

INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO
INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DO PORTO
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

**Desenvolvimento e validação de um sistema de recolha de sinal
eletromiográfico baseado em placa de aquisição**

Cláudia Silva Mendes

Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção
do grau de Mestre em Computação e Instrumentação Médica.

Orientador: Professor Doutor Pedro Monteiro
Co-Orientador: Professor Doutor Joaquim Alves

2012

Dedicatória

Aos meus pais e
à minha irmã Mónica

Agradecimentos

Gostaria de agradecer aos meus pais que não deixaram em momento algum de me apoiar, fornecendo conselhos valiosos e ajuda incondicional.

Em especial à minha irmã Mónica, por ser sempre o meu pilar de apoio e por me ter incentivado na elaboração desta tese. Sem o apoio moral dela, teria sido mais difícil.

Aos meus avós e tia Irene por estarem sempre presentes quando eu mais necessitava.

Aos meus orientadores, os professores Pedro Monteiro e Joaquim Alves pela imprescindível ajuda e orientação. Agradeço por toda a atenção, tempo dispensado e incentivo na realização deste trabalho.

A todas as pessoas que se disponibilizaram para testar o meu equipamento.

Por fim, e não menos importante, a todos os meus amigos, em especial à Diana e ao Carlos, pelas experiências partilhadas.

Resumo

A eletromiografia é, hoje em dia, uma das técnicas mais utilizadas no estudo dos músculos, estando presente em áreas como a medicina, a biomecânica e a fisiologia, possibilitando o desenvolvimento científico e contribuindo para proporcionar melhorias na qualidade da vida humana.

Sendo assim, este trabalho apresenta um protótipo de um aparelho de aquisição de sinais eletromiográficos, explicando também toda a teoria, técnicas, componentes utilizadas e *softwares* que estiveram presentes na sua implementação. De uma forma sucinta, para a aquisição do sinal eletromiográfico usou-se uma placa de aquisição NI-USB 6009 e para a visualização do mesmo recorreu-se ao *software* LabVIEW.

Para validar o sinal adquirido com o equipamento desenvolvido, utilizou-se um outro equipamento, o Biopac MP36 Student Lab System, fazendo-se assim recolhas de sinais eletromiográficos com ambos os equipamentos.

Os sinais recolhidos pelos dois equipamentos foram analisados no *software* Acknowledge 3.9.0 (Biopac Systems, Inc.), podendo observar-se os espectros de frequência correspondentes a cada sinal e retirar valores para posterior análise estatística.

Feita essa análise, concluiu-se que não foram detetadas diferenças significativas entre os sinais eletromiográficos recolhidos com ambos os equipamentos, validando-se assim, o equipamento desenvolvido.

Palavras-chave: Eletromiografia, Aquisição de Sinal Eletromiográfico, Análise de sinal Eletromiográfico, Placa de Aquisição, LabVIEW, Desvio Padrão, Valor Eficaz, Transformada Rápida de Fourier.

Abstract

Nowadays, electromyography is one of the most used techniques because it not only provides improvements in the quality of human life, because it is present in areas such as medicine, biomechanics and physiology but also enables the development of scientific research.

Being so, this paper presents the development of a prototype of an apparatus to acquire electromyographic signals and explains all the theory, techniques, components and software that were used in its implementation. In a succinct manner, for the acquisition of electromyographic signal we used an acquisition board NI USB-6009 and to display the same we resorted to the LabVIEW software.

To validate the signal acquired with the developed equipment, we used the Biopac MP36 Student Lab System, collecting and comparing electromyographic signals from both devices.

The electromyographic signals collected by the two equipments were subsequently observed on the Acknowledge 3.9.0 software (Biopac Systems, Inc.), enabling the analysis of the spectrum of frequencies for each signal and the collection of the standard error and the root mean square for subsequent statistical analysis.

Following this analysis, it was concluded that there were no significant differences detected between electromyographic signals collected with both devices, validating the equipment developed.

Keywords: Electromyography, Electromyographic Signal Acquisition, Analysis of Electromyographic Signal, Acquisition Board, LabVIEW, Standard Deviation, Root Mean Square, Fast Fourier Transform.

Índice

Resumo.....	5
Abstract.....	6
Índice.....	7
Lista de Figura.....	9
Lista de Tabelas.....	11
Símbolos e Acrónimos.....	12
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	13
1.1. Objetivos.....	14
1.2. Estrutura do trabalho.....	14
CAPÍTULO 2 – SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	17
2.1. Eletromiografia.....	17
2.2. Princípios fisiológicos.....	18
2.3. Sinal Eletromiográfico.....	18
2.4. Decomposição do EMG.....	22
2.5. Eléttodos.....	24
2.6. Electromiógrafo.....	27
CAPÍTULO 3 – DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO DE EMG.....	31
3.1. Placa de aquisição de dados.....	32
3.2. Amplificadores de Instrumentação.....	33
3.3. Circuito de Filtragem.....	36
3.4. Amplificação do sinal.....	39
3.5. <i>Software</i> LabVIEW.....	42
CAPÍTULO 4 – ESTUDO EXPERIMENTAL.....	47
4.1. Preparação da amostra.....	47
4.2. Equipamentos e <i>software</i> utilizados.....	48
4.3. Recolha do EMG.....	49
4.4. Análise do EMG.....	51
4.5. Análise Estatística.....	52
4.6. Resultados Obtidos.....	53
CAPÍTULO 5 - CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	65
5.1 Conclusões.....	65
5.2 Trabalhos Futuros.....	66

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Constituição de uma unidade motora [8] .	18
Figura 2.2 – EMG [7].	19
Figura 2.3 - Representação da produção do potencial de ação da unidade motora [7]...	20
Figura 2.4 – Espectro de frequência de EMG [10].	21
Figura 2.5 – Sequência de passos para a decomposição do EMG [14].	23
Figura 2.6 - Decomposição do EMG [14].	23
Figura 2.7 – Eléctrodos descartáveis.	25
Figura 2.8 – Exemplo de uma ligação: a) monopolar; b) bipolar e c) multipolar.	26
Figura 2.9 – Eletromiógrafo de ambiente clínico [21].	28
Figura 2.10- Eletromiógrafos para uso pessoal ou para formação escolar: a) Myotrac 60 Hz b) PHYWE EMG [22] [23]	28
Figura 2.11- a) Biopac MP36 Student Lab System e b) cabos SS2L [24] [25].	30
Figura 3.1 - Esquema representativo do <i>hardware</i> utilizado (Adaptado de [26]).	31
Figura 3.2 - Placa de aquisição NI-USB 6009 [28].	33
Figura 3.3– Amplificador de instrumentação INA 128 [29].	34
Figura 3.4- Esquema representativo da resposta real de frequências do filtro: a) Rejeita-Banda e b) do Passa-Alto [31].	37
Figura 3.5- Esquema representativo do filtro Rejeita-Banda [32].	38
Figura 3.6– Esquema representativo do filtro Passa-Alto de primeira ordem.	39
Figura 3.7– Esquema representativo do filtro Passa-Alto não-inversor com ganho de tensão.	40
Figura 3.8– Esquema geral do circuito (a) e visão real do mesmo (b).	42
Figura 3.9 – DAQ Assistant – Função do LabVIEW responsável pela configuração de uma placa de aquisição.	43
Figura 3.10 – Blocos de filtragem do EMG.	44
Figura 3.11 – Interligação entre diagrama de blocos e painel frontal.	44
Figura 3.12 – Ficheiro obtido pela função <i>Write to Measurement File</i> .	45

Figura 4.1 – Posicionamento dos eléttodos nos antebraços.	48
Figura 4.2 – Posição dos eléttodos e a forma como se utiliza o dinamómetro.	49
Figura 4.3 – Esquema representativo do procedimento.	50
Figura 4.4– Exemplo do cálculo do DP a partir do EMG bruto e do valor do RMS, a 30% da força máxima.	51
Figura 4.5 – EMG bruto de um individuo recolhido com o a) Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.....	54
Figura 4.6 – Espectro de frequência correspondente a 30% da força máxima do voluntário recolhidos com: a) Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.	55
Figura 4.7- Espectro de frequência correspondente a 15% da força máxima do voluntário recolhidos com: a) o Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.....	57
Figura 4.8 – Gráfico do desvio padrão. Legenda: DP – Desvio Padrão; BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=31.....	58
Figura 4.9- Gráfico do RMS. Legenda: RMS – Valor Eficaz; BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=31.....	60
Figura 4.10 – Gráfico representativo do coeficiente de correlação de Pearson do DP: a) a 30% e b) a 15% da força máxima.	61
Figura 4.11 - Gráfico representativo do coeficiente de correlação de Pearson do RMS: a) a 30 % e b) a 15% da força máxima	62

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 – Percentagem do grau de diferença da média dos dados de ambos os equipamentos para o sexo masculino. Legenda:BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=16.....	57
Tabela 4.2 – Percentagem do grau de diferença da média dos dados de ambos os equipamentos para o sexo feminino. Legenda:BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=15.....	58

Simbolos e Acrónimos

BSL	Abreviatura de: Biopac MP36 Student Lab System
DP	Desvio Padrão
EBPA	Abreviatura de: Equipamento Baseado em Placa de Aquisição
EMG	Sinal Eletromiográfico
f_a	Frequência de amostragem
f_c	Frequência de corte
FFT	Transformada Rápida de Fourier
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering
PAUM	Potencial de Ação das Unidades Motoras
RMS	Valor Eficaz (Root Mean Square)
SS2L	2 x Electrode Lead Sets

Nas últimas décadas, a eletromiografia tem sido cada vez mais utilizada e explorada, uma vez que permite o acesso a processos fisiológicos que levam o músculo a gerarem força e, conseqüentemente a produzirem movimentos para se realizarem inúmeras atividades quotidianas [1].

A eletromiografia é uma técnica que permite realizar o processamento de sinais elétricos gerados pela despolarização das células musculares, possibilitando o estudo muscular, durante a contração muscular, através da captação do sinal bioelétrico circulante no músculo. No entanto, o propósito para se realizar e registar a atividade elétrica do músculo, deve-se aos factos de através desta técnica poder-se diagnosticar diversas patologias e alterações funcionais musculares que poderiam causar problemas num futuro próximo, controlar próteses dos membros, desenvolver investigação científica em diferentes áreas, entre muitos outros aspetos.

Existem dois tipos de eletromiografia, a eletromiografia de superfície que é amplamente utilizada para detetar a atividade muscular em músculos que estão em contacto com a pele e a eletromiografia de profundidade que serve para detetar a atividade muscular em músculos que estão em profundidade.

O sinal eletromiográfico (EMG) é captado por eléctrodos e registado através de um eletromiógrafo. No entanto, este sinal, tal como os outros sinais eletrofisiológicos, não são facilmente observáveis, pois possuem uma amplitude muito baixa, recorrendo-se assim à utilização de amplificadores de sinal.

De modo a que o EMG seja de fácil observação para os peritos, é necessário que este apresente uma boa qualidade de sinal. Para isso, deve ter-se em conta certos fatores que poderiam por em causa essa mesma qualidade. Fatores como o ruído da rede, a escolha dos elétrodos ou o posicionamento destes, a esterilização da pele, os artefactos de movimentos ou interferências vindas de outros sinais (EEG, ECG, etc) são exemplos que podem provocar um grande nível de ruído no EMG, fazendo com que se possa tornar impercetível.

Assim, pode-se constatar que a eletromiografia é de extrema importância na representação da atividade muscular, pois não somente possibilita ao ser humano uma melhoria na qualidade de vida, como também melhora a função quantitativa do exercício muscular [2].

1.1. Objetivos

Os objetivos deste trabalho são:

- Ter contacto com equipamentos médicos, nomeadamente com o eletromiógrafo, de maneira a se poder ter uma visão mais abrangente e real sobre a sua forma de funcionamento e aquisição de sinal;
- Desenvolver e validar um protótipo de um sistema de aquisição de EMG;
- Verificar se existem diferenças de força muscular entre indivíduos do sexo masculino e feminino.

1.2. Estrutura do trabalho

No **capítulo 2** deste trabalho são apresentadas as características do EMG evidenciando a forma como este é produzido, gerado e analisado. Também se explica as características elétricas deste sinal, bem como os equipamentos que efetuam o seu registo e a maneira como o sinal é captado no corpo humano.

O **capítulo 3** detalha o circuito que realiza o condicionamento do sinal analógico que compreende a amplificação e filtragem e também a conversão do sinal analógico para digital. Será explicada também a maneira como se visualizam e guardam os valores do EMG no *software* LabVIEW.

O **capítulo 4** apresenta o procedimento seguido para se efetuar a recolha do EMG, bem como a comparação e validação do equipamento desenvolvido tendo em conta um outro equipamento, o Biopac MP36 Student Lab System.

Ao longo deste capítulo são apresentados conceitos relevantes para a utilização da eletromiografia como ferramenta para a análise da força muscular. Com a intenção de clarificar este conceito, é explicada a forma como o EMG se processa, como se adquire, bem como o tipo de instrumentos utilizados para o seu registo.

2.1. Eletromiografia

Eletromiografia é o termo genérico que expressa o processo na qual existe uma aquisição da atividade elétrica de um músculo quando este realiza contração. Este processo está presente em diversas áreas, como na clínica médica através do diagnóstico de doenças neuromusculares, na reabilitação da atividade muscular, na fisiologia com o propósito de dar a conhecer a ação muscular em determinados movimentos e na biomecânica com o intuito de estimar o consumo de força muscular [3] [4].

Assim, esta técnica torna-se de extrema importância em inúmeras atividades, uma vez que possibilita, nomeadamente, a deteção de possíveis lesões durante a atividade muscular através do registo dos padrões de potencial elétrico, retira informações importantes na análise clínica da marcha, identifica traumatismos, descreve diversos músculos em atividades específicas, serve como indicador do stresse muscular e identifica padrões de movimentos ou parâmetros de controlo do sistema nervoso [4] [5]

2.2. Princípios fisiológicos

Para haver a produção de força é necessário haver contração muscular. Estas duas componentes são provocadas por diversas alterações químicas no neurónio motor desencadeadas a partir do potencial de ação, que sendo uma onda de descarga elétrica ao longo da membrana da célula muscular, vai excitar cada fibra muscular [6].

Os músculos esqueléticos, responsáveis pelos nossos movimentos voluntários, são formados por unidades básicas denominadas unidades motoras compostas por fibras associadas a um neurónio motor, cujo corpo celular se encontra no sistema nervoso central. Quando estimuladas por impulsos nervosos no sistema nervoso central, essas unidades são ativadas dando origem ao potencial de ação das unidades motoras (PAUM) (figura2.1) [7].

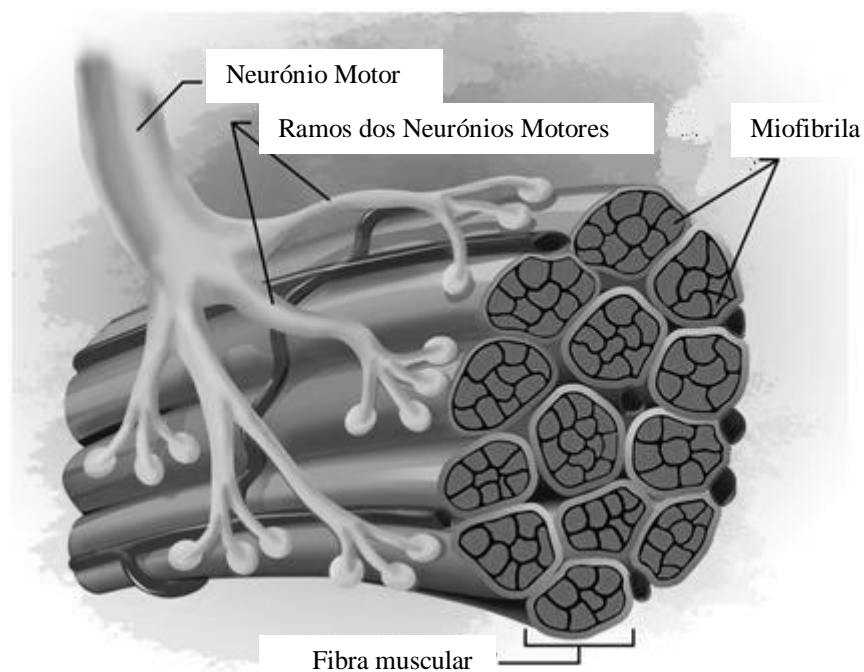


Figura 2.1 - Constituição de uma unidade motora [8] .

2.3. Sinal Eletromiográfico

O EMG entende-se como “a soma algébrica de todos os sinais detetados em certa área do corpo, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatómicas e fisiológicas” [3]. A figura 2.2 mostra, de uma forma genérica, o exemplo de um EMG.

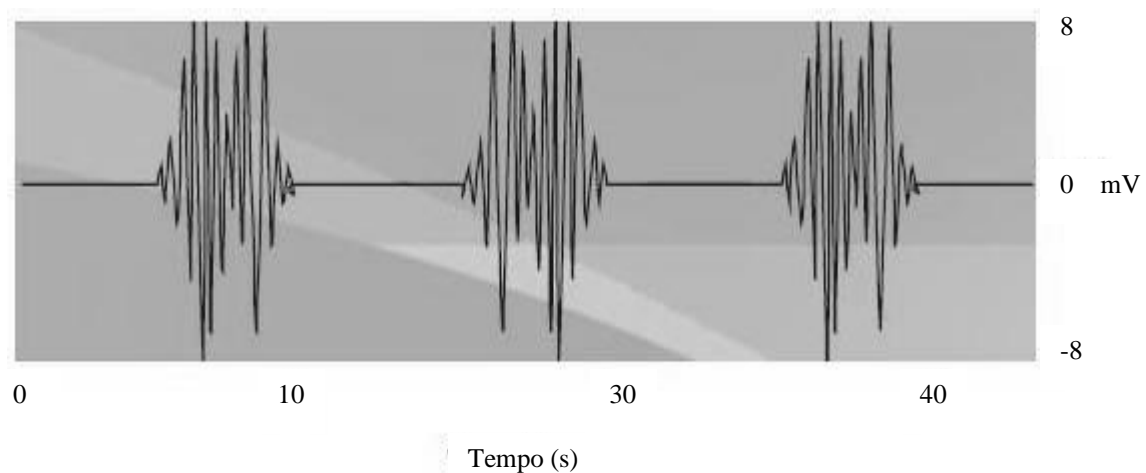


Figura 2.2 – EMG [7].

Este sinal é produzido no momento em que existe a despolarização da membrana pós-sináptica de uma fibra muscular. Esta despolarização da membrana, gerada por um movimento de cátions Na^+ e K^+ , origina uma alteração do potencial de repouso detetado por um elétrico colocado nessa região. Assim, esse elétrico irá adquirir a formação do sinal gerado por cada fibra muscular através do seu potencial de ação [9].

