



Marcos Gabriel dos Santos Rodrigues

Mestrado em Engenharia Biomédica

**Desenvolvimento de um mecanismo de
biofeedback para controlo motor**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Ricardo Vigário, Professor Auxiliar
Convidado, Universidade Nova de Lisboa
Co-orientador: José Constantino Ferreira, Professor
Auxiliar, Universidade Nova de Lisboa

Desenvolvimento de um mecanismo de *biofeedback* para controlo motor

Copyright © Marcos Gabriel dos Santos Rodrigues, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

{Agradecimentos}

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, Ricardo Vigário, por me ter aceite para trabalhar com ele neste tema, por me ter introduzido ao tema com toda a paciência do mundo e por me ter ajudado sempre da melhor maneira que conseguia, tendo sempre diversas soluções para quando aparecia um problema. Um enormíssimo obrigado também ao meu co-orientador, José Ferreira, por me ter ajudado com tudo o que envolvia a parte de instrumentação. Queria agradecer também à professora Carla Quintão, pelo interesse demonstrado pela minha tese, pela ajuda fornecida para a mesma e por organizar as reuniões semanais de grupo, onde pude mostrar os avanços da minha tese e onde pude discutir a direcção que esta estava a levar ou deveria levar.

Gostaria de agradecer ao senhor Mesquita e ao senhor Afonso por terem sido incansáveis sempre que eu precisei de ajuda com a parte de instrumentação e por terem despendido algum do seu tempo de trabalho para me ajudarem.

Um enorme agradecimento aos meus pais por todo o apoio e incentivo que me deram ao longo dos anos, que foi essencial para chegar onde cheguei. Obrigado aos meus amigos, especialmente ao Miguel Moraes, Alexandre Mogário, João Bernardo Sousa, Pedro Duarte, Hugo Santos e Adriana Picareta por terem estado comigo para me animar nos momentos mais stressantes da vida de faculdade e por me mostrarem que os amigos de faculdade são para a vida. Por último, não poderia passar sem agradecer à minha namorada, Íris Mateus, por todo o apoio e ânimo e por ter acreditado nas minhas capacidades mesmo quando eu próprio duvidei delas.

{Resumo}

Neste mundo de tecnologia avançada há algo que sempre nos intrigou e até hoje carece de respostas concretas: o entendimento do processamento cerebral. Entre os muitos estudos sobre a mente e o cérebro, foi proposto que a comunicação no cérebro possa, de alguma maneira, estar relacionada com fenómenos de sincronia encontrados entre sinais provenientes de diferentes áreas do cérebro e entre estas e os músculos.

O presente trabalho vem como uma continuação de três teses que se focaram principalmente em medir sinais fisiológicos (EEG e EMG), desenvolvendo algoritmos que podiam comparar ambos os sinais e analisar a sincronia entre eles. Estes sinais foram medidos enquanto o sujeito contraía os dedos indicador e polegar, num movimento de pinça. Para controlar o processo e dar um grau de resistência ao movimento, dois aparelhos foram utilizados: uma mola de roupa normal e uma mola especial com um medidor de pressão. Uma das teses mencionadas acima sugeriu que a sincronia era mais prevalente durante os estágios de controlo do movimento, ou seja, os momentos correspondentes a mudanças entre contracção e relaxação e vice-versa. Descobriu-se que os actuadores (molas) tinha demasiada histerese, isto é, quando pressionados, o movimento não era tão fluido como deveria ser e o actuador reagia de forma diferenciada durante os períodos de contracção e de relaxação.

De maneira a resolver os problemas descritos acima, assim como aumentar os momentos de controlo motor nos testes executados, duas soluções foram pensadas. Um jogo parecido com “Flappy Bird” foi programado, onde o movimento do cursor é controlado pela força aplicada no actuador (sistema de *biofeedback*). Isto assegura que o sujeito controla a experiência e permite-o aplicar a força que quiser no actuador. Para resolver o problema da histerese, foi contruído um actuador feito com uma mola de escritório e extensómetros.

Concluiu-se que o actuador construído apresenta imensas melhorias em relação aos anteriores, permitindo ao utilizador um movimento muito mais fluido e um maior controlo da força aplicada neste.

Palavras-chave: *biofeedback*, histerese, controlo motor, sincronia

{Abstract}

In this technological advanced world there is something that has always intrigued us and until today lacks concrete answers: the understanding of cerebral processing. From the many studies about the mind and the brain it has been proposed that the communication in the brain may, in some way, be related with synchrony phenomena found between brain areas and between those and the muscles.

The current work comes as a continuation to three theses that focused, mainly, in measuring physiological signals (EEG and EMG), developing algorithms that could compare both signals and analysing the synchrony between them. These signals were measured while the subject pressed together with his index and thumb fingers. To control the process and give a degree of resistance to the movement, two devices were used: a regular clothes peg and a special spring with an attached pressure gage. One of the aforementioned theses suggested that synchrony was prevalent during the controlling stages of the movements, the moments corresponding to changes between contraction and relaxation and vice-versa. It was found that the actuators (springs) used had too much hysteresis, that is, when pressed, the movement was not as smooth as it should be and the actuator would react differently during contraction and relaxation periods.

In order to solve the problems described above, as well as tune the experiment to be more sensitive to periods of motor control, two solutions were considered. A game similar to “Flappy Bird” was designed, where the cursor movement is controlled by the force applied to the actuator (biofeedback system). It ensures that the subject controls the experiment, and may apply the force to the actuator at his/her desire. To solve the hysteresis problem, an actuator was built, made from a binder clip and extensometers.

It was concluded that the actuator built has a lot of improvements when compared to the previous ones, having a smoother movement and allowing the user to have a better control of the force applied to the actuator.

Keywords: biofeedback, hysteresis, motor control, synchrony

{Conteúdo}

1. Introdução	1
1.1. Objectivos	1
1.2. Contextualização	2
1.2.1. Enquadramento Geral.....	2
1.2.2. Enquadramento Local	3
1.3. Constrangimentos.....	7
1.3.1. Actuador	7
1.3.2. Controlo.....	8
1.4. Estrutura da Tese.....	9
2. Conceitos Teóricos	11
2.1. Conceitos de Fisiologia	11
2.1.1. Transmissão de informação neuronal.....	11
2.1.2. Sistema Nervoso.....	13
2.2. Conceitos de Instrumentação	14
2.2.1. Electroencefalografia	14
2.2.2. Electromiografia.....	15
2.2.3. Sincronia.....	16
2.2.4. Histerese	18
2.2.5. <i>Biofeedback</i>	19
3. Materiais e Métodos	21
3.1. Actuador.....	21
3.1.1. Mola	21
3.1.2. Extensómetros	23
3.2. Componentes Electrónicos.....	23
3.2.1. Ponte de Wheatstone	23
3.2.2. Integrado AD620.....	24
3.2.3. <i>Arduino</i>	25
3.3. Controlo por <i>Biofeedback</i>	27
3.3.1. <i>Unity</i> ®	27
3.3.2. O Jogo	28
4. Resultados	31
4.1. Actuador.....	31
4.2. Montagem electrónica.....	33

4.3.	<i>Keep Control</i>	37
4.4.	Sinal do novo actuador	39
4.5.	Aquisição de EMG enquanto se utiliza o novo actuador	40
5.	Discussão de Resultados	43
5.1.	Análise do sinal do novo actuador	43
5.2.	Comparação entre os sinais de EMG e do actuador	45
6.	Conclusão	49
6.1.	Conselhos para continuação da tese	49
	Bibliografia	51
	Anexos	53

{Índice de Figuras}

Figura 1.1 - Plano dos quatro pontos fulcrais do estudo	2
Figura 1.2 - Movimento de pinça utilizado sobre o actuador enquanto se adquire os sinais de EEG e EMG	5
Figura 1.3 - Molas utilizadas na execução do movimento nas teses anteriores: (a) Mola normal. (b) Mola especial	7
Figura 2.1 - Potencial de acção	12
Figura 2.2 - Divisão do córtex em lobos	14
Figura 2.3 - Sistema 10/20 para a colocação dos eléctrodos no escalpe	15
Figura 2.4 - Posição dos eléctrodos utilizados nesta tese	16
Figura 2.5 - Duas diferentes formas de sincronia entre osciladores. (a) Sincronia em fase. (b) Sincronia em anti-fase	18
Figura 3.1 - Actuadores considerados para utilização nesta tese	22
Figura 3.2 - Ponte de Wheatstone	24
Figura 3.3 - Integrado AD620	25
Figura 3.4 - Placa de Arduino	26
Figura 3.5 - <i>Software ConForce</i>	29
Figura 3.6 - <i>BioPlux</i> e conjunto de eléctrodos utilizados na aquisição de EMG	30
Figura 4.1 - Actuador criado nesta tese	33
Figura 4.2 - Montagem electrónica necessária à amplificação do sinal: 1. Divisor de tensão; 2. Ponte de Wheatstone; 3. Integrado AD620	34
Figura 4.3 - Ponte de Wheatstone utilizada na tese	35
Figura 4.4 - Amplificador com discriminação das entradas	35
Figura 4.5 - Montagem completa desde a saída do sinal do actuador à chegada ao computador. 1. Actuador; 2. Montagem electrónica; 3. Arduino	36
Figura 4.6 - Jogo programado para <i>biofeedback</i> . (a) Cursor. (b) <i>Gate</i>	38
.....	
Figura 4.7 - Sinal do novo actuador visualizado no <i>ConForce</i>	40
Figura 4.8 - Sinal de EMG obtido enquanto se utilizava o novo actuador	41
Figura 4.9 - Sinal obtido pelo actuador enquanto se efectuava uma aquisição de EMG	41
Figura 5.1 - <i>Software ConForce</i> com um sinal feito pela mola especial	43
Figura 5.2 - Sinal obtido pelo novo actuador no <i>ConForce</i> com as devidas zonas de interesse assinaladas	44

{Lista de Siglas e Acrónimos}

FCT Faculdade de Ciências e Tecnologias

EEG electroencefalografia

EMG electromiografia

PCA análise de componentes principais

ICA análise de componentes independentes

RPA análise de referência de fase

PLF *phase locking factor*

SNC sistema nervoso central

SNP sistema nervoso periférico

IPO Instituto Português de Oncologia

ECG electrocardiograma

EDA actividade dermoeléctrica

Capítulo 1

{Introdução}

Este capítulo visa introduzir o leitor aos objectivos da tese e ao seu estado da arte. O estado da arte está dividido no enquadramento geral (estudos realizados por todo o mundo) e pelo enquadramento local (teses de mestrado precedentes a esta, realizadas na Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa). É ainda apresentada a estrutura da tese por capítulos e temas.

1.1. Objectivos

O objectivo principal deste estudo é poder comprovar o importantíssimo papel dos fenómenos de sincronia na comunicação entre o sistema nervoso central e o periférico, bem como entre diversas partes do cérebro.

As teses realizadas anteriormente dispõem de resultados aceitáveis e de acordo com o esperado, porém, também existem muitos resultados que contrariam aquilo que a literatura diz. Prevê-se que estes resultados contrários tenham a ver com problemas dos algoritmos utilizados para verificar a existência de sincronia ou problemas no pré-processamento dos sinais electrofisiológicos. Assim que estes problemas forem resolvidos, tornar-se-á muito mais fácil atingir as metas estipuladas para este estudo.

Esta tese não será certamente a última nesta série de teses, visto que ainda existem muitas hipóteses a ser testadas e muitos problemas a ser resolvidos. Pode-se imaginar esta série de teses como um puzzle em que cada tese é uma peça, sem a qual o puzzle não ficará completo. Cada tese é essencial para que este estudo fique completo com os resultados desejados.

Na figura 1.1 está apresentado um plano dos quatro pontos fulcrais deste estudo sendo que a azul se encontram os pontos mais focados nas teses anteriores e a verde os mais trabalhados nesta tese.

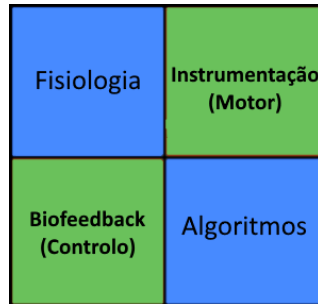


Figura 1.1. Plano dos quatro pontos fulcrais do estudo.

O objectivo da presente tese é criar o equipamento necessário para melhorar a qualidade do sinal adquirido, bem como potenciar novas linhas de investigação no âmbito do estudo do controlo motor. Nesse equipamento destacam-se um actuador, um mecanismo de biofeedback e os componentes electrónicos usados para criar a conexão entre ambos.

1.2. Contextualização

1.2.1. Enquadramento Geral

Nesta era, os avanços tecnológicos e as descobertas científicas são imensuráveis. Porém, há algo que sempre foi intrigante e que até hoje ainda carece de respostas concretas: o entendimento dos processos cerebrais e de como a informação é partilhada e processada no cérebro.

Os estudos sobre a mente e o cérebro são vastos. Em alguns desses estudos, criou-se a tese de que a comunicação no cérebro está de alguma forma relacionada com os fenómenos de sincronia observados entre diversas partes do cérebro e entre estas e os músculos. Estes fenómenos de sincronia são caracterizados por dois sistemas com frequências próximas, e fases que, devido a uma fraca interacção entre ambos, se começam a aproximar (sincronizar) [1].

Apesar de não se saber verdadeiramente como os neurónios interagem entre si, sabe-se que estes estão ligados de forma a interagirem preferencialmente com grupos de neurónios interligados [2]. Estas interações ocorrem através de conexões mono ou polisinápticas. As conexões de que se fala são normalmente recíprocas, o que quer dizer que não levam a informação apenas num sentido. Desta forma, um mesmo neurónio

pode funcionar como emissor de informação a uma dada altura e como recetor numa outra. Estas conexões podem ainda ser divididas em dois subtipos:

- Conexões dentro da mesma área ou localizadas ao mesmo nível de processamento cerebral;
- Conexões que ligam diferentes níveis cerebrais uns aos outros.

A quantidade de informação com que os neurónios são bombardeados a cada instante é imensa, obrigando à existência de um mecanismo capaz de integrar toda essa informação. Varela e colaboradores [2] acreditam que estas conexões recíprocas, nomeadamente as sincronias de fase, são a chave para o entendimento da integração de informação no cérebro. Um estudo que evidencia esta ideia consiste na procura de uma resposta à pergunta: “Como é que o cérebro integra diversas informações sobre um mesmo objecto?”, como por exemplo a sua cor e forma [3]. Acredita-se que isso se deva ao facto de células que codificam a visão dispararem (responderem) todas em sincronia. Esta parece ser uma prova directa de que a integração cerebral está ligada à sincronia.

Verificou-se que existe sincronia tanto localmente, através de conexões monossinápticas, como a grande escala [4]. Estas descobertas são fundamentais para perceber a importância da sincronia na integração de informação, bem como na comunicação no sistema nervoso. Acredita-se que os fenómenos de sincronia de fase sejam também responsáveis pelos ou, pelo menos, estejam intimamente ligados aos processos de memória [5].

