



**Virgílio António Ferro Bento**      **Desenvolvimento de Interface Cérebro-Computador baseada em sinais EEG.**





**Virgílio António Ferro  
Bento**

**Desenvolvimento de Interface Cérebro-Computador  
baseada em sinais EEG.**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Prof. Dr. Filipe Miguel Teixeira Pereira da Silva, Professor Auxiliar Convidado e do Prof. Dr. João Paulo Trigueiros Cunha Professor Associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro



**Ao meu irmão Pedro.**

“According to the theory of aerodynamics, and as may be well demonstrated by means of a wind tunnel, the Bumble Bee shouldn't be able to fly.

Because of its size, weight and shape in relation to its total wingspan, flight should be impossible.

However, the Bumble Bee, being unaware of these scientific facts, but possessing considerable determination, does fly.

And makes a little honey, too.”

**Autor Anónimo**



## o júri

presidente

Prof. Dr. José Fernando da Rocha Pereira

Professor Associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Filipe Miguel Teixeira Pereira da Silva

Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. João Paulo Trigueiros Cunha

Professor Associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Urbano José Carreira Nunes

Professor Associado do Departamento de Electrotécnica e Computadores da Universidade de Coimbra.





## **Agradecimentos**

Ao Prof. Dr. Filipe Silva, pela confiança depositada em mim e nas minhas escolhas. Ao Prof. Dr. João Paulo Cunha por todos os diálogos desafiantes e encorajadores cujo estímulo provocado, resultaram não só na realização deste projecto mas também na descoberta de possibilidades futuras.

Agradeço também ao Prof. Dr. José Maria Fernandes e a Luís Paula por ter manifestado interesse e voluntariado a testar o sistema. Agradeço ao Prof. Dr. Vítor Santos do Departamento de Engenharia Mecânica a cedência do robô Khepera usado ao longo do trabalho

Aos meus Pais, ao meu irmão e à minha namorada Cláudia, um obrigado muito especial, porque sem eles, tenho a certeza absoluta de que nada disto existiria.



## Palavras-chave

Interfaces cérebro-computador, electroencefalografia, Ressonância Magnética funcional, Imaginação Motora.

## Resumo

Os sistemas “Brain Computer Interface” (BCI), congregam várias áreas distintas de conhecimento. Dessa forma, foi necessário efectuar um extenso estudo do estado da arte, de forma a conhecer o ponto presente relativo às várias variáveis que contribuem para o desempenho global dos sistemas deste tipo.

Procedeu-se a uma análise criteriosa para a escolha da plataforma de desenvolvimento que apresenta uma maior propensão para um sistema BCI, de acordo as suas particularidades. O sistema foi desenvolvido de forma modular, bastando implementar um novo módulo de saída para se ter uma nova aplicação para o sistema. Foram implementados três módulos de saída, dois de forma gráfica e um para aplicação de controlo de um robot móvel.

O sistema BCI implementado foi testado no modo *online*, através do controlo do elemento de saída, o Robot Khepera. O utilizador teria de deslocar o Robot situado numa posição central para uma área situada à esquerda ou direita. As tarefas mentais à sua disposição resumiam-se à imaginação motora de cada mão. Os resultados obtidos são encorajadores. No entanto, uma análise mais extensa do sistema em modo *online* revela-se necessária para verificar a versatilidade do sistema em relação à adaptação a vários utilizadores diferentes.

Na discussão e desenvolvimento futuro apresenta-se um estudo efectuado em paralelo relativo às tarefas de imaginação motora que são a base deste sistema BCI. Utilizando a técnica *fMRI* com o objectivo de estudar a actividade neuronal produzida por cada tarefa de imaginação motora, propõe-se como trabalho futuro utilizar a análise BOLD-fMRI para seleccionar o melhor conjunto de localização espacial dos eléctrodos para cada sujeito, questionando-se a escolha dos vários sistemas BCI implementados até à data em que é utilizado sempre um conjunto de localização dos eléctrodos fixo



**Keywords**

Brain-computer Interfaces, electroencefalography, functional magnetic ressonance, Motor Imagery.

**Abstract**

BCI systems combine distinct areas of knowledge. This fact forced us to carry out an extensive study of the state of the art to know where we stand in the many variables that contribute to the global performance of the system.

A criterious analysis for the choice of the platform of development that represents greater propension for a BCI system, was performed. The system was designed in a modular way. By developing a new output module, we get a new application for the system. The implementing process consisted on the development of three output modules, two in a graphic form and one for the control of a mobile robot.

The BCI system was tested in the online mode, controlling the output element that was the Khepera Robot. The user had to move the robot in a central position to an area situated in the right or left of the field. The Mental taks that could be used, were only motor imagery tasks. The results obtained are encouraging, nevertheless, a more extense analysis of the system is required to verify the versatility of the system to diferente users.

In future developments, we presente a brain imaging study regarding motor imagery tasks that are the core of this BCI system. Using the fMRI technique with the purpose of studying the neuronal activity produced with each imagery task, it is proposed as future work using the BOLD-fMRI technique to select the best spatial electrodes position for each user, questioning the choice of many BCI systems that always use the same electrodes position set, regardless of the user.



# Índice

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	INTERFACES CÉREBRO-COMPUTADOR: ESTADO DA ARTE.....	3
2.1	O Cérebro Humano.....	3
2.1.1	A Neurofisiologia do Movimento .....	4
2.1.2	Imaginação Motora .....	6
2.2	Electroencefalograma (EEG) .....	8
2.2.1	Perspectiva Histórica .....	8
2.2.2	Actividade Rítmica Cerebral.....	9
2.2.3	Medição de Sinais EEG .....	13
2.2.4	Artefactos.....	14
2.2.5	Colocação Espacial dos Eléctrodos.....	15
2.3	Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) .....	16
2.3.1	Princípio Físico do BOLD-fMRI.....	17
2.3.2	Resolução Espacial e Temporal no BOLD-fMRI .....	17
2.4	BCI's Baseadas em EEG.....	19
2.4.1	Perspectiva Histórica .....	19

2.4.2 Componentes de um sistema BCI .....	19
2.4.3 Diferentes Paradigmas de Operação.....	21
2.4.4 Sistemas BCI: Casos de Sucesso .....	23
<b>3 DESENVOLVIMENTO DUMA INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR.....</b>	<b>29</b>
3.1 Ambiente de Desenvolvimento .....	29
3.1.1 BCI2000 .....	30
3.1.2 Matlab/Simulink® .....	31
3.1.3 Hardware de Aquisição .....	35
3.2 Paradigma Adoptado .....	37
3.2.1 Tarefas Mentais .....	37
3.2.2 Filtragem Espacial .....	39
3.3 Aquisição do sinal.....	40
3.4 Extracção de Características .....	43
3.4.1 Filtragem Espacial .....	44
3.4.2 Segmentação.....	45
3.4.3 Análise Espectral .....	46
3.4.4 Cálculo da ERD .....	47
3.5 Classificação.....	48



3.6	Dispositivos de Saída .....	49
3.6.1	BioFeedBack I.....	49
3.6.2	BioFeedback II.....	50
3.6.3	Output de Controlo.....	51
3.7	Sistema BCI <i>offline</i> e <i>online</i> .....	52
3.8	Procedimento Experimental.....	56
<b>4</b>	<b>RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....</b>	<b>59</b>
4.1	Operação <i>offline</i> .....	59
4.2	Operação <i>online</i> .....	79
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>83</b>
5.1	Discussão dos Resultados.....	83
5.2	Desenvolvimentos Futuros .....	84
5.2.1	Perspectivas de Optimização.....	84
5.2.2	Imaginação Motora, uma Análise BOLD-fMRI .....	85
<b>6</b>	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>91</b>



# Tabela de Figuras

Figura 2-1. Mapeamento Funcional do Córtex Cerebral .....	4
Figura 2-2: Áreas Corticais responsáveis pela execução motora.....	5
Figura 2-3. Homunculus Motor (retirado de [14]).....	6
Figura 2-4: Sistema 10-20 (retirado de [23]) .....	8
Figura 2-5: Estrutura Neuronal responsável pela Actividade rítmica cerebral (retirado de [24]).....	9
Figura 2-6: Ritmos <i>Delta</i> .....	10
Figura 2-7: Ritmos <i>Theta</i> .....	11
Figura 2-8: Ritmos <i>alpha</i> .....	11
Figura 2-9: Ritmos Beta .....	12
Figura 2-10: Ritmos <i>Gamma</i> .....	12
Figura 2-11: Ritmos <i>Mu</i> .....	13
Figura 2-12: Actividade Cerebral de uma Zona provocado por vários Focos de Excitação.....	14
Figura 2-13: Filtragem Espacial CAR .....	15
Figura 2-14: Diferentes Métodos de Filtragem Espacial Laplaciana .....	16
Figura 2-15: Resposta Hemodinâmica ao Estímulo .....	18
Figura 2-16: Multidisciplinaridade de um Sistema BCI .....	20
Figura 2-17: Montagem dos Eléctrodos de acordo com o sistema 10-20 .....	26
Figura 2-18: Teclado Virtual utilizado no Sistema Brain-Actued Interaction.....	27

Figura 3-1: Arquitectura de um Sistema BCI2000 .....	30
Figura 3-2: Módulos de DEP disponíveis para implementação imediata num projecto BCI.....	33
Figura 3-3: Vários passos na simulação dinâmica efectuada pelo Simulink [43].	34
Figura 3-4: Execução sequencial das rotinas de uma <i>S-function</i> [43].....	35
Figura 3-5: TrackIt de aquisição ambulatória de EEG.....	36
Figura 3-6: Paradigma de Operação do Sistema BCI .....	37
Figura 3-7: Montagem utilizada para os eléctrodos.....	39
Figura 3-8: Módulo de Aquisição.....	42
Figura 3-9: Módulo de extracção de características da BCI implementada. ....	44
Figura 3-10: Módulo que implementa a Filtragem Espacial (à esquerda) e o subsistema de blocos que o engloba (à direita). ....	45
Figura 3-11: Segmentação implementada através do módulo Buffer.....	46
Figura 3-12: Módulo do método Yule-Walker.....	46
Figura 3-13: Módulo da ERD.....	47
Figura 3-14: Definição de Parâmetros no Bloco ERD. ....	47
Figura 3-15: Módulo do Classificador .....	48
Figura 3-16: Diagrama de árvore do classificador.....	49
Figura 3-17: Output gráfico.....	50
Figura 3-18: Localização dos sensores de infravermelhos do robô Khepera. ....	52
Figura 3-19: Sistema BIK – BioFeedback.....	53
Figura 3-20: Sistema BIK – GetBase.....	53
Figura 3-21: Sistema BIK Offline .....	54

Figura 3-22: sistema BIK Online.....	55
Figura 4-1: Filtragem espacial na configuração A. ....	60
Figura 4-2: DEP relativa a C3 (à esquerda) e C4 (à direita) filtrados espacialmente. ....	61
Figura 4-3: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração A. ....	61
Figura 4-4: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração A. ....	62
Figura 4-5: Filtragem espacial na configuração B. ....	63
Figura 4-6: DEP relativa a C3 (à esquerda) e C4 (à direita) filtrados espacialmente. ....	63
Figura 4-7: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração B. ....	64
Figura 4-8: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração.....	64
Figura 4-9: Filtragem espacial na configuração C. ....	65
Figura -4-10: DEP relativa a C3 (à esquerda) e C4 (à direita) filtrados espacialmente. ....	66
Figura 4-11: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração C. ....	66
Figura 4-12: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração C. ....	67
Figura 4-13: Filtragem espacial na configuração D. ....	68

Figura 4-14: DEP relativa ao hemisfério esquerdo (à esquerda) e direito (à direita). .....	68
Figura 4-15: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração D. ....	69
Figura 4-16: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração D. ....	69
Figura 4-17: ERD para blocos de 32 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo). ....	71
Figura 4-18: ERD para blocos de 64 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo). ....	72
Figura 4-19: ERD para blocos de 128 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo) ....	72
Figura 4-20: ERD para blocos de 256 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo). ....	73
Figura 4-21: Gráfico da variação da percentagem da ERD em função do número de amostras por bloco. ....	74
Figura 4-22: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Yule- Walker de ordem 4 (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo). ....	75
Figura 4-23: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Yule- Walker de ordem 16 (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo). ....	75
Figura 4-24: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Burg (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo). ....	76
Figura 4-25: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Welch (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo). ....	77

Figura 4-26: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método do Periodograma (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo).....	78
Figura 4-27: Ambiente para realização de testes <i>online</i> . .....	79
Figura 4-28: Baseline para C3 (Tarefa Efectuada: Imaginação Motora Ipsilateral) .....	80
Figura 4-29: Baseline para C4 (Tarefa Efectuada: Imaginação Motora Ipsilateral) .....	80
Figura 5-1: Execução do Movimento Finger Tapping.....	86
Figura 5-2: Análise fMRI-BOLD para a execução real da tarefa motora <i>finger tapping</i> .....	86
Figura 5-3: Análise BOLD para a tarefa de imaginação motora efectuada pelo sujeito X .....	88
Figura 5-4: Análise BOLD para a tarefa de imaginação motora efectuada pelo sujeito Y .....	89





# Acrónimos

<b>ALN</b>	Adaptative Logic Network
<b>BCI</b>	Brain Computer Interface
<b>BOLD</b>	Blood Oxygen Level Dependent
<b>CAR</b>	Common Average Reference
<b>CBF</b>	Cerebral Blood Flow
<b>CBV</b>	Cerebral Blood Volume
<b>DEP</b>	Densidade Espectral de Potência
<b>ECoG</b>	Eletrocorticograma
<b>EEG</b>	Eletroencefalograma
<b>EMG</b>	Electromiografia
<b>EPI</b>	Echo Planar Imaging
<b>ERD</b>	Event Related Desynchronization
<b>ERP</b>	Event Related Potential
<b>ERS</b>	Event Related Synchronization
<b>fMRI</b>	functional Magnetic Resonance Imaging
<b>LCT</b>	Legacy Code Tool
<b>M1</b>	Primary Motor Cortex
<b>PET</b>	Positron Emission Tomography
<b>PMA</b>	Primary Motor Area
<b>PMd</b>	dorsal premotor Cortex
<b>PMv</b>	ventral premotor Cortex
<b>PPC</b>	Post Parietal Cortex
<b>SMA</b>	Supplementary Motor Area
<b>SMC</b>	Sensory Motor Cortex
<b>SNR</b>	Signal-to-Noise Ratio
<b>SPECT</b>	Single Photon Emission Computed Tomography



# 1 Introdução

Denominada como a “Grande Barreira”, a interface Cérebro-Computador (Brain Computer Interface ou simplesmente BCI) é presentemente um dos maiores desafios na área da interface Humano-Computador [1].

Na actualidade, o paradigma de todos os sistemas BCI implementados baseia-se, não no pensamento, como inicialmente pretendido, mas sim na modulação dos ritmos cerebrais passíveis de serem discriminados no registo encefalográfico.

A investigação na área dos sistemas BCI teve o seu início nos anos 70, devido ao interesse do Departamento de Defesa dos Estados Unidos na aplicação deste paradigma aos seus pilotos para controlarem acções de disparo através do “pensamento”.

Passados 30 anos, a investigação nesta área disseminou-se e as maiores motivações encontram-se no auxílio a pessoas com graves incapacidades físicas (e.g., Distrofia Muscular Progressiva), permitindo-lhes uma maior liberdade de acção.

As possíveis aplicações passam, entre outras, pelo controlo de dispositivos mecânicos, pela Bio-Encriptação, pelo controlo de um cursor num ecrã ou pelo controlo do ambiente multimédia de uma sala. No entanto, em teoria, qualquer aplicação existente no mundo real pode ser controlada por um sistema deste tipo.

As interfaces BCI são vistas como um canal de informação que permite enviar mensagens e comandos de controlo do cérebro para o mundo exterior. O objectivo central é transformar as decisões e reacções mentais em sinais de controlo pela análise da actividade bioeléctrica do cérebro.

No caso do trabalho descrito nesta dissertação, o objectivo consiste no desenvolvimento de raiz de um sistema BCI visando o controlo de um robô móvel utilizando tarefas de imaginação motora, que irão provocar a modulação dos ritmos cerebrais. Desta forma, promove-se uma maior aproximação entre os

campos da Robótica e das Neurociências, sendo este o objectivo alargado deste projecto.

Como se trata de uma área de conhecimento multidisciplinar, o estudo do estado da arte tornou-se extensivo e focou-se em várias áreas. De forma a poder perceber os avanços obtidos até ao momento ao nível da compreensão dos vários ritmos cerebrais, estudou-se toda a componente da neurofisiologia que está relacionada com as tarefas mentais pretendidas. Era importante também conhecer os sistemas BCI implementados, as soluções usadas e suas possibilidades.

No capítulo 3 são descritas as razões da escolha deste paradigma de programação, a explicação a nível funcional e de implementação de cada bloco e a forma como são interligados no sistema final. É explicada a escolha do robô Khepera como elemento de saída e as suas várias funcionalidades e relevância para o sistema BCI.

A implementação do sistema BCI é efectuada através da ferramenta Simulink®, sendo analisadas as potencialidades desta ferramenta no que toca à implementação de um sistema deste tipo e no que toca aos diversos blocos funcionais do sistema: aquisição dos ritmos cerebrais, descodificação, classificação e controlo do elemento de saída.

No capítulo 4, analisa-se extensivamente a relação dos parâmetros de cada bloco com o desempenho global do sistema por forma a se obter a maior taxa de classificação correcta na saída.

Na conclusão e desenvolvimento futuro descreve-se o ponto presente e qual o possível futuro relativo às potencialidades deste projecto. Analisam-se ainda os dados BOLD relativos às tarefas de imaginação motora, discutindo-se quais as áreas neuronais activas e qual a sua importância relativa à localização espacial dos eléctrodos.

## 2 Interfaces Cérebro-Computador: Estado da Arte

A base de qualquer sistema BCI está na sua fonte única – o cérebro – cuja compreensão é fundamental não só para assimilar o fundamento do sistema BCI, mas também para perceber onde e como se podem efectuar melhorias. Como referido anteriormente, o objectivo alargado deste projecto consiste em aproximar as áreas da neurociência com a área alargada da interface humano-computador que engloba várias regiões de conhecimento distintas. É por isso importante acompanhar as descobertas relativas a ambas as áreas e as possibilidades de integração mútuas.

É também importante perceber o ponto presente no que toca aos sistemas BCI, as soluções implementadas e seus resultados, em particular dos sistemas que demonstram maior paralelismo com o objectivo deste trabalho.

### 2.1 O Cérebro Humano

O cérebro constitui a estrutura mais complexa e desconhecida no corpo humano, sendo no entanto a que representa o maior potencial no que toca à interacção do ser humano com o meio que o rodeia. O cérebro humano pode ser dividido genericamente em quatro zonas: córtex cerebral, cerebelo, hipotálamo e tálamo. Destas zonas, a mais relevante para um sistema BCI é o córtex cerebral que se encontra estruturado segundo dois hemisférios (esquerdo e direito) idênticos fisiologicamente e que comunicam entre si por corpo caloso. Cada hemisfério controla o lado oposto do corpo; no entanto certas funções são desempenhadas maioritariamente por um só hemisfério (e.g., a observação espacial ocorre predominantemente no hemisfério direito). Ao danificar-se seriamente um dos hemisférios numa fase inicial da vida, pode o outro hemisfério assumir as funções perdidas pelos danos causados [2, 3].

O cérebro humano contém cerca de 30 mil milhões de neurónios apenas à superfície, no entanto este número revela uma aproximada complexidade, já que a cada neurónio se associam várias células gliais, capazes de transmitir e processar informação através das mesmas [4]. O córtex cerebral está dividido em várias zonas de acordo com a função que é desempenhada, sendo este mapeamento essencial para a correspondência entre a actividade eléctrica lida e a tarefa mental/motora executada.

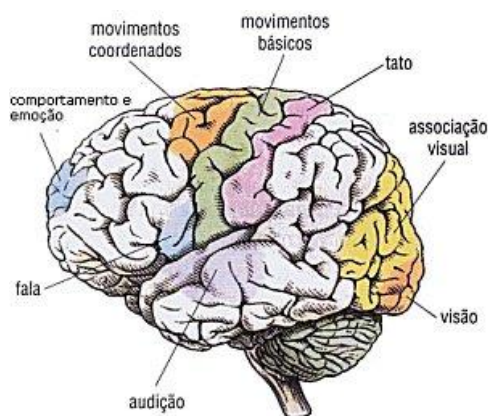
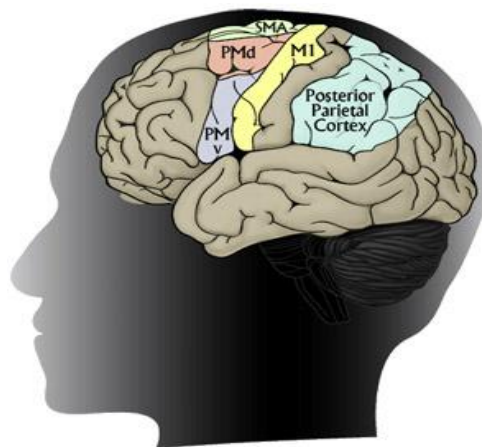


Figura 2-1. Mapeamento Funcional do Córtex Cerebral

### 2.1.1 A Neurofisiologia do Movimento

A execução de um movimento motor, desde um movimento simples como agarrar um copo a um movimento complexo como por exemplo a execução de uma peça de piano envolve o mesmo conjunto de etapas sequenciais que processam parâmetros que estão envolvidos na acção como por exemplo qual o material do copo, se está cheio e a que distância se encontra. O simples acto motor de mexer o dedo de forma ascendente e descendente repetidamente (*finger tapping*), envolve de forma genérica duas etapas, preparação e execução. Estas duas etapas estão intrinsecamente ligadas, no entanto são desencadeadas em zonas corticais distintas. Vários estudos mostram que quando a acção motora a ser executada é complexa e necessita de vários dados sensoriais, a sua preparação ocorre de forma inequívoca na área suplementar motora (*SMA*) e na área pré-motora (*PMA*) dividida em área dorsal e ventral (*PMd* e *PMv*) (Figura 2-2: Áreas Corticais responsáveis pela execução motora) [5-9]. Por outro lado, quando a

informação necessária para a acção motora é apenas de origem visual, a área que demonstra maior activação é o Córtex Parietal Posterior (PPC) [10-12], um exemplo de uma acção motora deste tipo é a escolha racional entre dois objectos quando nenhuma instrução é dada ao sujeito. Após a preparação do movimento, o resultado é um “plano” da acção a ser executada, a área que irá executar este “plano” será o Córtex Motor Primário (M1) [5, 13].



**Figura 2-2: Áreas Corticais responsáveis pela execução motora**

A área M1 está subdividida em zonas responsáveis pelo controlo específico de cada parte do corpo humano, é interessante verificar que áreas responsáveis por acções motoras de maior precisão, como por exemplo é o caso da mão, dedos e da língua tem uma maior área dedicada comparadamente com outras áreas do corpo humano que representam maiores dimensões (Figura 2-3). É a partir da área M1 que são enviados os impulsos eléctricos através do tracto cortico-espinal até à proximidade dos músculos, que são os responsáveis pela execução da acção motora que fora previamente planeada.

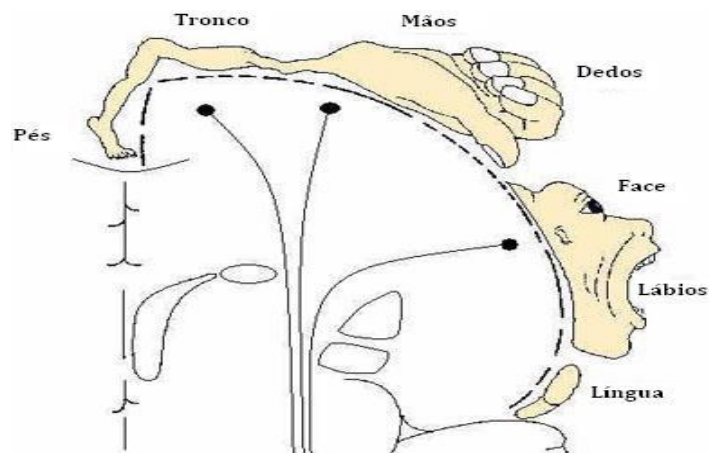


Figura 2-3. Homunculus Motor (retirado de [14])

### 2.1.2 Imaginação Motora

A imaginação motora é o processo inerente à preparação e planeamento de um movimento, partilhando dessa forma o mesmo agrupamento neuronal que a execução. A activação cortical depende especificamente do tipo de imaginação motora praticada. Nos últimos anos a imaginação motora tem sido dividida conceptualmente em três tipos: representação visual, simulação e observação de uma acção motora.

A imaginação motora baseada na simulação de um movimento está ligada à reactivação cinética em memória de um movimento previamente executado [5], Neste tipo de imaginação motora efectua-se a preparação do movimento da mesma forma que no caso da execução motora, no entanto, na simulação existe uma inibição do movimento, nunca se efectuando nenhuma acção motora real.

A representação visual de uma acção motora é a descrição visual de um movimento previamente executado, de notar que ao contrário da simulação, a representação visual não implica um reconhecimento cinético da acção mas sim apenas a sua visualização, reconhecendo apenas o resultado que é a execução motora.

A observação de uma acção motora pode ser dividida em Reconhecer e Perceber a acção. Uma tarefa que representa este tipo de imaginação motora é a



aprendizagem de um instrumento musical, replicando o aprendiz a execução motora do professor [15].

Dependendo do tipo de imaginação motora praticada as áreas corticais activas irão ser diferentes, tornando este tópico essencial no que toca aos sistemas BCI não invasivos que utilizam um conjunto de localização para os eléctrodos independentemente do utilizador ou do tipo da tarefa de imaginação motora efectuada.

### **Áreas Corticais Motoras Envolvidas**

Como foi descrito anteriormente, dependendo do tipo de imaginação motora efectuada, esta irá activar diferentes áreas corticais.

Para o caso da simulação motora, como se trata em génese da preparação do movimento irá activar preponderantemente as áreas pré-motoras (SMA e PMC) e o córtex motor primário (M1) [5]. Embora ocorra activação no M1, estudos demonstram que esta é apenas cerca de 30% da activação para o caso da execução real do movimento [16, 17].

A observação e reconhecimento de um movimento tem sido reportada por activar um conjunto de neurónios situados no córtex pré-motor e no lobo parietal inferior, este conjunto de neurónios é denominado de neurónios espelho (*mirror neurons*) e imitam o comportamento observado como se fosse o próprio sujeito a desenvolver a acção [18-20]. Este conjunto de neurónios está também ligado à imitação e aquisição da linguagem [21].

Por último, a imaginação motora baseada apenas na representação visual do movimento está intimamente ligada à activação bilateral do cerebelo, SMA e córtex parietal posterior [15].

## 2.2 Electroencefalograma (EEG)

### 2.2.1 Perspectiva Histórica

A medição da actividade eléctrica presente no córtex, verificou-se pela primeira vez nos estudos que Caton realizou em 1875. Estes estudos consistiam na colocação de eléctrodos directamente no cérebro exposto de animais [22].

Apesar da colocação dos eléctrodos ser directamente no córtex, estes registavam uma fraca amplitude que impedia a sua leitura. Este problema só veio a ser resolvido em 1903 com o desenvolvimento do galvanómetro por Van Einthoven, que permitia a amplificação dos sinais.

Em 1929, passados 50 anos da descoberta de Caton, Berger demonstrou que a actividade eléctrica cerebral também podia ser lida no escalpe e chamou-lhe electroencefalografia (EEG).

A standardização do EEG, essencial para a sua difusão e usabilidade científica, aconteceu apenas em 1958 quando Jasper definiu o sistema 10-20 (Figura 2-4: Sistema 10-20) para a colocação de eléctrodos no escalpe.

