição que se pretende colocar o equipamento robótico após o movimento.
- A criação dos protocolos, com base nos exercícios existentes, onde se define a sequência dos movimentos pretendida e o tempo disponível para executar cada um deles. A Figura

48 mostra o exemplo do protocolo em que é pedido ao paciente para fazer o movimento de fechar e abrir a mão duas vezes. No movimento de fechar a mão é utilizado o modo ativo despoletado por EMG, enquanto no movimento de abrir a mão é utilizado o modo ativo controlado por EMG.

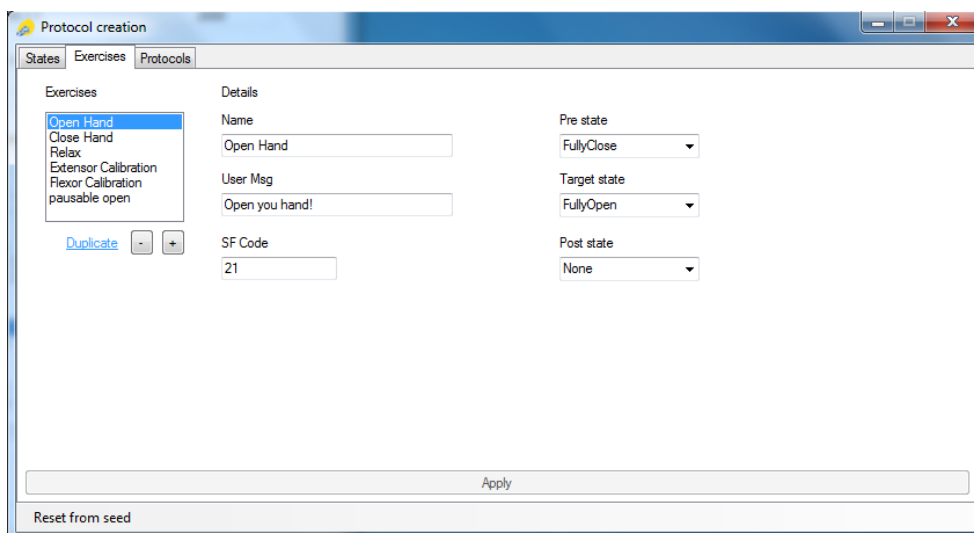


Figura 47 - Janela de criação de exercícios do HOH Clinic

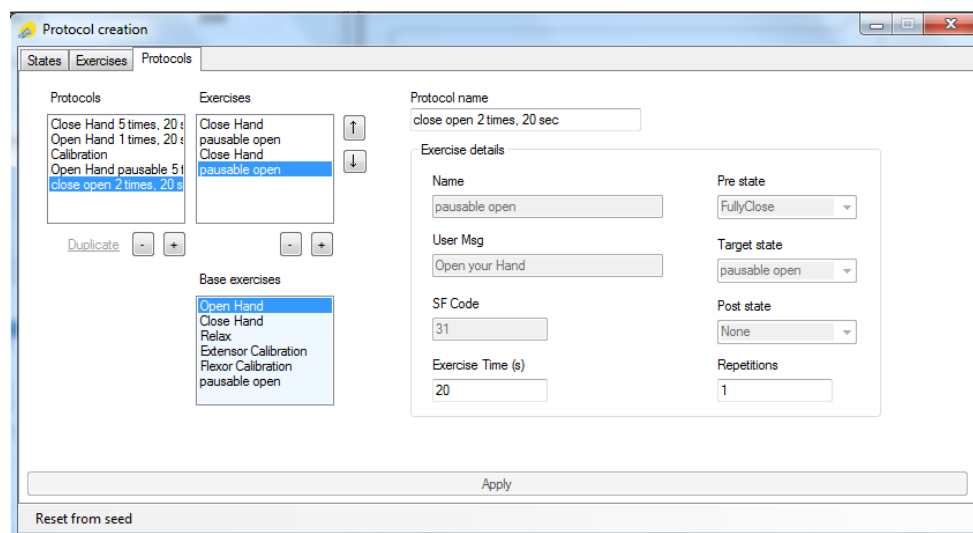


Figura 48 - janela de criação de protocolos do HOH Clinic

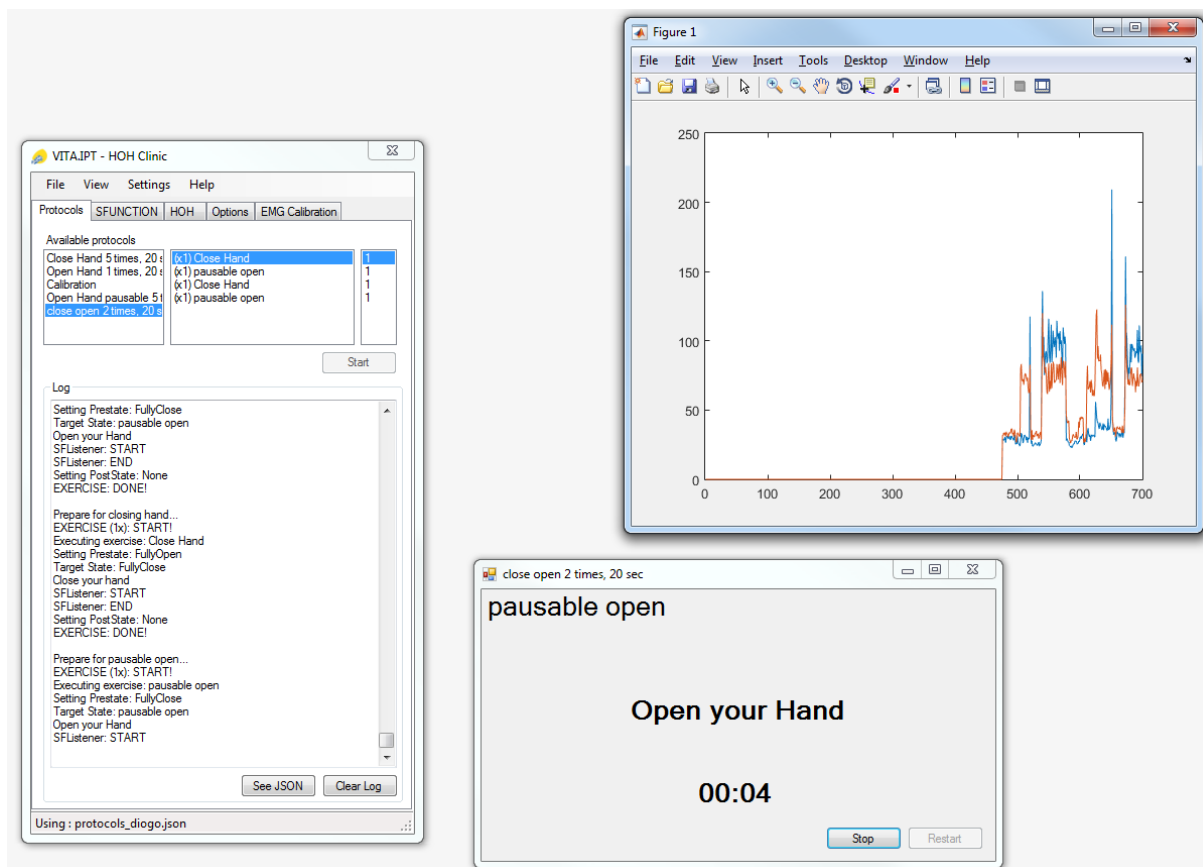


Figura 49 - HOH Clinic em execução

A Figura 49 mostra o framework *HOH Clinic* em execução, juntamente com o modelo Simulink e a função de tratamento de dados a correr em tempo real. O utilizador executou um protocolo disponível e o resultado pode ser visto na janela no gráfico.

O método de extração de características escolhido para a implementação foi o RMS (5) de cada músculo. O tamanho da janela de dados usada para a extração das características foi de 1 segundo e a decisão é tomada a cada 0.5 s. A deteção da intenção de abertura ou fecho da mão ocorre quando é satisfeita a expressão

$$C_{emg} > MVC \times \left(\frac{threshold}{100} + Baseline \right) \quad (15)$$

em que C_{emg} é o valor RMS do EMG do respetivo músculo (extensor para abrir e flexor para fechar). O MVC e o baseline de cada um dos músculos são obtidos da seguinte forma:

- Baseline: em pedido ao participante que permaneça com a mão em repouso durante 10 s, sendo o baseline calculado a partir da média do RMS de 20 janelas com sobreposição de 50 %, de acordo com

$$baseline = \frac{1}{N} \sum_1^N RMS_{EMG} \quad (16)$$

- MVC: é pedido ao participante que exerça a sua máxima contração durante 10 s, sendo depois o MVC calculado a partir da média do RMS de 20 janelas com sobreposição de 50 %, de forma idêntica ao cálculo do baseline.

Estes valores devem ser obtidos em cada sessão, antes de serem iniciados os exercícios, uma vez que têm uma importância fundamental na deteção de intenção de movimento.

Para análise do resultado, apresenta-se o gráfico da Figura 50 de um outro exercício com mais tempo decorrido.

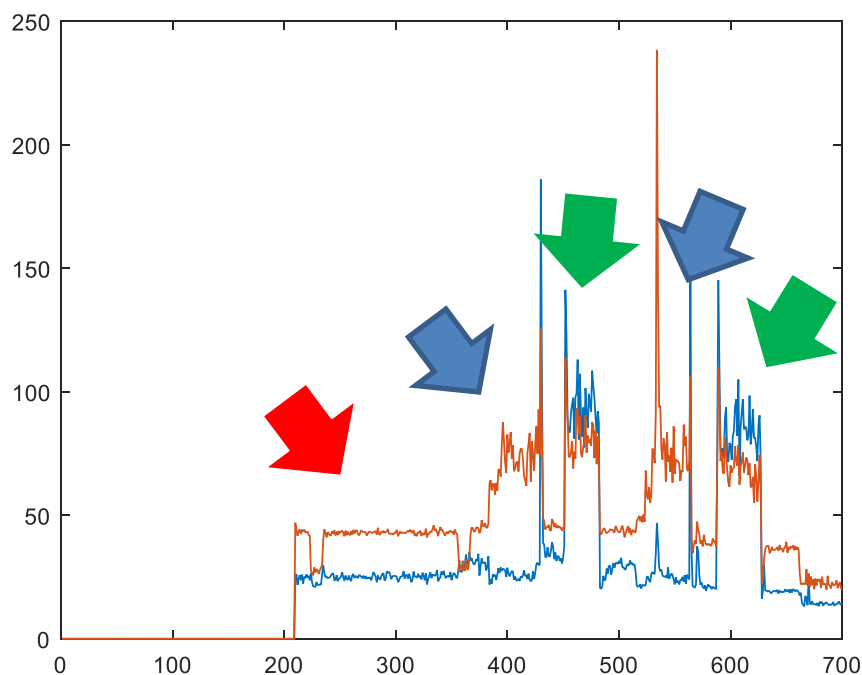


Figura 50 - resposta EMG ao exercício no *HOH Clinic*. A vermelho a resposta do Flexor e a azul a resposta do Extensor

A Figura 50 mostra então o RMS do sinal EMG obtida em tempo real através do exercício do *HOH Clinic* em conjunto com o modelo Simulink e função de tratamento de dados. A azul podemos ver a resposta do flexor e a vermelho a resposta do extensor. Ao longo do tempo é visível a diferença entre as três classes de movimentos, a *baseline*, identificado pela seta vermelha, o movimento de extensão da mão ou abertura, identificado pela seta verde e o movimento de flexão, ou fecho da mão identificado pela seta azul.

