

# Metodologia de Treino de uma Interface Cérebro Máquina.

SUPOORTADA PELO EMOTIV EPOC.

**Tiago André Monteiro Vieira**

Relatório submetido ao Instituto Superior de Engenharia do Porto  
para a obtenção do grau de  
Licenciado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

## **Orientadores**

PROF. DOUTOR CARLOS VINHAIS  
Departamento de Física – ISEP

MESTRE CARLA SANTOS  
INOVA+

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Porto, 6 de Novembro de 2017



*"My mission in life is not merely to survive, but to thrive; and to do so with some  
passion, some compassion, some humor, and some style."  
Maya Angelou*



# Agradecimentos

A realização deste estágio não seria possível sem o apoio de muita gente, quer direta ou indiretamente. Como tal, aproveito este espaço para agradecer principalmente:

À INOVA+, à Carla Santos pela oportunidade que me proporcionou e, em especial, ao Joel Monteiro pelo apoio e ajuda prestada ao longo de todo o estágio.

Ao Professor Doutor Carlos Vinhais por toda a disponibilidade e orientação prestada.

À Isabel Pires Chaves por ter proporcionado o contacto com as pessoas que tornaram este estágio possível.

E por último mas não menos importante, aproveito para direccionar um muito obrigado aos meus pais que sempre fizeram o máximo que podiam para me proporcionarem as melhores condições possíveis ao longo de todas as etapas, assim como por toda a motivação dada. Muito obrigado.



# Resumo

Apoiadas nos conceitos aprendidos acerca da eletroencefalografia, as Interfaces Cérebro Máquina (ICM) permitem reconhecer os sinais cerebrais e utilizá-los como um controlador de ações quer seja para melhorar a mobilidade de um paciente ou para adicionar mais um controlador a um jogador de consolas multimédia.

Para que tal seja possível, as interfaces necessitam de ser treinadas de forma a reconhecer os sinais e porventura transformá-los em ações que lhes estejam associadas. O Emotiv EPOC, interface utilizada neste projeto, permite ao utilizador que treine a interface de diversas formas, mas apenas assume quatro comandos. Para que um utilizador consiga quantificar a qualidade do treino que se encontra a realizar, o software disponibilizado pelo fabricante indica uma Skill Rating para os treinos realizados sob a forma de percentagem, permitindo assim ao participante ter um constante feedback dos seus treinos.

Este projeto tem como objetivo, para uma amostra de vinte participantes voluntários, registar e analisar qual o comportamento dos mesmos para os treinos quando em contacto pela primeira vez com uma ICM. Todos os participantes estiveram sujeitos a um protocolo para o treino e, após a realização dos mesmos, registou-se a Skill Rating respetiva.

Analisando todos os valores obtidos, concluiu-se que o método de treino mais indicado para um utilizador iniciante foi o de Arrastar sem Reforço, no entanto, o rTEM calculado para este treino, apesar de ser o mais baixo foi na ordem dos 40%, um valor ainda bastante elevado.





# Abstract

Based on the concepts learned about electroencephalography, Brain Computer Interfaces (BCI) allow the recognition of brain signals and use them as a controller of actions, either to improve the mobility of a patient or to add another controller to a multimedia console player.

In order to make this possible, the interfaces need to be trained to recognize the signals and then to turn them into actions that are associated with them. Emotiv EPOC, the interface used in this project, allows the user to train the interface in several ways, but only takes four commands. For a user to be able to quantify the quality of the training that is being performed, the software provided by the manufacturer indicates a Skill Rating for the training done in percentage form, thus allowing the participant to have a constant feedback of their training.

This project aims, for a sample of twenty volunteer participants, to register and analyze their behavior for the training when they first contact with an ICM. All participants were subject to a protocol for the training and, after their performance, the respective Skill Rating was registered.

Analyzing all the values obtained, it was concluded that the most suitable training method for a beginner user was Drag without Reinforcement, however, the calculated rTEM for this training, although it was the lowest was still on the order of 40% , a value still quite high.



# Conteúdo

<b>Resumo</b>	vii
<b>Abstract</b>	ix
<b>Conteúdo</b>	xi
<b>Lista de Figuras</b>	xiii
<b>Lista de Tabelas</b>	xv
<b>1. Introdução</b>	1
1.1 Objectivos e Motivação	2
1.2 A Empresa, INOVA+	2
1.3 Contribuições	3
1.4 Organização do Relatório	3
<b>2. Interfaces Cérebro Máquina</b>	5
2.1 Cérebro Humano	5
2.2 EEG	8
2.3 Interfaces Cérebro Máquina	11
2.3.1 Tipos de Interface	12
2.4 Emotiv EPOC	14
<b>3. Sessões de Treino e Aquisição de Dados</b>	19
3.1 Participantes	20
3.2 Ambientes	22
3.3 Condições de Treino	22
3.4 Orientação	23
3.5 Tarefas	24
3.5.1 Treino Neutro	24
3.5.2 Posição Final	24
3.5.3 Arrastar sem Reforço	24
3.5.4 Arrastar com Reforço Mecânico	25

---

3.5.5	Arrastar com Reforço Visual . . . . .	25
3.6	Atividades Realizadas . . . . .	25
<b>4.</b>	<b>Resultados da Aquisição de Dados . . . . .</b>	<b>29</b>
4.1	Ambiente 1 . . . . .	29
4.1.1	Skill Rating . . . . .	29
4.1.2	Contagens/Validação . . . . .	34
4.2	Ambiente 2 . . . . .	38
4.2.1	Skill Rating . . . . .	38
4.2.2	Contagens/Validação . . . . .	39
4.3	Síntese . . . . .	45
<b>5.</b>	<b>Processamento do Sinal . . . . .</b>	<b>51</b>
5.1	Adaptação . . . . .	52
5.2	Condicionamento do Sinal . . . . .	54
5.3	Processamento do Sinal . . . . .	55
5.4	Análise dos Sinais . . . . .	56
<b>6.</b>	<b>Conclusão . . . . .</b>	<b>59</b>
	<b>Bibliografia . . . . .</b>	<b>66</b>
	<b>A. Protocolo para Aquisição de Dados . . . . .</b>	<b>67</b>
	<b>B. Tabelas de Diferença . . . . .</b>	<b>69</b>

# Lista de Figuras

2.1	Imagem Representativa dos Lobos Cerebrais . . . . .	6
2.2	Imagem Representativa das Ondas Cerebrais . . . . .	9
2.3	Representação de Artefactos num sinal EEG . . . . .	11
2.4	Dispositivo Emotiv EPOC . . . . .	14
2.5	Interface do treino do cubo . . . . .	16
2.6	Disposição Eléktrods Emotiv EPOC . . . . .	17
2.7	Qualidade de Contacto dos Eléktrods . . . . .	17
3.1	Estrutura hierárquica da recolha de dados . . . . .	20
3.2	Estrutura sequencial da recolha de dados. . . . .	27
4.1	Bland Altman - Skill Rating Ambiente1/Condição1 . . . . .	32
4.2	Bland Altman - Skill Rating Ambiente1/Condição2 . . . . .	34
4.3	Bland Altman - Contagens Ambiente1/Condição1 . . . . .	36
4.4	Bland Altman - Contagens Ambiente1/Condição2 . . . . .	38
4.5	Bland Altman - Skill Rating Ambiente2/Condição1 . . . . .	41
4.6	Bland Altman - Skill Rating Ambiente2/Condição2 . . . . .	41
4.7	Bland Altman - Contagens Ambiente2/Condição1 . . . . .	44
4.8	Bland Altman - Skill Rating Ambiente2/Condição2 . . . . .	46
4.9	Caixa de Bigodes - Skill Rating Ambiente 1 . . . . .	47
4.10	Caixa de Bigodes - Skill Rating Ambiente 2 . . . . .	47
5.1	Processamento do Sinal . . . . .	52
5.2	Sinais em Bruto EEG . . . . .	53
5.3	Representação do Intervalo de Filtragem . . . . .	55
5.4	Imagem comparativa exportada pelo algoritmo . . . . .	57
5.5	Informações registadas após funcionamento do algoritmo . . . . .	58



# Lista de Tabelas

3.1	Participantes . . . . .	21
3.2	Ambientes de Treino . . . . .	23
3.3	Condições de Treino. . . . .	23
3.4	Tabela síntese das variações possíveis de treino. . . . .	26
4.1	Skill Rating - Ambiente 1 / Condição 1 (Ambiente Silencioso / Olhos Abertos). . . . .	30
4.2	Skill Rating - Ambiente 1 / Condição 2 (Ambiente Silencioso / Olhos Fechados). . . . .	33
4.3	Contagens - Ambiente 1 / Condição 1 (Ambiente Silencioso / Olhos Abertos). . . . .	35
4.4	Contagens - Ambiente 1 / Condição 2 (Ambiente Silencioso / Olhos Fechados). . . . .	37
4.5	Skill Rating - Ambiente 2 / Condição 1 (Ambiente Ruídooso / Olhos Abertos). . . . .	40
4.6	Skill Rating - Ambiente 2 / Condição 2 (Ambiente Ruídooso / Olhos Fechados). . . . .	42
4.7	Contagens - Ambiente 2 / Condição 1 (Ambiente Ruídooso / Olhos Abertos). . . . .	43
4.8	Contagens - Ambiente 2 / Condição 2 (Ambiente Ruídooso / Olhos Fechados). . . . .	45
4.9	TEM e rTEM relativo ao Skill Rating. . . . .	49
4.10	TEM e rTEM relativo às Contagens. . . . .	49
4.11	Síntese referente à Skill Rating. . . . .	50
4.12	Síntese referente às Contagens. . . . .	50
B.1	Diferenças de valor obtido de Skill Rating entre as Orientações no Ambiente 1 . . . . .	70
B.2	Diferenças de valor obtido de Skill Rating entre as Orientações no Ambiente 2 . . . . .	71





# Capítulo 1

## Introdução

Com o desenvolvimento tecnológico, a área da saúde tem sofrido constantes melhorias quer a nível de tratamentos, diagnósticos ou prevenção de doenças de forma a que cada vez o ser humano tenha um melhor nível de cuidados e por consequente, melhor nível de vida. Por força deste desenvolvimento tecnológico, um exame como a eletroencefalografia, que era uma técnica apenas utilizada para fins médicos com o intuito de monitorizar e registar a atividade elétrica do cérebro, atualmente, possibilita diversificar o seu leque de aplicações através do recente desenvolvimento de interfaces que fazem a comunicação entre o cérebro humano e uma máquina como um computador, com base nesta técnica.

Estas interfaces, denominadas de Interfaces Cérebro Computador , ICM ou BCI (Brain Computer Interface), dividem-se em três tipos consoante a sua aplicação no corpo humano: invasivas, parcialmente invasivas ou não invasivas, sendo este ultimo o tipo mais frequente. Com o cérebro humano e os seus sinais elétricos o ponto de partida para estas interfaces, o seu desenvolvimento permite que sejam utilizadas para os mais variados fins como multimédia e lazer ou para permitir uma maior dependência a pessoas com incapacidades motoras caso estas mantenham a sua capacidade cognitiva preservada, pois, para que seja possível a sua utilização, as interfaces têm de ser treinadas pelo utilizador de forma a que reconheçam as sinais elétricos cerebrais obtidos do mesmo e, posteriormente, transformem estes sinais em ações também elas pré-definidas pelo utilizador.

## 1.1 Objectivos e Motivação

Diretamente relacionado com esta vertente de treino para permitir a utilização das ICM, o objetivo deste trabalho dividia-se em duas etapas.

A primeira etapa consistiu na elaboração de um protocolo para aquisição de dados e na posterior aquisição a uma amostra de participantes que nunca tiveram qualquer contacto com as ICM. Este protocolo e aquisição permite realizar uma análise estatística sobre o comportamento que os diversos participantes tiveram, quando, estando todos nas mesmas condições e a seguir o mesmo protocolo, foram submetidos a pequenas tarefas de treino da ICM utilizada.

Durante esta aquisição, eram gravados tantos os resultados obtidos para a tarefa (escala numérica) como os sinais cerebrais que a interface recolhia. Com estes sinais, foi possível produzir um algoritmo para processamento e análise do mesmo, sendo esta a segunda etapa.

Com a minha formação académica relacionada com a vertente mais tecnológica da área da saúde, este trabalho, além de permitir aprofundar conceitos já conhecidos e adquirir outros, permitiu também perceber que as aplicações para os mesmos são muito abrangentes.

## 1.2 A Empresa, INOVA+

Fundada em Dezembro de 1997 e com sede em Matosinhos, a INOVA+ S.A. tem o objetivo de se afirmar como uma prestadora de serviços integrados de inovação para empresas, em especial PMEs, agindo como suporte à internacionalização das organizações suas clientes, estabelecendo parcerias internacionais para projetos comunitários de inovação.

De forma a potenciar a sua capacidade de investigação e desenvolvimento, a INOVA+ criou uma Unidade de Investigação e Desenvolvimento, orientada essencialmente para o desenvolvimento de projetos aplicados às áreas da saúde, segurança e sustentabilidade, em parceria com outras instituições científicas e clientes finais. A importância dada à investigação e desenvolvimento descreve então de forma clara os objetivos e estratégia global da empresa.

## 1.3 Contribuições

Com a elaboração deste projeto, resultam contribuições que se podem enquadrar tanto a nível teórico como prático, tendo este ultimo um peso maior. Foi realizada uma pesquisa bibliográfica sobre o tema em questão assim como para a utilização do Emotiv EPOC e respetivo processamento de sinal originado pelo mesmo, sendo possível destacar:

- Estudo dos constituintes e respetivas funções do cérebro.
- Elaboração de um protocolo para aquisição de dados com o Emotiv EPOC.
- Análise estatística de resultados, obtidos por participantes que estiveram pela primeira vez em contacto com o Emotiv EPOC.
- Análise e processamento dos sinais cerebrais brutos, obtidos durante a aquisição.

## 1.4 Organização do Relatório

O presente relatório está organizado da seguinte forma através de cinco capítulos:

- No Capítulo 2, é apresentado o estado da arte referente aos conceitos teóricos sobre o cérebro, suas divisões e respetivas funções; ao eletroencefalograma; e, por último, às interfaces cérebro-máquina, com maior foco no Emotiv EPOC.
- No Capítulo 3, é apresentada a parte mais prática do projeto. São detalhados os procedimentos e etapas da recolha paralelamente ao protocolo elaborado que serviu de guião para as mesmas.
- No Capítulo 4, são apresentados e discutidos os resultados obtidos para diferentes tarefas e condições de treino;
- No Capítulo 5, é abordado o processamento e análise dos sinais EEG obtidos durante a aquisição de dados;
- Finalmente, no Capítulo 6, apresenta-se a conclusão do relatório que consiste numa análise crítica dos resultados obtidos assim como possíveis melhorias ou correções.



# Interfaces Cérebro Máquina

## 2.1 Cérebro Humano

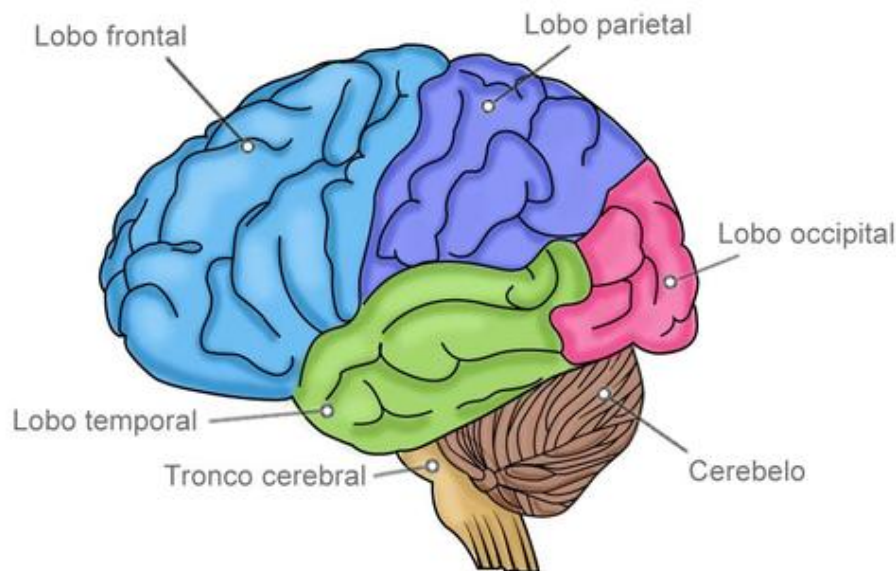
Com cerca de cem bilhões de neurónios, mais de cem mil quilómetros de ligações e uma capacidade de armazenamento estimada de 1.25 Terabytes [1], o cérebro é considerado o principal fator para a enorme capacidade do ser humano [2]. Com base nesta informação, é discutido que a capacidade cognitiva do ser humano possa ser mesmo ilimitada de um ponto de vista virtual. No entanto, a evolução do cérebro humano tem ocorrido na presença de condições limitativas como o seu tamanho delimitada pelo crânio [3].

O cérebro está organizado para reconhecer sensações como o cheiro ou toque, iniciar movimentos pensados ou instintivos, armazenar acontecimentos como memórias ou informações que podem durar a vida toda do ser humano. Para tal, necessita de processos neuronais, morfológicos, elétricos ou genéticos [4] que coexistem e interagem gerando redes neuronais interligadas.

É possível dividir o cérebro em três subdivisões básicas, sendo elas o telencéfalo, tronco encefálico e o cerebelo.

### Telencéfalo

O cérebro hemisférico é a parte de maior porção do encéfalo, estando o seu tamanho diretamente relacionado com o tamanho e peso do corpo, e está dividido entre o



**Fig. 2.1:** Imagem Representativa dos Lobos Cerebrais.

hemisfério direito e esquerdo, havendo a fenda inter-hemisférica entre os mesmos. A este conjunto, é dado o nome de Telencéfalo. A superfícies dos hemisférios é toda ela coberta por uma substância cinzenta, o córtex cerebral, que tem como função o processamento de informações sensoriais, motoras e de memória.

Dada a complexidade, para além da divisão hemisférica do cérebro, este está dividido em seis lobos cerebrais (frontal, occipital, temporal, parietal, insular e límbico, ilustrados na figura 2.1) [5] e três faces (supero-lateral, face-medial e inferior).

O lobo frontal, designado assim pela sua localização na parte frontal do crânio, é fundamental para a função motora voluntária, a motivação, agressão, sentido de olfato e sentido de humor, tornando-se bastante significativa para o estudo da personalidade da pessoa.

O lobo parietal direito, localizado posteriormente ao lobo frontal, é o principal centro de receção e avaliação de informação sensorial, possuindo uma área denominada somatossensória [6] que é responsável pela perceção de estímulos sensoriais caso estes ocorram através da epiderme ou órgãos internos, permitindo assim identificar sensações corporais como dor ou pressão. Esta área somatossensória é também responsável pela orientação corporal a nível espacial. Já o lobo parietal localizado no hemisfério esquerdo é o responsável pela capacidade de operações numéricas.

No lobo temporal estão contidas tanto as áreas auditivas primárias, responsáveis pelo processamento sensorial dos estímulos auditivos, como o reconhecido centro de armazenamento da informação, a memória. Além disto, este lobo também está implicado no processamento da linguagem compreensiva e na regulação emocional, proporcionando assim uma tonalidade afetiva a todas as informações [7, 8].