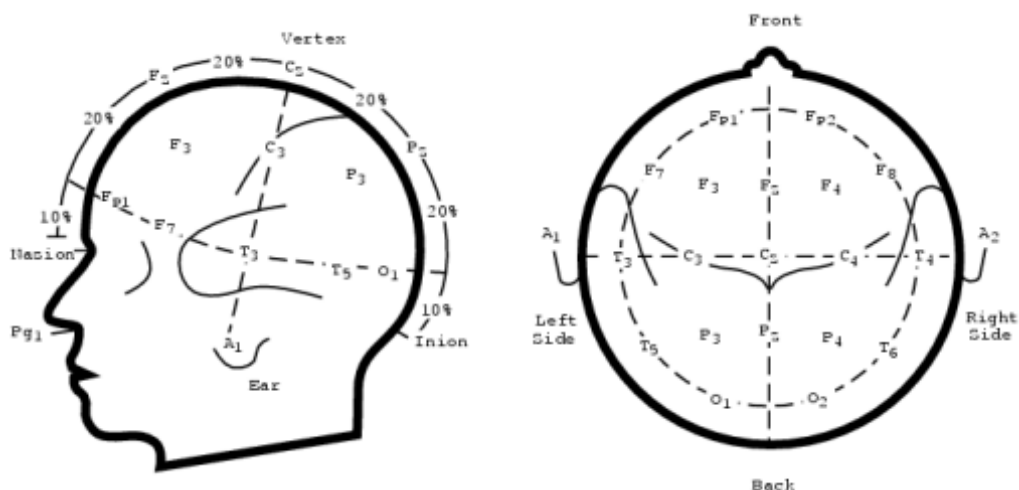


Figura 2-4: Sistema 10-20 (retirado de [23])

## 2.2.2 Actividade Rítmica Cerebral

A actividade rítmica cerebral é classificada de acordo com a sua frequência, amplitude, forma e local de origem. O significado do registo electroencefalográfico varia de acordo com a idade do utilizador, estado de alerta, cansaço intelectual e morfologia do crânio.

O córtex cerebral é constituído por cerca de  $30^{10}$  neurónios divididos em 5 tipo de células nervosas, das quais 65 a 75 % estão orientadas perpendicularmente à superfície. A actividade rítmica cerebral captada à superfície é originada primordialmente por estas células.

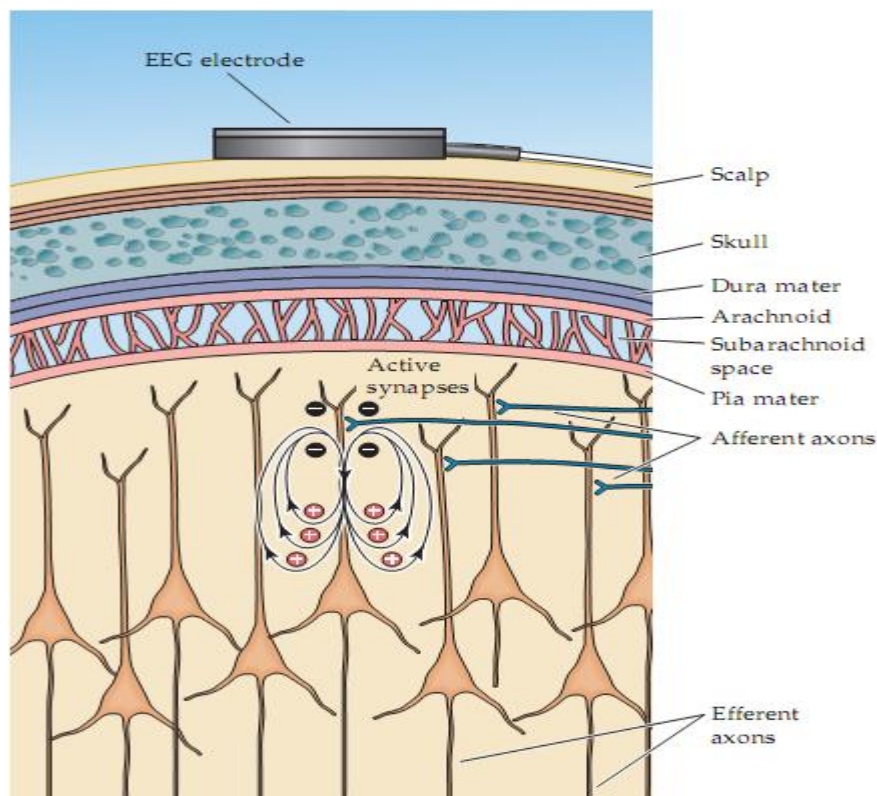


Figura 2-5: Estrutura Neuronal responsável pela Actividade rítmica cerebral (retirado de [24])

A nível da frequência os ritmos cerebrais podem ser divididos genericamente em 5 tipos: *delta*, *theta*, *alpha*, *beta* e ondas *gamma*, como pode ser visto na Tabela 2-1: Ritmos Cerebrais em Função da Frequência.

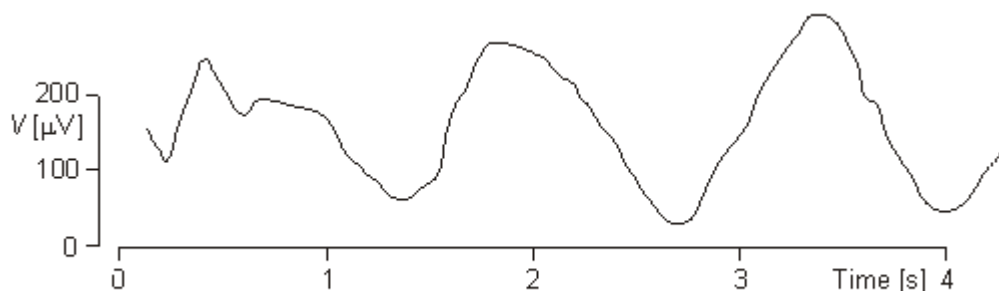
Ritmo	Intervalo de Frequências
delta ( $\delta$ )	0.1 Hz - 4.0 Hz
theta ( $\theta$ )	4.0 Hz - 8.0 Hz
alpha ( $\alpha$ )	8.0 Hz - 13 Hz
mu ( $\mu$ )	8.0 Hz - 13 Hz
beta ( $\beta$ )	13.0 Hz - 30.0 Hz
gamma ( $\gamma$ )	30.0 Hz - 80.0 Hz

**Tabela 2-1: Ritmos Cerebrais em Função da Frequência**

Segundo Niedermeyer & Lopes da Silva [25],

– Ritmos *delta* ( $\delta$ )

São os ritmos cerebrais mais lentos (i.e. abaixo de 4 Hz). Têm a sua origem no sono profundo dos adultos, em recém-nascidos e em algumas disfunções cerebrais. Devido a esta topologia, estas ondas são irrelevantes no que toca à área da BCI.

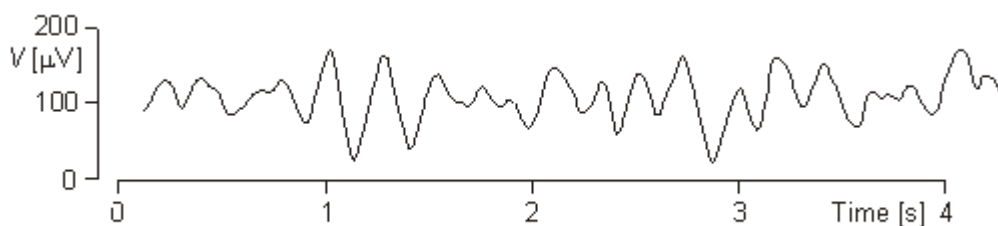


**Figura 2-6: Ritmos *Delta***

– Ritmos *teta* ( $\theta$ )

Ocorrem entre os 4 e os 7 Hz, e devem o seu nome ao facto de serem originadas no tálamo. Muito frequentes na infância, nos adultos são sintomas de disfunção cerebral, episódios de stress, sono ou de meditação. Existem muitas outras

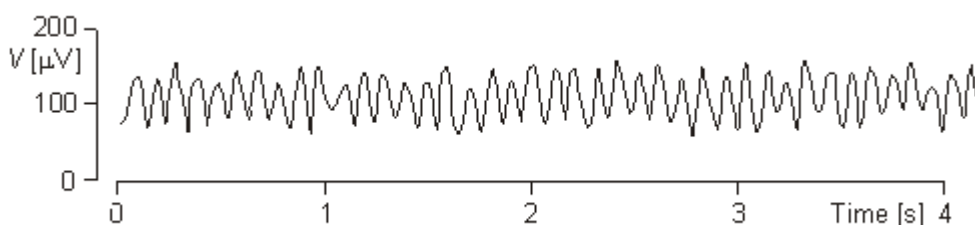
funções relacionadas com os ritmos *theta*, no entanto estas são as mais relevantes.



**Figura 2-7: Ritmos *Theta***

– Ritmos *Alpha* ( $\alpha$ )

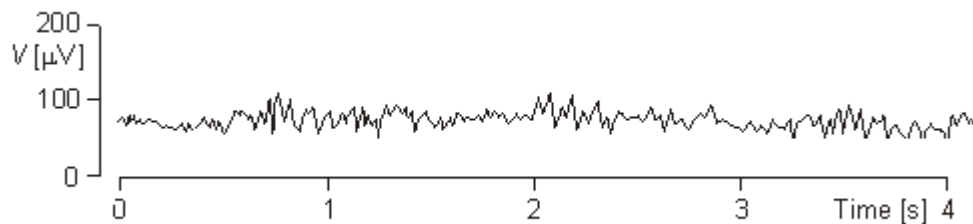
Encontram-se na maioria dos adultos, na gama de frequência entre os 8 e os 13 Hz, quando acordados em estados de relaxamento, ocorrem com maior amplitude na zona occipital, também podendo ser registadas na região frontal do escalpe. Em Estados de sono profundo os ritmos cerebrais *alpha* não se verificam, e são bastante atenuados em casos de concentração mental para uma determinada actividade.



**Figura 2-8: Ritmos *alpha***

– Ritmos *Beta* ( $\beta$ )

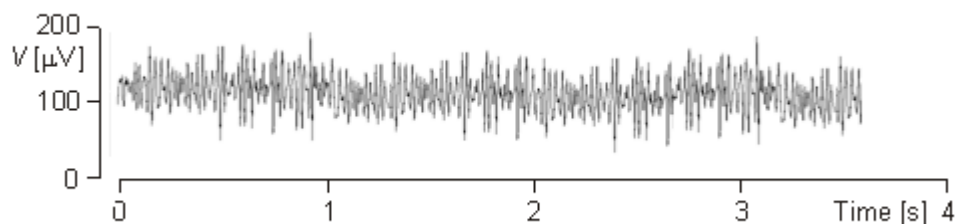
São obtidos preferencialmente através dos eléctrodos situados na região frontal e parietal do escalpe. Encontra-se na banda de frequência dos 13 ao 30 Hz, e é normalmente subdividida em três sub-bandas,  $\beta_1$  (13-18 Hz),  $\beta_2$  (18-24 Hz),  $\beta_3$  (24-30Hz). Cada uma destas sub-bandas apresenta origens distintas, no entanto, analisando globalmente, as ondas *beta* são associadas ao processamento de informação exterior, resolução de problemas, tomada de decisões, estando por isso presentes em qualquer movimento físico [26].



**Figura 2-9: Ritmos Beta**

– Ritmos *Gamma* ( $\gamma$ )

Estão relacionados com processos mentais de complexidade elevada como é a consciência e percepção, ocorrem desde os 30 Hz até ao limite da banda determinada pelo filtro aplicado ao EEG. Suspeita-se que sejam os ritmos cerebrais que contêm a maior quantidade de informação, no entanto, poucos avanços significativos foram ainda feitos na sua interpretação.



**Figura 2-10: Ritmos *Gamma***

– Ritmos *Mu* ( $\mu$ )

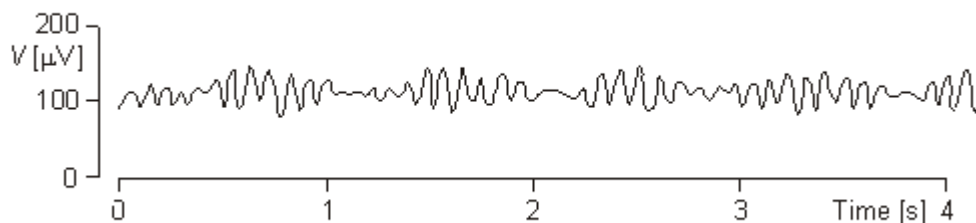
São considerados na sua base, o ritmo que representa o estado de repouso do cérebro.

Contidos na banda de frequência dos ritmos alpha, representam diferentes fenómenos e são originados em diferentes zonas.

As modificações sofridas num ritmo Mu, supressão e ampliação, têm, na maioria dos casos, origem em eventos sensoriomotores, como é o caso da observação de movimentos e sua preparação [19, 26-28]. Deste facto, resulta que a sua origem ocorra preponderantemente no córtex motor e sensoriomotor.

Os ritmos  $\mu$  são fortemente suprimidos por movimentos e estimulação táctil, outro aspecto que implica uma supressão dos ritmos  $\mu$  é a imaginação motora e a preparação para efectuar um movimento.

Um dos aspectos que está na génese dos ritmos  $\mu$  é o facto de representarem o processo de transformação da informação originária de ver e ouvir em fazer [28].



**Figura 2-11: Ritmos *Mu***

Embora os ritmos cerebrais sejam de uma leitura relativamente fácil, a sua interpretação no entanto já implica outra dificuldade devido à sua complexidade.

### **2.2.3 Medição de Sinais de EEG**

#### **O cérebro como um passa-baixo anatómico**

Fisiologicamente, as correntes geradas no córtex cerebral são conduzidas até ao eléctrodo de aquisição através de três meninges, dura, arachnoid e pia mater, do fluido cefaloraquidiano, do osso craniano e do escalpe. Desta forma é fácil verificar que o potencial originado numa determinada zona será disperso por uma área considerável do escalpe [29].

Esta dispersão do sinal sobre um volume considerável do córtex, implica duas situações relevantes:

- A pesada atenuação do sinal, o que faz com que o ruído tenha uma considerável importância no sinal adquirido.
- A dispersão do sinal, implica que o sinal adquirido seja o resultado de várias zonas excitadas e não de apenas o foco em consideração (Figura 2-12).

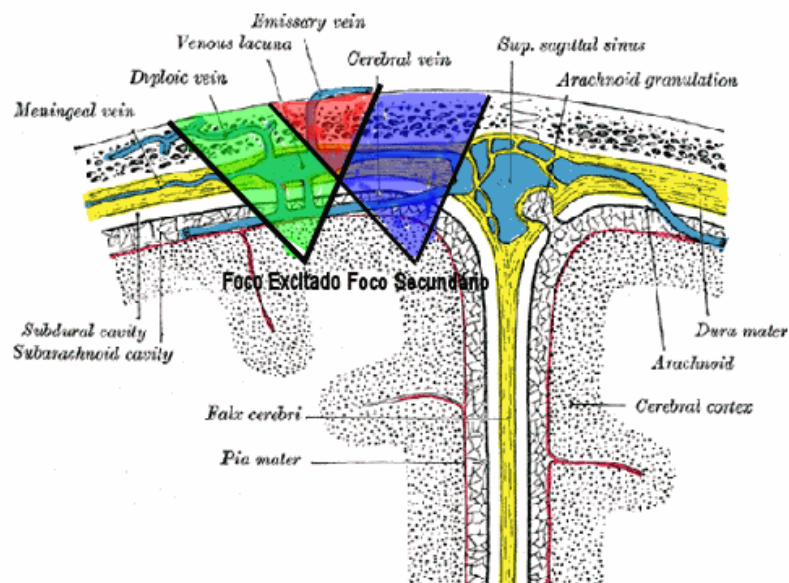


Figura 2-12: Actividade Cerebral de uma Zona provocado por vários Focos de Excitação

## 2.2.4 Artefactos

Os Artefactos, no contexto de um sistema BCI, definem-se como todas as fontes que se imiscuem no sinal e que não representam os ritmos cerebrais desejados. As fontes dos artefactos podem-se dividir genericamente em dois tipos: artefactos fisiológicos e técnicos.

### – Artefactos Fisiológicos:

- i. Suor (afecta a impedância dos eléctrodos).
- ii. Artefactos EMG, provocados pela tensão muscular, especialmente a tensão nos músculos da cara e pescoço.
- iii. Artefactos Oculares, por exemplo, piscar de olhos.
- iv. Movimento do utilizador, pode provocar movimento nos eléctrodos e excitar fontes neuronais que se desejam em relativo repouso.

### – Artefactos Técnicos:

- i. O equipamento eléctrico envolvente, inclui no sinal uma componente de 50 Hz.
- ii. Má Colocação dos eléctrodos.



## 2.2.5 Colocação Espacial dos Eléctrodos

Como se referiu antes, o sinal adquirido é alvo de dispersão espacial e de atenuação em amplitude. Devido a estas duas situações, a colocação espacial dos eléctrodos e sua combinação torna-se relevante (a esta técnica designa-se de filtragem espacial). A filtragem espacial permite isolar a actividade cerebral localizada.

Na filtragem espacial, parâmetros como o número de eléctrodos utilizado e o cálculo matemático no processamento de cada sinal tem uma influência determinante no desempenho global do sistema a nível de processamento.

Dessa forma, é necessário efectuar um compromisso na escolha das variáveis da filtragem espacial.

Existem várias técnicas de filtragem espacial, as que fornecem melhores resultados são:

### – Common Average Reference (CAR)

Utiliza-se todo o setup dos eléctrodos disponível, desta forma, é subtraída ao canal de interesse a média de todos os outros canais. Esta técnica permite eliminar componentes que estão presentes na maior parte dos eléctrodos (artefactos).

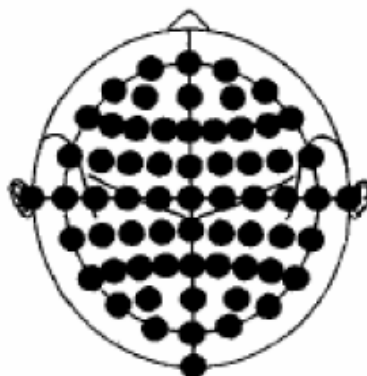


Figura 2-13: Filtragem Espacial CAR

## – Montagem Laplaciana

Outro método para aumentar a resolução espacial do EEG é utilizar uma montagem Laplaciana. Tal como no caso da montagem CAR, esta filtragem espacial funciona como um passa-alto, acentuando a actividade da zona determinada espacialmente pelos eléctrodos e diminuindo a actividade distribuída proveniente de focos de excitação distantes.

Dependendo da zona em questão ser maior ou menor, pode-se utilizar a *Small ou Large Laplacian*, para qualquer uma delas, a zona referente ao perímetro determinado pela colocação dos eléctrodos será acentuada [30].

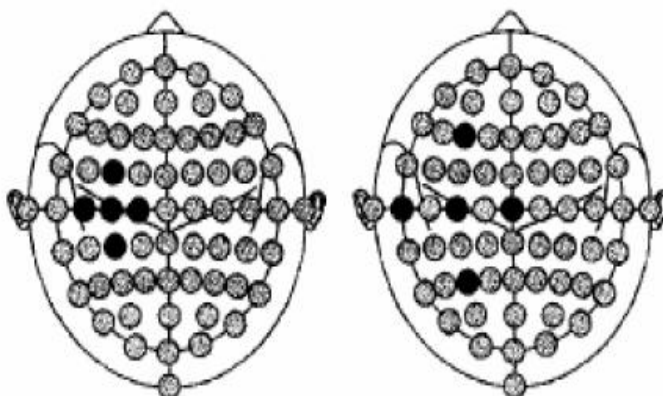


Figura 2-14: Diferentes Métodos de Filtragem Espacial Laplaciana

Para uma colocação espacial de quatro eléctrodos, a equação de Laplace utilizada para ambos os métodos é:

$$u_o = \frac{1}{4}(u_E + u_N + u_W + u_S) \quad (1)$$

## 2.3 Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)

A inclusão neste trabalho da técnica fMRI, é de crucial importância, visto que sendo uma técnica não invasiva e sem nenhum perigo para o utilizador, pode ser testada numa variedade significativa de sujeitos. Esta é a principal vantagem da *fMRI* sobre outras técnicas de imagiologia como por exemplo *SPECT* (*Single*

*Photon Emission Computed Tomography*) e *PET (Positron Emission Tomography)* que utilizam a energia emitida por partículas radioactivas para observar o fluxo sanguíneo numa determinada zona.

A *fMRI* permite estudar em detalhe espacial as activações neuronais relacionadas com uma tarefa de estimulação específica, seja esta de índole motora ou cognitiva.

### **2.3.1 Princípio Físico do BOLD-fMRI**

A ressonância magnética funcional (*functional Magnetic Resonance Imaging - fMRI*) é um método indirecto de medição da actividade cerebral e baseia-se nas alterações metabólicas que decorrem da activação neuronal.

O sangue é composto por eritrócitos que contêm hemoglobina, que se liga ao oxigénio formando o composto oxi-Hemoglobina ( $HbO_2$ ). A hemoglobina é composta por um núcleo de ferro que após estar ligado com o oxigénio altera as suas propriedades magnéticas, passando a estar no estado diamagnético. Esta alteração leva a que a susceptibilidade magnética do sangue envolvendo os tecidos também se altere.

A estimulação neuronal leva ao aumento do fluxo sanguíneo cerebral (*CBF - Cerebral blood flow*) e do volume sanguíneo cerebral (*CBV - Cerebral blood Volume*). Desta forma, as regiões corticais activas irão ser alvo de um incremento nos níveis de oxigenação, devido ao aumento de *CBF* e *CBV*. Isto irá afectar a inhomogeneidade local. Numa sequência EPI, este aumento da inhomogeneidade local resultará num aumento da intensidade da imagem. Este aumento da intensidade é chamado de resposta hemodinâmica do sinal.

Adquirindo ambos os sinais para as condições de estímulo presente e da *baseline*, as diferenças de intensidade na imagem podem ser detectadas, podendo observar-se a activação neuronal produzida pelo estímulo.

### **2.3.2 Resolução Espacial e Temporal no BOLD-fMRI**

A resolução espacial da técnica fMRI depende de vários factores tais como limites fisiológicos, hemodinâmicos e o tipo de hardware utilizado na aquisição. Para

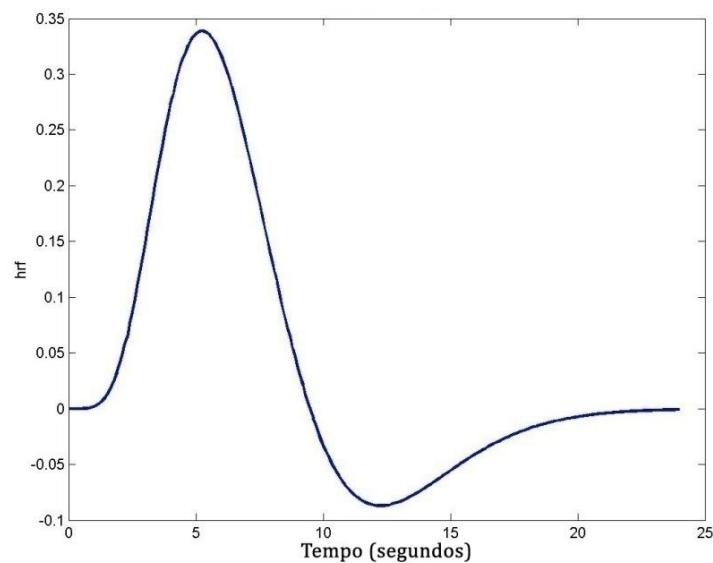
atingir uma alta resolução é necessária uma relação sinal-ruído (SNR) e contraste-ruído (CNR) alta. Na MRI, o SNR é proporcional ao volume dos *voxels* adquiridos. Numa RMI de 1.5 T, *voxels* com dimensão de 3-5mm são normalmente utilizados na fMRI. Utilizando um maior campo magnético, é possível um maior SNR e logicamente as dimensões de cada *voxel* podem ser diminuídas. Com um SNR decente é possível discriminar estruturas na ordem dos 0.5 mm [31].

A resolução temporal da fMRI é determinada preponderantemente pelo hardware utilizado na aquisição, pelo acoplamento hemodinâmico-neuronal e pelo tipo de tarefa executada [32].

O tempo mínimo de aquisição entre imagens sucessivas é de aproximadamente 100 ms, no entanto, a aquisição de um volume completo EPI demora tipicamente cerca de 2 segundos [32].

Activações 30 ms após o estímulo foram detectadas, por outro lado, o tempo entre tarefas activas e de relaxamento para o qual amplitude do sinal adquirido não é comprometido é de 8 + 8 s [32].

Tipicamente podemos considerar, o início da resposta hemodinâmica ao estímulo 1-5 s após o início do estímulo e com um pico a rondar os 4-5 s (Figura 2-15) [33].



**Figura 2-15: Resposta Hemodinâmica ao Estímulo**

## **2.4 BCI's Baseadas em EEG**

Um sistema BCI, é um sistema cujo objectivo é interpretar a actividade rítmica cerebral com o fim de controlar ou comunicar com um determinado dispositivo. Os ritmos oscilatórios gerados no córtex cerebral contêm informação valiosa e são bem conhecidos da Neurofisiologia como se viu anteriormente.

### **2.4.1 Perspectiva Histórica**

A ideia de implementar um sistema BCI teve o seu início imediatamente após a decifração do EEG por Hans Berger em 1929. No entanto, só em 1970, através da necessidade de melhorar a interacção do ser humano com o meio envolvente é que se deu o verdadeiro impulso à investigação BCI. O primeiro projecto verdadeiramente ambicioso deu-se no campo militar, através de um projecto que tinha com o objectivo de melhorar a interacção do piloto com o caça sob o seu comando. Devido á tecnologia disponível na altura o projecto não teve sucesso, no entanto, construi-se uma base teórica essencial para o futuro da investigação nesta área.

Neste momento, a motivação de um sistema BCI consiste na melhoria da condição de vida de pacientes que sofram de patologias que lhe restrinjam a capacidade de movimentos. O objectivo de um sistema BCI, nestes casos será devolver de uma forma artificial o grau de liberdade perdido.

Nas últimas décadas grandes avanços foram feitos, o que faz com que estejamos na fronteira de algo maior, que é a capacidade de o ser humano controlar a sua envolvência meramente através do pensamento, algo que anteriormente era considerado apenas como ficção científica.

### **2.4.2 Componentes de um sistema BCI**

Um sistema BCI é por definição multidisciplinar, congregando áreas tão diversas como neurologia, psicologia, processamento de sinal, reconhecimento de padrões, ciências da computação e no caso deste projecto a robótica como aplicação de saída do sistema (Figura 2-16).

## Multidisciplinaridade de um Sistema BCI

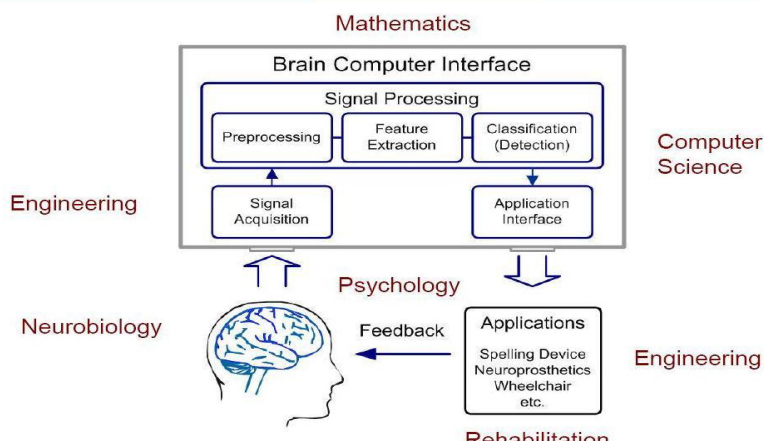


Figura 2-16: Multidisciplinaridade de um Sistema BCI

Conceptualmente, podemos dividir um sistema BCI em quatro grandes áreas:

– Aquisição de Sinal:

- Medições da actividade rítmica cerebral através dos eléctrodos do EEG. Outras técnicas de aquisição podem ser utilizadas como é o exemplo fMRI [34] ou eléctrodos intra-corticais [35]. O sinal medido é digitalizado e ampliado de forma a poder ser utilizado pelos outros blocos do sistema.

