

---

NOVA School of Science and Technology

2022/2023

---

Eletrofisiologia

---

*Deteção de contrações musculares*

Ana Fernandes 59995

Diogo Amaro 59781

Docentes

Senhora Professora Carla Quintão

Senhor Professor Pedro Moura

## Índice

Introdução e Objetivos.....	3
Recolha de dados .....	3
Pré-processamento do sinal .....	4
Tratamento do sinal .....	5
Aplicação de um filtro passa banda .....	5
Quadrar o sinal.....	6
Envelope do sinal .....	6
Transformada de Fourier .....	6
Estudo do sinal em MatLab.....	7
Algorithm2 .....	7
Algorithm_test .....	8
Apresentação de resultados .....	10
Amplitude de contração.....	10
Duração de contração.....	10
Discussão de resultados.....	11
Justificação de resultados .....	13
Considerações finais .....	14
Referências.....	15
 <i>Figura 1 - Sinal de EMG processado.....</i>	 4
<i>Figura 2 - Sinal sem filtro passa banda .....</i>	5
<i>Figura 3 - Sinal com filtro passa banda.....</i>	5
<i>Figura 4 - Sinal quadrado .....</i>	5
<i>Figura 5 - Envelope do sinal (Grupo de Controlo) .....</i>	6
<i>Figura 6 - Envelope do sinal (Grupo de Pacientes).....</i>	6
<i>Figura 7 - Espectro de Potências (Esq.) .....</i>	6
<i>Figura 8 - Espectro de Potências (Dir.) .....</i>	6
<i>Figura 9 - Instantes de contração e descontração .....</i>	8
<i>Figura 10 - Erro de deteção.....</i>	10
<i>Figura 11 - Sinal do grupo de Controlo .....</i>	11
<i>Figura 12 - Sinal do grupo de Pacientes .....</i>	11
<i>Figura 13 - Contrações no grupo de Controlo .....</i>	12
<i>Figura 14 - Contrações no grupo de Pacientes.....</i>	12
<i>Figura 15 - Sinal EMG Pt10_FM .....</i>	13
<i>Figura 16 - Contrações musculares Pt10_FM .....</i>	13

## 1. Introdução e Objetivos

A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) é uma doença neurodegenerativa com avanço progressivo que afeta os neurónios motores superiores e inferiores. Os neurónios motores são o elo de comunicação entre o sistema nervoso central e os músculos, a doença ELA afeta precisamente estes neurónios, provocando uma desassociação entre os mesmos e os músculos que estes controlam. Isto provoca, nos doentes, o aumento da fraqueza muscular a nível distal no membro superior, e na zona mais proximal dos músculos do membro inferior, provocando a perda de coordenação motora. No final, leva à perda total da capacidade de realizar movimentos voluntários, como comer, andar, falar, entre outras limitações, até comprometer o diafragma, provocando a morte por asfixia. <sup>[1]</sup> As implicações que a ELA tem nos músculos do membro superior são, mais concretamente, a rigidez muscular e o exagero dos movimentos involuntários reflexos. Quando os neurónios estão relacionados com os músculos do membro inferior, as consequências são câibras musculares, contrações involuntárias momentâneas, dando a sensação que o músculo nunca atinge, efetivamente, o repouso, a este fenómeno chama-se fasciculação. <sup>[2]</sup>

Com este trabalho pretendemos estudar, ainda que muito superficialmente, as consequências desta doença nos pacientes, através da análise de sinais eletromiográficos, e posterior comparação com os sinais de um grupo de controlo, aparentemente, saudável. As principais diferenças que esperamos encontrar podem estar relacionadas com os tempos e amplitudes de contração, como consequência da existência de potenciais de fibrilação e fasciculação aquando do relaxamento muscular. Para estudar o sinal que nos foi fornecido, vamos marcar, através de algoritmos criados em MATLAB, os momentos de contração e descontração para que, posteriormente, possamos observar a sua duração e amplitude. Com estas características de cada sinal, vamos fazer as devidas comparações com os sinais de controlo e tentar chegar às conclusões teóricas.

### 1.1. Recolha de dados

Os dados de EMG utilizados para análise foram adquiridos enquanto os sujeitos realizam uma tarefa mecânica de afastamento dos dedos. A amostra é constituída por sujeitos com esclerose lateral amiotrófica e por um grupo de controlo.

Estes registos foram adquiridos por Maria Marta Santos no âmbito da sua tese de Mestrado: Study of the electromyographic signal dynamic behavior in amyotrophic lateral sclerosis (ALS).

A recolha de dados seguiu um protocolo de aquisição específico, composto por 3 segundos de afastamento de dedos seguidos de 3 segundos de relaxação. Isto, durante 6 minutos ou até o indivíduo atingir o limite físico. Foram adquiridos sinais na mão direita (canal 3), na mão esquerda (canal 1), no braço direito (canal 4) e no braço esquerdo (canal 2).

Os dados foram recolhidos a uma frequência de amostragem de 1000Hz pelo dispositivo BioPlux.