Verifica-se que quando o movimento é o de flexão, existe uma maior amplitude no sinal do flexor. Já quando o movimento é o de extensão da mão, existe uma maior amplitude do sinal do extensor, mas também o sinal do flexor sofre um aumento na amplitude. De qualquer modo, o extensor tem um maior diferencial, não só em amplitude, mas também em amplitude em relação à *baseline*.

Podemos então concluir que todo o processo de aquisição, filtragem, e método de extração de características do sinal e identificação do movimento funciona como esperado.

6. Sistema de assistência ARHO

Este capítulo descreve a implementação da plataforma *standalone* ARHO, nomeadamente os módulos de aquisição de sinal e o microcontrolador onde são implementados os métodos de processamento do sinal. A Figura 51 mostra o setup implementado e a Figura 52 a sua arquitetura, com ênfase na aquisição e processamento de sinal.

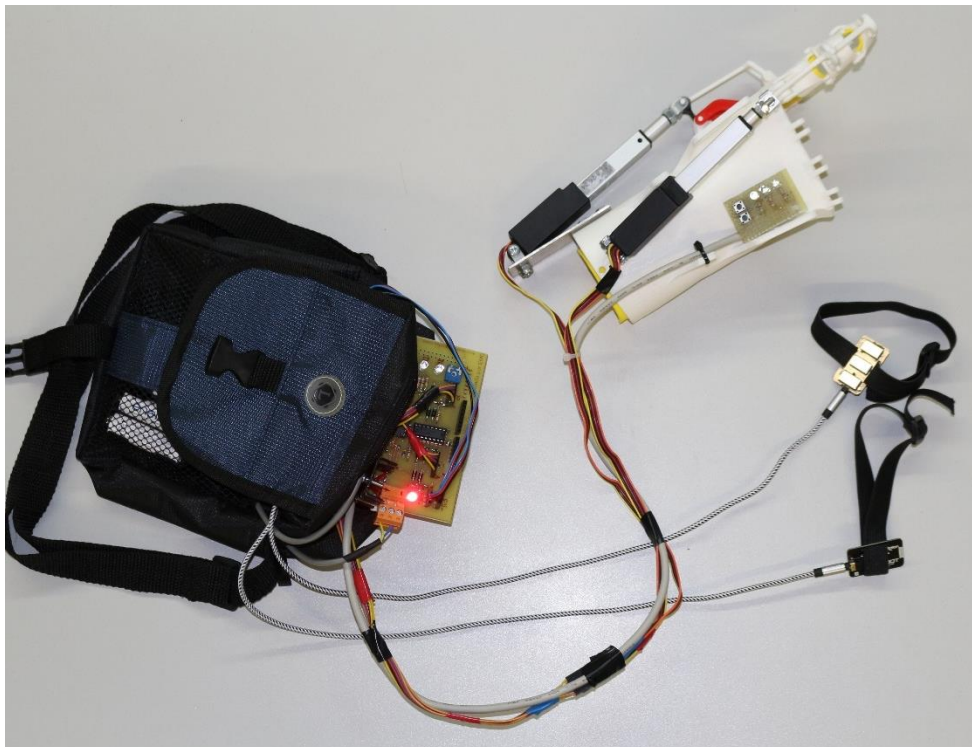


Figura 51 - Sistema ARHO

A ARHO integra uma plataforma Arduino que é responsável pelo processamento de sinal, mas também pela atuação da ortótese, trabalho realizado em simultâneo no âmbito de outra tese de mestrado “Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão”. A plataforma Arduino selecionada foi a Mega 2560 [32], por cumprir os requisitos mínimos de espaço de memória para os buffers dos filtros. O fluxo do programa é mostrado na Figura 52, tendo sido implementados os blocos correspondentes à aquisição, pré-processamento e processamento de sinal.

A frequência de amostragem escolhida foi de 250Hz, com uma janela de dados para o cálculo do RMS de 250 amostras, a cada 125 amostras o que representa uma sobreposição de 50% da janela de dados. Todo o fluxo é executado dentro do período de amostragem imposto pela frequência de amostragem, ou seja, 4 milissegundos. Embora o controlo dos atuadores não seja do âmbito desta tese, é importante referir que os cálculos de um controlador *Proportional Integrated Derivative PID* também terá de ser feito dentro do mesmo período de tempo.

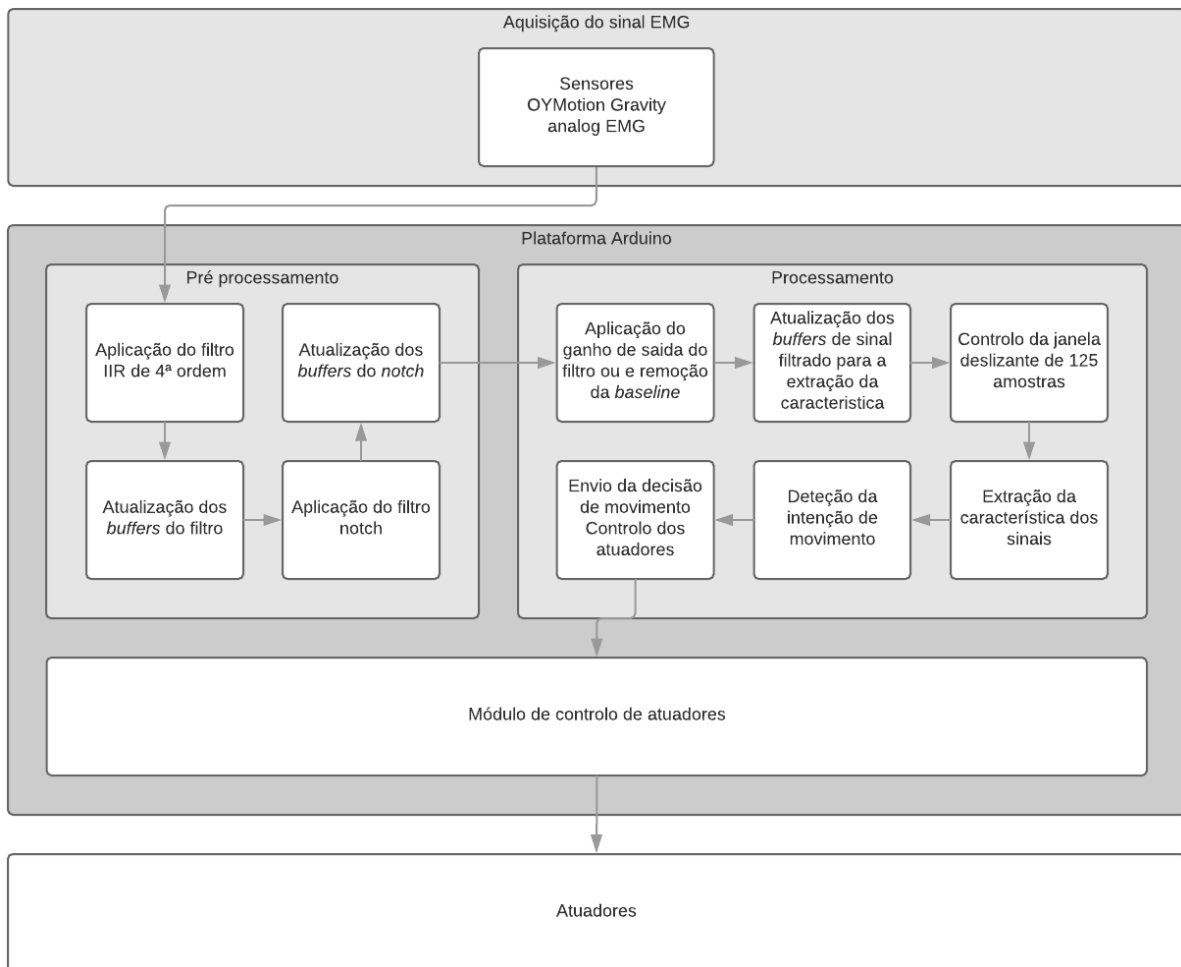


Figura 52 - Fluxo do programa no microcontrolador

6.1. Sensores EMG utilizados

Os sensores EMG utilizados foram os *Gravity: analog EMG sensor* da OYMotion [33] e são mostrados na Figura 53.

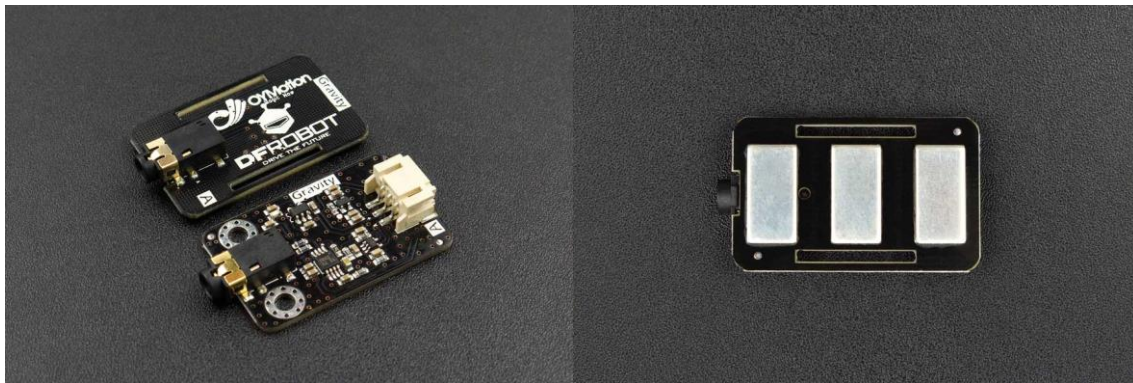


Figura 53 – Sensor EMG da OYMotion [33]

O conjunto é composto por duas placas, uma com os elétrodos secos diferenciais que se conecta à placa de amplificação e transmissão de sinal. A tensão de alimentação situa-se entre os 3.3V e os 5.5V, sendo a tensão de saída 3V. A amplitude do sinal situa-se entre os -1.5mV e os +1.5mV. O espectro de frequências detetado situa-se entre os 20Hz e os 500Hz. O sinal EMG capturado por cada sensor é lido numa porta analógica no Arduino. A Figura 54 mostra o diagrama de ligações do sistema.

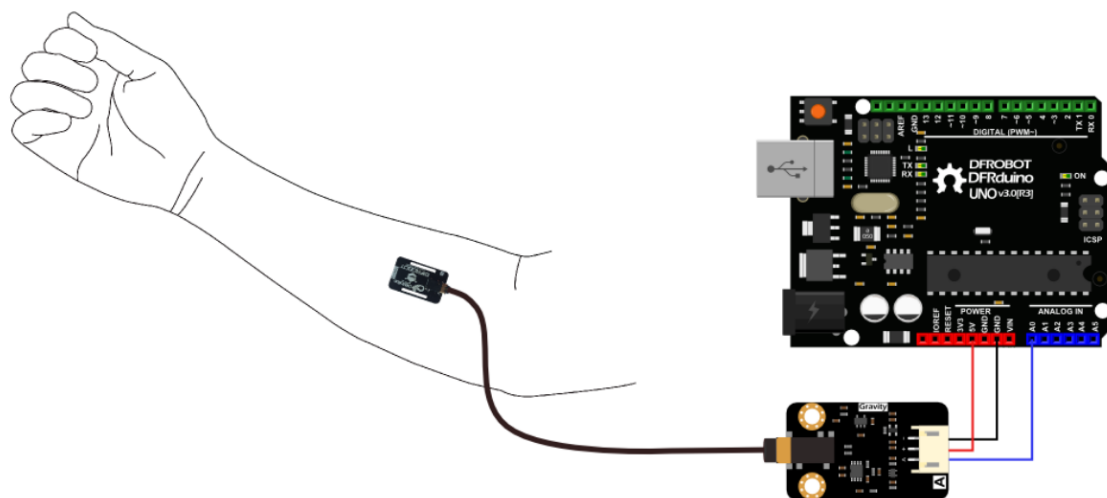


Figura 54 – esquema de ligações do sensor EMG [33]

6.2. Filtragem do sinal EMG

Após a aquisição do sinal EMG, os sinais de ambos os músculos são filtrados por um filtro digital passa-banda, com frequência de corte passa-alto nos 20 Hz e frequência passa-baixo nos 100 Hz. O filtro aplicado é um *butterworth* de 4ª ordem, de acordo com o ajustado no sistema

de reabilitação HOH. Para eliminar a frequência da rede elétrica foi implementado um filtro *notch* com uma frequência de 50Hz. Implementou-se ainda um *notch* aos 100Hz por haver uma componente de ruído considerável neste harmónico.