O lobo occipital, localizado na parte posterior do crânio e constituído pelo córtex visual, é responsável pelo processamento da informação visual. Este processamento é realizado em dois grupos de áreas, a primária e as secundárias. Enquanto que a primária identifica parâmetros com a cor, as áreas secundárias integram as sensações visuais transformando-as assim em percepções visuais [9].

O lobo límbico estabelece ligações com outros lobos cerebrais dada a sua localização medial aos hemisférios, influenciando tanto o comportamento como a memória [10].

Por último, o lobo insular que se divide macroscopicamente por insula anterior ou posterior. Este lobo auxilia em importantes tarefas como o controlo de emoções, tomada de decisões e o reforço da aprendizagem [11].

## Tronco Cerebral

O tronco cerebral interpõe-se entre a medula espinhal e o diencéfalo e é composto pelo bulbo raquidiano, a ponte (ou protuberância) e o mesencéfalo. Dada a sua localização e conexões, é responsável por receber informações sensitivas de estruturas cranianas e controlar os músculos localizados na cabeça, transmitir informações entre a medula espinhal e outras regiões encefálicas (e vice-versa), e, é responsável pelo regulamento da atenção.

O bulbo raquidiano é a parte mais inferior do tronco cerebral, estando conectado diretamente com a medula espinhal. É composto por feixes nervosos ascendentes e descendentes e pelo centro de diversos reflexos importantes como o ritmo cardíaco e a respiração. A ponte, tal como o nome sugere, fica situada entre o bulbo raquidiano e o mesencéfalo. À semelhança do bulbo raquidiano também contém feixes nervosos quer ascendentes como descendentes e atua também como interface entre o cérebro e o cerebelo. O mesencéfalo, a parte mais superior do tronco cerebral, contém os centros dos reflexos visuais e parte das vias auditivas [8, 12].

## Cerebelo

Localizado anteriormente ao tronco encefálico, está o cerebelo, considerado um segundo cérebro só que mais pequeno. O cerebelo comunica com outras regiões do sistema nervoso central através de três feixes nervosos, os pedúnculos cerebelosos superior/médio/inferior, que o ligam ao mesencéfalo, ponte e ao bulbo raquidiano respetivamente. Possui córtex cinzento e núcleos, estando estes separados por substância branca.

A sua estrutura é dividida em três partes: o lobo floculonodular, o vermis central e estreito, e, dois hemisférios laterais. As funções de cada uma destas partes são, respetivamente: atuação no equilíbrio e movimentos oculares; controlo da postura, locomoção e coordenação motora fina; e, em conjunto com o lobo frontal, o planeamento, prática e aprendizagem de movimentos complexos [8, 13].

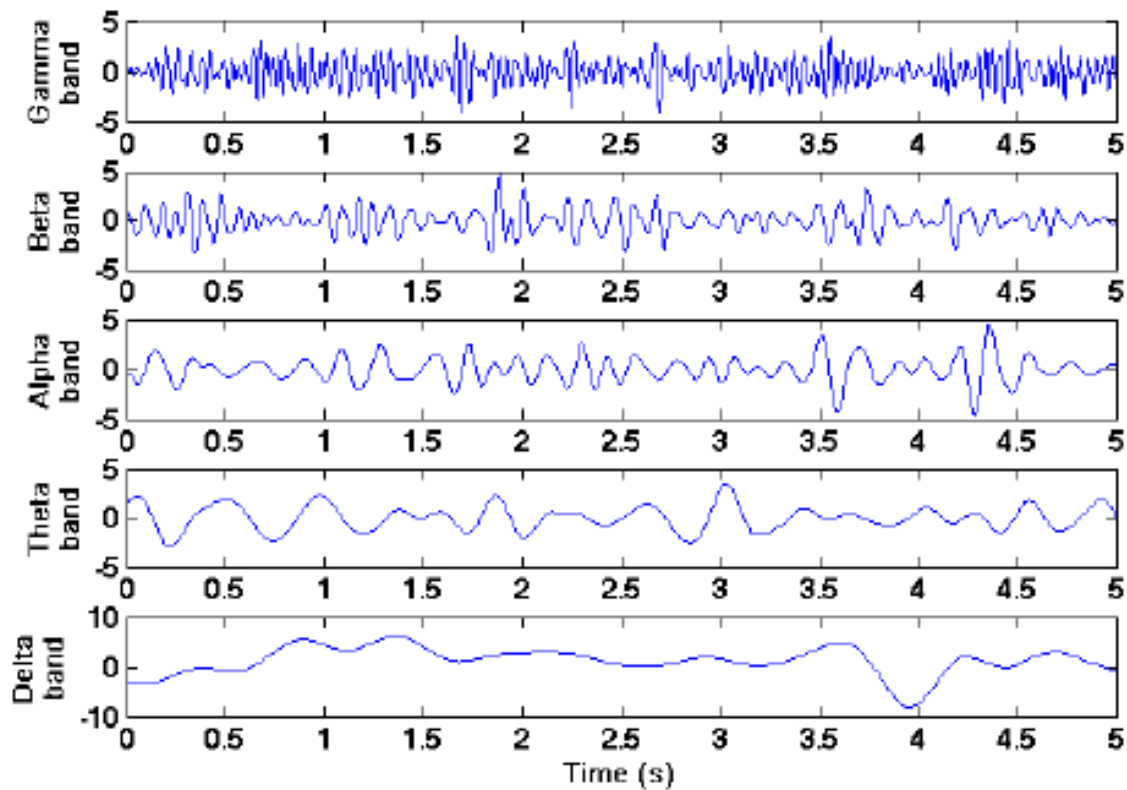
## 2.2 EEG

Desde o início da sua formação, todos os seres vivos produzem sinais biológicos que podem ser elétricos como a despolarização de uma célula, mecânicos como os sons gerados pelo batimento cardíaco ou químicos como é o caso da saturação de oxigénio no sangue.

A nível cerebral, o tipo de sinal biológico produzido é o elétrico, uma vez que o sistema nervoso opera a partir de impulsos elétricos. Estes impulsos, transmitidos sob a forma de pequenas correntes elétricas, circulam através dos nossos nervos, enviando informação do cérebro aos órgãos efetores e vice-versa. Para o registo e posterior análise da atividade cerebral de um indivíduo, é necessário realizar um eletroencefalograma, EEG. De forma a tornar possível a realização deste procedimento, são utilizados pequenos discos de metal (denominados por elétrodos) capazes de detetarem a atividade cerebral. Para a deteção, os elétrodos podem ser usados de 3 formas distintas:

- No interior do tecido cerebral;
- Em contacto com a superfície exposta do córtex cerebral;
- Na superfície do couro cabeludo.





**Fig. 2.2:** Imagem Representativa das Ondas Cerebrais.

Apesar de não serem sensíveis ao ponto de detetarem potenciais de ação individualizados, os elétrodos são capazes de detetar e registar os potenciais de ação caso estes sejam gerados por um grande número de neurónios, evidenciando assim padrões de onda conhecidos por ondas cerebrais. A amplitude característica destes sinais varia entre os 10 e os  $200\mu V$ .

As ondas cerebrais são produzidas continuamente independentemente do estado de atividade cerebral, no entanto, este mesmo estado origina uma diferenciação na sua intensidade e frequência. Sendo a atividade cerebral maioritariamente assíncrona, os padrões detetados são por norma irregulares, não havendo assim um padrão entre eles [8]. No entanto, ocasionalmente, é possível detetar padrões específicos de acordo com a onda cerebral que é registada, podendo classificar as mesmas como ondas alfa, beta, teta, delta ou gama, representadas na figura 2.2. A diferenciação entre estas classificações é realizada consoante a frequência, medida em Hertz (Hz), das mesmas [14]:

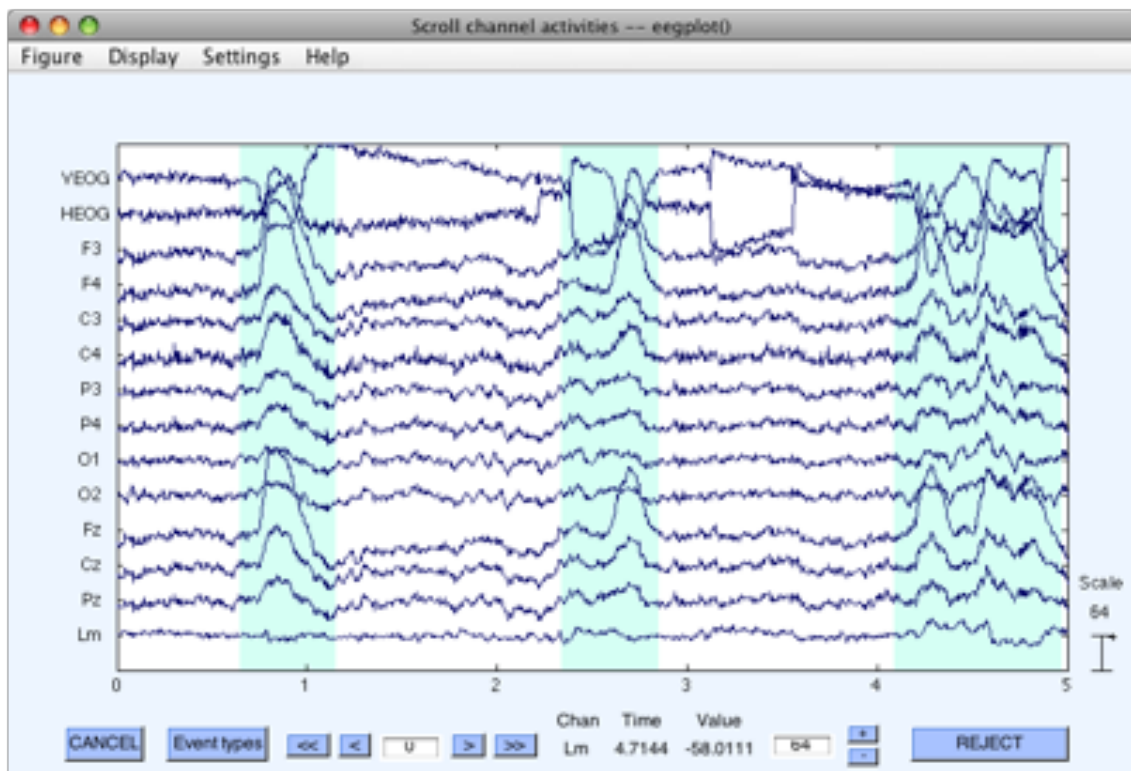
- Alfa - 8 a 14 Hz;

- Beta - 14 a 30 Hz;
- Teta - 4 a 8 Hz;
- Delta - 0.5 a 4 Hz;
- Gama - 30 a 40 Hz.

As onda Delta, as mais lentas, são detetadas normalmente num estado de sono profundo. As Teta são observadas em alguns estados de sono e em estados de concentração sem que hajam movimentos, uma concentração quieta. As ondas Alfa são originadas durante estados de relaxamento enquanto acordado mas com os olhos fechados. As ondas Beta são características de um estado normal de consciência assim como de concentração ativa sendo por isso as dominantes num estado desperto e atento. Por último, as ondas Gama estão relacionadas com a resposta a estímulos visuais [15]. Apesar da deteção de padrões, estes são únicos, possibilitando mesmo a distinção de pessoas com base na sua atividade cerebral [16].

Além de poder determinar a localização da atividade cerebral em diferentes áreas do cérebro, a principal vantagem da utilização da técnica de EEG é a rapidez com que é efetuado do registo após ocorrer o impulso - na ordem das frações de segundo. Podendo ser utilizado tanto em humanos como em animais, as utilizações do EEG para desenvolvimento e aplicação de procedimentos clínicos são diversas: monitorização de morte cerebral, localização de áreas do cérebro danificadas após uma lesão cerebral, investigação de episódios epiléticos, monitorização de desenvolvimento cerebral, entre outras [17].

No entanto, a utilização de um EEG e posterior análise das ondas registadas, deve ser cuidada pela possível existência de artefactos. Os artefactos são identificados por distorções do sinal EEG, como ilustrado na figura 2.3, e tanto podem ter origem no paciente como derivarem de erros técnicos. Caso a sua origem seja no paciente, são considerados artefactos movimentos corporais quer estes sejam voluntários ou involuntários, interferências causadas por pacemakers ou até pelo suor. Se a origem for técnica, são considerados artefactos a interferência do ruído de rede, variações de impedância ou mau contacto entre as ligações [17].



**Fig. 2.3:** Representação de Artefactos num sinal EEG.

## 2.3 Interfaces Cérebro Máquina

A interface cérebro-máquina (ICM, ou em inglês BCI), representa a comunicação direta entre o cérebro e um ou vários computadores, não dependendo de vias consideradas normais de comunicação como os nervos periféricos ou os músculos [18]. Este sistema de comunicação utiliza sinais medidos diretamente do cérebro facilitando assim o controlo num dispositivo externo destes mesmos sinais. Esta definição limita o termo ICM a sistemas que realizem medições e utilizem sinais produzidos pelo sistema nervoso central (SNC). Em termo de comparação, um EEG não é uma ICM por si só porque apenas grava os sinais cerebrais, mas não gera qualquer ato de saída que interaja com o meio envolvente ao utilizador [19].

Facilitando a comunicação direta entre o cérebro e um dispositivo externo, as ICM são uma forma natural de aumentar as capacidades do ser humano, sendo particularmente relevantes para auxiliar a comunicação de pessoas com incapacidades severas motoras impostas por problemas como um ataque vascular cerebral [20].

Consequentemente, a capacidade de adaptação destes sistemas é um componente

essencial pois os utilizadores devem aprender a modular as suas ondas cerebrais de forma a gerar padrões distintos. Em alguns casos, o treino do utilizador é complementado com técnicas de *machine-learning* para descobrir os padrões independentes e característicos de cada tarefa [21].

Com base nesta exata característica, uma ICM pode ser considerado como inteligência artificial por se tratar de um sistema que consegue reconhecer um certo conjunto de padrões de sinais cerebrais. Estes sinais são sujeitos normalmente a cinco etapas distintas, sendo elas: a aquisição do sinal, o pré-processamento do sinal, a extração da informação desejada, a classificação e, por último, o controlo da interface.

A primeira etapa, correspondente à aquisição do sinal, captura os sinais cerebrais enquanto que, simultaneamente, realiza uma filtragem para reduzir o ruído e processar os artefactos. A fase de pré-processamento prepara o sinal para que este possa depois ser processado. A terceira fase, extração da informação desejada, é a fase mais desafiante pois consiste numa identificação discriminada da informação recolhida pois os sinais recolhidos estão misturados com os sinais próprios de outras atividades cerebrais. A quarta fase, classificação do sinal, classifica que sinais é que devem ser levados em consideração de acordo com as intenções do utilizador. Por fim, a ultima etapa, o controlo da interface, traduz os sinais processados para comandos que possam ter significado para qualquer tipo de dispositivo externo que esteja conectado [22]. Esta ultima etapa pode também permitir ao utilizador avaliar o seu desempenho sob a forma de feedback visual ou, no caso de dispositivos externos, receber informação sobre o comportamento dos mesmos [23].

### 2.3.1 Tipos de Interface

Há semelhança da utilização dos eléctrodos para a realização de um EEG, há três tipos destas ICM, sendo eles, o tipo invasivo, o parcialmente invasivo e o não invasivo. Comum aos três tipos está o facto de que são utilizados para recolher sinais eléctricos cerebrais e transmiti-los a um dispositivo externo.

### Interface Cérebro Máquina Invasiva

Este tipo de interface, invasiva, é implementada diretamente no cérebro, recolhendo assim o sinal com maior qualidade quando em comparação com os outros dois tipos de ICM. Os dispositivos pertencentes a este tipo, são utilizados para providenciar funcionalidades a pessoas que sofram de algum tipo de paralisia, sendo também utilizados para restaurar a visão do utilizador através da ligação entre o cérebro e câmaras externas assim como para restaurar a utilização de membros, através da robótica, como braços ou pernas como é o caso do projeto BrainGate [24].

No entanto, este método também é o mais perigoso uma vez que está em contacto direto com a massa cinzenta, e, falível pois o organismo reage à presença de um objeto estranho e pode formar-se uma camada de tecido cicatrizado à volta do dispositivo que reduza ou até mesmo anule a transmissão do sinal [25].

Um exemplo de utilização desta técnica é o já referido projeto BrainGate que, em 2004, ligou um paciente quadraplégico a um computador, permitindo a este pequenas ações como jogar computador, controlar uma televisão ou até mesmo enviar emails, ações até então impossíveis para o paciente. Tudo isto foi possível através de uma interface que recebia os sinais cerebrais diretamente do paciente [26].

### Interface Cérebro Máquina Parcialmente Invasiva

Semelhante à interface cérebro máquina invasiva, esta interface requer a colocação do dispositivo dentro do crânio, mas difere da primeira pois não está em contacto direto com a massa cinzenta do cérebro. Um exemplo desta interface é a eletrocorticografia que recolhe dados diretamente de elétrodos envolvidos num dispositivo de proteção plástico inserido na dura-meter [27].

Quando comparada com as outras interfaces, invasiva e não invasiva, esta técnica possui uma melhor resolução e um menor risco respetivamente.

### Interface Cérebro Máquina Não Invasiva

Este tipo de interface tem a vantagem de não ser necessário sujeitar o paciente a qualquer tipo de risco associado às cirurgias cerebrais [28]. No entanto, dependendo das situações, não é tão fiável uma vez que existe a perda de sinal já que este é



**Fig. 2.4:** Dispositivo Emotiv EPOC: (a) Aparência, (b) Colocação.

captado externamente ao crânio, no couro cabeludo. Com base nesta característica, estas interfaces são frequentemente direcionadas para áreas que não a médica como o entretenimento.

## 2.4 Emotiv EPOC

Na sequência do capítulo anterior, surge o Emotiv EPOC, ilustrado na figura 2.4. Reunindo os últimos desenvolvimentos na área da neuro tecnologia, este dispositivo é uma interface cérebro máquina não invasiva para uso pessoal. O Emotiv EPOC utiliza sensores que captam os sinais elétricos produzidos pelo cérebro de forma a detetar pensamentos, sentimentos ou expressões faciais, enviando os dados para um dispositivo externo, neste caso um computador.

Este dispositivo é principalmente utilizado para a área da multimédia, nomeadamente o *gaming*, no entanto, dado o seu sistema de recolha de dados é possível realizar a integração em projetos de desenvolvimento na área médica, reduzindo também de forma drástica os custos quando comparado com dispositivos médicos semelhantes. Outras marcas presentes no mercado direcionadas à área da multimédia e lazer são o Neurosky, o Mindrider ou o Neuronetrix Cognivision. A vantagem e motivo de escolha do Emotiv em comparação com estes dispositivos é a sua superior

complexidade [29], relacionada também com um número maior de elétrodos espalhados pelo escalpe havendo no total dezasseis, sendo dois de referência. Já quando é comparado com um dispositivo de recolha de EEG de nível médico, o facto de ser bastante mais acessível torna-o ainda mais atrativo.

O Emotiv EPOC possui um total de três métodos de deteção, sendo eles o Expressiv, o Affectiv e o Cognitiv, associados também a um giroscópio de dois eixos (x,y).