– Extracção de Características:

- Este bloco já inclui o pré-processamento aplicado ao sinal adquirido, que passa pela filtragem da banda de interesse e da remoção dos artefactos.
- Para garantir características o mais distintas possível, ao sinal pré-tratado é aplicado técnicas de filtragem espacial, de análise espectral, de medição de amplitudes no tempo, entre outras.
- Na forma mais simples de extracção de características, é escolhida uma banda de frequência através da qual se compara as amplitudes da DEPs.
- Para cada tarefa mental com as suas particularidades, é escolhido o conjunto de sub-blocos que se adequa melhor, isto é, que fornece

para duas tarefas mentais diferentes o conjunto de características que permite a maior separabilidade no classificador.

– Classificação:

- O classificador tem como entrada as características extraídas do sinal (features), e apresenta como saída os comandos para o dispositivo de saída.
- Um classificador de um sistema BCI pode conter tipicamente entre 2 a 5 classes (está limitado pelas características presentes no sinal) e varia de um simples modelo linear a uma rede neuronal complexa que necessita de treino.
- Um classificador pode também ser do tipo determinístico ou estatístico, com base na probabilidade de cada tarefa mental.

– Dispositivo de Saída:

- Os dispositivos de saída dividem-se em dois tipos segundo a sua função, feedback para o utilizador ou a aplicação concreta que se pretende controlar. Em alguns casos, resume-se apenas a um bloco, como é o caso do controlo de um cursor, ou da escolha de uma letra no ecrã. Para o treino da auto-regulação dos ritmos cerebrais, utiliza-se um bloco em que visualmente se mostra qual a classificação obtida.
- Dependendo do número de classes permitidas, será maior ou menor, os comandos que o dispositivo de saída permite executar.

### **2.4.3 Diferentes Paradigmas de Operação**

Cada bloco descrito anteriormente será configurado de acordo com o paradigma de operação que melhor se adequa ao tipo de sistema BCI e suas respectivas tarefas mentais. Um sistema BCI pode estruturar-se segundo diversas características:

– Operação no tempo

- Síncrono/Assíncrono

Se o sistema BCI actuar de forma contínua, sem ser estabelecido um instante inicial que determina o início da aquisição, diz-se que o sistema é assíncrono. Se por outro lado, o sistema depender de um intervalo no tempo, no qual são analisados os ritmos originados diz-se que o sistema está a funcionar de forma Síncrona. Os sistemas assíncronos permitem uma maior liberdade ao utilizador, no entanto, existem casos específicos em que uma topologia síncrona pode significar uma melhor performance.

– Actividade Eléctrica Cerebral Analisada

- Potenciais Evocados (*Event Related Potentials* - ERP)

Potenciais Evocados dizem respeito ao registo do EEG que se deve a uma resposta a um evento ou estimulação. Podem ser divididos em Exógenos ou Endógenos, potenciais Exógenos ocorrem até cerca de 100 ms após a estimulação suceder e dependem das propriedades da estimulação (ruído, intensidade, etc). Potenciais endógenos, ocorrem após 100 ms da estimulação se dar e dependem das características comportamentais relacionadas com o estímulo em si. Um exemplo de um sistema baseado nos potenciais evocados exógenos é o P300.

- Potenciais Espontâneos

Na ausência de estímulos, o cérebro humano apresenta uma actividade rítmica que corresponde aos seus desejos, motivos e iniciativas. A maioria dos sistemas BCI que utilizam este paradigma, escolhem a banda dos 8 aos 30 Hz, agrupando os ritmos  $\mu$  e  $\beta$  para análise. Um exemplo da aplicabilidade dos potenciais espontâneos são os sistemas ERD (*Event-Related desynchronization*) e ERS (*Event-Related synchronization*).



Os sistemas baseados na detecção da dessincronização dos ritmos cerebrais (ERD), focam preferencialmente os ritmos  $\mu$ , este facto deve-se à supressão dos ritmos  $\mu$  quando executadas tarefas mentais que visam a imaginação/realização motora (Ver secção 2.2.2).

Para se analisar a dessincronização dos ritmos cerebrais, é gravado anteriormente ao teste *online*, o sinal que irá ser comparado com o originado no decorrer da experiência. Este sinal é designado de Baseline e consiste num sinal na banda  $\mu$  que é originado, através de tarefas mentais que implicam o “repouso” da zona cortical que se pretende excitar com as tarefas mentais propostas.

#### – Colocação dos eléctrodos

Um sistema BCI classifica-se como invasivo se forem utilizados eléctrodos intra-corticais, ou não invasivo se a colocação dos eléctrodos não exigir nenhum tipo de cirurgia sendo a sua colocação de forma muito mais fácil. Como é simples de verificar, a aplicabilidade de um sistema baseado em eléctrodos intra-corticais torna-se limitada, no entanto as melhorias relacionadas com a qualidade do sinal e a sua relação sinal-ruído são evidentes.

#### – Modo de Funcionamento

Diz-se que um sistema funciona em modo *Online* se todo o processamento se der em tempo real, ou seja, existe um feedback contínuo ao utilizador. É indicado este funcionamento para tarefas que exijam uma resposta imediata, como é o caso do sistema de controlo de um Robot.

Se a análise dos sinais, se der posteriormente à sua captação, diz-se que o sistema está a funcionar em modo *offline*, como por exemplo é o caso de um sistema de Bio-Encriptação.

### **2.4.4 Sistemas BCI: Casos de Sucesso**

Nesta secção faz-se uma análise sobre os centros de investigação mais relevantes na área do BCI e seus sistemas implementados até à data.

## **University of Alberta**

Investigadores na Universidade de Alberta, começaram o desenvolvimento de um sistema BCI em 1995. Este sistema baseia-se no reconhecimento de padrões, através de 28 eléctrodos colocados de acordo com o sistema internacional 10-20.

Os sinais adquiridos são convertidos a uma frequência de 200 Hz sendo as características extraídas nos eléctrodos C3,C4,P3,P4, usando um modelo auto-regressivo de 4ª ordem e classificadas de acordo com uma rede neuronal designada por *Adaptive Logic Network* (ALN).

## **Wadsworth Center**

Jonathan Wolpaw e seus associados deram início ao desenvolvimento de um sistema BCI em 1986 [36-38].

Este sistema BCI, tinha como paradigma, o controlo dos ritmos cerebrais  $\mu$  e  $\beta$ . Os sinais eram adquiridos através de 64 eléctrodos e convertidos a 128 Hz, à excepção de C3 e C4 que eram convertidos a uma taxa de 196 Hz.

Era utilizada uma filtragem espacial do tipo CAR e as características para classificação determinadas através de um modelo auto-regressivo, sendo posteriormente classificadas através de uma equação linear.

O objectivo deste sistema era o controlo de um cursor no ecrã, deslocando-o da posição central do ecrã até à posição superior através de 94 passos de classificação. Outro output utilizado era a resposta a várias perguntas colocadas, através da colocação do cursor em duas possíveis escolhas presentes no ecrã, uma negativa outra positiva (“Sim”, Não”).

## **Graz University**

Desde 1991, altura em que Pfurtscheller e o seu grupo de investigação iniciaram o projecto “Graz Brain-Computer Interface”, que tem desenvolvido vários protótipos de um sistema BCI, embora com características diferentes todos se baseavam no paradigma da sincronização/dessincronização dos ritmos  $\mu$  (ERD e ERS). Como tarefa mental era utilizada preferencialmente a imaginação motora entre outras [39].

O sistema implementado é síncrono, e a aquisição, efectuada através de 29 eléctrodos convertidos a 256 Hz.

A extracção das características é feita em 5 bandas de frequência ( {7-10} Hz, {10-13} Hz, {16-20} Hz, {20-24} Hz, {24-30} Hz), através de um filtro Butterworth de quinta ordem na janela temporal de 4 a 8 segundos após o beep que dá início ao trial (sistema do tipo síncrono).

Para a classificação é utilizado um Hidden Markov Model.

Foi comparada a taxa de sucesso para um número de tarefas cada vez maior, e concluiu-se que se verificava uma diminuição, com o aumento do número de tarefas que o utilizador tinha de efectuar (como seria de esperar).

### **Oxford University**

Na Universidade de Oxford, a investigação na área dos sistemas BCI começou em 1996, análises *online* apenas foram efectuadas apenas em 2000.

A aquisição foi efectuada a partir de dois eléctrodos localizados 3 cm atrás de C3 e C4, sendo o sinal convertido a 384 Hz. O sinal foi filtrado na banda dos 0.1-100 Hz e analisado através de um filtro auto-regressivo de 8ª ordem. As tarefas mentais utilizadas foram do tipo matemático e de imaginação motora.

O classificador foi implementado através de decisor lógico de Bayes. Os parâmetros de classificação eram afinados após o último trial para melhorar a taxa de classificação.

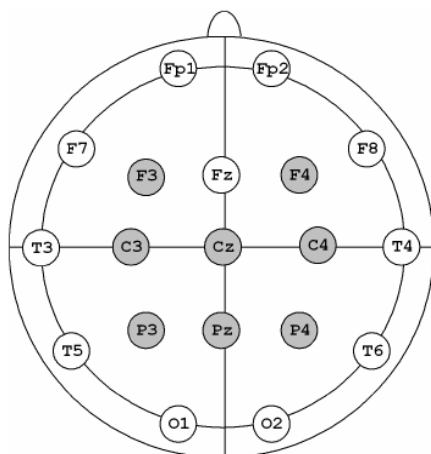
O feedback era fornecido através de um cursor no ecrã, este cursor desloca-se para cima quando detectada uma tarefa de imaginação motor, e efectua o movimento inverso quando é detectada uma tarefa matemática [40].

### **Millán BCI: Brain-Actued Interaction**

A investigação efectuada pelo Professor José del R. Millán e seus associados é a que mostra maior paralelismo com este projecto [41]. A maior parte dos sistemas BCI têm a sua saída numa forma gráfica, o sistema Brain-Actued Interaction tem

como objectivo controlar um robot. Além de um Robot, o sistema BCI implementado permitia escolher uma letra de um teclado virtual presente no ecrã.

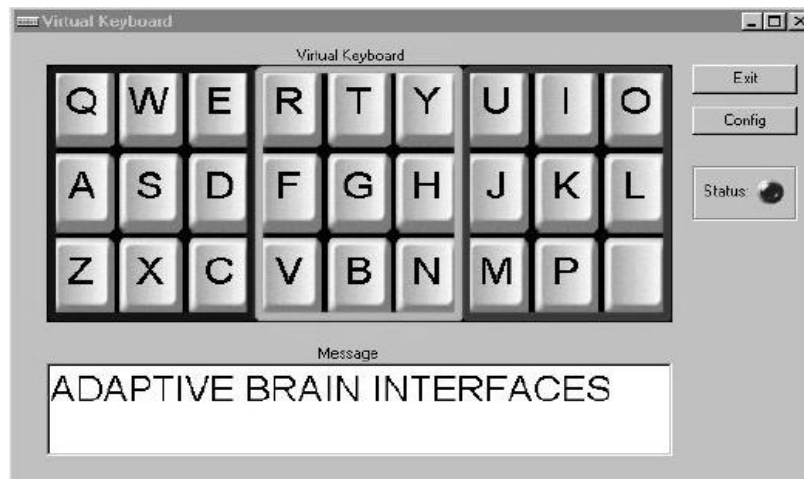
Foram utilizados oito eléctrodos, F3, C3, P3, Pz, Cz, F4 e P4 de acordo com a Figura 2-17.



**Figura 2-17: Montagem dos Eléctrodos de acordo com o sistema 10-20**

As tarefas mentais utilizadas foram: imaginação motora da mão direita, imaginação motora da mão esquerda e associação de palavras, desta forma configuram-se quatro estados possíveis no caso do controlo de um robot, esquerda, direita, frente e parado.

No caso do teclado virtual, este é inicialmente dividido em três zonas cada uma correspondendo a uma tarefa mental, quando uma zona é seleccionada, esta é dividida em três zonas e é escolhido de forma semelhante uma delas, assim ao fim de três passos escolhe-se uma letra entre 26 possíveis (Figura 2-18).



**Figura 2-18: Teclado Virtual utilizado no Sistema Brain-Actued Interaction**

Em relação à extracção das características, é utilizado o método ERD para os ritmos  $\mu$  e  $\beta$ , sendo considerada a banda de frequência dos 8-30 Hz e a sua relativa diferença de amplitude entre as DEPs.

O classificador usado é do tipo estatístico (Gaussiano), sendo treinado para discriminar um entre quatro estados possíveis: 1, 2, 3 e "unknow". Estes estados estão de acordo com as tarefas mentais mencionadas anteriormente.



## 3 Desenvolvimento duma Interface Cérebro-Computador

O desenvolvimento de raiz de uma interface Cérebro-Computador implica um extenso estudo do estado da arte por forma a perceber todas as variáveis inerentes ao mesmo. Após a análise e consequente compreensão do complexo conjunto de variáveis presentes, analisam-se quais as melhores soluções no que toca ao desempenho global do sistema. O passo seguinte é a optimização de cada bloco do sistema visando o desempenho global do sistema. Neste capítulo apresentam-se as várias etapas no que toca à implementação do sistema BCI visando o controlo de um robô móvel em conjunto com os subsistemas de treino *online*.

Este capítulo está dividido em três secções distintas. Inicialmente descreve-se a escolha sobre o ambiente de desenvolvimento, opções analisadas e respectivas desvantagens e possibilidades.

Na secção 3.4, ilustram-se as escolhas adoptadas para cada bloco do sistema e sua implementação técnica. Quando importante, descreve-se o código funcional usado para implementar cada bloco. É explicada a relevância do modelo das S-Functions no contexto da implementação de um sistema deste tipo.

Por fim, descreve-se o Procedimento Experimental usado na experiência *online* efectuada.

### 3.1 Ambiente de Desenvolvimento

A proposta de projecto inicial propunha como ambiente de desenvolvimento o sistema BCI2000. Depois de cuidada análise das alternativas possíveis, optou-se pela plataforma Matlab® mais precisamente pela ferramenta Simulink®. De seguida explica-se as vantagens e desvantagens do sistema BCI2000, e quais as

razões para a escolha do Simulink® como plataforma de desenvolvimento em detrimento do BCI2000.

### 3.1.1 BCI2000

O BCI2000 é um projecto iniciado pelo Wadsworth Center, New York State Dpt of Health, Albany, NY [38, 42]. O sistema BCI2000 foi estruturado em quatro módulos: Operator, Source, Signal Processing e Application (Figura 3-1).

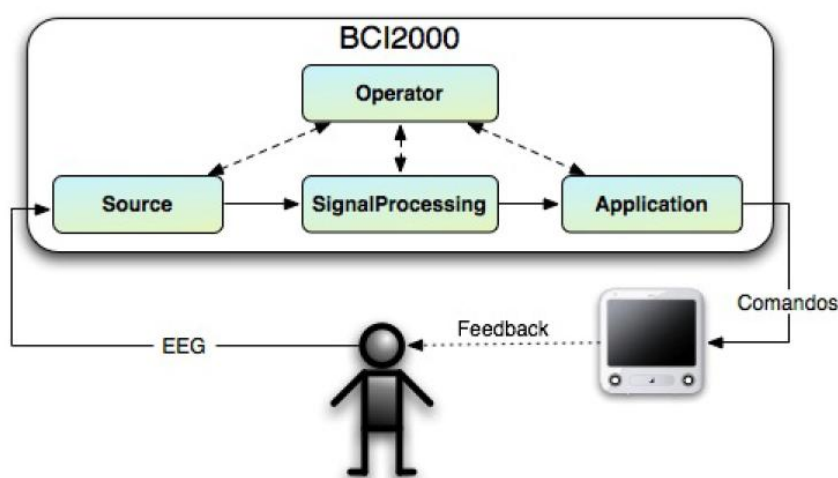


Figura 3-1: Arquitectura de um Sistema BCI2000

Cada módulo comunica entre si por TCP/IP, assim os módulos podem apenas ser implementados por linguagens de programação que suportam esta tecnologia, num modelo orientado a objectos, sendo a informação trocada entre eles de forma estandardizada. A partir destes módulos é possível implementar um sistema BCI, implementando e criando novos módulos se necessário.

No entanto, apesar da modularidade, a plataforma BCI2000 apresenta uma relativa rigidez na criação de um sistema BCI, pois embora suporte linguagens de programação de alto nível, estas não estão especialmente vocacionadas para o processamento de sinal que é o núcleo de qualquer sistema BCI.

Desta forma, o desenvolvimento de um módulo para calcular a densidade espectral de potência ou um novo método de classificação implicaria um custo



significativo a nível de tempo de processamento e conseqüentemente no ritmo de informação na saída.

Outro aspecto, que torna o BCI2000 uma plataforma pouco eficiente, é o facto de não permitir a análise *offline* dos dados de forma eficiente, sendo esta feita por programas especializados no tratamento e processamento de sinal, como por exemplo o Matlab®. Este facto implica com que os dados tenham de ser convertidos para o formato.mat para serem posteriormente analisados no Matlab®. De seguida após o processamento e análise destes, é feita a reconfiguração dos parâmetros numa nova plataforma com algoritmos de processamento de sinal que não correspondem directamente aos da outra plataforma. Mais uma vez se verifica pouca eficiência a nível temporal.

A plataforma BCI2000 foi desenvolvida em ambiente Windows, não podendo ser aplicado a uma máquina UNIX.

Devido à relevância destes factores, foram analisadas no inicio deste projecto outras alternativas, a que mostrou maior potencial e adequação à implementação de um sistema BCI foi o Matlab®, e a sua ferramenta o Simulink.

De seguida faz-se a análise do Simulink no que toca à possibilidade e viabilidade de implementação de um sistema BCI.

### **3.1.2 Matlab/Simulink®**

Optar por um ambiente de desenvolvimento baseado no Matlab/Simulink apresentava uma dificuldade relevante, pelo facto de se ter de implementar um sistema BCI desde o início, em vez de efectuar modificações numa plataforma já existente como é o caso da plataforma BCI2000. Noutra perspectiva, permite que o desenho do modelo, o prototipamento dos vários módulos, a experiência em tempo real e a análise *offline* sejam efectuadas no mesmo ambiente de desenvolvimento. Os desenhos do modelo são intuitivos e apelativos graficamente, podendo ser agrupados vários sub-blocos num só bloco, efectuando-se o aperfeiçoamento do sistema bloco a bloco. Deste modo o trabalho de implementação, pode-se focar directamente no projecto e nas suas soluções, e não no desenvolvimento de ferramentas para implementar novos

módulos num ambiente de abstracção inferior. Verifica-se uma importante eficiência não só a nível de produtividade, mas também a nível da resolução de questões pertinentes do projecto.

Ao mesmo tempo, existe um conjunto de vantagens adicionais que podem ser enumeradas:

- A plataforma Matlab está implementada nos sistemas operativos mais populares – Windows e Linux – tornando portátil um projecto desenvolvido em Windows para uma máquina Linux (ou vice-versa) sem ser necessário qualquer tipo de alteração a este.
- Existem vários blocos de funções de classificação disponíveis, como é o caso do SPRTool<sup>®</sup>, que podem ser utilizadas imediatamente no projecto, bastando conjugar cada função de classificação específica com o bloco dado pela S-Function.
- Através da ferramenta LCT (*Legacy Code Tool*) disponível para Matlab, é facilmente implementado o *Wrapper* de um Módulo desenvolvido numa linguagem de programação diferente. Este aspecto irá ser particularmente importante no caso do Driver da interface de aquisição do EEG que tinha sido previamente implementado para a plataforma BCI2000 na linguagem de programação C++.
- O Matlab tem na sua biblioteca de módulos de implementação imediata uma quantidade significativa de funções essenciais para um sistema BCI, como por exemplo funções de cálculo da Densidade Espectral de Potência (DEP) (Figura 3-2), bastando apenas prototipar cada um dos módulos com os valores pretendidos para o sinal.

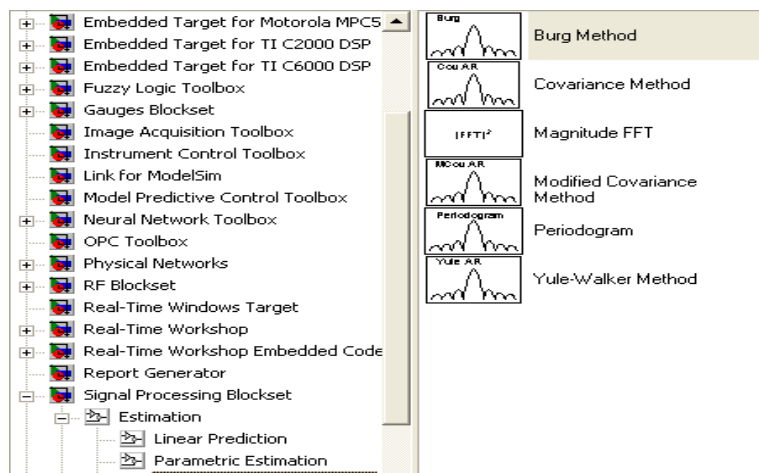


Figura 3-2: Módulos de DEP disponíveis para implementação imediata num projecto BCI.

Por outro lado, se for necessário um módulo que não esteja disponível, este pode ser facilmente implementado através das *S-Functions*. As *S-functions* consistem na descrição em termos de linguagem de computação do funcionamento de um bloco do Simulink. Podem ser escritas em Matlab, C, C++, ADA e Fortran. Para além de permitir rápido desempenho temporal, permitem também uma programação num nível de abstracção superior com base nas funções disponibilizadas pelo Matlab. As *S-Functions* podem ser utilizadas para uma variedade de aplicações, como por exemplo:

- Incorporar na simulação código existente e desenvolvido para outras plataformas.
- Descrever um sistema como uma sequência de equações matemáticas
- Usar animações gráficas na simulação

A Figura 3-3 ilustra como decorre a simulação num módulo implementado por uma *S-Function*. Após a inicialização das variáveis e dos parâmetros de entrada, a malha de simulação da *S-Function* é executada em cada passo de simulação do Simulink (***Simulation Step***). A malha de simulação da *S-function* inclui um conjunto de *callbacks* que permitem entre outras operações:

- Calcular a saída para esse passo da simulação
- Calcular o próximo estado discreto

- Calcular a derivada no caso de estados contínuos
- Verificar se o módulo permanece activo na próxima execução

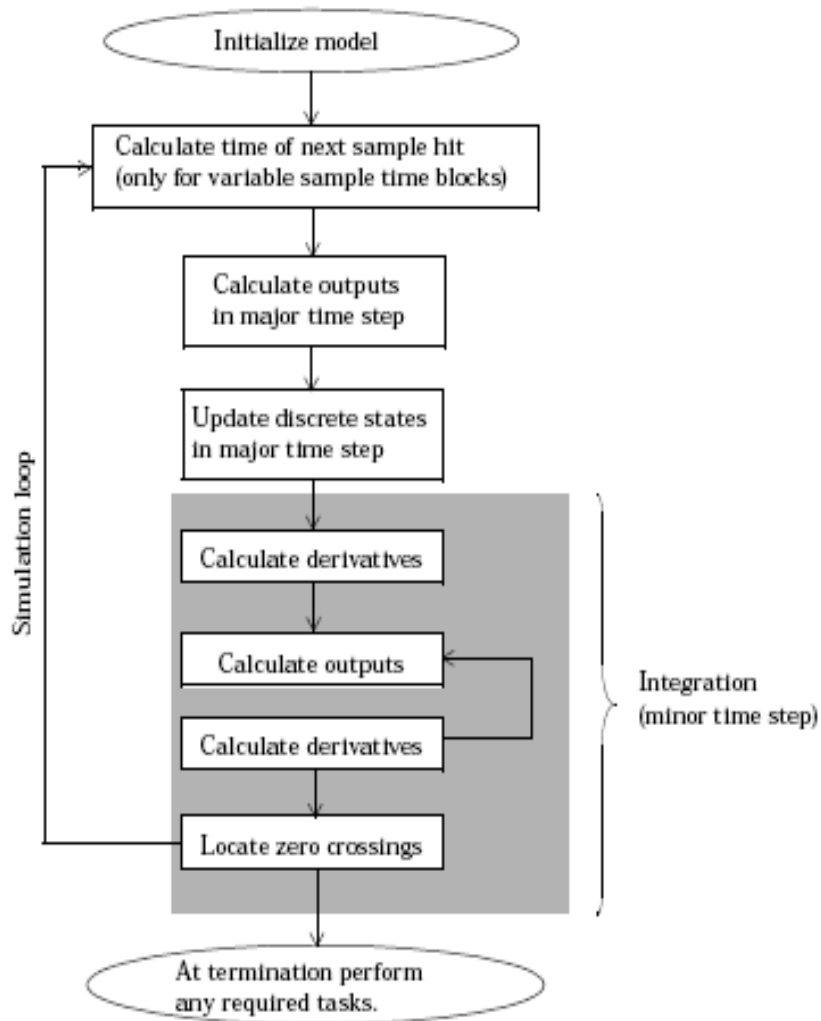


Figura 3-3: Vários passos na simulação dinâmica efectuada pelo Simulink [43].

O conjunto de operações possíveis e sua ordem de execução na sequência da simulação está ilustrado na Figura 3-4.

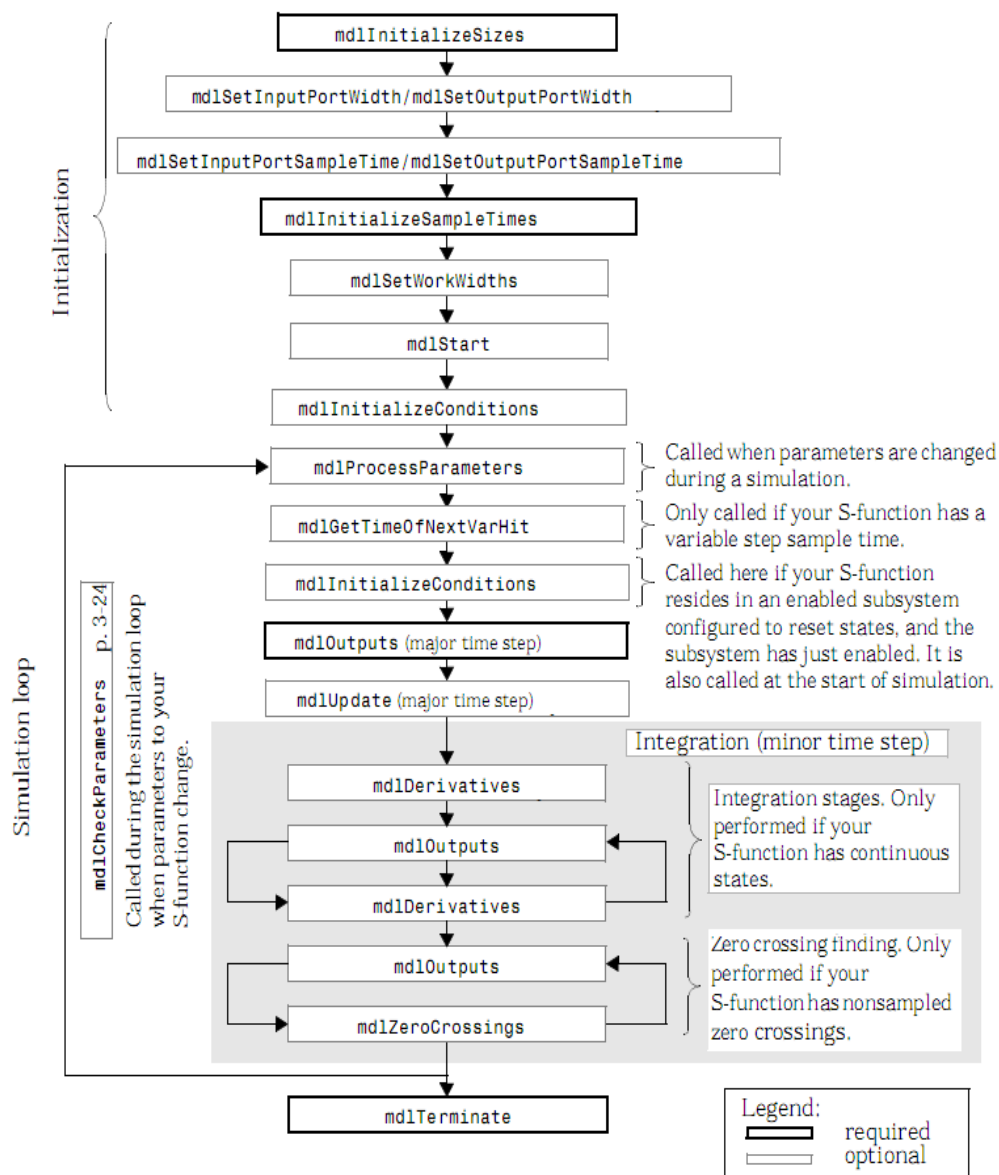


Figura 3-4: Execução sequencial das rotinas de uma *S-function* [43].