Nesta aplicação em específico, aplicamos 4 secções, de acordo com o diagrama de blocos ilustrado na Figura 55, onde a primeira e segunda secções representam o filtro passa banda de 4ª ordem e a terceira e a quarta secções, representam o filtro *notch*, à frequência da rede elétrica, 50Hz e aos 100Hz.

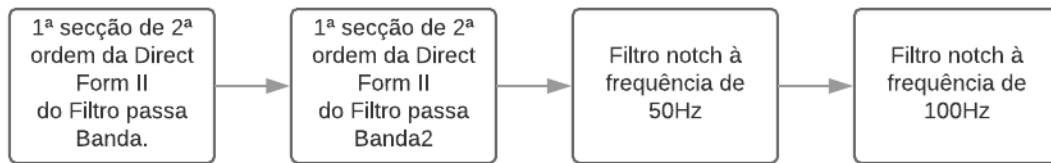


Figura 55 - Ordem da implementação dos filtros

Tendo o filtro definido, basta projetar o mesmo e obter os seus coeficientes para procedermos à sua implementação. Para projetar cada um dos filtros recorreu-se à ferramenta FDATool do Matlab.

A Figura 56 mostra a título de exemplo a implementação no microcontrolador de um andar de 2ª ordem, usando topologia DFII.

```

/*****
  Aplica uma secção de um filtro IIR de acordo com a fórmula deduzida da DF2
  Atualiza o buffer de estados das entradas
  Calcula a saída à secção do filtro
  Atualiza o buffer de estados das saídas
  A saída de um andar é a entrada do proximo andar
  *
  @param float X - sinal de entrada
  @param float bufferW[] - buffer de entradas para a secção do filtro
  @param float bufferY[] - buffer de saídas para a secção do filtro
  @param float coef_a[] - coeficientes 'a' do filtro para a secção
  @param float coef_b[] - coeficientes 'b' do filtro para a secção
  @return valor calculado à saída da secção do filtro
  *****/
float ComputeFilter(float X, float bufferW[], float bufferY[], float gain, float coef_a[], float coef_b[]) {
  float W = (gain * X) + ( (-coef_a[1] * bufferW[0]) - (coef_a[2] * bufferW[1]));
  FilterBufferShift(bufferW, FILTER_ORDER, W);

  float Y = (coef_b[0] * bufferW[0]) + (coef_b[1] * bufferW[1]) + (coef_b[2] * bufferW[2]);
  FilterBufferShift(bufferY, FILTER_ORDER, Y);

  return Y;
}
  
```

Figura 56 - Implementação do filtro no Arduino

A Figura 57 mostra o sinal EMG do músculo *extensor carpi radialis brevis* no movimento de abrir a mão, após a aplicação dos filtros digitais, o *Butterworth* de 4ª ordem e o notch aos 50Hz e 100Hz. Até sensivelmente à amostra 365200 o sinal corresponde à *baseline*.



Figura 57 - exemplo do sinal EMG filtrado

6.3. Remoção da *baseline* e extração de características

Para aplicação no microcontrolador, simplificou-se ligeiramente a expressão (15). A *baseline* é calculada recorrendo ao cálculo da média de um vetor de 20 picos do sinal filtrado, quando a mão está em repouso. Pela imagem, podemos considerar nesta sessão o valor da *baseline* aproximadamente igual a 8

O sinal EMG está a ser guardado numa variável do tipo *float*. Este facto permite darmos um ganho de saída de modo a ganharmos definição quando transformarmos o valor num inteiro.

A resolução de um número é dada por

$$resolução = valor\ max - valor\ min \quad (17)$$

Se aplicarmos a equação (17) à escala da Figura 57 temos:

$$resolução = 45 - 8 = 37 \quad (18)$$

Ou seja, uma diferença de 37 pontos entre a *baseline* e o a MVC. Uma vez que o sinal é do tipo *float*, tem várias casas decimais e pode facilmente ser multiplicado por um escalar sem perder definição.

```

/*****
  Aplica um ganho ao sinal passado como parametro, por exemplo, o output do filtro
  Se o sinal for inferior à baseline, devolve zero

  @param filteredSignal - sinal ao qual se pretende aplicar o ganho e retirar a baseline
  @param baseline - O valor da baseline para aplicar ao sinal

  @return filteredSignal - o sinal amplificado ou nulo
  *****/
float ApplyOutputFilterGain(float filteredSignal, unsigned int baseline) {
    if (abs(filteredSignal) < baseline ) {
        filteredSignal = 0;
    } else {
        filteredSignal = abs(filteredSignal - baseline) * outputGain;
    }
    return filteredSignal;
}

```

Figura 58 - Algoritmo de amplificação de sinal e remoção da baseline

Após esta transformação, se aplicarmos novamente a equação (17) temos uma resolução 1000 vezes maior, o que nos dá 37000 pontos de diferença entre a *baseline* e a MVC. como pode ser visto na equação (19).

$$resolução = 45000 - 8000 = 37000 \quad (19)$$

Para a remoção da *baseline*, utiliza-se como limiar o valor da própria *baseline*. Se o valor do sinal filtrado for inferior ao valor definido da *baseline*, iguala-se o valor do sinal a zero. Se for superior ou igual ao valor da *baseline* aplica-se um ganho de acordo com a equação (19)

A Figura 59 mostra a sobreposição do sinal recolhido em ambos os músculos, após o algoritmo de remoção da *baseline* aplicado ao sinal filtrado. Ambos os sinais estão já filtrados e amplificados. Verifica-se que existem apenas alguns picos de valor bastante mais elevado. Todo o “ruído” da *baseline* está, a partir deste momento, excluído do sinal.

Até a amostra 14765, aproximadamente, o movimento feito foi o movimento de fechar a mão. Dessa amostra em frente, o movimento feito foi o movimento de fechar a mão.

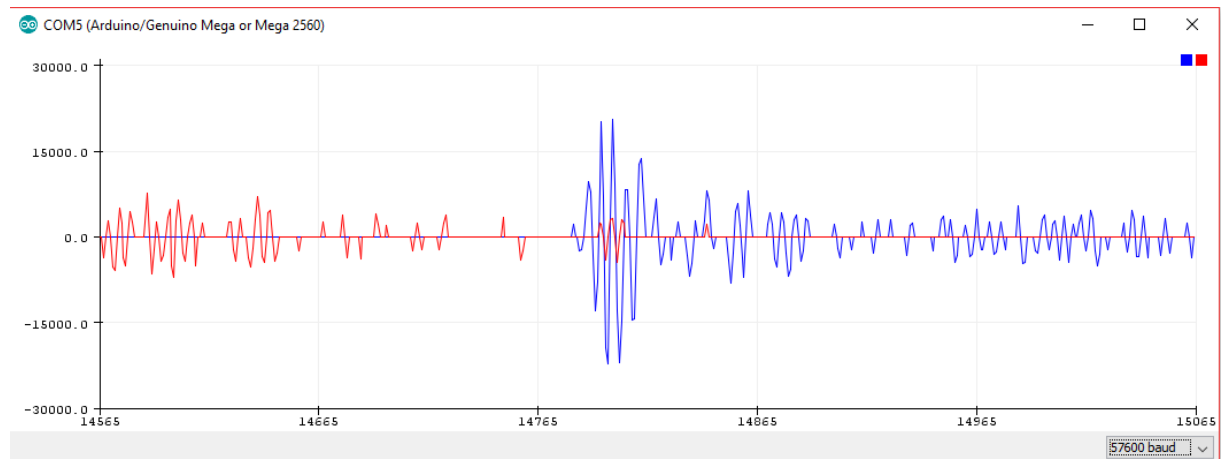


Figura 59 - sobreposição dos sinais filtrados e amplificados.

A azul o sinal recolhido no músculo *extensor carpi radialis brevis* e a vermelho o sinal recolhido do músculo *flexor carpi ulnaris*

O sinal filtrado é colocado num *buffer*. Recordando a equação (9), de modo a não concentrarmos todo o processamento do RMS num único ciclo, o valor colocado no *buffer* é já o sinal filtrado elevado ao quadrado. O algoritmo utilizado guardar este valor no buffer é mostrado na Figura 60.

```

/*****
 Faz o shift right do buffer e coloca um novo valr na posição [0]
 @param buffer[] - buffer para fazer o shift right
 @param lastReading - valor a colocar na posição [0] do buffer
 *****/
void BufferShift(unsigned long buffer[], unsigned int newValue)
{
    int i = 0;
    for (i = BUFFER LENGHT - 1; i >= 0; i--)
    {
        buffer[i] = buffer[i - 1];
    }
    buffer[0] = pow(newValue, 2);
}

```

Figura 60 - Implementação dos buffers das amostras de sinal para a extração da característica

No microcontrolador, teremos um buffer de 250 amostras, o que representa um segundo de sinal, e teremos uma sobreposição de 125 amostras. Assim, a cada 125 amostras é executada a equação (9) tendo como x^2 os valores do *buffer*. Este procedimento disponibiliza ao sistema de controlo duas referências de sinal por segundo para proceder à atuação dos motores.

A Figura 61 mostra a implementação da extração do RMS do sinal EMG filtrado, já depois de ser retirada a *baseline* e de ter sido amplificado. A Figura 62 mostra o resultado desta implementação.

```

/*****
  Extraí a característica do sinal
  Método utilizado: RMS
  calcula o valor rms de BUFFER_LENGTH a cada WINDOW
  a sobreposição = WINDOW / BUFFER_LENGTH -> p.ex 125/250 = 50% de sobreposição
  @param unsigned long buffer[] - Buffer do sinal para calcular o RMS
  *****/
unsigned int rmsCalculate(unsigned long buffer[])
{
  int i;
  unsigned int rms = 0;
  unsigned long sum = 0;
  for (i = 0; i < BUFFER_LENGTH; i = i + 1)
  {
    sum = sum + buffer[i];
  }
  rms = sqrt(sum / (BUFFER_LENGTH - 1));

  return rms;
}