Tendo como base a figura 1.1, a aquisição de sinais nos estudos anteriores deparou-se com algumas dificuldades. Os algoritmos utilizados na maior parte dos estudos, não separam fontes, trabalhando com um sinal que é composto por todas as fontes existentes. Este facto faz com que o sinal adquirido e analisado não tenha a melhor qualidade e os estudos feitos não tenham sido tão consistentes como se pretendia. Por essa razão, foram feitas teses nessa área que utilizaram um algoritmo diferente que corrigiu esse problema. Essas teses serão faladas seguidamente.

1.2.2. Enquadramento Local

Foi a partir das teorias e descobertas acima apresentadas que José Martins começou a sua tese de mestrado: “Estudo do controlo motor via sincronia entre sinais de EEG e EMG”, (FCT, 2015, Tese de MSc) [6].

Na sua tese foram utilizados o eletroencefalograma (EEG) e o eletromiograma (EMG). A escolha destas técnicas de medição deve-se principalmente à sua elevada resolução temporal, podendo, dessa maneira, obter um sinal mais preciso e pormenorizado.

As medidas electrofisiológicas acima, correspondem à sobreposição, em cada instante, de vários fenómenos. O isolamento dos fenómenos de interesse para este estudo, corresponde à resolução de um problema chamado “Separação Cega de Fontes” ou “Blind Source Separation”. Esse problema pode ser solucionado impondo restrições ao tipo de fontes que se pretende identificar. Dois dos métodos utilizados para resolver este problema são a Análise em Componentes Principais (PCA) e a Análise em Componentes Independentes (ICA). A primeira impõe decorrelação nas fontes, enquanto a segunda impõe independência. A ICA não é aplicável, visto que nos fenómenos de sincronia, as fontes são consideradas dependentes. Um outro método utilizado para resolver o problema da “Separação Cega de Fontes” é a “Separação de Fontes por Decorrelação Temporal”, que admite que uma certa fonte tem uma elevada correlação temporal, que é o caso da tese em questão.

Os métodos utilizados para a “Separação Cega de Fontes” permitem então a extracção de fontes constituintes do sinal de EEG. Porém, nem todas as fontes eram relevantes para a tese de Martins. Para identificar apenas fontes síncronas, Martins utilizou um algoritmo conhecido por “Análise de Referência de Fase” (RPA) [7] que permite encontrar apenas as fontes mais síncronas com o sinal de EMG, considerado como sinal de referência. Esta sincronia entre as fontes e o sinal de EMG é baseada no “Phase Locking Factor” (PLF) [8], uma medida de semelhança de fase entre sinais. A utilização do RPA foi essencial para resolver os problemas que havia em termos de algoritmos, sendo que o canto inferior direito do plano dos pontos fulcrais do estudo (figura 1.1) foi resolvido. As fontes obtidas através dos algoritmos acima descritos podem ser representadas como mapas de diferenças de potencial eléctrico, dispostos ao longo de vários pontos localizados na cabeça, permitindo a sua validação em termos de plausibilidade da localização da correspondente actividade neuronal.

O objectivo principal da tese era verificar se seria possível detectar fontes no córtex motor e pré-motor durante um movimento de pinça com o dedo indicador e polegar, utilizando uma mola como elemento de reacção à força exercida. Se após a extracção das fontes, através do algoritmo de RPA, se revelasse uma fonte numa dessas zonas, isso poderia querer dizer que fenómenos de sincronia estão intimamente ligados com o fluxo

de informação entre o sistema nervoso central e o periférico. A figura 1.2. ilustra o movimento descrito anteriormente, efectuado durante a aquisição dos sinais de EEG e EMG.

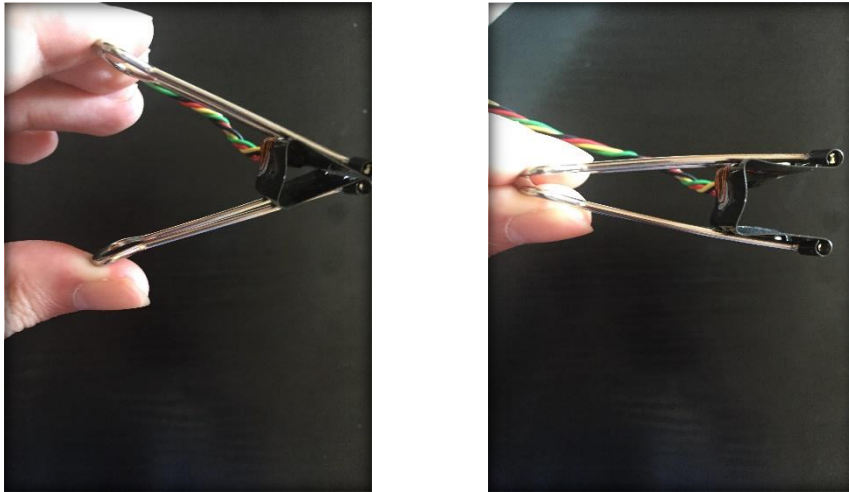


Figura 1.2. Movimento de pinça utilizado sobre o actuador enquanto se adquire os sinais de EEG e EMG.

É sabido que os músculos de um lado do corpo são controlados pelo hemisfério contralateral do cérebro. Porém, em grande parte dos mapas obtidos em [6], verificava-se que a fonte encontrada era ipsilateral, o que vai contra a literatura. Dessa maneira, muitos testes foram executados, fazendo pequenas variações no protocolo, nos métodos de aquisição e nos parâmetros utilizados, de forma a obter resultados o mais viáveis possível.

Apesar de grande parte dos resultados estar de acordo com o que se esperava alcançar, o facto de apenas serem utilizados dois pacientes (um normal e outro com tremor essencial) fez com que não fosse possível verificar, com certeza, a sua veracidade.

Coube a Sara Matos, na sua tese de mestrado: “Detecção de Sincronia no Controlo Corticomotor”, (FCT, 2015, Tese de MSc) [9], continuar e melhorar o trabalho feito por Martins.

Nessa tese foram testadas novas alterações nos parâmetros do algoritmo RPA e do algoritmo de coerência. Desta forma, encontrou-se uma nova faixa de frequências onde

procurar os fenómenos de sincronia e que permitiu reduzir o ruído e aumentar a qualidade dos sinais obtidos. Algumas alterações na parte do algoritmo de análise, corrigiram alguns erros anteriores, adicionando agrupamentos entre fontes, permitindo a identificação mais precisa das fontes procuradas.

Um problema persistente em [9] foi o facto de terem sido utilizados os mesmos dois indivíduos da tese de Martins, o que limita, novamente, a precisão e validação dos resultados obtidos. No entanto, grande parte dos resultados aparentam confirmar o que foi estudado na tese anterior: os fenómenos de sincronia estão intimamente ligados com a transmissão de informação no sistema nervoso e muito provavelmente são fundamentais para o bom funcionamento das actividades cerebrais.

Diogo Braga começou a sua tese “Influência da força muscular nas características do sinal de EEG durante a realização de tarefas motoras”, (FCT, 2015, Tese de MSc), [10], tendo em atenção a limitação devido ao número de sujeitos testados. Um novo sujeito utilizado no seu estudo era um canhoto que foi forçado durante toda a sua vida a ser destro, facto que o diferencia dos indivíduos utilizados anteriormente e que torna o estudo mais heterogéneo, havendo variações relativamente aos mapas e sinais em comparação com os outros sujeitos. Além disso, a realização de vários testes, fazendo melhorias onde estas podiam ser aplicadas, bem como a aparente concordância nos resultados obtidos contribuiu para uma maior fiabilidade dos referidos resultados.

Uma outra diferença significativa em relação às teses anteriores, foi o facto de se ter começado a trabalhar e a adquirir sinais dentro do recinto da FCT, utilizando um sistema de 32 canais de EEG, sito no departamento de Engenharia Electrotécnica. Apesar dos testes realizados na FCT não terem obtido melhores resultados do que os recolhidos anteriormente no IPO de Lisboa, teses seguintes poderão prosseguir no melhoramento das condições de recolha de dados e libertar-se da disponibilidade de serviço do IPO, facilitando, por isso, a realização de novos testes. Os sinais recolhidos durante as aquisições realizadas na FCT continham uma quantidade de informação largamente superior à recolhida no IPO que, ao ser analisada, se mostrou, no entanto, irrelevante para o estudo em questão e até dificultou a localização das fontes de interesse.

Os testes com a touca de EEG de 32 canais na FCT foram realizados dentro de uma gaiola de Faraday, permitindo, normalmente, uma melhor aquisição de sinais, devido ao facto de isolar a sala e não deixar entrar ruídos electromagnéticos. Para além disso, sendo fechada, a sala reduz ainda factores de distração que possam afectar a qualidade dos

sinais medidos. Porém, certos protocolos têm de ser deixados de parte aquando da utilização desta gaiola de Faraday, devido ao facto de o equipamento electrónico utilizado nestes, emitir ruído que tornaria fútil a sua utilização.

Braga conseguiu encontrar, através dos seus testes, evidências de que força aplicada pelo músculo está também intimamente ligada à sincronia entre os sinais de EEG e EMG.

1.3. Constrangimentos

Apesar de a maior parte dos problemas existentes inicialmente terem sido resolvidos, alguns continuaram a precisar de resolução e outros apareceram à medida que as teses se foram desenvolvendo. De entre esses problemas, apresentam-se abaixo aqueles cuja solução era objectivo principal desta tese.

1.3.1. Actuador

Como previamente referido, as teses anteriores utilizam um actuador (mola) de modo a ajudar e controlar o movimento de pinça, efectuado com o indicador e o polegar.

Então, foram utilizadas duas molas diferentes, que eram apertadas quando indicado, obtendo-se simultaneamente os sinais pretendidos. Inicialmente, utilizou-se uma mola normal (mola de roupa), que tinha como função oferecer alguma resistência ao movimento e ajudar no próprio movimento. O professor José Ferreira da FCT, todavia, desenvolveu uma mola especial que permitia medir a força aplicada sobre si, de modo a complementar os testes executados. Ambas as molas estão representadas na figura 1.3.

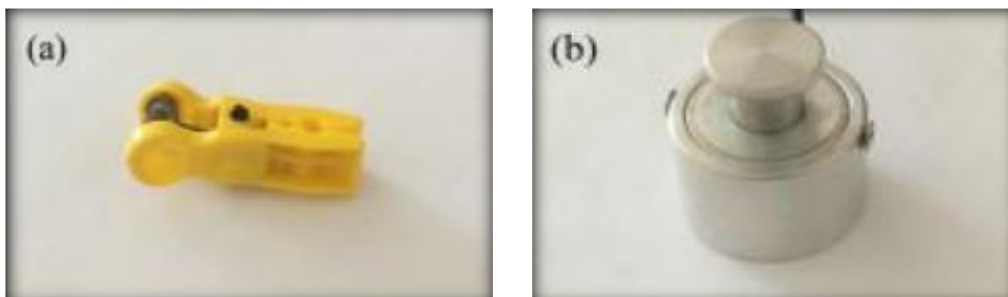


Figura 1.3. Molas utilizadas na execução do movimento nas teses anteriores: (a) Mola normal. (b) Mola especial. [6]

As molas são um elemento bastante importante na execução dos testes, no entanto, existia um problema comum a ambas: a existência de uma elevada histerese. Relembrando novamente a figura 1.1, vê-se que este problema é relativo à parte da instrumentação.

A histerese é a diferença de comportamento que a mola exhibe quando é apertada e quando é largada devido ao atrito, estático e dinâmico, das pinças com as áreas de contacto. Uma mola ideal não teria histerese, ou esta seria pequena o suficiente para ser desprezada. Durante as aquisições, chegou-se à conclusão que a mola normal apresentava muito menos histerese do que a mola especial. Este facto levou a que se utilizasse principalmente essa mola na maioria dos estudos realizados até ao momento.

Apesar de a histerese da mola normal ser mais pequena, esta não era suficientemente baixa para gerar resultados precisos e reproduzíveis. Esse era um dos principais problemas de instrumentação que esta tese pretende solucionar.

A tese de Braga [10] utilizou um novo actuador, sem registo de força aplicada, que consistiu numa mola de escritório que, como se verá mais à frente, acabou por ser a solução apropriada.

1.3.2. Controlo

Acredita-se que os fenómenos de sincronia são predominantes nos momentos em que se passa da contracção para a desconacção e vice-versa, ou seja, enquanto os pacientes estão activamente a efectuar uma tarefa de controlo. Esta foi a ideia apresentada por Martins na sua tese e parcialmente confirmada por Matos na sua. Os testes executados até então dispunham de poucos momentos de variação e controlo, pois o protocolo experimental utilizado passava pela manutenção de momentos prolongados e alternados de contracção e relaxação, pelo que os resultados obtidos não tinham consistência suficiente.

Um das principais razões para não existir este contínuo controlo é o facto de os métodos utilizados até então serem binários, com isto entenda-se que os métodos utilizados apenas indicavam quando apertar e largar a mola, pelo que a mola estará toda aberta ou toda fechada, sem passos intermédios. Poderia pedir-se ao paciente para contrair um pouco mais ou um pouco menos, porém, esse processo sem monitorização,

careceria de rigor. Para que haja um maior controlo, requereu-se que os métodos utilizados permitissem indicar quão apertada a mola deveria estar, variando o estímulo consoante se devesse abrir mais ou menos a mola, de modo a que tudo fosse mais contínuo, objectivo e rigoroso.

Para que os resultados fossem melhores, era também necessário que cada teste durasse um longo período de tempo (cerca de 30 minutos) o que dificultava a tarefa em causa, sendo que o método utilizado era monótono e pouco interativo.

1.4. Estrutura da Tese

Apresenta-se seguidamente a forma como esta tese está estruturada:

- Capítulo 2 - Conceitos Teóricos. Apresentação dos conceitos teóricos necessários à compreensão da tese. Estes conceitos encontram-se divididos em conceitos de fisiologia e conceitos de instrumentação.
- Capítulo 3- Materiais e Métodos. Capítulo onde se apresentarão as soluções propostas para resolver os problemas e limitações deixados pelas teses anteriores. Também se descreverá pormenorizadamente os materiais e métodos utilizados na criação dessas soluções assim como as razões pelas quais se preferiu estas soluções relativamente a outras pensadas e rejeitadas.
- Capítulo 4 – Resultados. Neste capítulo serão apresentados os resultados encontrados ao longo do período no qual foi realizada esta tese.
- Capítulo 5 – Análise de Resultados – Será feita uma análise dos resultados obtidos e tirar-se-ão conclusões sobre estes.
- Capítulo 6 – Conclusão. Neste capítulo resumir-se-ão os objectivos e resultados alcançados na tese, apresentando-se ainda uma consideração sobre limitações encontradas, bem como ideias sobre como solucionar as mesmas, em teses futuras que venham no seguimento desta.