De forma a manter o músculo contraído, o sistema nervoso envia uma sequência destes potenciais, fazendo com que as unidades motoras sejam repetitivamente ativadas, adquirindo assim, uma sequência de impulsos. O EMG resulta então numa sequência de impulsos, que representam as unidades motoras envolvidas na ativação e contração muscular, como se pode visualizar na figura 2.3 [7] [9].

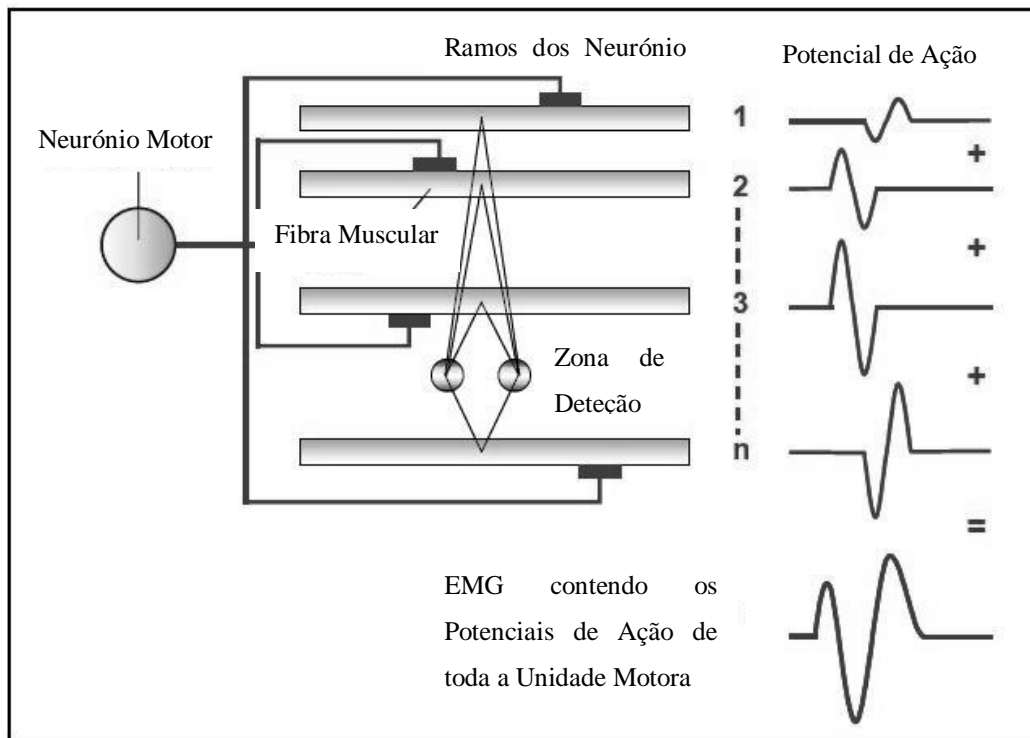


Figura 2.3 - Representação da produção do potencial de ação da unidade motora [7].

De maneira a definir-se a composição de um EMG devem conhecer-se algumas características dos potenciais de ação. A amplitude de um EMG pode variar entre 0 a 6 mV (pico-a-pico) ou de 0 a 1,5 mV (Valor Eficaz (RMS)), dependendo do diâmetro da fibra muscular, da distância entre as fibras musculares ativas ou do posicionamento dos eletrodos. Como este sinal apresenta uma baixa amplitude, os eletromiógrafos, de forma a tornar este sinal mais perceptível a olho humano, possuem sistemas de amplificação que amplificam o EMG. Em termos de frequência, o sinal pode variar entre os 6 e 500 Hz, com predominância de energia e informação entre os 20 a 150 Hz [7] [10]. Na figura 2.4 apresenta-se um exemplo do espectro de frequências de um EMG.

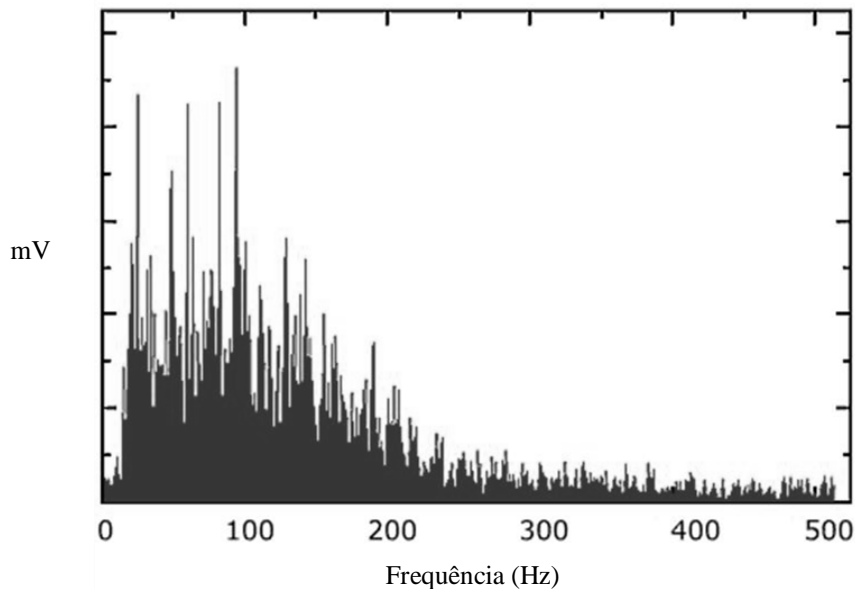


Figura 2.4 – Espectro de frequência de EMG [10].

Após aquisição do sinal, este precisa de ser tratado de modo a se poder interpretar as alterações fisiológicas, recorrendo-se então, à decomposição do sinal. O EMG pode ser captado à superfície da pele para músculos superficiais ou em profundidade para músculos mais profundos.

Relativamente à análise do EMG, neste trabalho, vão ser aplicados os conceitos de desvio de padrão (DP) e RMS, pois estes são comumente usados na análise de sinais biológicos, nomeadamente do EMG [7] [11].

O DP entende-se como “uma medida de dispersão usada com a média”. O valor mínimo que pode apresentar é zero indicando que não há variabilidade, ou seja, os valores são todos iguais à média [12]. A fórmula de cálculo do desvio padrão é (equação 2.1):

$$DP = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (\text{equação 2.1})$$

O RMS é “uma medida estatística da amplitude de uma quantidade variável”. É a raiz quadrada da média aritmética dos quadrados dos valores e pode-se calcular para valores discretos e contínuos [13]. A função contínua $F_{RMS}(t)$ definida no intervalo $t_1 \leq t \leq t_2$, é dada por (equação 2.2):

$$F_{\text{RMS}}(t) = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} [f(t)^2] dt} \quad (\text{equação 2.2})$$

2.4. Decomposição do EMG

Durante os disparos de uma unidade motora, é provocado, conseqüentemente, contração muscular. Ao dar-se a ativação de duas ou mais unidades motoras ao mesmo tempo, surgem ondas sobrepostas que originam um sinal pouco decifrável. De modo a se poder contornar este problema, é então feita a decomposição do sinal, podendo o utilizador, que tiver o EMG sobreposto, visualizar e extrair do EMG com ondas sobrepostas, os PAUM. Esta decomposição pode ser feita através de vários *softwares* existentes, tais como o Decomposition^{BR} que vai criar uma interface com o MATLAB® [14].

Para extração das ondas sobrepostas, o algoritmo criado no MATLAB® tem como base a informação contida no Diagrama de Fluxo de Dados. Este diagrama consiste na descrição do fluxo de informação e nas transformações aplicadas, como se pode verificar na figura 2.5 [14].

O *software* Decomposition^{BR} é um sistema que consiste em seleccionar e visualizar sinais EMG, podendo-se aplicar, posteriormente, aspetos do processamento de sinal, tal como a filtragem do sinal.

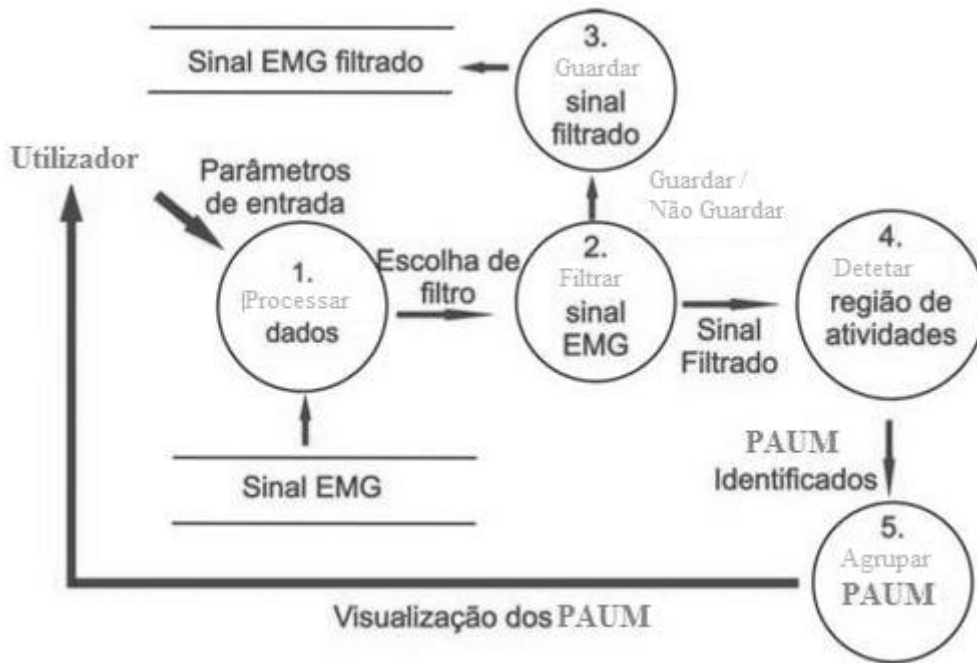


Figura 2.5 – Sequência de passos para a decomposição do EMG [14].

No final, o sinal inicial apresentar-se-á decomposto em vários sub-sinais, sendo estes já interpretáveis ao ser humano para futura análise (figura 2.6).

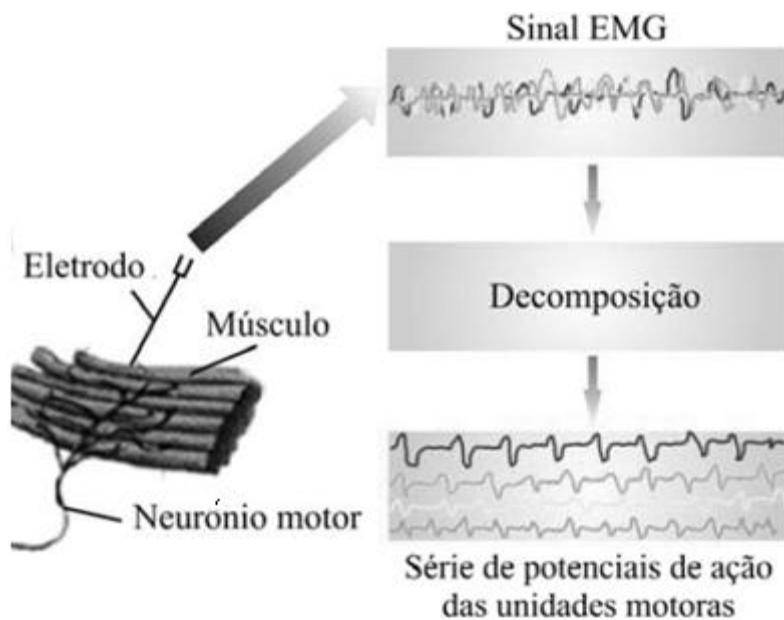


Figura 2.6 - Decomposição do EMG [14].

Apesar da decomposição do EMG ser de bastante utilidade para o diagnóstico de doenças neuromusculares, uma vez que possibilita o estudo do comportamento das unidades motoras durante a contração muscular, esta área ainda é pouco desenvolvida e estudada, pois apenas se cinge ao estudo de *software* para extração das PAUM, o que atualmente não é muito explorado [15].

2.5. Eléttodos

Os eléttodos são componentes que permitem a detecção de diferenças de potencial entre partes do corpo humano, estabelecendo a conexão entre este e o eletromiógrafo. Assim, estes devem ser colocados o mais próximo possível do músculo a fim de captar a corrente iónica aí presente [10].

Existem vários tipos de eléttodos de acordo com certos parâmetros específicos como a qualidade de recolha do sinal, a tarefa a que se destinam, o motivo da pesquisa ou mesmo o músculo específico a que se destinam [10] [16].

Para análise de músculos superficiais, os eléttodos não invasivos (de superfície), são os mais recomendados. Estes eléttodos são colocados na pele e captam a corrente na pele, utilizando um gel eletrolítico. Este gel tem como função homogeneizar o contacto entre o eléttodo e a pele e também diminuir a impedância da ligação pele-eléttodo.

Podem ser usados eléttodos descartáveis (figura 2.7), flexíveis, de prata, de cloreto de prata ou de ouro. No entanto, é necessário ter atenção a escolha dos eléttodos, pois quando se colocam estes eléttodos em pacientes ativos, podem promover artefactos de movimento [17].

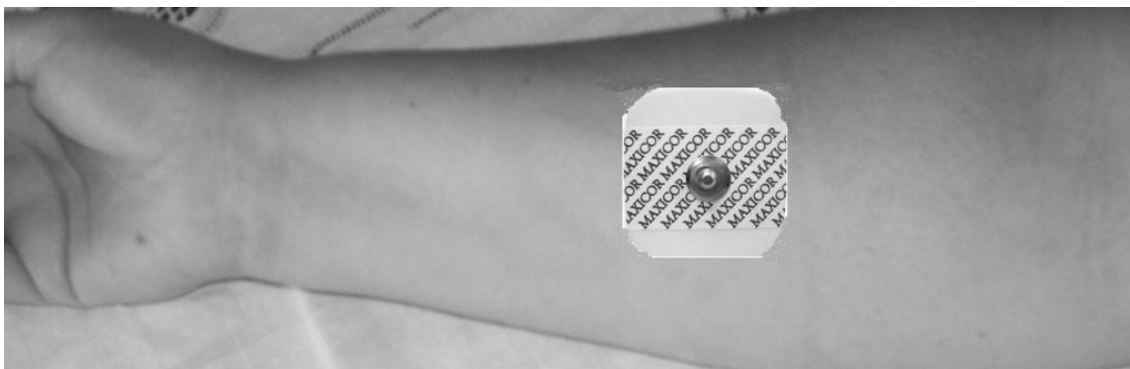
Neste trabalho vão ser usados eléttodos descartáveis, pois estes para além de possuírem um gel de contacto que melhora as condições de condutividade, são pequenos, têm boas propriedades adesivas, bem como aderem perfeitamente às irregularidades da pele [16] [17].



Figura 2.7 – Eléttodos descartáveis.

Para a detecção de músculos mais pequenos ou profundos, os eléttodos invasivos (de agulha percutânea) são os indicados, pois possuem uma menor área de detecção, evitando assim, interferências dos músculos que estão mais à superfície. No entanto, estes também apresentam alguns inconvenientes como a necessidade de cuidadosa esterilização e o desconforto por parte do utilizador. Em relação às características elétricas, estes ostentam uma onda com maior amplitude que os não invasivos [17] [18].

Para se obter um EMG, este necessita de ser captado por um ou mais eléttodos, podendo as ligações estabelecidas por estes serem denominadas de monopares, bipolares ou multipolares dependendo do número de eléttodos utilizados (figura 2.8).



a)

Outros aspetos importantes dizem respeito ao tamanho e à forma dos elétrodos utilizados, sendo que a forma preferencial é a circular com um diâmetro que varia entre 8 a 10 mm [16]. É de salientar que é preciso ter especial cuidado com a escolha do tamanho do eletrodo utilizado, uma vez que um eletrodo com maiores dimensões poderá captar uma maior amplitude de sinal, o que poderá trazer implicações, pois este pode estar em contacto com mais do que um músculo e gerar ruído.

Deve-se também ter certos cuidados antes da colocação dos elétrodos, tais como a remoção dos pelos, lavar a pele com água e sabão ou passar um pouco de álcool a fim de eliminar células mortas, de modo a que reduza a impedância de contacto.

No que diz respeito ao posicionamento dos elétrodos nos músculos, existe uma grande discussão em relação a este aspeto, permanecendo alguma discórdia entre os especialistas. No entanto, alguns pontos, tais como a diminuição ao máximo das interferências do EMG (batimento cardíaco, músculos vizinhos, etc), a orientação do eletrodo tentar ser o mais paralela possível às fibras musculares (embora que alguns cientistas defendam que deverá ser no sentido transversal do músculo) e a utilização em todas as situações de um eletrodo de referência, já têm a concordância geral. [16].

2.6. Electromiógrafo

Um eletromiógrafo é um instrumento que deteta a corrente elétrica gerada pela célula, quando essas células são eletricamente ou neurologicamente ativadas, convertendo essa atividade gerada no músculo-esquelético num registo visual ou num som [19].

A maioria destes instrumentos possui um filtro de sinal, filtro Rejeita-Banda, que tem como objetivo eliminar qualquer componente de sinal entre os 48 Hz e os 52 Hz, uma vez que o ruído da rede encontra-se nesse intervalo de frequência. Alguns destes equipamentos permitem alterar a banda de rejeição para os 60 Hz, valor que é definido como o ruído da rede nos Estados Unidos da América [18] [20]. Para uma análise mais correta, na aquisição do EMG, é necessário ajustar alguns parâmetros e componentes, tais como a frequência de amostragem, os elétrodos, amplificadores, os filtros, o conversor analógico/digital, reduzindo assim, a probabilidade de ocorrência de erros de leitura [15].

Existem vários tipos de eletromiógrafos com diversos tamanhos e características. Os de maior dimensão são apenas utilizados em ambiente clínico, enquanto que os mais pequenos, embora possam ser utilizados também em ambiente clínico por serem de fácil deslocação, são mais utilizados para formação escolar ou para uso pessoal.



Figura 2.9 – Eletromiógrafo de ambiente clínico [21].