```

Figura 61 - Implementação da extração da característica do sinal

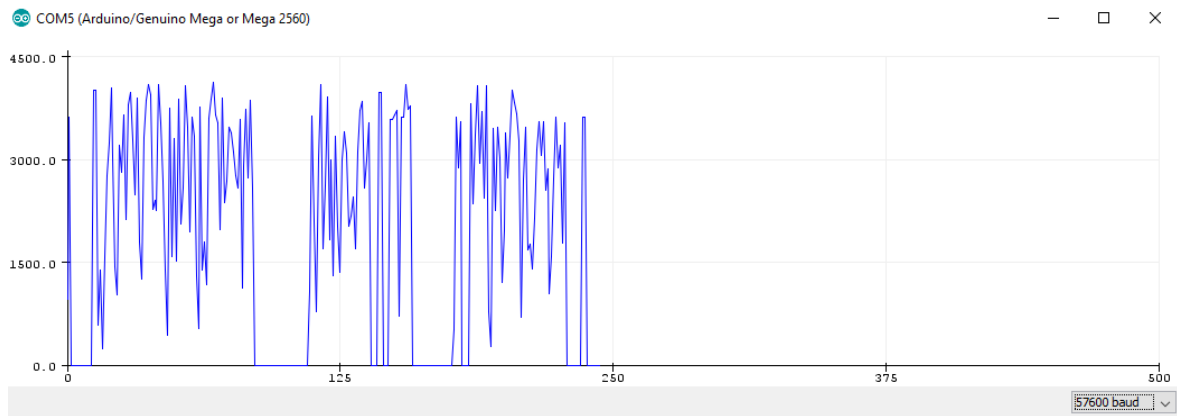


Figura 62 - característica do sinal EMG

6.4. Detecção automática do movimento executado

Para aplicarmos a este sinal um *threshold*, abaixo do qual não pretendemos que haja atuação da ortótese, utilizamos o método exclusão do valor da *baseline*, na secção 5.4, implementado com o algoritmo da Figura 63.

```

/*****
*
  Verifica se o sinal RMS está a cima do threshold.
  Se estiver, considera o valor do sinal, se não estiver considera o nível do threshold

  @param unsigned int rmsSignal - sinal a processar
  @param unsigned int MVC contração máxima voluntária do músculo cujo sinal está a processar
  @param unsigned int baseline- baseline músculo cujo sinal está a processar
  @param float threshold - limiar de deteção do movimento
  *****/
/

```

```

unsigned int ProcessSignal(unsigned int rmsSignal, unsigned int MVC, unsigned int baseline,
float threshold) {
    if (rmsSignal > (MVC * (threshold / 100))) {
        return rmsSignal;
    } else {
        return (MVC * (threshold / 100));
    }
}
    
```

Figura 63 - Implementação do metodo de exclusão da baseline

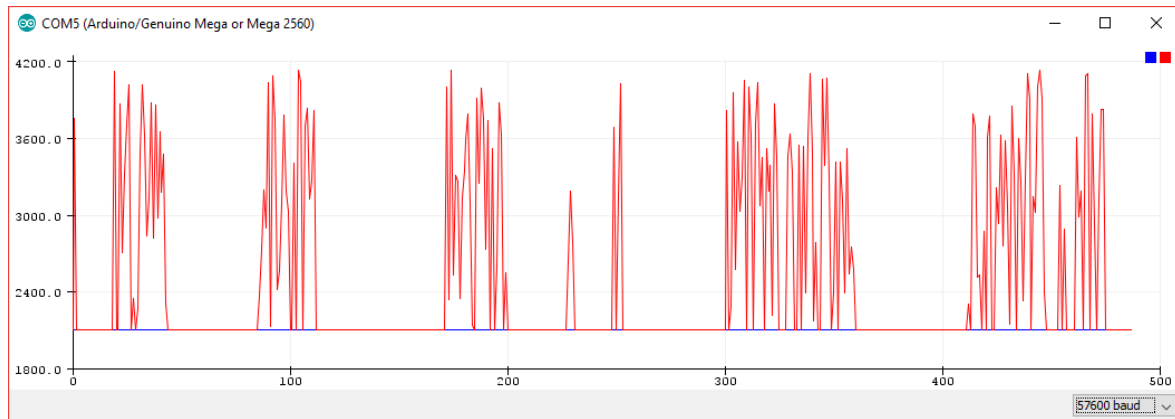


Figura 64 - aplicação do *threshold* ao valor RMS do sinal EMG.
A azul o *threshold* e a vermelho o sinal EMG.

A Figura 64 mostra a intenção de movimento despoletada apenas acima de um determinado limiar, neste caso 50% da MVC, após o cálculo RMS. A linha azul representa o *threshold* e a vermelho é representado o valor RMS. Na representação, quando o valor não ultrapassa o *threshold*, é igualado ao *threshold*. Este será o valor utilizado para a decisão de movimento.

Para a detecção de movimento, será utilizado o algoritmo da Figura 65, que implementa a equação (20):

```

/*****
 * Aplica o metodo ProcessSignal a cada um dos sinais
 * Implementa o metodo da detecção de movimento com base nos valores dos dois sinais
 *
 * @return código do movimento detetado
 *****/
int MovementDetection() {
    rmsExtensor = ProcessSignal(rmsExtensor, MVCExtensor, baselineExtensor, thresholdExtensor);
    rmsFlexor = ProcessSignal(rmsFlexor, MVCFlexor, baselineFlexor, thresholdFlexor);

    int movement = 0;
    if ((rmsExtensor > rmsFlexor) && (rmsExtensor > (MVCExtensor * (thresholdExtensor / 100))))
    {
        movement = 1; //Abertura
    } else if ((rmsFlexor > rmsExtensor) && (rmsFlexor > (MVCFlexor * (thresholdFlexor / 100))))
    {
        movement = 2; //Fecho
    } else {
        movement = 0; //repouso
    }
    return movement;
}
    
```

Figura 65 - Implementação da detecção de movimento

$$\text{movimento} = \begin{cases} \text{abrir,} & \text{caract. extensor} > \text{caract. flexor e MVC extensor} > \text{threshold} \\ \text{fechar,} & \text{caract. flexor} > \text{caract. extensor e MVC flexor} > \text{threshold} \\ \text{repouso,} & \text{caso contrario} \end{cases} \quad (20)$$

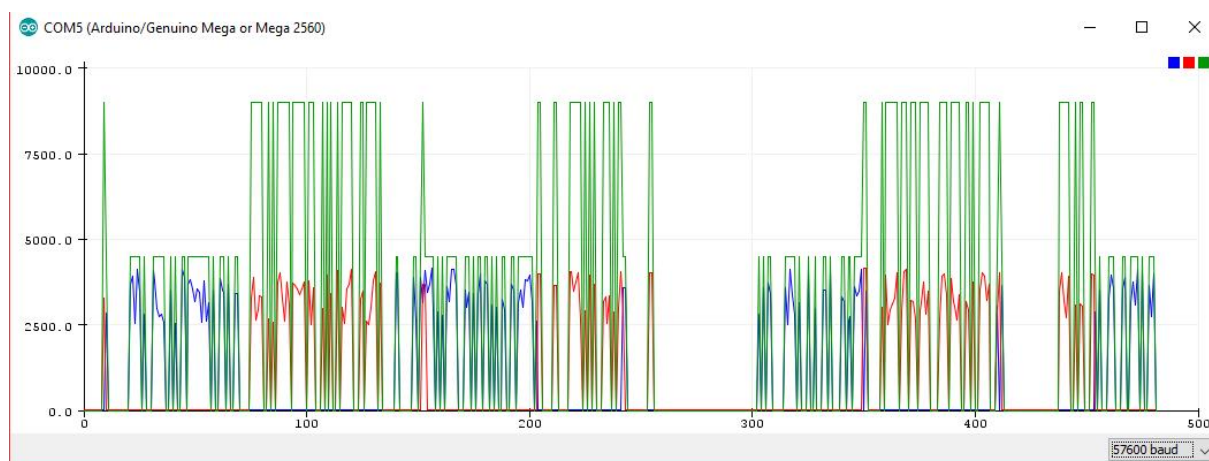


Figura 66 - Sobreposição do sinal processado de ambos os músculos.

A verde, a posição zero representa o repouso, a posição média o movimento de abrir a mão e a posição alta, o movimento de fechar a mão.

A Figura 66 mostra o resultado final do sinal processado e a tomada de decisão de movimento. A azul, temos o valor RMS do sinal recolhido no músculo *extensor carpi radialis brevis* e a vermelho o valor RMS do sinal recolhido do músculo *flexor carpi ulnaris*.

Para a representação da decisão de movimento, neste gráfico foi colocada uma etiqueta a verde, que, quando o seu valor é o nível médio o movimento feito foi o de abrir a mão e quando o seu valor é o nível mais alto, o movimento é de fechar a mão.

Podemos concluir que a característica RMS caracteriza bem cada um dos movimentos, na Figura 67. Para efeitos de visualização, a característica RMS foi escalonada 2.5 vezes para se aproximar do valor do sinal em bruto. O sinal em bruto está apresentado com o seu valor em absoluto.

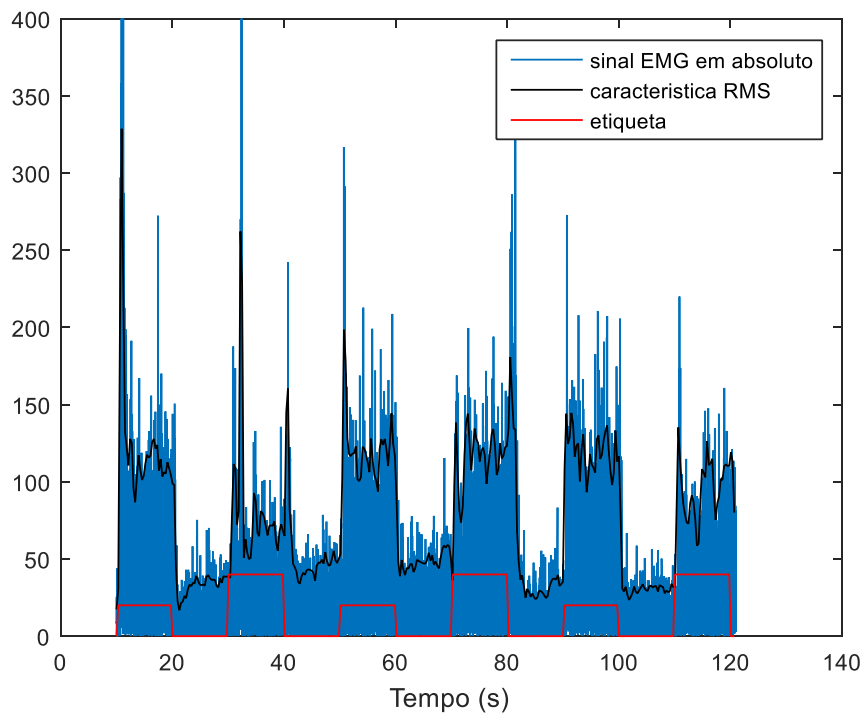


Figura 67- Sobreposição do sinal EMG com a sua característica

Também o algoritmo de detecção de movimento implementado mostra identificar corretamente o movimento da mão, como podemos ver na Figura 68.

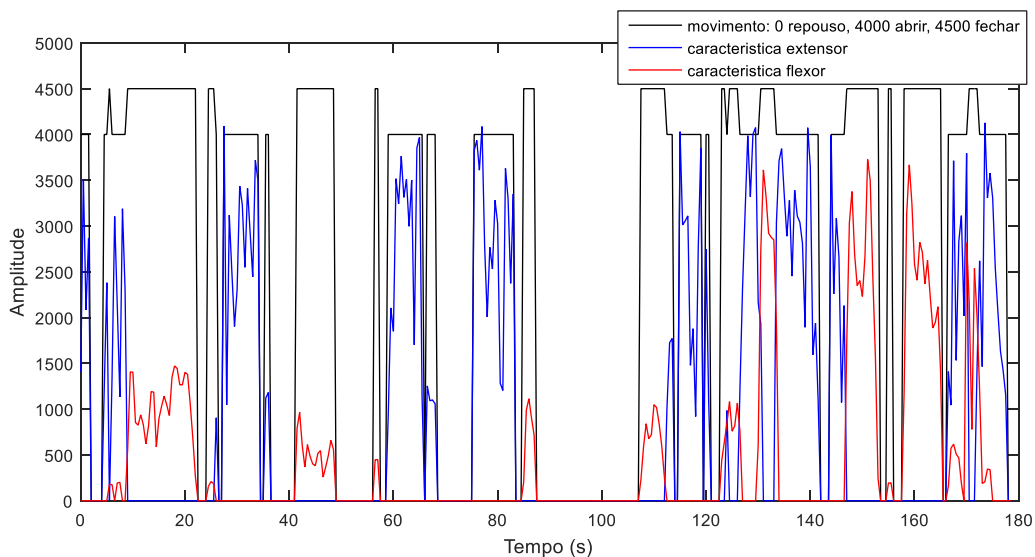


Figura 68 - Identificação automática do movimento através da leitura EMG

Podemos ver, na Figura 69, a dispersão das amostras da característica de cada sinal em relação a cada classe de movimento, onde o movimento de abrir a mão e o repouso estão bastante bem

definidos na amplitude, quando cruzamos os dois músculos. Quanto ao movimento de fechar a mão, embora esteja também localizado em separado das outras duas classes, está mais disperso. Podemos ainda observar alguns pontos que saem da zona onde se concentra o maior número de pontos por movimento. Estes pontos podem despoletar falsos positivos no acionamento do movimento. De acordo com [34], a dispersão dos valores de cada um dos movimentos pode ser otimizado, quando a frequência de amostragem é superior.

