



**Diogo André da Silva Braga**

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

**Testes de otimização no estudo da relação entre sinais de  
EEG e EMG em tarefas motoras**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre  
em Engenharia Biomédica

Orientador: Carla Quintão, Professora Auxiliar, FCT-UNL

Co-orientador: Ricardo Vigário, Libphys, FCT-UNL

Júri

Presidente: Doutora Célia Maria Reis Henriques

Arguente: Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira

Vogal: Doutora Carla Maria Quintão Pereira



**Testes de optimização no estudo da relação entre sinais de EEG e EMG em tarefas motoras**

Copyright © Diogo André da Silva Braga, Faculdade de Ciências e Tecnologia,  
Universidade Nova de Lisboa

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



*“Aprende a viver o tempo que te foi dado.”*

Dário Fo, Prémio Nobel da Literatura, 1997



## Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à, minha orientadora, Professora Carla Quintão, por toda a dedicação, atenção e por ter partilhado comigo o seu conhecimento, mas principalmente pelo bom humor. Um agradecimento especial ao, meu co-orientador, Ricardo Vigário, por estar sempre disponível a ajudar e ter sempre uma sugestão.

Um agradecimento especial a todos os que fazem parte do *Journal Club*. No meio de gomas, análise/troca de artigos e discussão dos trabalhos, foi sem dúvida uma escapatória à rotina e uma maneira descontraída de terminar a semana.

Quero também agradecer ao professor José Ferreira, pela ajuda com a adaptação do êmbolo, ao professor Raul Rato e à equipa do departamento de neurofisiologia do Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, por terem ajudado na aquisição dos sinais electrofisiológicos.

Gostaria também de agradecer aos meus amigos açorianos e aos que fiz durante a faculdade, por me mostrarem que os amigos é a família que escolhemos.

Por último, um agradecimento especial aos meus pais, irmão e avó, pelo seu apoio incondicional, motivação e paciência.



## Resumo

É bem conhecida a relação entre a actividade cerebral e a actividade motora, havendo evidências que essa relação poderá revelar-se através de actividade eléctrica síncrona medida ao nível do escalpe (electroencefalografia -EEG) e do músculo (electromiografia -EMG).

Neste trabalho, propôs-se avaliar o efeito do controlo muscular durante a realização de uma actividade motora no aparecimento, manutenção ou expressão de sincronia entre a actividade cerebral e a motora.

No decorrer do projecto foram adquiridos, em simultâneo, dados de EEG e de EMG de indivíduos saudáveis que se encontram a realizar tarefas que envolvam contracção muscular voluntária. Os registos tiveram lugar no Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil e na Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa.

Os sinais medidos foram processados utilizando ferramentas e algoritmos desenvolvidos em MatLab. Em particular, pretendeu-se averiguar em que medida a sincronia entre o sinal de EEG e o sinal de EMG se altera com o controlo muscular. Para isso, foi necessário isolar as fontes cerebrais responsáveis pelo movimento e analisá-las, com base nos algoritmos da Coerência em conjunto com a Separação por descorrelação temporal (TDSEP) e da Análise de Referência de fase (RPA).

Os resultados obtidos no presente trabalho sugerem que as componentes mais energéticas do sinal neurofisiológico medido estão relacionadas com uma melhor localização da actividade neuronal motora, em particular quando esta é aferida através da combinação do algoritmo TDSEP com o da coerência. No entanto, os estudos direccionados à análise do controlo motor, através do algoritmo RPA, não foram conclusivos.

Palavras-chave: contracção muscular, Coerência, Análise de Referência de fase, *Phase locking factor*, sincronia



## Abstract

The connection between brain activity and motor activity is known. It is evidenced, for example, in the synchronous electric activity measured between the scalp (electroencephalography – EEG) and muscle (electromyography – EMG).

In this study, it was proposed to evaluate the effect of muscular control during the concretization of a motor activity in the appearance, maintenance or expression of synchrony between brain and motor activity.