### 3.1.3 Hardware de Aquisição

O hardware de aquisição utilizado para adquirir os registos da actividade rítmica cerebral foi o sistema de aquisição desenvolvido pela *LifeLines Ltd* (Hants, UK). Este dispositivo de nome *TrackIt* foi implementado com o objectivo do registo ambulatório do EEG, armazenando os sinais adquiridos num disco *flash*. No entanto, também permite uma ligação série com o PC e aquisição em tempo real. É neste modo que vai ser utilizado. O sistema *TrackIt* possui as seguintes características [44]:

- Software de Setup, aquisição e monitorização para o PC ( Windows NT) através da porta série (RS232).
- Voltagem máxima permitida: 10mv p-p.
- Voltagem DC máxima para operação (tensão nos eléctrodos):  $\pm 250\text{mV}$ .
- Largura de Banda: 0.16 – 70 Hz.
- Frequência de Amostragem: 1-256 Hz (independente para cada canal).
- Conversor A/D com S/H em cada canal.
- Baterias de lítio PP3 que permitem 96 horas de gravação contínuas para 21 canais
- Backup interno de bateria de 5 minutos, permite continuar a adquirir sinal enquanto se trocam as baterias ou se liga o dispositivo à corrente de alimentação.
- Gravação em Compact Flash (aceita dispositivos desde 32 Mb a 12 GB).
- Buffer de dados suporta até 3 minutos de sinal, enquanto decorre a troca do cartão de memória.
- Eléctrodos de dimensão 1.5 mm.
- Gravação dos dados no formato nativo: Europeia Data Format (EDF)
- Dispositivo completo com peso de 500g.



Figura 3-5: TrackIt de aquisição ambulatória de EEG.

## 3.2 Paradigma Adoptado

Após a escolha da plataforma Simulink para desenvolver o sistema BCI, o passo seguinte passava por escolher qual o paradigma a adoptar em função do modelo de operação do sistema. Como se viu anteriormente, o paradigma base de um sistema BCI é utilizar tarefas mentais (imaginação motora ou outras) que produzam uma excitabilidade cortical passível de ser discriminada através do EEG. Dessa forma e como se pode ver pela Figura 3-6, o Robot móvel ir-se-á deslocar a partir de três tipo de movimento, Frente, Esquerda e Direita. O objectivo será atingir uma das duas áreas possíveis, designadas genericamente de “Esq” e “Dir”. Para isso acontecer o utilizador irá utilizar as Tarefas mentais descritas em baixo.

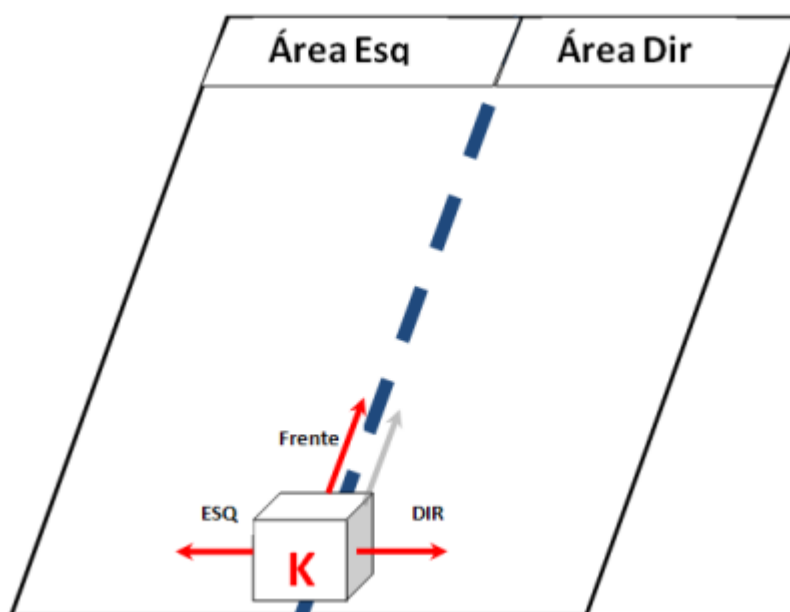


Figura 3-6: Paradigma de Operação do Sistema BCI

### 3.2.1 Tarefas Mentais

As tarefas mentais escolhidas estarão directamente relacionadas com os comandos de controlo enviados ao dispositivo de saída - “ESQ”, “DIR” e “Frente” (Figura 3-6). Cada direcção de deslocamento estará implicada com uma tarefa

mental específica. As direcções de maior relevância serão “ESQ” e “DIR”, para se obter movimentação efectiva no espaço é necessário adicionar o comando “Frente”. Considerou-se também como saída o comando “parado”, de forma a apenas haver movimentação do Robô quando se verifica estimulação neuronal obtida especificamente pelas tarefas mentais.

Com quatro saídas do classificador, optou-se por discriminar “direita” e “esquerda” recorrendo à propriedade colateral que a actividade motora imaginada ou realizada desencadeia nos ritmos cerebrais. Assim o movimento da mão direita irá estimular maioritariamente os neurónios do hemisfério esquerdo, enquanto que o movimento da mão esquerda irá estimular maioritariamente o hemisfério direito [45]. Para o robô se deslocar para a “direita” pedir-se-ia ao utilizador para imaginar o movimento da mão direita. De realçar que a operação da BCI não pressupõe nenhum movimento voluntário, apenas e só imaginação motora. Assim a imaginação do movimento da mão direita terá como consequência uma atenuação dos ritmos cerebrais  $\mu$  originados maioritariamente no hemisfério esquerdo.

Numa fase inicial, pensou-se comparar as zonas do córtex relativas a cada hemisfério directamente entre si. No entanto, apesar de se verificar uma dessincronização entre elas, o sinal relativo ao hemisfério direito apresentar-se-ia sempre com uma amplitude superior. Esta evidência deve-se ao facto de a observação espacial motora ocorrer predominantemente na zona esquerda do córtex [46]. Como em qualquer acto de imaginação motora, existe uma importante componente de observação espacial (verificado anteriormente), existe uma consequente estimulação do hemisfério esquerdo.

No caso da saída do classificador ser “frente”, o paradigma adoptado foi o da estimulação de ambos os hemisférios associada à imaginação de actividade física variada que não esteja apenas relacionada com um movimento motor específico. Ponderou-se a hipótese de utilizar outra tarefa mental que não a imaginação motora (e.g., tarefas que impliquem raciocínios matemáticos ou geométricos), porém decidiu-se aperfeiçoar o sistema para duas tarefas mentais e efectuar experiências a partir desta situação. A situação “Parado”, dá-se quando não se



verifica nenhuma dessincronização, ou seja, quando o utilizador estiver em repouso.

### 3.2.2 Filtragem Espacial

A escolha da localização espacial dos eléctrodos baseou-se nos dados teóricos existentes relativos à imaginação motora e áreas neuronais activadas (Secção 0).

Como não era conhecida o tipo de imaginação motora, que o possível utilizador do sistema iria efectuar, especificou-se um conjunto de eléctrodos que abrangesse de forma genérica as zonas PMC, M1, SMC e PPC.

Um aspecto importante na filtragem espacial é o facto da interface de aquisição do EEG dispor de apenas 8 eléctrodos, sendo a hipótese de utilizar um filtro CAR (Secção 2.2.5) excluída de imediato.

Desta forma, a combinação de eléctrodos escolhida para efectuar a filtragem espacial está ilustrada na Figura 3-7. No caso da filtragem espacial é necessário fazer um compromisso entre o número de eléctrodos e a capacidade de processamento do sistema. Um maior número de tarefas mentais implicaria um maior número de eléctrodos tendo em conta a necessidade de focar diferentes zonas do córtex.

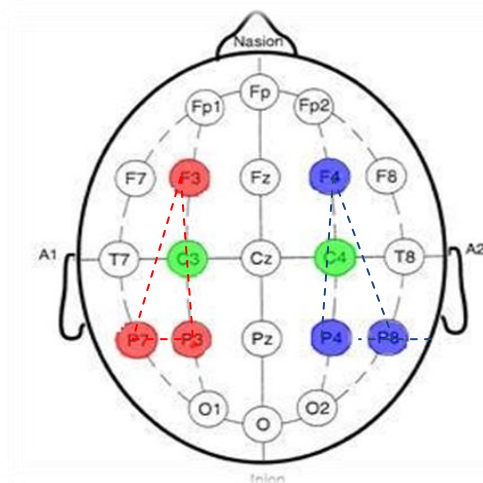


Figura 3-7: Montagem utilizada para os eléctrodos.

## Equações Espaciais Utilizadas

$$Sinal\_Hem\_Esq(i) = C3(i) - \frac{1}{3} \times [P7(i) + P3(i) + F3(i)] \quad (2)$$

$$Sinal\_Hem\_Dir(i) = C4(i) - \frac{1}{3} \times [P8(i) + P4(i) + F4(i)] \quad (3)$$

i= Amostra do sinal EEG

### 3.3 Aquisição do sinal

Na implementação do sistema, o primeiro bloco a ser considerado foi o bloco relativo à aquisição dos dados para análise. Tendo como dispositivo de aquisição o TrackIt, foi implementado o wrapper do *driver* para efectuar o controlo das comunicações entre o sistema BCI e o dispositivo de aquisição. Foram analisadas duas opções: (1) implementar o *driver* de raiz a partir das ferramentas disponibilizadas pelo Matlab (e.g., Data Acquisition Toolbox); ou (2) utilizar o *driver* implementado para a plataforma BCi2000 no projecto BrainWare [47].

Uma vez que o *driver* implementado apresentava um bom desempenho e tinha sido extensivamente testado, decidiu-se optar por esta última opção. O *driver* não poderia ser utilizado directamente, pois tratava-se de plataforma diferentes, sendo necessário implementar o Wrapper do Driver. Toda a documentação relativa à implementação do driver poder ser consultada em [47].

O Matlab disponibiliza a ferramenta LCT (*Legacy Code Tool*) que permite efectuar a migração de código efectuado numa linguagem que não a nativa do Matlab para o nosso projecto. Como foi visto anteriormente, as *S-Functions* também permitem esta migração, no entanto, a ferramenta LCT efectua este aspecto automaticamente e de uma forma optimizada. A ferramenta LCT permite efectuar o Wrapper do Driver em três passos:

1. Criar um M-File para inicializar a estrutura que contém toda a informação necessária para implementar o código do *driver*. Nome da função a ser invocada, número e tipo de argumentos de entrada, ficheiros complementares.

```
snack =legacy_code_initialize;
```

A estrutura foi inicializada como ilustrado a seguir:

---

```
snack.SFunctionName= 'snack';  
snack.StartFcnSpec='Begin()';  
snack.OutputFcnSpec= 'Retrieving(int16 y1[8]);'  
snack.TerminateFcnSpec='End()';  
snack.HeaderFiles= ['TrackitInterface.h'];  
snack.SourceFiles=  
['TrackitInterface.cpp','StatusMessage.cpp','DataMessage.cpp'];  
snack.Options.language = 'C++';
```

---

Como se pode verificar, irão ser invocadas três funções no Wrapper:

- **Begin()**: esta função irá ser executada apenas no início da aquisição, e irá invocar por sua vez duas funções nativas do *driver*:

```
int Connect(const char *port);
```

```
int Start();
```

No início da aquisição liga-se à porta dada pela *string port*; inicia a *thread* de envio periódico de pacotes *HeartBeat* e inicia a aquisição.

- **Retrieving**(unsigned short\* buff): esta função irá ocupar o buffer com os dados de aquisição. Invoca a função nativa:

```
int WaitForData(unsigned short* data,int blocksize);
```

Assim, a função **Retrieving** recebe um array  $N \times B$  contendo dados de aquisição, em que  $N$ =número de canais e  $B$ =blocksize. A função do *driver* irá ser invocada da seguinte forma:

```
WaitForData(&data,1)
```

Desta forma temos apenas um vector 8×1, ou seja, uma amostra por cada canal que irá ser enviado para a saída na malha da *S-function* em cada passo de simulação.

- **End()**: esta função irá ser executada apenas no fim da simulação e apaga os registos utilizados na aquisição por parte do TrackIt; invoca a função nativa:

```
int Stop();
```

Termina a aquisição sem limpar o buffer de dados e apaga a classe de controlo criada.

Após a inicialização da estrutura, executa-se o comando:

```
s=legacy_code_initialize(s);
```

Esta função verifica a consistência da estrutura com base nos ficheiros fornecidos.

De seguida gera-se e compila-se a S-Function do tipo C-MEX a partir dos comandos:

```
legacy_code_sfcn_cmex_generate(s);
```

```
legacy_code_compile(s);
```

Com a *S-function* gerada (**snack.mexw32**), esta irá ser introduzida no respectivo módulo (Figura 3-8).

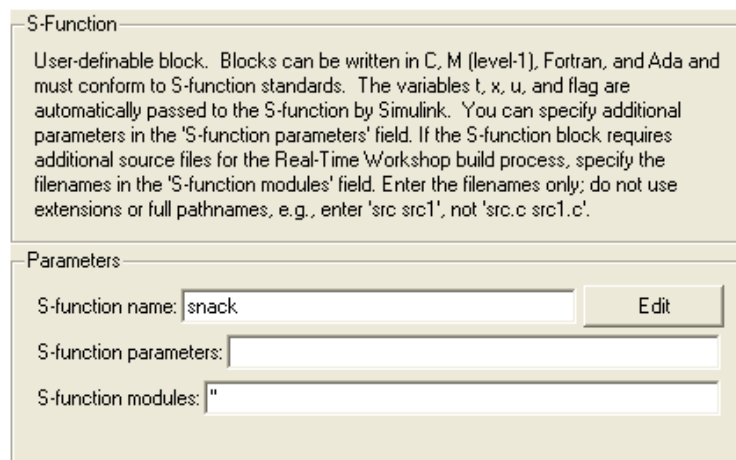
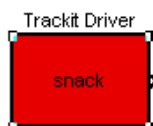


Figura 3-8: Módulo de Aquisição.

### 3.4 Extracção de Características

A característica mais evidente e discriminatória no sinal EEG para tarefas mentais relacionadas com a imaginação motora é a supressão da banda  $\mu$  (8-13 Hz). Dessa forma o filtro implementado é um filtro passa-banda Butterworth de 20ª ordem com frequência de corte inferior de 8 Hz e frequência de corte superior de 13 Hz. A característica procurada é a supressão em amplitude dos ritmos  $\mu$  quando é efectuada a tarefa de imaginação motora. Este método é designado genericamente de ERD. A dessincronização implica uma comparação do sinal em análise com um sinal previamente gravado (*baseline*). A *baseline* consiste no sinal adquirido em iguais condições, com a mesma montagem dos eléctrodos e alvo da mesma filtragem espacial, para uma tarefa mental oposta à qual se vai verificar a dessincronização. Por exemplo, se se vai adquirir uma *baseline* para verificar a dessincronização dos ritmos  $\mu$  no hemisfério direito, o utilizador terá que ter como tarefa a imaginação da mão direita (movimento ipsilateral).

A comparação não se vai dar directamente entre os sinais, mas sim, entre o resultado da análise espectral efectuada sobre ambos. Assim, o nível de dessincronização será dado pela diferença dos valores da DEP entre o sinal gravado e a *baseline*, para o intervalo de frequências 8 a 13 Hz. Através de um algoritmo de pré-processamento das características, selecciona-se qual o valor da frequência que será escolhida para a análise contínua da ERD no modo *online*.

Isto faz com que seja necessário um período de treino que precede a utilização completa do sistema. Este período de treino é utilizado não só para adquirir a *baseline*, mas também para determinar os vários parâmetros do sistema. Neste caso, um dos parâmetros seria o valor da frequência para o qual se verifica a maior dessincronização dos ritmos  $\mu$ . Este treino e o rápido prototipamento de cada módulo é essencial para a adequação do sistema a qualquer utilizador.

A extracção das características é efectuada sequencialmente pelas seguintes operações: **filtragem espacial**, **segmentação**, **análise espectral**, **cálculo da ERD**. Cada uma destas operações representa um sub-bloco no sistema BCI (Figura 3-9).

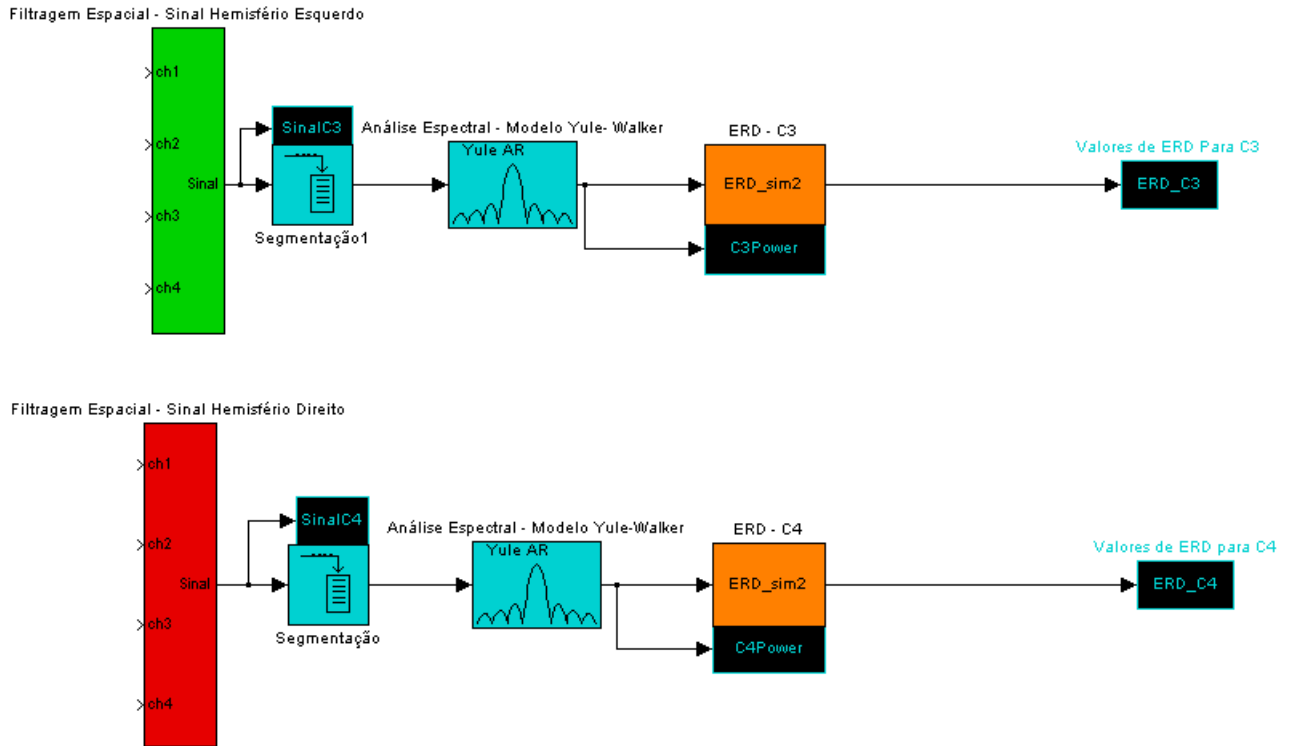


Figura 3-9: Módulo de extracção de características da BCI implementada.

### 3.4.1 Filtragem Espacial

De acordo com a Figura 3-7, a filtragem espacial baseia-se numa triangulação em relação a C3 e C4, sendo o sinal filtrado espacialmente obtido a partir das equações 2 e 3 da Secção 3.2.2.

O bloco que realiza este cálculo para o sinal do hemisfério direito está representado na Figura 3-10.

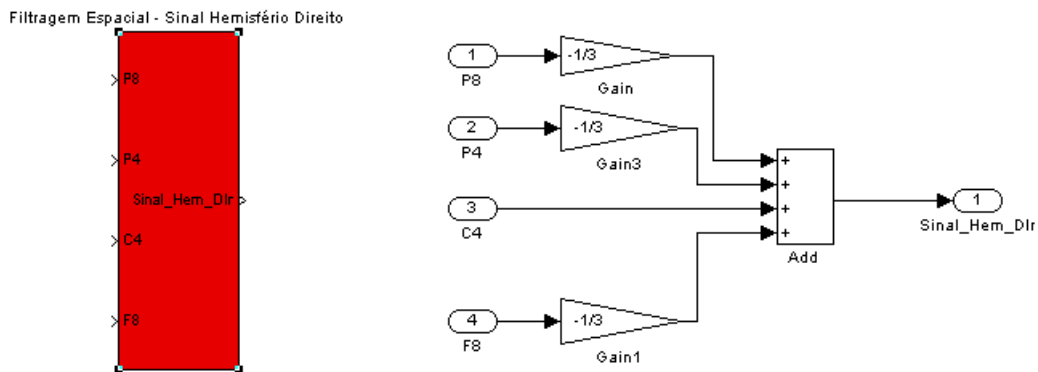


Figura 3-10: Módulo que implementa a Filtragem Espacial (à esquerda) e o subsistema de blocos que o engloba (à direita).

### 3.4.2 Segmentação

Na comparação dos ritmos cerebrais, o sinal é segmentado à medida que vai sendo adquirido. A segmentação consiste na divisão do sinal em blocos para processamento: um sinal com um maior número de amostras é de maior fiabilidade visto que flutuações casuais não assumem uma preponderância tão elevada como no caso de um sinal com um menor número de amostras. No entanto, a segmentação de um sinal depende do ritmo de classificação que é imposto ao sistema.

Para implementar a segmentação utilizou-se o bloco Buffer (Figura 3-11) disponível na biblioteca de módulos do Simulink. A dimensão de cada bloco é dada em amostras. Inicialmente, utilizou-se uma segmentação em blocos de 64 amostras, que embora fosse suficiente para obter uma densidade espectral de potência estável, a janela temporal representada de apenas 125 ms era demasiado permeável a flutuações esporádicas do sinal. Dessa forma, após a correcção deste erro, utilizaram-se blocos de 256 amostras, que representam uma janela temporal de 0,5 s. É importante considerar na segmentação o facto de que janelas temporais demasiado grandes poderão incorporar artefactos cuja amplitude é de ordem muito maior que os ritmos a classificar, invalidando em termos de análise uma quantidade considerável de dados.

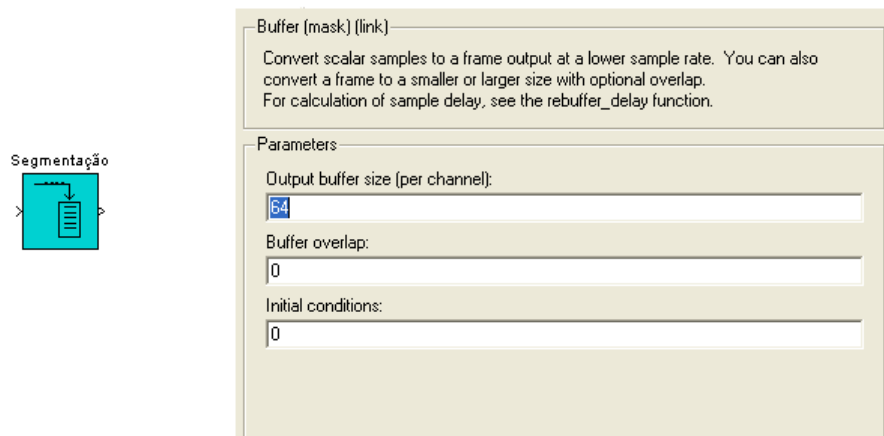


Figura 3-11: Segmentação implementada através do módulo Buffer.

### 3.4.3 Análise Espectral

Da mesma forma que na Segmentação, para a Análise Espectral escolheu-se um dos blocos fornecidos na biblioteca do Simulink. Para calcular a DEP de um sinal, o Simulink fornece os seguintes métodos: **Yule-Walker**, **Welch**, **Burg**, **Covariância**, **Magnitude FFT** e **Periograma**. Inicialmente utilizou-se o método Yule-Walker (Figura 3-12) para calcular a DEP dos segmentos de sinal. Este método calcula a DEP aplicando um modelo auto-regressivo para as várias janelas temporais, minimizando o erro de estimativa. Cada um dos modelos auto-regressivos leva às equações de Yule-Walker que são posteriormente resolvidas pelo método recursivo de Levinson-Durbin. Por uma questão de abstracção, não se irão analisar nesta tese os pormenores relativos à implementação do método, para uma análise mais detalhada consultar [48].



Figura 3-12: Módulo do método Yule-Walker.

Numa fase posterior foram integrados no sistema os métodos de Burg, Welch e Periograma (a comparação entre os diversos métodos encontra-se na secção 4.1).



### 3.4.4 Cálculo da ERD

O bloco que efectua a ERD foi implementado de raiz por constituir um aspecto específico do sistema (Figura 3-13). A implementação foi feita através do protótipo da *S-function*, sendo modificada de acordo com as exigências requeridas para este caso.

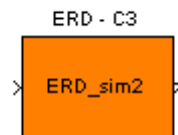


Figura 3-13: Módulo da ERD

Como a ERD é uma comparação entre DEP's (ver secção 3.4), o parâmetro de entrada do bloco será logicamente a DEP da *baseline* (Figura 3-14).

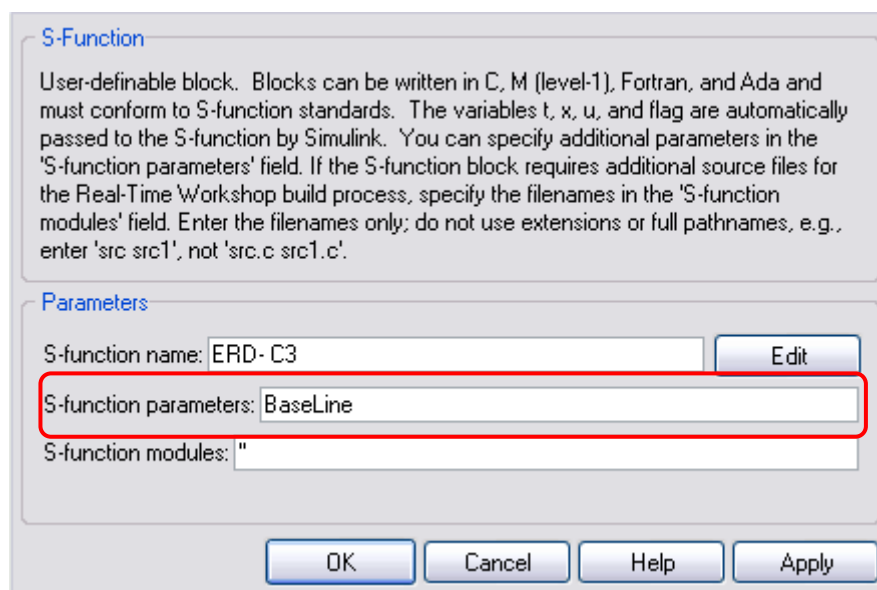


Figura 3-14: Definição de Parâmetros no Bloco ERD.