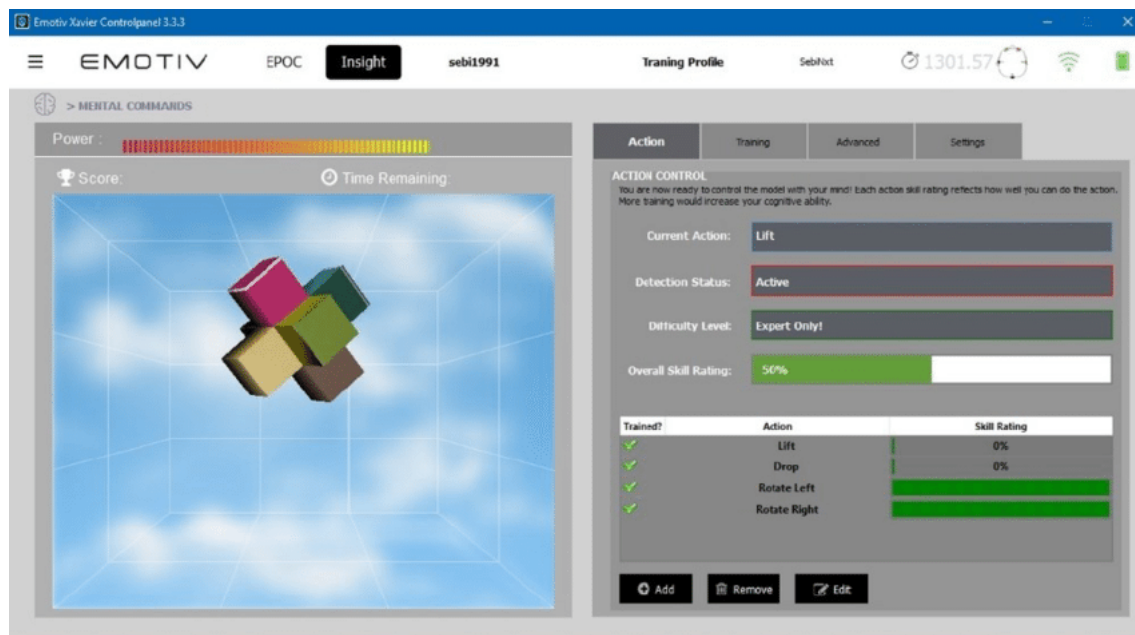
O primeiro método, Expressiv, explora a capacidade do aparelho detetar expressões faciais. Esta função permite, associado a um jogo como exemplo, alterar o avatar do utilizador no jogo de forma a coincidir com a expressão facial do próprio utilizador. Associado a este método, está também a tecnologia EmoKey que permite ao utilizador fazer uma associação entre a sua expressão facial e uma tecla ou combinações de teclas.

O segundo método, Affectiv, mede e mostra na interface gráfica do software o nível emocional subjetivo do utilizador como o nível de concentração, entusiasmo ou meditação.

Por último mas não menos importante, o terceiro método, Cognitiv, utiliza um cubo para avaliar em tempo real a atividade cerebral do utilizador quando este está focado em conseguir idealizar um determinado movimento. Isto é, o software permite ao utilizador selecionar uma de treze ações mentais para ser treinada (como por exemplo empurrar, puxar, rodar para a direita ou levantar) individualmente com recurso ao feedback visual dado pelo cubo de forma a recolher um padrão para aquela determinada ação. Quando o utilizador estiver satisfeito com o treino dessa ação, pode adicionar mais três ações, ficando um total de quatro. Este aumento do número de ações aumenta também a precisão e dificuldade de controlo do cubo. Este método, tal como o primeiro, também permite ligação à tecnologia EmoKey, podendo associar estas ações mentais a uma tecla ou combinação de teclas. Na figura 2.5 é apresentada a interface de treino de cubo, onde é possível visualizar o cubo, as tarefas ativas e o Skill Rating.

Para base destas funcionalidades, o Emotiv EPOC tem uma taxa de amostragem interna de 2048 Hz, que, depois de o sinal ser condicionado a nível interno, reduz





**Fig. 2.5:** Interface de Treino do Cubo.

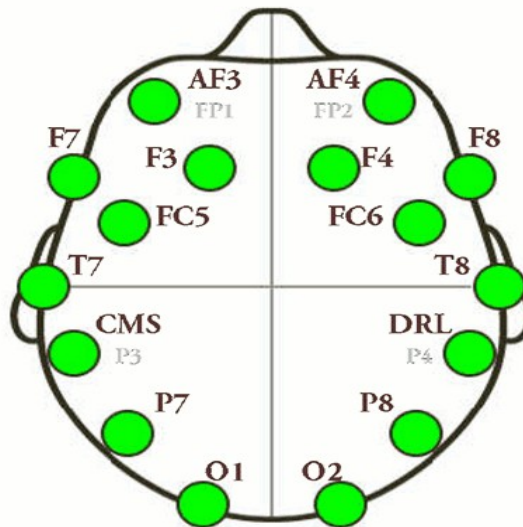
para 128 Hz. Internamente, é também realizada desde logo uma filtragem de forma a eliminar interferências causadas pela frequência da rede que pode ser de 50 ou 60 Hz. O dispositivo tem 14 bits de resolução, sendo de  $0,51 \mu\text{V}$  o menos significativo. Por fim, o sinal é enviado via Wireless para o computador numa banda de frequência de 2.4 GHz [30].

Com uma disposição consoante a norma internacional 10-20, o Emotiv EPOC é constituído por um total de 16 elétrodos, incluindo 2 de referência.

A primeira referência a esta norma remete ao ano de 1947 quando no primeiro congresso internacional de EEG em Londres foi pedido ao Dr. Herbert H. Jasper que estudasse e elaborasse um padrão para a colocação dos elétrodos nas eletroencefalografias. Um relatório elaborado pelo mesmo foi entregue dois anos depois com uma lista de recomendações incluindo a sua localização e nome [31]. Apesar da existência de outros modelos como o 10-10 [32] ou 10-5 [33], este modelo continua a ser o padrão para a realização de eletroencefalogramas (EEG).

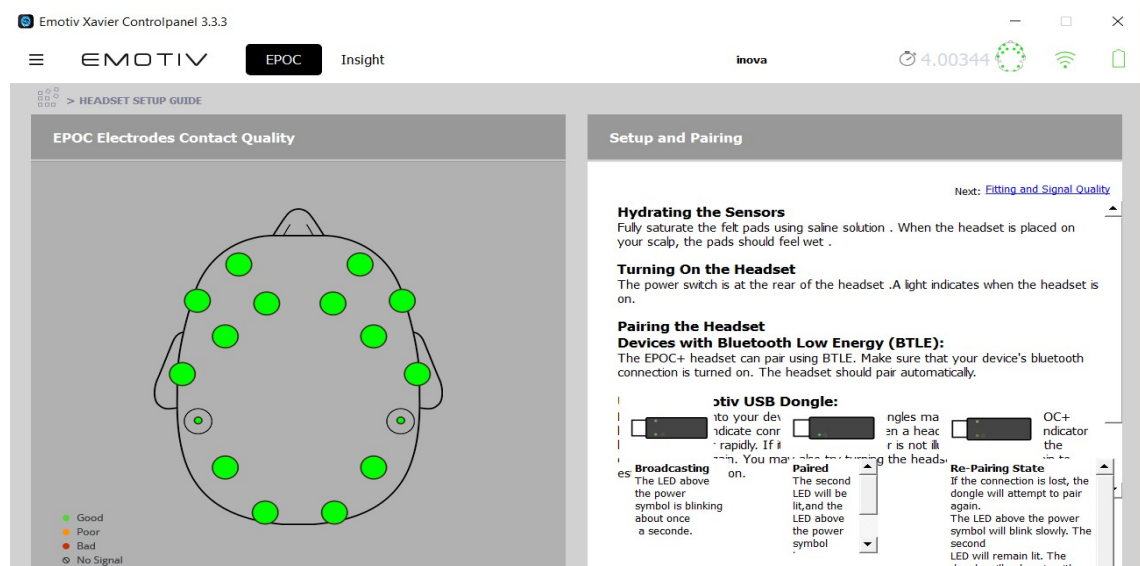
Os 16 elétrodos do Emotiv, estão representados na figura 2.6. Os elétrodos CMS e DRL, nas posições P3 e P4 respetivamente, são utilizados como elétrodos de referência. O elétrodo CMS é referência enquanto que o elétrodo DRL é utilizado para minimizar o ruído do sinal comum a todos os elétrodos. Um bom contacto nestes





**Fig. 2.6:** Disposição dos Elétrodos no dispositivo Emotiv EPOC

dois elétrodos é fundamental para obter uma boa qualidade de sinal.



**Fig. 2.7:** Painel de Controlo acerca da Qualidade de Contacto dos Elétrodos

De forma a obter este bom contacto, a esponja presente nos elétrodos deve ser humedecida com uma solução salina para homogeneizar o contacto entre o elétrodo e o couro cabeludo, diminuindo também a impedência da pele. Para verificar a qualidade do sinal, recorre-se ao software Emotiv Xavier ControlPanel ou Emotiv Xavier TestBench. Nestes softwares, é possível visualizar um mapa da localização

dos elétrodos e uma quantificação colorida da qualidade do sinal como representado na figura 2.7. Esta quantificação é dividida por: sem sinal (cor preta), sinal mau (cor vermelha), sinal fraco (cor laranja) ou sinal bom (cor verde). Apesar de ser possível recolher e gravar o sinal com um mau contacto entre os elétrodos e o couro cabeludo, este não é fiável.

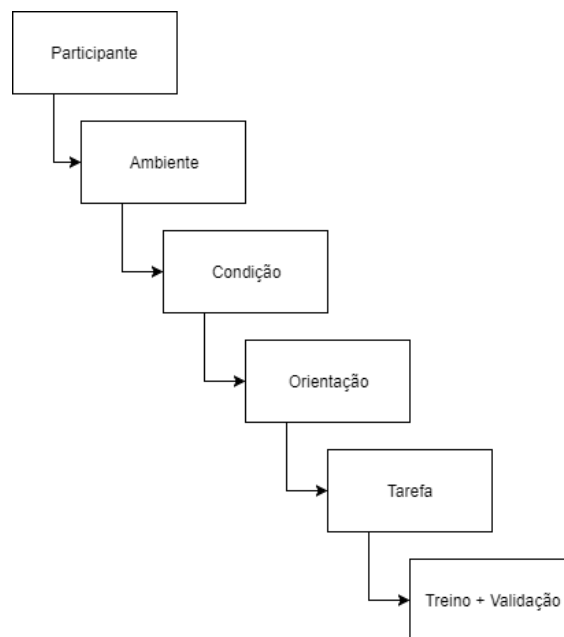
## Sessões de Treino e Aquisição de Dados

Este projeto está diretamente relacionado com os métodos de treino para controlo de uma Interface Cérebro Máquina, baseada Emotiv EPOC. Sendo assim, elaborou-se um esquema de hierarquias (figura 3.1) de forma a um melhor entendimento do trabalho e prioridades necessárias.

Todos os participantes foram sujeitos a uma sequência de atividades que consistiu na realização de três treinos para cada uma das tarefas propostas e, de seguida, validar estes treinos incentivando o participante a movimentar o cubo da forma treinada, o maior número de vezes possíveis, durante quinze segundos. Com esta validação, foi contabilizada apenas o número de vezes que o participante conseguiu movimentar o cubo com intensidade máxima.

De forma a garantir que os participantes foram sujeitos ao mesmo desenrolar da aquisição de dados, foi estabelecido um protocolo que pode ser consultado no apêndice A.

Em simultâneo, são gravados os sinais EEG em cru durante cada treino assim como é registada a Skill Rating indicada pelo software após os três treinos para cada um dos comandos mentais. O registo da Skill Rating (termo utilizado pelo software da Emotiv), tem o intuito de poder realizar uma comparação dos resultados, tarefa a tarefa, para cada participante, e, de forma mais abrangente, realizar uma comparação cruzando todas as tarefas com as condições de treinos e ambientes de forma a concluir qual o método de treino mais eficaz para um utilizador que nunca teve qualquer contacto com o dispositivo.



**Fig. 3.1:** Estrutura hierárquica da recolha de dados.

A Skill Rating indicada pelo software, tal como o nome indica, é uma indicação numérica da qualidade de treino que o utilizador atingiu.

Os sinais EEG em bruto serão utilizados no capítulo 5 deste relatório.

## 3.1 Participantes

Foram reunidos vinte participantes de forma voluntária com uma faixa etária compreendida entre os 18 e os 23 anos. Dos vinte participantes, onze são do sexo masculino e nove do sexo feminino. A nível de habilitações literárias, todos os participantes se encontram atualmente com o 12º ano de escolaridade realizado.

A maioria destes participantes é destra, sendo apenas dois destes esquerdinos.

A lista de participantes pode ser visualizada na tabela 3.1.

Todos estes participantes não têm qualquer doença conhecida de foro psicológico. Este foi um fator a ter atenção na escolha dos mesmos uma vez que caso

**Tab. 3.1:** Dados dos participantes seleccionados para a realização das tarefas com o Emotiv EPOC.

ID	Sexo	Idade	Lateralidade Dominante
1	Masculino	23	Destro
2	Masculino	19	Destro
3	Feminino	22	Destro
4	Masculino	23	Destro
5	Feminino	19	Destro
6	Masculino	22	Destro
7	Feminino	19	Destro
8	Masculino	20	Destro
9	Masculino	19	Destro
10	Feminino	21	Destro
11	Feminino	18	Destro
12	Masculino	19	Esquerdino
13	Masculino	20	Destro
14	Feminino	20	Destro
15	Feminino	18	Destro
16	Feminino	20	Esquerdino
17	Masculino	23	Destro
18	Masculino	20	Destro
19	Masculino	23	Destro
20	Feminino	21	Destro

fossem considerados participantes com algum tipo de doença, os resultados obtidos para esse participante poderiam ser discordantes dos restantes e desta forma obrigar a elaboração de uma metodologia diferente da pretendida e esperada inicialmente.

## 3.2 Ambientes

Há dois fatores comuns a todos os ambientes, o facto de a sala estar iluminada e ser fechada, estando apenas o participante na sala. Como fator variável e determinante dos ambientes está o ruído na sala.

Tal como representado na tabela 3.2, no **ambiente 1**, procurou-se ter o maior silêncio possível na sala para diminuir as possibilidades de que o participante se distraia e assim obter resultados mais precisos.

Já no **ambiente 2**, este fator é alterado, estando o participante sujeito a distrações. Para isto, foi perguntado ao participante que música este gostava de ouvir sendo colocada depois em alta voz com o auxílio de umas colunas. Esta opção, apesar de ser tomada para todos os participantes, acaba por se revelar dependente de cada participante, no entanto, uma vez que a distração é a música preferida do mesmo, é uma forma de termos a certeza que haverá distração, o que poderia não ocorrer se fosse colocado um ruído aleatório como um rádio ou uma televisão de fundo.

Outro objetivo pretendido com a implementação deste fator é a mais próxima semelhança a um ambiente normal para o participante, ou seja, simular possivelmente que ele se encontra no seu escritório, relaxado, a ouvir a sua música preferida enquanto realiza os treinos com o cubo.

## 3.3 Condições de Treino

Alterar a condição em que o participante faz o treino é uma forma de verificar se os resultados se mantêm quando este está condicionado de diversas formas.

**Tab. 3.2:** Ambientes de Treino.

	Objetivo Pretendido
Ambiente 1	Maior estado de concentração do participante possível através da ausência de ruído/distrações
Ambiente 2	Causar a distração do participante, recorrendo à sua música preferida

Para este objetivo, foram impostas duas condições, sendo elas: **olhos abertos** (condição 1) ou **olhos fechados** (condição 2) tal como representado na tabela 3.3.

Estando o participante com os olhos abertos durante os treinos, é simulada a situação de treino mais normal. No entanto, o participante está mais sujeito a pequenas distrações como o movimento espontâneo do cubo, curiosidade pelo que o rodeia ou simplesmente pelo timer do treino.

De forma a reduzir estas distrações, impôs-se a segunda condição, fazer os treinos de olhos fechados. O facto de o participante realizar o treino de olhos fechados, permite que, além da maior concentração, este idealize melhor o movimento do cubo de acordo com a tarefa pedida, sendo registado um sinal pelo software mais limpo.

**Tab. 3.3:** Condições de Treino.

	Objetivo Pretendido
Condição 1 - Olhos Abertos	Simular a situação real de treino
Condição 2 - Olhos Fechados	Evitar distrações visuais

## 3.4 Orientação

Orientação é o sentido no qual o participante é instruído a realizar o treino para as tarefas. Inicialmente todas as tarefas são treinadas para a **direita** (orientação R) e de seguida para a **esquerda** (orientação L).

Com a alteração da orientação em que as tarefas foram realizadas, pretendia-se observar se haveriam alterações significativas nos resultados quando o mesmo participante era sujeito a determinada tarefa alterando apenas a orientação que a realizava.

Idealmente, este fator seria mais relevante caso o número de participantes destros e esquerdinos fosse semelhante pois, dada a alteração da lateralidade dominante do cérebro, os resultados poderiam não ser semelhantes.

## **3.5 Tarefas**

### **3.5.1 Treino Neutro**

Este treino é essencial para o treino dos comandos mentais com o cubo e serve de base para os sinais recolhidos posteriormente. Para o realizar, o paciente deve estar relaxado sem estar a fazer qualquer tarefa de forma a que o software capte as ondas cerebrais consideradas normais do participante. A partir do momento que o software tem este sinal associado ao participante, é possível adicionar os comandos mentais.

Uma vez que para estes treinos o paciente vai estar num estado de concentração e a realizar uma determinada tarefa, as suas ondas cerebrais serão diferentes das recolhidas aquando do treino neutro, e, então, esta diferença é associada ao comando em questão.

### **3.5.2 Posição Final**

Terminado o treino neutro, são iniciadas as tarefas propriamente ditas. Sendo o comando mental movimentar o cubo numa orientação, direita e de seguida esquerda, nesta tarefa o participante é instruído a treinar idealizando o cubo já na sua posição final.

### **3.5.3 Arrastar sem Reforço**

Para esta tarefa, é pedido ao participante para, em vez de imaginar o cubo na sua posição final apenas, imaginar o movimento do cubo até à sua posição final sem qualquer tipo de reforço para a ação quer a nível mecânico quer visual. Esta tarefa requer que o participante idealize durante toda a duração do treino um pensamento continuo acerca da movimentação do cubo.



### 3.5.4 Arrastar com Reforço Mecânico

Semelhante à tarefa anterior, o participante terá de imaginar o movimento do cubo mas desta vez mexerá o seu braço dominante simultaneamente. Esta tarefa serve para analisar se o facto de existir um reforço mecânico melhora, ou não, a qualidade do treino.

De acordo com informação encontrada no fórum de desenvolvedores da Emotiv o recurso a este tipo de reforço, além de não interferir com o sinal EEG em bruto, permite que o treino seja mais eficaz.

### 3.5.5 Arrastar com Reforço Visual

Igual à tarefa 1.3, a diferença é que desta vez o reforço será a nível visual. O software utilizado permite animar o cubo automaticamente e, então, durante o treino, o cubo irá movimentar-se de forma independente de acordo com o desejado tendo o participante de seguir apenas o seu movimento.