Capítulo 2

{Conceitos Teóricos}

Este capítulo tem como objectivo introduzir e explicar alguns conceitos essenciais para o entendimento e compreensão da tese. Porque este trabalho é sobre instrumentação e *biofeedback* e tem questões de fisiologia como ponto de aplicação, os subcapítulos serão dedicados a essas áreas.

2.1. Conceitos de Fisiologia

2.1.1. Transmissão de informação neuronal

As células responsáveis pela transmissão de informação no cérebro são os neurónios. Os neurónios são constituídos por três partes:

- Soma ou corpo celular: contém o núcleo e o citoplasma e é nele que ocorre a síntese de proteínas;
- Dendrites: são extensões finas, ramificadas e ligadas ao corpo celular e responsáveis por receber o impulso nervoso proveniente do axónio de outro neurónio;
- Axónio: é uma extensão em forma de filamento, cujo comprimento é significativamente maior do que o das dendrites e que tem como objectivo, transmitir a informação para as dendrites de outros neurónios. Os axónios são normalmente cobertos por uma bainha de mielina que permite que a informação passe mais rápida e eficientemente por eles.

A transmissão do sinal eléctrico ao longo do axónio ocorre por despolarização e repolarização da permeabilidade da membrana plasmática. Inicialmente o neurónio encontra-se em repouso sendo o seu potencial de membrana de cerca de -70 mV. Após um estímulo, se o potencial da membrana atingir os -55 mV, os canais de sódio (Na^+) abrem-se, permitindo que o sódio entre na célula aumentando assim a sua diferença de potencial, que atingirá os 30 mV. A este fenómeno dá-se o nome de despolarização. Seguidamente, os canais de Na^+ fecham-se e abrem-se então os canais de potássio (K^+).

Devido à enorme concentração de K^+ dentro da célula, após a abertura dos canais de potássio, este tem tendência a abandonar a célula, diminuindo novamente o potencial interno do neurónio – repolarização.

Como o fecho dos canais de potássio não é instantâneo, a célula fica com um potencial mais baixo do que o do seu estado de repouso (-80 mV). A este fenómeno dá-se o nome de hiperpolarização. Após o fecho dos canais de potássio, o potencial da célula volta progressivamente ao potencial de repouso, aguardando um novo estímulo. Desta maneira o sinal eléctrico vai progredindo pelo axónio até chegar aos seus terminais. Este processo encontra-se esquematizado na figura 2.1.

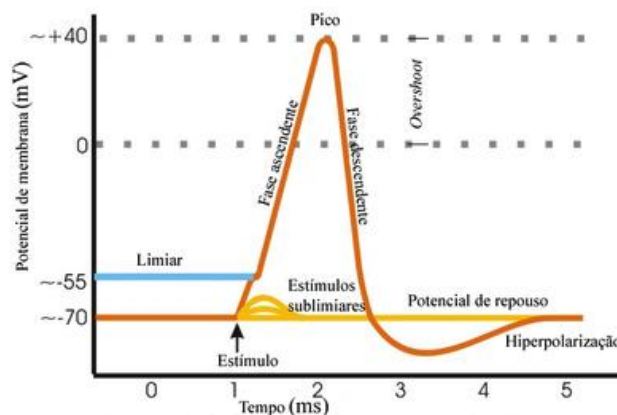


Figura 2.1. Potencial de acção. [11]

Muitos axónios possuem em seu redor uma bainha de mielina, constituída por células gliais. Esta bainha de mielina, tem, ao longo do axónio, diversas interrupções nas quais o axónio fica exposto. Estas interrupções têm o nome de nódulos de Ranvier. Nestes axónios mielinizados, o impulso nervoso salta de nódulo para nódulo, ao invés dos impulsos que se propagam em axónios não mielinizados, nos quais o impulso se propaga continuamente. O facto de o impulso nervoso saltar de nódulo para nódulo permite que a sua velocidade de propagação possa aumentar significativamente.

Quando o impulso chega aos terminais do axónio, este tem de ser transmitido para outro neurónio. A transmissão da informação entre neurónios ocorre via sinapses, que se localizam entre o axónio do neurónio pré-sináptico e as dendrites do neurónio pós-sináptico. As sinapses podem ser eléctricas ou químicas, sendo químicas se envolverem neurotransmissores e eléctricas se a transmissão de informação for directa. [12]

Estes impulsos eléctricos são passados de neurónio para neurónio, seguindo os nervos, que são aglomerados de neurónios e células gliais, mais especificamente células de Schwann. Estas células são responsáveis por produzir a mielina que envolve os axónios. O sinal, é assim passado às fibras musculares através dos nervos eferentes, constituídos por neurónios motores. Desta maneira, é possível obter em EMG a actividade do músculo, medindo o sinal eléctrico que passa nas fibras musculares.

2.1.2. Sistema Nervoso

O sistema nervoso é o sistema do organismo humano que coordena todas as actividades do corpo humano, sejam elas voluntárias (por exemplo os movimentos) ou involuntárias (batimento cardíaco). Este sistema divide-se em duas partes: o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP).

O sistema nervoso central é constituído pelo encéfalo e pela medula espinal e é responsável por controlar os músculos e processar as informações relacionadas com os diversos sentidos. De modo a transmitir a informação do SNC para as diversas partes do corpo, existem nervos, os quais fazem parte do SNP.

O encéfalo é o centro de processamento primário dos mais diversos sinais do sistema nervoso. Encontra-se envolto numa camada de corpos celulares de neurónios correspondentes à matéria cinzenta, mais especificamente o córtex cerebral, que está dividido em quatro grandes partes, conhecidas por lobos. Cada um destes lobos é responsável por diferentes funcionalidades e tarefas essenciais para o corpo humano:

- Lobo frontal: é responsável pelo pensamento abstracto, memória de longo prazo e função e controlo motor contralateral;
- Lobo occipital: é responsável principalmente pela visão;
- Lobo temporal: é responsável principalmente pela audição, processando também a memória visual e a compreensão da linguagem;
- Lobo parietal: é responsável pela integração da informação sensorial no corpo humano.

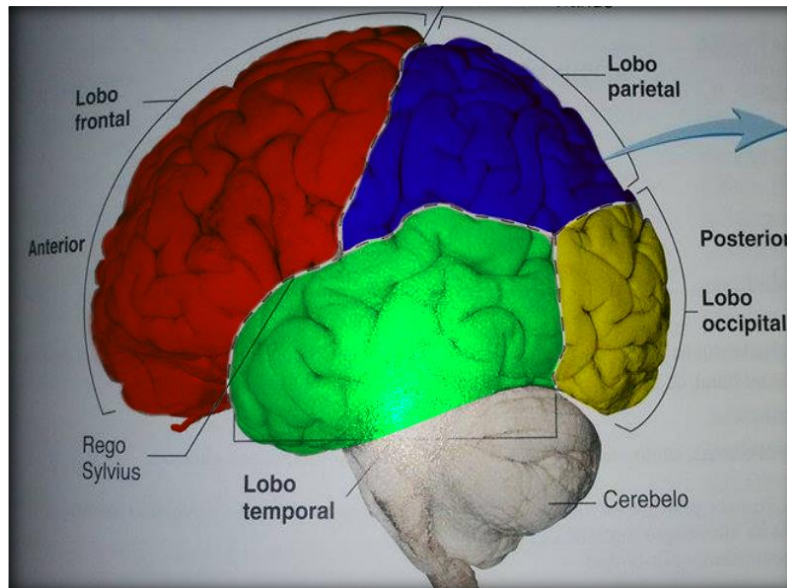


Figura 2.2. Divisão do córtex em lobos (adapt.[13]).

Na figura 2.2 está representada a posição, habitualmente apresentada, dos lobos cerebrais e do cerebelo. Apesar de todos os lobos terem uma função vital para um bom funcionamento do corpo humano, o lobo frontal, mais especificamente o córtex motor e pré-motor, tem uma maior importância no trabalho a desenvolver, uma vez que é nesta zona que se processa o controlo motor [13]. Essa região encontra-se fronteira ao lobo parietal, ao longo do sulco central.

2.2. Conceitos de Instrumentação

2.2.1. Electroencefalografia

A electroencefalografia é uma técnica que permite medir e monitorizar a actividade eléctrica no cérebro num certo intervalo de tempo. Esta actividade eléctrica provém das diferenças de potencial que ocorrem nos neurónios aquando da transmissão de informação.

Uma das principais vantagens do EEG em relação a outras medidas da actividade cerebral é o facto de ter uma elevada resolução temporal, podendo obter-se informação à escala do milissegundo. O material para recolha de EEG é portátil e de simples aplicação prática. Para além disso, esta técnica fica também a ganhar devido ao seu custo reduzido e à sua facilidade de utilização.

Para se obter os sinais de EEG é necessária a utilização de uma série de eléctrodos. O número de eléctrodos é directamente proporcional à resolução espacial do aparelho de medida, sendo que quantos mais eléctrodos forem utilizados mais exacto vai ser o sinal obtido. Este número pode variar entre 4 e 256 eléctrodos. Apesar do número de eléctrodos poder variar, existe uma standardização para a colocação dos eléctrodos conhecida como o sistema 10/20 que podemos ver na figura 2.2. Essa norma permite a colocação dos eléctrodos em posição *standard*, ao longo de todo o escalpe, independentemente da dimensão da cabeça em estudo.

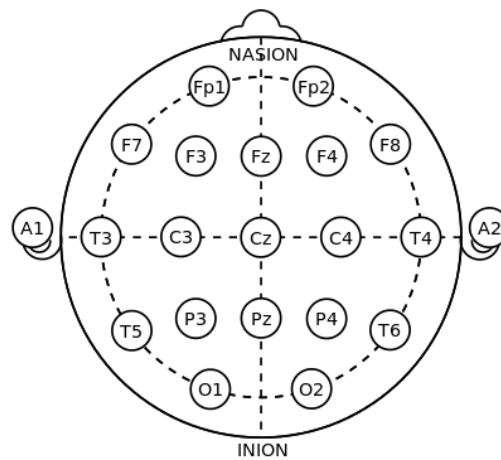


Figura 2.3. Sistema 10/20 para a colocação dos eléctrodos no escalpe. [14]

2.2.2. Electromiografia

A electromiografia é uma técnica utilizada para medir a atividade eléctrica dos músculos esqueléticos em função do tempo. Esta actividade eléctrica provém do potencial eléctrico gerado nas células musculares durante a contracção, aquando da sua activação neurológica. Tal como na electroencefalografia, para a medição da actividade eléctrica é necessária a utilização de uma série de eléctrodos.

Esta técnica pode ser dividida em duas, tendo em conta o tipo de eléctrodos utilizados. Estas técnicas têm o nome de:

- Electromiografia de superfície: utiliza um mínimo de dois eléctrodos (visto

que o sinal obtido é uma diferença de potencial entre dois pontos) colocados sobre a pele. Um destes eléctrodos deve ser colocado sobre o ventre do músculo a estudar e o outro deverá ser colocado numa zona onde a actividade eléctrica seja nula (como por exemplo um osso). Mais eléctrodos podem ser utilizados de modo a obter um melhor sinal.

- Electromiografia intramuscular: envolve a utilização de eléctrodos de agulha que são inseridos no músculo em que se quer obter o sinal. Considerando-se, portanto, uma técnica invasiva. Em contrapartida esta técnica permite uma melhor e mais precisa medição do sinal electromiográfico.



Figura 2.4. Posição dos eléctrodos utilizados nesta tese.

Na figura 2.4 pode-se ver a posição dos eléctrodos utilizados para adquirir o sinal de EMG, na montagem utilizada nesta tese.

2.2.3. Sincronia

Sincronia é uma palavra que pode ter diversos significados. Neste trabalho o termo “sincronia” refere-se exclusivamente a sincronia de fase. Esta corresponde a um fenómeno que existe quando vários osciladores autossustentados, ligados através de uma força de interacção fraca e cujas frequências diferem uma da outra dentro de certos

limites, começam a aproximar-se, em fase, até terem entre si uma diferença de fase constante.

Sabe-se que para o bom funcionamento do sistema nervoso e, por conseguinte, do corpo humano, é necessário um equilíbrio entre sincronias e dessincronias. Apesar de se acreditar que as sincronias são essenciais para a comunicação no cérebro, excesso de sincronia origina também distúrbios comportamentais. Um exemplo disto é a epilepsia [15, 16], que é uma patologia fisicamente associada a uma excessiva actividade cerebral, como por exemplo o facto de os neurónios “dispararem” todos simultaneamente (sincronia). Disrupções na sincronia podem, porém, ser indícios de outras patologias como Alzheimer [17, 18, 19] e Parkinson [20].

Um exemplo clássico de sincronia, é a ligação entre dois relógios de pêndulo pendurados numa viga ou numa tábua assente entre duas cadeiras. Estes fenómenos foram primeiramente observados por Huygens, o inventor do relógio de pêndulo. Huygens verificou que se ambos os relógios estivessem conectados de alguma maneira, as suas diferenças de fase tendiam a manter-se constantes. O que acontece ao certo é que ao colocar ambos os osciladores em movimento, mesmo que com períodos (ligeiramente) diferentes, o suporte comum aos dois vai sentir as vibrações de ambos os osciladores, começando a influenciar a forma como estes se movem, acabando por ficarem com um período igual. Para haver sincronia entre ambos os osciladores, porém, tem de ser ter em atenção alguns factores importantes:

- Força de acoplamento – Esta força determina se a ligação entre ambos os osciladores é mais ou menos forte, dependendo do material que os suporta e principalmente da sua rigidez. Para existir uma sincronização dos osciladores, é necessário que estes se influenciem mutuamente. Por essa razão, é necessário que o suporte comum não seja demasiadamente rígido, pois iria impedir que se propagassem as vibrações que fazem com que estes atinjam a sincronia.
- Desfasamento de frequências – Este item quantifica quão diferentes são os osciladores quanto à sua frequência. Contrariamente à força de acoplamento, este desfasamento pode ser facilmente medido. A frequência dos osciladores pode ser modificada pela alteração do comprimento do pêndulo. Mesmo que a força de acoplamento seja suficiente para que exista sincronização, é necessário que as frequências sejam suficientemente próximas para o

permitir.