Um sinal rítmico cerebral apresenta certas características dependendo do desenrolar temporal, este facto está relacionado com o desgaste intelectual do sujeito, entre outros aspectos. Assim, o bloco ERD faz a comparação das duas DEP's sequencialmente, ou seja, os segmentos de sinal a comparar dizem respeito ao mesmo intervalo temporal da tarefa mental executada, seja a imaginação motora ou o relaxamento. Para calcular a ERD, com base nas duas

amostras disponíveis, aplica-se a seguinte equação que define o valor da dessincronização dado em percentagem:

$$ERD[\%] = \frac{Sinal(i) - Base(i)}{Base(i)} \times 100 \quad (4)$$

### 3.5 Classificação

O bloco do classificador foi implementado de raiz como uma árvore de decisão: supõe duas entradas com os valores da ERD para cada hemisfério (i.e., para cada sinal filtrado espacialmente) que são concatenadas num vector 2×1. Através deste vector, o classificador atribui uma saída numérica que representa um dos quatros estados possíveis no bloco de saída: “esquerda”, “direita”, ”frente”, ”parado” (Tabela 3-1).

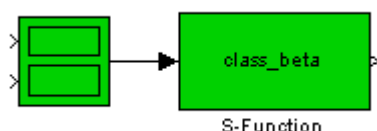


Figura 3-15: Módulo do Classificador

Saída do classificador	Classificação
0	“Frente”
1	“Esquerda”
2	“Direita”
3	“Parado”

Tabela 3-1: Equivalência entre a saída numérica do classificador e o “estado de classificação”.

Utiliza-se uma árvore lógica de decisões para o classificador tal como ilustra a Figura 3-16. Com os dois valores de ERD verifica-se se existe apenas dessincronização dos ritmos num dado hemisfério (ERD <0). Nesse caso,

dependendo do sinal onde tal se verificou, classifica-se como “direita” ou “esquerda”. Por outro lado, quando se verifica dessincronização em ambos os casos, a classificação será “frente”; se não se verificar dessincronização em nenhuma entrada, a classificação será “parado”.

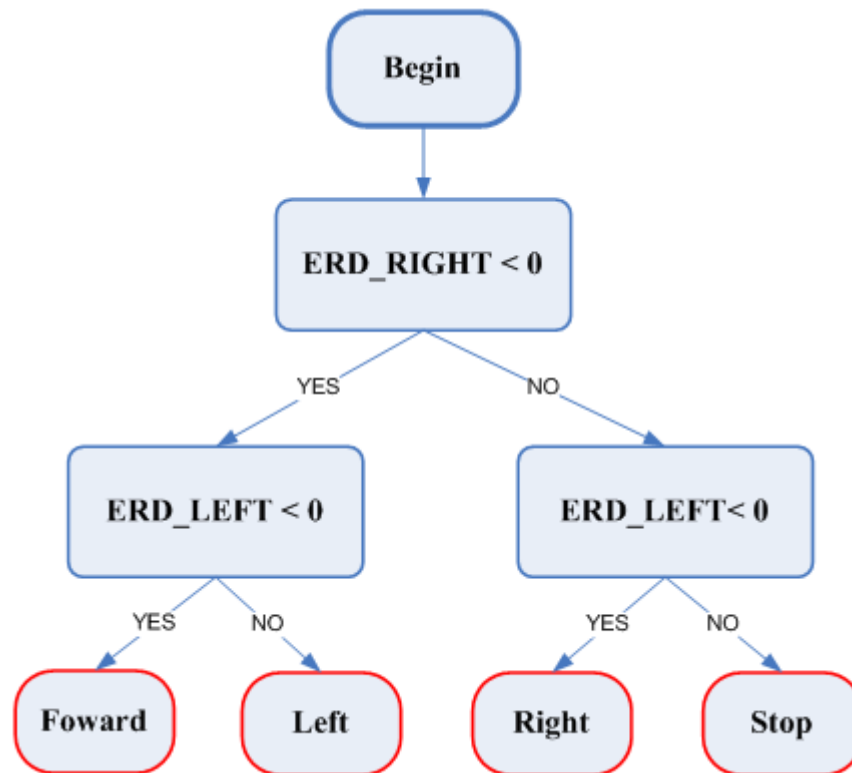


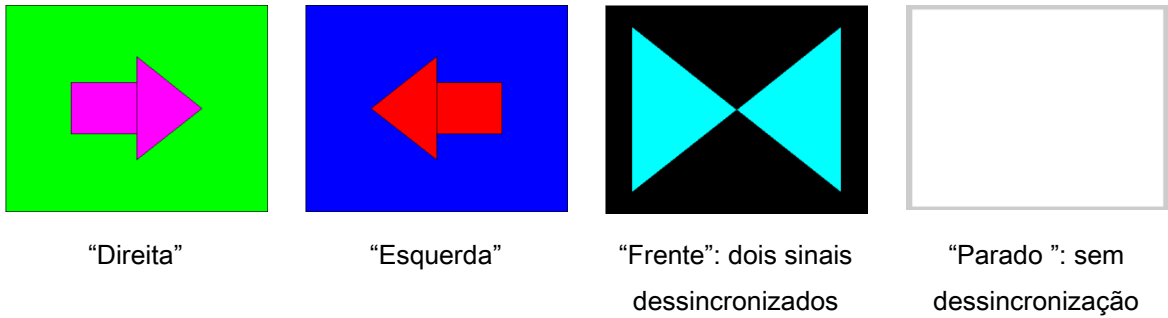
Figura 3-16: Diagrama de árvore do classificador.

### 3.6 Dispositivos de Saída

Foram implementados três dispositivos de saída, os dois primeiros, BioFeedBack I e BioFeedBack II são usados no treino do utilizador no que toca às tarefas de imaginação motora. O terceiro módulo visa o controlo do robô móvel em tempo real.

#### 3.6.1 BioFeedBack I

Este módulo é essencialmente usado no treino do utilizador do sistema BCI. O módulo corre a partir de uma função que está contida no m-file **Biofeedback.m**. Utiliza-se uma lógica de recompensa positiva no display das figuras, dependendo da saída do classificador efectua-se o display de quatro tipos de imagens no ecrã:



Optou-se por cores vivas de forma a manter estimulado e concentrado o utilizador na tarefa mental a efectuar. O display de cada imagem é realizado de acordo com a segmentação efectuada: a um bloco de 256 amostras e uma frequência de amostragem de 512 Hz, corresponde uma imagem invocada de 0,5 em 0,5 s.

### 3.6.2 BioFeedback II

O módulo gráfico (Figura 3-17) é a implementação do output gráfico típico de um sistema BCI que é o deslocamento do cursor até à posição pretendida. Este bloco é usado em conjugação com o módulo BioFeedback I por forma a permitir um treino mais eficaz do utilizador no que toca ao treino das tarefas de imaginação motora.

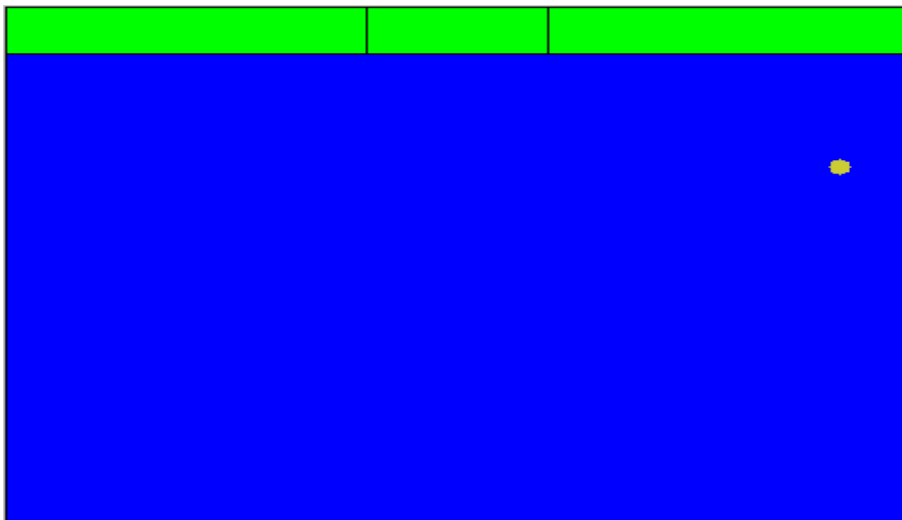


Figura 3-17: Output gráfico.

O ambiente gráfico do cursor é implementado através da invocação do m-file **Start.m** no início da simulação.

**Start.m** contém todas as inicializações gráficas necessárias para o ambiente gráfico.

Dependendo da saída do Módulo de classificação, o cursor no ecrã movimenta-se segundo as quatro deslocações possíveis, sendo o objectivo chegar a uma das três possíveis balizas.

Este módulo foi, tal como o Módulo de BioFeedback, implementado através de um M-file contendo a função

**BCI\_out(int num);**

Dependendo de **num**, calcula-se o próximo deslocamento do cursor, efectuando um incremento sobre y e um decremento ou incremento sobre x no eixo de coordenadas.

### **3.6.3 Output de Controlo**

O elemento de controlo escolhido foi o robô Khepera® de pequenas dimensões, capaz de executar as instruções enviadas pelo sistema BCI de forma imediata com base num controlo simples e intuitivo.

O controlo do robô Khepera é feito através da regulação da velocidade em ambas as rodas. Para o robô virar à direita (esquerda) basta impor uma velocidade superior na roda esquerda (direita) em relação à direita (esquerda). Adicionalmente, o robô dispõe de um conjunto de oito sensores infravermelhos (Figura 3-18) que ajudam na navegação do dispositivo por exemplo, num labirinto ou num ambiente com obstáculos [49].

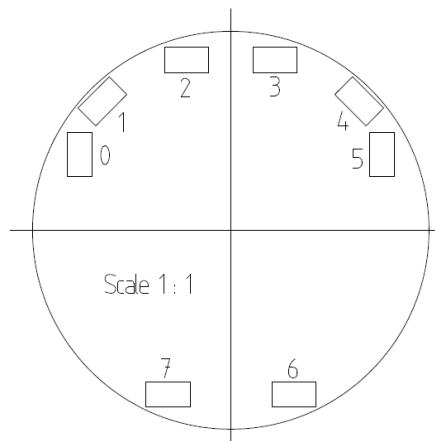


Figura 3-18: Localização dos sensores de infravermelhos do robô Khepera.

### 3.7 Sistema BCI *offline* e *online*

O sistema BCI *offline* (Figura 3-21), é um sistema versátil, podendo modificar-se genericamente de acordo com a experiência a efectuar e os blocos a testar. Os primeiros blocos do sistema incluem o sinal gravado, que está presente na base de dados do Matlab. Neste sistema, podem testar-se em simultâneo todos os métodos de análise espectral em conjunto com todos os módulos de saída, desde que se assegure o desempenho temporal.

Trata-se do sistema, onde todas as modificações pensadas para o sistema *online* são testadas primeiro, através de um conjunto de sinais pré-definidos.

O sistema BCI *online* é um sistema cujo diagrama de blocos é fixo, e onde são utilizados os blocos que forneceram melhores resultados na análise *offline*. O sistema *online* apresenta três variações na sua estrutura de acordo com qual o tipo de experiência a efectuar. Se se tratar de uma experiência de treino dos ritmos cerebrais diz respeito ao sistema da Figura 3-19, que inclui precisamente o bloco de Feedback.

Na etapa relativa à aquisição da Baseline, a vertente do sistema responsável por esta fase está ilustrada na Figura 3-20, onde não se inclui nenhum bloco de saída.

Caso seja o sistema base, onde se controla o elemento de saída, Robot Khepera, o sistema dirá respeito ao sistema da Figura 3-21.

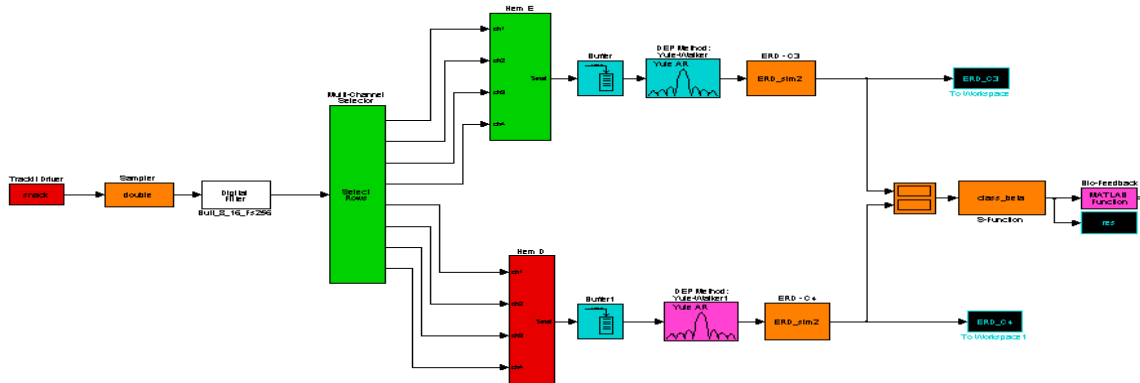


Figura 3-19: Sistema BIK – BioFeedback

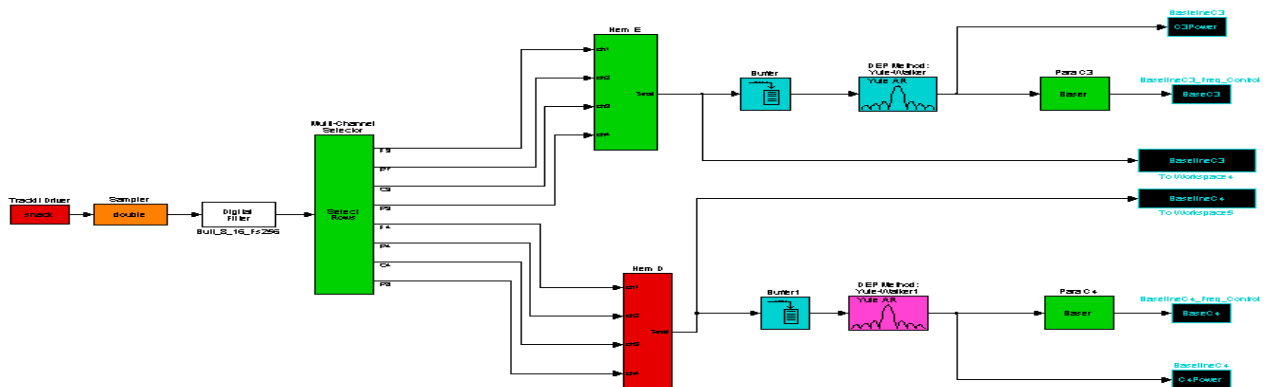


Figura 3-20: Sistema BIK – GetBase

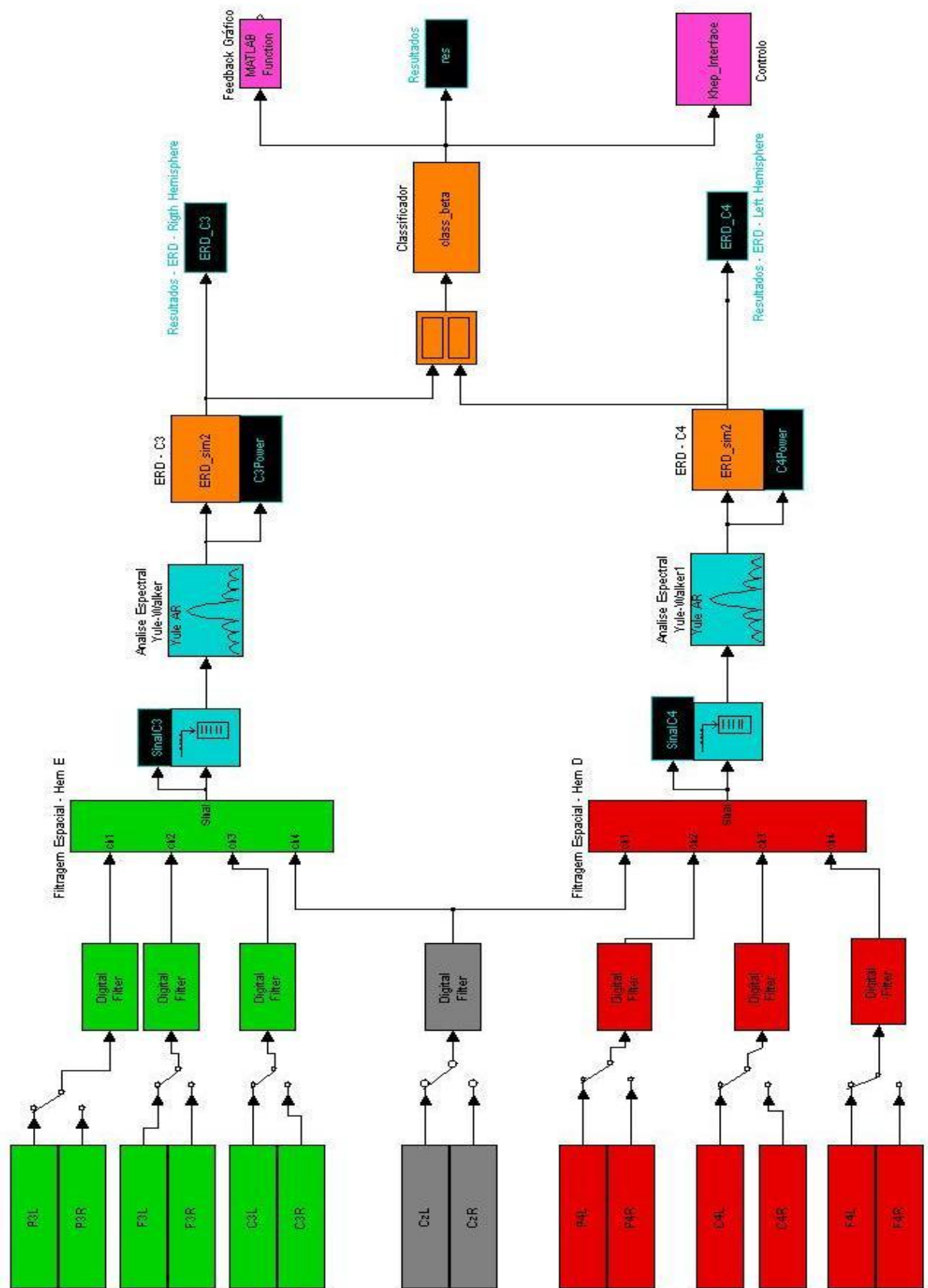


Figura 3-21: Sistema BIK Offline



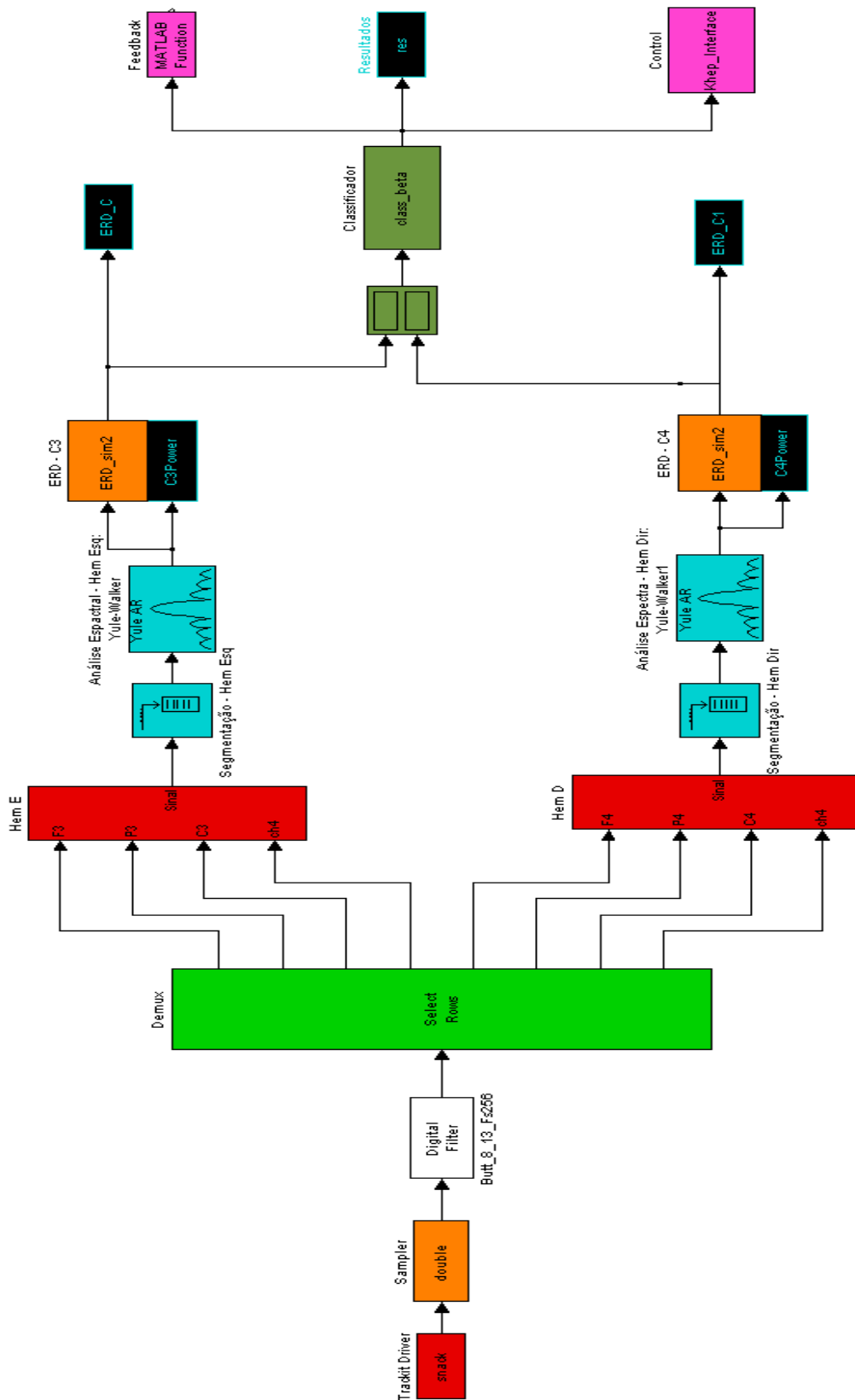


Figura 3-22: sistema BIK Online

### 3.8 Procedimento Experimental

O procedimento experimental assume uma específica importância num sistema BCI devido ao facto de que ser um sistema cujo desempenho depende particularmente do utilizador e da capacidade deste de controlar os seus ritmos cerebrais, assim o treino do sistema de acordo com o procedimento experimental é essencial.

O procedimento experimental usado pode ser dividido nos seguintes passos:

1. Colocação dos eléctrodos:

- Calibração do Sinal
- Verificação dos ritmos cerebrais e correcta colocação dos eléctrodos através do software disponibilizado pela LifeLines Ltd - TrackIt

2. Relaxamento:

- Olhos abertos: 30 segundos
- Olhos fechados: 30 segundos

3. Aquisição da *baseline*:

- *Tapping* indicador direito: 30 segundos
- *Tapping* indicador esquerdo: 30 segundos
- Relaxamento (passo 2)
- Imaginação de movimento aleatório com a mão direita: 30 segundos
- Imaginação de movimento aleatório com a mão esquerda: 30 segundos
- Relaxamento (passo 2)
  - Imaginação “abrir/fechar” mão direita: 30 segundos
  - Imaginação “abrir/fechar” mão esquerda: 30 segundos

4. Relaxamento:

- 2 minutos olhos abertos
- 2 minutos olhos fechados
- Análise das *baselines* e verificação em qual das tarefas mentais se obteve melhores resultados

(Efectuado automaticamente através do script Best\_ERD.m)

5. Treino da supressão dos ritmos:

- 10 sessões de 15 segundos para cada objectivo de classificação:

**“Direita”            “Esquerda”            “Frente”            “Parado”**

- Entre cada sessão, relaxamento com olhos fechados: 30 segundos

6. Controlo do robô Khepera

- 20 tentativas para cada tarefa mental (cada tentativa com duração de 20 segundos)
- Cálculo da taxa de sucesso para cada tarefa mental



## 4 Resultados Experimentais

O capítulo Resultados Experimentais está dividido em duas partes distintas, relativas ao dois possíveis modos de funcionamento do sistema BCI, *online* e *offline*.

Assim no modo de operação *offline*, descrevem-se as experiências efectuadas visando os blocos do sistema individualmente. No modo de operação *online* os testes são relativos ao funcionamento do sistema de forma global e a interacção do utilizador com o mesmo. Resultados, dificuldades e observações por parte do utilizador são descritos na análise dos resultados *online* em conjunto com a taxa de classificação obtida.

### 4.1 Operação *offline*

Com o sistema desenvolvido de forma modular, os resultados estarão directamente interligados com cada bloco. Os dados usados na análise *offline* foram fornecidos pelo IDIAP *Research Institute* (Martigny, Switzerland), no espírito da terceira BCI Competition que visa validar os métodos de processamento de sinal e de classificação no que toca aos sistemas BCI. Para mais informações relativas ao tipo de dados e sua organização consultar [50].

Utilizaram-se estes dados para análise, uma vez que cada ficheiro fornece o sinal adquirido de forma assíncrona e na forma dos 32 canais resultantes do EEG. O sinal composto por cada um dos 32 canais é essencial para os testes das diferentes tipologias de filtragem espacial.

#### **Filtragem Espacial**

Foram utilizadas quatro topologias de configuração do filtro espacial, estruturadas de acordo com as áreas activas pelas tarefas de imaginação motora. No teste às diversas topologias foram utilizados dois segmentos de sinal com 13 segundos cada. Cada segmento diz respeito a uma tarefa de imaginação motora variada da

mão direita e uma tarefa de imaginação motora variada da mão esquerda (o tipo de imaginação motora efectuada não é especificada). Por outro lado, foi utilizada uma segmentação do sinal em 256 amostras, enquanto a análise espectral utilizada para o cálculo da ERD foi o método Yule-Walker de 4ª ordem. As respectivas configurações e resultados são ilustrados de seguida.

### Configuração A

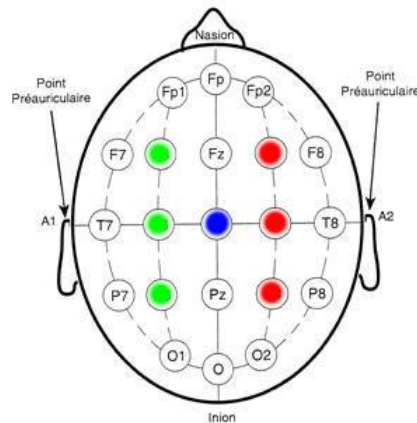


Figura 4-1: Filtragem espacial na configuração A.

#### Equações Espaciais Utilizadas Relativas à Configuração A

$$Sinal\_Hem\_Esq(i) = C3(i) - \frac{1}{3} \times [P3(i) + F3(i) + Cz(i)] \quad (5)$$

$$Sinal\_Hem\_Dir(i) = C4(i) - \frac{1}{3} \times [P4(i) + F4(i) + Cz(i)] \quad (6)$$

i= Amostra do sinal EEG

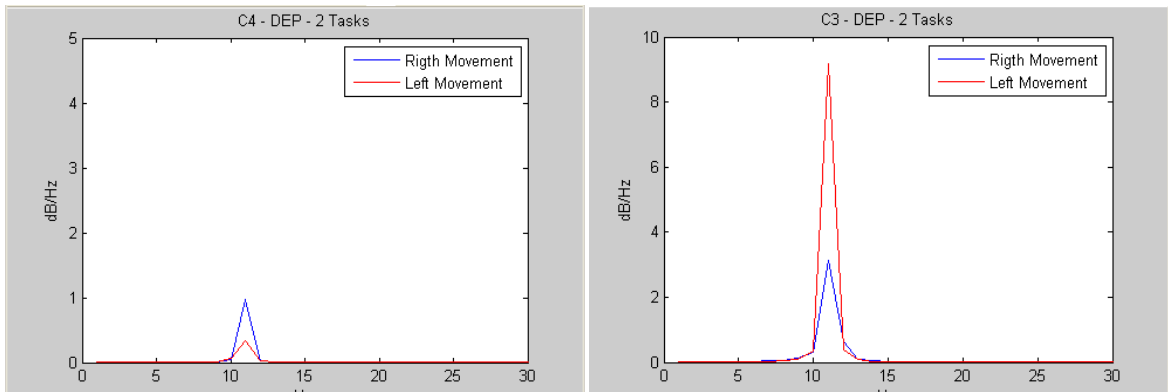


Figura 4-2: DEP relativa a C3 (à esquerda) e C4 (à direita) filtrados espacialmente.