## 3.6 Atividades Realizadas

A atribuição de um id a cada uma das combinações possíveis, apresentadas nas secções anteriores e sintetizada na figura 3.4, tem como objetivo providenciar uma maior rapidez e uniformizar todos os ficheiros de informação retirados ao longo das recolhas de dados.

Como complemento, figura 3.2, foi estabelecido um fluxograma que, além de ilustrar as combinações possíveis, serve de guia para o desenrolar da aquisição de dados.

Com exceção de um participante, todos os outros realizaram as 100 combinações possíveis de treino. Este número é obtido da seguinte forma:

$$\begin{aligned}\text{Condição 1: Comb.} &= (4 \text{ Treinos} * 4 \text{ Tarefas} * 2 \text{ Orientações} * 2 \text{ Ambientes}) + 2 \\ &\text{Neutros} = 66\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Condição 2: Comb.} &= (4 \text{ Treinos} * 2 \text{ Tarefas} * 2 \text{ Orientações} * 2 \text{ Ambientes}) + 2 \\ &\text{Neutros} = 34\end{aligned}$$

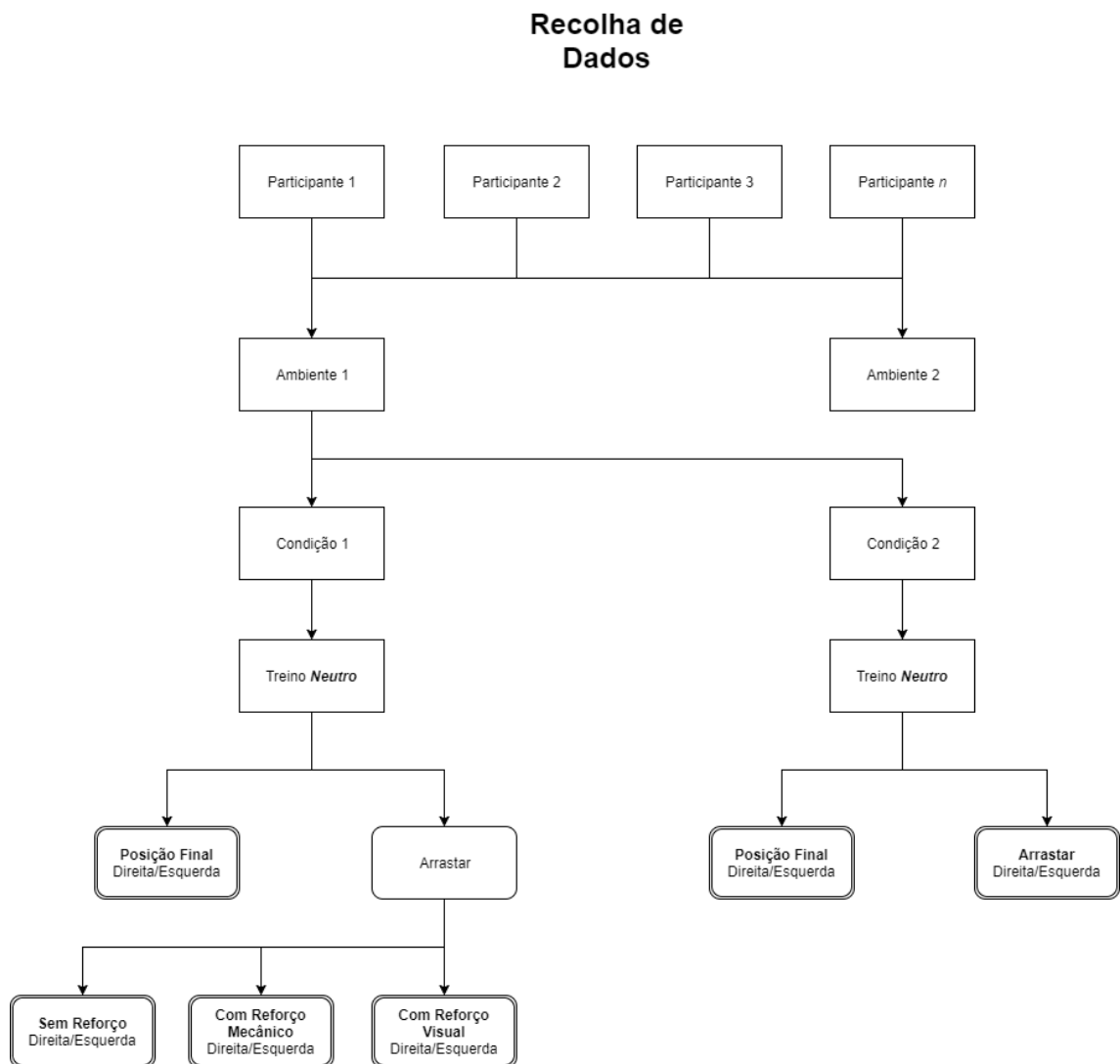
**Tab. 3.4:** Tabela síntese das variações possíveis de treino.

	ID	Variação
Ambiente	1	Ausência de Ruído
	2	Presença de Ruído
Condição	1	Olhos Abertos
	2	Olhos Fechados
Orientação	R	Direita
	L	Esquerda
Tarefas	0	Treino Neutro
	1	Posição Final
	2	Arrastar sem Reforço
	3	Arrastar com Reforço Mecânico
	4	Arrastar com Reforço Visual
Treinos	1	Primeiro Treino
	2	Segundo Treino
	3	Terceiro Treino
	4	Validação

$$\text{Total de Combinações} = \text{CombinaçõesCondição1} + \text{CombinaçõesCondição2} = 66 + 34 = 100$$

Para realizar estas combinações, cada participante precisou de aproximadamente 18 minutos. Os treinos neutros foram de 35 segundos e o treinos das tarefas de 8 segundos cada. Estas durações são fixas pelo próprio software da Emotiv, não podendo ser alteradas. Já as contagens, tratando-se de um método implementado com o cubo em *live*, tiveram a duração de 15 segundos.

No entanto, aos 18 minutos é necessário somar o tempo de intervalo entre treinos e o tempo que era necessário para colocação e obtenção de um bom sinal do dispositivo e seus elétrodos. Para este ultimo passo, o tempo foi bastante díspar entre participantes, sendo quase instantânea a boa qualidade de contacto entre os elétrodos e o couro cabeludo em alguns casos ou demorar até 20 minutos noutros. Tudo somado, o tempo médio para a aquisição de dados foi cerca de 45 minutos por participante.



No fim dos 3 treinos de cada tarefa, é retirado o valor de *Skill Rating* e é realizada uma validação do treino que consiste em colocar o cubo *live* e o participante terá de o mover da forma treinada. São também recolhidos os dados *raw* do EEG correspondentes a cada treino e validação.

**Fig. 3.2:** Estrutura sequencial da recolha de dados.



## Resultados da Aquisição de Dados

### 4.1 Ambiente 1

Neste ambiente, as tarefas foram realizadas pelos participantes num ambiente o mais isolado possível de forma a que não ocorressem distrações, comprometendo a atenção do participante. Como referido no capítulo 3, foram recolhidos os resultados de Skill Rating indicado pelo software assim como a contagem da validação após os treinos para cada tarefa de acordo com as condições de treino (olhos abertos - condição 1, ou, olhos fechados - condição 2)

#### 4.1.1 Skill Rating

Na tabela 4.1 e 4.2, respetivas aos valores de skill rating obtidos para cada condição, podemos visualizar os resultados ordenados por ordem cronológica de aquisição. Inicialmente realizaram-se as quatro tarefas para a direita (orientação R) e de seguida para a esquerda (orientação L). Desta forma, respeitou-se o esquema de hierarquias (figura 3.1) pois a orientação encontra-se num patamar acima das tarefas. A numeração das tarefas é de acordo com a já apresentada na tabela 3.4.

Após uma primeira análise, observam-se desde já que há situações em que o software indica uma Skill Rating de 0% (participantes 4,5 e 7). Estes valores revelam que mesmo em condições idênticas entre participantes e tendo o maior cuidado no que diz respeito ao bom contacto entre os elétrodos e o couro cabeludo, o processo de treino da interface deve ser repetido para contrariar estas situações, que, para esta condição e ambiente têm uma representação de 2,5%.

**Tab. 4.1:** Skill Rating - Ambiente 1 / Condição 1 (Ambiente Silencioso / Olhos Abertos).

Participantes	Tarefas							
	R.1	R.2	R.3	R.4	L.1	L.2	L.3	L.4
1	3%	29%	22%	18%	25%	20%	13%	25%
2	31%	49%	7%	38%	25%	42%	61%	16%
3	18%	22%	14%	34%	30%	11%	12%	25%
4	11%	19%	24%	16%	32%	12%	0%	3%
5	12%	3%	28%	0%	13%	15%	4%	0%
6	24%	37%	13%	17%	10%	34%	44%	38%
7	15%	34%	2%	0%	19%	4%	4%	13%
8	8%	11%	8%	12%	26%	7%	20%	6%
9	8%	7%	21%	25%	27%	31%	28%	14%
10	1%	11%	5%	19%	15%	1%	9%	1%
11	42%	61%	9%	62%	58%	37%	4%	58%
12	13%	18%	22%	30%	3%	11%	51%	43%
13	9%	41%	3%	57%	20%	22%	25%	19%
14	28%	8%	21%	64%	16%	24%	23%	19%
15	5%	1%	9%	20%	3%	8%	10%	10%
16	19%	9%	23%	24%	16%	25%	6%	23%
17	42%	6%	33%	23%	28%	2%	6%	21%
18	11%	11%	18%	6%	13%	11%	7%	21%
19	7%	20%	14%	22%	7%	19%	20%	29%
20	44%	31%	6%	24%	2%	22%	10%	6%
Média	18%	21%	15%	26%	19%	18%	18%	20%
D. Padrão	13%	16%	9%	18%	13%	12%	17%	15%

Na figura 4.1, podemos visualizar os gráficos resultantes do método de Bland-Altman. Este método, baseado na quantificação entre duas medidas quantitativas de acordo com a sua diferença média [34], trata-se de uma proposta apresentada em 1983 por Altman e Bland baseada numa proposta inicialmente apresentada por Eksborg em 1981 [35].

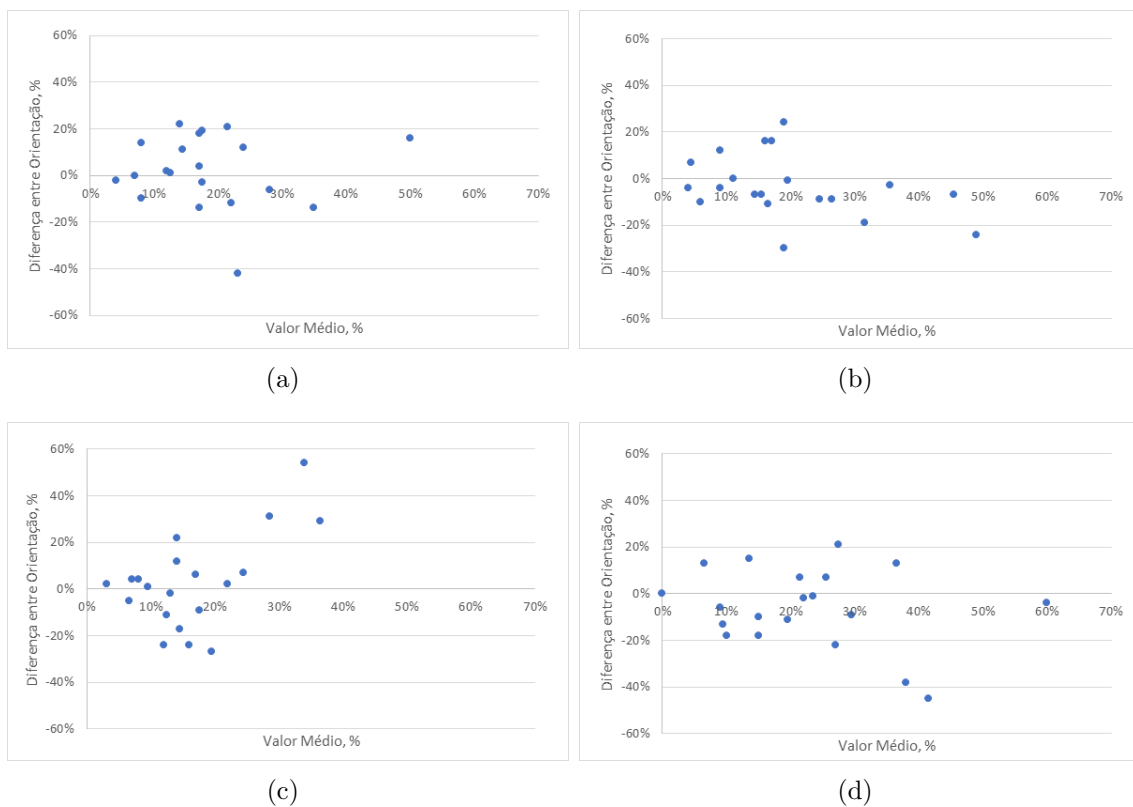
Bland e Altman introduziram então estes gráficos para descrever a relação existente entre as duas medidas quantitativas [36] construindo limites estatísticos, que, por sua vez, são calculados com recurso à média e ao desvio padrão entre as duas medições. Apresentando sob a forma gráfica, obtém-se um gráfico a duas dimensões (XY) no qual está representado a diferença entre as duas medições em função da média das mesmas [37].

Desta forma, os gráficos mostrados na figura 4.1, são constituídos pela diferença do valor de Skill Rating entre as duas orientações (eixo vertical) e o valor médio (eixo horizontal).

Com a representação acima, é possível observar uma maior concentração pontual até aos 30% nos quatro gráficos, no entanto, também se observa que os pontos estão divididos entre valores positivos e negativos no que diz respeito à diferença de skill rating entre as orientações nas quais as tarefas foram realizadas. Uma vez que todos os participantes nunca tiveram qualquer contacto com a interface utilizada, seria esperado que melhorassem a sua prestação pois, quando realizaram as tarefas para a orientação L, já tinham realizado as mesmas tarefas para a orientação R, havendo então já alguma experiência. Caso isto se verificasse, os pontos estariam na zona positiva do respetivo gráfico.

Apesar de as tarefas 3 e 4 serem realizadas com reforços (arrastar com reforço mecânico e arrastar com reforço visual, respetivamente), verifica-se uma maior dispersão nos pontos, principalmente para a tarefa 4. Na tarefa 3, destaque para um ponto que representa uma diferença de mais de 50% no valor de Skill Rating quando se altera a orientação que pode ter sido causado por diversos fatores como possíveis artefactos na aquisição do sinal ou mau contacto entre os elétrodos e o couro cabeludo.

Para este ambiente, também foram recolhidos os valores de Skill Rating para a condição 2, tendo os participantes realizado praticamente as mesmas tarefas mas



**Fig. 4.1:** Gráficos de Bland Altman correspondentes ao Skill Rating obtido no Ambiente 1 e Condição 1 (Ambiente Silencioso / Olhos Abertos): (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2, (c) Tarefa 3, (d) Tarefa 4.



**Tab. 4.2:** Skill Rating - Ambiente 1 / Condição 2 (Ambiente Silencioso / Olhos Fechados).

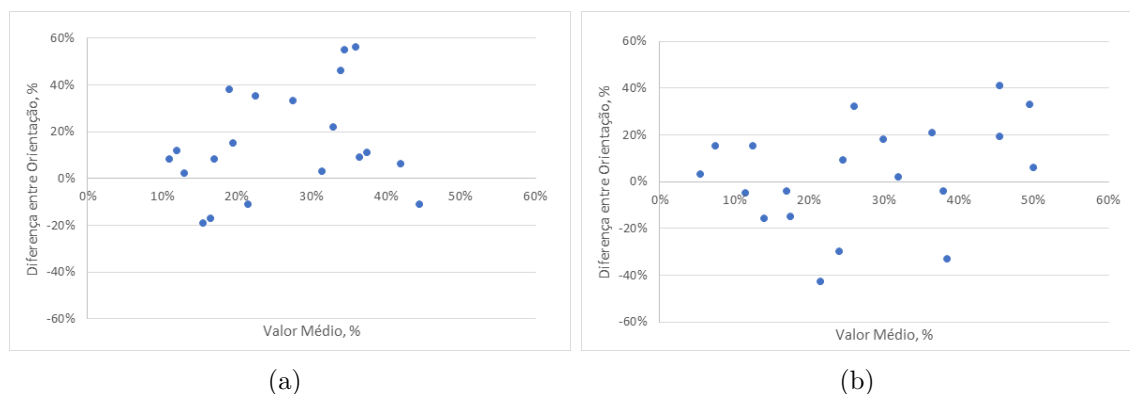
Participantes	Tarefas			
	R.1	R.2	L.1	L.2
1	5%	31%	40%	33%
2	39%	19%	45%	15%
3	8%	33%	64%	66%
4	32%	25%	41%	66%
5	0%	10%	38%	42%
6	13%	43%	21%	0%
7	11%	47%	44%	53%
8	25%	4%	8%	7%
9	30%	14%	33%	9%
10	12%	5%	14%	20%
11	22%	40%	44%	36%
12	11%	36%	57%	55%
13	25%	20%	6%	29%
14	7%	26%	62%	47%
15	12%	25%	27%	10%
16	50%	21%	39%	39%
17	27%	39%	16%	9%
18	32%	22%	43%	6%
19	6%	0%	18%	15%
20	7%	55%	15%	22%
<hr/>				
Média	19%	26%	34%	29%
<hr/>				
D. Padrão	13%	15%	17%	21%

desta vez com os olhos fechados. Uma vez que os participantes não possuíam o auxílio da sua visão, não se realizaram as tarefas 3 e 4.

Os resultados obtidos estão representados nas tabelas seguintes.

Para esta condição de treino, verifica-se que a percentagem de resultados nulos aumenta ligeiramente (3,75%) quando comparado com a realização das tarefas com os olhos abertos. Verifica-se também que os resultados obtidos melhoram quando as tarefas são realizadas para a segunda orientação (L), o que vai de encontro com o esperado pois os participantes começam a acumular alguma experiência com o treino das tarefas.

Para esta condição, olhos fechados, não se verifica a tendência para uma maior concentração pontual até aos 30%, tal como se verificava quando os participantes



**Fig. 4.2:** Gráficos de Bland Altman correspondentes ao Skill Rating obtido no Ambiente 1 e Condição 2 (Ambiente Silencioso / Olhos Fechados): (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2.

realizavam as tarefas de olhos abertos. Observando os dois gráficos, figura 4.6, para a tarefa 1, é possível concluir que os resultados obtidos para a segunda orientação foram em maioria superior aos obtidos para a primeira orientação pois a maioria dos pontos encontra-se na parte positiva do gráfico. Para a tarefa 2, isto não se verifica, havendo uma dispersão tanto pela parte positiva como negativa. No entanto, é para esta tarefa que os resultados obtidos estão mais dispersos.