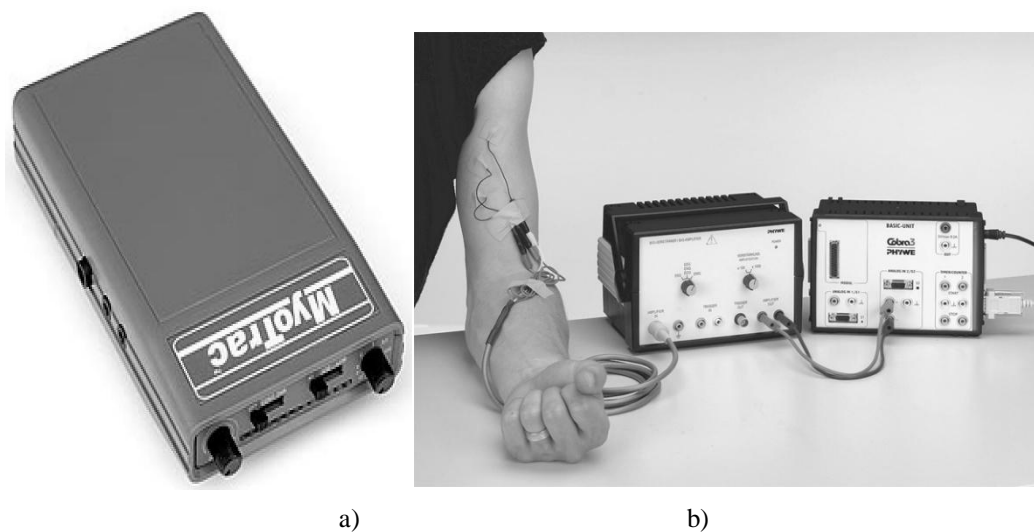


Figura 2.10- Eletromiógrafos para uso pessoal ou para formação escolar: a) Myotrac 60 Hz b) PHYWE EMG [22] [23] .

Como podemos verificar pela comparação das figuras 2.9 e 2.10, a dimensão destes equipamentos é totalmente diferente. Na figura 2.9, o equipamento é maior, tem cabos muito extensos, utiliza elétrodos descartáveis e é muito mais preciso que os eletromiógrafos de uso pessoal. Na figura 2.10 são muito mais pequenos, sendo que na figura 2.10 a), o Myotrac é apropriado para avaliação clínica ou para uso pessoal, pois permite uma maior liberdade de movimentos para exercícios ambulatoriais. Para isso, este contém uma bateria e elétrodos superficiais. Na figura 2.10 b) o PHYWE EMG contém elétrodos de superfície e cabos para ligação à corrente, permitindo a medição da frequência e da amplitude do EMG.

Neste trabalho, para avaliar a qualidade do EMG recolhido com o sistema que se desenvolveu, recorreu-se ao Biopac MP36 Student Lab System (figura 2.11 a) que é normalmente usado no ensino e na investigação para captação de sinais fisiológicos como EMG, eletroencefalográfico ou mesmo eletrocardiográfico. Na sua constituição possui quatro canais para a aquisição de dados, sendo que mostra essa recolha de sinal no *software* BSL PRO 3.7.3. Nesse *software* é possível não só visualizar o EMG, mas também analisá-lo, eliminar ruído proveniente de outras fontes elétricas, amplificar o sinal assim como guardá-lo [24].

Relativamente ao sistema desenvolvido, o sinal é adquirido por uma placa de aquisição NI-USB 6009, que estabelece a conexão entre o circuito desenvolvido para a deteção do EMG e o computador, no qual se pode visualizar o sinal. Ambos equipamentos utilizaram cabos SS2L (*Electrode Lead Sets*) (figura 2.11 b) e elétrodos descartáveis.



a)



b)

Figura 2.11- a) Biopac MP36 Student Lab System e b) cabos SS2L [24] [25].

CAPÍTULO 3 – DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO DE EMG

Neste capítulo descreve-se o desenvolvimento de um protótipo para aquisição, processamento e registo do EMG. Na figura 3.1 é mostrado um diagrama de blocos com os seus principais módulos constituintes, nomeadamente, amplificador de instrumentação, filtros, amplificador e conversor A/D.

O *hardware* de deteção do EMG é constituído por um canal de aquisição de sinal que irá captar no corpo humano a diferença de potencial realizada pelas células musculares. Essa aquisição é feita através do eléctrodo negativo e do eléctrodo positivo, ambos posicionados no antebraço do voluntário. Este canal é constituído por um amplificador de instrumentação, por filtros Rejeita-Banda e Passa-Alto e por um amplificador não-inversor.

Após esta etapa, o EMG é adquirido por uma placa de aquisição, convertido do formato analógico para digital, sendo posteriormente transmitido via USB para um computador para visualização e registo (figura 3.1).

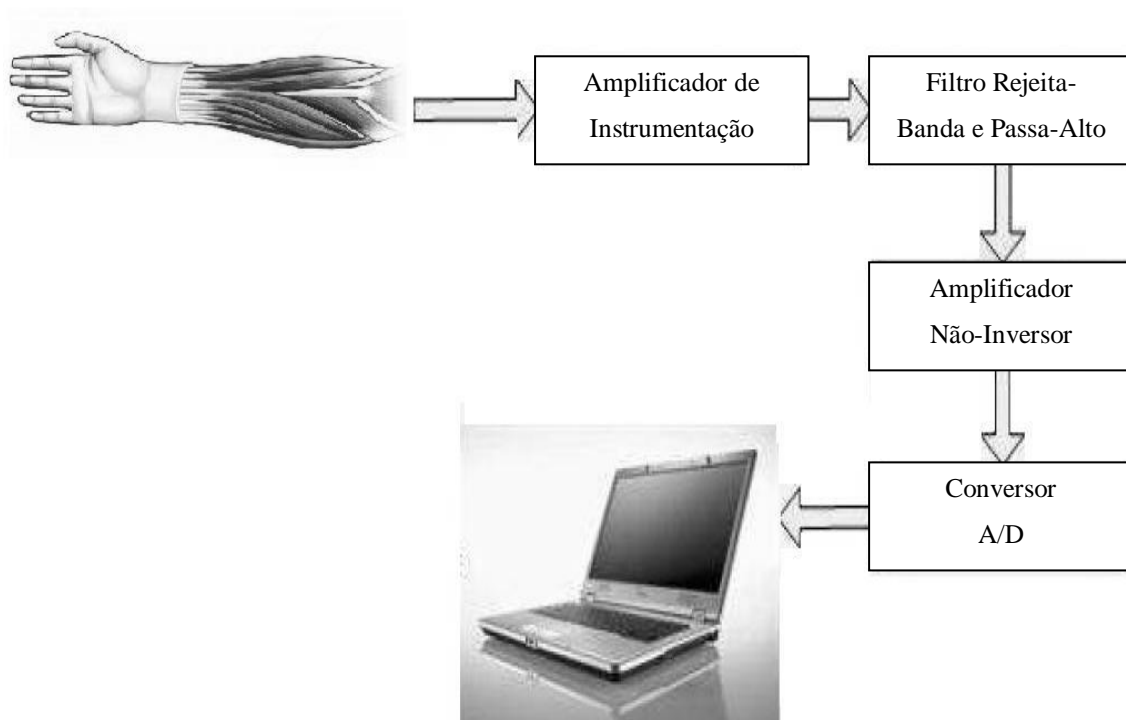


Figura 3.1 - Esquema representativo do *hardware* utilizado (Adaptado de [26]).

3.1. Placa de aquisição de dados

Para a recolha dos dados foi escolhida a placa de aquisição NI-USB 6009 [27] (figura 3.2) da *National Instruments*, pois esta placa apresenta diversas funcionalidades e características que se adequam ao trabalho a ser desenvolvido, tais como a fácil conexão a um computador através da porta USB, a compatibilidade existente com a versão do *software* LabVIEW e a existência de 8 entradas analógicas de 14 bits que permitem fazer uma aquisição de dados com uma taxa de 48000 amostras por segundo [27].

Para se saber qual a resolução da placa, é necessário saber, inicialmente, quantos valores de tensão a placa pode discriminar. Desta forma, e tendo em consideração que o conversor é de 14 bits, obtém-se na equação 3.1, o número de valores de tensão.

$$\text{N}^\circ \text{ valores de tensão} = 2^{14} \Leftrightarrow \text{N}^\circ \text{ valores de tensão} = 16384 \quad (\text{equação 3.1})$$

Sendo assim, e sabendo que a placa pode medir, no máximo, 20 V, pois esta pode ler valores de entrada entre -10 V e 10 V, calcula-se então, na equação 3.2, a resolução da placa.

$$\text{Resolução} = \frac{20}{16384} \Leftrightarrow \text{Resolução} = 1,22 \text{ mV} \quad (\text{equação 3.2})$$

Tendo em conta o valor anterior, calcula-se o erro absoluto da placa (equação 3.3).

$$\text{Erro absoluto} = \frac{\text{Resolução}}{2} \Leftrightarrow \text{Erro absoluto} = \frac{1,22}{2} \Leftrightarrow \text{Erro absoluto} = 0,61 \text{ mV} \quad (\text{equação 3.3})$$



Figura 3.2 - Placa de aquisição NI-USB 6009 [28].

3.2. Amplificadores de Instrumentação

Na amplificação do EMG são utilizados amplificadores de instrumentação, uma vez que, para sinais de baixa amplitude, característica presente no EMG, estes são os mais sensíveis, têm um ganho ajustável e possuem uma elevada impedância de entrada.

Neste projeto usou-se um amplificador de instrumentação INA 128. Justifica-se a escolha deste dispositivo, uma vez que este possui uma baixa potência de alimentação e um baixo nível de ruído [29]. Este amplificador de instrumentação, como se pode verificar na figura 3.3, utiliza três amplificadores operacionais e sete resistências, sendo que a resistência (R_G) externa ao circuito é ajustável para se configurar o ganho.

O ganho colocado, neste amplificador de instrumentação, foi de 100 vezes, uma vez que se admitiu que se iria dividir o ganho entre este amplificador e um amplificador não-inversor. No entanto, escolheu-se colocar uma amplificação maior no amplificador de instrumentação, pois este possui um nível de ruído inferior ao do amplificador não-inversor.

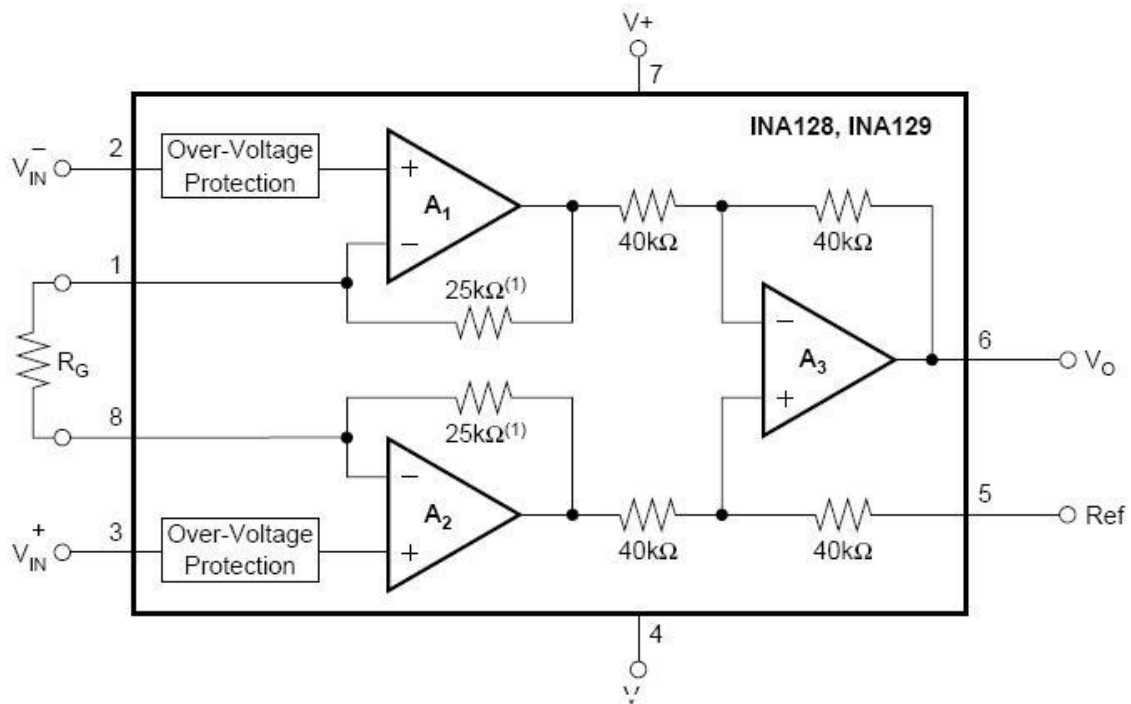


Figura 3.3– Amplificador de instrumentação INA 128 [29].

Os amplificadores operacionais (A_1 e A_2) formam a primeira fase do circuito, a fase de amplificação do sinal, pois em cada uma das entradas existe um amplificador não-inversor. Na segunda etapa, o amplificador A_3 funciona como amplificador diferencial.

Com este circuito, é possível adquirir uma alta taxa de rejeição do modo comum e impedâncias de entrada muito elevadas e de saída muito baixas, com o propósito de se obter o mínimo ruído possível [29] [30].

Para o cálculo do valor de ganho utilizou-se a equação 3.4.

$$G = 1 + \frac{50000}{R_G} \quad (\text{equação 3.4})$$

Tendo em conta, a equação anterior, e para se obter um ganho com uma amplificação de 100 vezes, obtém-se a equação 3.5.

$$\Leftrightarrow 100 = 1 + \frac{50000}{R_G} \Leftrightarrow R_G = 470\Omega \quad (\text{equação 3.5})$$

Para se escolher qual a amplificação mais adequada para ser colocada no circuito, teve em consideração algumas características da placa de aquisição NI USB-6009. Assim, e tendo em conta os cálculos efetuados na secção 3.1 deste capítulo, foi calculado que o erro absoluto de resolução da placa de aquisição é de 0,6 mV.

Deste modo, e sabendo que o máximo valor de amplitude de um EMG é de 6 mV, calculou-se o erro relativo através da equação 3.6.

$$\begin{aligned} \text{Erro relativo} &= \frac{\text{Erro absoluto}}{\text{Amplitude}} \times 100 \Leftrightarrow \text{Erro relativo} = \frac{0,6}{6} \times 100 \\ &\Leftrightarrow \text{Erro relativo} = 10\% \end{aligned} \quad (\text{equação 3.6})$$

Como se pode verificar pelos cálculos da equação 3.6, para uma amplitude em mV, a percentagem de erro é elevada. Deste modo, e como a placa pode, no máximo, medir valores até os 20 V, calcula-se na equação 3.7, o erro relativo para uma amplitude em V.

$$\begin{aligned} \text{Erro relativo} &= \frac{\text{Erro absoluto}}{\text{Amplitude}} \times 100 \Leftrightarrow \text{Erro relativo} = \frac{0,0006}{20} \times 100 \\ &\Leftrightarrow \text{Erro relativo} = 0.003\% \end{aligned} \quad (\text{equação 3.7})$$

Comparando os resultados das equações 3.6 e 3.7, pode-se concluir que o erro é bastante inferior quando se adquire sinais com uma amplitude em V. Desta maneira, concluiu-se que a amplitude do EMG deveria ser na ordem dos V. No entanto, para se poder saber qual o valor de ganho máximo que se poderia colocar no circuito, calculou-se esse valor através da equação 3.8.

$$G = \frac{\text{Tensão de entrada máxima da placa}}{\text{Amplitude máxima do EMG}} \Leftrightarrow G = \frac{10}{0.006} \Leftrightarrow G = 1666 \quad (\text{equação 3.8})$$

Como se pode verificar, a amplificação máxima que se poderia colocar no circuito era de 1666 vezes, no entanto, escolheu-se colocar uma amplificação mais reduzida, de 1100 vezes, garantindo desta forma que, no caso de ocorrência de picos mais elevados do EMG, não exista a saturação destes.

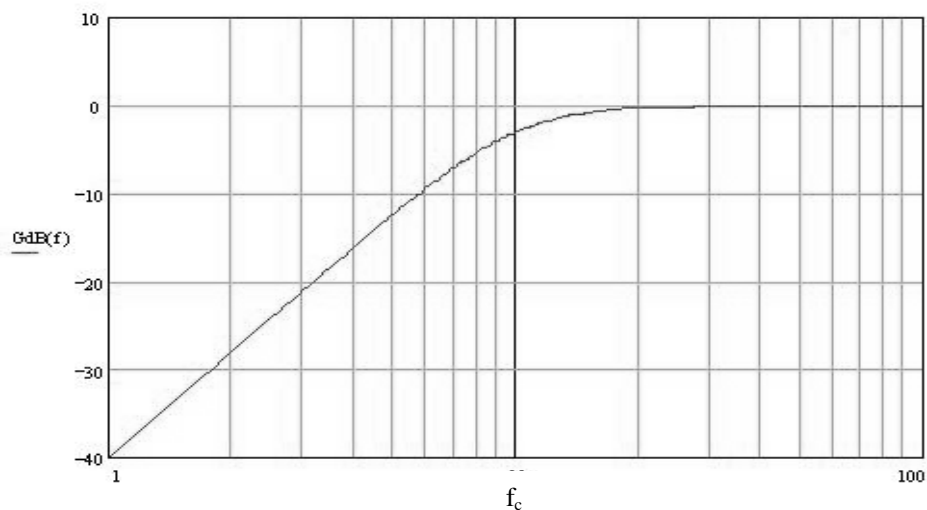
Foi decidido ainda que o ganho de 1100 vezes não seria todo aplicado no amplificador de instrumentação. Optou-se, então, por uma amplificação dividida entre o amplificador de instrumentação e um segundo amplificador, reduzindo dessa forma o ruído introduzido.

3.3. Circuito de Filtragem

Neste circuito foram utilizados dois filtros para eliminar o máximo de ruído possível:

- um filtro Rejeita-Banda para filtrar o ruído da rede de 50 Hz;
- um filtro Passa-Alto para atenuar as frequências abaixo da frequência de corte definida para 1 Hz, de modo a diminuir o ruído provocado por frequências menores que 1 Hz.