O conjunto de dados utilizado foi o mesmo utilizado para fazer toda a análise offline.

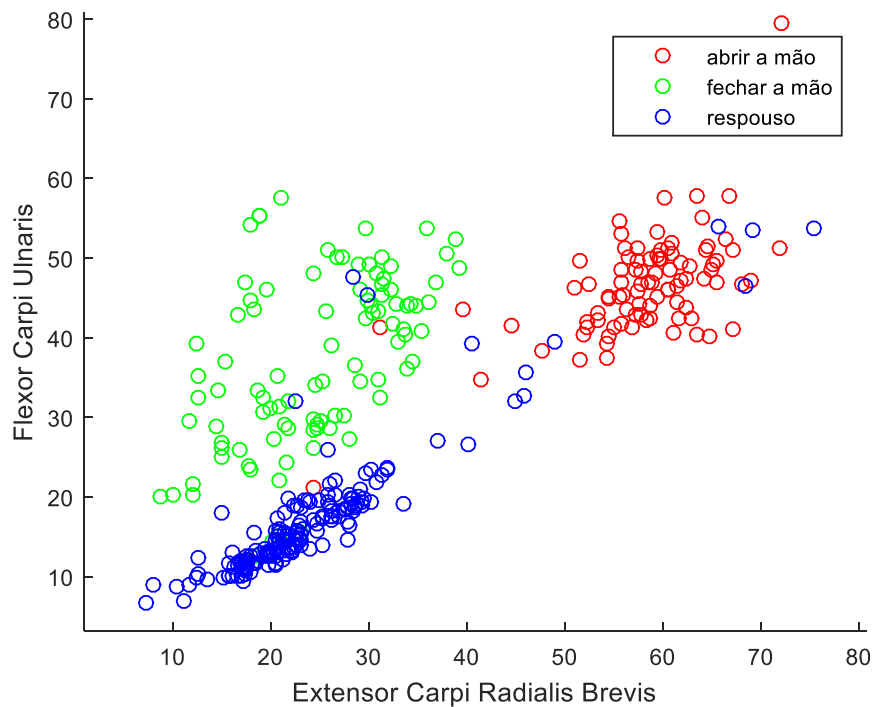


Figura 69 - Dispersão RMS por músculo e por classe de movimento

7. Resultados experimentais em ambiente clínico

7.1. Enquadramento do teste experimental

Para validação dos métodos de processamento e extração de características do sinal, foi feita uma experiência em ambiente clínico na Clinic4You.

O primeiro protótipo em desenvolvimento da ortótese da mão foi testado experimentalmente com um participante hemiplégico, potencial utilizador do protótipo. O participante, identificado como P1, é um rapaz de 14 anos que sofria de epilepsia e convulsões em consequência de Síndrome de Rasmunssen (doença autoimune em que existe inflamação num hemisfério cerebral [1]). O tratamento normalmente consiste na realização de cirurgia para remover ou desconectar a parte afetada do cérebro (Hemisferectomia). Foi operado tendo-lhe sido seccionados certos pontos da comunicação cerebral. Como consequência ficou hemiplégico do lado direito e teve que reaprender a falar e a realizar movimentos.

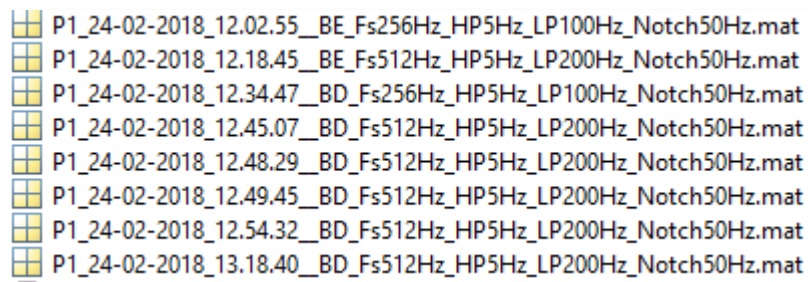
Apesar de conseguir andar tem dificuldade na utilização da mão que é normalmente ignorada no dia-a-dia. Segundo a terapeuta que faz o seu acompanhamento na reabilitação este tem dificuldade na representação cerebral da parte direita do corpo, pelo que se "esquece de a usar". Com algum esforço consegue segurar objetos com a mão, mas tem muita dificuldade em largá-los, pelo que a ortótese em desenvolvimento poderá ajudá-lo a estabilizar a mão (que tem tendência a "virar para dentro") e permitir a abertura e fecho por oposição do polegar. A utilização de mangas ajuda-o a ter consciência da mão e braço. A "tala" realizada em material Termo moldável pela terapeuta, ao estabilizar o punho permite manter a mão direita (contrariar a "mão em gancho") sem que exista a oposição muscular que o esforço realizado na mão provocaria. Para além da terapia, este experimentou a utilização de DMO (DMO mão ergométrica [35] mas os resultados não são satisfatórios em parte devido ao reduzido acompanhamento realizado pela empresa.

Os objetivos deste teste experimental foram: 1) a recolha do sinal Electro miográfico nos músculos do antebraço que movimentam o pulso e a mão e etiquetagem; e 2) teste de funcionalidade e usabilidade da mão ortóptica. Esta secção diz respeito ao objetivo 1) da experiência, nomeadamente, descrição dos procedimentos, resultados e conclusões desta 1ª experiência.

7.2. Setup da experiência

A preparação do teste experimental seguiu a configuração descrita no capítulo 5.1 desta tese. Foi solicitado ao participante P1 que seguisse o protocolo descrito na 5.1.3 o melhor possível.

Para existir um termo de comparação entre os membros do lado direito e do lado esquerdo, foi feita aquisição de sinal EMG nos dois braços. Foram realizados vários ensaios utilizando diferentes configurações de pré-processamento, nomeadamente diferentes frequências de corte dos filtros e diferentes frequências de amostragem. Cada ensaio consistiu na escolha de 3 conjuntos de movimentos, cada um com uma janela temporal de 10 segundos. Deste modo cada teste demorou 1 minuto e 20 segundos. Cada *Dataset* foi nomeado com a data e hora do exercício. Foi incluído também no título do ficheiro o braço onde foi feita a aquisição, a frequência de amostragem e os filtros utilizados. Por fim, foram cortados 5 segundos ao início de cada ficheiro, tempo de estabilização do amplificador de bio sinal, de modo a não interferir com as análises. Estes ficheiros foram renomeados como finais. O pré-processamento foi feito com um filtro de 2ª ordem.



P1_24-02-2018_12.02.55_BE_Fs256Hz_HP5Hz_LP100Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_12.18.45_BE_Fs512Hz_HP5Hz_LP200Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_12.34.47_BD_Fs256Hz_HP5Hz_LP100Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_12.45.07_BD_Fs512Hz_HP5Hz_LP200Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_12.48.29_BD_Fs512Hz_HP5Hz_LP200Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_12.49.45_BD_Fs512Hz_HP5Hz_LP200Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_12.54.32_BD_Fs512Hz_HP5Hz_LP200Hz_Notch50Hz.mat
P1_24-02-2018_13.18.40_BD_Fs512Hz_HP5Hz_LP200Hz_Notch50Hz.mat

Figura 70 – Datasets recolhidos

A Figura 70 mostra os ficheiros guardados com os resultados dos exercícios.

7.2.1. Análise de dados

O protocolo consistiu em diferentes recolhas de sinais, com os movimentos sugeridos no monitor do computador para análise posterior offline, descrita neste documento.

Após o teste inicial no braço saudável, passámos ao braço hemiplégico onde foram feitos alguns testes. Um primeiro teste foi feito com o protocolo idêntico ao do braço esquerdo. Um outro teste utilizou o mesmo protocolo, mas com estimulação palmar de uma bola e ordem verbal. Foi feito ainda outro teste em que a transição dos movimentos não se passou pelo ponto de repouso. Este teste foi repetido com e sem estimulação palmar da bola. Por fim foi feito outro teste com a estimulação do protótipo da ortótese em desenvolvimento.

Análise do sinal recolhido nos dois braços

As figuras apresentadas de seguida, mostram o mesmo exercício executado de acordo com o método apresentado no ponto 5.3, na página 44. Foi executado em ambos os braços para identificar as diferenças entre o braço não hemiplégico e o braço hemiplégico.

As imagens à esquerda representam o braço não hemiplégico, enquanto as imagens à direita representam o braço hemiplégico. A Figura 71 mostra o sinal EMG no domínio do tempo.

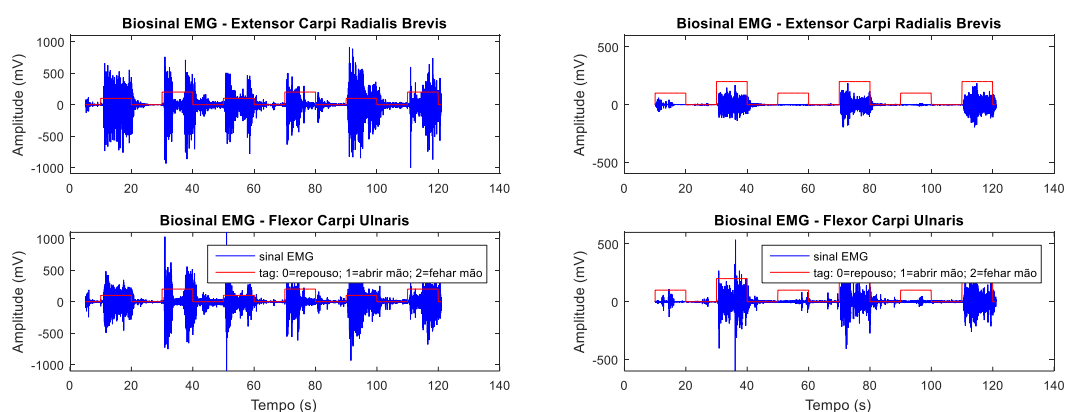


Figura 71 - sinal original no domínio do tempo. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita

No caso do braço hemiplégico verifica-se um sinal muito mais ténue. Salienta-se ainda a diferença de escalas entre ambos os casos. É também visível a falta de atividade muscular quando é solicitado o movimento de abrir a mão.

Quando se faz a análise em frequência, tanto no repouso como no movimento de abrir a mão, deteta-se pouca atividade muscular. Esta atividade situa-se toda numa frequência abaixo dos 20 Hz, que representam artefactos derivados dos movimentos do braço.

Após a aplicação do filtro, a atividade muscular nestes movimentos é praticamente nula, como pode ser visto nas Figura 72, Figura 73 e Figura 74.