## 2. Pré-processamento do sinal

O sinal de EMG é um sinal elétrico produzido pela atividade muscular, que pode ser medido através de elétrodos colocados na pele. Os elétrodos captam a atividade elétrica dos músculos subjacentes e convertem-na num sinal elétrico que pode ser registado e processado. Este sinal, por definição, encontra-se em valores digitais. Para isso, e antes de qualquer análise, é necessária a conversão dos sinais em milivolts (mV):

$$EMG (mV) = \left[ \left( \frac{x}{2^n} - \frac{1}{2} \right) V_{cc} \right] \frac{1}{1000}$$

Na expressão de conversão, x representa o valor digital do sinal, n o número de bits utilizados para digitalizar o sinal (=12bits) e Vcc a tensão de alimentação do circuito utilizado para recolher o sinal de EMG (=5V). Este sinal, depois de transformado, foi armazenado em `Data_Transformada`.

Para facilitar a análise, foram pré-estabelecidas variáveis como `Fs`, igual à frequência de amostragem, `seconds` que representa o intervalo de tempo de 40 segundos, `time` que é o intervalo de tempo desde o instante em que a primeira amostra foi recolhida, até chegar à amostra que foi recolhida no instante t=40 segundos e `Data_sec` que corresponde aos números de amostras recolhidos durante os 40 segundos.

Nesta fase, os dados estão devidamente convertidos e as variáveis necessárias estão corretamente definidas. Os dados encontram-se, assim, aptos para análise. Dado que temos informação associada a 4 secções dos membros superiores, é necessário fazer a respetiva dissociação da matriz original. Dado que a primeira coluna da variável `Data_Transformada` é referente ao índice, temos as seguintes correspondências: Mão esquerda - canal 2; Braço esquerdo - canal 3; Mão direita - Canal 4 e Braço Direito - Canal 5.

Para finalizar, procedeu-se à junção dos 4 vetores obtidos numa única matriz, `Data_base` que, de seguida, foi segmentada num intervalo de tempo de 40 segundos através da variável `Data_Sec`, definida previamente em cima. Neste ponto da análise, temos uma matriz de dimensão (40000x4), armazenada na variável `Data`, que contém os registos musculares referentes às 4 secções dos membros superiores, recolhidos durante 40 segundos.

Podemos observar, pela amplitude do sinal, que o indivíduo possui mais força no membro superior direito do que no esquerdo, o que indica ser o seu braço dominante.

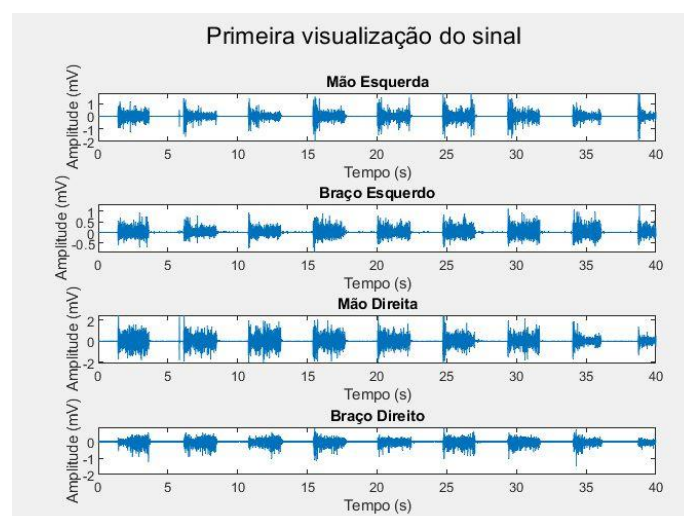


Figura 1 - Sinal de EMG processado

### 3. Tratamento do sinal

Com os dados devidamente organizados, procedeu-se, nesta etapa, a uma análise mais direcionada para o objetivo principal do trabalho.

#### 3.1. Aplicação de um filtro passa banda

A aplicação deste filtro permite a passagem de frequências entre os 50 e os 300 Hz, eliminando as restantes. Quando analisamos um sinal de EMG, pretendemos que sejam vistas as mais altas frequências, porque são essas que correspondem a contrações mais intensas. Eliminar as frequências mais baixas permite eliminar o sinal que resulta de uma contração mais fraca e menos notória para a análise pretendida.