Na teoria, um filtro deveria ter uma resposta ideal, sendo que essa resposta deveria ser unitária na faixa de frequências que se quer deixar passar e nula para as frequências que se quer anular [26]. No entanto, na prática essa resposta não é tão específica, sendo que a resposta do filtro é mais gradual, como é apresentado na figura 3.4.



a)

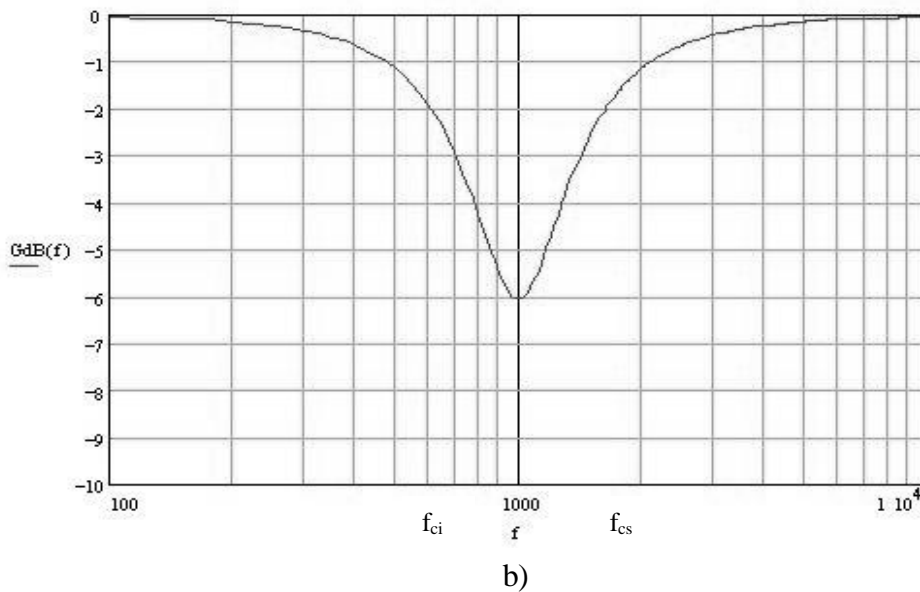


Figura 3.4- Esquema representativo da resposta real de frequências do filtro: a) Passa-Alto e b) do Rejeita-Banda [31].

Para um filtro Rejeita-Banda ser considerado um filtro com uma resposta adequada, este tem de possuir uma resposta com uma largura de banda o mais próxima possível da frequência a eliminar. Isto é, para este projeto a componente de frequência que se pretende eliminar é a de 50 Hz. Assim, a resposta de um filtro ideal seria a anulação dessa mesma frequência. No entanto, como já foi descrito anteriormente, os filtros não possuem respostas ideais, daí, um filtro que atenua numa pequena largura de banda que contemple a frequência a cortar, já é considerado um filtro apropriado.

Na figura 3.5 é representado o diagrama esquemático do filtro Rejeita-Banda desenvolvido e implementado.

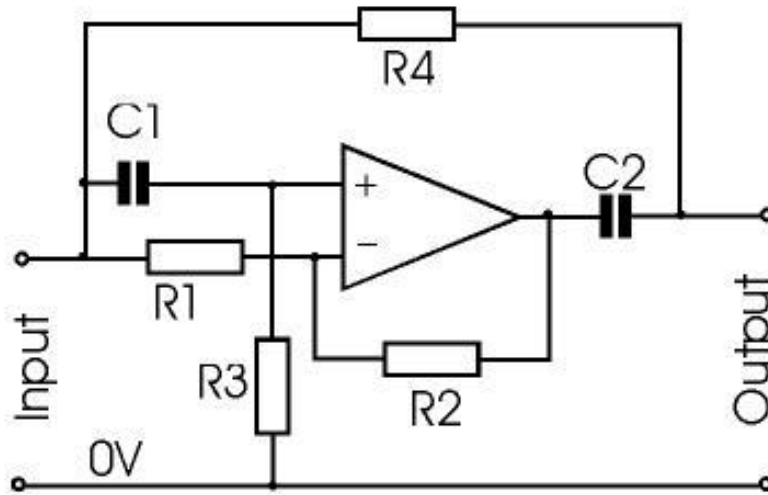


Figura 3.5- Esquema representativo do filtro Rejeita-Banda [32].

As frequências de corte (f_c), superior e inferior, são calculadas, tendo em conta que $R_a = 68 \text{ k}\Omega$, $R_b = 67320 \text{ }\Omega$ e $C = 47 \text{ nF}$, pelas equações 3.9 e 3.10,

$$f_{ci} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_a \cdot C} \Leftrightarrow f_{ci} = \frac{1}{2 \cdot 3,142 \cdot 68000 \cdot 47 \cdot 10^{-9}} \Leftrightarrow f_{ci} = 49,8 \text{ Hz} \quad (\text{equação 3.9})$$

$$f_{cs} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_b \cdot C} \Leftrightarrow f_{cs} = \frac{1}{2 \cdot 3,142 \cdot 67320 \cdot 47 \cdot 10^{-9}} \Leftrightarrow f_{cs} = 50,3 \text{ Hz} \quad (\text{equação 3.10})$$

Os restantes valores das resistências e condensadores são: $R_1 = R_2 = 10 \text{ k}\Omega$; $R_3 = R_4 = 68 \text{ k}\Omega$; $C_1 = C_2 = 47 \text{ nF}$ [32].

Relativamente ao filtro Passa-Alto a resposta ideal deste filtro é anular na totalidade as frequências abaixo da frequência de corte e, a partir desse valor, deixar passar as restantes frequências. No entanto, como se pode verificar na figura 3.3 a), a resposta deste filtro apresenta uma resposta em frequência gradual, sendo que o filtro não elimina completamente as frequências abaixo da frequência de corte pretendida nem permite a passagem a 100% das componentes acima dessa frequência.

No circuito desenvolvido foi utilizado um filtro Passa-Alto de primeira ordem com uma frequência de corte de 1 Hz. O esquema do filtro é exibido na figura 3.6.

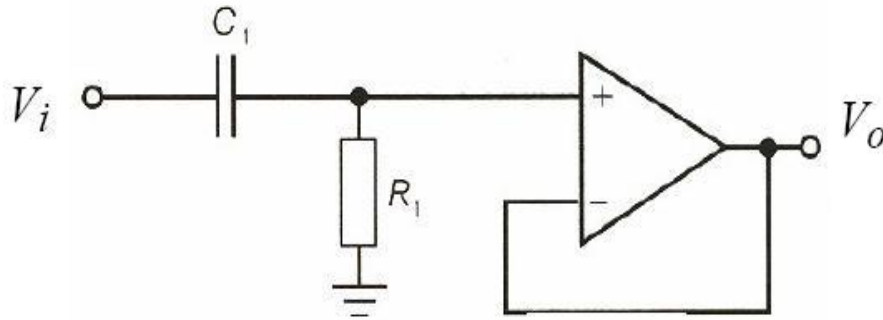


Figura 3.6– Esquema representativo do filtro Passa-Alto de primeira ordem.

A resistência R_1 é calculada na equação 3.11 tendo em conta que $f_c = 1$ Hz, $C_1 = 100$ nF e $a_1 = 0.756$ (coeficiente de 3ª ordem de Bessel) [30],

(equação 3.11)

$$R_1 = \frac{1}{2 * \pi * f_c * a_1 * C_1} \Leftrightarrow R_1 = \frac{1}{2 * 3,142 * 1 * 0,756 * 100E-9} \Leftrightarrow R_1 = 2,1 \text{ M}\Omega$$

3.4. Amplificação do sinal

Como já foi explicado na secção 3.2, foi colocado um ganho de 100 vezes no amplificador de instrumentação. No entanto, o objetivo deste trabalho é atingir uma amplificação de 1100 vezes. Para isso, usou-se um amplificador não-inversor e estabeleceu-se que este teria uma amplificação de 11 vezes, perfazendo assim a amplificação requerida no início do trabalho. Sendo assim, utilizou-se um amplificador não-inversor acoplado a um filtro Passa-Alto, representado na figura 3.7, que possuía um ganho de 11 vezes.

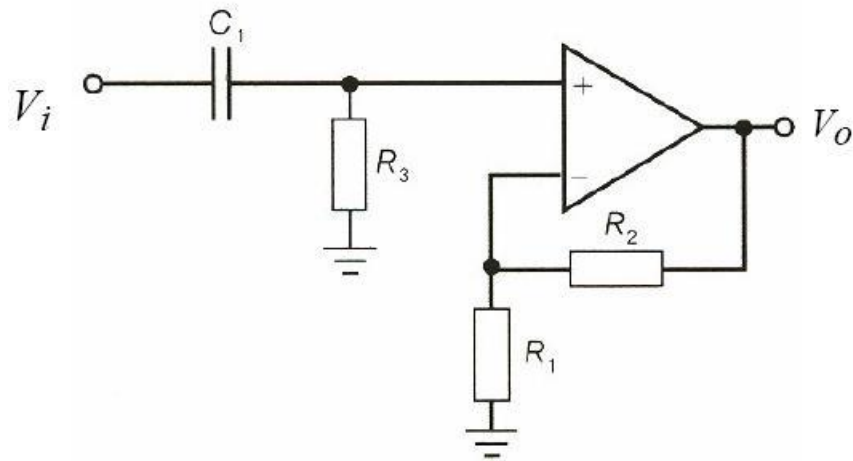


Figura 3.7– Esquema representativo do filtro Passa-Alto não-inversor com ganho de tensão.

Para o cálculo do valor de ganho de aproximadamente 11 vezes, considerou-se $R_1 = 1 \text{ k}\Omega$ e $R_2 = 10 \text{ k}\Omega$, como mostra a equação 3.12,

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \Leftrightarrow G = \frac{10000}{1000} + 1 \Leftrightarrow G = 11 \quad (\text{equação 3.12})$$

Para a escolha do amplificador operacional, teve-se em consideração algumas características como o valor de *slew rate*, o nível de ruído e o número de encapsulamentos, sendo que nesta montagem o nível de ruído é a característica determinante, pois se o EMG contiver níveis de ruído elevados, o sinal tornar-se-á impercetível.

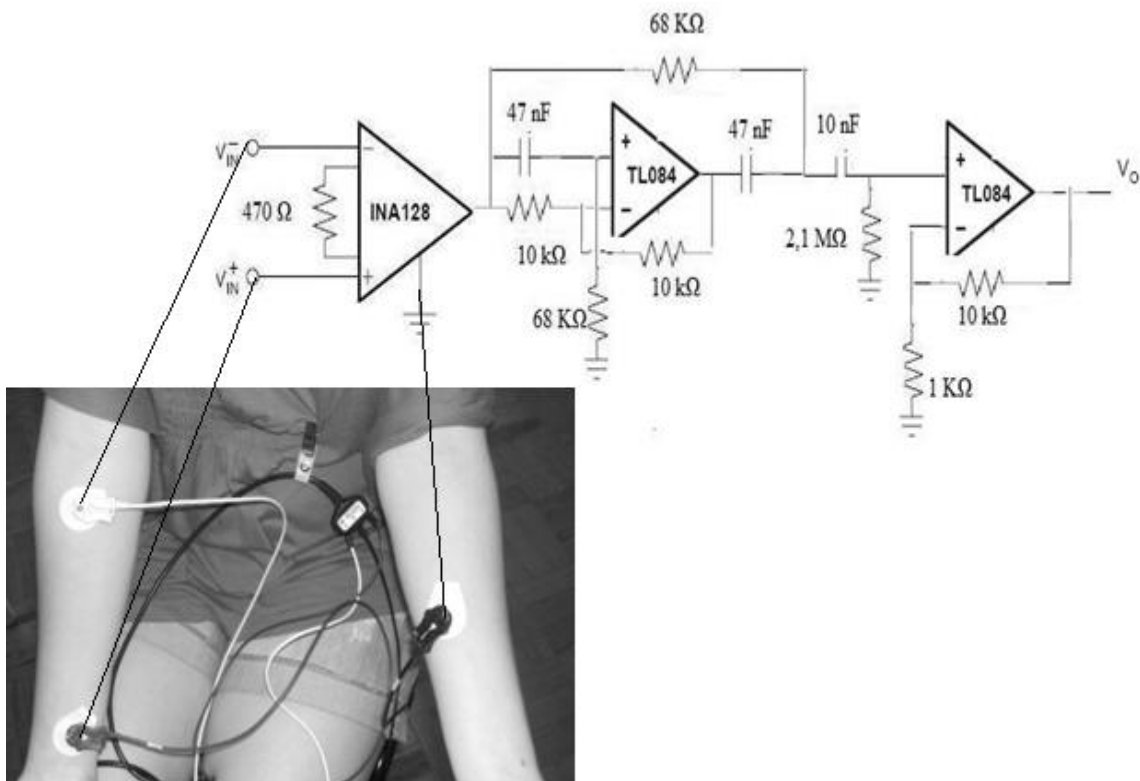
Os amplificadores considerados para serem utilizados foram o LM741, LF351, TL064 e o TL084. Como referido, a principal característica a considerar para a aplicação foi o ruído produzido, e como o LM741 era o que produzia um nível de ruído mais elevado, este foi logo excluído.

Considerando o valor de *slew rate* (rapidez de resposta do amplificador a uma dada tensão de entrada) e tendo em conta que quanto maior esse valor melhor, o TL064, foi, por conseguinte, o seguinte eliminado, pois este é o que apresentava um menor valor.

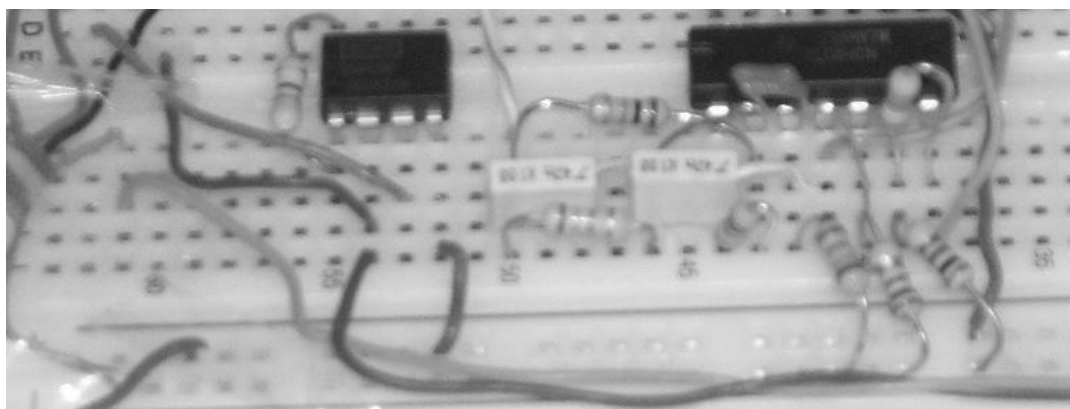
De forma a seleccionar-se entre o TL084 e o LF351, e verificando que as características anteriormente referidas em ambos eram muito semelhantes, teve-se em consideração o número de amplificadores por encapsulamento. Como neste circuito iam ser necessários dois amplificadores, escolheu-se o TL084 que tinha quatro em vez do LF351 que tinha apenas um [33] [34] [35] [36].

Em suma, e para se poder ter uma visão geral do circuito completo e interligado, fica então a representação na figura 3.8.

Para a alimentação do circuito foi utilizada uma tensão de ± 15 V. Optou-se por este valor, uma vez que este estava inserido no intervalo de tensão aceite por todos os componentes utilizados neste circuito.



a)



b)

Figura 3.8– Esquema geral do circuito (a) e visão real do mesmo (b).

Para desenvolver o circuito anterior teve-se em consideração o teorema de amostragem.

O teorema de Nyquist ou teorema de amostragem, desenvolvido por Harry Nyquist em 1927, refere que a taxa de amostragem de um sinal, f_a , para este ser reconstruído adequadamente, deve ser no mínimo duas vezes superior à maior frequência encontrada no sinal, f , ou seja, que satisfaça a condição $f_a \geq 2f$ [37]. Quando a condição anterior não é respeitada, e se tenta reproduzir uma frequência maior que a metade frequência de amostragem, ocorre um fenómeno chamado de *aliasing*.

3.5. *Software LabVIEW*

O LabVIEW é uma linguagem de programação gráfica da *National Instruments* e permite desenvolver programas chamados instrumentos virtuais ou VI, que são compostos pelo painel frontal, que contém a interface, e pelo diagrama de blocos que possui o código gráfico do programa desenvolvido.

Primeiramente, para se poder visualizar os dados provenientes da placa de aquisição NI-USB 6009, é necessário configurar a placa de aquisição no LabVIEW através da função *DAQ Assistant* no diagrama de blocos. A programação da placa, como se pode verificar na figura 3.9, é em ambiente gráfico.

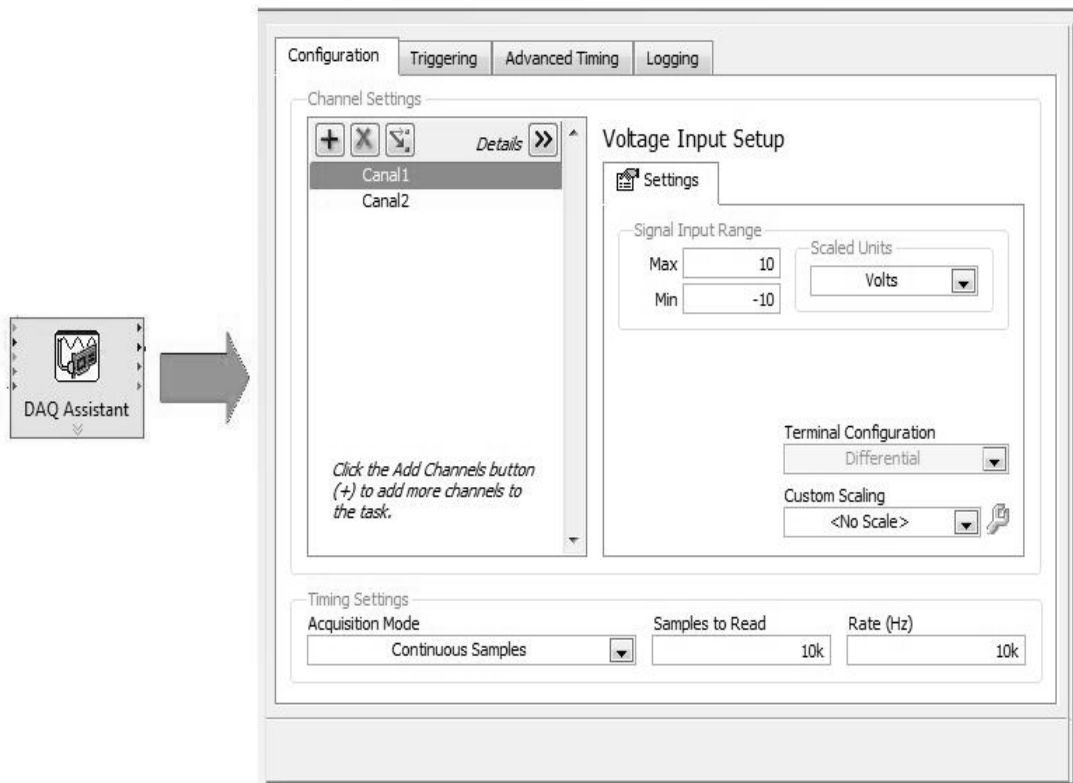


Figura 3.9 – DAQ Assistant – Função do LabVIEW responsável pela configuração de uma placa de aquisição.

Como se pode verificar na figura anterior, através desta função, pode-se configurar o nome e o número de canais utilizados, qual a unidade dos dados adquiridos, a taxa de amostragem e o modo de aquisição. Para a atribuição do valor da taxa de amostragem teve-se em consideração o Teorema de Nyquist. Sendo assim, e como o EMG de interesse está na faixa dos 6 aos 500 Hz, um valor superior a 1000 Hz satisfaria a condição anterior.