Se ambos os factores forem favoráveis, então ocorrerá sincronia, ou seja, ao fim de algum tempo, as diferenças de fase serão constantes, podendo os osciladores encontrar-se em fase ou em anti-fase como se pode ver na figura abaixo. [21]

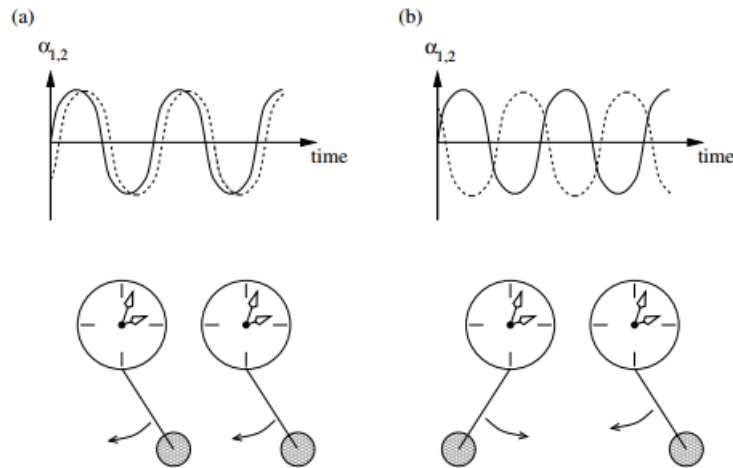


Figura 2.5. Duas diferentes formas de sincronia entre osciladores. (a) Sincronia em fase. (b) Sincronia em anti-fase. [21]

2.2.4. Histerese

A histerese é a capacidade de um certo material preservar e retomar as suas propriedades iniciais após se deixar de aplicar o estímulo que as criou.

Neste trabalho a palavra “histerese” é encarada como sendo a diferença do caminho percorrido pelo actuador durante a sua contracção e a sua relaxação. Está, ainda, relacionada com uma certa falta de fluidez e continuidade do movimento, enquanto se pressiona ou relaxa o actuador. Um bom actuador terá uma histerese próxima de zero, significando isto que percorrerá o mesmo caminho tanto na contracção como na relaxação, não havendo deslocação do actuador em direcções diferentes da direcção do movimento.

Neste trabalho, a inexistência de histerese é extremamente importante para se poder ter uma resposta linear e reprodutível, para que o sinal obtido aquando da contracção e da descontração não tenha grande variação devida a diferenças no percurso percorrido pela mola.

2.2.5. Biofeedback

O *biofeedback* é uma técnica terapêutica em que o individuo aprende a modificar a sua fisiologia e a autorregular-se, com o intuito de melhorar a sua saúde física ou mental [22], com base num sinal correspondente à acção desempenhada. Para que o individuo consiga esta autorregulação, necessita de estar consciente do que se está a passar com o seu corpo a cada momento e é normalmente utilizado um ecrã que lhe mostra a sua própria resposta fisiológica. Para isso, existem vários mecanismos que podem ser utilizados, dependendo da razão por que se está a utilizar o *biofeedback*.

Um exemplo interessante da utilização deste tipo de técnicas é a sua utilização para reduzir e controlar dores corporais. Num estudo feito por R. Christopher deCharms [23], foi utilizada a técnica de ressonância magnética funcional para mostrar ao paciente, em tempo real, a zona do cérebro que deteta a dor, treinando-o e ensinando-o a controlar essa mesma dor. Foram também treinados pacientes com dores crónicas, utilizando a mesma técnica e foi detetada uma significativa diminuição da dor, após algumas sessões de *biofeedback*.

O *biofeedback* é também uma técnica extremamente utilizada na reabilitação de pacientes com imparidades motoras, de modo a treiná-los para que reganhem o controlo das suas capacidades, quer em pessoas que sofreram acidentes motores quer em pacientes após acidentes vasculares cerebrais [24].

O *biofeedback* nesta tese foi pensado como uma actividade lúdica, mais propriamente um jogo. Existem várias razões para essa escolha, de entre as quais se destaca o facto de uma actividade lúdica entreter mais os indivíduos testados, o que leva à possibilidade de adquirir sinais durante um período de tempo mais alargado, sem que este se sinta cansado. A ideia de base é acoplar o sistema de *biofeedback* ao actuador, permitindo assim ao indivíduo controlar activa e continuamente, os seus momentos de contracção muscular.

Capítulo 3

{Materiais e Métodos}

Neste capítulo ir-se-ão abordar as soluções encontradas e desenvolvidas para resolver os constrangimentos detectados pelas teses anteriores, apresentados no capítulo 1. Além disso ir-se-á falar dos métodos e materiais utilizados nessas soluções e apresentar-se-ão soluções pensadas, mas que acabaram por ser descartadas, assim como as razões para escolher uma solução sobre as outras.

3.1. Actuador

3.1.1. Mola

Um dos problemas descritos na introdução foi o problema das limitações nos actuadores utilizados anteriormente. Um actuador necessita, para que o sinal obtido seja o mais preciso possível, que a sua histerese seja próxima de zero. Tanto na mola normal como na especial (ver figura 1.3), verificou-se que esse não era o caso, visto que a mola especial tinha uma elevada histerese (notada pelo facto de o movimento ao pressionar a mola não ser fluído) e a mola normal, apesar de ter uma menor histerese, esta não ser, mesmo assim, suficientemente boa para que se considerasse usá-la como o actuador ideal para este estudo. Outro facto que invalidava a utilização da mola normal era o facto de nada impedir o deslize lateral de ambas as partes da mola, o que prejudicava os dados obtidos. Por último, a mola normal não dispunha de um sistema de aferição da força aplicada.

Várias opções foram pensadas para substituir os actuadores anteriores. A mola apresentada na figura 3.1(a) seria composta por uma mola consistente e por pequenas superfícies concavas que serviriam de base para os dedos. Esta mola teria vantagens e desvantagens. De entre as vantagens destaca-se o facto de a histerese depender apenas da qualidade da mola e de ser uma peça simples. Como desvantagem destaca-se o facto de as pinças da mola poderem mover-se lateralmente caso seja pouco consistente, e ser demasiado resistente ao movimento de apertar, caso seja demasiado consistente.

A mola da imagem 3.1(b) seria composta por uma peça metálica no meio da qual se encontra uma mola. O mecanismo seria extremamente parecido com o da mola da figura

3.1(a), porém, a estrutura metálica conferiria estabilidade ao actuador e contribuiria para que toda a estrutura voltasse ao estado inicial após se deixar de aplicar a força. Algo que, no entanto, parecia ser um problema, era o facto de a histerese depender tanto da mola como da estrutura metálica, pelo que a histerese do actuador talvez fosse aumentada devido a esse facto.

A solução mais prática encontrada e depois utilizada, foi a mola que se encontra apresentada na figura 3.1(c). Essa mola apresenta uma histerese extremamente reduzida e não resiste em demasia às forças requeridas.

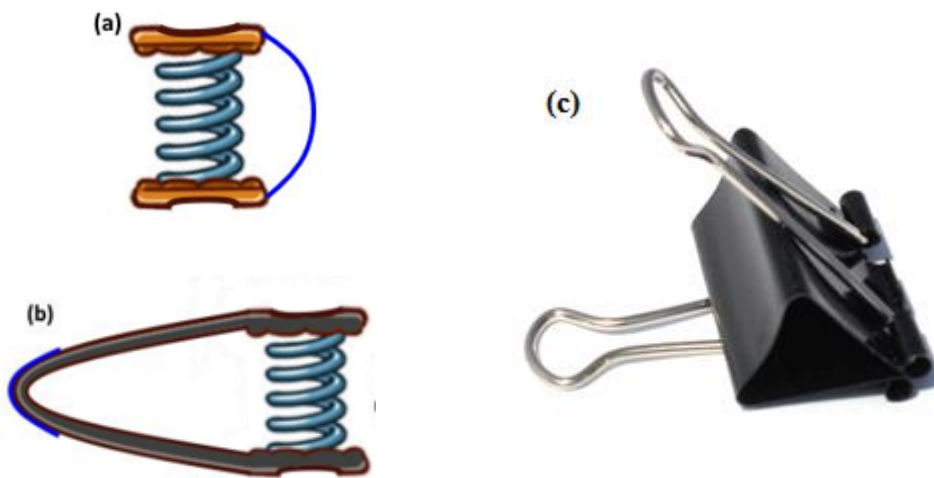


Figura 3.1. Actuadores considerados para utilização nesta tese. (c) [25]

Uma outra vantagem encontrada na utilização do actuador da figura 3.1(c) é o facto de se poder alterar a força necessária para o comprimir de forma rápida, alterando apenas o tamanho das hastes metálicas. Colocar hastes mais pequenas resultará na necessidade de aplicar uma força mais elevada e colocar hastes maiores resultará na possibilidade de aplicar menos força aquando da contracção da mola. Este facto permite realizar testes numa maior variedade de pessoas e de diferentes idades, tendo a certeza que a força a ser aplicada não terá de ser exageradamente pequena ou grande.

3.1.2. Extensómetros

Um dos factores importantes para o progresso dos estudos era a medição da força aplicada na mola, para poder ser produzido o sinal de *biofeedback* de que se falará mais à frente. Nas teses anteriores, apenas a mola especial apresentava um mecanismo que permitia medir a força aplicada. Este mecanismo foi baseado num sensor piezoeléctrico, que gera uma tensão eléctrica quando lhe é aplicada uma pressão mecânica.

Nos actuadores apresentados acima, porém, a ideia não era medir a força com recurso a sensores piezoeléctricos, mas antes com recurso a extensómetros (sensores de extensão/contractão). Estes sensores têm uma espessura extremamente pequena, equivalente a uma folha de papel, sendo que a largura e o comprimento variam dependendo do mecanismo em que se queira colocar o sensor.

Na figura 3.1(a) e 3.1(b), são indicados a azul os locais ideais para colocação destes sensores de modo a medir a força aplicada em cada actuador. Os extensómetros são constituídos por um filamento metálico otimizado para ter um grande comprimento na direcção em que vai ser utilizado. O aumento do seu comprimento devido a uma extensão, provoca um aumento da sua resistência eléctrica, enquanto que uma contractão provoca uma diminuição dessa resistênci. Apesar de o sensor dos actuadores representados nas figuras 3.1(b) e 3.1(c) se curvar muito pouco durante a aplicação da força, esta curvatura é suficiente para que haja uma considerável variação na sua resistência. Podemos, desta forma, ter um transductor interessante da força aplicada ao actuador.

3.2. Componentes Electrónicos

Para que tudo funcione perfeitamente como um sistema de *biofeedback*, é necessária a ligação das diversas partes do equipamento (o actuador e o jogo). Para isso existem componentes electrónicos essenciais para a conexão.

3.2.1. Ponte de Wheatstone

A ponte de Wheatstone é um esquema de montagem utilizado normalmente para medir o valor de uma resistência desconhecida. Esta ponte utiliza 4 resistências onde habitualmente duas delas têm um valor conhecido, uma delas tem um valor desconhecido

e a terceira é de valor variável, mais especificamente um potenciômetro. Na figura 3.2 pode-se ver uma ponte desse tipo para uma melhor clarificação, onde R_1 e R_3 são ambas resistências conhecidas, R_2 é o potenciômetro (resistência variável) e R_x é a resistência desconhecida. O ponto A é comumente ligado à alimentação positiva e o ponto D à alimentação negativa. Os pontos C e B serão ligados a um voltímetro, de modo a que seja medida a diferença de potencial. O valor do potenciômetro vai sendo alterado até que a diferença de potencial medida no voltímetro seja 0. Essa condição é atingida quando $\frac{R_3}{R_x}$ for igual a $\frac{R_2}{R_1}$.

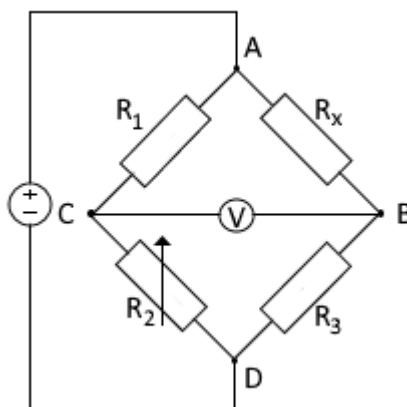


Figura 3.2. Ponte de Wheatstone.

3.2.2. Integrado AD620

O sinal elétrico obtido com a Ponte de Wheatstone era demasiadamente pequeno. Por essa razão utilizou-se o circuito integrado AD620, que é constituído por um amplificador de instrumentação. A razão para a escolha deste integrado é o facto de para além de resolver de forma simples o problema da amplificação, ser bastante barato, ter uma precisão muito elevada e necessitar de uma única resistência para regular o ganho desejado.

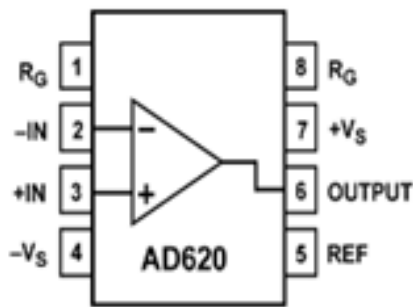


Figura 3.3. Integrado AD620.

Como se pode ver na figura 3.3, o integrado tem 8 entradas. O terminal 1 e 8 são os terminais entre os quais se coloca uma resistência. Quanto maior a resistência, menor será o ganho. O terminal 2 é a entrada inversora e o 3 é a entrada não inversora. Os terminais 4 e 7 são, respectivamente, a alimentação negativa e positiva do integrado. Esta alimentação é feita com 0 V e 5 V. O terminal 5 é o terminal onde se coloca o sinal de referência, que é habitualmente 0 V. Por fim, o terminal 6 tem o sinal já devidamente amplificado e destina-se a ser ligado ao conversor de sinal analógico-digital de um microcontrolador.

3.2.3. *Arduino*

Após o sinal ser amplificado, é necessário que o sinal chegue ao computador de modo a ser inserido no jogo. Para isso utiliza-se um microcontrolador *ATmega328*, da *Atmel*, instalado numa placa de desenvolvimento *Arduino*. A programação do microcontrolador faz-se através de um ambiente de programação *IDE-Arduino*. A placa de desenvolvimento *Arduino* (que se pode ver na figura 3.4) tem diversas portas de entrada analógica nas quais se pode introduzir um sinal, sendo que neste caso o sinal foi introduzido no canal A0 (um dos seis canais de entrada analógica do conversor analógico-digital com 10 bits de resolução). Tem também as fontes de alimentação de 0V (*ground*) e 5V, necessárias à alimentação do amplificador e da ponte de Wheatstone. A figura 3.4 mostra a placa de *Arduino*, bem como os fios ligados respectivamente aos 5V, ao *ground* e à entrada A0.



Figura 3.4. Placa de Arduino.

O código utilizado no software do *Arduino* estabelece que é feita uma leitura da força aplicada ao actuador sempre que o programa receba o comando “F%”. Para que se possa estar em modo de leitura contínua da força aplicada, programou-se por forma a que este comando seja enviado para o programa 10 vezes por segundo. Este será um tempo suficientemente pequeno para não se perder nenhuma medida de força, a uma resolução temporal de 100 ms.

Assim que o *Arduino* lê a força que está a ser aplicada sobre o actuador, este apresenta-a como um número entre 0 e 1023. Nesta tese não é necessária uma medida absoluta da força pois não é com esse número que se vai trabalhar. Precisa-se apenas de uma medida relativa da força, isto é, que o sistema perceba quando a força aplicada antes é maior ou menor do que a que está a ser aplicada no momento.