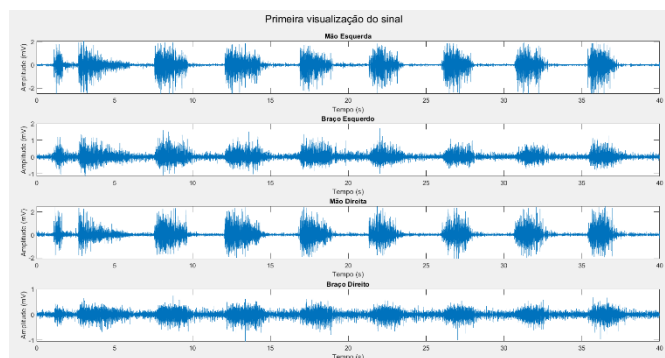


Figura 2 - Sinal sem o filtro passa banda

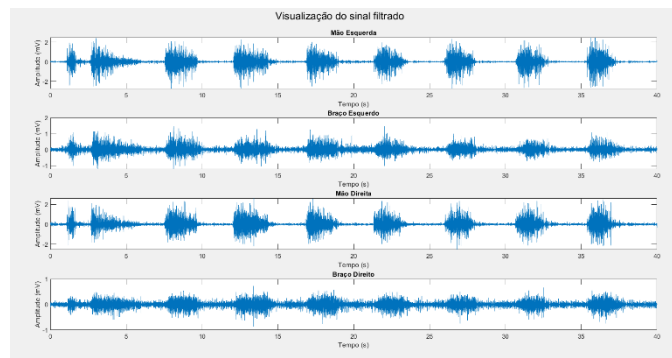


Figura 3 - Sinal com o filtro passa banda

#### 3.2. Quadrar o sinal

Nesta fase, começamos por fazer a média do sinal e, posteriormente, removê-la, reduzindo o offset a 0. Esta alteração não apresenta extrema relevância no sinal de EMG, mas resolvemos fazê-la para limpar o sinal o máximo possível. Seguidamente, fizemos o quadrado do sinal resultante para acentuar os pontos de maior amplitude, que correspondem às contrações a analisar.

Optou-se por uma abordagem de quadrado ponto a ponto, ao invés de aplicação direta do valor absoluto aos sinais, por a primeira permitir dar ênfase das regiões de aumento repentino de atividade muscular, relativamente ao valor base do tônus muscular, permitindo uma deteção mais clara das contrações e uma consequente análise mais objetiva dessas mesmas contrações.

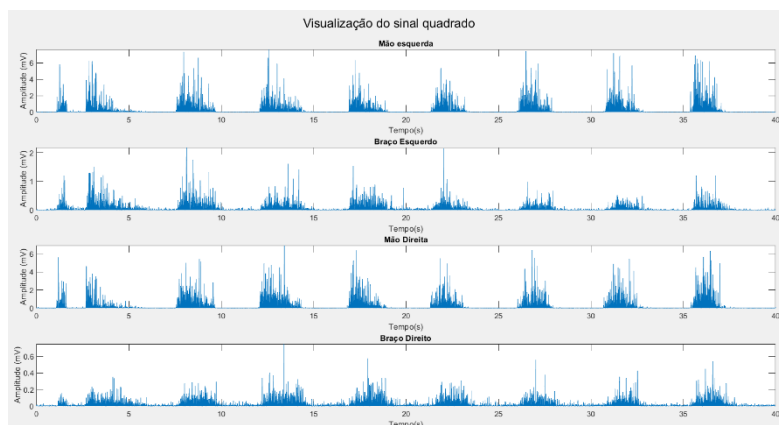


Figura 4 - Sinal quadrado

### 3.3. Envelope do sinal

Para a aplicação de um envelope ao grupo de Controlo, considerou-se uma média móvel com 1000 amostras por janela que, com uma Data de 40.000 amostras, perfaz um total de 40 janelas. Este pareceu-nos ser um valor que consideramos razoável para o resultado que pretendemos.

Por outro lado, para a análise do sinal de EMG referente ao grupo de doentes, considerou-se vantajoso utilizar uma janela de 1500 para suavizar o sinal, já que neste grupo o sinal recolhido é consideravelmente mais irregular que os sinais recolhidos no grupo de controlo.

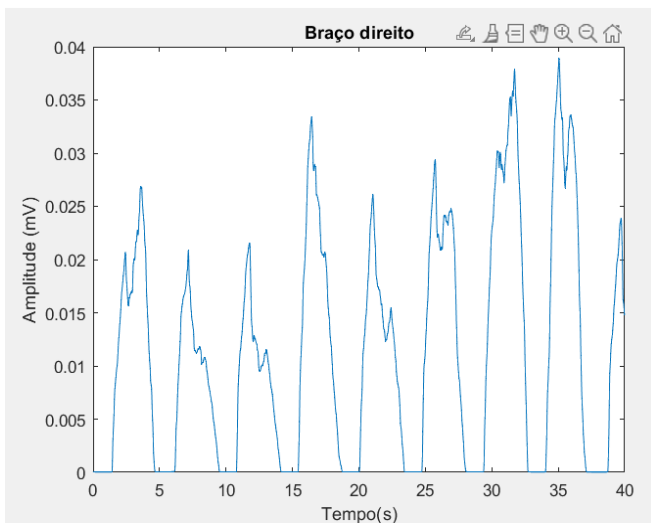


Figura 5 - Envelope do sinal (Grupo de Controlo)

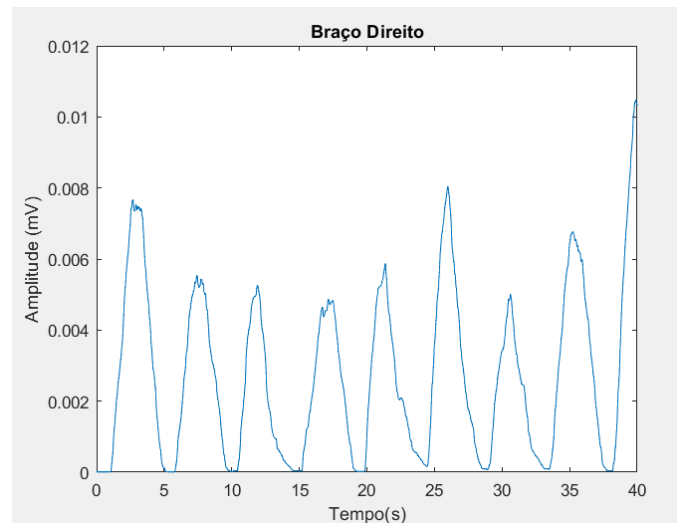


Figura 6 - Envelope do sinal (Grupo de Pacientes)