Depois da placa configurada, procedeu-se à construção do restante código necessário no diagrama de blocos. De modo a retirar o máximo ruído possível, foi necessário filtrar o sinal com um filtro Passa-Baixo de 250 Hz, um filtro Passa-Alto de 30 Hz e filtros Rejeita-Banda de 50, 100, 150, 200 e 250 Hz para se eliminar o ruído harmónico da rede (figura 3.10). Os valores dos filtros do Passa-Baixo e do Passa-Alto foram escolhidos de acordo com as opções de configuração do outro equipamento utilizado, o Biopac MP36 Student Lab System. Este equipamento, para recolher o EMG, tinha uma série de opções com os valores e respetivos filtros já discriminados que se poderiam escolher. Esta configuração por ser a mais utilizada foi a escolhida.

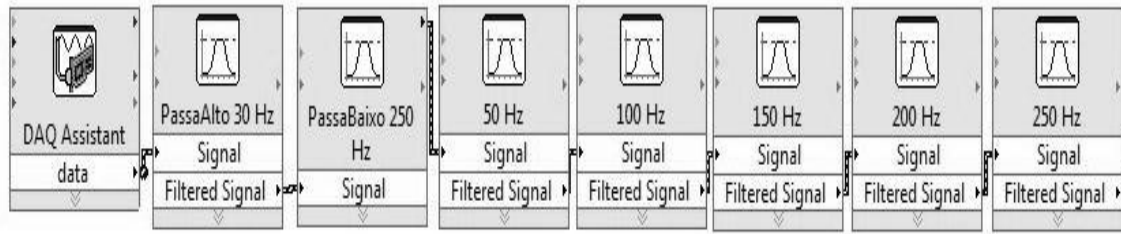


Figura 3.10 – Blocos de filtragem do EMG.

O EMG é mostrado através de gráficos no painel frontal, como é possível verificar na figura 3.11.

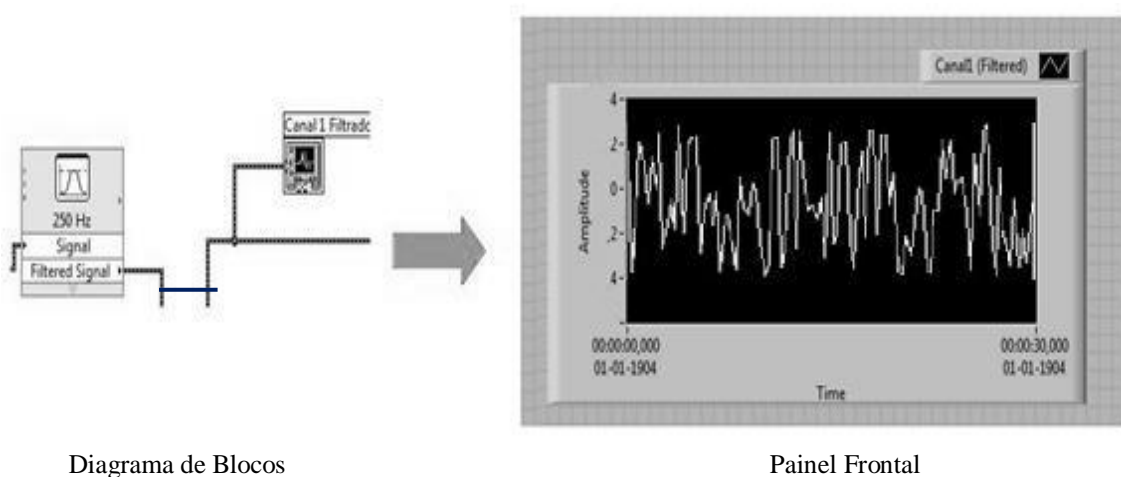


Figura 3.11 – Interligação entre diagrama de blocos e painel frontal.

Seguidamente, e para se poder guardar os valores do sinal obtido, utilizou-se a função *Write to Measurement File*. Esta função guarda os valores em Volts do EMG apresentado ao utilizador no gráfico do painel frontal, num formato de texto “.lvm” (figura 3.12).

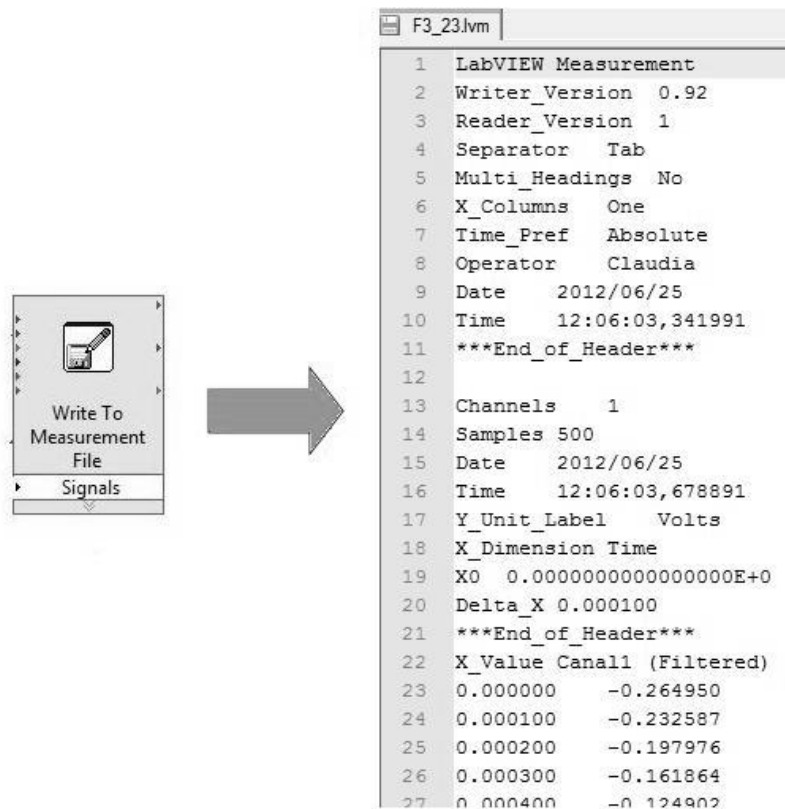


Figura 3.12 – Ficheiro obtido pela função *Write to Measurement File*.

Este ficheiro, apresentado na figura anterior, é um exemplo do ficheiro criado aquando a recolha do EMG. No cabeçalho deste ficheiro, como se pode verificar na figura anterior, estão descritos aspetos como a forma que são separadas as colunas, o número de colunas e canais usados, o nome do utilizador registado no *software*, a hora e a data que o ficheiro foi guardado, bem como as unidades dos valores correspondentes a cada coluna. Neste trabalho foram guardadas duas colunas contendo, a primeira coluna, o tempo em segundos e, a segunda coluna, a amplitude do EMG em V presente naquele instante de tempo.

Para se poder validar o equipamento construído, foram realizadas recolhas de sinais EMG com este equipamento e com um outro, o Biopac MP36 Student Lab System, de modo a se poder comparar o sinal obtido em ambos os equipamentos.

Sendo assim, neste capítulo descrevem-se os ensaios realizados desde a recolha de dados até à análise e comparação dos sinais obtidos nos dois equipamentos. É ainda realizada uma análise estatística dos resultados adquiridos para se comparar os dados recolhidos por ambos os equipamentos.

4.1. Preparação da amostra

O ensaio definido tem como objetivo o registo da força muscular no antebraço de um voluntário. Escolheu-se o antebraço como a parte do corpo humano que se iria recolher os valores da força muscular, pois é na parte desse membro superior que se concentra, maioritariamente, a força quando se carrega alguma coisa. Para isso, foram usados três elétrodos de superfície, de acordo com a montagem da figura 4.1. Pelas razões explicadas no capítulo 2 secção 2.5 foram usados os elétrodos descartáveis. De forma a estabelecer a conexão entre os elétrodos e os equipamentos, utilizou-se um cabo SS2L, sendo que o fio vermelho do cabo corresponde ao elétrodo positivo e o fio branco e preto ao elétrodo negativo e de referência, respetivamente.



Figura 4.1 – Posicionamento dos eléttodos nos antebraços.

Para se proceder à limpeza da pele no antebraço, primeiramente, verifica-se se a zona de contacto dos eléttodos apresenta ou não pelos. Se apresentar, a zona deve ser depilada. Posteriormente, para se desinfetar a pele a fim de reduzir a impedância de contacto, eliminando as células mortas, utiliza-se álcool e espera-se alguns minutos, deixando-se a pele secar antes da colocação do gel. Embora os eléttodos descartáveis possuam gel na sua constituição, por vezes este não é suficiente ou então já não está nas melhores condições, devendo-se assim, aplicar gel na pele. Feita esta limpeza, colocou-se os eléttodos, deixando-os repousar 2 ou 3 minutos a fim de melhorar o contacto entre a pele e o eléttodo antes de ligá-los aos cabos de recolha do EMG.

Neste estudo participaram trinta e um voluntários, sendo que quinze eram do sexo feminino e dezasseis do sexo masculino. Os voluntários apresentam idades compreendidas entre os 19 e os 46 anos no sexo feminino e entre os 19 e os 65 anos no sexo masculino. Aos voluntários foi-lhes explicado o protocolo antes da recolha dos dados, para assim obter-se o consentimento ou não dos mesmos.

4.2. Equipamentos e *software* utilizados

Para a recolha do EMG foram utilizados dois equipamentos: o equipamento desenvolvido, baseado em placa de aquisição USB-6009 e o equipamento comercial, Biopac MP36 Student Lab System. Em ambos os equipamentos foram utilizados os cabos SS2L.

Relativamente à forma como se guardou os dados do EMG, no Equipamento Baseado em Placa de Aquisição, esses valores foram guardados num ficheiro “.lvm”, podendo este ser aberto com qualquer editor de texto; já o Biopac MP36 Student Lab System utilizava o *software* BSL PRO 3.7.3 que guardava essa recolha num ficheiro formato “.acq”.

Os dados recolhidos com a placa de aquisição USB 6009 foram exportados para formato “.txt” e, tal como os recolhidos com o Biopac MP36, analisados no *software* Acknowledge 3.9.0 (Biopac Systems, Inc.). Neste programa de recolha e análise de dados biológicos foram calculados o DP e o RMS do EMG.

4.3. Recolha do EMG

Para a recolha dos dados dos ensaios, estabeleceu-se um protocolo que explicava aos voluntários o procedimento a que se iriam submeter. Para se proceder à respetiva recolha era necessário a aprovação do protocolo por parte do voluntário.

As diretivas do protocolo são as seguintes:

1. Colocar os eléctrodos e os cabos conectados ao Biopac MP36 Student Lab System no voluntário (figura 4.2).
2. Através do *software* BSL PRO 3.7.3, recolher a força máxima do voluntário com a ajuda de um dinamómetro manual (Biopac SS25LA) que é ligado ao Biopac MP36 Student Lab System (figura 4.2).



Figura 4.2 – Posição dos eléctrodos e a forma como se utiliza o dinamómetro.

- De seguida, calcular 30% e 15% dessa força máxima. Para o voluntário conseguir controlar mais facilmente a sua força, este vai utilizar como guia, linhas horizontais correspondentes aos valores da força a 30% e 15% da força máxima (figura 4.3).
- Tentar estabilizar a força na linha dos 30% durante 10 segundos (2 quadrados) 3 vezes seguidas, com uma fase de repouso de 5 segundos (1 quadrado) entre cada sessão de produção de força, como é mostrado na figura 4.3.
- Repetir o passo 4 só que desta vez para a linha correspondente a 15% da força máxima (figura 4.3).

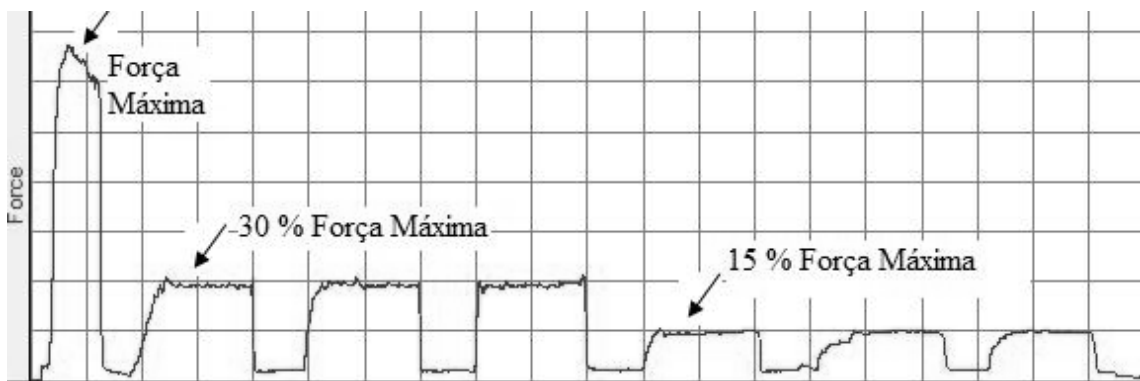


Figura 4.3 – Esquema representativo do procedimento.

- Retirar os cabos que estão conectados ao Biopac MP36 Student Lab System e colocar no voluntário os cabos SSL2 conectados ao Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.
- Realizar os passos 4 e 5 com os voluntários a controlarem a força produzida através do *software* BSL PRO 3.7.3, enquanto o EMG é recolhido pelo LabVIEW.
- Terminada a recolha, retirar os cabos do voluntário e os elétrodos e limpar a pele com papel higiénico para retirar o gel.

4.4. Análise do EMG

Para comparar os sinais recolhidos pelos dois equipamentos com o intuito de verificar se existe uma coerência de valores, procedeu-se à análise do EMG. O sinal obtido durante a produção de força a 30% e 15% da força máxima foi analisado, recorrendo ao DP do sinal em bruto e à média dos valores de RMS, como se mostra na figura 4.4. É preciso esclarecer que, no *software* Acknowledge 3.9.0 (Biopac Systems, Inc.), quando se quer calcular o RMS a partir do EMG bruto, este dá origem, automaticamente, a um sinal como o apresentado na figura 4.4 (sinal verde). Sendo assim, e para se obter apenas um único valor de RMS, é feita a média dos valores de RMS presentes no intervalo selecionado, como se mostra na figura 4.4.

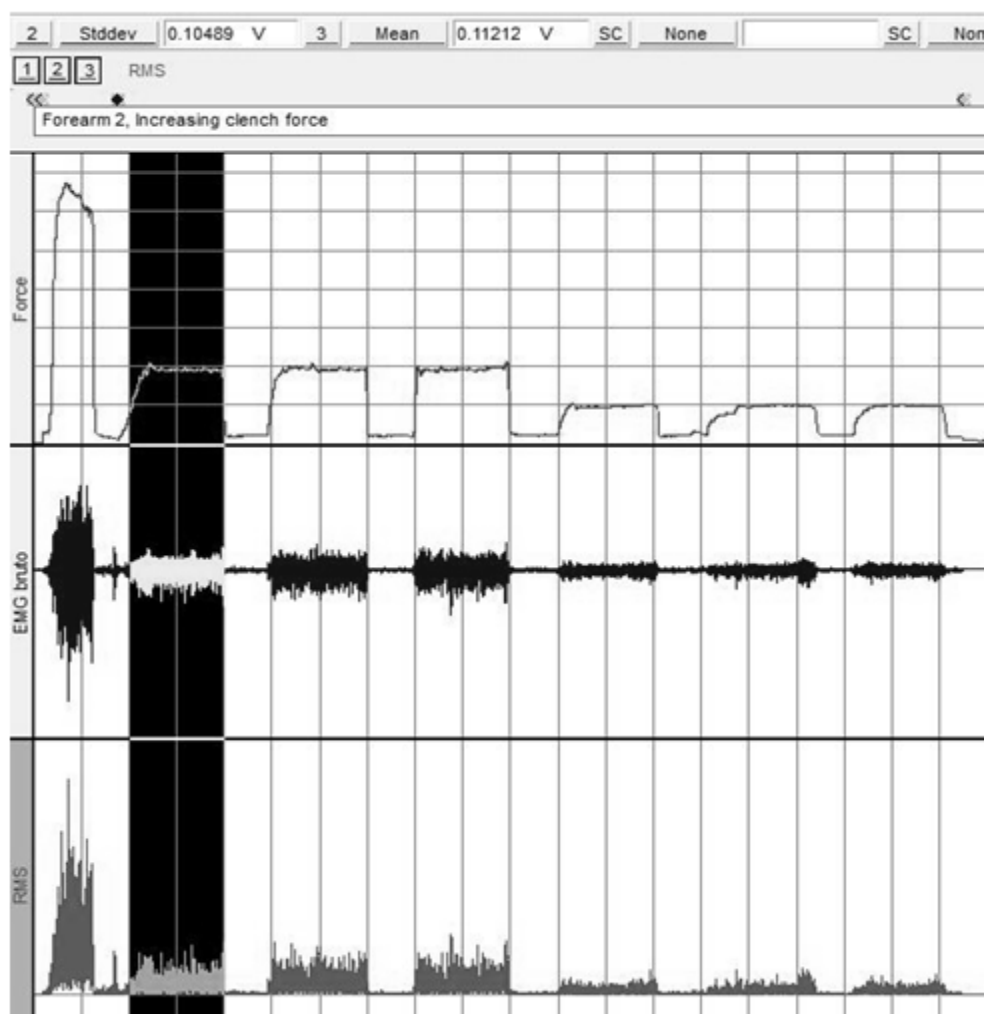


Figura 4.4– Exemplo do cálculo do DP a partir do EMG bruto e do valor do RMS, a 30% da força máxima.

Como se pode verificar na figura anterior, selecionando a percentagem de força pretendida (na imagem foi selecionada a força de 30%), aparece automaticamente os valores do DP que é representado na figura como “*Stddev*” e do RMS como “*Mean*”.

De modo a obter-se um valor de DP e de RMS final (pois é esse valor que vai ser utilizado para análise estatística), é necessário fazer-se a média aritmética das três vezes que o voluntário faz força para os 30% e 15%. Por exemplo, para o cálculo do DP final, correspondente aos 30% da força, apresentam-se os valores:

- ✓ 1º valor do DP da força dos 30% = 0.10489
- ✓ 2º valor do DP da força dos 30% = 0.11352
- ✓ 3º valor do DP da força dos 30% = 0.10854

Para se obter o DP final, é necessário fazer a média aritmética desses valores, como é mostrado na equação 4.1.

$$\text{DP final} = \frac{0.10489 + 0.11352 + 0.10854}{3} \Leftrightarrow \text{DP final} = 0.10893 \quad (\text{equação 4.1})$$

Utiliza-se o mesmo procedimento anterior para o cálculo do DP para uma força de 15% e para o cálculo do RMS para a força de 30% e 15%.