### 4.1.2 Contagens/Validação

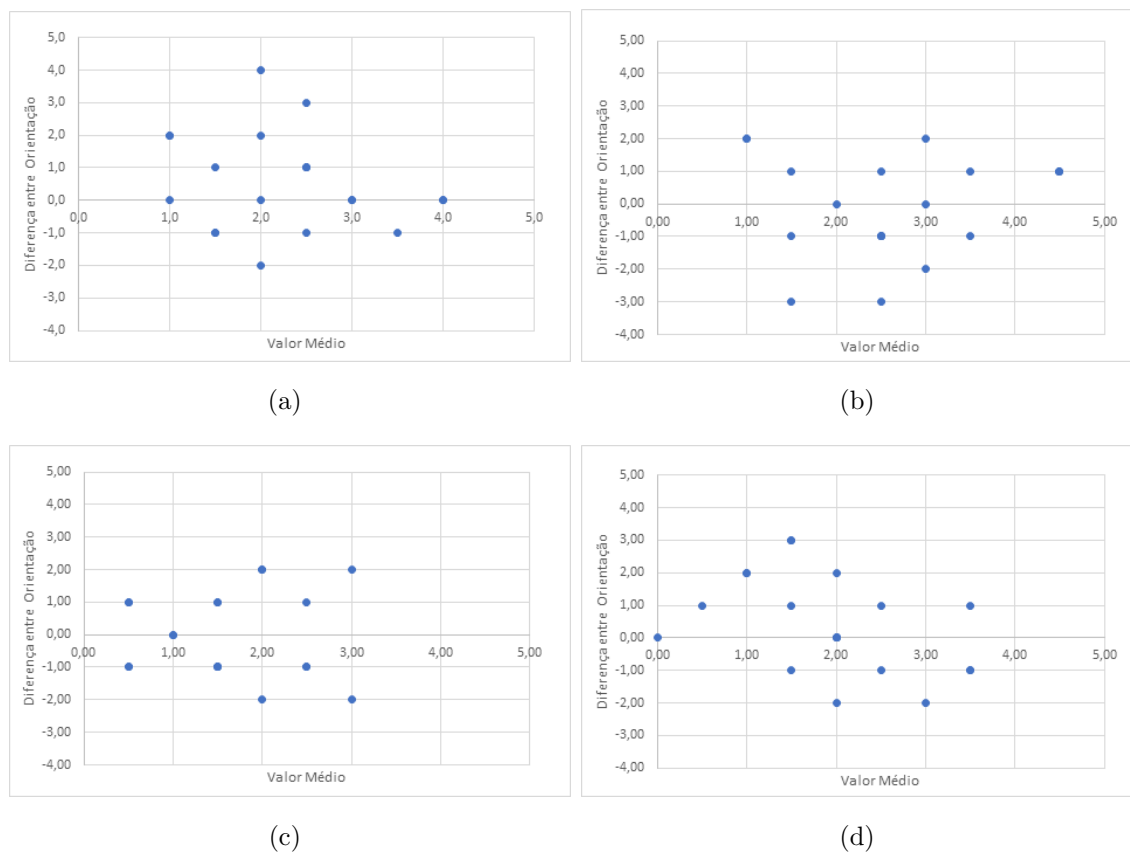
Como complemento quantitativo, foi realizada uma contagem que consistia em, após os três treinos para uma determinada tarefa, pedir ao participante para controlar o cubo intencionalmente. Após o treino de uma tarefa, o participante tinha de movimentar o cubo da mesma forma que treinou durante quinze segundos enquanto que eram contabilizadas a quantidade de vezes que se obtinha um movimento com intensidade máxima.

Na tabela 4.3, podem ser visualizados os resultados para esta validação.

**Tab. 4.3:** Contagens - Ambiente 1 / Condição 1 (Ambiente Silencioso / Olhos Abertos).

Participantes	Tarefas							
	R.1	R.2	R.3	R.4	L.1	L.2	L.3	L.4
1	4	3	2	3	4	4	3	4
2	4	4	2	4	3	5	1	3
3	2	3	1	2	3	2	1	2
4	0	4	3	3	2	2	2	1
5	2	0	0	0	1	2	1	3
6	3	3	1	2	3	2	1	2
7	1	4	2	0	4	3	1	2
8	1	2	1	0	2	3	3	1
9	1	2	2	1	3	4	4	2
10	0	2	1	0	2	1	0	0
11	1	0	3	2	1	2	1	1
12	2	3	1	2	3	2	0	2
13	2	4	1	0	3	1	3	3
14	3	1	2	1	3	2	1	3
15	3	3	3	4	1	0	2	3
16	4	3	1	2	4	3	2	3
17	2	4	0	2	2	5	1	2
18	0	2	4	0	4	2	2	2
19	3	4	1	4	2	5	2	2
20	2	3	2	3	1	2	1	2
<b>Média</b>	<b>2,00</b>	<b>2,70</b>	<b>1,65</b>	<b>1,75</b>	<b>2,55</b>	<b>2,60</b>	<b>1,60</b>	<b>2,15</b>
<b>D. Padrão</b>	<b>1,30</b>	<b>1,26</b>	<b>1,04</b>	<b>1,45</b>	<b>1,05</b>	<b>1,39</b>	<b>1,05</b>	<b>0,93</b>

Relativamente a esta tarefa, o peso dos resultados nulos aumenta consideravelmente. No registo do valor de Skill Rating, para este ambiente e condição, registaram-se 2,5% de resultados nulos, enquanto que, nesta contagem, esse valor aumenta para aproximadamente 10,6%, tratando-se de uma aumento superior a 400%.



**Fig. 4.3:** Gráficos de Bland Altman correspondentes às Contagens obtidas no Ambiente 1 e Condição 1 (Ambiente Silencioso / Olhos Abertos): (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2, (c) Tarefa 3, (d) Tarefa 4.

Observando os gráficos de Bland-Altman, figura 4.3, verifica-se uma dispersão pontual, não sendo possível indicar uma área na qual haja uma maior concentração. No gráfico correspondente à tarefa 1, a localização dos pontos é maioritariamente na parte positiva do eixo vertical, revelando uma melhoria entre a primeira e a segunda orientação. Também para esta tarefa, obtém-se o maior número de vezes em que o resultado obtido para a primeira orientação é idêntico ao obtido na segunda orientação, revelando consistência. Este destaque é caracterizado graficamente por pontos de coordenada YY igual a zero.

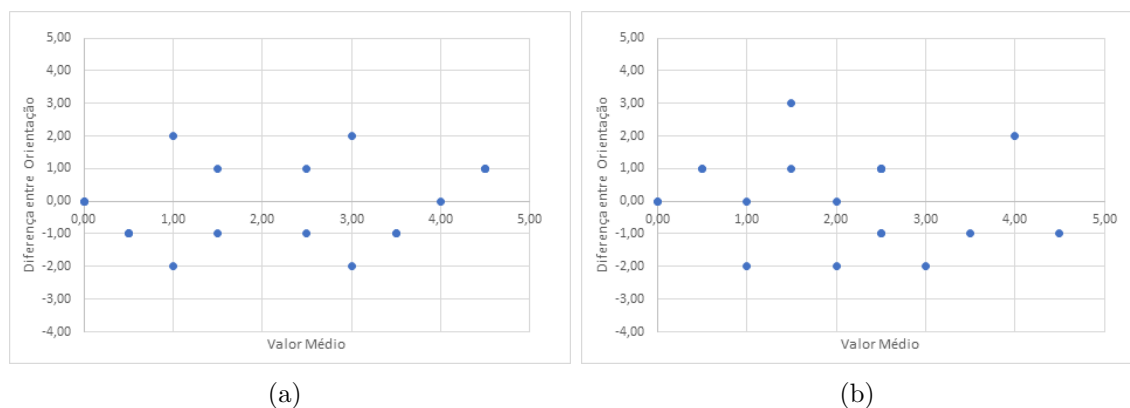
Também para a tarefa 1, verifica-se o ponto com maior diferença de contagem entre orientações, 4. Isto indica que houve um participante que, para a segunda orientação, um participante conseguiu movimentar o cubo com sucesso 4 vezes após não ter conseguido movimentar qualquer vez para a primeira orientação.

**Tab. 4.4:** Contagens - Ambiente 1 / Condição 2 (Ambiente Silencioso / Olhos Fechados).

Participantes	Tarefas			
	R.1	R.2	L.1	L.2
1	4	5	5	4
2	0	3	0	1
3	1	2	0	3
4	4	3	5	5
5	0	0	2	1
6	4	2	5	3
7	4	4	3	2
8	1	2	2	3
9	1	0	0	0
10	2	0	0	1
11	0	1	0	1
12	3	3	2	2
13	1	2	0	2
14	2	0	3	3
15	2	2	1	3
16	0	0	0	0
17	2	3	4	2
18	4	2	3	0
19	4	1	2	2
20	4	4	4	3
Média	2,15	1,95	2,05	2,05
D. Padrão	1,60	1,50	1,88	1,36

À semelhança do registo de Skill Rating, também se realizou esta contagem para a condição 2, estando os resultados obtidos apresentados na tabela 4.4. Nesta situação verifica-se uma grande similaridade nos valores médios para as diferentes tarefas e orientações. No entanto, o peso dos resultados nulos volta a aumentar, sendo neste caso de aproximadamente 20% (19 resultados nulos em 80 possíveis).

Já os correspondentes gráficos de Bland-Altman voltam a mostrar uma grande dispersão pontual, e, justificado pela grande quantidade de resultados nulos, é possível observar com base nos gráficos que houve situações em que os participantes obtiveram zero movimentações de cubo sucedidas para ambas as orientações.



**Fig. 4.4:** Gráficos de Bland Altman correspondentes às Contagens obtidas no Ambiente 1 e Condição 2 (Ambiente Silencioso / Olhos Fechados): (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2.

## 4.2 Ambiente 2

Tal como referido na secção 3.2, o protocolo de aquisição (ver A) foi repetido alterando o ambiente. Enquanto que para o primeiro ambiente foi procurado o maior silêncio possível se forma a não perturbar a atenção do participante, desta vez a sua atenção foi propositadamente posta à prova colocando música na sala onde os treinos foram realizados.

### 4.2.1 Skill Rating

Apresentados na tabela 4.5, os resultados obtidos para este ambiente revelaram-se superiores aos obtidos para o ambiente 1. Isto revela que, mesmo que o ambiente esteja mais ruidoso podendo influenciar a concentração do participante, o treino para a utilização da interface produz melhores resultados uma vez que o participante começa a adquirir experiência nas tarefas de treino e processos mentais.

Mesmo quando considerando apenas os dados para este ambiente, verifica-se que a repetição das tarefa com orientação diferente apresenta um melhor valor médio de skill rating na generalidade dos casos, melhorando em três das quatro tarefas.

Para este ambiente, nas tabelas 4.5 e 4.6, o participante número 11 não possui qualquer resultado. Isto é justificado pois o participante em questão começou a sentir dores de cabeça causadas tanto pela pressão que o dispositivo exerce na cabeça de forma a obter um bom contacto nos seus elétrodo, assim como pela atenção e

concentração necessárias. Desta forma, nas tabelas em questão o participante 11 aparece sem qualquer resultado para fins representativos mas a sua participação não é considerada nas restantes análises.

A melhoria dos resultados que foram obtidos também é bastante evidente quando observados os gráficos de Bland-Altman na figura 4.5.

Além de se verificar uma maior dispersão ao valor médio (eixo vertical) entre as duas orientações, atingindo valores elevados o que representa valores elevados de Skill Rating para a mesma tarefa nas duas orientações, verifica-se também que os pontos se encontram em maioria na zona superior do eixo vertical, indicando melhorias até entre a primeira orientação e a segunda.

Os resultados nulos para esta condição têm um peso de aproximadamente 2,6% (4 resultados nulos em 152 possíveis), quase idêntico ao valor obtido para o primeiro ambiente de 2,5%.

No que diz respeito à realização das tarefas de olhos fechados (condição 2), representados na tabela 4.6, os valores médios também são superiores, quer estes sejam comparados com os obtidos anteriormente ou apenas entre as orientações, confirmando que mesmo de olhos fechados, a prática com o treino da interface revela melhorias no resultado final. Apesar de haver pontos discordantes em ambos os gráficos como é o caso de na tarefa 2 haver um ponto com uma diferença percentual entre orientações de quase 50%, os gráficos de Blant-Altman, figura 4.6, voltam a ser concordantes com esta afirmação pois a maior concentração pontual verifica-se na parte superior do eixo vertical assim como pela melhoria do valor médio.

### 4.2.2 Contagens/Validação

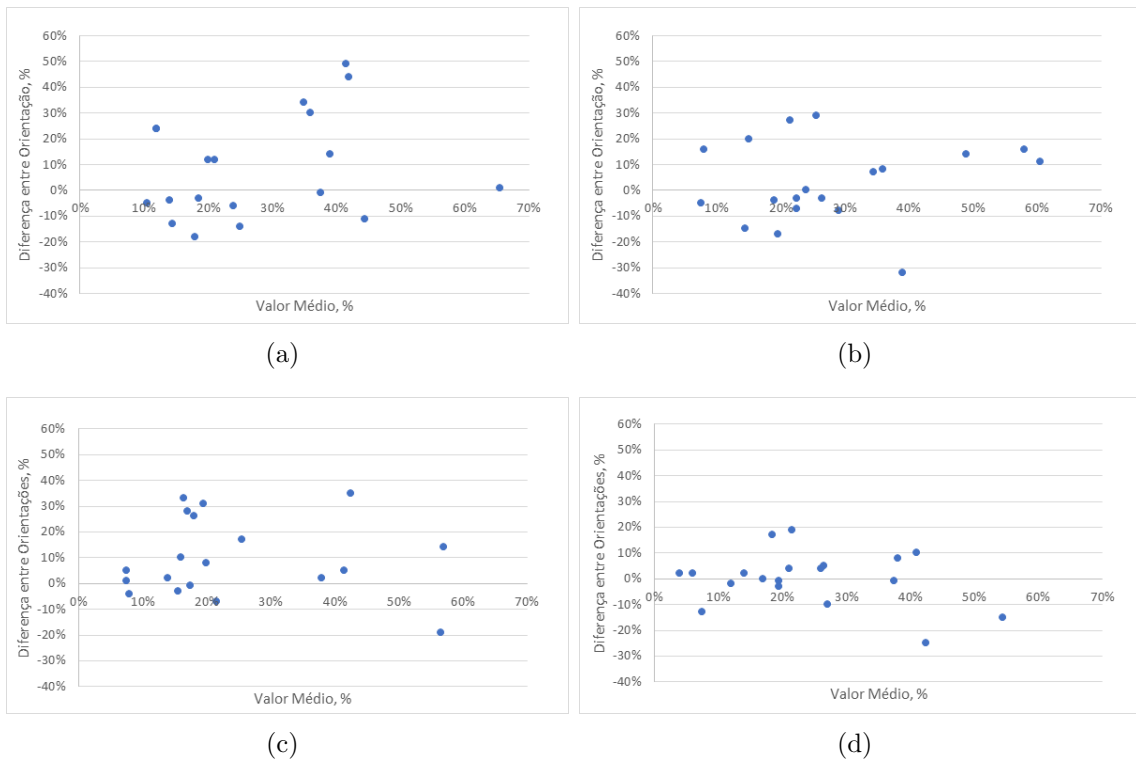
A melhoria observada anteriormente nos valores médios de Skill Rating não se reproduzem para a contagem realizada conforme podemos observar na tabela 4.7. Nesta situação, os resultados nulos são de aproximadamente 11,2% (17 resultados nulos em 152 possíveis), mostrando também aqui semelhança quando comparado com os obtidos para o ambiente 1 que foram de 10,6%.

Os gráficos de Bland-Altman da figura 4.7, mostram uma ligeira melhoria, pois,

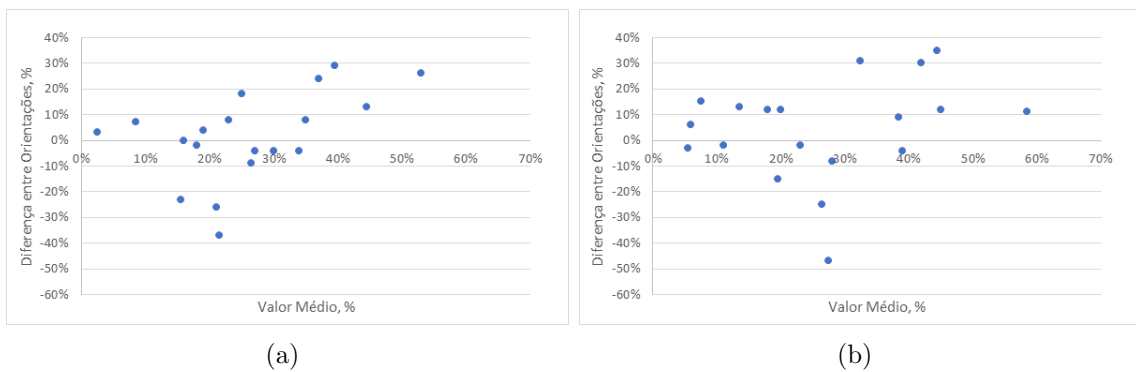
**Tab. 4.5:** Skill Rating - Ambiente 2 / Condição 1 (Ambiente Ruído / Olhos Abertos).

Participantes	Tarefas							
	R.1	R.2	R.3	R.4	L.1	L.2	L.3	L.4
1	15%	24%	25%	12%	27%	21%	18%	31%
2	27%	31%	18%	24%	21%	38%	17%	28%
3	14%	26%	7%	19%	26%	19%	8%	23%
4	38%	11%	17%	55%	37%	40%	34%	30%
5	17%	33%	10%	10%	66%	25%	6%	27%
6	32%	32%	39%	13%	18%	40%	44%	15%
7	18%	55%	66%	62%	52%	66%	47%	47%
8	50%	42%	25%	36%	39%	56%	60%	46%
9	0%	8%	3%	5%	24%	35%	31%	7%
10	20%	0%	5%	14%	17%	16%	10%	1%
11	—	—	—	—	—	—	—	—
12	32%	5%	5%	32%	46%	25%	31%	22%
13	20%	21%	37%	17%	64%	17%	39%	17%
14	21%	55%	0%	34%	51%	23%	33%	42%
15	0%	10%	16%	13%	24%	5%	24%	11%
16	65%	50%	50%	38%	66%	66%	64%	37%
17	27%	22%	17%	24%	9%	7%	14%	29%
18	21%	28%	13%	20%	8%	11%	15%	19%
19	16%	24%	11%	21%	12%	24%	21%	18%
20	13%	28%	4%	3%	8%	25%	35%	5%
Média	23%	27%	19%	24%	32%	29%	29%	24%
D. Padrão	15,5%	16,0%	17,5%	15,8%	20,0%	17,9%	16,7%	13,3%





**Fig. 4.5:** Gráficos de Bland Altman correspondentes ao Skill Rating obtido no Ambiente 2 e Condição 1 (Ambiente Ruído / Olhos Abertos): (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2, (c) Tarefa 3, (d) Tarefa 4.



**Fig. 4.6:** Gráficos de Bland Altman correspondentes ao Skill Rating obtido no Ambiente 2 e Condição 2 (Ambiente Ruído / Olhos Fechados) (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2.