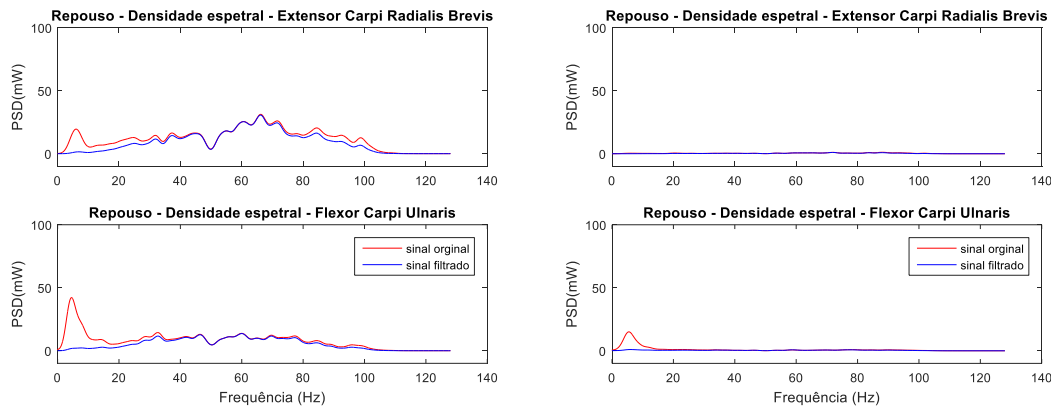


Figura 72 - densidade espectral pelo metodo *pwelch* da baseline. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita

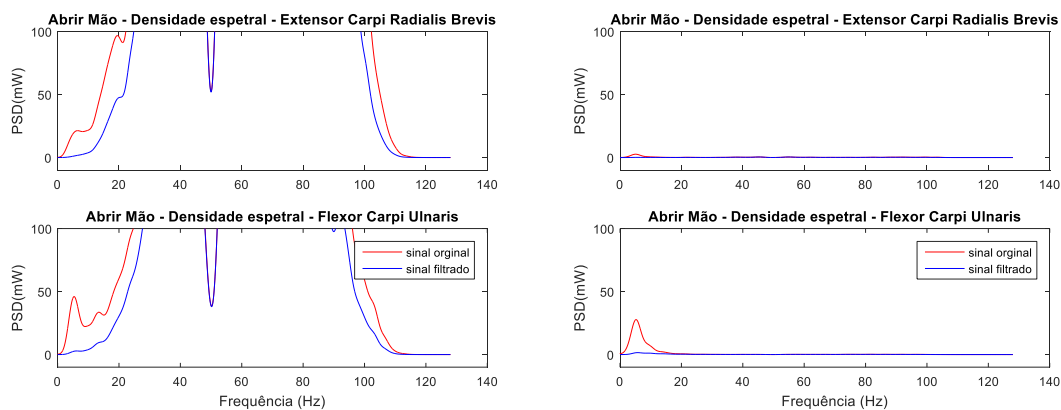


Figura 73 - densidade espectral pelo método *pwelch* do movimento abrir a mão. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita

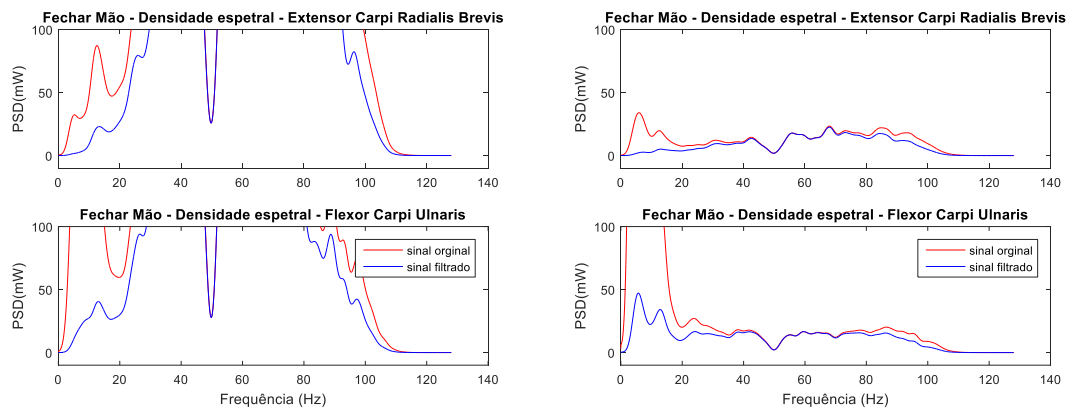


Figura 74 - densidade espectral pelo método *pwelch* do movimento fechar a mão. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita

No movimento de fechar a mão, embora a potência do sinal seja reduzida comparativamente com o sinal obtido no braço não hemiplégico, é mais elevada do que no movimento de abrir a mão.

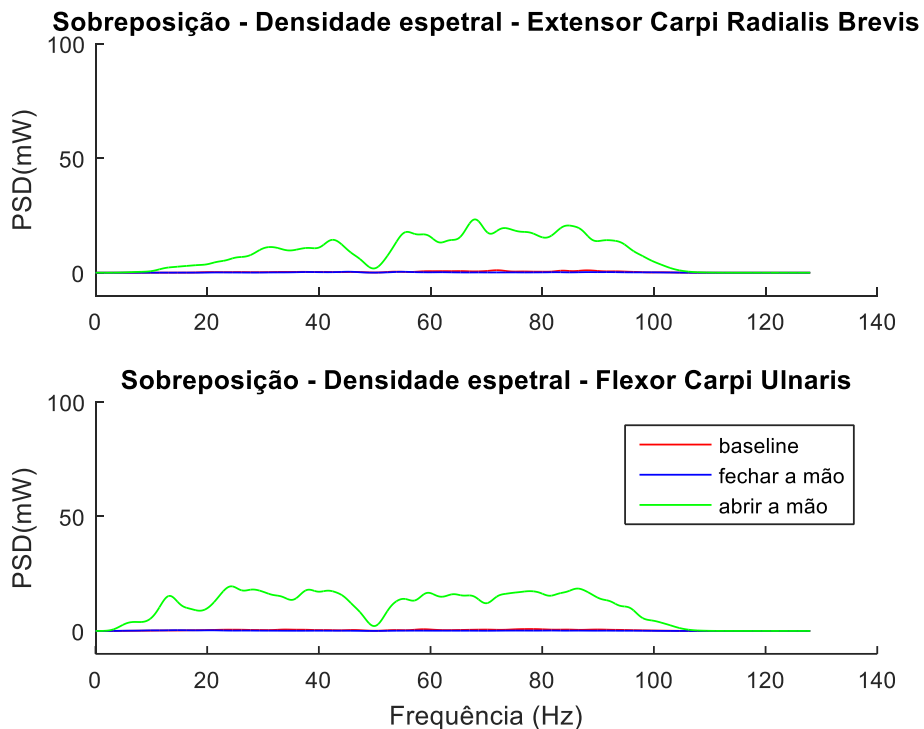


Figura 75 - densidade espectral sinal dos 3 movimentos. A vermelho a *baseline*, a verde o movimento de fechar a mão e a azul o movimento de abrir a mão. Braço não hemiplégico

Efetuamos a sobreposição dos espectros de frequências dos 3 movimentos, na Figura 75. É visível que apenas o movimento de fechar a mão se consegue distinguir, no que respeita à potência de sinal.

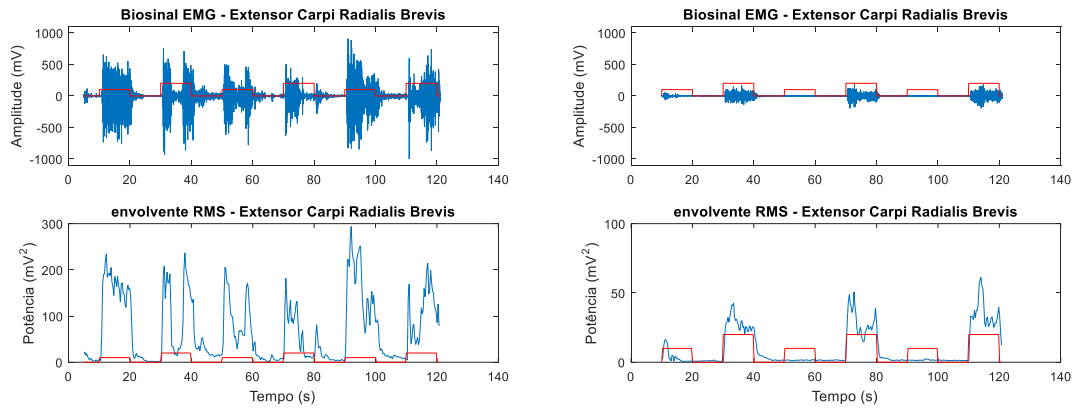


Figura 76 - Envolvente do bio sinal do extensor Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita

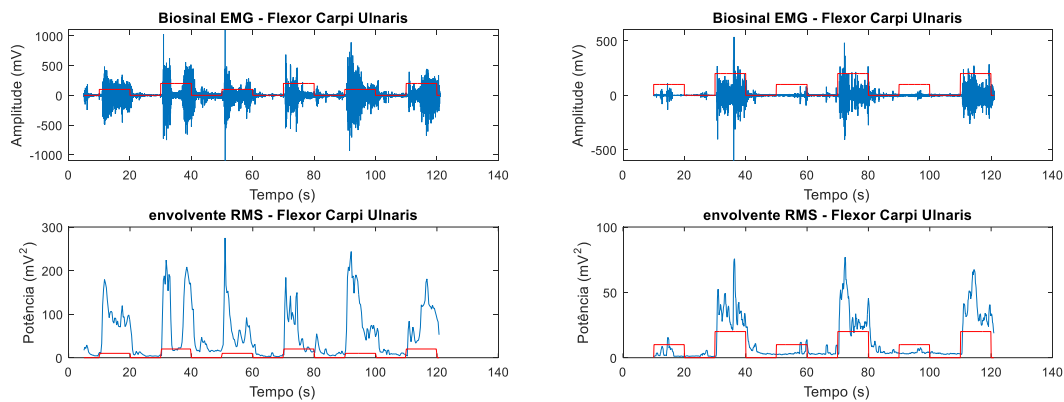


Figura 77 - Envolvente do bio sinal do flexor. Braço não hemiplégico à esquerda vs braço hemiplégico à direita

As Figura 76 e Figura 77 mostram o valor RMS. Verifica-se também uma potência do sinal reduzida em relação ao braço não hemiplégico. Em relação à distinção entre os três movimentos do protocolo, distingue-se o movimento de fechar a mão. Já o movimento de abrir a mão é difícil de distinguir do repouso no braço hemiplégico. Salientamos a diferença de escalas na envolvente RMS nas figuras, tanto na amplitude como na potência.

Movimento com atuação ativa da ortótese

Foi ainda realizado um último exercício em que o participante utilizou o protótipo da ortótese em desenvolvimento, mostrado na Figura 78. O objetivo foi o de analisar a diferença do sinal sem a ortótese e com a estimulação da ortótese (atuação ativa sincronizada com instrução de movimento). Na Figura 79 podemos ver o resultado desta captura de sinal.