### 3.4. Transformada de Fourier

Nesta etapa, procedeu-se a uma segunda transformação dos registos de EMG. Para estudar o sinal em domínio de frequências, foi aplicada a função *fft* (*Fast Fourier Transform*), que, através de um ciclo for, itera sobre os 4 registos de EMG presentes na matriz de interesse, e aplica diretamente a função a cada um desses registos, individualmente:

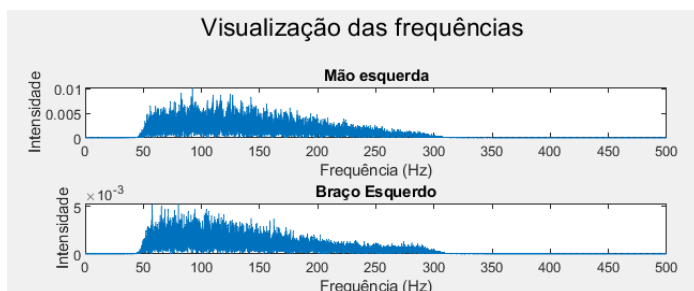


Figura 7 - Espectro de Potências (Esq.)

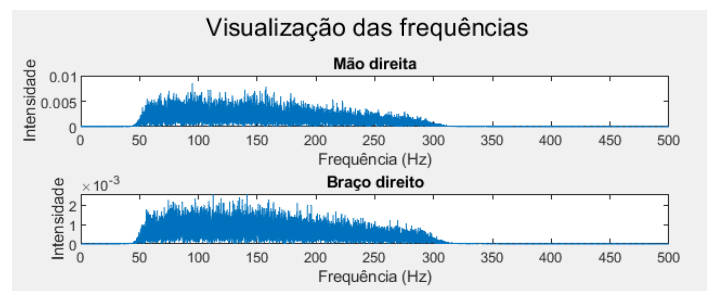


Figura 8 - Espectro de Potências (Dir.)

## 4. Estudo do sinal em MatLab

Depois de devidamente tratados e processados, podemos começar a estudar os sinais que nos foram fornecidos. Com o intuito de perceber a diferença entre o sinal recolhido no grupo de controlo e no grupo de doentes, decidimos estudar a duração e a amplitude de cada contração nos diferentes grupos. Para tal, foram criados dois algoritmos:

### 4.1. Algorithm2

Este primeiro algoritmo permite-nos estudar o sinal individualmente em cada um dos 4 canais.

É criada uma variável Min referente aos valores mínimos do sinal de EMG no canal 2, que corresponde ao sinal recolhido no braço esquerdo. Com a média desses valores mínimos, criamos um threshold, que funciona como um limiar que nos vai indicar o início de uma contração muscular.

Iteramos sobre o sinal, fazendo um teste em cada amostra: se o sinal nesse instante for menor ou igual ao threshold definido, assume que o sinal naquele índice é igual a 0, e diferente de 0 quando for maior.

Inicializamos 4 vetores que vão ser preenchidos em cada iteração do ciclo for sobre o sinal:

- O vetor `contraction`, que armazena valores de amplitude correspondentes a contração;
- O vetor `relaxation`, que armazena valores de amplitude correspondentes a descontração;
- O vetor `tempo_contract`, que armazena instantes correspondentes ao início da contração;
- O vetor `tempo_relax`, que armazena instantes correspondentes ao início da descontração;

O sinal é percorrido desde a segunda até à penúltima amostra. Caso o sinal seja maior do que 0 num determinado instante, significa que é maior que o threshold definido, apontando para um momento de contração muscular. Caso seja igual a 0, significa que não ultrapassou o threshold definido, indicando um momento de descontração muscular. Obtém-se assim dois vetores que reúnem as amplitudes das amostras correspondentes a momentos de contração e descontração:

```
for i = 2:length(Data_tratada)-1
    if data1(i)>0
        contraction(end+1)=Data_tratada(i, 2);
    end
    if(data1(i)==0)
        relaxation(end+1)=Data_tratada(i, 2);
    end
end
```

Posteriormente, fomos perceber em que instantes começaram as contrações e descontrações. Se uma determinada amostra fizer parte de um momento de descontração e a amostra imediatamente anterior estiver inserida num momento de contração, então o momento de passagem de um estado para o outro indica o início de uma descontração.

Por sua vez, se a amostra estiver num momento de descontração e a amostra seguinte num de contração, o instante de transição corresponde ao começo de uma contração.