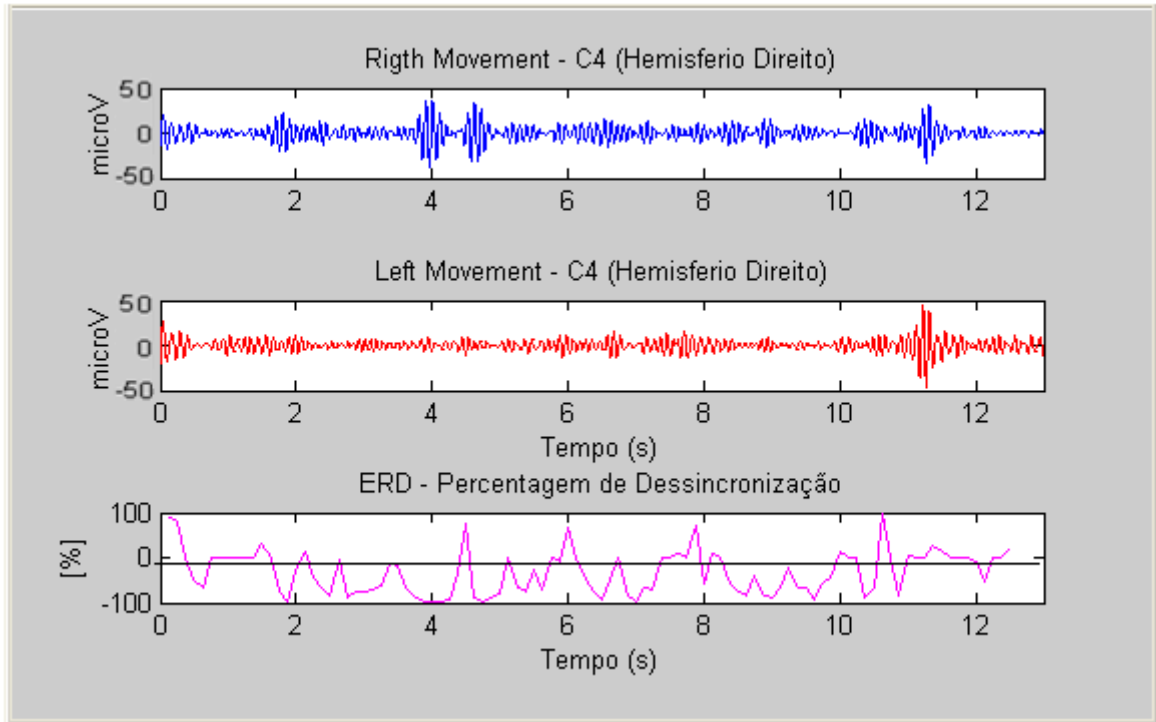


Figura 4-3: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração A.

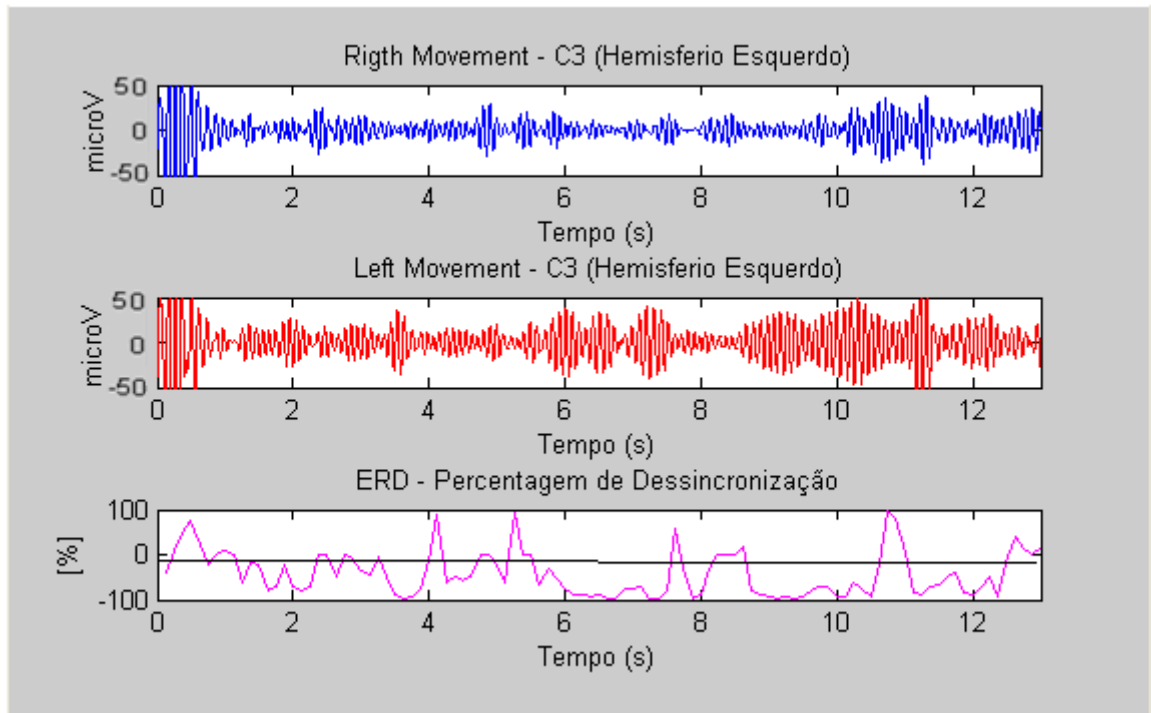


Figura 4-4: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração A.

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	77	104	74 %
C4	59	104	56%

Tabela 4-1: Percentagem de ERD para a Configuração A.



## Configuração B

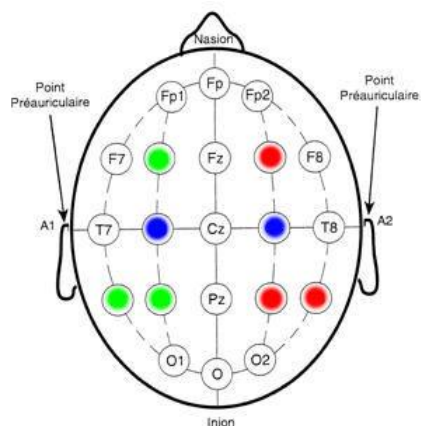


Figura 4-5: Filtragem espacial na configuração B.

### Equações Espaciais Utilizadas Relativas à Configuração B

$$Sinal\_Hem\_Esq(i) = C3(i) - \frac{1}{3} \times [P7(i) + P3(i) + F3(i)] \quad (7)$$

$$Sinal\_Hem\_Dir(i) = C4(i) - \frac{1}{3} \times [P8(i) + P4(i) + F4(i)] \quad (8)$$

$i$  = Amostra do sinal EEG

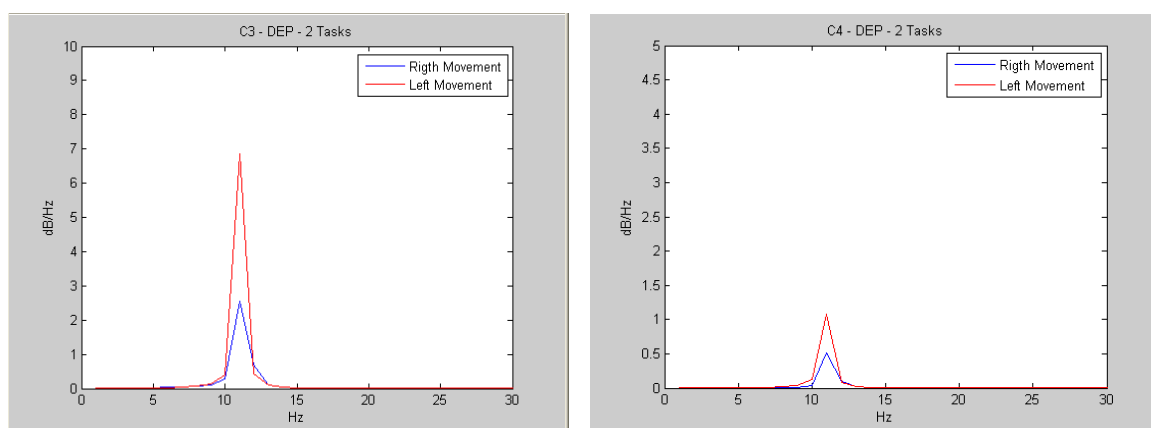


Figura 4-6: DEP relativa a C3 (à esquerda) e C4 (à direita) filtrados espacialmente.

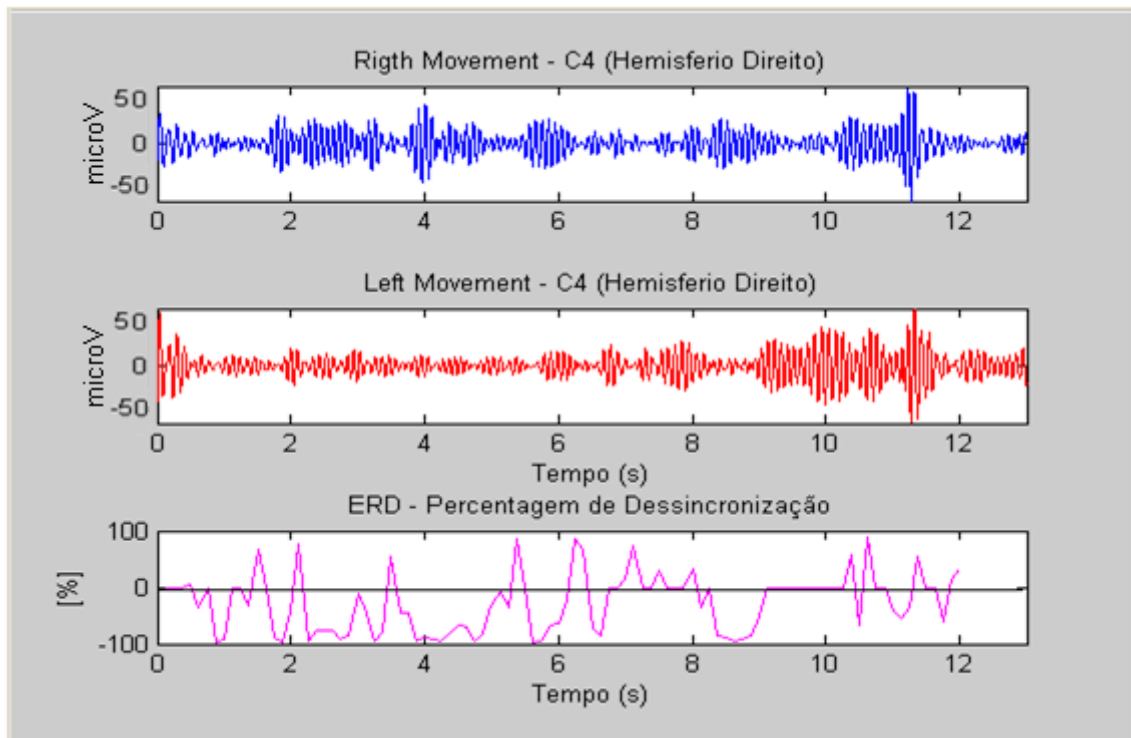


Figura 4-7: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração B.

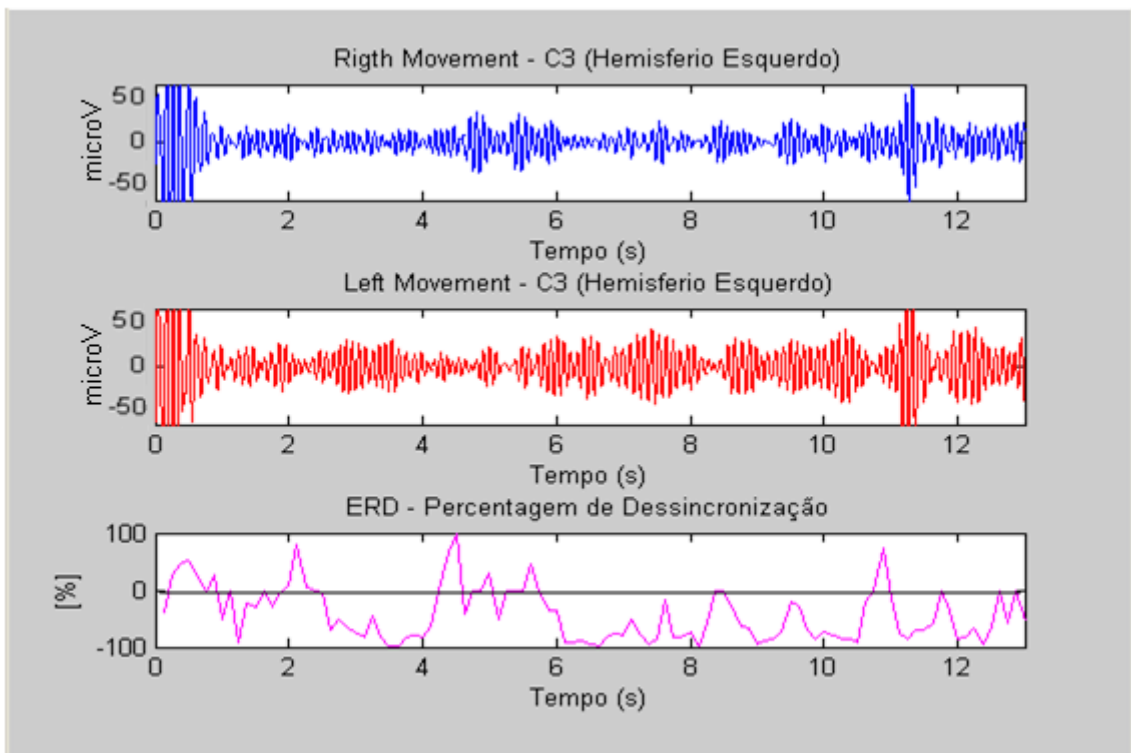


Figura 4-8: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração

B.

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	77	104	74 %
C4	51	104	49%

Tabela 4-2: Percentagem de ERD para a Configuração B.

### Configuração C

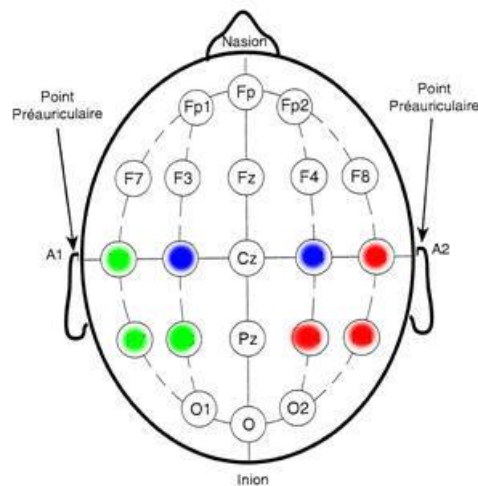


Figura 4-9: Filtragem espacial na configuração C.

### Equações Espaciais Utilizadas Relativas à Configuração C

$$Sinal\_Hem\_Esq(i) = \frac{1}{4} \times [T3(i) + T5(i) + F3(i) + C3(i)] \quad (9)$$

$$Sinal\_Hem\_Dir(i) = \frac{1}{4} \times [T4(i) + T6(i) + F4(i) + C4(i)] \quad (10)$$

i= Amostra do sinal EEG

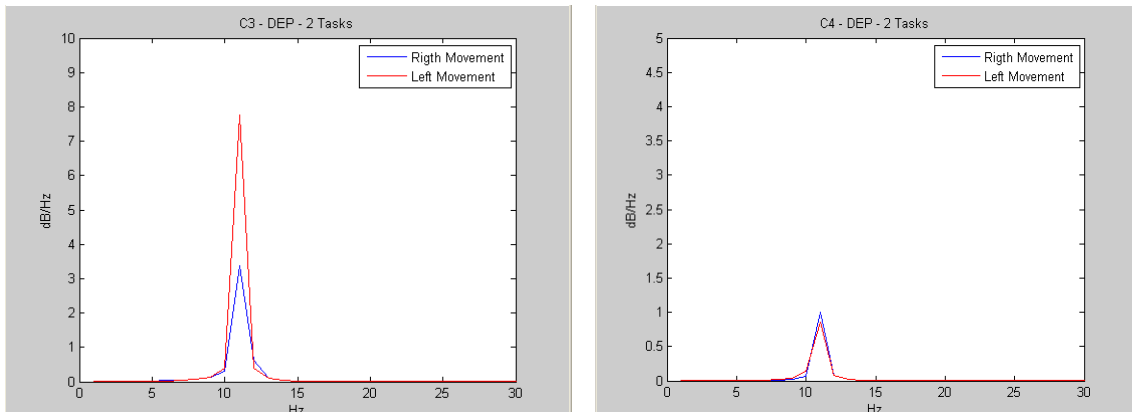


Figura -4-10: DEP relativa a C3 (à esquerda) e C4 (à direita) filtrados espacialmente.

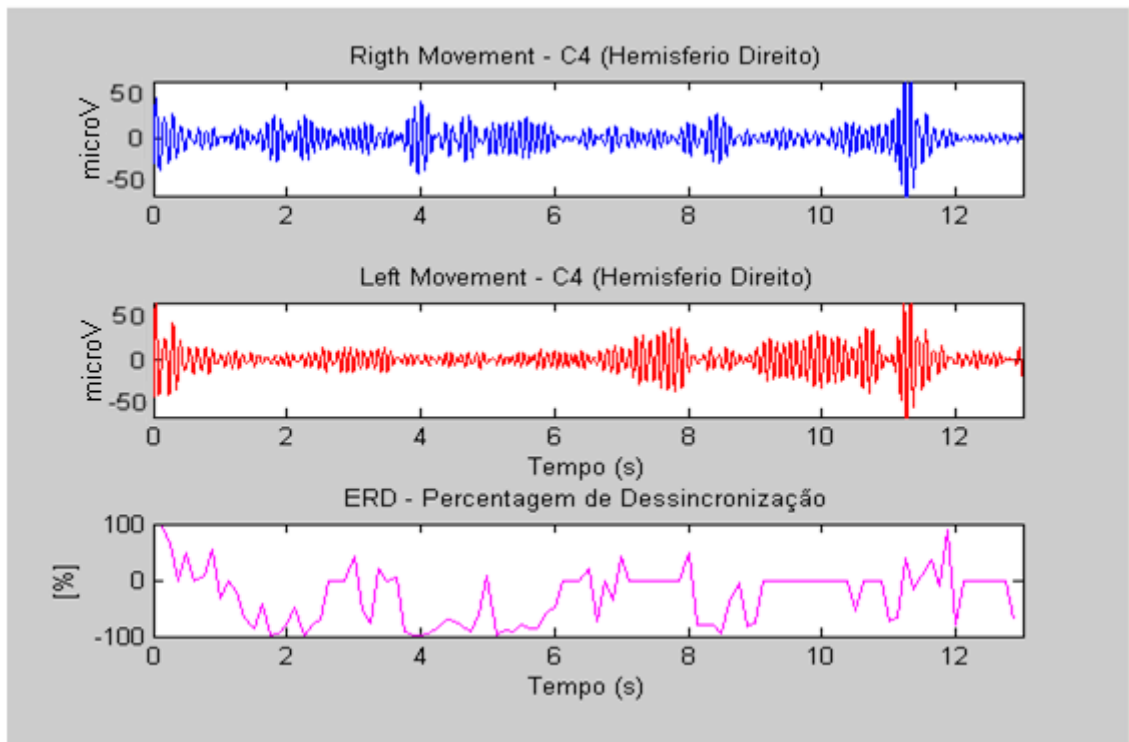


Figura 4-11: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração C.

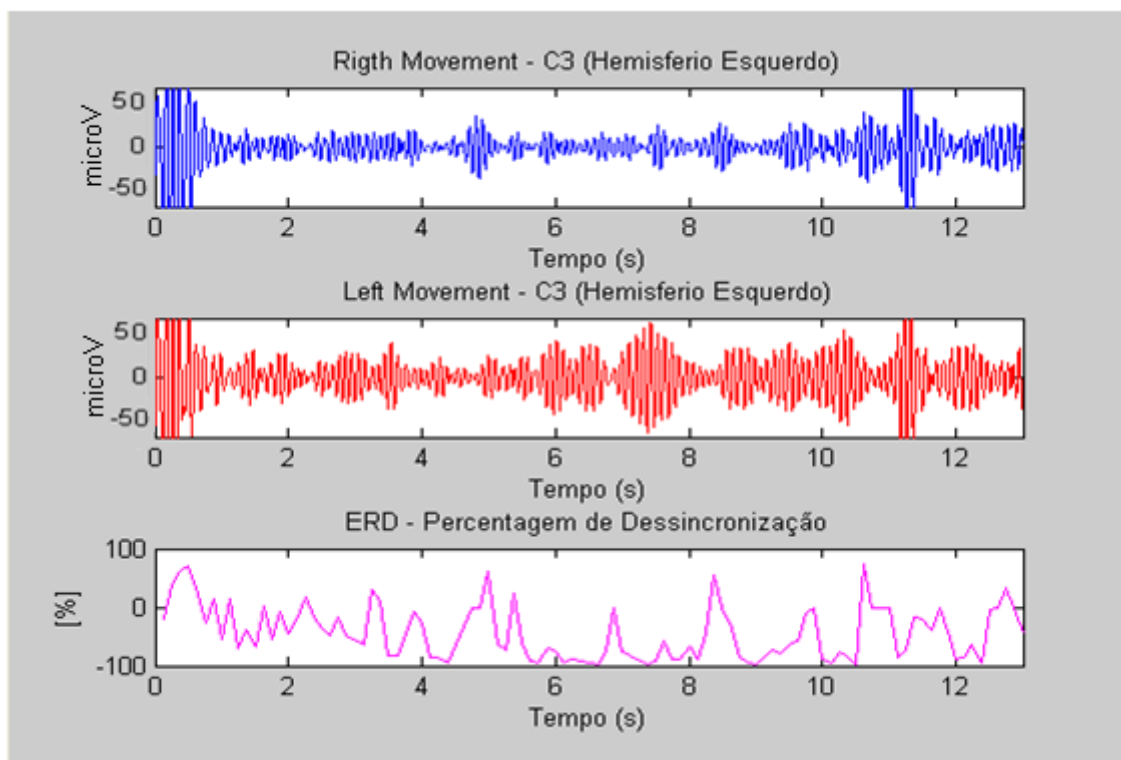


Figura 4-12: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração C.

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	77	104	75 %
C4	50	104	48%

Tabela 4-3: Percentagem de ERD para a Configuração C.

## Configuração D

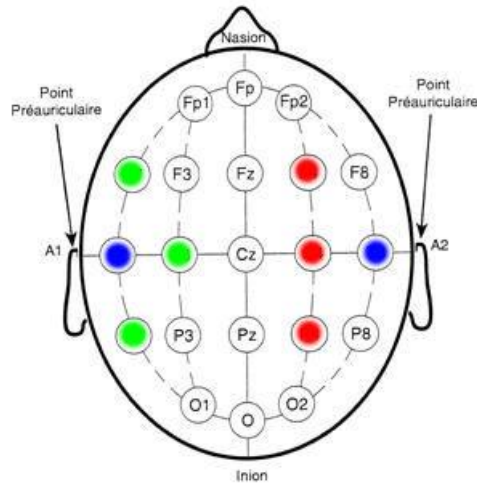


Figura 4-13: Filtragem espacial na configuração D.

### Equações Espaciais Utilizadas Relativas à Configuração D

$$Sinal\_Hem\_Esq(i) = T3(i) - \frac{1}{3} \times [F7(i) + C3(i) + T5(i)] \quad (11)$$

$$Sinal\_Hem\_Dir(i) = T4(i) - \frac{1}{3} \times [F4(i) + P4(i) + C4(i)] \quad (12)$$

i= Amostra do sinal EEG

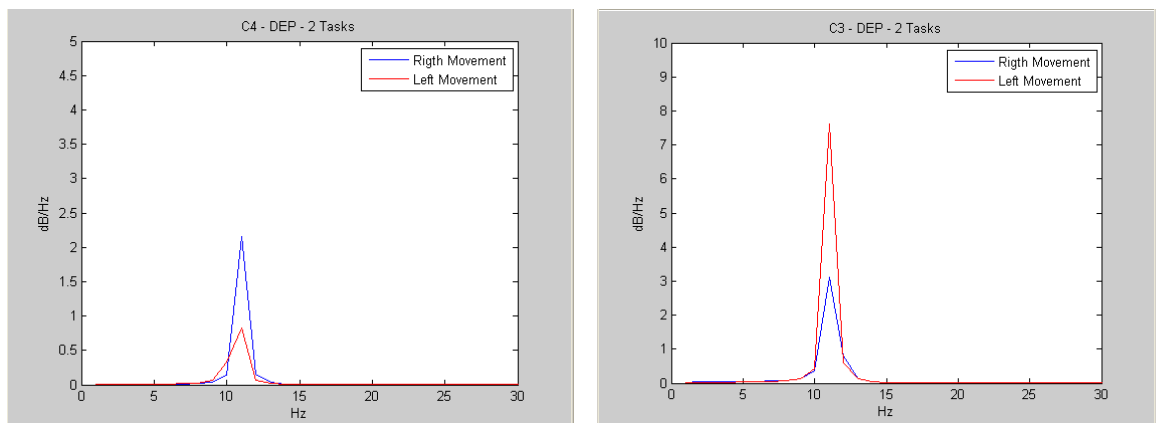


Figura 4-14: DEP relativa ao hemisfério esquerdo (à esquerda) e direito (à direita).

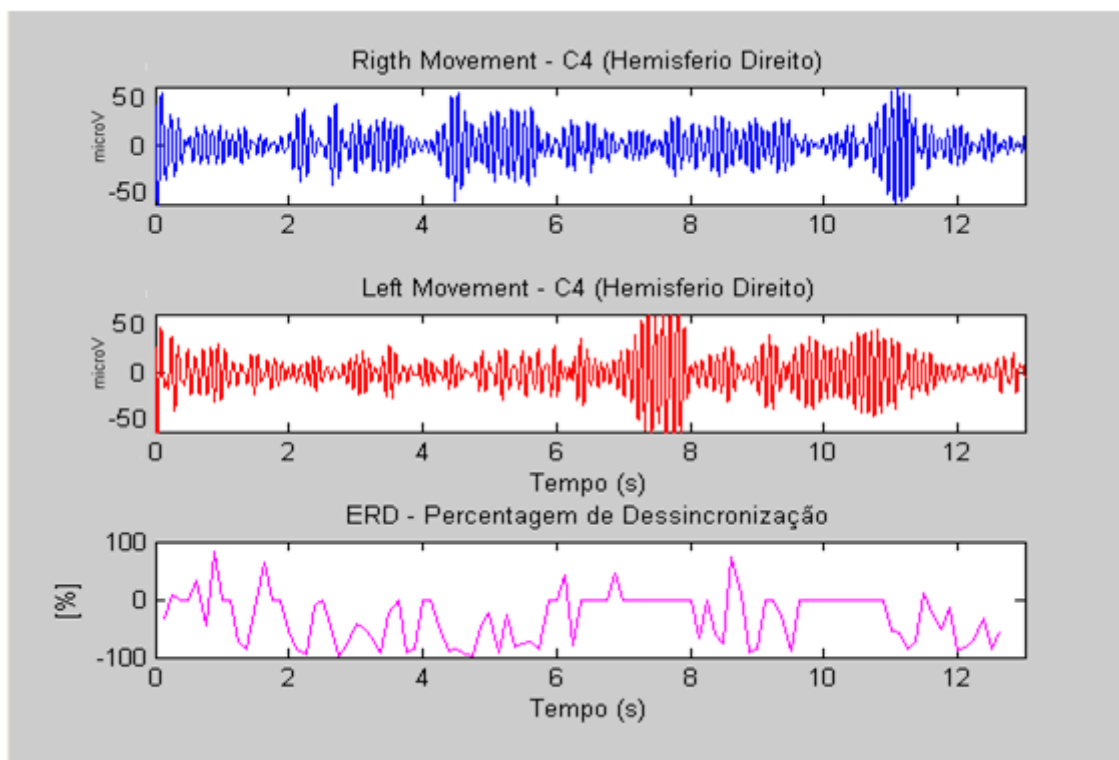


Figura 4-15: ERD para o hemisfério direito relativo à filtragem espacial na configuração D.