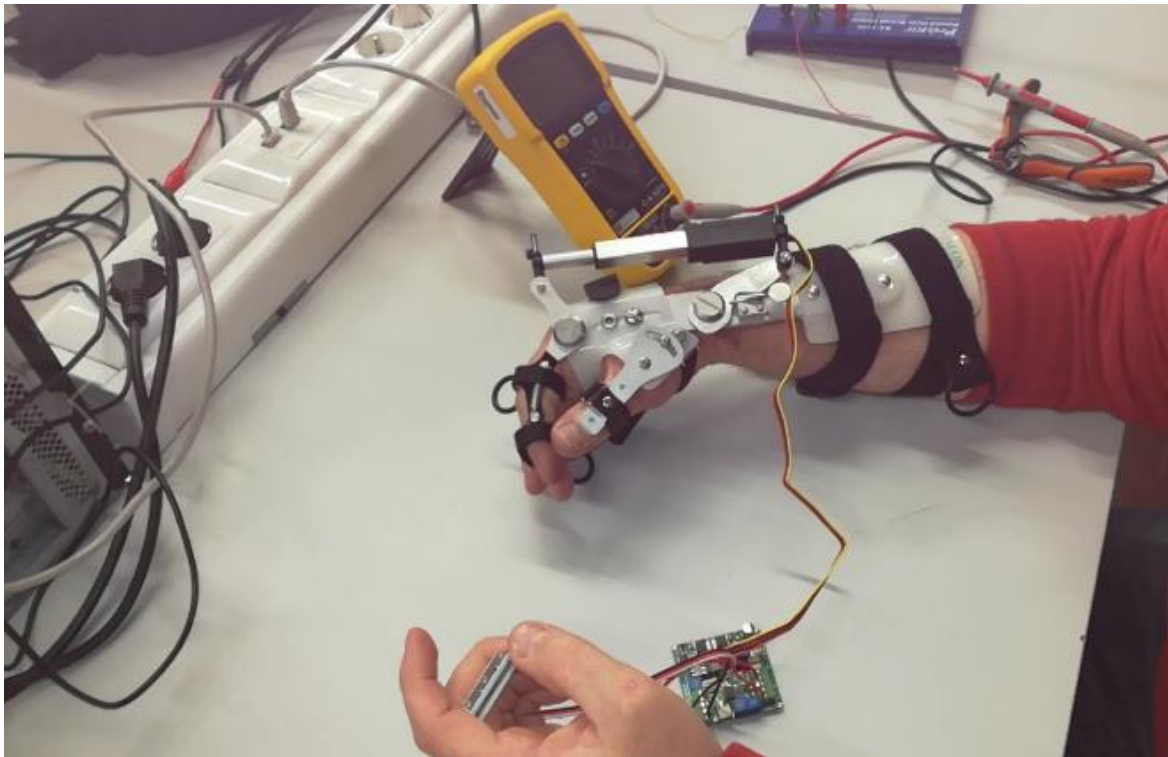


Figura 78 – 1ª versão do protótipo da ortótese em ensaio

Verificamos que o padrão se mantém em relação aos pontos anteriores, ou seja, é visível a atividade muscular com o movimento de fechar a mão, mas o mesmo não acontece com o movimento de abrir a mão.

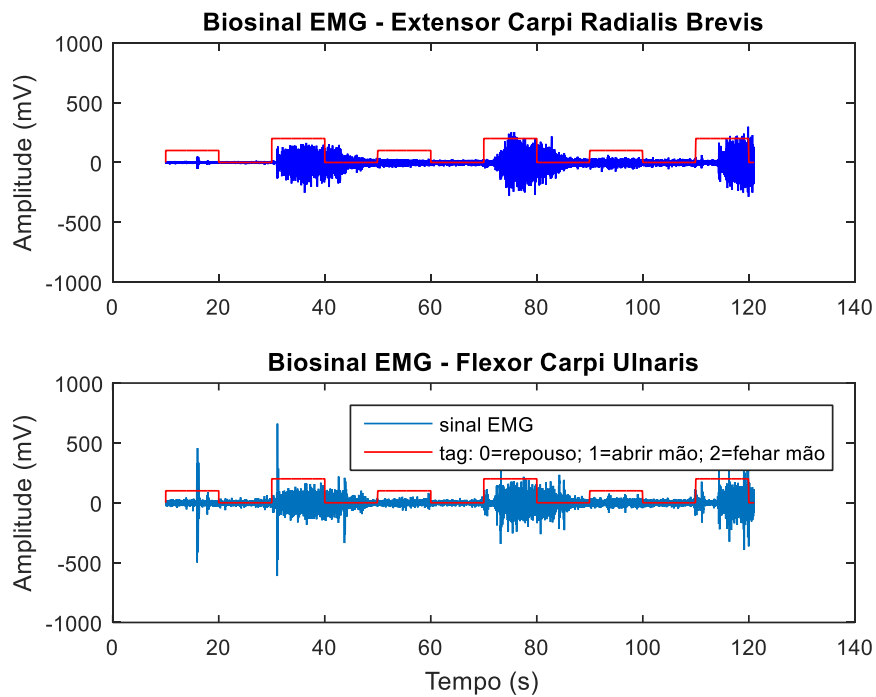


Figura 79 - sinal original no domínio do tempo com estimulação da ortótese

O exercício e as características do sinal são idênticos ao executado no conjunto de dados anterior, pelo que podemos analisar os dois em conjunto.

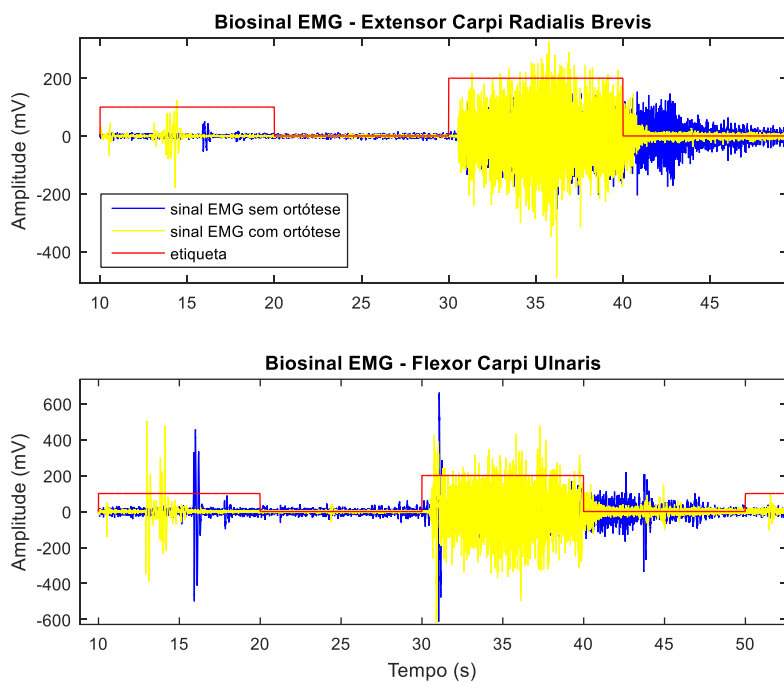


Figura 80 - Sinal sem ortótese a amarelo e sinal com ortótese a azul no domínio do tempo

Se compararmos ambos os sinais (Figura 80), verificamos que existe uma pequena diferença com a ortótese. Entre os 40 e os 50 segundos existe um atraso que provavelmente foi imposto pelo mecanismo da ortótese e que, por esse motivo, não deve ser considerado na análise.

Ao analisarmos a densidade espectral para os mesmos conjuntos de dados, verificamos também que existe uma pequena diminuição da mesma quando utilizada a ortótese, ou seja, quando o movimento é passivo e não ativo. Esta análise pode ser feita na Figura 81 Esta diferença é verificada apenas no movimento de fechar a mão, sendo que no movimento de abrir a mão, na Figura 82, não existe diferença.

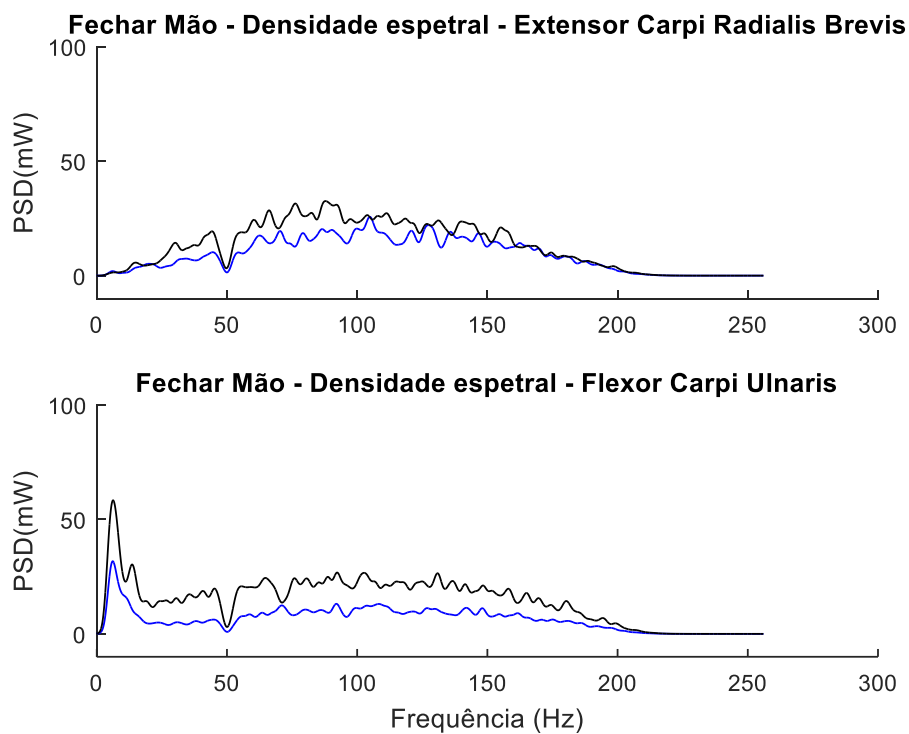


Figura 81 - Densidade espectral do movimento de fechar a mão, sem a ortótese a preto e com a ortótese a azul

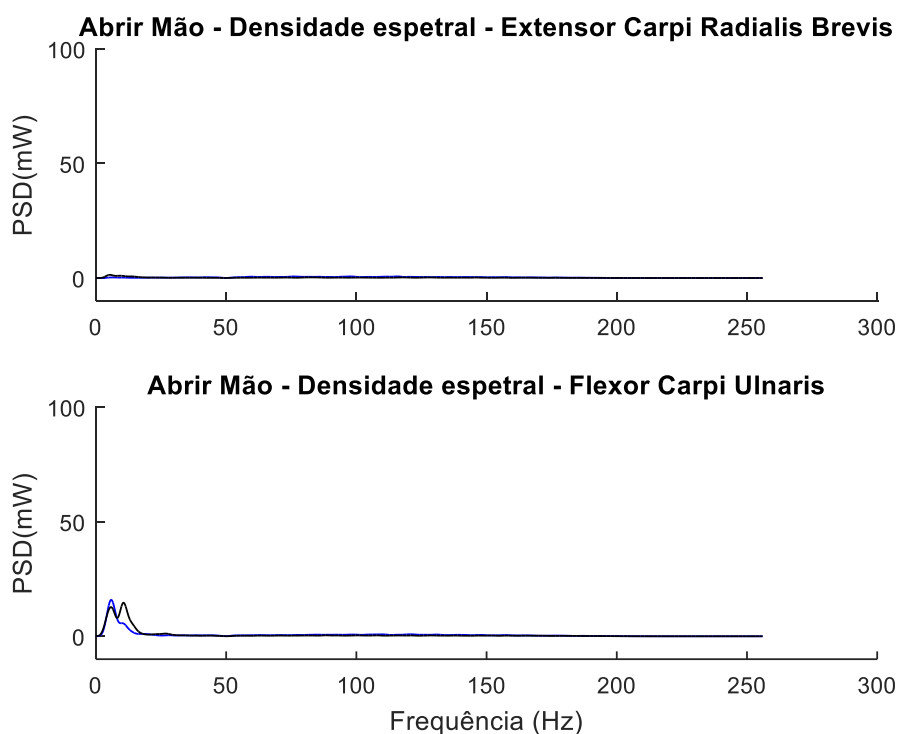


Figura 82 - Densidade espectral do movimento de fechar a mão, sem a ortótese a preto e com a ortótese a azul

Podemos ver na Tabela 4 a comparação dos valores médios obtidos, tanto no domínio do tempo, como no domínio da frequência.