O facto de a entrada de uma tensão de referência do integrado AD620 estar ligada a 1V impede que o sinal recebido no *Arduino* comece em 0. Sendo assim, o valor mínimo obtido no *Arduino* é de cerca de 220 e o valor máximo atingirá o valor 600. São os valores nesse intervalo que são utilizados pelo *Unity*, do qual se falará seguidamente.

No capítulo dos “Resultados” será apresentada uma figura da montagem completa realizada nesta tese.

3.3. Controlo por *Biofeedback*

3.3.1. *Unity*[®]

A ideia encontrada para manter os pacientes em alto nível de atenção longo período de tempo e evitar o carácter binário utilizado até agora nos testes executados, foi a utilização de mecanismos de *biofeedback*. O *biofeedback*, já explicado no capítulo 2, será utilizado para permitir um regime contínuo de controlo da força aplicada, bem como para fornecer informação visual do ajuste que se deve fazer nesta.

Esta ideia baseia-se na utilização de um jogo de computador, em que a posição de um cursor é controlada pelo utilizador, dependendo da força com que este aperta uma mola equipada com um sensor de força.

Inicialmente pensou-se programar o jogo na linguagem C, porém, chegou-se à conclusão que essa linguagem dificultaria bastante a programação do mesmo e provavelmente até o seu desempenho. Isto deve-se ao facto de se querer um movimento fluido do cursor, o que necessitaria de um elevado número de pixéis. Porém, os conhecimentos nesta linguagem não são suficientes para criar um jogo com uma resolução espacial tão elevada, pelo que se abandonou esta opção.

A segunda solução foi programar o jogo numa linguagem de programação chamada *Processing*. Esta linguagem é baseada na linguagem Java, mas utiliza uma sintaxe mais simplificada e foi construída principalmente para artes visuais e electrónicas. Em adição a escolha permitiu a utilização de uma plataforma *online* para a programação. No entanto, encontraram-se diversas limitações ligadas à escolha de *Processing*. Uma dessas limitações foi o facto de ser uma linguagem pouco conhecida e utilizada, isto faz com que seja bastante mais difícil obter ajuda, quando esta é necessária, ou ser autodidata na linguagem. Uma outra limitação foi o facto de a parte do jogo programada na plataforma *online*, não ser compatível com o programa oficial de *Processing*, pelo que houve vários problemas ao tentar alterar o código para se adequar ao programa.

Por fim, encontrou-se uma solução perfeitamente ajustada a este problema: *Unity*[®]. *Unity*[®] é uma plataforma dedicada à criação de jogos de computador. Esta plataforma contém todas as ferramentas necessárias à criação de jogos simples, sendo até possível criar grandes jogos em 3D. Além da interface gráfica e das múltiplas ferramentas gráficas com que o utilizador pode trabalhar, este programa contém também o *Visual*

Studio, no qual se escreve o código necessário para o funcionamento do jogo. O *Unity*[®] permite ao utilizador programar em Java ou em C#. Neste caso, a linguagem escolhida foi C#.

3.3.2. O Jogo

O sistema de *biofeedback* pensado e desenvolvido para manter os níveis de atenção do indivíduo foi um jogo semelhante ao conhecido “*Flappy Bird*”.

Neste jogo, o indivíduo pode mover o cursor para cima aumentando a força exercida sobre o actuador e mover o cursor para baixo diminuindo a força sobre o mesmo. O objectivo consiste em controlar o cursor, de modo a que este passe no meio de *gates* que vêm na direção do cursor (horizontalmente). Como a posição vertical dos *gates* é gerada aleatoriamente, garante-se que o sujeito tem constantemente de adequar a força aplicada no actuador de modo a fazer com que o cursor passe no meio de cada *gate*. Dessa maneira obtêm-se momentos de controlo constantes, essenciais para o estudo da sincronia no controlo cortico-motor. Será também muito mais fácil manter o jogador interessado, fazendo com que a duração dos testes realizados possa também ser aumentada. Uma imagem deste jogo será apresentada no capítulo “Resultados”.

3.4. Material de aquisição

3.4.1. *ConForce*

O *ConForce* é um *software* utilizado para a leitura de sinais de força, tal como o utilizado no novo actuador. Este *software* permite ao utilizador escolher a porta USB do computador em que o sinal está a ser comunicado, bem como monitorizar o sinal ao longo do tempo com um gráfico de força por tempo. Permite-lhe ainda retirar o *offset* e alterar a janela do gráfico definindo o mínimo e máximo de força a ser visualizado. Na figura 3.5 pode-se ver uma imagem do *software ConForce*.

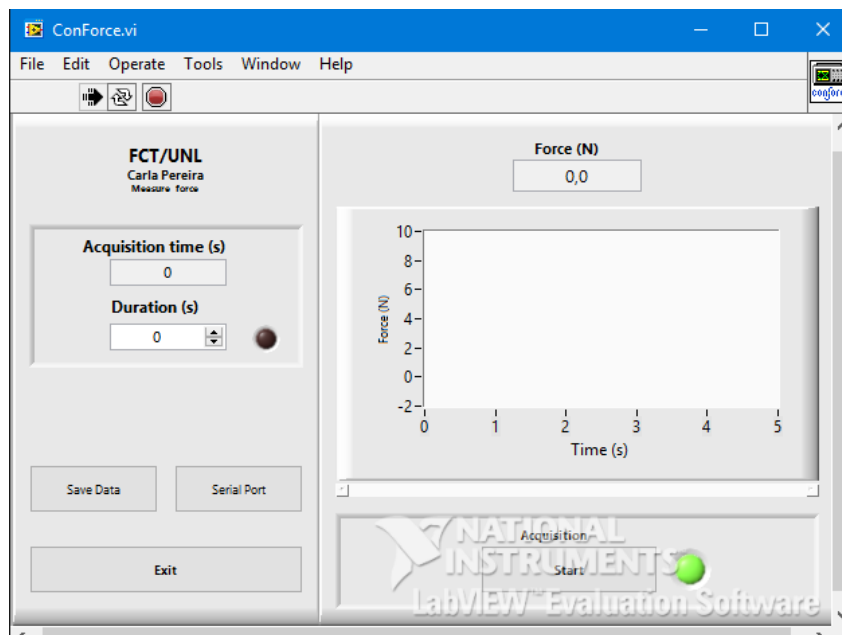


Figura 3.5. Software *ConForce*.

Este *software* foi utilizado na tese de Braga [10] para adquirir o sinal da mola especial e foi também utilizado na presente tese para obter o sinal do novo actuador. Após correr a aquisição com o *ConForce* é possível guardar os dados num ficheiro de Excel para análise futura ou para recriar o gráfico obtido na janela do *ConForce*.

3.4.2. *BioPlux*[®]

O *BioPlux*[®] é um aparelho, wireless e portátil, que permite a aquisição dos mais diversos sinais fisiológicos, como o ECG (Electrocardiograma), o EMG ou a EDA (Actividade Electrodermica). Este aparelho permite a conexão de diversos eléctrodos que irão ser utilizados para a medição dos referidos sinais fisiológicos. O *BioPlux* conecta-se ao computador por *Bluetooth* e os sinais obtidos são apresentados num *software* chamado *OpenSignals*.



Figura 3.6. *BioPlux* e conjunto de eléctrodos utilizados na aquisição de EMG.

Este aparelho, ilustrado na figura 3.6, foi o utilizado para adquirir o sinal de EMG apresentado no capítulo seguinte. O EMG medido permite comparar a força aplicada à actividade muscular e assim validar a acção efectuada sobre o cursor. É importante, nesta altura, lembrar que o objectivo final do dispositivo desenvolvido nesta tese é o estudo da relação de sincronia entre a contracção muscular (EMG) e a actividade cortical (EEG).

Capítulo 4

{Resultados}

4.1. Actuador

Como já foi referido, a mola utilizada foi a representada na figura 3.1(c). Inicialmente a ideia era colocar dois extensómetros nas paredes mais pequenas (entre as hastes) da mola, um por dentro e outro por fora. Chegou-se, porém, à conclusão que a torção nessas paredes era demasiado elevada para os extensómetros disponíveis. Dessa maneira, a solução encontrada foi colocar os extensómetros numa das paredes laterais da mola, um por dentro e outro por fora, para se obter um sinal, de maior amplitude, da força aplicada. Esta montagem permite ainda a utilização da Ponte de Wheatstone da qual já se falou.

Os extensómetros utilizados têm ambos uma resistência em repouso de 350 Ohm que se vai alterando aquando da sua extensão ou contracção. Como os sensores se encontram em faces opostas da mola, quando se pressiona a mola, enquanto um se contrai, o outro estende-se. Desta forma, a resistência do sensor que se encontra na face de dentro diminui e a resistência do sensor que se encontra na face de fora, aumenta. Como ambos são sujeitos à mesma força, a diferença entre a resistência final e inicial nos dois sensores, é igual em módulo.

Devido ao facto de a mola ser metálica e para evitar eventuais curto-circuitos entre os fios dos extensómetros, estes tiveram de ser electricamente isolados, utilizando um *spray* de verniz. Por sua vez, as pontas do extensómetro tiveram de ser raspadas para retirar o verniz que se tivesse aí acumulado, de modo a permitir a conexão a fios mais compridos, para serem utilizados na ligação ao amplificador. Isto trouxe diversos problemas práticos. Primeiramente, os fios dos extensómetros eram extremamente finos e frágeis, pelo que o mais pequeno toque ou puxão poderia parti-los. Em segundo lugar, o isolamento acabou por ser apenas temporário pois factores externos como o calor ou o facto de os fios se moverem devido à actuação da mola, acabaram por provocar a remoção de parte do verniz, permitindo o indesejável estabelecimento de ligação eléctrica entre o extensómetro e a mola, tornando o actuador inviável.

A solução encontrada para resolver esses problemas foi a total substituição dos fios dos extensómetros por fios de cobre pré-isolado. Estes novos fios eram mais resistentes

e eram completamente isolados, eliminando assim problemas de isolamento e o risco de quebra dos fios do extensómetro.

Uma outra ideia que se teve inicialmente foi a utilização de uma placa de soldadura como intermediário entre os fios dos extensómetros e os fios mais compridos. Esta solução trouxe diversas inconveniências, de entre as quais se destaca a dificuldade em colar a placa de soldadura à mola, de modo a tornar o actuador estável e, após a sua colagem, o facto de a rigidez da placa de soldadura afectar as propriedades elásticas da cola, tornando praticamente impossível pressionar o actuador sem que a placa de soldadura se descolasse.

A ideia da placa de soldadura trazia, porém, algumas vantagens, como a organização da disposição dos vários componentes do actuador. De modo a recriar essa organização no protótipo seguinte, que não utilizava a placa de soldadura, acabaram por se usar diferentes tipos de cola, de modo a criar um bom isolamento eléctrico e uma boa resistência mecânica. Utilizou-se primeiramente *Super Cola 3*® para manter os extensómetros no lugar. Essa cola foi escolhida devido ao facto de ser pouco viscosa e ser bastante maleável quando seca. A elasticidade da cola é essencial pois se a cola fosse pouco elástica, iria impedir os extensómetros de se dobrarem e não se obteriam medidas de força. Utilizou-se essa mesma cola para manter os fios do extensómetro assentes na mola e impedir que estes se partam. Uma outra cola usada foi a *Loctite 3430*® que é uma cola constituída por dois componentes. Esta cola foi utilizada para colar à mola a ponta dos fios mais compridos que estão soldados aos fios do extensómetro. A razão de utilizar uma cola diferente para este processo deve-se ao facto de esta cola ser mais gelatinosa e resistente quando seca, fornecendo assim uma camada protectora à frágil ligação dos fios.

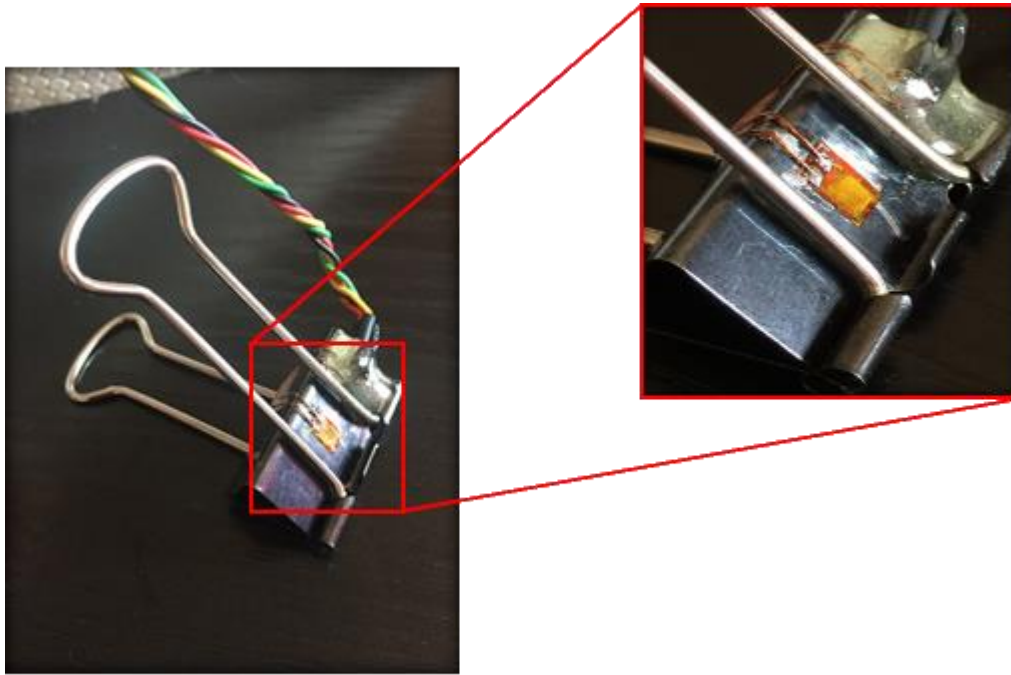


Figura 4.1. Actuador criado nesta tese.

Na figura 4.1 pode-se ver a imagem do actuador desenvolvido durante o período desta tese. É possível ver um dos extensómetros cujos fios de cobre se alongam, mudando de face e voltando à mesma face um pouco mais à frente, onde se irão ligar finalmente a outros fios coloridos, mais compridos. Pode-se ver ainda que a ligação dos fios compridos com os fios do extensómetro está coberta por cola, que oferece à ligação uma maior resistência mecânica. O extensómetro colocado por dentro tem também uma camada de cola no sítio da ligação com os fios.

4.2. Montagem electrónica

Para utilizar a máxima resolução possível do conversor analógico-digital do microcontrolador, foi necessário proceder à amplificação do sinal proveniente dos extensómetros numa placa de desenvolvimento de electrónica. Os componentes mais importantes nesta placa são a ponte de Wheatstone e o circuito integrado AD620. A figura 4.2 mostra a montagem obtida no final da tese.