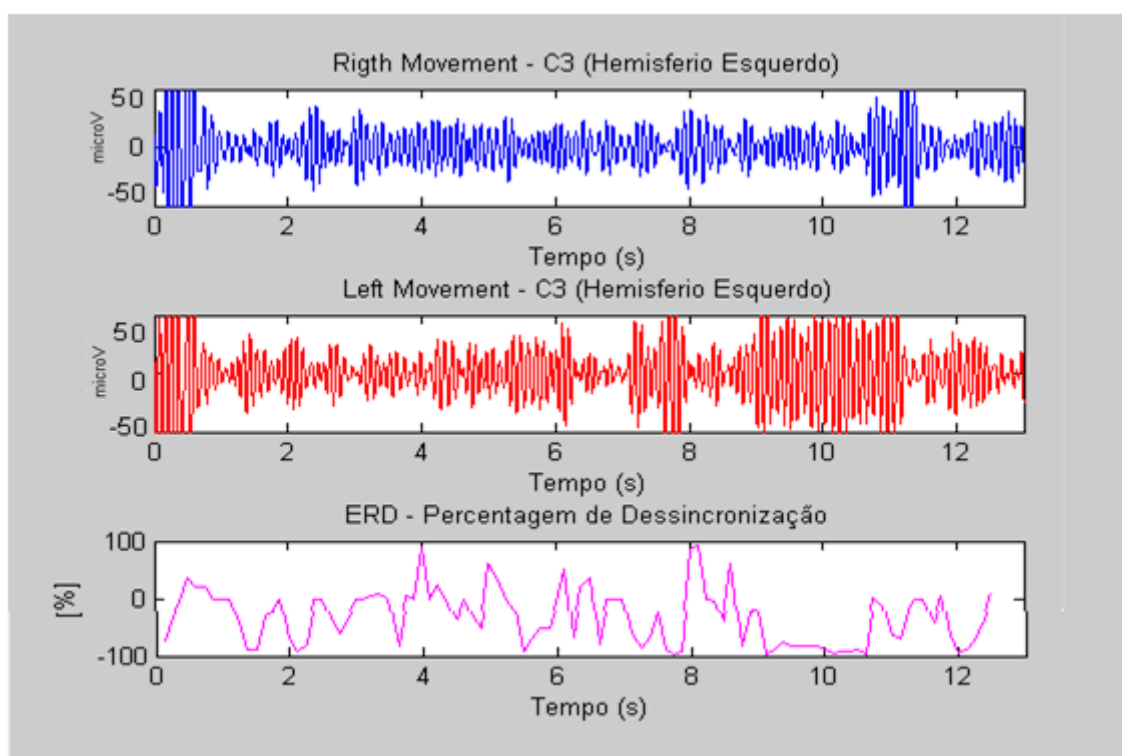


Figura 4-16: ERD para o hemisfério esquerdo relativo à filtragem espacial na configuração D.

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	62	104	60 %
C4	54	104	52%

Tabela 4-4: Percentagem de ERD para a Configuração D.

Em relação à filtragem espacial, a que demonstrou melhores resultados na focalização da actividade eléctrica cerebral e, conseqüentemente, na detecção da dessincronização dos ritmos  $\mu$  foi a filtragem espacial relativa à configuração A. Para qualquer caso de filtragem espacial, um aspecto importante na análise é o facto da dessincronização dos ritmos  $\mu$  se verificar de forma mais preponderante no hemisfério esquerdo de que no hemisfério direito.

O aspecto importante retirado desta análise, é o facto de salientar a importância da colocação e filtragem espacial de cada um dos eléctrodos, em relação ao desempenho global do sistema BCI.

### Segmentação do Sinal

Foi testada a segmentação de dados em quatro casos distintos: blocos de 32, 64, 128 e 256 amostras de sinal. Os restantes dados do sistema são:

- Filtragem espacial da configuração A (Figura 4-1),
- Método Yule-Walker de 4ª ordem.

Os resultados obtidos em termos de ERD são ilustrados de seguida.



## Segmentação em blocos de 32 amostras

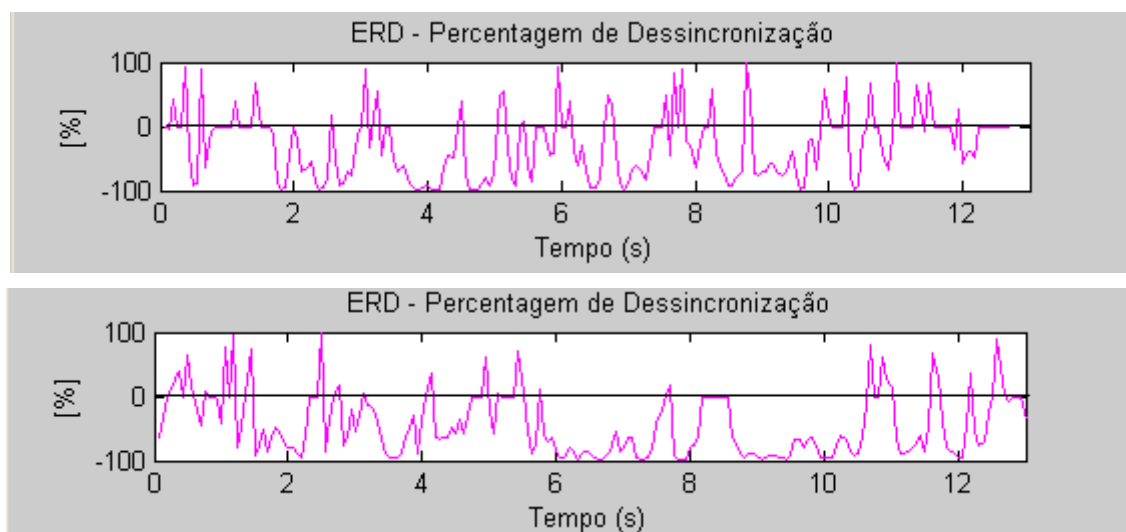


Figura 4-17: ERD para blocos de 32 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	148	208	71 %
C4	118	208	56%

Tabela 4-5: Percentagem de ERD para a Segmentação de Blocos de 32 amostras.

### Segmentação em blocos de 64 amostras

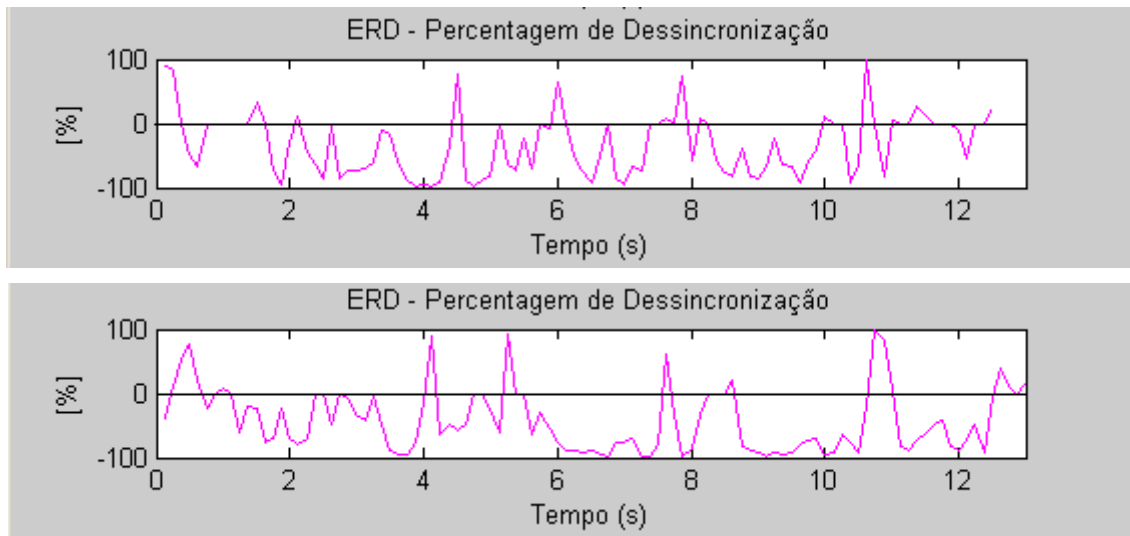


Figura 4-18: ERD para blocos de 64 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	77	100	77 %
C4	59	100	59%

Tabela 4-6: Percentagem de ERD para a Segmentação de Blocos de 64 amostras.

### Segmentação de blocos de 128 amostras

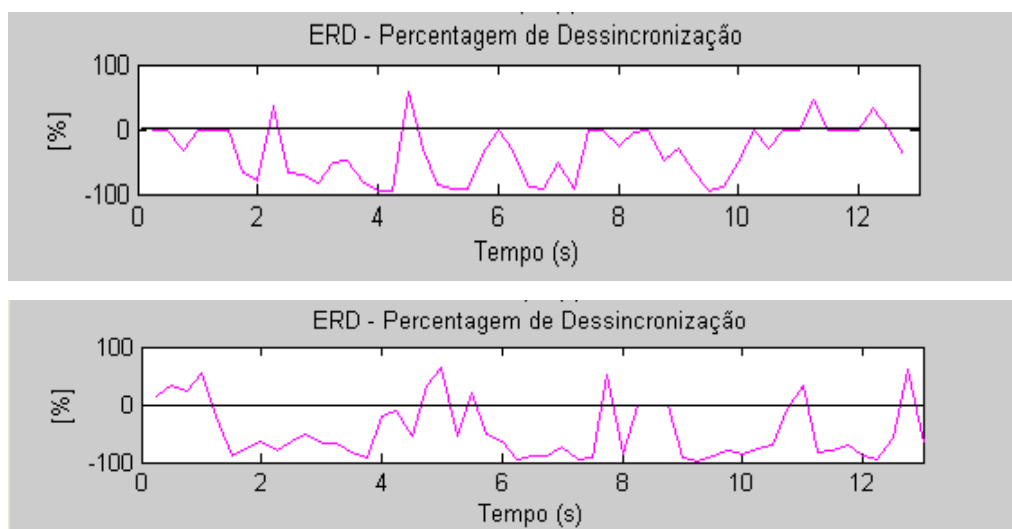


Figura 4-19: ERD para blocos de 128 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo)

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	39	52	75 %
C4	31	52	60%

Tabela 4-7: Percentagem de ERD para a Segmentação de Blocos de 128 amostras.

### Segmentação em blocos de 256 amostras

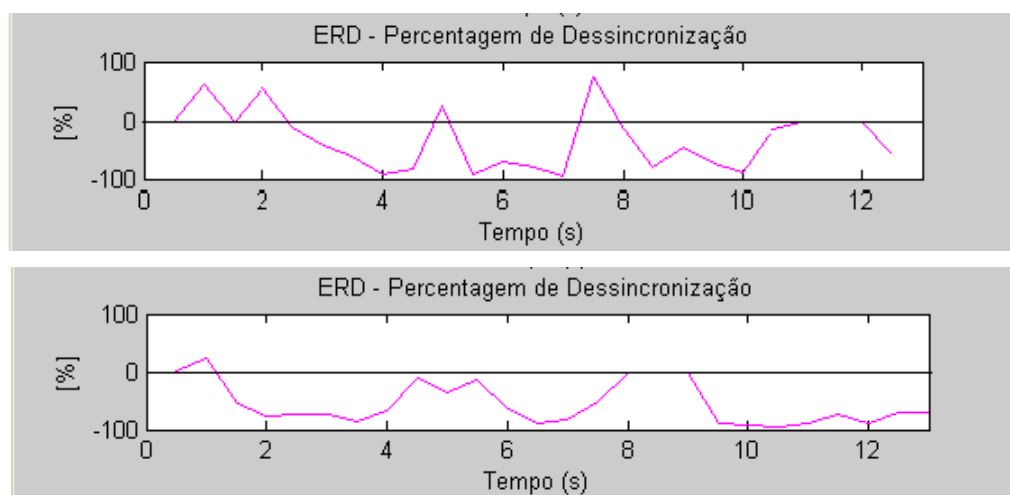


Figura 4-20: ERD para blocos de 256 amostras relativos à filtragem em C4 (em cima) e C3 (em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	22	26	85 %
C4	16	26	62%

Tabela 4-8: Percentagem de ERD para a Segmentação de Blocos de 256 amostras

A variação da percentagem de ERD em função do número de amostras por bloco pode ser consultada na Figura 4-21. Como seria de esperar, o valor de amostras para a segmentação que demonstrou melhores resultados foi a divisão em blocos de 256 amostras. Desta forma, como a janela temporal de análise é maior, o sistema não fica tão susceptível a causalidades no sinal. Com uma segmentação em blocos de 256 amostras, a taxa de classificação e, conseqüentemente, de comandos de saída fica reduzida consideravelmente. É importante verificar a diferença geral de classificação entre os eléctrodos de referência C3 e C4, este facto pode dever-se à imaginação motora relativa à ERD em C3 ser a imaginação motora da mão direita, a mão dominante do sujeito em causa, sendo as tarefas de imaginação motora mais fáceis de praticar.

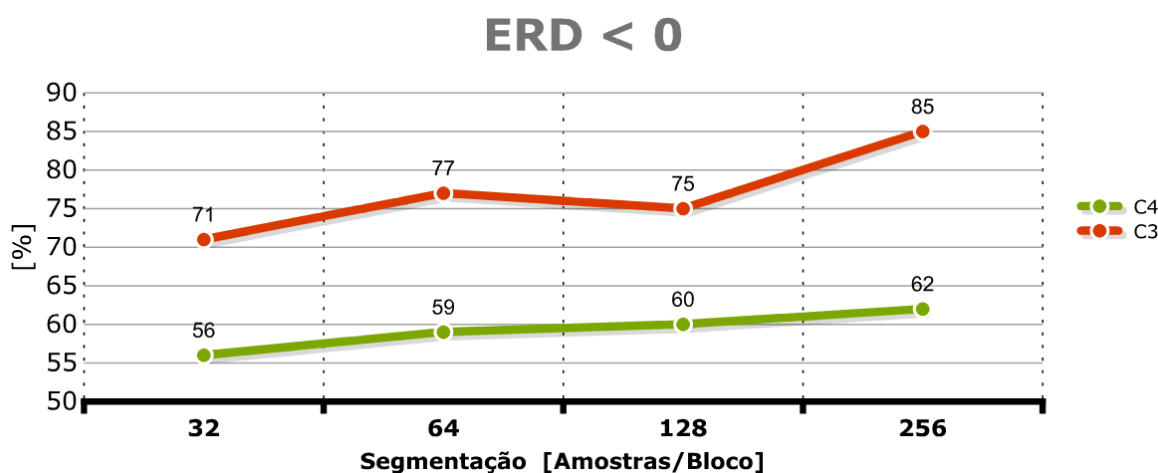


Figura 4-21: Gráfico da variação da percentagem da ERD em função do número de amostras por bloco.

### Análise Espectral

Em relação à análise espectral, foram testados e comparados quatro métodos diferentes: **Yule-Walker**, **Burg**, **Welch** e **Periodograma**. A filtragem espacial utilizada foi, como no caso anterior, a da configuração A, enquanto os blocos sujeitos a análise contêm 256 amostras do sinal.

## Método Yule-Walker

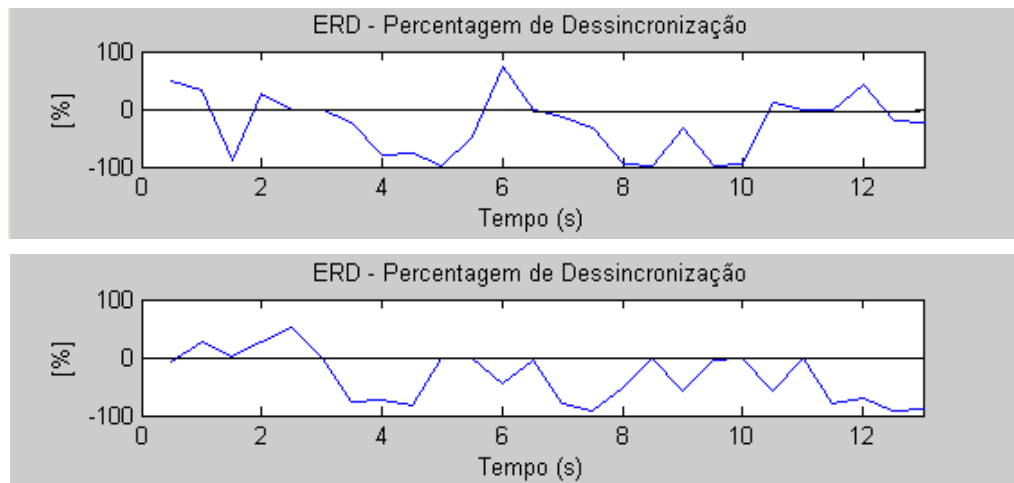


Figura 4-22: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Yule-Walker de ordem 4 (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	32	44	72 %
C4	27	44	61,3%

Tabela 4-9: Percentagem de ERD, para o método DEP Yule-Walker de ordem 4

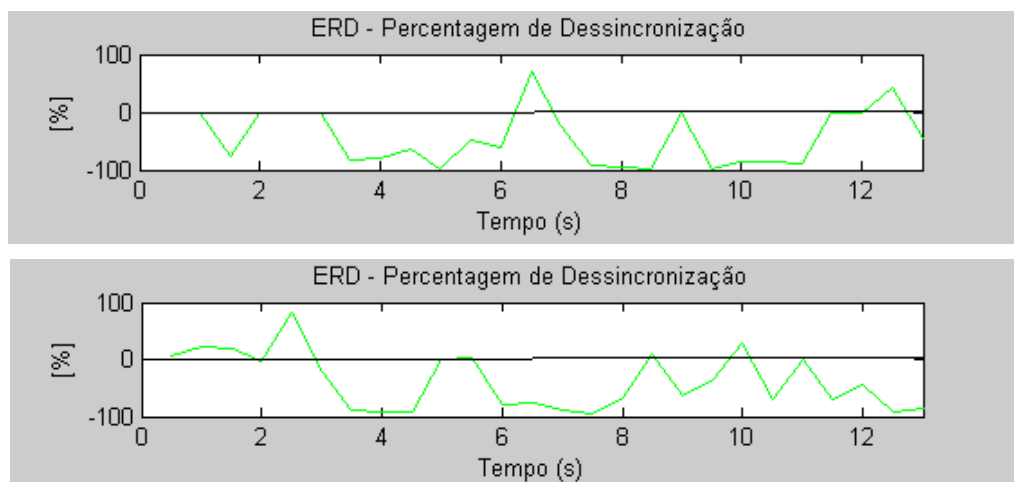


Figura 4-23: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Yule-Walker de ordem 16 (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Samples	Total ERD<0 [%]
C3	35	44	80 %
C4	29	44	66%

Tabela 4-10: Percentagem de ERD, para o método DEP Yule-Walker de ordem 16

### Método de Burg

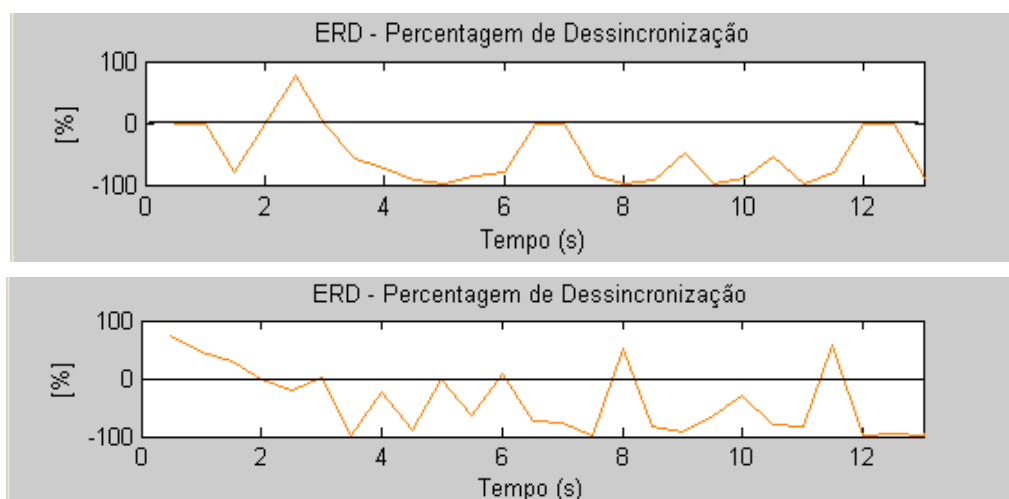


Figura 4-24: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Burg (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	29	44	66 %
C4	31	44	70,5%

Tabela 4-11: Percentagem de ERD, para o método DEP Burg de ordem 4

## Método de Welch

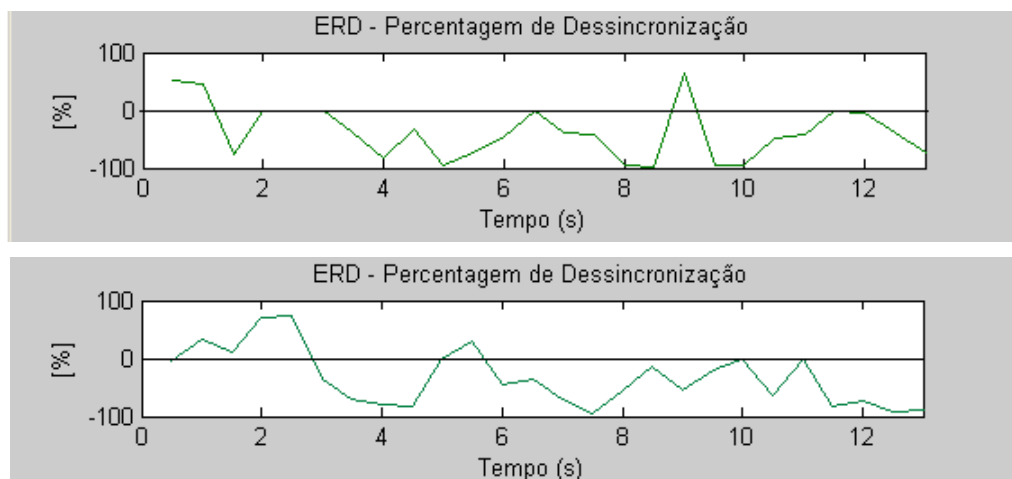


Figura 4-25: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método de Welch (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	32	44	72 %
C4	29	44	66%

Tabela 4-12: Percentagem de ERD, para o método DEP Welch de ordem 4

## Método do Periodograma

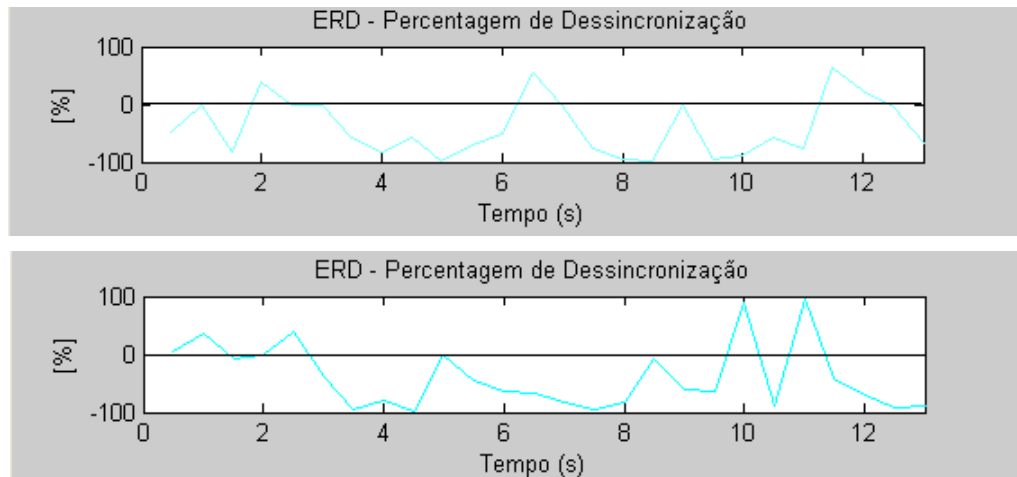


Figura 4-26: ERD obtida através de análise espectral utilizando o método do Periodograma (sinal C4 em cima; sinal C3 em baixo).

Eléctrodo de Referência	ERD<0	ERD Total Samples	ERD<0 [%]
C3	33	44	75 %
C4	30	44	68%

Tabela 4-13: Percentagem de ERD, para o método DEP Periodograma

Como se pode verificar, todos os métodos estão muito aproximados em relação aos resultados obtidos. No entanto, o método que demonstra não só melhores resultados, mas também uma maior coerência entre os valores para C3 e C4 é o método Yule-Walker de 16<sup>a</sup> ordem.



## 4.2 Operação *online*

O utilizador que testou o sistema é do sexo masculino, 26 anos, dextro e participou no teste de forma voluntária. A operação *online* decorreu de acordo com o Procedimento Experimental descrito na Secção 3.8, no ambiente de testes ilustrado na Figura 4-27.



Figura 4-27: Ambiente para realização de testes *online*.

Realizaram-se 7 testes relativos à imaginação motora da mão direita e 7 testes de imaginação motora da mão esquerda. Em cada teste, o objectivo seria controlar o robô Khepera para que, ao fim dos 15 segundos de operação, este se situa-se numa das duas áreas possíveis divididas pela linha azul ilustrada na figura anterior.

Em relação à aquisição da Baseline, foi pedido ao utilizador que efectuasse três tipos diferentes de imaginação motora, as Baselines obtidas estão ilustradas na Figura 4-28 e Figura 4-29.