During the project, EEG and EMG data was acquired simultaneously from healthy individuals that were performing tasks that involved voluntary muscular contraction. The records were acquired in the Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil de Lisboa and on Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa.

The measured signals were processed using tools and algorithms developed in MatLab. In particular, it was intended to ascertain in what measure the synchrony between the EEG and EMG and if suffered any alteration due to muscle control. For that effect, it was necessary to isolate the brain sources responsible for movement and analyze them, with the Coherence in conjunction with Temporal Decorrelation Source Separation (TDSEP) and the Reference Phase Analysis (RPA) algorithms.

The results attained in the current work suggest that the most energetic components of the electrophysiological neural signals measures are related with a better localization of the neural activity over the primary motor cortex, in particular when the study uses a combination of coherence and the TDSEP algorithm. On the other hand, the studies targeting motor control, using RPA, were inconclusive.

Keywords: muscular contraction, coherence, Reference Phase Analysis, Phase locking Factor, synchrony



# Índice

<b>1</b>	<b>Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1.	<i>Contextualização.....</i>	<i>1</i>
1.2.	<i>Objectivo.....</i>	<i>2</i>
1.3.	<i>Estrutura da Tese.....</i>	<i>2</i>
<b>2</b>	<b>Estado da arte.....</b>	<b>5</b>
2.1.	<i>Conceitos de fisiologia.....</i>	<i>5</i>
2.1.1.	Encéfalo.....	7
2.1.2.	Registo de actividade eléctrica.....	9
2.1.3.	Ritmos.....	10
2.1.4.	Modelo de dipolo único.....	12
2.2.	<i>Sincronia.....</i>	<i>12</i>
2.2.1.	Ritmo: período e frequência.....	13
2.2.2.	Acoplação de osciladores.....	13
2.2.3.	Ciclo limite.....	15
2.2.4.	Acoplamento de $N$ osciladores.....	15
2.3.	<i>Estudos de sincronia entre EEG e EMG.....</i>	<i>16</i>
2.4.	<i>Detecção de sincronia.....</i>	<i>17</i>
2.4.1.	Coerência.....	18
2.4.2.	PLF.....	19
2.4.3.	Branqueamento.....	20
2.4.4.	TDSEP.....	20
2.4.5.	Análise de Referência de fase.....	21
<b>3</b>	<b>Algoritmos e Procedimento.....</b>	<b>23</b>
3.1.	<i>Algoritmos utilizados.....</i>	<i>23</i>
3.1.1.	Coerência em conjunto com o TDSEP.....	23
3.1.2.	Análise de referência de fase.....	26
3.2.	<i>Processo de Aquisição.....</i>	<i>28</i>
3.3.	<i>O que se espera encontrar.....</i>	<i>30</i>
3.4.	<i>Testes de optimização efectuados.....</i>	<i>30</i>
3.4.1.	Comparação dos sinais do IPOFG com os da FCT-UNL.....	31
3.4.2.	Remoção das fontes menos energéticas.....	31
3.4.3.	Variação na gama Beta.....	31

3.4.4.	Varição do número de amostras e sobreposição.....	32
3.4.5.	Estudo do controlo motor .....	34
<b>4</b>	<b>Análise dos Resultados.....</b>	<b>35</b>
4.1.	<i>Comparação dos sinais do IPOFG com os da FCT-UNL.....</i>	35
4.2.	<i>Remoção das Componentes menos energéticas .....</i>	36
4.3.	<i>Varição de frequência na gama Beta .....</i>	38
4.4.	<i>Varição da dimensão da janela em estudo.....</i>	40
4.4.1.	Centro da janela no início da contracção .....	41
4.4.2.	Centro da janela no fim da contracção .....	42
4.4.3.	Centro da janela durante a contracção.....	43
4.4.4.	Centro da janela 50 pontos antes da contracção.....	44
4.4.5.	Centro da janela a meio da desconracção.....	45
4.5.	<i>Estudo do controlo motor.....</i>	46
<b>5</b>	<b>Conclusão.....</b>	<b>49</b>
<b>6</b>	<b>Bibliografia .....</b>	<b>51</b>
	<b>Anexo I – Sistema 10/20.....</b>	<b>53</b>
	<b>Anexo II- Sistema adoptado na FCT-UNL .....</b>	<b>54</b>