Adicionamos cada instante de contração e descontração aos vetores `tempo_contract` e `tempo_relax`, respetivamente:

```
if data1(i) == 0 && data1(i-1)>0
    tempo_relax(end+1)=time(i);
end
if data1(i) == 0 && data1(i+1)>0
    tempo_contract(end+1)=time(i);
end
end
```

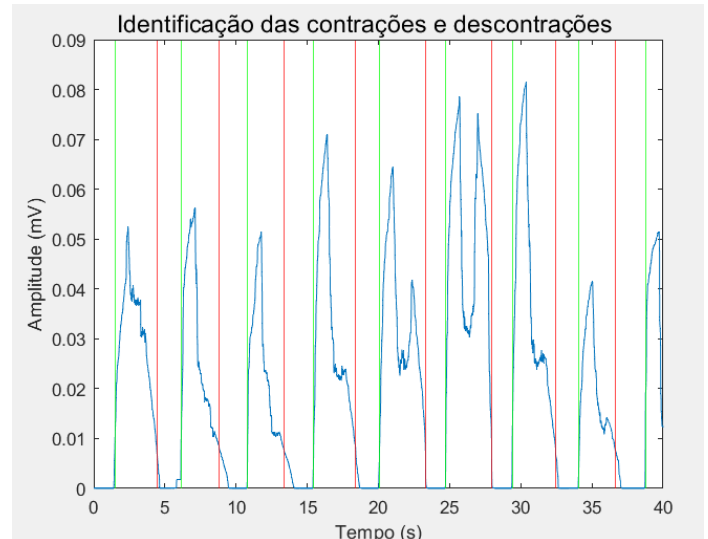


Figura 9 - Instantes de contração e descontração

De forma a percebermos visualmente o início e fim de uma contração, inserimos linhas verticais verdes e vermelhas, respetivamente, nos instantes correspondentes.

## 4.2. Algorithm\_test

Este algoritmo permite-nos analisar os 4 canais de EMG em simultâneo. Utiliza o threshold definido manualmente no ficheiro principal, e tem de ser ajustado conforme o ficheiro que estamos a ler. Isto porque um registo de EMG vai invariavelmente depender do indivíduo a quem foi recolhido esse registo e, por conseguinte, o threshold estabelecido também dependerá do sinal do indivíduo.

Começamos por criar duas matrizes 4x20 onde serão armazenados os instantes do sinal correspondentes a contrações e as descontrações, `tempo_contract` e `tempo_relax`, respetivamente. É também inicializada uma variável `c`, que indicará se a contração está ou não ativa:

`c = 0`: indica momento de descontração;

`c = 1`: indica momento de contração;



De forma a conseguir ler os 4 canais de EMG em simultâneo, foi criado um ciclo for que itera sobre todas as colunas da matriz `Data_tratada`, e cria uma variável `data1`, que a cada iteração faz corresponder um dos quatro canais.

Seguidamente, inicializam-se as variáveis `beginning_index` e `end_index`, que vão tomar todos os valores dos 4 canais do sinal e armazenar aqueles que correspondem ao início e ao término de uma contração muscular, respetivamente.

O sinal é igualmente percorrido da segunda à última amostra. Caso o sinal seja maior que o `threshold` definido, o sinal imediatamente anterior seja menor que esse `threshold` e o estado atual do sinal seja de contração (`c = 0`), é inserido um círculo verde no sinal nesse exato momento, dado que estamos perante uma contração muscular. O estado da variável `c` é então alterado para o valor 1, e o instante correspondente a esta alteração de estado é armazenado na matriz `tempo_contract`. O algoritmo avança para o índice seguinte, de forma a evitar leituras repetidas.

Caso o sinal seja menor que o `threshold`, a amostra imediatamente anterior seja maior que o `threshold` e o estado atual do sinal seja de contração (`c = 1`), é inserido um círculo vermelho nesse exato instante, dado que estamos perante o início de uma descontração muscular. O procedimento estabelecido é exatamente igual ao descrito anteriormente. O estado da variável `c` é alterado, neste caso para o valor `c = 0` e o instante correspondente a esta alteração de estado é armazenado, agora, na matriz `tempo_relax`. O índice do sinal é incrementado em 1 unidade e o algoritmo prossegue a leitura:

```
hold on;

beginning_index(t)=0;
end_index(t)=0;

for i = 2 : 40000
    if data1(i) >= threshold && data1(i-1) < threshold && c == 0
        plot(time(i), data1(i), 'og');
        tempo_contract(t, beginning_index(t)) = time(i);
        c = 1;

        beginning_index(t) = beginning_index(t) + 1;

    elseif data1(i) <= threshold && data1(i-1) > threshold && c == 1
        plot(time(i), data1(i), 'or');

        tempo_relax(t, end_index(t)) = time(i);
        c = 0;
        end_index(t) = end_index(t) + 1;
    end
end
hold off;
```

## 5. Apresentação de resultados

### 5.1. Amplitude de contração

Do algoritmo supracitado, surgem os vetores `tempo_contract` e `tempo_relax`, que serão utilizados agora para encontrar a amplitude de cada contração.

Percorremos o vetor onde se encontram os instantes de contração e, por cada intervalo, são encontrados os índices de começo e fim da mesma. Seguidamente, é encontrado o valor máximo de amplitude dentro do intervalo de cada contração e essa amplitude é adicionada ao vetor `amplitude_contracao`, que será posteriormente visualizado em função do tempo de contração.

### 5.2. Duração de contração

Por último, fomos calcular a duração de cada contração. Antes disto, e nesta fase, é importante fazer um levantamento geral a nível de funcionamento dos dois algoritmos criados ao longo do projeto.

O `algorithm2` percorre os vetores que guardam os tempos de contração e descontração até ao índice 8, porque geralmente a 9ª descontração ocorre já depois do intervalo de tempo que estamos a considerar na análise, ou seja, verifica-se após os 40 segundos.