**Tab. 4.6:** Skill Rating - Ambiente 2 / Condição 2 (Ambiente Ruído / Olhos Fechados).

Participantes	Tarefas			
	R.1	R.2	L.1	L.2
1	19%	32%	27%	24%
2	31%	24%	39%	22%
3	16%	27%	34%	57%
4	25%	39%	54%	51%
5	34%	51%	8%	4%
6	40%	27%	66%	62%
7	32%	41%	28%	37%
8	1%	3%	4%	9%
9	5%	7%	12%	4%
10	19%	0%	17%	15%
11	—	—	—	—
12	38%	53%	51%	64%
13	29%	12%	25%	24%
14	25%	17%	49%	48%
15	27%	7%	4%	20%
16	40%	34%	3%	43%
17	31%	39%	22%	14%
18	36%	27%	32%	12%
19	17%	14%	21%	26%
20	16%	12%	16%	10%
<b>Média</b>	<b>25%</b>	<b>25%</b>	<b>27%</b>	<b>29%</b>
<b>D. Padrão</b>	<b>11,1%</b>	<b>15,9%</b>	<b>18,3%</b>	<b>19,9%</b>

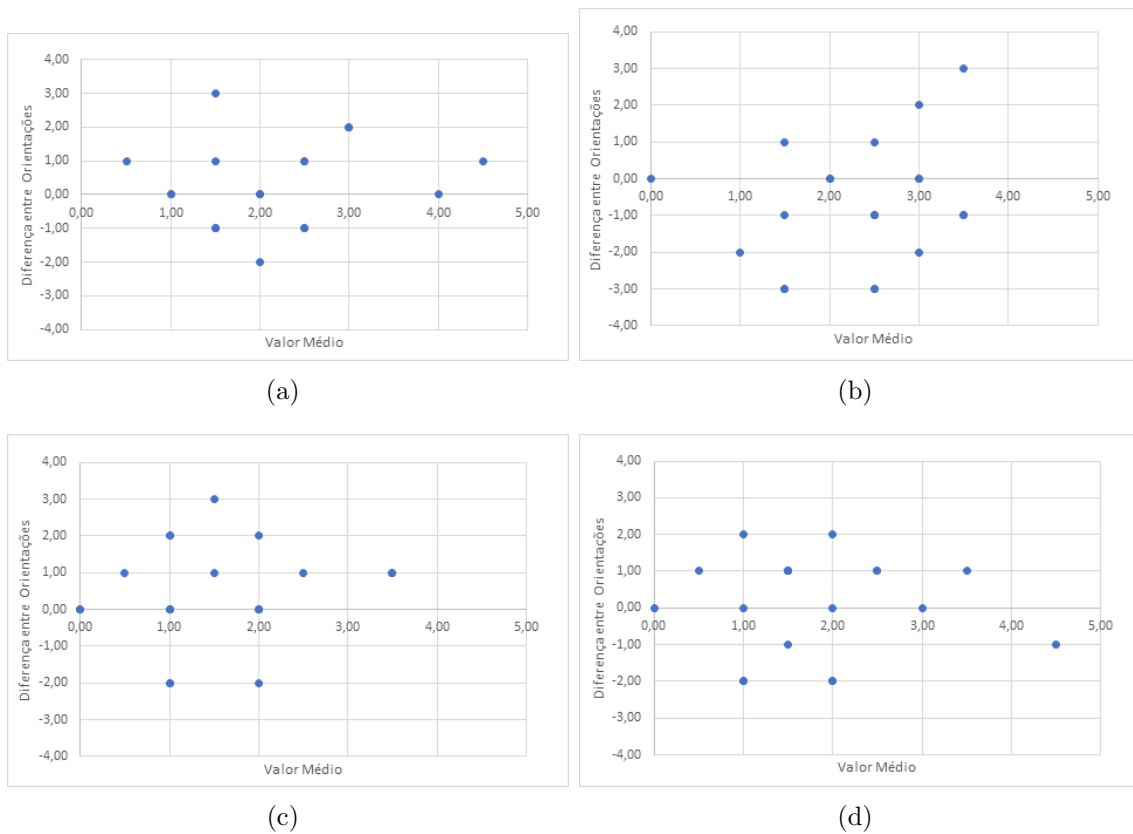
**Tab. 4.7:** Contagens - Ambiente 2 / Condição 1 (Ambiente Ruído / Olhos Abertos).

Participantes	Tarefas							
	R.1	R.2	R.3	R.4	L.1	L.2	L.3	L.4
1	2	3	1	1	3	2	1	2
2	3	4	1	2	2	3	2	3
3	1	2	0	1	1	2	0	2
4	2	2	3	5	4	5	4	4
5	2	2	2	0	2	1	0	2
6	1	2	2	1	2	4	3	2
7	1	4	2	3	1	1	2	3
8	4	4	2	3	4	3	2	4
9	2	2	1	1	4	3	3	3
10	2	3	0	2	2	0	1	0
11	—	—	—	—	—	—	—	—
12	4	1	3	2	5	2	4	3
13	0	3	2	0	3	2	2	1
14	3	4	2	3	1	2	0	1
15	3	4	3	2	2	1	1	1
16	0	2	0	1	1	0	2	1
17	2	3	1	2	1	0	1	2
18	2	2	0	1	1	2	3	2
19	2	3	0	3	1	3	2	1
20	2	3	1	2	3	3	1	0
Média	2,00	2,79	1,37	1,84	2,26	2,05	1,79	1,95
D. Padrão	1,11	0,92	1,07	1,21	1,28	1,35	1,23	1,18

com exceção da tarefa 2, observa-se uma maior presença pontual na parte positiva do eixo vertical quando comparado com os obtidos anteriormente indicando uma melhoria quando se realizou a tarefa para a segunda orientação.

No que diz respeito à realização das tarefas com os olhos fechados num ambiente com ruído (tabela 4.8), os resultados nulos aumentam para cerca de 23,6% (17 resultados nulos em 72 possíveis) em relação aos 20% obtidos num ambiente silencioso.

Também os valores médios diminuem consideravelmente para todas as tarefas, indicando assim que a existência de ruído nestas condições, não é favorável mesmo considerando que esta foi a ultima fase do protocolo de aquisição de dados e que todos os participantes já tinham adquirido experiência nas tarefas de treino da in-



**Fig. 4.7:** Gráficos de Bland Altman correspondentes às Contagens obtidas no Ambiente 2 e Condição 1 (Ambiente Ruído / Olhos Abertos) (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2, (c) Tarefa 3, (d) Tarefa 4.

**Tab. 4.8:** Contagens - Ambiente 2 / Condição 2 (Ambiente Ruído / Olhos Fechados).

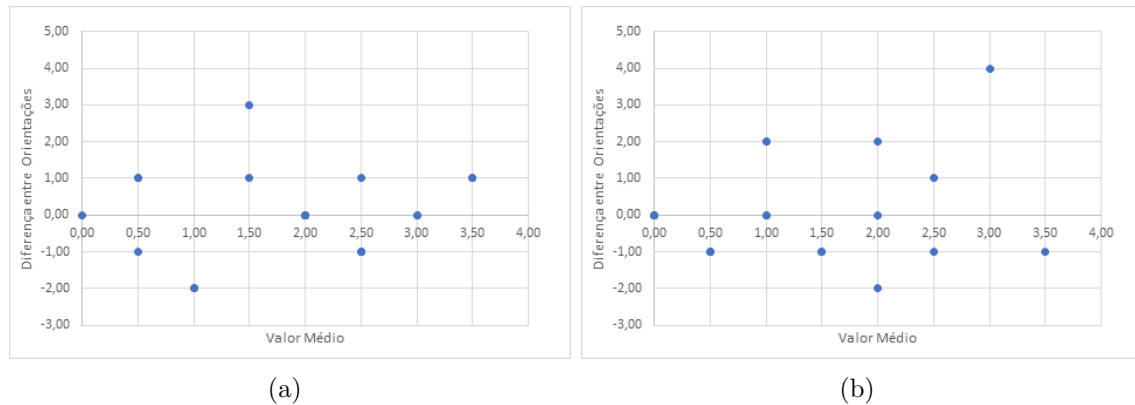
Participantes	Tarefas			
	R.1	R.2	L.1	L.2
1	2	3	2	2
2	2	1	2	1
3	1	0	2	2
4	1	0	0	0
5	2	1	2	0
6	3	1	3	0
7	3	4	2	3
8	0	0	3	2
9	0	1	1	0
10	2	0	0	0
11	—	—	—	—
12	3	2	2	1
13	0	3	1	1
14	3	2	4	2
15	2	2	0	3
16	3	0	3	0
17	3	1	2	1
18	2	2	3	1
19	2	1	2	3
20	3	1	4	5
Média	1,95	1,32	2,00	1,42
D. Padrão	1,08	1,16	1,20	1,39

terface.

Este raciocínio é validado também pelos gráficos de Bland-Altman, figura 4.8, pois é possível pela análise dos mesmos verificar que a dispersão pontual tem principal presença na parte negativa do eixo vertical.

## 4.3 Síntese

Para realizar todos os gráficos visualizados anteriormente foram calculadas as diferenças entre as orientações. Com estes dados, produziram-se os gráficos apresentados nas figuras 4.9 e 4.10, de forma a ter uma visualização comparativa entre as diferenças para cada tarefa para o Skill Rating. As tabelas que serviram de base para



**Fig. 4.8:** Gráficos de Bland Altman correspondentes às Contagens obtidas no Ambiente 2 e Condição 2 (Ambiente Ruído / Olhos Fechados): (a) Tarefa 1, (b) Tarefa 2.

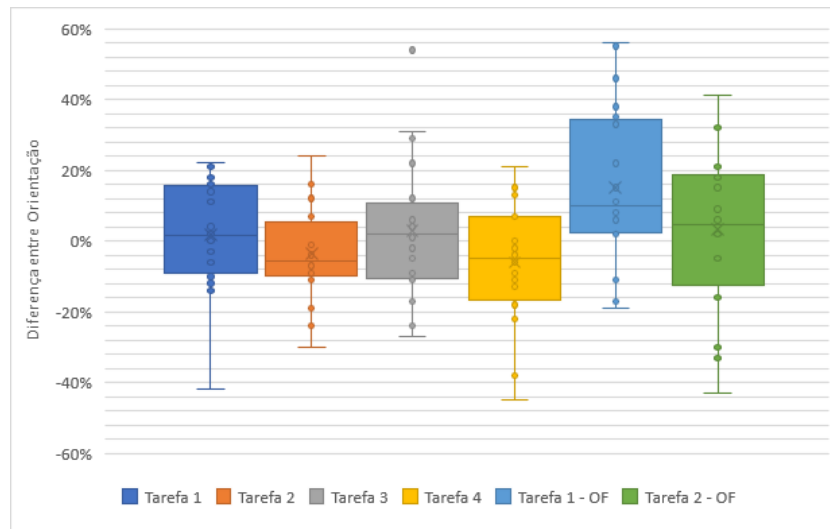
a realização destes gráficos podem ser observadas no anexo B.

Estes gráficos "Caixa de Bigodes" permitem representar em simultâneo medidas de localização e dispersão, neste caso a variação, transmitindo de imediato uma noção sobre a sua dispersão, localização e intervalos, tornando-se assim um instrumento adequado para a comparação de amostras.

Além da caixa em si, estes gráficos também são constituídos por pontos, podendo estes estar dentro ou fora do intervalo da caixa. Estes últimos, denominados de outliers, representam valores que estejam fora do intervalo padrão para o conjunto de dados analisado, sendo necessário prestar especial atenção aos mesmos pois estes representam erros humanos ou erros da própria natureza de aquisição dos mesmos.

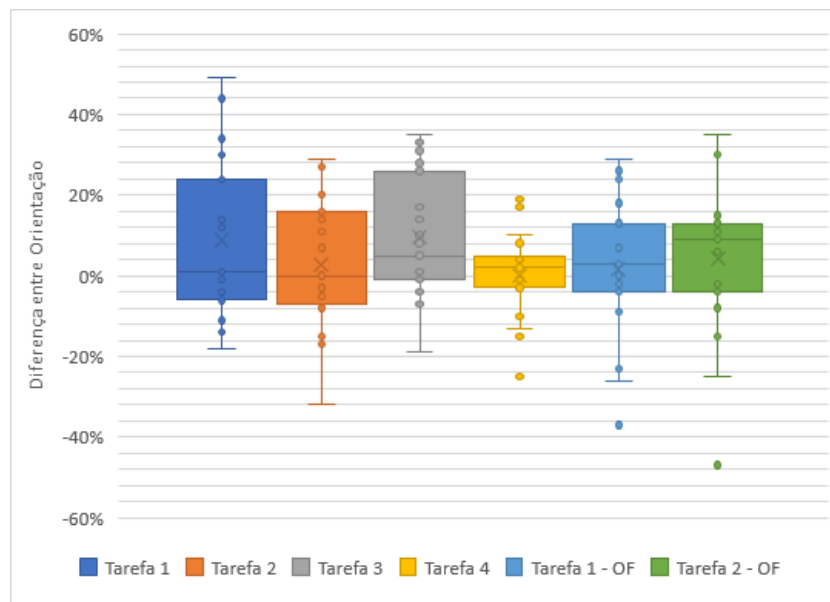
Analisando os gráficos, volta a ser evidente a melhoria do primeiro para o segundo ambiente, sendo esta visível pois, à exceção da caixa representativa da primeira tarefa com os olhos fechados (condição 2), todas as caixas se deslocam no sentido positivo, representando assim tanto uma melhoria nos resultados obtidos como o facto de estes melhorarem cada vez que se realizava a tarefa.

Esta constatação faz com que seja necessário ponderar se a existência de ruído e porventura distração do participante, interfere realmente nas prestações como seria esperado anteriormente à realização da aquisição de dados.



(a)

**Fig. 4.9:** "Caixa de Bigodes" correspondente à realização das tarefas no Ambiente 1 (Silencioso).



(a)

**Fig. 4.10:** "Caixa de Bigodes" correspondente à realização das tarefas no Ambiente 2 (Ruidoso).

Com toda esta informação disponível, é possível realizar também uma análise ao nível do erro técnico de medição (ou Technical Error of Measurement, TEM), um método que permite analisar a precisão dos dados [38]. O TEM, desvio padrão entre medidas repetidas [39], é um cálculo que permite calcular a variabilidade dos resultados intra-observador - o observador repete as medições num participante ou conjunto de participantes -, ou, inter-observador - vários observadores a medir um participante ou conjunto de participantes [40, 41].

São apresentados os resultados não só relativos à TEM mas também à rTEM (relative Technical Error of Measurement). Este cálculo relaciona o TEM com o valor médio da variável de forma a obter um erro expresso em percentagem, relativo à média total da variável em questão, neste caso, Skill Rating e contagens. O cálculo do TEM é realizado para calcular intra-observador a variabilidade dos resultados obtidos por ambiente e tarefa quando o conjunto de participantes alterava a orientação de uma tarefa.

A tabela 4.9 apresenta os dados médios relativos ao Skill Rating enquanto que a tabela 4.10 os dados médios relativos às contagens. Já as tabelas 4.11 e 4.12 apresentam uma síntese relativamente às tabelas anteriores.

Com base na informação apresentada, a primeira constatação que deve ser realizada é a superior percentagem de erro das contagens em relação à Skill Rating. Tratando-se de um processo direto implementado pelo observador, a possibilidade de existência de erros humanos é bastante considerável, o que pode justificar este aumento de percentagem de erro.

Quer a variável seja o Skill Rating ou as contagens, o erro relativo aumenta em ambos os casos quando o conjunto de participantes executa as tarefas na condição 2, olhos fechados. Apesar do método de Skill Rating apresentar um erro elevado, este é o mais fiável quando comparado com o método das contagens. Para este método, verifica-se que a percentagem de erro aumenta quando o conjunto de participantes está sujeito ao segundo ambiente, um ambiente ruidoso que faz com que a possibilidade de distrações seja superior. Este cálculo não permite quantificar a melhoria dos resultados que se verificou anteriormente quando os participantes estavam sujeitos a este ambiente, mas permite concluir que a existência do ruído interfere com a consistência dos resultados.



**Tab. 4.9:** TEM e rTEM relativo ao Skill Rating.

Skill Rating				
			Ambiente 1	Ambiente 2
Condição 1	Tarefa 1	TEM	10,95%	15,33%
		rTEM	59,27%	54,89%
	Tarefa 2	TEM	9,60%	11,03%
		rTEM	48,88%	39,39%
	Tarefa 3	TEM	14,03%	12,44%
		rTEM	85,16%	51,43%
	Tarefa 4	TEM	12,48%	7,29%
		rTEM	55,41%	30,52%
Condição 2	Tarefa 1	TEM	18,81%	12,03%
		rTEM	71,74%	46,02%
	Tarefa 2	TEM	15,71%	13,87%
		rTEM	57,45%	52,07%

**Tab. 4.10:** TEM e rTEM relativo às Contagens.

Contagens				
			Ambiente 1	Ambiente 2
Condição 1	Tarefa 1	TEM	110,68%	90,32%
		rTEM	48,65%	42,37%
	Tarefa 2	TEM	107,24%	126,49%
		rTEM	40,47%	55,00%
	Tarefa 3	TEM	90,83%	97,47%
		rTEM	55,90%	64,98%
	Tarefa 4	TEM	107,24%	92,20%
		rTEM	54,99%	51,22%
Condição 2	Tarefa 1	TEM	83,67%	82,16%
		rTEM	39,84%	43,82%
	Tarefa 2	TEM	94,87%	100,00%
		rTEM	47,43%	76,92%

**Tab. 4.11:** Síntese referente à Skill Rating.

	Diferença Média	Valor Médio
<b>TEM</b>		
Condição 1	3,1%	11,6%
Condição 2	4,3%	15,1%
<b>rTEM</b>		
Condição 1	44,1%	53,1%
Condição 2	49,0%	56,8%

**Tab. 4.12:** Síntese referente às Contagens.

	Diferença Média	Valor Médio
<b>TEM</b>		
Condição 1	15,3%	102,8%
Condição 2	3,3%	90,2%
<b>rTEM</b>		
Condição 1	53,4%	51,7%
Condição 2	60,4%	52,0%

## Processamento do Sinal

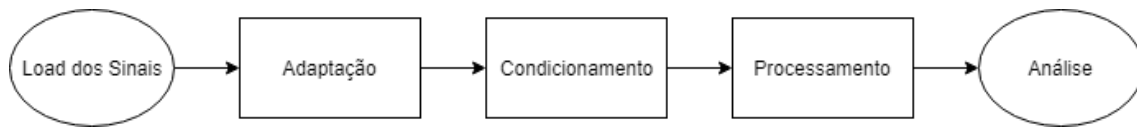
A segunda etapa deste projeto consistia no processamento e análise dos sinais obtidos aquando a realização das tarefas. Cada vez que um treino foi efetuado, foi também gravada a atividade cerebral correspondente.

O objetivo para este processamento e análise, era conseguir implementar um algoritmo capaz de validar a Skill Rating que o software indicava para cada tarefa após os treinos pois não há qualquer informação sobre o processo para a obtenção deste valor. Esta ausência de informação disponível foi o principal obstáculo à elaboração do algoritmo pelo que o objetivo teve de ser repensado, não tendo como requisito final obter então um valor igual ao Skill Rating obtido mas sim um algoritmo capaz de processar os sinais obtidos de forma a apresentar as suas características.

Os sinais obtidos estavam em formato .edf (european data format), um formato muito utilizado para o registo de eletroencefalografias [\[42\]](#).

Uma vez que o Matlab na sua versão padrão não consegue abrir ficheiros .edf, o primeiro passo passou por ser a conversão desse ficheiro num que pudesse ser carregado pelo Matlab. Sendo assim, com recurso ao próprio software da Emotiv, o Emotiv Xavier TestBench (versão 3.1.21), converteram-se todos os ficheiros .edf em ficheiros .csv.