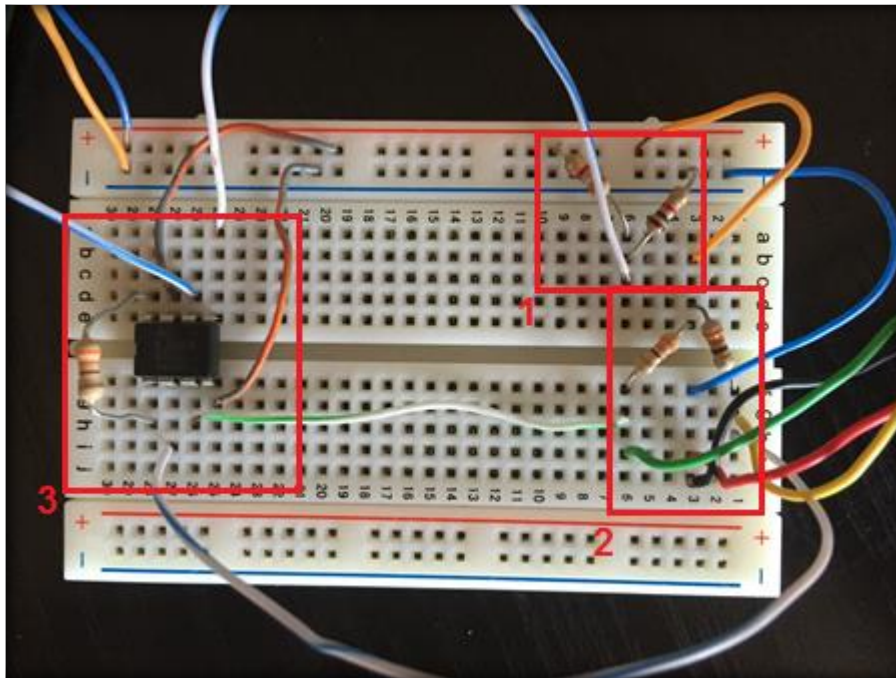


Figura 4.2. Montagem electrónica necessária à amplificação do sinal: 1. Divisor de tensão; 2. Ponte de Wheatstone; 3. Integrado AD620.

Inicialmente, o sinal obtido após a amplificação era significativamente diferente do esperado. Após alguns testes, observou-se que o sinal se encontrava saturado quando este passava abaixo dos 0.7 V ou acima dos 4 V. Inicialmente o pino 5 (referência) estava conectado ao *ground*, mas o sinal amplificado acabava por saturar, pois o sinal de entrada era, por vezes, inferior aos 0.7 V. Para resolver esse problema utilizou-se um divisor de tensão, de modo a fazer com que a referência fosse 1 V, para que o sinal nunca fosse inferior aos 0.7 V. Assim, para efeitos de instrumentação, esse 1 V passa a corresponder ao 0. Na figura 4.2, na zona 1, pode-se ver o divisor de tensão utilizado. É importante referir que a linha azul (alimentação negativa da placa) está ligada ao *ground* e a linha vermelha (alimentação positiva da placa) está ligada aos 5 V.

Na zona 2 pode-se ver a ponte de Wheatstone, composta pelas duas resistências conhecidas e pelos fios provenientes dos extensómetros (os fios verde e preto são do mesmo extensómetro e amarelo e vermelho são do outro extensómetro).

Nesta tese, a ponte de Wheatstone é utilizada com um intuito diferente do habitual. O objectivo da ponte de Wheatstone usada nesta tese não é medir uma resistência desconhecida, mas antes criar uma tensão proporcional à deformação e consequente

variação da resistência dos extensômetros. Na figura 4.3 encontra-se a adaptação da ponte de Wheatstone utilizada na tese.

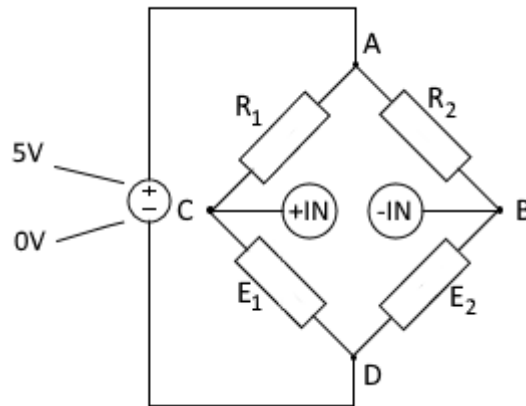


Figura 4.3. Ponte de Wheatstone utilizada na tese.

Na figura 4.3 podem-se ver os extensômetros, representados pelas letras E_1 e E_2 . Nesse circuito, o valor das resistências R_1 e R_2 podia ser qualquer um, desde que não fosse demasiado afastado do valor da resistência dos extensômetros (350 ohm) e desde que R_1 fosse igual a R_2 . A razão para isto é para que, como a variação das resistências dos extensômetros vai ser positiva para um e negativa para outro, se tivermos as duas resistências iguais, teremos: $\frac{E_1}{R_1} - \frac{E_2}{R_2} = \frac{E_1}{R_1} - \frac{E_2}{R_1} = \frac{E_1 - E_2}{R_1}$. Como E_2 terá uma variação negativa, as variações de ambos os extensômetros irão somar-se, aumentando assim a variação total do sinal. O sinal em B irá então ser aplicado na entrada inversora do circuito integrado AD620 e o sinal em C será aplicado na entrada não-inversora do mesmo.

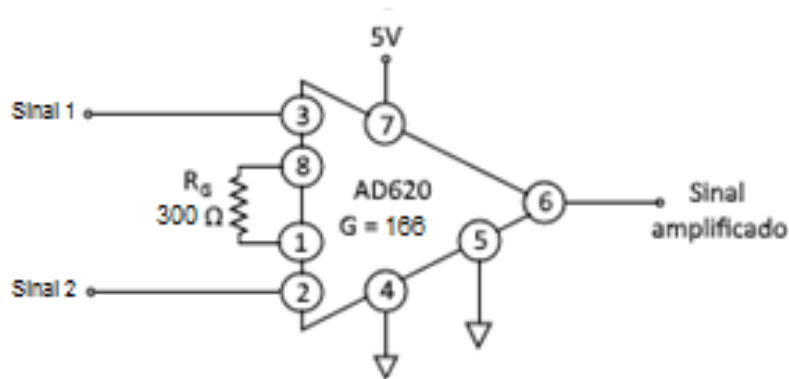


Figura 4.4. Amplificador com discriminação das entradas.

Como se pode ver pela figura 4.4, amplificou-se o sinal de saída da ponte com um ganho de 166. Para se obter esse ganho foi necessário utilizar uma resistência de 300 ohm entre os terminais 1 e 8 do circuito integrado AD620. No princípio a experimentou-se utilizar um ganho próximo de 1000, tendo-se observado uma rápida saturação do amplificador nos 4 V. Assim optou-se por utilizar um ganho significativamente mais baixo (166). A determinação deste valor tem a ver com o facto de o sinal obtido antes do amplificador obter uma variação máxima de 12 mV, que multiplicados pelo ganho de 166 equivale a cerca de 2 V. Estes que terão de ser somados depois ao sinal de referência (1V). Apesar de primeiramente se pensar que o sinal não deveria ultrapassar os 4 V, chegou-se à conclusão que a saturação do sinal amplificado ocorria ligeiramente mais cedo. Desta forma procurou-se trabalhar com um máximo de 3 V.

O sinal de saída do amplificador foi depois aplicado na entrada analógica A0 do *Arduino que*, depois de convertido, é enviado para o computador através de uma ligação USB, de modo a poder ser utilizado pelo jogo. Na figura 4.5 está representada toda a montagem, desde que o sinal é produzido no actuador até que este é recebido no computador.

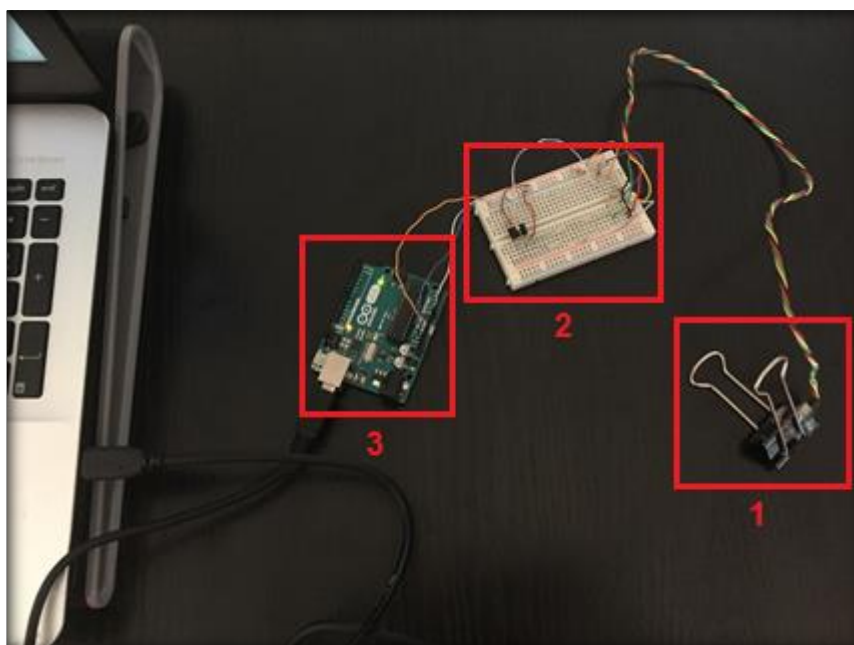


Figura 4.5. Montagem completa desde a saída do sinal do actuador à chegada ao computador. 1. Actuador; 2. Montagem electrónica; 3. Arduino.

Na zona 1 da figura 4.4 pode-se ver o actuador, ligado à montagem electrónica onde se encontra o amplificador (zona 2). O sinal é depois amplificado e enviado para o

Arduino (zona 3), já devidamente programado para ler a força aplicada no actuador e enviá-la para o computador.

4.3. *Keep Control*

O nome dado ao jogo criado como sistema de *biofeedback* foi “*Keep Control*”. O que acontece exactamente no desenrolar do jogo é que o cenário de fundo do jogo está dividido em seis secções iguais, sobre as quais são colocados o cursor e os *gates*. Quando o cursor atravessa uma secção, esta é reconstruída e colocada a seguir às outras secções, pelo que o jogo não terá um fim. Por sua vez, aos *gates* é atribuída uma nova posição vertical aleatória de modo a que o jogo não se torne repetitivo e o utilizador não se possa habituar às posições destes.

Para se poder fazer um estudo mais abrangente, convém ter estímulos diferentes, de modo a analisar as diferenças nos sinais obtidos. Para isso implementaram-se no jogo níveis de dificuldade, ou seja, assim que o sujeito consegue passar o cursor entre seis *gates* consecutivos sem colidir com nenhum deles, a velocidade horizontal com que o cursor se move aumenta, para que seja mais difícil ao jogador fazer o cursor passar dentro dos *gates*. Estas alterações de dificuldade fazem com que o controlo tenha de ser executado com mais precisão, algo que poderá ter diferenças nas relações entre os EEG e EMG medidos. Caso o utilizador passe com o cursor fora dos *gates* ou embata nestes, o jogo regride dois níveis de dificuldade, eliminando os *gates* que estejam no cenário de jogo nesse momento e diminuindo a velocidade.

Na figura 4.6 pode-se ver uma imagem do jogo programado, que poderá ajudar a um melhor entendimento dos parágrafos acima. Onde (a) é o cursor que o utilizador pode controlar e (b) são as *gates*.

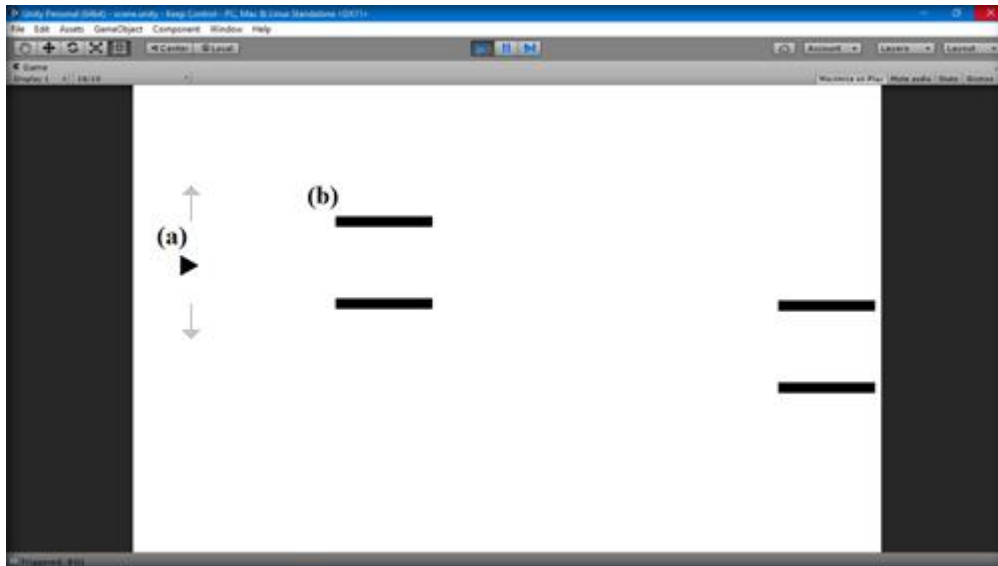


Figura 4.6. Jogo programado para *biofeedback*. (a) Cursor. (b) Gate.

Para implementar cada uma das funcionalidades do jogo foram criadas sete funções diferentes:

- *Data* – nesta função programou-se o *reset* do jogo quando o utilizador bater com o cursor nos *gates* ou passar fora deles;
- *CursorMovement* – contém toda a informação relativa ao movimento do cursor, como a posição vertical inicial do cursor como a velocidade horizontal deste;
- *CameraTracksPlayer* – função utilizada para que o cenário de jogo vá acompanhando o cursor à mesma velocidade deste, à medida que ele se move horizontalmente. O resultado, no ecrã, corresponde a ver o cursor em movimento vertical e o fundo a deslocar-se na sua direcção;
- *BGLooper* – função que faz com que as várias secções do cenário e os respectivos *gates* se vão apagando atrás do cursor e vão sendo passados para a frente do cursor dando a ideia de um jogo contínuo e infinito. É também responsável por criar aleatoriamente a posição vertical dos *gates*, tanto no início do jogo como quando eles são passados para a frente;
- *Score* – responsável por contar o número de *gates* ultrapassados e aumentar a velocidade vertical do cursor assim que este passar 6 ;

- *ScorePoint* – responsável por detectar quando o cursor passa no meio das *gates* com sucesso, comunicando depois com a função *Score*;
- *Collision* – detecta quando ocorre colisão, reduzindo depois a velocidade correspondente a dois níveis e comunicando com a função *Data* de modo a fazer *reset* na posição de todos os elementos do jogo.