Muitas vezes, o `algorithm_test`, como depende de um `threshold` definido manualmente sem critério definido, regista uma descontração sem que antes seja registada uma contração, como podemos ver na seguinte figura:

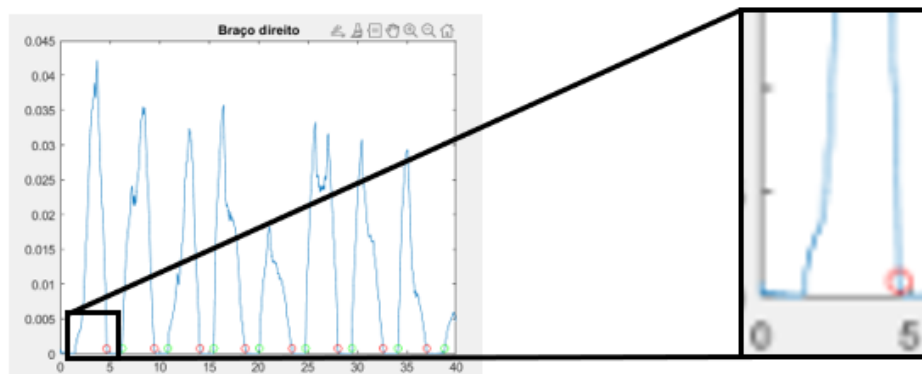


Figura 10 - Erro de deteção

Por esta razão, idealmente, é preferível utilizar o primeiro algoritmo. No entanto, e para evitar que a análise da duração da contração seja afetada por estes erros, sempre que o tempo de contração é superior ao de descontração, ignoramos o primeiro instante de relaxamento e começamos a contar a duração da contração a partir da primeira contração registada. Desta forma, o erro sistemático indicado anteriormente é totalmente anulado, independentemente do algoritmo utilizado.

É inicializado um vetor `duracao_contract` (controlo ou pacientes, conforme o ficheiro lido). No entanto, e caso o `algorithm_test` seja o escolhido, o processo é semelhante ao anterior, mas passa a ser necessário especificar qual o canal de interesse.

## 6. Discussão de resultados

Para esta unidade, e para efeitos de simplificação na apresentação dos resultados, foram seleccionados alguns ficheiros de ambos os grupos de indivíduos, e analisados em paralelo, de forma a enfatizar as diferenças entre eles. As próximas duas imagens referem-se ao ficheiro *"Ct21\_PV.txt"* (grupo de Controlo) e ao ficheiro *"Pt24\_VR.txt"* (grupo de Pacientes)

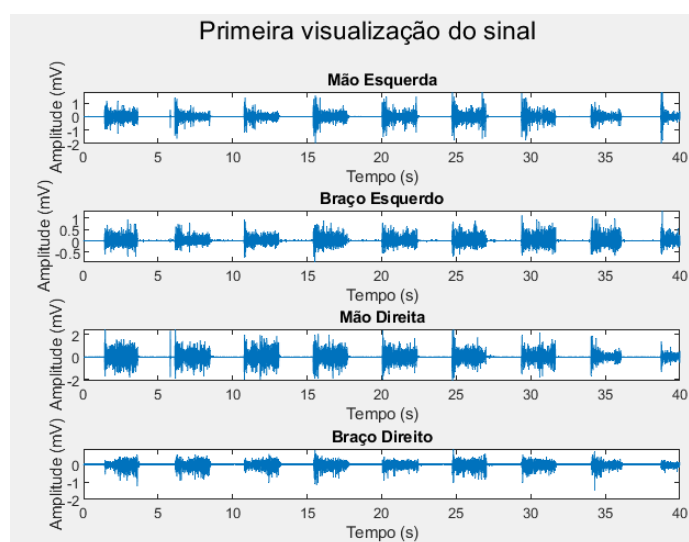


Figura 11 - Sinal do grupo de Controlo

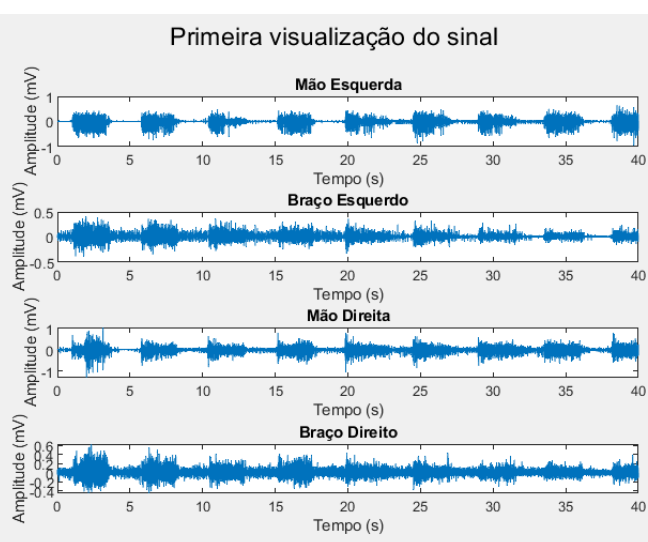


Figura 12 - Sinal do grupo de Pacientes

Através da visualização do sinal destes dois ficheiros, conseguimos perceber, imediatamente, que as contrações e descontrações no sinal de Controlo são muito mais facilmente observáveis. Isto não se verifica no caso do sinal do Paciente.