Verificamos que, tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência, o movimento de fechar a mão apresenta valores mensuráveis, relativamente ao repouso. Já no caso do movimento de abrir a mão, os valores não se destacam em relação ao repouso. Devido ao atraso na transição do movimento de fechar a mão para o repouso, os valores médios em repouso estão falseados, não podendo ser utilizados para comparação.

Tabela 4 - comparação dos valores médios por movimento por exercício

DataFile	Média (Amplitude)		Média (Potência)	
	Extensor Fechar	Flexor Fechar	Extensor Fechar	Flexor Fechar
sem ortótese	43,2	60,4	12,8	14,5
com ortótese	36,1	42,1	9,1	6,5
estimulação palmar sem ortótese	64,8	119,8	23,1	42,5

DataFile	Média (Amplitude)		Média (Potência)	
	Extensor Abrir	Flexor Abrir	Extensor Abrir	Flexor Abrir
sem ortótese	5,5	13,1	0,2	0,7
com ortótese	6,4	13,7	0,3	0,7
estimulação palmar sem ortótese	4,0	16,7	0,1	0,8

DataFile	Média (Amplitude)		Média (Potência)	
	Extensor Repouso	Flexor Repouso	Extensor Repouso	Flexor Repouso
sem ortótese	8,1	10,7	1,3	1,3
com ortótese	12,3	16,4	1,7	1,5
estimulação palmar sem ortótese	11,0	32,2	1,8	14,5

7.3. Conclusão dos testes experimentais

Neste primeiro teste experimental, foram feitos vários exercícios para recolha do bio sinal dos músculos que movimentam a mão. Verificou-se ao longo dos diferentes exercícios que o sinal obtido nos músculos *Flexor Carpi Ulnaris* e *Extensor Carpi Radialis Brevis* mostram o movimento de fechar a mão bem definido. O mesmo não se passa com o movimento ou intenção de movimento de abrir a mão, movimento este que o participante não consegue realizar de forma autónoma. Com a utilização ortótese em modo passivo, para executar o movimento verificou-se uma redução ligeira da atividade muscular nestes dois músculos, mas não foi suficiente para controlar ambos os movimentos.

Uma abordagem em que apenas o movimento do fecho é utilizado para ativar a ortótese pode ser seguida. Pode ser utilizado o sinal do movimento para fechar a mão com um limiar muito baixo, para não limitar o mesmo. Quando for detetado o fim deste movimento, também com

um limiar baixo, ou seja, a transição de um sinal alto para um sinal baixo, a ortótese pode abrir ligeiramente a mão, levando-a para uma posição confortável de repouso.

8. Conclusões

Neste trabalho foi proposto o processamento de sinal EMG dos músculos do antebraço para detecção de intenção do utilizador em movimentos de abertura e fecho da mão. Os métodos foram aplicados num sistema de reabilitação da mão (sistema HOH) e numa ortótese de assistência dos movimentos da mão (sistema ARHO).

No primeiro caso, os métodos foram implementados com base em funções de alto nível do Matlab/Simulink, enquanto no 2º caso, os métodos foram implementados completamente de raiz num microcontrolador responsável pela aquisição e processamento de sinal. Foram realizados os seguintes módulos/tarefas em cada um dos sistemas:

- HOH, sistema de reabilitação
 - Modelo Simulink para aquisição de sinal para visualização em tempo real e para análise *offline* do sinal EMG;
 - Análise *offline* das características do sinal EMG para os movimentos de abertura e fecho da mão;
 - Modelo/função Simulink para implementar buffer da janela de aquisição, deslizamento da janela, processamento de sinal (extração de características) e módulo de decisão;
 - Modelo/função Simulink para lidar com os dados recebidos/enviados da aplicação externa;
 - Métodos de processamento EMG, definição de *baseline* e identificação de movimento.

- ARHO - sistema de assistência:
 - Aquisição do sinal EMG recorrendo a sensores de baixo custo Gravity;
 - Aplicação de filtros digitais para excluir frequências indesejadas do sinal;
 - Método da janela deslizante;
 - Extração de características do sinal EMG;
 - Algoritmo de identificação do movimento

- Todos os pontos implementados num microcontrolador e integrados no programa de controlo e atuação da ortótese.

Verificou-se que em ambos os casos, a identificação do movimento foi conseguida com sucesso, mostrando a eficácia das abordagens seguidas, apesar dos métodos serem suscetíveis aos artefactos de movimento e ruído externo.

8.1. Trabalhos futuros

A aquisição do sinal EMG é um pouco sensível a movimentos, também é sensível à proximidade de equipamentos elétricos ou até mesmo à posição do braço.

Sugere-se a substituição por um processador digital de sinal ou um microcontrolador com maior capacidade de processamento e módulo em hardware de aritmética de virgula flutuante, para melhor agilizar todas as tarefas de todo o programa, aumentar a frequência de amostragem do sinal EMG e aplicar técnicas mais robustas de classificação dos movimentos.

9. Bibliografia

- [1] “World Health Organization - Noncommunicable diseases,” 01 06 2018. [Online]. Available: <http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>. [Acedido em 25 08 2018].
- [2] “Hand Of Hope,” [Online]. Available: <http://www.rehab-robotics.com/hoh/>. [Acedido em 22 08 2018].
- [3] “Wikipedia - Skeletal muscle,” [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Skeletal_muscle. [Acedido em 20 10 2018].
- [4] “Wikipedia - Electromyography,” [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography>. [Acedido em 20 10 2018].
- [5] M. Reaz, M. Hussain e F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications,” [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/6984224_Techniques_of_EMG_signal_analysis_Detection_processing_classification_and_applications. [Acedido em 20 10 2018].
- [6] S. . B. Akben, “Low-cost and easy-to-use grasp classification, using a simple 2 channel surface electromyography (sEMG),” *Biomedical Research*, 28, pp. 577-582, Abril 2017.
- [7] A. R. B. Moital, “Development of an EMG controlled hand exoskeleton: towards an application for post-stroke rehabilitation,” Lisboa, 2015.
- [8] X. Hu, K. Tong, R. SONG, X. Zheng, K. Lui, W. Leung, S. Ng e S. Au-Yeung, “Journal of Electromyography and Kinesiology 19,” *Quantitative evaluation of motor functional recovery process in chronic stroke patients during robot-assisted wrist training*, 03 04 2008.
- [9] L. Lucas, M. DiCicco e Y. Matsuoka, “Journal of Robotics and Mechatronics Vol.16 No.5,” *An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching*, p. 7, 16 07 2004.
- [10] “Pinterest - muscle blank drawing - Google Search,” [Online]. Available: <https://www.pinterest.pt/pin/15199717470307626/?lp=true>. [Acedido em 30 10 2018].

- [11] D. T. Bundy, L. Souders, K. Baranyai, L. Leonard, G. Schalk, R. Coker, D. W. Moran, T. Huskey e E. C. Leuthardt, “ahajournals.org,” *Contralesional Brain–Computer Interface Control of a Powered Exoskeleton for Motor Recovery in Chronic Stroke Survivors*, 18 04 2017.
- [12] “Stroke Engine - ARAT,” [Online]. Available: <https://www.strokengine.ca/en/indepth/arat/>. [Acedido em 20 10 2018].
- [13] “Stroke Engine - FMA,” [Online]. Available: <https://www.strokengine.ca/en/assess/fma/>.
- [14] “World Health Organization - Noncommunicable diseases country profiles 2014,” [Online]. Available: <http://www.who.int/nmh/countries/en/#P>. [Acedido em 25 08 2018].
- [15] N. Ho, K. Tong, X. Hu, X. Wei, K. Fung, W. Rong e E. Susanto, “An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects,” em *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, 2011.
- [16] “Wikipédia - Síndrome de Rasmussen,” 26 03 2013. [Online]. Available: https://pt.wikipedia.org/wiki/S%C3%ADndrome_de_Rasmussen.
- [17] “Mayo Clinic - Spinal Cord Injury,” [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/spinal-cord-injury/symptoms-causes/syc-20377890>. [Acedido em 20 08 2018].
- [18] I. H. Ertas, E. Hocaoglu, D. E. Barkana e V. Patoglu, “Finger Exoskeleton for Treatment of Tendon Injuries,” em *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, 2009.
- [19] M. Chen, S. Ho, H. Zhou, P. M. Pang, X. Hu, D. Ng e K. Tong, “Interactive Rehabilitation Robot for Hand Function Training,” em *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, 2009.
- [20] “Hocoma - Armeo Power,” [Online]. Available: <https://www.hocoma.com/solutions/armeo-power/>. [Acedido em 20 10 2018].

- [21] “YASKAWA Asean - ReWalk,” [Online]. Available: <http://www.yaskawa.com.sg/product/human-assist-robots/rewalk-1>. [Acedido em 20 10 2018].
- [22] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy e S. Leonhardt, “Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,” *A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation*, 09 01 2014.
- [23] D. M. A. Alhussein, “Review of Hand Rehabilitation Protocols After Flexor Tendon Injury Repair,” [Online]. Available: <https://www.slideshare.net/MohammedAljodah/hand-rehabilitation-after-flexor-tendon-repair-55186598>. [Acedido em 20 08 2018].
- [24] “World Health Organization - Spinal Cord Injury,” 19 11 2013. [Online]. Available: <http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>. [Acedido em 20 08 2018].
- [25] “Shepherd Center - Understanding Spinal Cord Injury,” [Online]. Available: <http://www.spinalinjury101.org/details/levels-of-injury>. [Acedido em 29 08 2018].
- [26] “Bitalino,” [Online]. Available: <http://bitalino.com/en/>. [Acedido em 20 10 2018].
- [27] C. J. D. Luca, “SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: Detection and Recording,” DelSys Incorporated, 2002.
- [28] “g.tec Medical Engineering,” [Online]. Available: www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.USBamp-Specs-Features. [Acedido em 13 Março 2018].
- [29] “Flint Rehab - Tools for spark recovery,” [Online]. Available: <https://www.flintrehab.com/2015/active-vs-passive-exercises-during-rehab/>. [Acedido em 20 10 2018].
- [30] “Surface EMG Sensor SX230 Biometrics,” [Online]. Available: <http://www.biometricsltd.com/surface-emg-sensor.htm>. [Acedido em 20 10 2018].
- [31] “Actuonix Motion Devices,” [Online]. Available: <https://www.actuonix.com/L12-Micro-Linear-Actuators-s/1821.htm>. [Acedido em 20 10 2018].
- [32] “Arduino Mega,” [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3>. [Acedido em 20 10 2018].

- [33] “DFRobot,” [Online]. Available: https://www.dfrobot.com/wiki/index.php/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU:SEN0240. [Acedido em 09 10 2018].
- [34] A. Phinyomark, R. N. Khushaba e E. Scheme, “Feature Extraction and Selection for Myoelectric Control Based on Wearable EMG Sensors,” *www.mpdi.com/journal/sensors*, 18 05 2018.
- [35] “Boston Orthotics & Prosthetics,” 2017. [Online]. Available: <https://www.bostonoandp.com/for-patients/dynamic-movement-orthoses/>. [Acedido em 13 Março 2018].
- [36] “Wikipédia - Síndrome de Rasmussen,” 26 03 2013. [Online]. Available: https://pt.wikipedia.org/wiki/S%C3%ADndrome_de_Rasmussen. [Acedido em 13 Março 2018].
- [37] “Aliasing,” [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Aliasing>. [Acedido em 20 10 2018].
- [38] “PRT Blog - MATLAB Pattern Recognition Open Free and Easy,” [Online]. Available: <http://covartech.github.io/>. [Acedido em 20 10 2018].