Desta forma, foram analisados todos os testes recolhidos pelos dois equipamentos, ou seja, quinze voluntários do sexo feminino e dezasseis do sexo masculino, para assim se averiguar se existe coerência de valores entre os dois equipamentos.

4.5. Análise Estatística

Os valores do DP e do RMS do EMG de cada indivíduo, recolhido com ambos os equipamentos, foram analisados pelo teste-t para amostras emparelhadas. Por outro lado, a comparação destas mesmas variáveis obtidas a diferentes níveis de força (30% e 15%) foi realizada através do teste-t para amostras independentes.

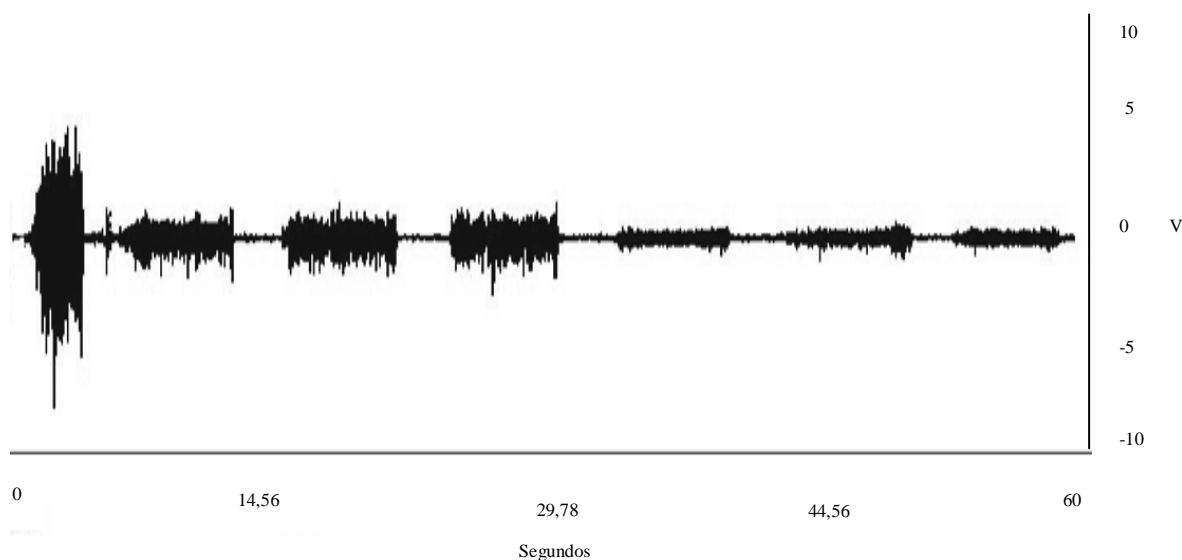
Simultaneamente, o coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para avaliar a correlação existente entre o EMG recolhido com os dois equipamentos.

Todos os valores são apresentados como média \pm desvio padrão e os testes estatísticos foram realizados com o *software Statistica 8.0 (Statsoft, Inc.)* para um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

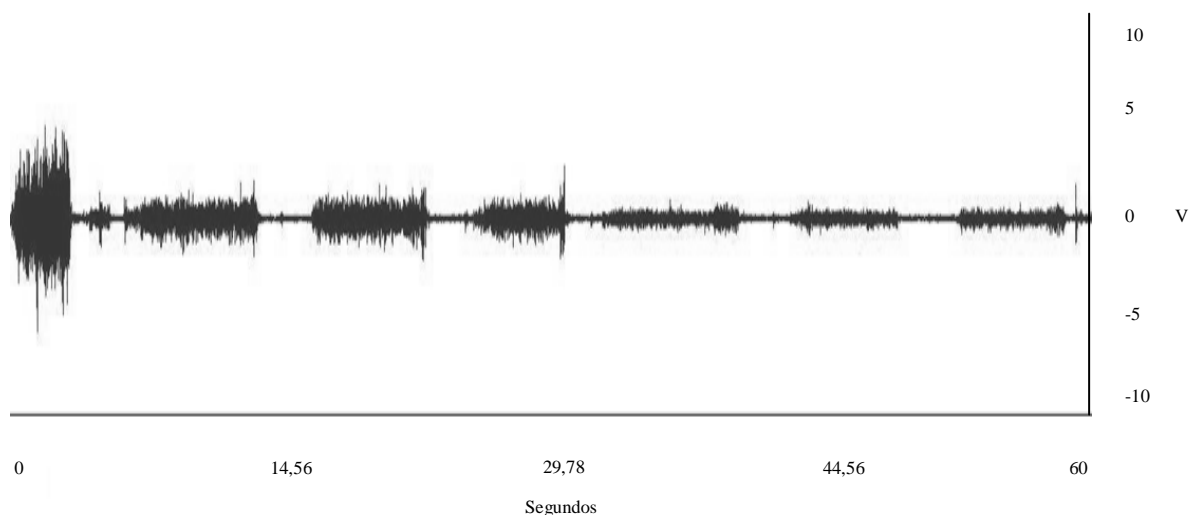
4.6. Resultados Obtidos

De modo a que se possa verificar que o equipamento desenvolvido adquire um EMG, é necessário verificar se os dois equipamentos apresentam o EMG semelhante entre si e que o espectro de frequência via Transformada Rápida de Fourier (FFT) é similar ao apresentado no capítulo 2 secção 2.3. Assim, na figura 4.5 são apresentados os sinais EMG adquiridos e na figura 4.6 e na figura 4.7 os espectros de frequências, correspondentes a cada equipamento.

Os resultados mostrados nas figuras seguintes dizem respeito ao mesmo indivíduo, diferindo apenas os equipamentos utilizados na recolha desse sinal.



a)



b)

Figura 4.5 – EMG bruto de um indivíduo recolhido com o a) Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.

Como se pode verificar na figura anterior, os sinais EMG são visualmente semelhantes entre si, o que significa que o equipamento desenvolvido adquire EMG e não outro tipo de sinal fisiológico.

Para se poder comparar os espectros de frequência obtidos pelos dois equipamentos, é necessário que os espectros relativos a 30% (figura 4.6) e 15% (figura 4.7) da força máxima produzida pelos voluntários revelem os componentes de frequências esperados, de acordo com o espectro de frequência apresentado no capítulo 2 secção 2.3.

É preciso salientar que se escolheram os valores de 30% e 15% da força máxima para assim não gerar uma fadiga muscular significativa. Os espectros seguidamente apresentados foram feitos a partir dos EMG apresentados na figura 4.5.

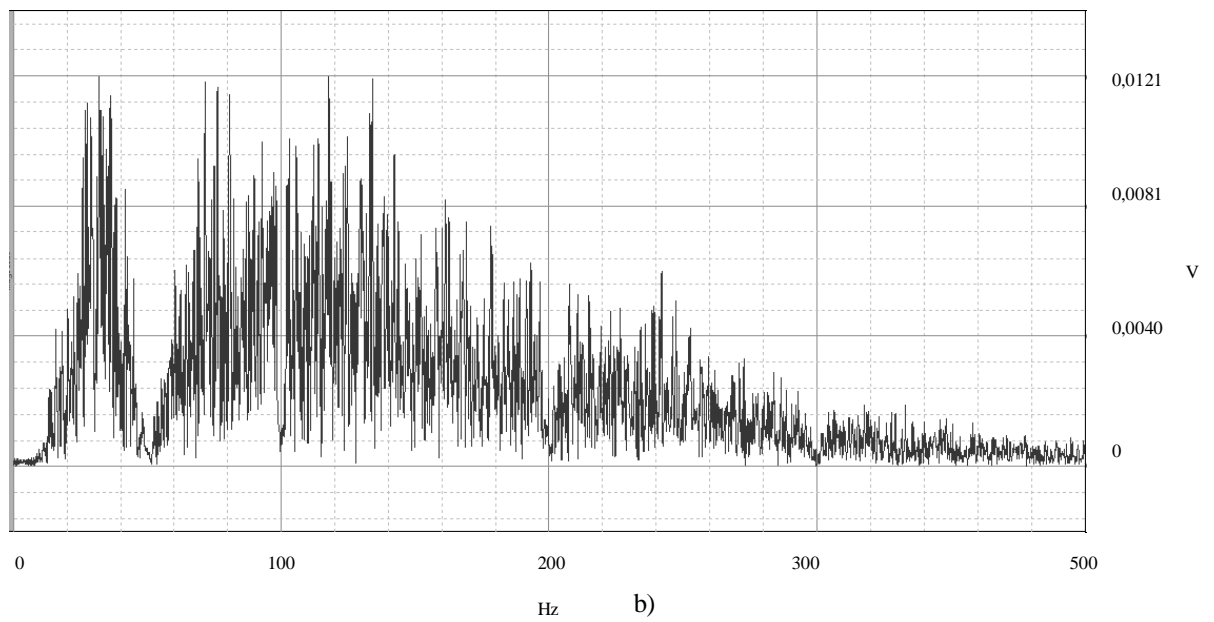
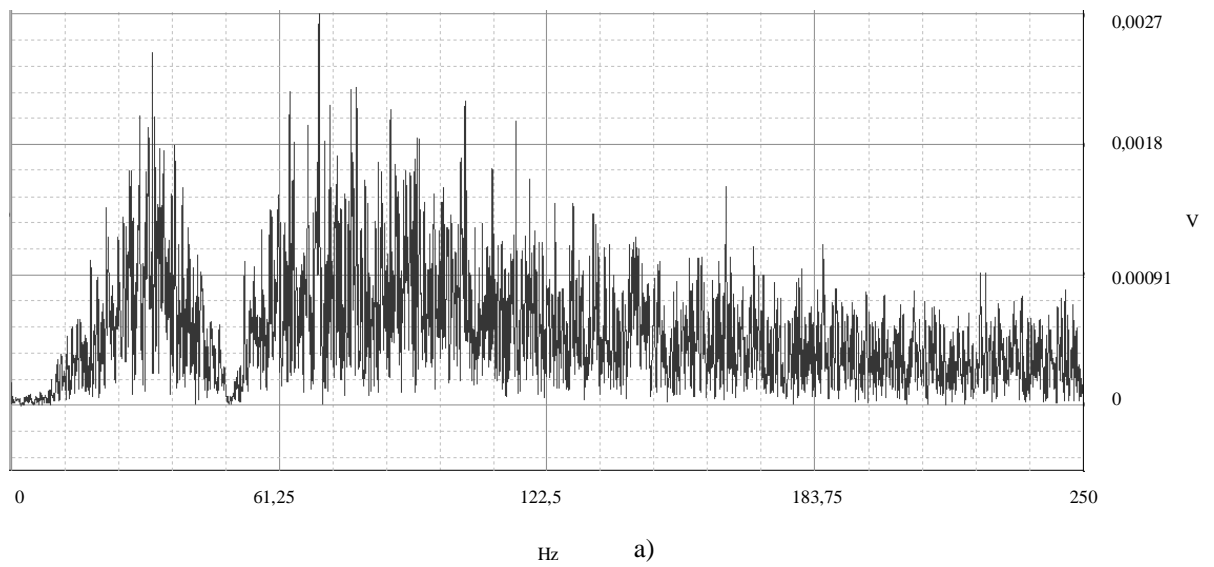


Figura 4.6 – Espectro de frequência correspondente a 30% da força máxima do voluntário recolhidos com:
 a) Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.

Através da análise da figura 4.6, pode-se constatar que os espectros do EMG obtidos com os dois equipamentos são similares entre si, sendo assim possível afirmar que os mesmos parecem ser comparáveis. É preciso ter em conta, que comparando o espectro do equipamento desenvolvido e o espectro oriundo do EMG do Biopac, estes à primeira vista parecem diferentes, uma vez que o espectro do equipamento desenvolvido acaba com um sinal muito reduzido ao contrário do espectro do EMG do Biopac. No entanto, esta diferença deve-se ao facto do espectro do EMG do Biopac não deixar passar o sinal acima dos 250 Hz, o que não sucede com o espectro do equipamento desenvolvido, que deixa passar o sinal até uma frequência de 500 Hz. Sendo assim, e comparando os dois espectros até uma frequência de 250 Hz, pode-se verificar que realmente são semelhantes.

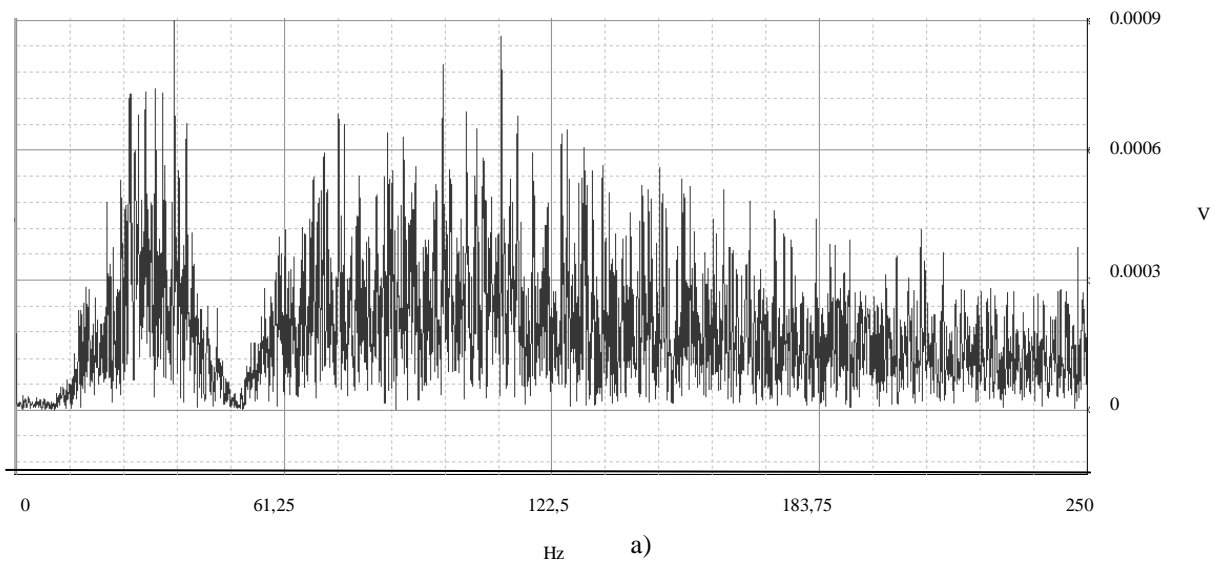


Figura 4.7- Espectro de frequência correspondente a 15% da força máxima do voluntário recolhidos com:
a) o Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.

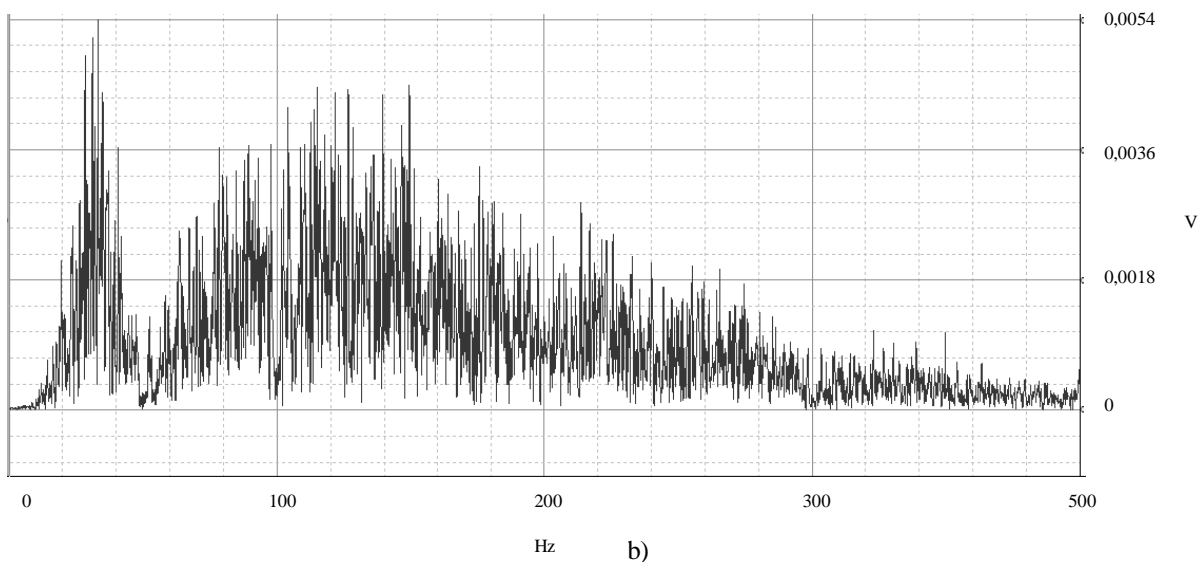


Figura 4.7- Espectro de frequência correspondente a 15% da força máxima do voluntário recolhidos com:
a) o Biopac MP36 Student Lab System e b) Equipamento Baseado em Placa de Aquisição.

Os espectros da figura 4.7, como os da figura 4.6, são similares entre si.

Em suma, podemos concluir que o equipamento desenvolvido está a adquirir EMG, uma vez que as características de ambos os equipamentos utilizados são semelhantes com o espectro típico de um EMG, apresentado no capítulo 2 secção 2.3.

Seguidamente são apresentados os resultados obtidos das recolhas efetuadas por ambos os equipamentos. No anexo A, são apresentadas tabelas com os valores de todos os cálculos efetuados até se chegar aos valores apresentados. Nas tabelas 4.1 e 4.2, são indicados os valores em percentagem que correspondem ao grau de diferença existente entre as médias dos valores obtidos pelos dois equipamentos, para o sexo masculino e feminino, respetivamente.

Tabela 4.1 – Percentagem do grau de diferença da média dos dados de ambos os equipamentos para o sexo masculino. Legenda:BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=16.

	EBPA	BSL	Percentagem que corresponde ao grau de diferença existente entre os valores
DP 30%	0,13711	0,13957	1,76%
DP 15%	0,06302	0,06509	3,18%
RMS 30%	0,14463	0,14833	2,49%
RMS 15%	0,06844	0,07008	2,34%

Tabela 4.2 – Percentagem do grau de diferença da média dos dados de ambos os equipamentos para o sexo feminino. Legenda:BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=15.

	EBPA	BSL	Percentagem que corresponde ao grau de diferença existente entre os valores
DP 30%	0,14469	0,14899	2,89%
DP 15%	0,06597	0,06454	2,17%
RMS 30%	0,15386	0,15462	0,49%
RMS 15%	0,07011	0,07020	0,13%

Como se pode verificar pelos resultados das tabelas 4.1 e 4.2, a percentagem de diferença entre os dados obtidos pelos dois equipamentos entre os sinais relativos dos indivíduos do sexo masculino e feminino não é significativa. Sendo assim, os dados vão ser analisados como um só, ou seja, não havendo distinção entre indivíduos de ambos os sexos.