É também possível verificar que, no caso do ficheiro do Paciente, são detetadas amplitudes com dimensões anormais na fase de repouso do movimento. Este facto prende-se com as características da própria doença. Potenciais de fasciculação em repouso são característicos da esclerose lateral amiotrófica, ou seja, são potenciais que impedem o músculo de atingir um estado total de repouso dado que existe desinervação nos plexos.<sup>[3]</sup>

Fazendo agora uma análise da amplitude das contrações do sinal dos ficheiros “Ct4\_CIF.txt” e “Pt24\_VR.txt”, obtemos as seguintes representações:

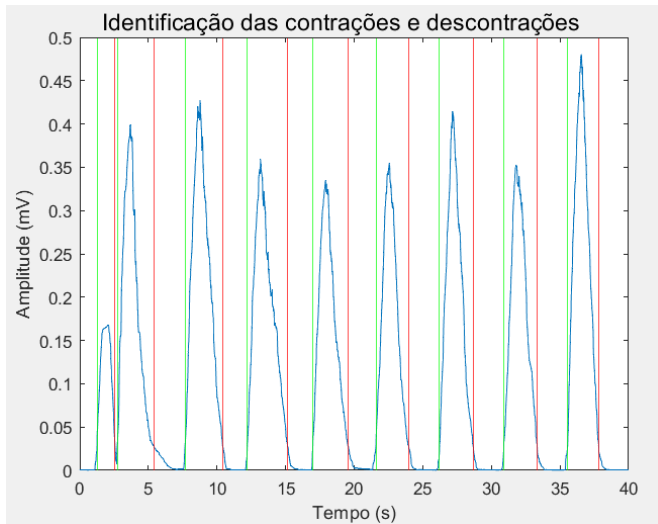


Figura 13 - Contrações no grupo de Controlo

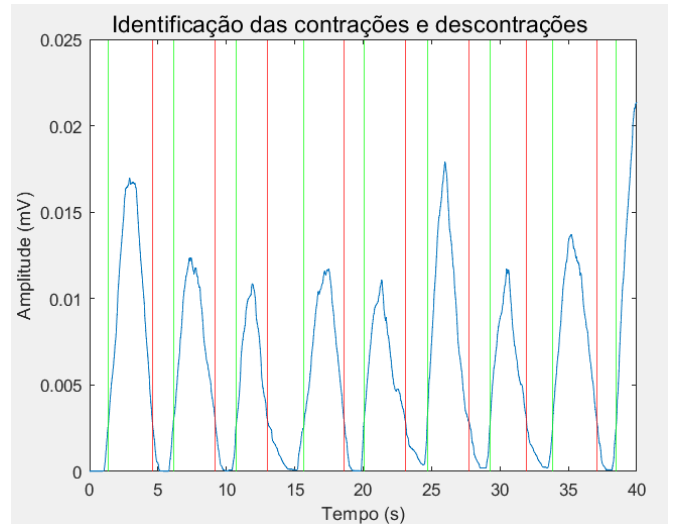


Figura 14 - Contrações no grupo de Pacientes

Aplicando o código criado para estudo da duração das contrações e da amplitude das mesmas, obtivemos os seguintes resultados, em forma de vetores:

```
duracao_contract_controlo =  
2.6640  2.1650  3.1520  2.8870  2.8500  2.9230  2.8950  2.8220  
  
amplitude_contracao_controlo =  
0.0297  0.0543  0.1131  0.1036  0.0963  0.1373  0.1020  0.1228  0.0768
```

```
duracao_contract_pacientes =  
3.2090  3.0610  2.2830  2.9150  3.0410  3.0420  2.6610  3.2270  
  
amplitude_contracao_pacientes =  
0.0170  0.0124  0.0109  0.0117  0.0111  0.0179  0.0117  0.0137
```

Comparando o sinal recolhido de pacientes do sexo masculino e feminino, também conseguimos perceber que no sexo masculino as consequências da doença são muito mais visíveis. Por exemplo, o sinal EMG do paciente 24\_VR, feminino, ilustrado em cima, apresenta muitos menos potenciais de fasciculação comparado com o sinal do paciente, masculino, 10\_FM. O mesmo para as contrações, onde o paciente 10\_FM apresenta tempos e amplitudes de contração muito mais irregulares do que o paciente 24\_VR.