Apesar dos ficheiros formatados em .csv já poderem ser abertos com recurso ao Matlab, a forma como a informação estava armazenada no ficheiro não era a pretendida, estando toda a informação inserida dentro de uma única célula, causando que toda a informação fosse apresentada de forma compactada pelo Matlab. Para



**Fig. 5.1:** Processamento do Sinal.

corrigir este problema, foi desenvolvido um pequeno algoritmo externo ao Matlab em linguagem Python (versão 3) tornando o processo de adaptação e conversão bastante simplificado. Apenas foi necessário indicar o diretório da pasta que continha os ficheiros .csv e o algoritmo converteu automaticamente todos os ficheiros .csv para ficheiro .txt, passando toda a informação a estar separada por tabulações.

A partir deste momento, os ficheiros estão preparados para serem carregados com o Matlab. O algoritmo, quando é iniciado, abre duas janelas. Uma para que o utilizador possa selecionar o treino neutro e outra para a seleção dos três treinos que se pretendam analisar.

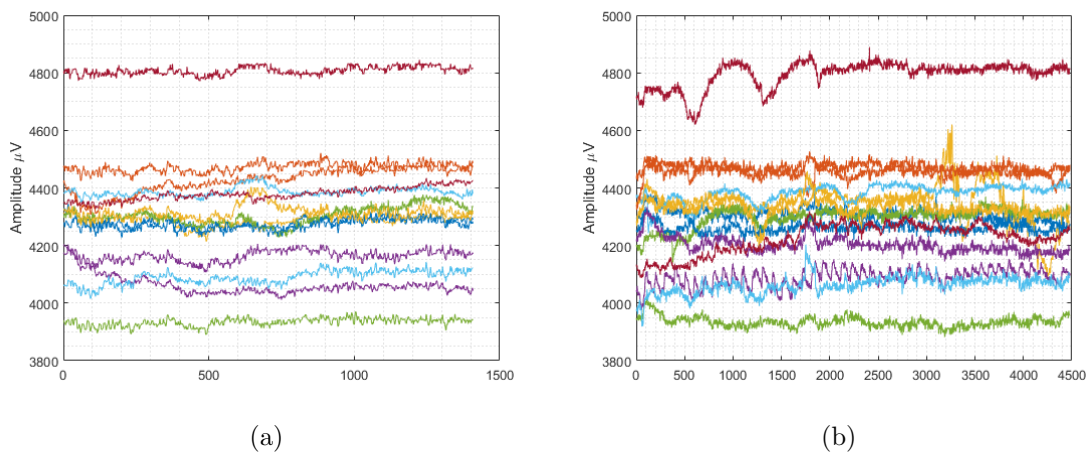
As principais etapas do mesmo estão ilustradas na figura 5.1.

## 5.1 Adaptação

De forma a que um algoritmo tenha um funcionamento o mais independente possível, tem de estar preparado para receber os sinais quer estes sejam idênticos nas suas características ou não, adaptando-os às suas necessidades de funcionamento.

Com os ficheiros já em memória, é extraída a informação pretendida dos mesmos. Uma vez que o ficheiro original era de formato .edf, possui 40 colunas de informações, estando entre estas a informação pretendida sobre os 14 elétrodos do dispositivo. A extração da informação destas 14 colunas é então realizada tanto para libertar memória de processamento assim como para termos apenas o que é necessário para o processamento.

Uma vez que é necessária a indicação de quatro ficheiros de dados (1 ficheiro de treino neutro e 3 ficheiros de treino da tarefa) para o correto funcionamento, outro entrave encontrado foi o comprimento dos sinais pois a duração dos mesmos era incerta e é necessário que todos tenham o mesmo comprimento. Enquanto que o treino neutro tem uma duração entre os 35 e os 40 segundos, os treinos para as tarefas têm uma duração bastante mais curta, entre 9 e 11 segundos.



**Fig. 5.2:** Sinais em estado bruto: (a) Treino 1 e (b) Treino Neutro.

Como o treino das tarefas dura apenas 8 segundos, duração imposta pelo software, os sinais correspondentes ao treino foram todos cortados para 6 segundos apenas, podendo esta duração ser alterada pelo utilizador. A opção por um corte central e de duração inferior ao treino tem como objetivo obter o maior quantidade de sinal de treino possível referente apenas à duração do treino.

Para o treino neutro, o corte foi realizado de forma diferente. O software permite a realização de treinos neutros com a duração de 8 segundos, como o treino das tarefas, ou um treino mais longo de 35 segundos. Uma vez que a base para o treino das tarefas é o treino neutro, é aconselhado acumular o máximo possível de treinos neutros, optando assim por realizar o treino de 35 segundos em detrimento do treino de 8 segundos. Porém, com a realização deste treino, é obtido um sinal bastante superior em duração quando comparado com o treino das tarefas.

Na figura 5.2, podemos comparar os sinais em bruto de um treino e do treino neutro, permitindo observar a diferença de comprimento entre os mesmos.

Desta forma, o sinal do treino neutro, em vez de ser cortado apenas, obtendo uma única fração do mesmo, foi dividido em pequenos sinais de 6 segundos (ou a mesma duração que o utilizador indicar para os treinos das tarefas), e, realizou-se uma média desses sinais, obtendo assim um único sinal mas que sofre a influência dos 35 segundos de treino que foi realizado.

## 5.2 Condicionamento do Sinal

Cumprido o requisito de todos os sinais possuírem as mesmas características para o melhor funcionamento do algoritmo, é então possível começar a manipular os mesmos.

O primeiro passo foi retirar o offset do sinal. Para tal foi utilizada uma função do Matlab já específica para esta tarefa, *detrend*. A existência deste offset, de cerca de 4200uV, já era previamente conhecida pois é indicada mesmo no manual de utilizador da Emotiv. A função utilizada apesar de não ser indicada como o método mais preciso, foi complementada com uma filtragem do sinal, obtendo assim um melhor resultado.

Tal como indicado na secção 2.2, os sinais cerebrais estão divididos por gamas de frequências. Com o intuito de rejeitar interferências e ruídos, todos os sinais foram filtrados para excluir o que fosse extra às gamas de frequências abordadas. No entanto, para que esta filtragem possa ser realizada, o sinal tem de ser convertido do domínio do tempo para o domínio das frequências, através da utilização da transformada de Fourier:

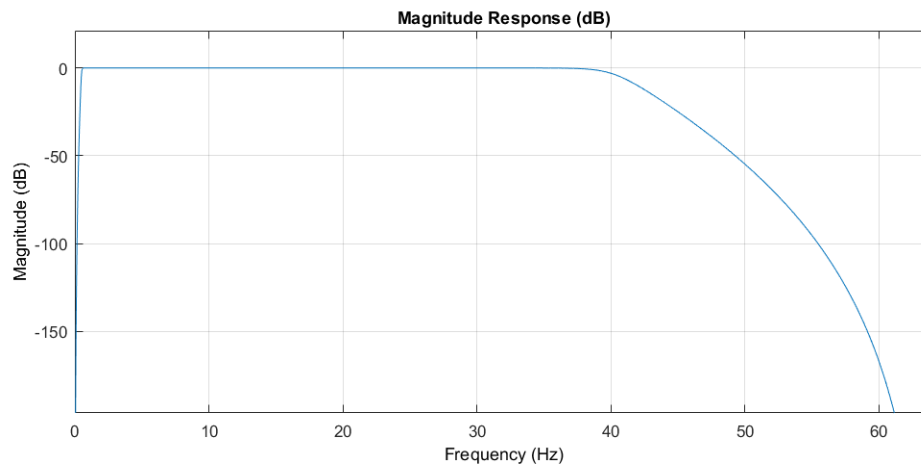
$$f(t) \rightarrow F(w) \quad (5.1)$$

A Transformada de Fourier representa qualquer função contínua integrável  $f(t)$  como a soma de exponenciais complexas com frequência angular  $w$  (rad/s) e amplitude  $F(w)$  [43].

Sendo o eletroencefalograma um sinal contínuo com uma série de ondas sinusoidais com diferentes amplitudes e fases, o algoritmo utilizado foi o de FFT, Fast Fourier Transform, pois é otimizado de forma a reduzir significativamente o numero de operações aritméticas e consequente memória necessária para a sua computação quando comparado com a DFT, Transformada de Fourier Discreta [44, 45].

A utilização da FFT, no entanto, pode causar uma inconsistência de resultados dependendo do número de pontos e período do sinal analisado [46]. Para contrariar este acontecimento, a frequência de amostragem deve ser pelo menos superior ao dobro da mais componente de frequência do sinal utilizado, de modo a que, a maior componente do espectro do sinal esteja contida abaixo da frequência de Nyquist,  $\frac{fs}{2}$ .

Com os sinais no domínio das frequências, é realizada a filtragem dos mesmos,



**Fig. 5.3:** Representação do Intervalo de Filtragem Aplicado.

um processo fundamental para que sejam atenuados constituintes indesejados do sinal. Apesar de um EEG ter um intervalo de frequências entre 0,5 e os 100 Hz, foi aplicado um filtro passa-banda entre os 0,5 e os 40 Hz apenas, como representado na figura 5.3, respeitando assim as cinco gamas de frequência abordadas na secção 2.2 e excluindo desde já a interferência do ruído de rede elétrica (50-60 Hz).

No manual de utilização do Emotiv EPOC, é referido que o processamento realizado pelo próprio dispositivo anula esta interferência da rede. No entanto, quando aplicada a Transformada de Fourier ao sinal obtido, verificou-se que esta interferência da rede, além de estar presente, possuía uma forte representação no sinal.

## 5.3 Processamento do Sinal

Após a primeira filtragem realizada aos sinais, entre 0,5 e 40 Hz, é calculado o peso que cada gama de frequência (Alfa, Beta, Gama, Teta, Delta) tem sobre o sinal total. De seguida, realiza-se então a segmentação do sinal total de acordo com cada gama de frequência, obtendo assim um sinal independente e característico da gama de frequência que, estando separado dos restantes, possibilita uma melhor análise dos mesmos caso pretendido.

A gama de frequências Beta, indicada como a representativa das tarefas mentais, dada a natureza do projeto, é mais relevante para realizar a análise. Desta forma, o sinal é filtrado novamente de forma a obter apenas o sinal correspondente a esta

gama de frequências, ignorando as restantes gamas.

Sabendo que o Emotiv EPOC é composto por 14 elétrodos e todos eles têm uma parte significativa no sinal que é lido, o algoritmo analisa a influência que cada um destes elétrodos tem, em média dos três treinos realizados, no sinal total, e, novamente, extrai o eletrodo mais significativo.

Com este processamento, partimos de uma situação em que a totalidade do sinal é considerada, para uma situação em que apenas o eletrodo mais significativo, dentro da gama de frequências mais importante para as tarefas mentais realizadas, é considerada.

## 5.4 Análise dos Sinais

Neste momento, o script possui em memória os quatro sinais iniciais (treino neutro + 3 treinos de tarefa) mas apenas com informação relativa à gama de frequências Beta e sobre um único eletrodo. Não sendo possível atingir um nível superior de especificidade, é aplicada a inversa da transformada de Fourier para obter um sinal no domínio do tempo em vez do domínio de frequências.

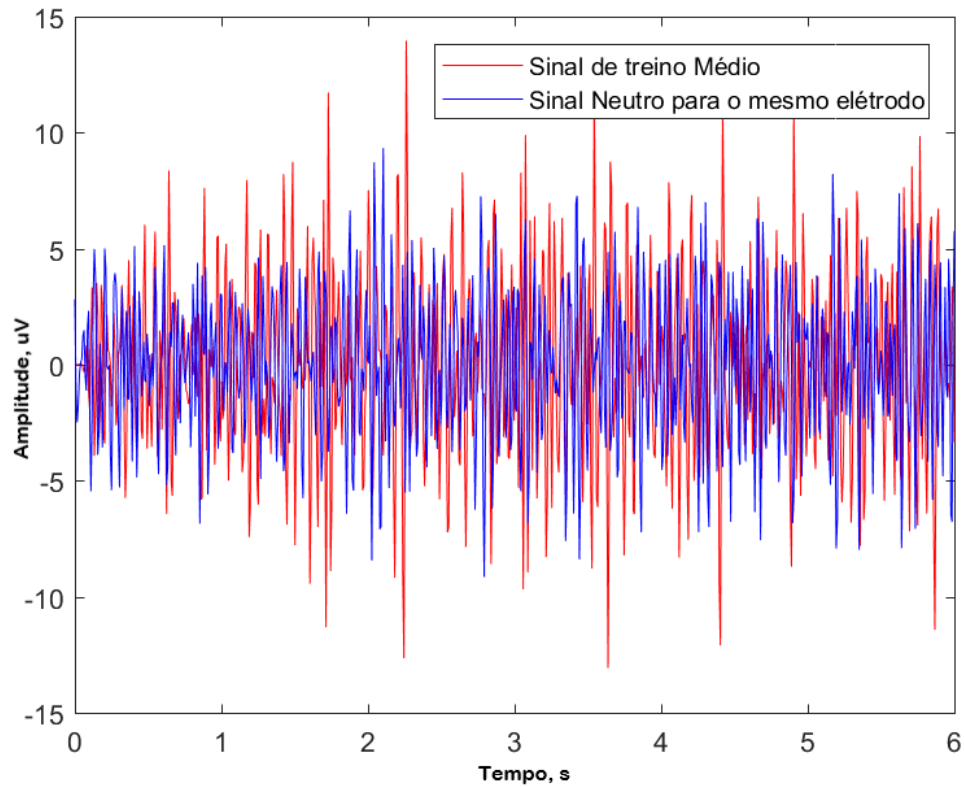
Aos três sinais correspondentes ao treino de tarefa, é realizada uma comparação entre os mesmos, obtendo um sinal médio dos treinos. Este sinal é então comparado das seguintes formas ao sinal neutro:

- Amplitude Máxima/Minima e Amplitude Pico a Pico;
- Número de Picos que cada sinal possui;
- Área das componentes (positiva/negativa) de cada Sinal.

Os resultados destas comparações são exportados automaticamente pelo algoritmo sob a forma de uma imagem comparativa entre o treino neutro e a média dos treinos de tarefa (figura 5.4) e, sob a forma de ficheiro de texto com todas as informações relevantes calculadas durante a execução do algoritmo (figura 5.5).

No ficheiro de texto que o algoritmo exporta, quando são apresentados os resultados da comparação entre o sinal médio final e o sinal neutro, após as apresentações do valor correspondente ao sinal médio podem ser visualizados três números entre parêntesis. Estes três números representam o valor respetivo para aquela análise de cada treino de forma independente, como por exemplo:





**Fig. 5.4:** Imagem comparativa recebida após o funcionamento do algoritmo.

Número de Picos do Sinal Médio = Número de Picos do Sinal Médio (Nº de Picos do 1º treino / 2º treino / 3º treino)

A apresentação desta informação permite ao utilizador perceber se algum daqueles sinais possui alguma anomalia como um artefacto associado a um movimento voluntário aquando da aquisição dos dados, porque, caso a anomalia exista, algum dos valores será bastante discordante dos restantes, podendo assim assumir que algo de errado aconteceu.

Comparação Neutro-Médio(1-1-1.txt - 1-1-2.txt - 1-1-3.txt).png

Percentagens médias das componentes de frequência para os treinos realizados (Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama):

45.17 22.55 10.97 22.62 1.16

A componente de frequência com maior presença média para os treinos realizados é a Delta , com uma percentagem de 45.17.

A componente Beta, indicada como a caracterizadora das tarefas mentais, teve uma percentagem média de 22.62.

Para esta gama de frequências, Beta, o elétrico com maior representação no valor médio é o T7.

Para este elétrico, T7, os treinos realizados têm um fator de correlação de 58.94 quando comparados com o sinal médio dos mesmos treinos.

Comparação de valores entre o sinal médio e o sinal neutro para o elétrico acima:

\* entre parênteses é indicado o valor correspondente para cada treino

Sinal Médio: Amplitude Máxima: 13.97 (19.49 / 19.75 / 19.91), Amplitude Mínima: -13.08 (-23.70 / -24.58 / -20.39), Maior valor de amplitude (pico a pico): 27.04 (43.18 / 44.33 / 40.30)

Sinal Neutro: Amplitude Máxima: 9.34, Amplitude Mínima: -9.16, Maior valor de amplitude (pico a pico): 18.50

Numero de picos do sinal médio: 164 (159 / 165 / 166)

Numero de picos do sinal neutro: 169

Área da componente positiva do sinal médio: 1180.096 (1877.060 / 2106.101 / 2068.284),

Área da componente negativa do sinal médio: -1180.765 (-1875.256 / -2112.803 / -2065.393),

Área total: 0.669

Área da componente positiva do sinal neutro: 965.427, Área da componente negativa do sinal neutro: -965.427, Área total: 0.000

**Fig. 5.5:** Informação recebida após a utilização do algoritmo.

## Capítulo 6

### Conclusão

O trabalho realizado, dividido entre recolha de dados e o processamento e análise de sinais, foi efetuado com um objetivo em comum que é o de entender o comportamento e funcionamento do Emotiv EPOC.

Primeiramente, colocar diversos participantes em contacto pela primeira vez com uma interface cérebro máquina como o Emotiv EPOC, permitiu analisar o comportamento dos mesmos a uma escala alargada quando comparada com a análise a uma única pessoa. Desta forma, entre as tarefas possíveis de realizar com o software da Emotiv, foi possível indicar quais as mais indicadas para a generalidade dos possíveis utilizadores tornando mais assim rápido o processo de treino e controlo da interface.

De seguida, sendo a Skill Rating um fator indicativo da qualidade de treino de cada um dos participantes, o processamento e análise dos sinais obtidos foi realizado com o intuito de tentar perceber como é que esta Skill Rating seria calculada uma vez que a marca não fornece qualquer informação sobre o processo.

Para a aquisição de dados, sendo esta alargada a vinte participantes de forma voluntária, a elaboração de um protocolo permitiu que, independentemente da situação, todos os voluntários fossem sujeitos ao mesmo, procurando assim a maior igualdade de circunstâncias possíveis. Entre os voluntários, a situação pessoal também é similar. Todos eles frequentam um curso superior, as suas idades estão compreendidas entre os 18 e os 23 anos e representam quase em igualdade o sexo feminino e o masculino (9 e 11 participantes, respetivamente).

Os valores de Skill Rating obtidos para os diversos participantes, mostraram, independentemente do ambiente e condição em que foram obtidos, uma grande discrepância de valores, havendo, para a mesma tarefa Skill Ratings de 61% e de 1%, por exemplo. Estes valores, referentes à tarefa R3 no ambiente 1 e condição 1, são representativos de um contacto que os participantes tiveram com o treino da interface ainda muito inicial pois foi o terceiro conjunto de treinos que realizaram em 24 totais.

Com o desenrolar da aquisição, esta discrepância continuou a notar-se apesar de não ser tão acentuada. Esta diminuição deve-se ao facto de que os valores médios de Skill Rating obtidos pelos vinte participantes aumentaram à medida que os treinos foram realizados, mostrando melhorias na habilidade de controlo da interface com a experiência e contacto com a mesma.