À primeira vista podem-se encontrar diversos problemas e obstáculos nesta solução. Destaca-se o facto de, com a utilização desta parte lúdica, existirem estímulos visuais que podem afectar a qualidade dos sinais electrofisiológicos medidos e a concomitante caracterização das fontes de controlo no cérebro. Para ultrapassar este problema, teve de se diminuir ao máximo esses estímulos, usando um jogo simples e com um mínimo de carga de informação visual, de modo a que a informação cerebral analisada contenha sobretudo informação sobre a ação muscular e que essa informação não seja demasiadamente afectada pelos artefactos visuais. É por essa razão que o jogo se resume às cores preto e branco e o cursor e *gates* utilizados no jogo são extremamente simplificados.

Apesar de os artefactos visuais serem um problema, esta parece ser a solução mais aceitável. Outra solução poderia ter sido *biofeedback* através de estímulos auditivos. No entanto, essa opção foi descartada uma vez que a zona do cérebro onde são percebidos os estímulos auditivos é no lobo temporal, em que fontes localizadas nesse local, podem ser confundidas com fontes do córtex motor secundário. Os estímulos visuais, porém, são processados no lobo occipital, que se encontra na parte posterior da cabeça, diferenciando-se facilmente, em termos de localização, as fontes encontradas nesta zona das fontes de interesse localizadas no córtex motor ou pré-motor.

4.4. Sinal do novo actuador

Um dos principais objectivos desta tese era desenvolver um actuador mais eficiente para utilizar aquando das aquisições de EEG e EMG. Quanto mais fluido e contínuo é o movimento, mais elevada é a possibilidade de encontrar sincronia entre o EEG e o EMG.

Nos trabalhos anteriores, obteve-se o sinal da mola especial utilizando o mesmo *software ConForce*. Como vimos anteriormente, esse programa permite ao utilizador visualizar, em tempo real, a evolução da força aplicada no actuador em questão. Tal como para esta tese, para ligar o actuador ao computador e, por conseguinte, ao *ConForce* também foi utilizada uma placa *Arduino* em [10].

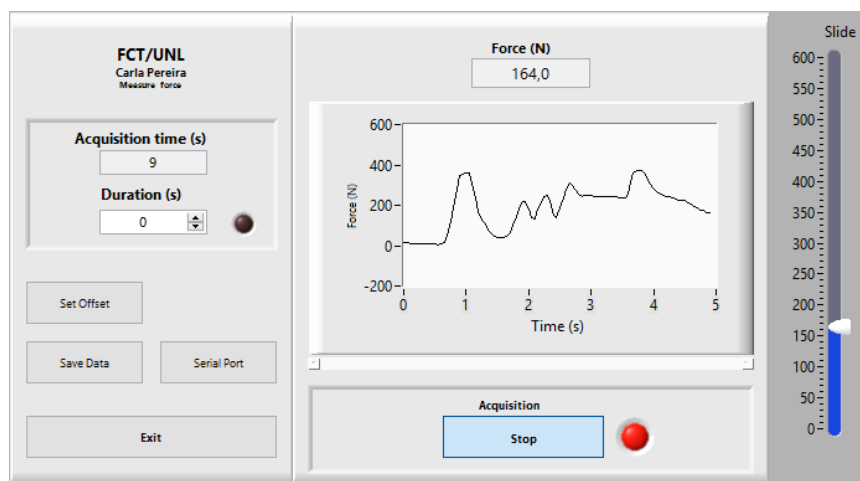


Figura 4.7. Sinal do novo actuador visualizado no *ConForce*.

Na figura 4.7 pode-se ver um sinal obtido pelo novo actuador no *software ConForce*. No capítulo “Discussão de Resultados”, ir-se-á comparar este sinal com o sinal obtido na tese de Braga [10].

4.5. Aquisição de EMG enquanto se utiliza o novo actuador

Para conseguir comparar um sinal de EMG e o sinal do actuador, efectuou-se uma aquisição de EMG utilizando o sistema *BioPlux*[®], enquanto o indivíduo utilizava o novo actuador. Simultaneamente, foi medida a força aplicada no mesmo actuador, utilizando a montagem descrita em 4.2. Os sinais obtidos encontram-se representados nas figuras 4.8 e 4.9. Estes sinais serão, posteriormente analisados no capítulo “Discussão de Resultados”.

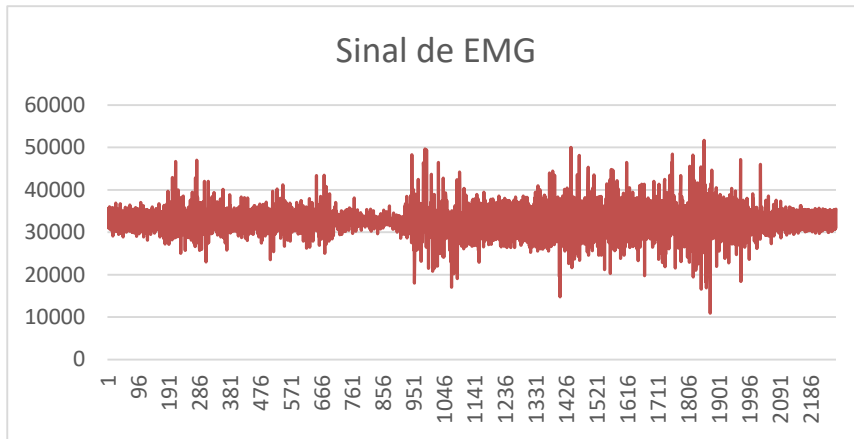


Figura 4.8. Sinal de EMG obtido enquanto se utilizava o novo actuador.

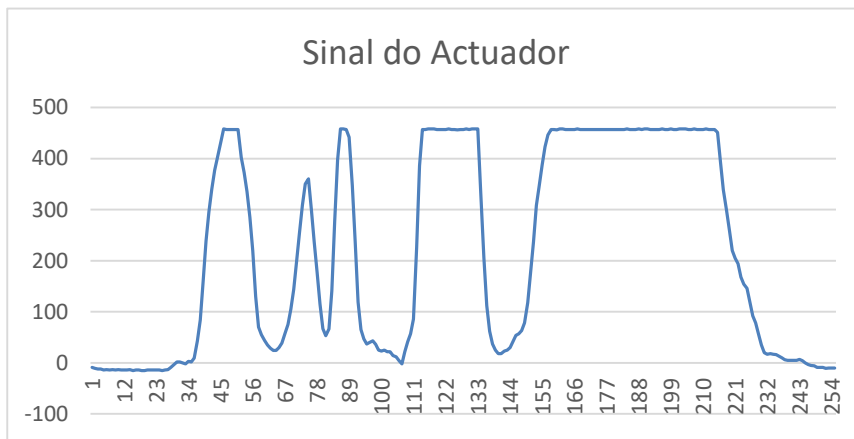


Figura 4.9. Sinal obtido pelo actuador enquanto se efectuava uma aquisição de EMG.

Capítulo 5

{Discussão de Resultados}

5.1. Análise do sinal do novo actuador

Para que se possam analisar as diferenças entre o sinal obtido com a mola especial [10] e o obtido com o novo actuador apresentam-se, na figura 5.1 e 5.2, respectivamente, uma imagem de ambos.

A figura 5.2, além de corresponder ao sinal obtido com o novo actuador, contém a vermelho diversas zonas que se acham de especial importância para descrever as principais melhorias entre este sinal e o obtido anteriormente.

Como se pode ver na figura 5.1, o sinal obtido pela mola especial é praticamente de carácter binário, apenas mantendo a força máxima ou a força mínima. A mola especial, permitia apenas dois estados e a transição entre ambos era sempre brusca, não podendo controlar a velocidade com que se passava de um estado para o outro.

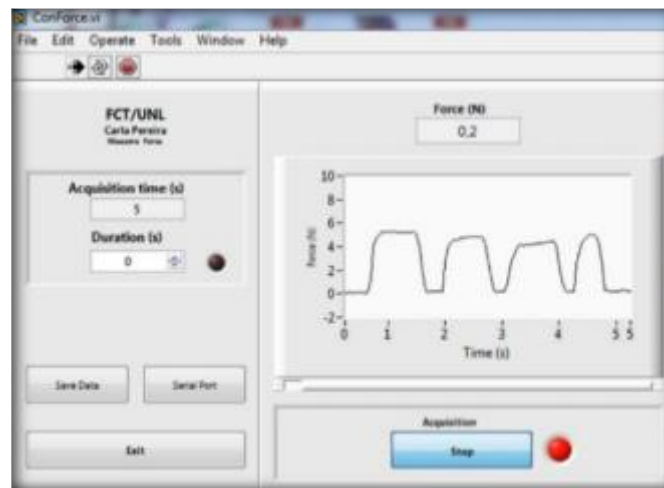


Figura 5.1. *Software ConForce* com um sinal feito pela mola especial. [10]

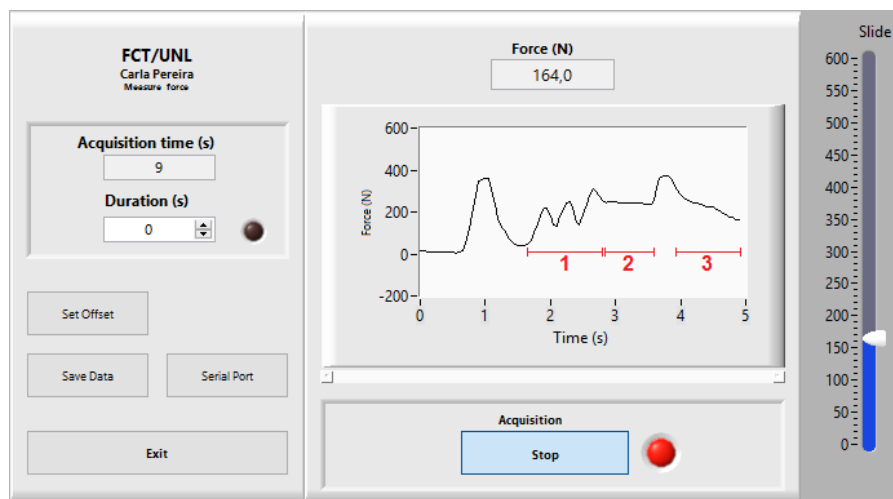


Figura 5.2. Sinal obtido pelo novo actuador no *ConForce* com as devidas zonas de interesse assinaladas.

Como se pode ver na figura 5.2 existem 3 zonas que devem ser tidas em consideração quando se procuram melhorias entre este sinal e o anteriormente obtido.

- 1. Pode-se ver que este actuador permite chegar a diversos níveis de força, quando pressionando a mola com mais ou menos força, ao invés da resposta binária em [10]. Pode-se ver ainda que nessa zona existem 3 pontos de pressão da mola, cada um com uma força aplicada diferente. Isto é uma enorme melhoria em relação à mola especial, pois nessa mola as forças eram praticamente binárias, ou seja, ou a força era 0, quando não está a haver pressão na mola, ou a força era a máxima, quando se pressionava. Isto mostra que com este actuador é possível atingir diversos níveis de força com uma boa precisão.
- 2. Esta zona é importante porque permite ver que existe a possibilidade de manter uma certa força, não nula, durante um elevado período de tempo. Como o antigo actuador era de carácter binário, havia a impossibilidade de isto acontecer, sendo apenas possível manter a força máxima ou a força nula. Este factor é extremamente importante para o jogo, pois permite ao utilizador manter o cursor estável enquanto passa no meio dos *gates*, evitando que o cursor choque com eles. Esta zona apresenta uma das partes mais importantes da tese pois está directamente ligada ao controlo motor que se utilizar mecanismos de sincronia entre EEG e EMG.
- 3. Esta zona mostra que é possível controlar a descida da força, de forma

gradual, ao invés do que acontecia com o outro actuador, onde após se deixar de apertar o actuador, o decréscimo da força até 0 era quase imediato.

Como se pode ver, existe uma enorme melhoria do actuador em relação ao actuador anterior. A precisão que se pode encontrar neste novo actuador é essencial para que seja possível controlar o cursor durante o jogo.

Nesta tese acrescentou-se um *slide* (actuador variável, representado a azul na imagem 5.2) ao *software ConForce*, para que este tenha uma maior semelhança com o jogo programado. A seta do *slide* sobe quando se pressiona mais o actuador e desce quando se relaxa o mesmo. Apesar de se poder ver a força aplicada em Newton, este valor não corresponde necessariamente à força exacta que está a ser aplicada, mas é sim uma medida relativa da mesma.

Nas teses anteriores acreditava-se que os momentos de controlo motor contribuía bastante para que ocorresse sincronia no cérebro. Um dos objectivos desta tese era fornecer as ferramentas para que fosse possível comprovar ou refutar essa teoria. Do ponto de vista da instrumentação pode-se admitir que esse objectivo foi alcançado, pois não só o sinal o demonstra, mas também, após experimentar o actuador, se sente que o movimento é muito mais fluido e contínuo do que o da mola especial.

5.2. Comparação entre os sinais de EMG e do actuador

Uma pergunta que se poderia colocar era: porque razão utilizar um sinal da força exercida no actuador e não utilizar directamente o sinal de EMG obtido aquando do movimento? Inicialmente essa opção pode parecer mais simples, mas pensando um pouco mais sobre o assunto algumas razões começam a aparecer.

- O sinal de EMG é bastante mais ruidoso. Mesmo depois da aplicação de filtros torna-se um sinal muito pouco preciso, como sinal de controlo do cursor do jogo. Relembra-se que este é um jogo de controlo motor fino, em que o objectivo é atravessar pequenos gates a velocidades cada vez mais elevadas. Além disso, apesar de os eléctrodos serem colocados no músculo no qual se quer obter a resposta, é possível que outros músculos, próximos

do músculo alvo, possam interferir com a correcta aquisição do sinal em questão.

- Pequenos espasmos musculares podem fazer mover o cursor involuntariamente. Estes espasmos, porém, podem não se apresentar em força ou amplitude suficiente para alterar a posição do actuador, pelo que, utilizando como sinal a força aplicada no actuador, evita-se que o cursor mexa sem o indivíduo ter intenção. Outra coisa importante é o facto de ter de se aplicar uma pequena força no actuador, para vencer a força elástica deste, antes de a mola começar a deformar. Os extensómetros, como estão colados à mola, apenas detectam sinal assim que esta se começa a abrir. Por outro lado, se fosse utilizado o sinal de EMG, o cursor começar-se-ia a mexer assim que o musculo contraísse para pressionar o actuador. O mesmo aconteceria assim que o actuador chegasse ao seu ponto de contracção máximo, onde por muita força que se faça, o valor da força não aumentará, pois, os extensómetros não podem curvar-se mais. Porém, o EMG mostra um aumento de força, mesmo depois desse ponto.
- Um último ponto tem a ver com a rapidez com que o sinal é transmitido ao jogo. Apesar de o sinal de EMG ser conhecido pela sua elevada resolução temporal, o sinal é recebido tão rápido quanto o equipamento o permitir. A utilização do sinal de EMG dependeria não só do equipamento de ligação do sinal ao jogo mas também do equipamento de aquisição de EMG. Com a utilização da força exercida no actuador, a rapidez depende apenas no equipamento de ligação, pelo que se visualizará no ecrã muito mais rapidamente o movimento do cursor.