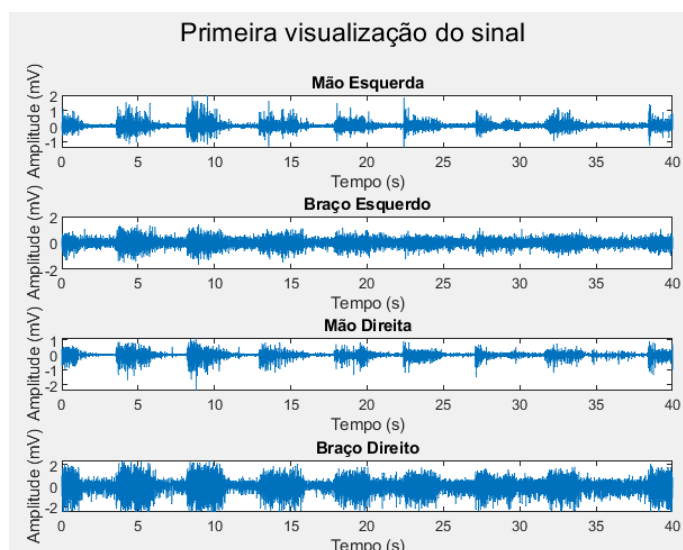


Figura 15 - Sinal EMG Pt10\_FM

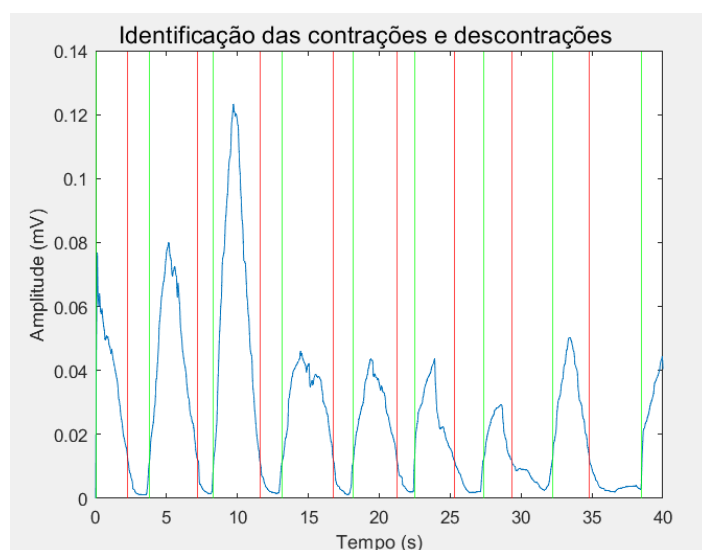


Figura 16 - Contrações musculares Pt10\_FM

## 6.1. Justificação de resultados

Ao longo deste trabalho, e como descrito anteriormente, um dos focos principais passou por comparar os tempos e as amplitudes das contrações musculares entre o grupo de controlo e o grupo de pacientes com esclerose lateral amiotrófica. Como expectável, os resultados revelaram diferenças significativas ao nível destes dois parâmetros. Verificou-se que, de modo geral, o grupo de pacientes com ELA demonstrou tempos de contração mais irregulares, ou seja, verificou-se que contrações musculares sucessivas apresentavam grandes discrepâncias quer a nível temporal, quer a nível morfológico. O mesmo se verificou para amplitudes de contração. Estes resultados estão em total concordância com as características fisiopatológicas da esclerose lateral amiotrófica.

A esclerose lateral amiotrófica (ELA) é uma doença neurodegenerativa caracterizada pela degeneração seletiva dos neurónios motores superiores e inferiores e pela fraqueza progressiva e paralisia dos músculos voluntários. A junção neuromuscular é a componente responsável pela ligação entre as fibras musculares e os neurónios motores. É precisamente ao nível desta ligação que a ELA atua. Verifica-se um comprometimento severo ao nível da capacidade de comunicação entre os músculos e os nervos, e é por esta razão que ocorre uma paralisia muscular progressiva e involuntária <sup>[4]</sup>. Consequentemente, ocorre uma diminuição na excitabilidade muscular e uma redução da função muscular. Estas alterações fisiológicas explicam tempos de contração mais curtos, bem como contrações musculares menos amplas.

No grupo de pacientes com ELA, observou-se também uma notável irregularidade e uma não dependência de padrões claros e previsíveis nos sinais de EMG. Para além disso, quando comparados pacientes do sexo masculino com pacientes do sexo feminino, nota-se uma clara diferença dos sinais obtidos, o que também vai de acordo com o que se sabe sobre esta doença, que tem uma leve predominância sobre o sexo masculino.

## **7. Considerações finais**

É importante ressaltar que os resultados obtidos neste trabalho devem ser interpretados levando em consideração as características individuais dos participantes e as possíveis limitações do estudo, como o tamanho da amostra e a variabilidade dos dados. No entanto, consideramos que a análise dos sinais fornecidos conduziu a conclusões que são coerentes com a literatura existente sobre a esclerose lateral amiotrófica, que descreve a progressão da doença como uma causa subjacente para a redução na duração e amplitude das contrações musculares.

Concluindo, a análise dos sinais de EMG de ambos os grupos revelou não só as diferenças significativas que existem a nível fisiológico entre os dois grupos, como também forneceu informações sobre padrões de atividade muscular distintos na esclerose lateral amiotrófica (ELA) em comparação com o grupo de controlo.

## 8. Referências

- [1] Jensen, L., Jørgensen, L. H., Bech, R. D., Frandsen, U., & Schrøder, H. D. (2016). Skeletal Muscle Remodelling as a Function of Disease Progression in Amyotrophic Lateral Sclerosis. *BioMed research international*, 2016, 5930621.
- [2] Špulák, D., Cmejla, R., Bačáková, R., Kračmar, B., Satrapová, L., & Novotný, P. (2014). Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*, 47, 93–103.
- [3] Madureira, C. (2012). *Diagnóstico Diferencial de Esclerose Lateral Amiotrófica - A propósito de um caso clínico* [Tese de Mestrado, Universidade da Beira Interior – Ciências da Saúde]. Covilhã.
- [4] Scaricamazza, S., Salvatori, I., Ferri, A., & Valle, C. (2021). Skeletal Muscle in ALS: An Unappreciated Therapeutic Opportunity?. *Cells*, 10(3), 525.