# Índice de Figuras

Figura 2.1 – Neurónio.....	5
Figura 2.2 – Esquema do potencial de acção.....	6
Figura 2.3 – O córtex cerebral.....	7
Figura 2.4 – Divisão do córtex cerebral.....	8
Figura 2.5 – Homúnculo motor de Penfield.....	9
Figura 2.6 – Sistema Internacional 10/20.....	10
Figura 2.7 – Ritmos registados utilizando EEG durante vários estados.....	11
Figura 2.8 – Representação das linhas equipotenciais criadas por um dipolo de corrente num meio infinito e homogéneo.....	12
Figura 2.9 – Dois relógios de pêndulo similares.....	14
Figura 2.10 – Representação da diferença entre as frequências do sistema acoplado ( $\Delta\Psi$ ) em função da frequência <i>detuning</i> ( $\Delta\omega$ ).....	14
Figura 2.11 – Um oscilador autossustentado.....	15
Figura 2.12 – O sinal superior corresponde a um sinal EMG da mão onde ocorre um período de força. O sinal inferior é um sinal de EEG na posição C3.....	17
Figura 2.13 – Na primeira linha (esquerda) temos as fontes originais e os PLFs das combinações (direita). Na segunda linha, temos a mistura de sinais (esquerda) e os respetivos PLFs (direita). Na terceira linha, tem-se o sinal de referência (esquerda) e os PLFs com as fontes (direita).....	20
Figura 3.1 – Gráficos da coerência em função da frequência (Hz) em diferentes estados de processamento.....	24
Figura 3.2 – Do lado esquerdo são apresentados os mapas de representação espacial das componentes que correspondem aos 9 primeiros sinais após o TDSEP. No lado direito é visível a evolução da coerência para os mapas do lado esquerdo.....	24
Figura 3.3 – Fluxograma do algoritmo da coerência.....	25
Figura 3.4 – Fluxograma do 1º e 2º agrupamentos do RPA.....	27
Figura 3.5 – Fluxograma do terceiro agrupamento do RPA.....	28
Figura 3.6 – Aquisição de EEG de 32 Canais e EMG com 4 eléctrodos na FCT-UNL.....	28
Figura 3.7 – Duas das molas utilizadas no estudo. (a) mola amarela utilizada nos protocolos 1 e 2 e (b) a mola de escritório utilizada no protocolo 4.....	30
Figura 3.8 – Mapas de representação espacial obtidos após o TDSEP (a) mapa de representação espacial de uma fonte contralateral; (b) mapa de representação espacial de uma fonte bilateral; (c) mapa de potencial da mão direita com fonte ipsilateral.....	30