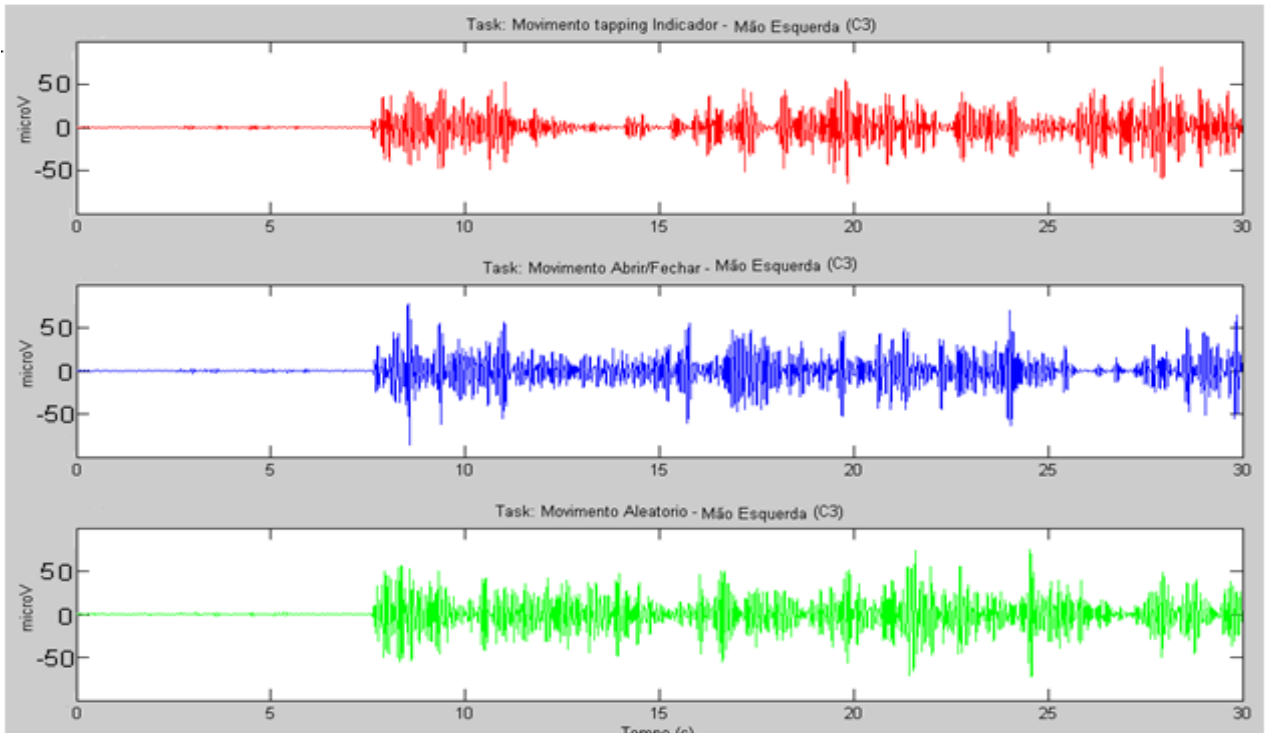


Figura 4-28: Baseline para C3 (Tarefa Efectuada: Imaginação Motora Ipsilateral)

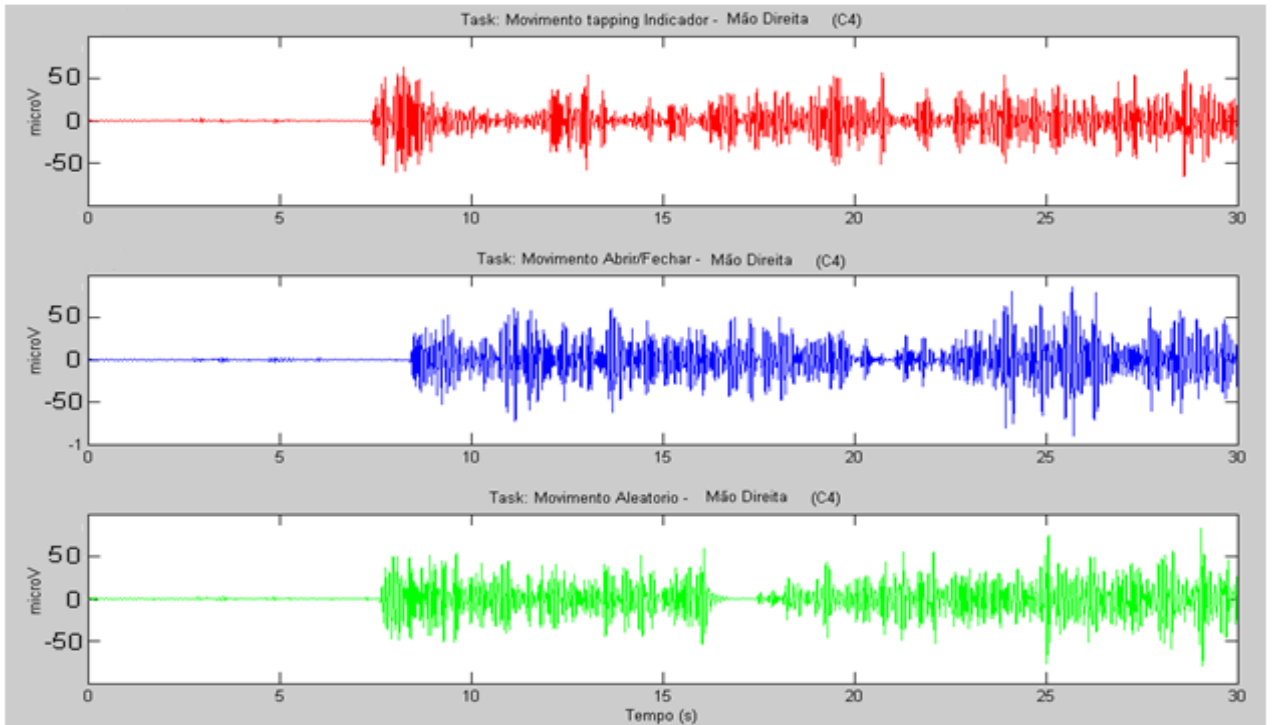


Figura 4-29: Baseline para C4 (Tarefa Efectuada: Imaginação Motora Ipsilateral)

Qualquer uma das Baselines adquiridas demonstra flutuações em amplitude ao longo do tempo, no entanto como os testes online tiveram a duração de 15 segundos, o segmento de comparação da Baseline também serão apenas os primeiros 15 segundos.

A segmentação utilizada para os blocos foi de 128 amostras, representando uma janela temporal de 0,5 s. Desta forma, para 15 segundos de sinal e para uma frequência de amostragem de 256 Hz, temos para cada teste 30 passos de classificação e consequentemente 30 comandos de movimento enviados ao robô Khepera. Os resultados obtidos estão representados na tabela seguinte:

Tipo de Imaginação Motora	Área destino correcta	Tentativas	Sucesso [%]
Mão esquerda	5	7	71,4 %
Mão direita	4	7	57 %

**Tabela 4-14: Classificação obtida para os testes *online***

O utilizador demonstrou satisfação por utilizar o sistema, tendo-se verificado um incremento na sua taxa de sucesso ao longo da sucessão de testes efectuados. Foi a primeira vez que tinha efectuado tarefas de imaginação motora e passadas quatro tentativas já tinha adquirido formas de alcançar melhores resultados no controlo do sistema.

Uma experiência interessante para a compreensão do controlo dos ritmos cerebrais, será analisar ao longo de sessões de teste contínuas, durante três dias, a evolução temporal da taxa de sucesso do utilizador no controlo do sistema.

É trivial verificar que este conjunto de testes, não validam o sistema de forma inequívoca, no entanto, o sistema à data da realização dos testes encontrava-se numa fase de finalização do protótipo e dessa forma estes resultados são promissores em relação a optimizações futuras.



# 5 Conclusões

## 5.1 Discussão dos Resultados

É importante verificar-se que o sistema BCI foi desenvolvido de raiz. O planeamento inclui um extenso estudo da arte por forma a perceber quais os paradigmas que se adequavam melhor ao objectivo do sistema a implementar e o tipo de plataforma de desenvolvimento que se adequa melhor à necessária modificabilidade e versatilidade de um sistema BCI. O período que inclui o planeamento do sistema foi significativo, no entanto, essencial ao desenrolar temporal do processo de desenvolvimento que se verifica até ao tempo presente.

O robô Khepera demonstrou-se uma ferramenta que permitiu explorar todas as potencialidades do sistema BCI. O sistema desenvolvido é modular, desta forma, a partir das saídas do classificador é possível construir uma nova aplicação, bastando apenas implementar o respectivo módulo de saída.

Esta abordagem permitiu de uma forma relativamente rápida, construir um conjunto de quatro blocos de saída para este projecto, cada um com um objectivo diferente, este facto demonstra o sistema IEETA BCI como um sistema versátil e com várias potencialidades de implementação futura.

A grande limitação na implementação de um sistema BCI deve-se a que, como depende fortemente do utilizador exija uma quantidade significativa de testes para se efectuarem optimizações bloco a bloco. Esta contrariedade pode ser minimizada com a análise *offline* dos dados obtidos. Como essa análise é efectuada na mesma plataforma que o sistema *online*, os resultados e respectivas conclusões são directamente aplicáveis.

O utilizador voluntário que testou o sistema desenvolveu, em cerca de 10 tentativas, técnicas próprias que lhe permitiram o melhor controlo dos seus ritmos cerebrais. O treino num sistema deste tipo é essencial, visto que é pedido aos utilizadores que controlem os seus ritmos cerebrais, algo inédito para eles até à data e comprovado pela evolução da sua performance ao longo dos trials.

## 5.2 Desenvolvimentos Futuros

### 5.2.1 Perspectivas de Optimização

O desenvolvimento futuro de um sistema BCI passa por descobrir novos ritmos cerebrais controláveis, esta descoberta consiste essencialmente no extenso estudo da neurofisiologia em particular da actividade rítmica cerebral e na sua transposição para um sistema BCI.

A nível do biofeedback, uma forma de tornar o treino dos ritmos cerebrais menos desgastante intelectualmente seria implementar um jogo do tipo Pong como ambiente gráfico de controlo, desta forma, com um objectivo lúdico o utilizador abstrai-se do ambiente de desenvolvimento científico envolvente que sugere uma pressão desnecessária produzindo assim melhores resultados.

A aplicação real com maior paralelismo com o objectivo deste projecto, é sem dúvida o desenvolvimento de uma cadeira de rodas controlada através das mesmas tarefas mentais. No entanto para este caso, o EEG como único meio de aquisição é limitado, devido ao facto de implicar uma carga de processamento de sinal elevada e de ser facilmente afectado por artefactos que levam a que o utilizador tenha sempre de estar na sua concentração máxima para poder controlar os ritmos cerebrais.

A solução a este problema poderá estar no uso de eléctrodos intra-corticais (ECoG) para aquisição dos ritmos cerebrais, desta forma parte do processamento do sinal deixa de ser necessário e o esforço do utilizador para controlar os ritmos é diminuído consideravelmente [51].

Os utilizadores alvo desta aplicação, são pessoas cujas capacidades motoras estão diminuídas consideravelmente, ao contrário do que ocorre com o utilizador que testou o sistema BCI online, estes não têm nenhuma restrição no que toca à imaginação ou realização da tarefa mental pedida. Assim a tentativa de mexer uma mão resultará numa atenuação mais acentuada dos ritmos  $\mu$ , o que resultará em uma mais fácil classificação e conseqüentemente uma maior facilidade de controlo do sistema.

A nível do sinal adquirido, além dos eléctrodos intra-corticais, outras possibilidades podem ser utilizadas em complemento, como é o caso do EMG. Modificar o bloco de entrada para permitir a análise de dados de EMG com dados de EEG pode levar a um considerável aumento de performance.

### 5.2.2 Imaginação Motora, uma Análise fMRI-BOLD

A importância dos dados fMRI-BOLD no contexto de um sistema BCI é crucial, visto que permite determinar concretamente qual a melhor localização dos eléctrodos e a sua filtragem espacial.

Adquirindo apenas o sinal proveniente dos eléctrodos localizados no escalpe referente às zonas corticais activas, identificadas para o utilizador através da técnica de imagiologia fMRI-BOLD, é possível reduzir uma variedade de actividade parasita que não está relacionada com a estimulação proporcionada pela tarefa executada, otimizando a relação sinal-ruído.

Dessa forma, através de um estudo paralelo a este projecto, pretendeu-se estudar quais as áreas corticais activas e para que tipo de tarefas de imaginação motora. Foram efectuadas duas experiências *fMRI* em dois sujeitos, X e Y com idades de 23 e 25 anos respectivamente. Ambos os sujeitos eram dextros. O utilizador X era um utilizador experiente com as tarefas de imaginação motora, ao contrário do utilizador Y, ao qual tinha sido pedida pela primeira vez que efectuasse tal tarefa.

#### Sujeito X

O Sujeito X além de efectuar as tarefas de imaginação motora, efectuou também uma tarefa de *finger tapping* real. A tarefa de execução motora real dividia-se em 5 tentativas com duração de 30 segundos cada, em que era pedido ao utilizador que efectua-se um movimento ascendente e descendente com o dedo ver (Figura 5-1).



Figura 5-1: Execução do Movimento Finger Tapping

O sujeito recebia a ordem através de um auricular dentro do dispositivo MRI. Cada teste de estímulo era intercalado por uma condição de *baseline* de duração de 30 segundos em que se pedia ao sujeito apenas relaxamento.

Através da análise BOLD da Figura 5-2, pode verificar-se uma maior intensidade na activação do córtex motor primário (M1) e na área sensorial anexa (SMC). É interessante verificar que a zona activa corresponde à área que segundo o Homunculus motor (Figura 2-3) é responsável pelo controlo motor da mão. Na área sensorial, a activação é mais generalizada, no entanto, segundo o Homunculus sensorial, a área sensorial estimulada também corresponde à zona da mão.

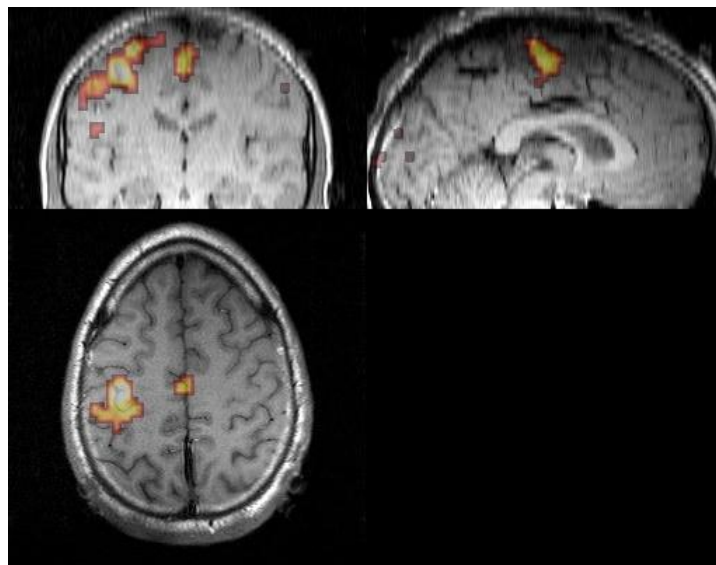


Figura 5-2: Análise fMRI-BOLD para a execução real da tarefa motora *finger tapping*



Como o movimento simples de um dedo se trata de um acto motor simples, estes dados confirmam, como foi dito anteriormente, as áreas M1, SMA e SMC como responsáveis pela execução do movimento motor

Em relação às tarefas de imaginação motora, o protocolo é semelhante ao da execução real do movimento. Era pedido ao sujeito através de uma ordem oral que iniciasse a imaginação motora. Foram efectuadas 5 tentativas de 30 segundos cada, intercaladas com a condição de *baseline* onde era pedido ao utilizador que permanecesse relaxado, também com a duração de 30 segundos cada.

A ausência de movimento no dedo foi controlada através da câmara presente na MRI. A presença da câmara permitiu dessa forma verificar a inexistência de movimento ou reflexos musculares para ambos os utilizadores nas 5 tentativas efectuadas.

Como se pode verificar pela Figura 5-3 , a distribuição da actividade neuronal é muito mais generalizada quando em comparação com a tarefa que implicava a execução do movimento. As zonas corticais activadas para a imaginação motora efectuada pelo sujeito X são a área suplementar motora (SMA), o córtex pré-motor (PMC), o córtex motor primário (M1), a área sensorial motora (SMC) e o córtex parietal posterior (PPC). Através da descrição do sujeito X é possível especificar a imaginação motora praticada como um misto entre visualização e representação cinética do movimento. Como se trata de uma mistura entre diferentes tipos de imaginação motora, existe uma maior generalização das zonas activas.

É importante verificar a contralateralidade das activações. Este facto é de crucial importante para o sistema BCI em causa, que discrimina entre tarefas motoras da mão direita e esquerda.

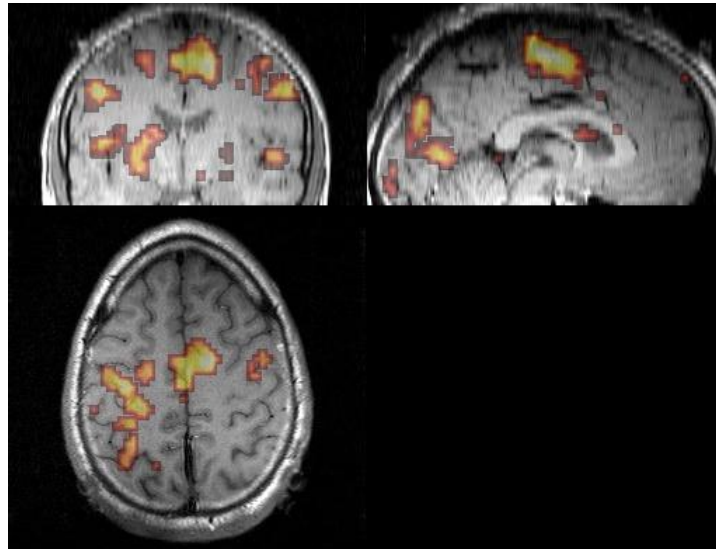


Figura 5-3: Análise BOLD para a tarefa de imaginação motora efectuada pelo sujeito X

A análise efectuada anteriormente ao tipo de imaginação motora praticada, vai de encontro com a descrição da tarefa efectuada pelo sujeito e está de acordo com a literatura existente (ver secção 2.1.2)

### Sujeito Y

A análise BOLD-fMRI para o sujeito Y, revela apenas uma ligeira activação no córtex sensoriomotor (SMC). Como se pode verificar, nenhuma das áreas corticais que anteriormente foram descritas como responsáveis pelos vários tipos de imaginação motora estão activas.

A diminuída actividade neuronal, deve-se ao facto do sujeito Y ser inexperiente nas tarefas de imaginação motora, e ao tentar efectuar a tarefa de imaginação motora, inibindo o movimento do dedo, o sujeito Y está apenas a fazer uma aquisição cinética do movimento e não uma tarefa de imaginação motora propriamente dita. Esta análise também vai de encontro com a descrição dada pelo sujeito Y. Segundo ele, a tarefa de imaginação motora efectuada foi uma tentativa de induzir o movimento sem nunca o efectuar. Enunciou também que não efectuou nenhuma visualização do movimento motor.

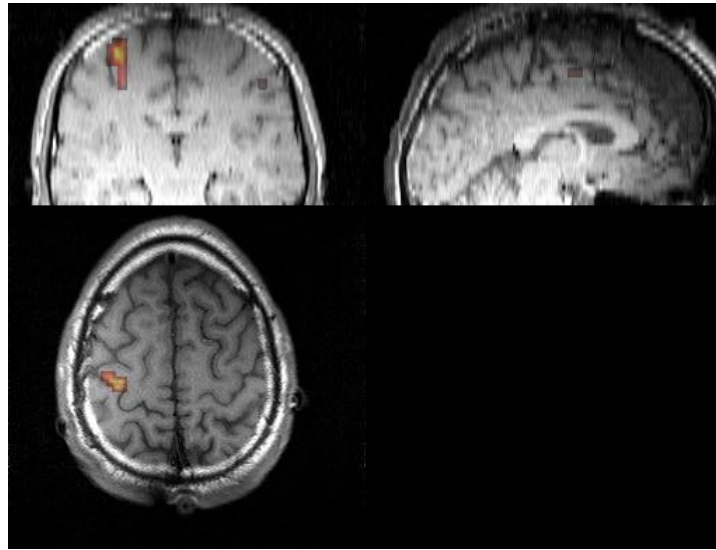


Figura 5-4: Análise BOLD para a tarefa de imaginação motora efectuada pelo sujeito Y

Apesar do facto da actividade cortical ser reduzida, é importante verificar que também neste caso se verifica a contralateralidade da activação em relação à tarefa.

Como se pode verificar através das Figura 5-3 e Figura 5-4, a mesma instrução para efectuar a tarefa de imaginação motora (*finger tapping imagery*) resultam em activações corticais bastantes distintas. Um maior número de dados BOLD para diferentes sujeitos é desejável, no entanto através das assumpções teóricas e resultados práticos obtidos, é seguro afirmar que um conjunto de localização fixo para os eléctrodos, independente do utilizador e das distintas possibilidades de efectuar a imaginação motora irá levar a um sinal conjunto contaminado por um número maior de componentes parasitas. Este sinal contaminado, por sua vez, irá fazer com que o sistema BCI tenha um maior peso na componente de processamento do sinal e classificador de forma a atingir uma percentagem de classificação que torne o sistema viável.

No contexto actual da investigação das interfaces Cérebro-Computador, um número considerável de sistemas BCI de tipo não invasivo, usa uma topologia de colocação fixa dos eléctrodos, não existindo uma discriminação entre os diferentes tipos de imaginação motora. Através dos dados BOLD obtidos, e considerando que mais testes são necessários, considera-se uma especificação

do tipo de imaginação motora e filtragem espacial dos eléctrodos para cada utilizador, crucial no desempenho do sistema.

Propõe-se como trabalho futuro a correlação das diferentes técnicas de EEG e fMRI com os diferentes tipos de imaginação motora, por forma a comprovar a assumpção teórica de que um conjunto de localização fixo de eléctrodos, independentemente do utilizador, do tipo de tarefa de imaginação motora efectuada e da sua experiência pode levar a componentes de sinal difusas que terão de ser compensadas através de uma maior carga a nível do pós-processamento do sistema.

## 6 Referências

1. Howard, T., *Beyond the Big Barrier*, in *Personal Computer World*. 1996.
2. Nudo, R.J., *Adaptive plasticity in motor cortex: implications for rehabilitation after brain injury*. *J Rehabil Med*, 2003(41 Suppl): p. 7-10.
3. Duffau, H., *Brain plasticity and tumors*. *Adv Tech Stand Neurosurg*, 2008. **33**: p. 3-33.
4. Sherwood, C.C., et al., *Evolution of increased glia-neuron ratios in the human frontal cortex*. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 2006. **103**(37): p. 13606-11.
5. Lotze, M., et al., *Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study*. *J Cogn Neurosci*, 1999. **11**(5): p. 491-501.
6. Kasess, C.H., et al., *The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling*. *Neuroimage*, 2008. **40**(2): p. 828-37.
7. Hoshi, E. and J. Tanji, *Distinctions between dorsal and ventral premotor areas: anatomical connectivity and functional properties*. *Curr Opin Neurobiol*, 2007. **17**(2): p. 234-42.
8. Hoshi, E. and J. Tanji, *Differential involvement of neurons in the dorsal and ventral premotor cortex during processing of visual signals for action planning*. *J Neurophysiol*, 2006. **95**(6): p. 3596-616.
9. Chung, G.H., et al., *Functional heterogeneity of the supplementary motor area*. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2005. **26**(7): p. 1819-23.
10. Lee, D., *To touch or not to touch: posterior parietal cortex and voluntary behavior*. *Neuron*, 2007. **56**(3): p. 419-21.

11. Scherberger, H. and R.A. Andersen, *Target selection signals for arm reaching in the posterior parietal cortex*. J Neurosci, 2007. **27**(8): p. 2001-12.
12. Rizzolatti, G., et al., *Premotor cortex and the recognition of motor actions*. Brain Res Cogn Brain Res, 1996. **3**(2): p. 131-41.
13. Wang, M.H., et al., [*Functional magnetic resonance imaging of whole brain related to motor preparation and execution*]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2007. **87**(14): p. 971-4.
14. Glicksman, D.H. *Wired for Much More than Sound*. [cited; Available from: [http://www.arn.org/docs/glicksman/eyw\\_050701.htm](http://www.arn.org/docs/glicksman/eyw_050701.htm)].
15. Jeannerod, M., *The Representing Brain: Neural Correlates of Motor Intention and Imagery*. Behavioral and Brain Sciences, 1994(17): p. 187-245.
16. Roth, M., et al., *Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study*. Neuroreport, 1996. **7**(7): p. 1280-4.
17. Porro, C.A., et al., *Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study*. J Neurosci, 1996. **16**(23): p. 7688-98.
18. Pineda, J.A., *The functional significance of mu rhythms: translating "seeing" and "hearing" into "doing"*. Brain Res Brain Res Rev, 2005. **50**(1): p. 57-68.
19. Muthukumaraswamy, S.D., B.W. Johnson, and N.A. McNair, *Mu rhythm modulation during observation of an object-directed grasp*. Brain Res Cogn Brain Res, 2004. **19**(2): p. 195-201.
20. Buccino, G., F. Binkofski, and L. Riggio, *The mirror neuron system and action recognition*. Brain Lang, 2004. **89**(2): p. 370-6.
21. Lametti, D.R. and A.A. Mattar, *Mirror neurons and the lateralization of human language*. J Neurosci, 2006. **26**(25): p. 6666-7.

22. Caton, R., *The electrical currents of the Brain*. Journal 2, 1875: p. 278.
23. Chudler, E.H. *Neuroscience For Kids*. 2007 [cited; Available from: <http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html>].
24. Dale Purves, G.J.A., David Fitzpatrick, William C. Hall, Anthony-Samuel LaMantia, James O. McNamara, and Leonard E. White, *Neuroscience*. Fourth ed, ed. O.U. Press. 2008, New York. 857.
25. Niedermeyer, E. and F.L.d. Silva, *Electroencephalography*, ed. U&S. 1982, Baltimore-Munich.
26. Kozelka, J.W. and T.A. Pedley, *Beta and mu rhythms*. J Clin Neurophysiol, 1990. **7**(2): p. 191-207.
27. Arroyo, S., et al., *Functional significance of the mu rhythm of human cortex: an electrophysiologic study with subdural electrodes*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1993. **87**(3): p. 76-87.
28. Pineda, J.A., B.Z. Allison, and A. Vankov, *The effects of self-movement, observation, and imagination on mu rhythms and readiness potentials (RP's): toward a brain-computer interface (BCI)*. IEEE Trans Rehabil Eng, 2000. **8**(2): p. 219-22.
29. Pfurtscheller, G. and R. Cooper, *Frequency dependence of the transmission of the EEG from cortex to scalp*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1975. **38**(1): p. 93-6.
30. Hjorth, B., *Principles for transformation of scalp EEG from potential field into source distribution*. J Clin Neurophysiol, 1991. **8**(4): p. 391-6.
31. Zarahn, E., *Spatial localization and resolution of BOLD fMRI*. Curr Opin Neurobiol, 2001. **11**(2): p. 209-12.
32. Bandettini, P.A. and R.W. Cox, *Event-related fMRI contrast when using constant interstimulus interval: theory and experiment*. Magn Reson Med, 2000. **43**(4): p. 540-8.

33. Arthurs, O.J. and S. Boniface, *How well do we understand the neural origins of the fMRI BOLD signal?* Trends Neurosci, 2002. **25**(1): p. 27-31.
34. Weiskopf, N., et al., *Principles of a brain-computer interface (BCI) based on real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI)*. IEEE Trans Biomed Eng, 2004. **51**(6): p. 966-70.
35. Graimann, B., et al. *Detection of ERP and ERD/ERS patterns in single ECoG channels*  
*Detection of ERP and ERD/ERS patterns in single ECoG channels*. in *Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on*. 2003.
36. Wolpaw, J.R., et al., *Brain-computer interface research at the Wadsworth Center*  
*Brain-computer interface research at the Wadsworth Center*. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation, 2000. **8**(2): p. 222-226.
37. Wolpaw, J.R., et al., *The Wadsworth Center brain-computer interface (BCI) research and development program*  
*The Wadsworth Center brain-computer interface (BCI) research and development program*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering], 2003. **11**(2): p. 1-4.
38. Vaughan, T.M., et al., *The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI*  
*The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering], 2006. **14**(2): p. 229-233.
39. Pfurtscheller, G., et al., *15 years of BCI research at graz university of technology: current projects*



- 15 years of BCI research at graz university of technology: current projects.* Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering], 2006. **14**(2): p. 205-210.
40. Roberts, S.J. and W.D. Penny, *Real-time brain-computer interfacing: a preliminary study using Bayesian learning.* Med Biol Eng Comput, 2000. **38**(1): p. 56-61.
41. Jos, et al., *Brain-actuated interaction.* 2004, Elsevier Science Publishers Ltd. p. 241-259.
42. Schalk, G., et al., *BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system*  
*BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system.* Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2004. **51**(6): p. 1034-1043.
43. Harman, T.L. and J.B. Dabney, *Mastering Simulink.* 2003: Prentice Hall. 400.
44. Lifelines (2004) *Trackit Specifications. Volume,*
45. Stavrinou, M.L., et al., *Evaluation of cortical connectivity during real and imagined rhythmic finger tapping.* Brain Topogr, 2007. **19**(3): p. 137-45.
46. Fecteau, S., M. Lassonde, and H. Theoret, *Modulation of motor cortex excitability during action observation in disconnected hemispheres.* Neuroreport, 2005. **16**(14): p. 1591-4.
47. Gomes, L.C., *Brainware: Interação com Ambientes Multimédia através da Actividade Cerebral,* in *DETI.* 2007, Universidade Aveiro: Aveiro.
48. Kay, S.M., *Modern Spectral Estimation: Theory and Application.* 1998, Englewood Cliffs: Prentice-Hall.
49. K-Team, S.A., *Khepera- User Manual.* 2002.
50. *Dataset V for The BCI Competition IIII.* [cited; Available from: [http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition\\_iii/desc\\_V.html](http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition_iii/desc_V.html)].

51. Leuthardt, E.C., et al., *A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans*. J Neural Eng, 2004. 1(2): p. 63-71.