Através da análise das figuras 4.8 e 4.9 pode-se comprovar os pontos acima descritos, à excepção do último ponto, o qual não se pode perceber através de uma imagem do sinal de EMG e que mesmo durante a aquisição de EMG é pouco perceptível.

Apesar de não se ter filtrado ou processado o sinal de EMG, considera-se que este é suficiente para provar os pontos acima descritos. Por exemplo, pode-se ver que na última contracção da figura 4.9, o sinal atinge um valor máximo e mantém-se nele durante um certo período de tempo. Porém, apesar de o sinal do actuador não se alterar nesse período de tempo, mesmo que se aplique mais força no actuador, podemos ver que

no sinal de EMG (figura 4.8) o mesmo não acontece, visto que há certas zonas do sinal de EMG durante esse período de tempo que apresentam uma maior força aplicada. O facto de haver um máximo estipulado para a força do actuador será então uma mais valia, pelo facto de fazer com que a força máxima necessária para colocar o cursor no topo do jogo não seja excessiva. Além disso, evita que sejam necessárias calibrações no jogo para diferentes indivíduos que sejam testados.

Outra conclusão que se pode tirar através da comparação dos sinais do actuador e da miografia é a sua semelhança. Podemos então concluir que o sinal do actuador está de acordo com o esperado, verificando-se um aumento do sinal quando se aplica uma maior força no actuador e uma diminuição quando se relaxa este. Desta feita, pode ser utilizado como *proxi* do sinal electrofisiológico.

Capítulo 6

{Conclusão}

O objectivo desta tese foi contruir um sistema de *biofeedback* para melhorar a aquisição de sinal e testar a possibilidade de a sincronia no cérebro depender ou estar intimamente ligada ao controlo motor.

Pode-se admitir que o objectiv foi alcançado, pois o sistema de *biofeedback* foi desensolvivo e dispõe agora de um novo actuador, cujo condicionamento de sinal permite obter resultados bastante melhores que os anteriormente obtidos. Apesar da ligação entre os dispositivos criados e os estudos electrofisiológicos de controlo motor ainda não se terem realizado por manifesta falta de tempo, a construção do dispositivo é, sem a menor dúvida, um passo importante nesse sentido. Além disso, os sinais adquiridos no teste do equipamento revelam-se bastante promissores nos estudos a realizar.

Além disso pôde-se comprovar que a histerese existente nos actuadores das teses anteriores foi quase completamente resolvida com a utilização desta nova mola, o que se pode ver pelas imagens do capítulo 4. Os sinais obtidos pelo novo actuador são muito mais graduais e isentos de ruído do que os sinais obtidos pelo actuador utilizado anteriormente. Chegou-se também à conclusão que a utilização dos extensómetros é uma melhoria significativa em relação aos sensores piezoeléctricos, produzindo sinais muito mais consentâneos com os objectivos propostos nesta tese.

Além disso, o actuador proposto permite ao utilizador ter um controlo muito maior da força aplicada, conseguindo fazer diversos níveis de força e aumentar ou diminuir a força à velocidade que lhe convenha, quer seja subitamente ou gradualmente.

6.1. Conselhos para continuação da tese

Esta tese foi bastante diferente das anteriores, por se focar mais na parte de instrumentação e programação do que na parte de algoritmos e fisiologia. Existe por esta razão a necessidade de voltar a trabalhar nessa última parte, para averiguar o efeito do novo material na qualidade dos sinais obtidos em contexto de estudo de sincronia entre

sinais de EEG e EMG. Prevê-se que, se a teoria de que o controlo motor está ligado à sincronia for correcta, haja mais momentos de sincronia depois de se adquirir os sinais num regime de controlo fino de contracção.

É fulcral fazer várias aquisições em diversos momentos, alterando várias coisas, como por exemplo:

- Verificar se existem diferenças nos sinais adquiridos quando a velocidade do cursor é mais pequena ou maior;
- Ajustar a calibração do actuador para que este apenas comece a mover o cursor depois de se ter feito mais força e chegue ao seu máximo antes do actuador estar completamente pressionado. Isto faz com que o indivíduo tenha de ser mais preciso nos seus movimentos, visto que tem uma gama menor de forças para utilizar, esse facto aumentará, provavelmente, os períodos de controlo e poderá levar a um aumento da sincronia.

{Bibliografia}

- [1] J. Sun, X. Hong, and S. Tong, "Phase synchronization analysis of EEG signals: An evaluation based on surrogate tests," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 8, pp. 2254–2263, 2012.
- [2] F. Varela, J. Lachaux, E. Rodriguez, and J. Martinerie, "The brainweb: Phase synchronization and large-scale integration," *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 2, no. April, pp. 229–239, 2001.
- [3] A. L. Roskies, "The binding problem," *Neuron*, vol. 24, no. 1, pp. 7–9, 1999.
- [4] a von Stein, C. Chiang, and P. König, "Top-down processing mediated by interareal synchronization", *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 97, no. 26, pp. 14748–14753, 2000.
- [5] J. Fell and N. Axmacher, "The role of phase synchronization in memory processes.," *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 12, no. 2, pp. 105–118, 2011.
- [6] J. Martins, "Estudo do Controlo Motor Via Sincronias entre Sinais de EEG e de EMG / Motor Control Study through Sincrony between EEG and EMG Signals," 2015.
- [7] M. Almeida, J. Schleimer, J. M. Biucas-dias, and R. Vigário, "Source Separation and Clustering of Phase-Locked Subspaces," vol. 22, no. 9, pp. 1419–1434, 2011.
- [8] J.-H. Schleimer and R. Vigário, "Reference-Based Extraction of Phase Synchronous Components," in *Artificial Neural Networks – ICANN 2006*, Springer Berlin Heidelberg, 2006, pp. 230–239.
- [9] S. A. Matos, "Deteção de sincronia no controlo corticomotor," 2015.
- [10] D. Braga, "Influência da força muscular nas características do sinal de EEG durante a realização de tarefas motoras," 2016.
- [11] <http://salabioquimica.blogspot.pt/2014/04/o-que-e-o-impulso-nervoso-potencial-de.html> (acedido em Agosto, 2016)
- [12] Waxman, SG, ed. (2007). *Molecular Neurology*. Burlington, Mass.: Elsevier Academic Press.
- [13] Seeley, R., Stephens, T., & Tate, P. (2011). *Anatomy & Physiology* (8^a ed.). (M. Leal, M. Durão, & M. Abecasis, Trans.) Loures: Lusodidacta.
- [14] G. M. Cooper, "A Célula, uma abordagem molecular" 2007, pp. 506–509.
- [15] C. A. Schevon, J. Cappell, R. Emerson, J. Isler, P. Grieve, R. Goodman, G. Mckhann, H. Weiner, W. Doyle, R. Kuzniecky, O. Devinsky, and F. Gilliam, "Cortical abnormalities in epilepsy revealed by local EEG synchrony," *Neuroimage*, vol. 35, no. 1, pp. 140–148, 2007.
- [16] F. Mormann, K. Lehnertz, P. David, and C. E. Elger, "Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients," *Phys. D*, vol. 144, pp. 358–369, 2000.
- [17] D. Al-jumeily, S. Iram, F. Vialatte, P. Fergus, and A. Hussain, "A Novel Method of Early Diagnosis of Alzheimer 's Disease Based on EEG Signals," vol. 2015, 2015.
- [18] M. Waser, M. Deistler, H. Garn, T. Benke, P. Dal-Bianco, G. Ransmayr, D. Grossegger, and R. Schmidt, "EEG in the diagnostics of Alzheimer's disease," *Stat. Pap.*, vol. 54, no. 4, pp. 1095–1107, 2013.
- [19] S. Kasakawa, T. Yamanishi, T. Takahashi, K. Ueno, M. Kikuchi, and Haruhiko Nishimura, "Approaches of Phase Lag Index to EEG Signals in Alzheimer's Disease from Complex Network Analysis," in *Innovation in Medicine and Healthcare 2015*, Springer International Publishing, 2015, pp. 459–468.
- [20] N. Swann, C. de Hemptinne, A. AR, J. Ostrem, R. Knight, and P. Starr, "Elevated synchrony in Parkinson disease detected with electroencephalography," *Am. Neurol. Assoc.*, vol. 75, no. 5, pp. 742–50, 2015.
- [21] A. Pikovsky, M. Rosenblum, J. Kurths, P. B. Chirikov, N. Budker Institute of Nuclear Physics, P. P. C., C. Niels Bohr Institute, P. F. Moss, S. L. University of Missouri, P. H. Swinney,

and T. U. of T. at A. Center for Nonlinear Dynamics, “Synchronization: A Universal Concept in Nonlinear Sciences,” *Cambridge Nonlinear Sci. Ser. 12*, pp. 7–33, 2003.

[22] D. L. Frank, L. Khorshid, J. F. Kiffer, C. S. Moravec, and M. G. McKee, “Biofeedback in medicine: Who, when, why and how?,” *Ment. Health Fam. Med.*, vol. 7, no. 2, pp. 85–91, 2010.

[23] R. C. deCharms, F. Maeda, G. H. Glover, D. Ludlow, J. M. Pauly, D. Soneji, J. D. E. Gabrieli, and S. C. Mackey, “Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI,” *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 102, no. 51, pp. 18626–31, 2005.

[24] O. M. Giggins, U. M. Persson, and B. Caulfield, “Biofeedback in rehabilitation.,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 10, no. 1, p. 60, 2013.

[25] <https://borepatch.blogspot.pt/2011/01/neat-trick-for-sharpening-knives> (acedido em Setembro, 2016).

{Anexos}

Data

```
using UnityEngine;
using System.Collections;

public class Data : MonoBehaviour {

    public static Data dat; //class static so enter without GetComponent from
other scripts
    public Vector3 BirdPosition;
    void Awake()
    {
        if (dat == null)
        {
            DontDestroyOnLoad(gameObject); // game object will not be destroyed on
scene reload
            dat = this;
        }
        else if (dat != this)
        {
            Destroy(gameObject);
        }
    }
}
```

CursorMovement

```
using UnityEngine;
using System.IO.Ports;

public class CursorMovement : MonoBehaviour
{

    Vector3 velocity = Vector3.zero;
    float flapSpeed = 100f;
    static public float forwardSpeed = 1f;
    static public float min = -0.95f;
    static GameObject[] player = GameObject.FindGameObjectsWithTag("Player");
    Vector3 pos = player.transform.position;

    SerialPort sp = new SerialPort("COM4", 9600);

    // Use this for initialization
    void Start ()
    {
        sp.Open();
        sp.ReadTimeout = 1;
        transform.position = new Vector3(transform.position.x,
Data.dat.BirdPosition.y, transform.position.z);
    }

    // Do graphic & Input updates here
    void Update ()
    {
```

```

    if(sp.IsOpen)
    {
        try
        {
            MoveObject(sp.ReadByte());
            print(sp.ReadByte());
        }
        catch (System.Exception)
        {
        }
    }
    Data.dat.BirdPosition = transform.position;
}

// Do physics engine updates here
void MoveObject (int Direction)
{
    if (Direction <= 1023)
    {
        pos.y = min;
    }
    player.transform.position = pos;
}
}

```

CameraTracksPlayer

```

using UnityEngine;
using System.Collections;

public class CameraTracksPlayer : MonoBehaviour {

    Transform player;

    float offsetX;

    // Use this for initialization
    void Start () {
        GameObject player_go = GameObject.FindGameObjectWithTag("Player");

        if(player_go == null)
        {
            Debug.LogError("Couldn't find an object with tag 'Player!'");
            return;
        }
        player = player_go.transform;

        offsetX = transform.position.x - player.position.x;
    }

    // Update is called once per frame
    void Update () {
        if(player != null)
        {
            Vector3 pos = transform.position;
            pos.x = player.position.x + offsetX;
            transform.position = pos;
        }
    }
}
}

```

BGLooper

```
using UnityEngine;
using System.Collections;

public class BGLooper : MonoBehaviour {

    int numBGpanels = 6;

    float gateMax = 1.13f;
    float gateMin = -0.89f;

    void Start()
    {
        GameObject[] gates = GameObject.FindGameObjectsWithTag("Gate");

        foreach(GameObject gate in gates)
        {
            Vector3 pos = gate.transform.position;

            pos.y = Random.Range(gateMin, gateMax);

            gate.transform.position = pos;
        }
    }

    void OnTriggerEnter2D(Collider2D collider)
    {
        Debug.Log("Triggered: " + collider.name);

        float widthOfBGObject = ((BoxCollider2D)collider).size.x;

        Vector3 pos = collider.transform.position;

        pos.x += widthOfBGObject * numBGpanels;

        if (collider.tag == "Gate")
        {
            pos.y = Random.Range(gateMin, gateMax);
        }

        collider.transform.position = pos;
    }
}
```

Score

```
using UnityEngine;
using System.Collections;

public class Score : MonoBehaviour {

    static public int score = 0;
    static public int counter = 0;
    static public int level = 1;

    static public void AddPoint()
    {
        score++;
    }
}
```

```

        counter++;
        if (counter == 6)
        {
            level++;
            counter = 0;
            CursorMovement.forwardSpeed = CursorMovement.forwardSpeed + 0.2f;
        }
    }

    void Update ()
    {
        GetComponent<GUIText>().text = "Score: " + score + "\nLevel: " + level;
    }
}

```

ScorePoint

```

using UnityEngine;
using System.Collections;

public class ScorePoint : MonoBehaviour {

    void OnTriggerEnter2D(Collider2D collider)
    {
        if (collider.tag == "Player")
        {
            Score.AddPoint();
        }
    }
}

```

Collision

```

using UnityEngine;
using System.Collections;

public class Collision : MonoBehaviour {

    void OnTriggerEnter2D(Collider2D collider)
    {
        if (collider.tag == "Player")
        {
            Score.counter = 0;
            Score.score = 0;

            if(Score.level > 2)
            {
                Score.level = Score.level - 2;
                CursorMovement.forwardSpeed = CursorMovement.forwardSpeed - 0.4f;
            }

            else if (Score.level == 2)
            {
                Score.level = 1;
                CursorMovement.forwardSpeed = CursorMovement.forwardSpeed - 0.2f;
            }
            Application.LoadLevel(Application.loadedLevel);
        }
    }
}

```