Na figura 4.8 e 4.9 são apresentados os dados relativos ao cálculo do DP e do RMS para amostras emparelhadas.

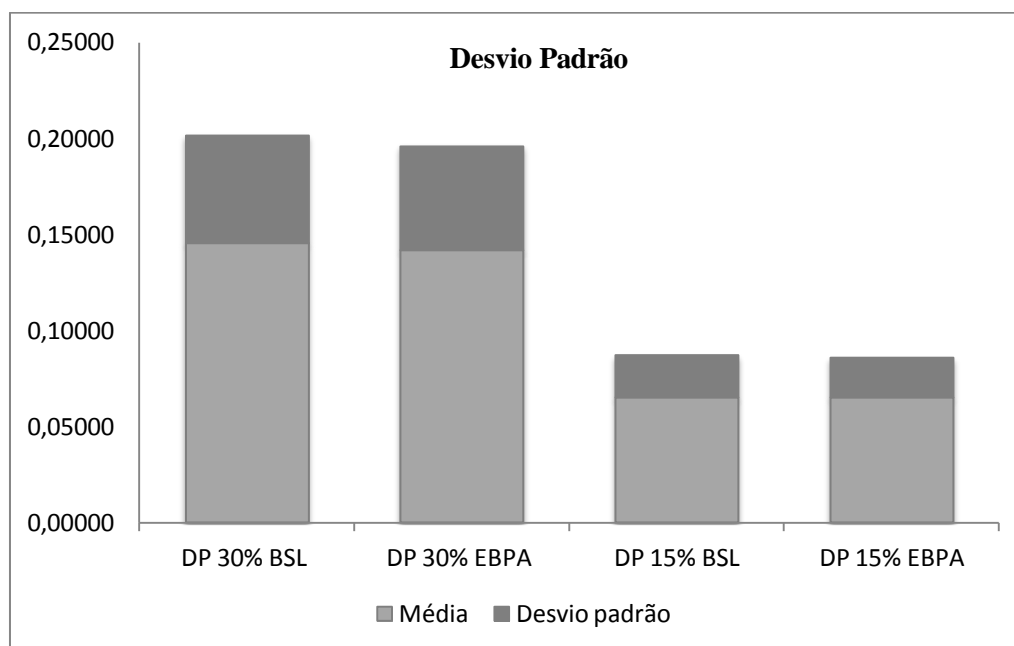


Figura 4.8 – Gráfico do desvio padrão. Legenda: DP – Desvio Padrão; BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=31.

Como se pode verificar na figura anterior, os valores de DP dos dois equipamentos, para diferentes percentagens de força, são muito idênticos, o que significa que existe uma conformidade na aquisição do EMG.

Sendo assim, o valor do DP do EMG para:

- a) 30% da força máxima recolhido com o equipamento BSL é $(0,145 \pm 0,057)$;
- b) 30% da força máxima recolhido com o equipamento EBPA é $(0,141 \pm 0,056)$;
- c) 15% da força máxima recolhido com o equipamento BSL é $(0,065 \pm 0,022)$;
- d) 15% da força máxima recolhido com o equipamento EBPA é $(0,065 \pm 0,021)$.

Desta forma, e tendo em conta os valores anteriores, pode-se constatar que não existe diferenças significativas entre os pares a) e b) e c) e d), uma vez que, ambos os pares, têm um valor de $p > 0,1$.

No entanto, para se poderem comparar estes resultados foi necessário realizar um ajuste dos valores do EBPA, pois estes eram bastante superiores em termos absolutos que os valores do BSL.

Esse ajuste consistiu, e o qual se pode visualizar através das tabelas no Anexo A, primeiramente, em fazer a média dos valores do DP da divisão entre o EBPA e o BSL da força dos 30% e dos 15%. Esse valor resultante é, posteriormente, utilizado para ajustar os valores do DP dos 30% e 15% da força do EBPA, calculando-se a divisão dos valores anteriores pelo valor resultante, dando assim um valor ajustado. O mesmo procedimento realizou-se para o RMS do EBPA.

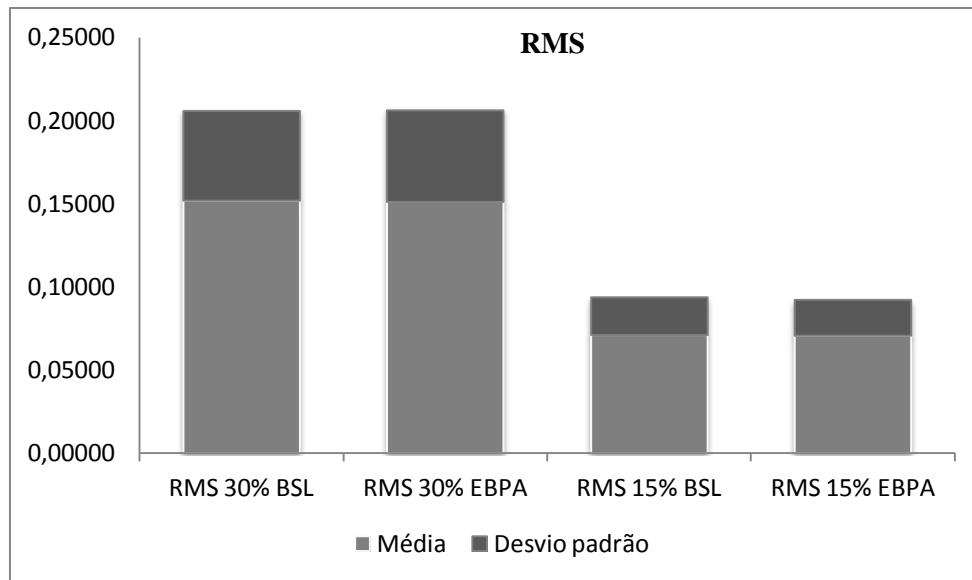


Figura 4.9- Gráfico do RMS. Legenda: RMS – Valor Eficaz; BSL - Biopac MP36 Student Lab System; EBPA- Equipamento Baseado em Placa de Aquisição: N=31.

Tendo em conta a figura 4.9, pode-se constatar que os valores do RMS de ambos os equipamentos são semelhantes entre si.

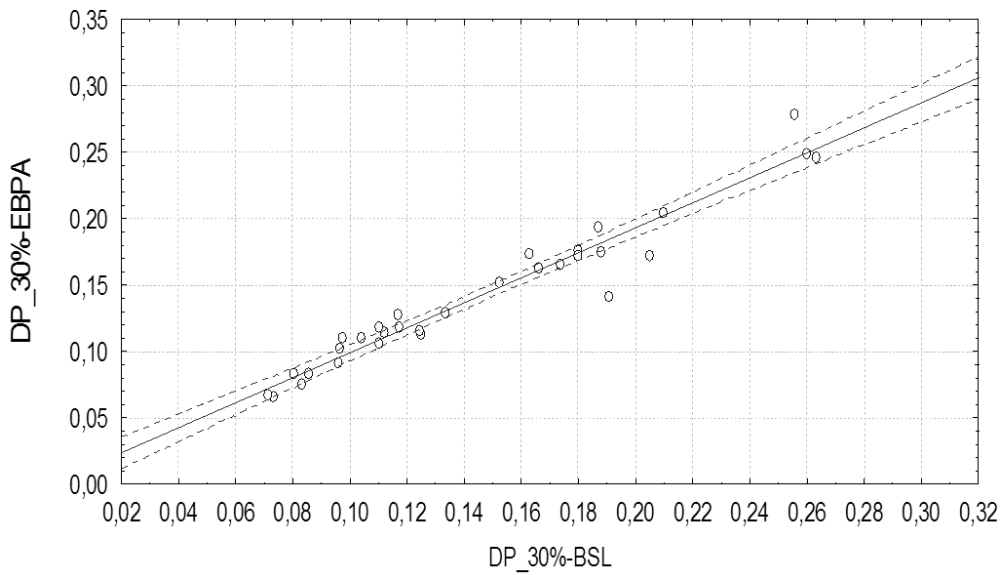
Deste modo, o valor do RMS do EMG para:

- a) 30% da força máxima recolhido com o equipamento BSL é $(0,151 \pm 0,055)$;
- b) 30% da força máxima recolhido com o equipamento EBPA é $(0,150 \pm 0,055)$;
- c) 15% da força máxima recolhido com o equipamento BSL é $(0,071 \pm 0,022)$;
- d) 15% da força máxima recolhido com o equipamento EBPA é $(0,071 \pm 0,021)$.

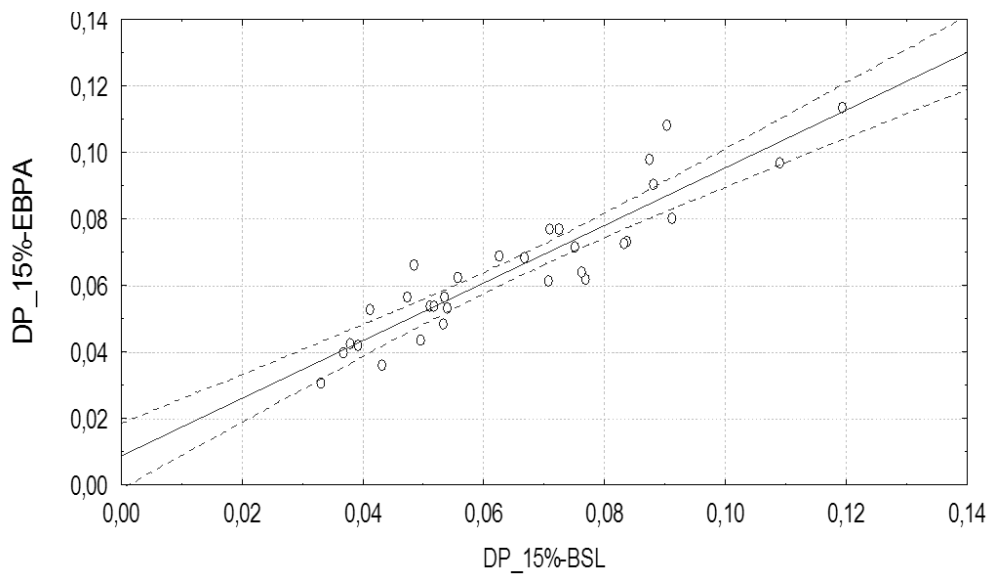
Assim, e tendo em conta os valores anteriores, pode-se verificar que não existem diferenças significativas entre os pares a) e b) e c) e d), pois estes apresentam um valor de $p > 0,1$.

Em suma, como não foram detetadas diferenças significativas entre os dados obtidos pelos dois equipamentos no que diz respeito ao DP e ao RMS, isto demonstra que ambos os equipamentos podem adquirir EMG independentemente um do outro e apresentar valores similares.

Para estas mesmas variáveis acima apresentadas foi também calculado o coeficiente de correlação de Pearson, o qual se pode visualizar nas figuras 4.10 e 4.11, e o $p < 0,001$.



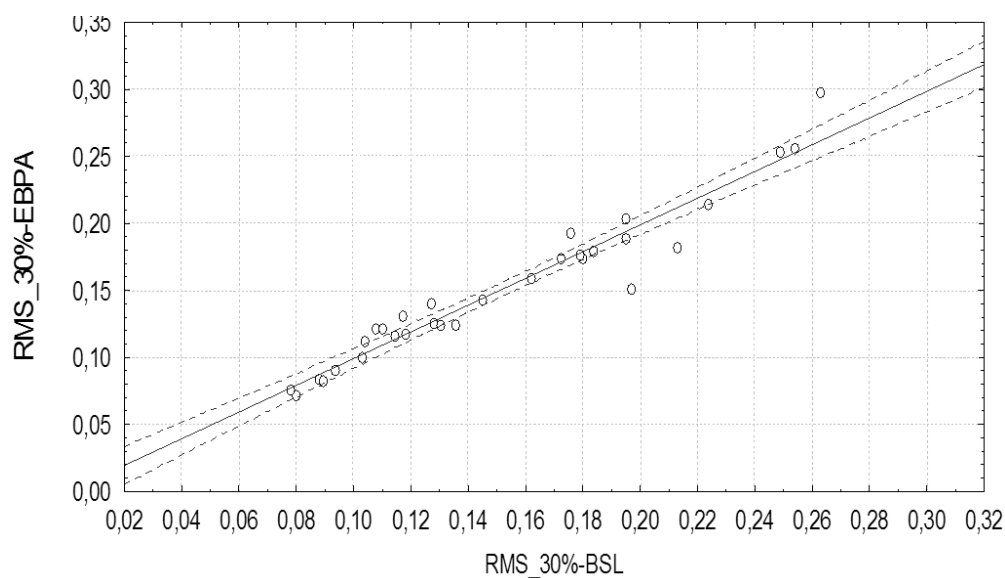
a)



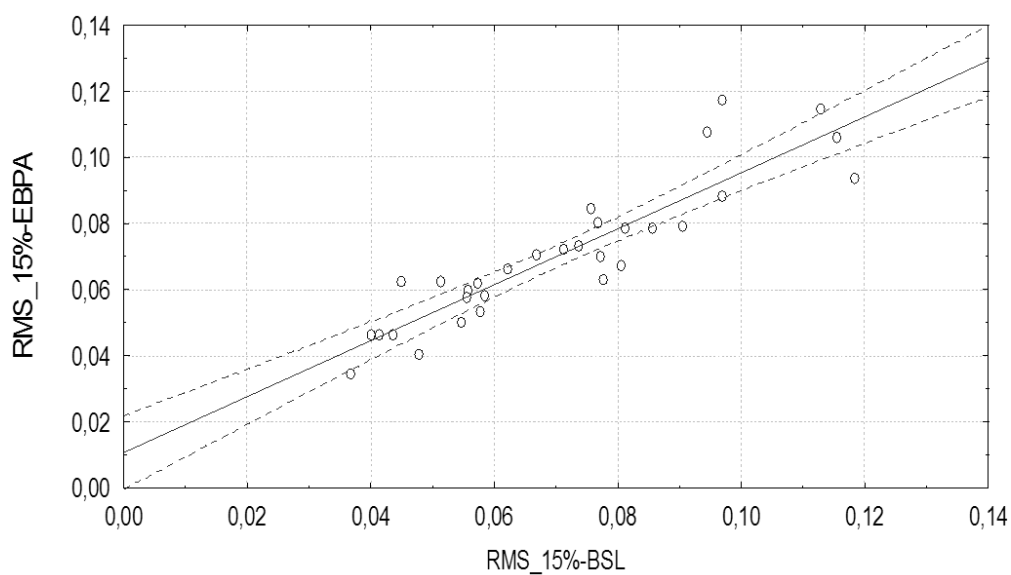
b)

Figura 4.10 – Gráfico representativo do coeficiente de correlação de Pearson do DP: a) a 30% e b) a 15% da força máxima.

Tendo em conta a figura anterior, verifica-se que existe uma grande homogeneidade de resultados. A nível dos valores de correlação ambos são muito próximo de 1, sendo $r = 0.971$ do gráfico a) e $r = 0.917$ do gráfico b) o que significa que existe uma correlação muito forte entre as duas variáveis [38].



a)



b)

Figura 4.11 - Gráfico representativo do coeficiente de correlação de Pearson do RMS: a) a 30 % e b) a 15% da força máxima

Na figura 4.11 sucede-se o mesmo que na figura anterior. Os valores do coeficiente de correlação de Pearson são similares aos da figura 4.10, sendo o $r = 0.968$ para o gráfico a) e $r = 0.906$ para o gráfico b). No entanto, este resultado confirma-se, uma vez que quando eram calculados os valores de DP, também eram calculados, no mesmo intervalo, os valores de RMS.

Comparando os dois gráficos das figuras 4.10 e 4.11, visualiza-se que o valor de correlação no gráfico b) é superior, embora não significativamente, em relação ao gráfico a). Isto pode dever-se ao facto dos voluntários não conseguirem controlar tão eficazmente a sua força, e por isso ocorrerem oscilações, o que consequentemente iria alterar os valores do DP e RMS; outra possibilidade pode ser a presença de mais ruído entre um momento e outro.

Para além das comparações descritas anteriormente, foi também avaliada a capacidade de ambos os equipamentos recolherem EMG correlacionado com a percentagem de força muscular produzida, recorrendo ao teste-t para amostras independentes.

Sendo assim, o valor de DP e do RMS do EMG para:

- a) 30% de força, DP sinal recolhido com o equipamento BSL é $(0,145 \pm 0,056)$;
- b) 30% de força, DP sinal recolhido com o equipamento EBPA é $(0,142 \pm 0,054)$;
- c) 15% de força, DP sinal recolhido com o equipamento BSL é $(0,065 \pm 0,022)$;
- d) 15% de força, RMS sinal recolhido com o equipamento EBPA é $(0,065 \pm 0,021)$;
- e) 30% de força, RMS sinal recolhido com o equipamento BSL é $(0,152 \pm 0,054)$;
- f) 30% de força, RMS sinal recolhido com o equipamento EBPA é $(0,151 \pm 0,055)$;
- g) 15% de força, RMS sinal recolhido com o equipamento BSL é $(0,071 \pm 0,023)$;
- h) 15% de força, RMS sinal recolhido com o equipamento EBPA é $(0,071 \pm 0,021)$.

Para os pares a) e c), b) e d), e) e g) e f) e h) constatou-se que existem diferenças significativas, pois estes pares apresentavam valores de $p < 0,001$.

Como se pode concluir através dos valores apresentados para a análise de amostras independentes, ambos os equipamentos apresentam um EMG significativamente correlacionado com a percentagem de força máxima produzida, evidenciando a sua capacidade de recolha deste tipo de sinal.

5.1. Conclusões

Durante o período da dissertação de mestrado foi desenvolvido e testado um equipamento de medição e registo de EMG. O equipamento é baseado em placa de aquisição NI de baixo custo, tendo sido desenvolvido o andar de pré-condicionamento de sinal, bem como o *software* necessário para o processamento digital do sinal.

Os resultados verificados durante os ensaios efetuados permitiram avaliar a sua funcionalidade dentro dos parâmetros aceitáveis para este tipo de sinal, nomeadamente a relação de sinal-ruído e de gama de frequência.

Com a realização deste trabalho, pode-se concluir que o Equipamento Baseado em Placa de Aquisição foi desenvolvido com sucesso, uma vez que este possibilita uma visualização do EMG.

Através da observação das imagens do EMG e do espectro de frequência, pode constatar-se que o equipamento desenvolvido adquire EMG, pois este apresenta um sinal visualmente semelhante ao do Biopac e o seu espectro de frequência é semelhante a um espectro típico de EMG.