Figura 3.9 – Testes efectuados para o estudo de transição e controlo durante a contracção para o protocolo 1 e mão direita.....	33
Figura 3.10 – Sistema de aquisição do êmbolo.....	34
Figura 4.1 – Espectros de Densidade espectral de potência em função da frequência obtidos com a função <i>pwelch</i> do MatLab, dos sinais medidos no eléctrodo da posição C4 da (a) aquisição do IPOFG e (b) da aquisição na FCT-UNL. ....	36
Figura 4.2 – Mapas de representação espacial em que todas as componentes energéticas são consideradas .....	37
Figura 4.3 – Mapas de representação espacial em que apenas as 15 componentes mais energéticas são consideradas.....	37
Figura 4.4 – Gráficos extraídos do algoritmo da coerência em função da frequência em diferentes fases do processamento .....	38
Figura 4.5 – Mapas de intensidade de coerências para os intervalos 4-8Hz, 7-11Hz, 13-17Hz, 18-22Hz, 23-27Hz e 28-31Hz.....	39
Figura 4.6 – Mapas de representação espacial das fontes obtidos a partir do algoritmo da Coerência.....	40
Figura 4.7 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada no início da contracção.....	41
Figura 4.8 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada no fim da contracção. ....	42
Figura 4.9 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada durante a contracção.....	43
Figura 4.10 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada 50 pontos antes da contracção.....	44
Figura 4.11 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada na descontração. ....	45
Figura 4.12 – Gráficos extraídos do algoritmo da coerência em função da frequência para o estudo do controlo motor com a mão direita. (a) sinais antes do branqueamento. (b) sinais após o branqueamento. (c) sinais após o TDSEP. ....	46
Figura 4.13 – Mapas de intensidade de coerências para os intervalos 4-8Hz, 7-11Hz, 13-17Hz, 18-22Hz, 23-27Hz e 28-31Hz. ....	47
Figura 4.14 – Resultados obtidos a partir do RPA para o estudo do controlo motor.....	48
Anexo I – Representação do Sistema Internacional 10/20 recomendado pela Federação Internacional das Sociedades de EEG e neurofisiologia clínica.....	53
Anexo II – Sistema de 128 canais da <i>Biosemi</i> adaptado para 32 canais.....	54

## Acrónimos

EEG	Electroencefalografia
MEG	Magnetoencefalografia
BSS	Separação cega de fontes
ICA	Análise de componentes independentes
TDSEP	Separação por descorrelação temporal
SSS	Separação de fontes síncronas
IPA	Análise independente de fase
RPA	Análise de referência de fase
EMG	Electromiografia
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
PLF	<i>Phase Locking Factor</i>
M1	Córtex motor primário
IPOFG	Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil
FCT-UNL	Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa

Embora alguns dos termos se encontrem em Português durante este trabalho os seus acrónimos irão derivar do Inglês.



# Introdução

## 1.1. Contextualização

Entende-se por sincronia um fenómeno que ocorre quando dois ou mais osciladores autossustentados se encontram a oscilar com uma diferença de fase constante, num intervalo de tempo considerado.

Ao pesquisar variantes da palavra sincronização numa base de dados científica, são apresentados centenas de resultados. Inicialmente, a maioria destes resultados correspondiam a diferentes estudos sobre aparelhos, tais como: relógios de pêndulo, instrumentos musicais, sistemas eléctricos ou até lasers.

Contudo, nos dias de hoje, uma grande parte destes estudos começaram a ter como foco os sistemas biológicos, onde a sincronização é encontrada em diferentes níveis: sincronização entre variações dos núcleos das células, ajuste do batimento cardíaco com a respiração/ ou com ritmos de locomoção, bem como os disparos síncronos de neurónios.

Ritmo é o que encontramos como traço comum em todos estes sistemas, devendo-se ao facto de que não se encontrarem isolados e interajam mutuamente. Estas interacções podem ser muito fracas passando muitas vezes despercebidas. Contudo, interagem uns com os outros de modo a ajustar os seus ritmos. Um típico exemplo é o ciclo circadiano, onde os relógios biológicos estão sujeitos a mudanças devido às alterações de luz e temperatura [1]. O ajuste de ritmos a partir de interacções é a essência da sincronização.

Acredita-se que a sincronização possa explicar a interacção entre as diferentes partes do cérebro [2]. Por exemplo, quando realizamos uma actividade motora diferentes regiões do nosso cérebro oscilam manifestando uma certa coerência entre elas. A falta de sincronia pode ser fundamental no estudo de inúmeras patologias, tais como o Alzheimer e Parkinson, uma vez que apresentam uma falha de sincronização entre as várias regiões do cérebro. Contrariamente, a Epilepsia está associada a um aumento excessivo da sincronização [3].