Esta afirmação também é confirmada pelos gráficos de Bland-Altman, pois, enquanto que nas figuras relativas ao primeiro ambiente é possível visualizar uma maior concentração pontual em valores médios mais baixos de Skill Rating, no segundo ambiente estes mesmos pontos já se encontram muito mais dispersos pelo eixo de valores médios, significando que em média, os resultados de Skill Rating obtidos neste ambiente foram superiores ao do primeiro ambiente.

Através destes gráficos também se verificou que não há uma melhoria constante quando se muda a orientação na qual as tarefas são realizadas. Apesar dos treinos da segunda orientação serem realizados após todos os treinos para a primeira orientação, representando uma maior experiência de treino aquando do início desta orientação, estes gráficos mostram que os valores de Skill Rating obtidos para a primeira orientação (lado direito) são, em maioria, melhores. Uma vez que a maioria dos participantes era destra, tal acontecimento pode estar relacionado. No entanto, dada a baixa percentagem de participantes canhotos (apenas 10%), não é possível retirar mais conclusões deste acontecimento.

Além do registo da Skill Rating, foi registada a contagem do número de vezes que o participante, após o treino, mexia o cubo durante quinze segundos com intensidade máxima. Este método, mostrou-se menos preciso quando comparado com a Skill Rating. No entanto, apesar de se verificarem uma grande percentagem de resultados nulos - situações em que o participante não conseguia mover o cubo após os treinos - o facto de haver participantes com resultados de Skill Rating bastante

elevados e com zero movimentações do cubo levanta questões acerca deste cálculo apesar de mais fiável. Um exemplo deste acontecimento é o participante 13 que, para o ambiente 1, condição 1 e tarefa R4, obteve um valor de Skill Rating de 57% e uma contagem de 0, não mexendo o cubo nenhuma vez.

De uma forma mais generalizada, este acontecimento verificou-se mais frequentemente entre as tarefas que envolviam reforços (arrastar com reforço mecânico/visual) ou nas tarefas realizadas na condição 2 (olhos fechados).

Em suma, considerando todas as informações apresentadas neste trabalho, é possível concluir que o método mais indicado para que um novo utilizador consiga controlar a interface o mais rapidamente possível é o de Arrastar sem Reforço, seguido do método Posição Final. A distinção entre estes dois métodos e porventura classificação é baseada na informação recolhida na secção 4.3 onde os gráficos de bigodes são apresentados tal como os erros técnicos de medição (TEM e rTEM). Para os dois ambientes, o método 2 (Arrastar sem Reforço) mostra-se graficamente como mais constante, sendo esta observação confirmada pelos valores mais baixos tanto de TEM como rTEM. O erro técnico de medição relativo para esta tarefa é de 48,88% para o Ambiente 1 e de 39,39% para o Ambiente 2, os valores de erro mais baixos que foram registados.

Apesar de não ter sido possível confirmar os valores de Skill Rating indicados pelo software com a análise e processamento dos sinais dada a falta de informação disponível sobre o mesmo, desenvolveu-se um algoritmo capaz de processar os mesmos, com a mínima interferência do utilizador, exportando informação útil sobre as suas características. Sendo os sinais cerebrais bastante sensíveis a interferências como artefactos causados por movimentações voluntárias (movimentação de um braço) ou involuntárias (movimento ocular), o algoritmo permite que o utilizador adquira uma noção sobre se existem interferências deste tipo nos sinais carregados ou não.

Como considerações finais e abordando possíveis melhorias, considero que se deve aprofundar o processo de aquisição, alargando o número de participantes e procurando ter o mesmo número quer de participantes destros como esquerdinos, podendo assim verificar se os resultados apresentados com pendente para o melhor valor de Skill Rating quando a orientação era para a direita é característica relativa à lateralidade dominante ou não. Sabendo à partida quais os métodos aconselhados para

uma melhor adaptação à interface, com base nestes vinte participantes, prolongar o tempo de treino nestas tarefas aumentando o número de treinos seria importante de forma a ver se a classificação dada se mantém. Relativamente ao uso do Emotiv EPOC, a procura do melhor contacto com os eléctrodos tornou-se numa experiência a melhorar pois torna-se desconfortável para os participantes uma vez que os eléctrodos são mexidos e pressionados até obter o sinal pretendido.

# Bibliografia

- [1] M. A. Hofman, “Chapter 18 - design principles of the human brain: An evolutionary perspective,” vol. 195, no. Supplement C, pp. 373 – 390, 2012.
- [2] W. Enard, “The molecular basis of human brain evolution,” *Current Biology*, vol. 26, no. 20, pp. R1109 – R1117, 2016.
- [3] M. A. Hofman, “Evolution of the human brain: when bigger is better,” *Frontiers in NeuroAnatomy*, vol. 8, pp. 1–12, Mar. 2014.
- [4] A. A. P. Cunha, A. F. Helene, J. F. M. Silva, and J. R. Maximino, “Tópicos em fisiologia comparada,” in *Cursos de Inverno*, 2004.
- [5] S. H. Lim, H. Nisar, K. W. Thee, and V. V. Yap, “A novel method for tracking and analysis of eeg activation across brain lobes,” *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017.
- [6] L. Lundy-Ekman, *Neurociência fundamentos para reabilitação*, vol. 1. Elsevier Brasil, 2011.
- [7] J. Monteiro, “Acquisition and processing of eeg signal for neurologic disorders associated with memory,” 09 2016.
- [8] R. R. Seeley, “Anatomia & fisiologia,” vol. 13, pp. 373–650, 2001.
- [9] K. S. Rockland and D. N. Pandya, “Laminar origins and terminations of cortical connections of the occipital lobe in the rhesus monkey,” *Brain research*, vol. 179, no. 1, pp. 3–20, 1979.
- [10] M. Willis and D. Haines, “Chapter 31 - the limbic system,” in *Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications (Fifth Edition)* (D. E. Haines and G. A. Mihailoff, eds.), pp. 457 – 467.e1, Elsevier, fifth edition ed., 2018.
- [11] N. Gogolla, “The insular cortex,” *Current Biology*, vol. 27, no. 12, pp. R580 – R586, 2017.

- [12] D. Mutolo, "Brainstem mechanisms underlying the cough reflex and its regulation," *Respiratory Physiology Neurobiology*, vol. 243, no. Supplement C, pp. 60 – 76, 2017.
- [13] A. A. Sokolov, R. C. Miall, and R. B. Ivry, "The cerebellum: Adaptive prediction for movement and cognition," *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 21, no. 5, pp. 313 – 332, 2017.
- [14] M. Abo-Zahhad, S. M. Ahmed, and S. N. Abbas, "A new eeg acquisition protocol for biometric identification using eye blinking signals," *International Journal of Intelligent Systems and Applications*, vol. 7, no. 6, p. 48, 2015.
- [15] P. Campisi and D. La Rocca, "Brain waves for automatic biometric-based user recognition," *IEEE transactions on information forensics and security*, vol. 9, no. 5, pp. 782–800, 2014.
- [16] C. R. Hema, M. Paulraj, and H. Kaur, "Brain signatures: a modality for biometric authentication," in *Electronic Design, 2008. ICED 2008. International Conference on*, pp. 1–4, IEEE, 2008.
- [17] M. Teplan *et al.*, "Fundamentals of eeg measurement," *Measurement science review*, vol. 2, no. 2, pp. 1–11, 2002.
- [18] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 164–173, June 2000.
- [19] J. J. Shih, D. J. Krusienski, and J. R. Wolpaw, "Brain-computer interfaces in medicine," *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 87, pp. 268–279, Mar. 2012.
- [20] N. Sharma, V. M. Pomeroy, and J.-C. Baron, "Motor imagery: A backdoor to the motor system after stroke?," *Stroke*, vol. 37, pp. 1941–1952, 2006.
- [21] J. d. R. Millán, R. Rupp, G. Mueller-Putz, R. Murray-Smith, C. Giugliemma, M. Tangermann, C. Vidaurre, F. Cincotti, A. Kubler, R. Leeb, C. Neuper, K. Mueller, and D. Mattia, "Combining braincomputer interfaces and assistive technologies: State-of-the-art and challenges," *Frontiers in Neuroscience*, vol. 4, p. 161, 2010.
- [22] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, vol. 12, pp. 1211–1279, Jan. 2012.
- [23] N. S. M. Dias, "Interface cérebro-máquina baseada em biotelemetria e eléctrodos secos," master thesis, Escola de Engenharia, Universidade do Minho, Aug. 2009.



- [24] A. H. S., N. K. Cauvery, and L. G.M., “Brain computer interface and its types - a study,” *International Journal of Advances in Engineering & Technology*, vol. 3, pp. 739–745, May 2012.
- [25] J. C. Williams, J. A. Hippensteel, J. Dilgen, W. Shain, and D. R. Kipke, “Complex impedance spectroscopy for monitoring tissue responses to inserted neural implants,” *Journal of neural engineering*, vol. 4, no. 4, p. 410, 2007.
- [26] V. A. Zerris, J. D. Donoghue, L. R. Hochberg, D. K. Orouke, and E. A. Chiocca, “Braingate: Turning thought into actionfirst experience with a human neuromotor prosthesis,” *Neurosurgery*, vol. 57, no. 2, p. 425, 2005.
- [27] E. C. Leuthardt, K. J. Miller, G. Schalk, R. P. Rao, and J. G. Ojemann, “Electrocorticography-based brain computer interface-the seattle experience,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 194–198, 2006.
- [28] S. Machado, M. Cunha, B. Velasques, D. Minc, V. H. Bastos, H. Budde, M. Cagy, R. Piedade, and P. Ribeiro, “Brain computer-interface: new perspectives for rehabilitation,” *Neurocienc*, vol. 17, pp. 329–335, May 2009.
- [29] R. C. Costa and V. M. de Oliveira, *Um Estudo sobre Interface Cérebro-Computador*. PhD thesis, Universidade de Brasília, July 2012.
- [30] Emotiv, *EPOC User Manual*, 2017.
- [31] G. H. Klem, H. O. Lüders, H. Jasper, and C. Elger, *The ten-twenty electrode system of the International Federation*, ch. 1.1, pp. 3–6. Elsevier Science B.V., 1999.
- [32] L. Koessler, L. Maillard, A. Benhadid, J. P. Vignal, J. Felblinger, H. Vespignani, and M. Braun, “Automated cortical projection of eeg sensors: anatomical correlation via the international 10–10 system,” *Neuroimage*, vol. 46, no. 1, pp. 64–72, 2009.
- [33] R. Oostenveld and P. Praamstra, “The five percent electrode system for high-resolution eeg and erp measurements,” *Clinical neurophysiology*, vol. 112, no. 4, pp. 713–719, 2001.
- [34] D. G. Altman and J. M. Bland, “Measurement in medicine: The analysis of method comparison studies,” *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)*, vol. 32, Sept. 1981.
- [35] S. Eksborg, “Evaluation of method-comparison data,” *Clinical Chemistry*, vol. 21, July 1981.
- [36] J. M. Bland and D. G. Altman, “Measuring agreement in method comparison studies,” *Statistical methods in medical research*, vol. 8, no. 2, pp. 135–160, 1999.

- [37] D. Giavarina, "Understanding bland altman analysis," *Biochemia medica: Biochemia medica*, vol. 25, no. 2, pp. 141–151, 2015.
- [38] H. Jamaiah, A. Geeta, M. Safiza, G. Khor, N. Wong, C. Kee, R. Rahmah, A. Ahmad, S. Suzana, W. Chen, *et al.*, "Reliability, technical error of measurements and validity of length and weight measurements for children under two years old in malaysia," *Med. J. Malaysia*, vol. 65, no. Suppl A, pp. 131–137, 2010.
- [39] D. Pederson and C. Gore, "Error en la medición antropométrica," *Antropometrica Antropometrica Antropometrica. Rosario, República Argentina: BIOSYSTEM Servicio Educativo*, 2000.
- [40] T. A. Perini, G. L. d. Oliveira, J. d. S. Ornellas, and F. P. d. Oliveira, "Cálculo do erro técnico de medição em antropometria," *Rev Bras Med Esporte*, vol. 11, no. 1, pp. 81–5, 2005.
- [41] D. A. S. Silva, A. Pelegrini, C. S. Pires-Neto, M. F. S. Vieira, and E. L. Petroski, "O antropometrista na busca de dados mais confiáveis," *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, vol. 13, no. 1, pp. 82–5, 2011.
- [42] B. Kemp and J. Olivan, "European data format plus(edf+), an edf alike standard format for the exchange of physiological data," *Clinical Neurophysiology*, vol. 114, no. 9, pp. 1755–1761, 2003.
- [43] C. Eduardo O, R. Poppi, L. Kubota, and C. Mello, "Utilização de filtro de transformada de fourier para a minimização de ruídos em sinais analíticos," vol. 23, 10 2000.
- [44] N. Ahmed and K. R. Rao, "Fast fourier transform," in *Orthogonal Transforms for Digital Signal Processing*, vol. 1, pp. 54–84, Springer, 1975.
- [45] W. T. Cochran, J. W. Cooley, D. L. Favin, H. D. Helms, R. A. Kaenel, W. W. Lang, G. Maling, D. E. Nelson, C. M. Rader, and P. D. Welch, "What is the fast fourier transform?," *Proceedings of the IEEE*, vol. 55, no. 10, pp. 1664–1674, 1967.
- [46] L. Eyer and P. Bartholdi, "Variable stars: which nyquist frequency?," *Astronomy and Astrophysics Supplement Series*, vol. 135, no. 1, pp. 1–3, 1999.

# Apêndice A

## Protocolo para Aquisição de Dados

Este apêndice representa o protocolo estabelecido de forma a que a aquisição de dados para os diversos participantes seja similar.

### Protocolo

- Adaptar a sala de acordo com as condições pré-definidas da sessão;
- Preparar a mesa de trabalho, colocando a solução nos elétrodos e iniciando o software Emotiv Xavier ControlPanel e Emotiv Xavier TestBench;
- Montar os elétrodos já humedecidos no headset Emotiv Epoc;
- Neste momento estamos prontos para receber o participante sendo que este deve sentar-se, ficando de frente para o ecrã presente;
- É colocado o headset no participante, tendo atenção ao estado de todas as conexões exibido pelo software da Emotiv;

Quando todas as conexões estiverem a verde:

- Informar o participante para manter uma postura calma e para evitar a realização de contrações musculares (especialmente a nível da face) de forma a evitar o aparecimento de artefactos;
- Realizar o primeiro treino neutro sem a percepção do participante;
- Instruir o participante a imaginar a posição do final do cubo e realizar os três treinos com um intervalo de aproximadamente 10 segundos entre treinos;

- Após os três treinos, fazer a validação do treino que consiste em incentivar o participante a movimentar o cubo (em live) da forma que treinou e contabilizar, durante 15 segundos, o número de vezes que o participante conseguiu movimentar o cubo com intensidade máxima;
- Após a validação, os dados referentes ao treino são apagados e são repetidos os passos 8 e 9 com uma tarefa nova;
- A sequência das instruções é: imaginar o cubo na sua posição final (lado direito), imaginar o arrastamento do cubo para o lado direito sem reforço/com reforço mecânico/com animação visual. Após concluída a sequência para o lado direito, é repetida para o lado esquerdo;
- De seguida, são eliminados todos os dados. O participante é instruído a fechar os olhos e, de forma relaxada, é realizado o treino neutro sem a sua percepção;
- De olhos fechados, são repetidos os passos 8, 9 e 10, sendo as instruções a posição final e arrastar sem reforço para o lado direito e, de seguida, para o lado esquerdo.

# Apêndice **B**

## Tabelas de Diferença

Tabelas constituídas pelos valores calculados de diferença de skill rating quando um participante, para determinada tarefa, alterava a orientação com que a realizava.

**Tab. B.1:** Diferenças de valor obtido de Skill Rating entre as Orientações no Ambiente 1

AMBIENTE 1						
Participantes	CONDIÇÃO 1				CONDIÇÃO 2	
	Tarefa 1	Tarefa 2	Tarefa 3	Tarefa 4	Tarefa 1	Tarefa 2
1	22%	-9%	-9%	7%	35%	2%
2	-6%	-7%	54%	-22%	6%	-4%
3	12%	-11%	-2%	-9%	56%	33%
4	21%	-7%	-24%	-13%	9%	41%
5	1%	12%	-24%	0%	38%	32%
6	-14%	-3%	31%	21%	8%	-43%
7	4%	-30%	2%	13%	33%	6%
8	18%	-4%	12%	-6%	-17%	3%
9	19%	24%	7%	-11%	3%	-5%
10	14%	-10%	4%	-18%	2%	15%
11	16%	-24%	-5%	-4%	22%	-4%
12	-10%	-7%	29%	13%	46%	19%
13	11%	-19%	22%	-38%	-19%	9%
14	-12%	16%	2%	-45%	55%	21%
15	-2%	7%	1%	-10%	15%	-15%
16	-3%	16%	-17%	-1%	-11%	18%
17	-14%	-4%	-27%	-2%	-11%	-30%
18	2%	0%	-11%	15%	11%	-16%
19	0%	-1%	6%	7%	12%	15%
20	-42%	-9%	4%	-18%	8%	-33%
Média	1,85%	-3,50%	2,75%	-6,05%	15,05%	3,20%
Máximo	22%	24%	54%	21%	56%	41%
Mínimo	-42%	-30%	-27%	-45%	-19%	-43%

**Tab. B.2:** Diferenças de valor obtido de Skill Rating entre as Orientações no Ambiente 2

<b>AMBIENTE 2</b>						
<b>Participantes</b>	<b>CONDIÇÃO 1</b>				<b>CONDIÇÃO 2</b>	
	<b>Tarefa 1</b>	<b>Tarefa 2</b>	<b>Tarefa 3</b>	<b>Tarefa 4</b>	<b>Tarefa 1</b>	<b>Tarefa 2</b>
1	12%	-3%	-7%	19%	8%	-8%
2	-6%	7%	-1%	4%	8%	-2%
3	12%	-7%	1%	4%	18%	30%
4	-1%	29%	17%	-25%	29%	12%
5	49%	-8%	-4%	17%	-26%	-47%
6	-14%	8%	5%	2%	26%	35%
7	34%	11%	-19%	-15%	-4%	-4%
8	-11%	14%	35%	10%	3%	6%
9	24%	27%	28%	2%	7%	-3%
10	-3%	16%	5%	-13%	-2%	15%
11	—	—	—	—	—	—
12	14%	20%	26%	-10%	13%	11%
13	44%	-4%	2%	0%	-4%	12%
14	30%	-32%	33%	8%	24%	31%
15	24%	-5%	8%	-2%	-23%	13%
16	1%	16%	14%	-1%	-37%	9%
17	-18%	-15%	-3%	5%	-9%	-25%
18	-13%	-17%	2%	-1%	-4%	-15%
19	-4%	0%	10%	-3%	4%	12%
20	-5%	-3%	31%	2%	0%	-2%
<b>Média</b>	<b>8,89%</b>	<b>2,84%</b>	<b>9,63%</b>	<b>0,16%</b>	<b>1,63%</b>	<b>4,21%</b>
<b>Máximo</b>	<b>49%</b>	<b>29%</b>	<b>35%</b>	<b>19%</b>	<b>29%</b>	<b>35%</b>
<b>Mínimo</b>	<b>-18%</b>	<b>-32%</b>	<b>-19%</b>	<b>-25%</b>	<b>-37%</b>	<b>-47%</b>