Conclui-se ainda que, não existem diferenças significativas entre sinais do sexo masculino e feminino, tendo assim os dados sido tratados como um todo e não separadamente.

Usando dois dos parâmetros estatísticos comumente utilizados para análise de EMG, DP e RMS, verificou-se que os valores obtidos eram similares, o que contribui para se verificar que ambos os equipamentos adquirem EMG semelhantemente. Acresce que ambos os equipamentos apresentaram resultados idênticos no que respeita à relação entre o nível de atividade muscular e a amplitude do EMG.

Pode-se também constatar que através da realização do teste-t, pode-se concluir que não existem diferenças significativas relativamente à recolha do EMG pelos dois equipamentos, uma vez que, considerando as amostras emparelhadas, $p > 0,1$ e considerando amostras independentes, $p < 0,001$.

Relativamente aos valores do coeficiente de correlação de Pearson, estes valores situam-se entre os 90% e os 97% e possuem um valor de $p > 0,001$, o que indica que existe uma muito boa correlação entre os dados recolhidos entre ambos os equipamentos.

5.2. Trabalhos futuros

Para trabalhos futuros, poder-se-ia alterar algumas componentes do protótipo, tais como, os amplificadores ou a fonte de alimentação do sistema.

Poder-se-ia também, testar o equipamento desenvolvido através da recolha de outro tipo de sinais biológicos, nomeadamente o sinal eletrocardiográfico ou o sinal eletroencefalográfico, que sendo o que apresenta uma amplitude de sinal mais baixa (na ordem dos microvolts) é o mais difícil de isolar, dificultando assim a eliminação do ruído existente.

Outra sugestão seria, através dos valores do DP e do RMS saber qual a força que o voluntário realizou quando fez a recolha do EMG. Este tipo de estudo seria vantajoso para avaliar a força que um atleta exerce quando bate numa bola, por exemplo, durante a prática de ténis ou de outro desporto semelhante.

CAPÍTULO 6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Souza G., “Desenvolvimento de Instrumentação e Metodologia Relativas à Actividade de Aquisição, Processamento e Intrepretação de Sianis Eletromiográficos de Superfície,” *Universidade de Brasília*, 2006.
- [2] Winter D., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.*, Nova Iorque: John Wiley & Sons Inc., 1990.
- [3] Enoka R. M., *Bases neuromecânicas da cinesiologia.*, São Paulo, 2000.
- [4] Amadio A., *Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano.*, Sao Paulo, 1996.
- [5] Robinson A., *Eletrofisiologia clínica*, Porto Alegre, 2001.
- [6] Guyton W., *Fisiologia Médica.*, Rio de Janeiro, 2002.
- [7] Konrad P., *The Abc of EMG;*, USA: Noraxon Inc., 2005.
- [8] Chadwaterbury, “The Science of Motor Unit Recruitment Part 1,” 19 Dezembro 2010. [Online]. Available: <http://chadwaterbury.com/the-science-of-motor-unit-recruitment-part-1/>. [Acedido em Março 2012].
- [9] Basmajian J., “*Muscles Alive: Their functions Revealed by Eletromyography.*,” USA, 1997.
- [10] De Luca C. J., “*Surface Electromyography: detection and recording.*,” DelSys Inc., 2002.
- [11] Hiroshi E., “Gender differences in hand stability of normal young people assessed at low force levels,” vol. 54, 2011.
- [12] “Desvio Padrão,” [Online]. Available: <http://stat2.med.up.pt/cursop/glossario/dpadrao.html>. [Acedido em Agosto 2012].

- [13] Wikipédia, “Valor Eficaz,” Junho 2012. [Online]. Available: http://pt.wikipedia.org/wiki/Valor_eficaz. [Acedido em Agosto 2012].
- [14] Wellington B., “Decomposição e Análise De Sinais Eletromiográficos,” Universidade Federal da Uberlândia, 2008.
- [15] Kasi P., “Characterization of Motor Unit Discharge Rate in Patients with Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS),” Worcester Polytechnic Institute, 2009.
- [16] Hermens J., “Development of Recommendations for SEMG Sensor and Sensor Placement procedures,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, pp. 361-374, 2000.
- [17] Webster J. G., “Medical Instrumentation - Application and Design,” John Wiley & Sons Inc., 2010, p. 4ª edição.
- [18] Ocarino J., “Eletromiografia: Interpretação e Aplicações nas Ciências da Reabilitação,” *Fisioterapia Brasil*, vol. 6, 2005.
- [19] “Electromyograph,” Merriam-Webster, Inc., 2012. [Online]. Available: <http://www.merriam-webster.com/dictionary/electromyograph>. [Acedido em Abril 2012].
- [20] Corporation, E. “Electromyograph,” [Online]. Available: <http://eecindia.tripod.com/emgPF.htm>. [Acedido em Abril 2012].
- [21] Hospital N., “EMG Photo Gallery,” [Online]. Available: <http://www.npistanbul.com/v3/en/gallery.php?gid=16>. [Acedido em Abril 2012].
- [22] Health F., “Myotrac 60 Hz,” [Online]. Available: <http://www.futurehealth.org/populum/pageproduct.php?f=Myotrac-60Hz-051408-98.html>. [Acedido em Abril 2012].
- [23] Ids, “PHYWE Electromyograph,” [Online]. Available: <http://www.inds.co.uk/phywe/electromyography.htm>. [Acedido em Abril 2012].
- [24] Biopac, “Biopac MP 36,” [Online]. Available: <http://www.biopac.com/upgrade-mp-36-system-mac>. [Acedido em Abril 2012].
- [25] Biopac. [Online]. Available: <http://www.biopac.com/lead-set-shielded-bsl>. [Acedido em Abril 2012].
- [26] Gonçalves A., “Sistemas de Controle de Dispositivos de Eletromiografia,” Centro Universitário Positivo (Curitiba), 2007.

- [27] National Instruments, “NI USB-6009,” Alemanha.
- [28] Cinel, “Aquisição de dados com módulo USB 6009,” [Online]. Available: <http://www.cinelformacao.com/labview/files/usb6008/usb6008intro.htm>. [Acedido em Agosto 2012].
- [29] Corporation B., “Instrumentation Amplifiers (INA 128/INA 129),” USA, 1996.
- [30] Texas Instruments, “Op Amps For Everyone,” 2002.
- [31] A. C., “Filtros e Equalizadores,” [Online]. Available: <http://alvaroneiva.site.br.com/filteq2.htm>. [Acedido em Agosto 2012].
- [32] “Operational amplifier / Op Amp Notch Filter Circuit,” [Online]. Available: http://www.radio-electronics.com/info/circuits/opamp_notch_filter/opamp_notch_filter.php. [Acedido em Março 2012].
- [33] National S. Corporation, “LM741 Operational Amplifier,” USA, 1994.
- [34] Texas I. Incorporated, “Low-Power JFet-Input Operational Amplifiers (TL064),” Texas, 2002.
- [35] National S. Corporation, “LF351 Wide Bandwidth JFet Input Operational Amplifier,” USA, 1995.
- [36] Texas I. Incorporated, “JFet-Input Operational Amplifiers (TL084),” Texas, 1999.
- [37] Dias, D. “Teorema de Nyquist,” [Online]. Available: <http://finalstr.blogspot.pt/2010/08/teorema-de-nyquist.html>. [Acedido em Agosto 2012].
- [38] Proakis, K. “Digital signal processing:principles, algorithms and applications.,” Prentice-Hall, 1996.

Anexo A

Nas tabelas que se seguem são apresentados os calculados efetuados para obter-se os valores do DP e do RMS presentes nas figuras 4.8 e 4.9. Todos os cálculos foram feitos no *software* Microsoft Excel.

Tabela 1 – Tabela com os dados do DP dos voluntários do sexo masculino (M).

Sexo	Idade	Força máxima (Kg)	DP 30% BSL (a)	DP 30% EBPA (b)	C= b/a	DP 15% BSL (d)	DP 15% EBPA (e)	F= e/d
M1	42	38	0,18766	0,53023	2,82545	0,08799	0,27421	3,11653
M2	25	58	0,20948	0,61992	2,95928	0,09022	0,32877	3,64397
M3	22	40	0,11205	0,34637	3,09109	0,05396	0,16190	3,00043
M4	20	35	0,09613	0,31054	3,23053	0,04110	0,16018	3,89701
M5	19	40	0,08027	0,25378	3,16149	0,05100	0,16320	3,20021
M6	20	40	0,17975	0,53450	2,97361	0,07235	0,23419	3,23675
M7	21	38	0,19065	0,43063	2,25875	0,07678	0,18739	2,44076
M8	28	52	0,09588	0,27662	2,88516	0,05322	0,14631	2,74939
M9	46	45	0,09741	0,33371	3,42579	0,05576	0,18884	3,38660
M10	44	43	0,12465	0,34258	2,74833	0,04954	0,13166	2,65776
M11	24	50	0,16270	0,52576	3,23145	0,09122	0,24339	2,66823
M12	61	35	0,07290	0,19862	2,72460	0,03309	0,09368	2,83068
M13	28	60	0,17358	0,50436	2,90565	0,08357	0,22244	2,66161
M14	21	35	0,08540	0,25373	2,97123	0,04315	0,11024	2,55481
M15	41	33	0,11708	0,35757	3,05412	0,07062	0,18599	2,63372
M16	40	65	0,17984	0,52206	2,90299	0,06672	0,20730	3,10686
Média			0,13957		2,98047	0,06509		2,96990
Desvio Padrão			0,05404			0,02111		

Tabela 2- Tabela com os dados do RMS dos voluntários do sexo masculino.

Sexo	Idade	Força máxima (Kg)	RMS 30% BSL (g)	RMS 30% EBPA (h)	I= h/g	RMS 15% BSL (j)	RMS 15% EBPA (l)	M= l/j
M1	42	38	0,17552	0,51036	2,90765	0,09446	0,28530	3,02029
M2	25	58	0,22369	0,56376	2,52029	0,09683	0,30906	3,19167
M3	22	40	0,11814	0,30976	2,62201	0,05832	0,15353	2,63264
M4	20	35	0,10420	0,29359	2,81763	0,04492	0,16500	3,67300
M5	19	40	0,08807	0,22055	2,50431	0,05575	0,15824	2,83839
M6	20	40	0,18394	0,47185	2,56521	0,07680	0,21183	2,75820
M7	21	38	0,19706	0,39932	2,02635	0,08058	0,17786	2,20716
M8	28	52	0,10297	0,26231	2,54741	0,05773	0,14113	2,44466
M9	46	45	0,10763	0,32090	2,98148	0,06225	0,17431	2,80006
M10	44	43	0,13566	0,32821	2,41939	0,05457	0,13169	2,41323
M11	24	50	0,17238	0,45812	2,65757	0,09688	0,23231	2,39803
M12	61	35	0,07992	0,18990	2,37613	0,03676	0,09098	2,47529
M13	28	60	0,18013	0,45826	2,54400	0,08563	0,20784	2,42705
M14	21	35	0,09355	0,23806	2,54461	0,04781	0,10603	2,21782
M15	41	33	0,33144	0,12518	2,59039	0,07757	0,16559	2,13463
M16	40	65	0,49807	0,18811	2,55652	0,07358	0,19378	2,63348
Média			0,14833		2,59742	0,07008		2,62912
Desvio Padrão			0,05460			0,02158		

Tabela 3 – Tabela com os dados do DP dos voluntários do sexo feminino (F).

Sexo	Idade	Força máxima (Kg)	DP 30% BSL (n)	DP 30% EBPA (o)	P= o/n	DP 15% BSL (q)	DP 15% EBPA (r)	S= r/q
F1	23	26	0,25026	0,73818	2,94967	0,09376	0,25587	2,63514
F2	23	28	0,11689	0,38770	3,31689	0,05348	0,17154	3,20755
F3	23	23	0,25981	0,75532	2,90716	0,11937	0,34427	2,88401
F4	19	26	0,10994	0,35907	3,26599	0,04736	0,17101	3,61067
F5	29	40	0,18680	0,58925	3,15440	0,07095	0,23461	3,30662
F6	22	33	0,13353	0,39119	2,92965	0,04851	0,20168	4,15739
F7	22	35	0,10993	0,32102	2,92019	0,05175	0,16309	3,15136
F8	46	26	0,12454	0,35066	2,81574	0,07619	0,19517	2,56173
F9	23	27	0,10376	0,33556	3,23407	0,03682	0,12144	3,29830
F10	18	22	0,08330	0,22858	2,74410	0,03784	0,12861	3,39857
F11	22	26	0,20480	0,52289	2,55319	0,08313	0,22028	2,64968
F12	19	26	0,07134	0,20235	2,83637	0,03920	0,12747	3,25179
F13	23	30	0,16585	0,49423	2,98004	0,07503	0,21716	2,89439
F14	24	25	0,26302	0,74831	2,84505	0,08740	0,29758	3,40497
F15	21	26	0,15234	0,46203	3,03284	0,06245	0,20920	3,34975
Média			0,14899		2,96683	0,06354		3,223334
Desvio Padrão			0,06041			0,02339		

Tabela 4- Tabela com os dados do RMS dos voluntários do sexo feminino.

Sexo	Idade	Força máxima (Kg)	RMS 30% BSL (t)	RMS 30% EBPA (u)	V= u/t	RMS 15% BSL (x)	RMS 15% EBPA (y)	Z= y/x
F1	23	26	0,21372	0,53727	2,51387	0,09386	0,27567	2,93716
F2	23	28	0,12736	0,36923	2,89908	0,05727	0,16341	2,85355
F3	23	23	0,24893	0,66663	2,67797	0,11276	0,30265	2,68407
F4	19	26	0,11733	0,34462	2,93719	0,05126	0,16532	3,22534
F5	29	40	0,19481	0,53746	2,75889	0,07557	0,22271	2,94720
F6	22	33	0,14514	0,37631	2,59268	0,06682	0,18633	2,78859
F7	22	35	0,11443	0,30532	2,66821	0,05551	0,15235	2,74472
F8	46	26	0,13057	0,32830	2,51435	0,07714	0,18395	2,38469
F9	23	27	0,11028	0,31853	2,88834	0,04012	0,12265	3,05691
F10	18	22	0,08951	0,21683	2,42228	0,04138	0,12239	2,95763
F11	22	26	0,21314	0,48085	2,25601	0,09046	0,20841	2,30394
F12	19	26	0,07808	0,19933	2,55289	0,04368	0,12273	2,80983
F13	23	30	0,17893	0,46550	2,60151	0,08117	0,20788	2,56100
F14	24	25	0,25415	0,67369	2,65071	0,11840	0,24715	2,08733
F15	21	26	0,16201	0,42066	2,59654	0,07127	0,19087	2,67805
Média			0,15462		2,64405	0,07020		2,72020
Desvio Padrão			0,05614			0,02471		

De seguida, fez-se a média das médias das colunas C, F, I, M, P, S V e Z dando um valor médio de DP igual a 3,0343 e um valor médio de RMS igual a 2,64491. Esses valores serviram para ajustar os valores do EBPA, fazendo-se a divisão dos valores de 30% e 15% por esse valor resultante da média, como se pode verificar na tabela 5 e 6.

Tabela 5 - Valores ajustados do EBPA para os indivíduos do sexo masculino.

Sexo	Idade	Força máxima (Kg)	DP 30% EBPA ajustado	DP 15% EBPA ajustado	RMS 30% EBPA ajustado	RMS 15% EBPA ajustado
M1	42	38	0,17476	0,09038	0,19296	0,10787
M2	25	58	0,20432	0,10836	0,21315	0,11685
M3	22	40	0,11416	0,05336	0,11711	0,05805
M4	20	35	0,10235	0,05279	0,11100	0,06239
M5	19	40	0,08365	0,05379	0,08339	0,05983
M6	20	40	0,17617	0,07719	0,17840	0,08009
M7	21	38	0,14193	0,06176	0,15098	0,06725
M8	28	52	0,09117	0,04822	0,09917	0,05336
M9	46	45	0,10999	0,06224	0,12133	0,06591
M10	44	43	0,11291	0,04339	0,12409	0,04979
M11	24	50	0,17329	0,08022	0,17321	0,08783
M12	61	35	0,06547	0,03088	0,07180	0,03440
M13	28	60	0,16624	0,07332	0,17326	0,07858
M14	21	35	0,08363	0,03633	0,09001	0,04009
M15	41	33	0,11785	0,06130	0,12531	0,06261
M16	40	65	0,17207	0,06833	0,18831	0,07327
Média			0,13711	0,06302	0,14463	0,06844
Desvio Padrão			0,05540	0,02079	0,05747	0,02187

Tabela 6 - Valores ajustados do EBPA para os indivíduos do sexo feminino.

Sexo	Idade	Força máxima (Kg)	DP 30% EBPA ajustado	DP 15% EBPA ajustado	RMS 30% EBPA ajustado	RMS 15% EBPA ajustado
F1	23	26	0,24330	0,08433	0,20313	0,10423
F2	23	28	0,12778	0,05654	0,13960	0,06178
F3	23	23	0,24895	0,11347	0,25204	0,11443
F4	19	26	0,11835	0,05637	0,13030	0,06250
F5	29	40	0,19421	0,07732	0,20321	0,08420
F6	22	33	0,12893	0,06647	0,14228	0,07045
F7	22	35	0,10581	0,05375	0,11544	0,05760
F8	46	26	0,11558	0,06433	0,12412	0,06955
F9	23	27	0,11060	0,04003	0,12043	0,04637
F10	18	22	0,07534	0,04239	0,08198	0,04627
F11	22	26	0,17234	0,07260	0,18180	0,07880
F12	19	26	0,06669	0,04201	0,07536	0,04640
F13	23	30	0,16290	0,07157	0,17600	0,07859
F14	24	25	0,24664	0,09808	0,25471	0,09344
F15	21	26	0,15228	0,06895	0,15904	0,07217
Média			0,14469	0,06597	0,15386	0,07011
Desvio Padrão			0,05580	0,02082	0,05488	0,01927

Por fim, e de modo a se obter os dados das figuras 4.8 e 4.9, fez-se a média aritmética dos resultados do desvio padrão e da média dos indivíduos de ambos os sexo para os dois equipamentos e para ambas as forças, como se pode observar na tabela 7.

Tabela 7 – Valores da média e do desvio padrão do DP e do RMS, representados nas figuras 4.8 e 4.9.

	DP 30% BSL	DP 30% EBPA	DP 15% BSL	DP 15% EBPA	RMS 30% BSL	RMS 30% EBPA	RMS 15% BSL	RMS 15% EBPA
Média	0,145	0,141	0,065	0,065	0,151	0,150	0,071	0,071
Desvio Padrão	0,057	0,056	0,022	0,021	0,055	0,055	0,023	0,021