Para encontrar sincronia entre as diferentes partes do cérebro, bem como entre outros sistemas, é necessário ter acesso à fase de cada oscilador autossustentado (a que chamamos, neste contexto, de fontes neuronais). Infelizmente, os sinais electrofisiológicos obtidos por Electroencefalografia (EEG) ou por Magnetoencefalografia (MEG) não são fontes individuais de onde se possa medir directamente.

Os sinais medidos resultam da sobreposição de várias fontes. Assim, um sinal medido por um sensor de EEG ou MEG pode conter diferentes fontes originárias de várias partes do cérebro.

Esta sobreposição de fontes surge como um problema e a resolução do mesmo chama-se Separação cega de fontes (*Blind Source Separation – BSS*). Supõe-se que apenas se conhecem as propriedades genéricas das fontes, tais como a independência estatística ou a estrutura temporal. Duas das técnicas mais utilizadas em BSS são a Análise de componentes independentes (*Independent Component Analysis – ICA*) e a Separação por decorrelação temporal (*Temporal Decorrelation Source Separation – TDSEP*). Contudo, estas técnicas não permitem medir a sincronia e, deste modo é necessário recorrer-se à Separação síncrona de fontes (*Separation of Synchronous Sources – SSS*). Neste caso, dois dos algoritmos que se pode usar são a Análise independente de fase (*Independent Phase Analysis – IPA*) e a Análise de referência de fase (*Referenced phase analysis – RPA*) [3].

Assim sendo, a premissa deste trabalho prende-se com a relação de sinais de EEG com sinais de Electromiografia (EMG) e a influência que o controlo de uma actividade motora pode ter no aparecimento, manutenção ou expressão de sincronia entre a actividade cerebral e a motora.

## 1.2. Objectivo

Através da aquisição, em simultâneo, de dados de EMG e EEG de indivíduos saudáveis que se encontrem a realizar tarefas que envolvam contracção muscular voluntária, pretende-se averiguar em que medida a sincronia entre o sinal de EEG e o sinal de EMG se altera com diferentes tipos de tarefas motoras. Para isto, é necessário isolar as fontes neuronais responsáveis pelo movimento e analisar, com base em medidas de coerência e de *phase locking factor*, a sincronia da actividade destas fontes neuronais com o sinal de referência, EMG

## 1.3. Estrutura da Tese

Esta Tese encontra-se dividida da seguinte forma:

- Capítulo 2 – Estado da arte. Serão expostos alguns conceitos fisiológicos relevantes para o tema, assim como conceitos relacionados com a sincronização e aquisição de EMG e EEG. Mas também, técnicas de análise de coerência, de sincronização de fase e estudos que relacionam a contracção muscular com o córtex motor.
- Capítulo 3 – Algoritmos e Procedimento. Serão explicados os algoritmos usados, o processo de aquisição dos sinais, o tipo de fontes que se espera encontrar e os testes que foram realizados.
- Capítulo 4 – Análise dos Resultados. Serão apresentados e analisados os resultados relevantes neste trabalho.

- Capítulo 5 – Conclusão. Serão apresentadas as conclusões a que se chegou, assim como os próximos passos e as limitações.
- Capítulo 6 – Bibliografia.



## Estado da arte

Este capítulo objectiva apresentar alguns conceitos relevantes para o tema em análise. É apresentado uma série de conceitos fisiológicos, o funcionamento da aquisição de electroencefalografia e electromiografia, a noção de sincronização e métodos de detecção. Além disto, é apresentada uma série de estudos que fundamentam o trabalho realizado.

### 2.1. Conceitos de fisiologia

O Sistema nervoso encontra-se subdividido em dois subsistemas: Sistema nervoso central (SNC) e o Sistema nervoso periférico (SNP).

O SNP consiste em diferentes subsistemas categorizados pelas funções que detêm. É constituído por uma rede de nervos que permitem recolher informação de sensores periféricos e transmiti-los ao encéfalo. Esta informação pode ser transmitida a partir da medula espinhal mas também por ligações directas (nervos cranianos). Tanto o encéfalo como a medula espinhal são partes essenciais no SNC, sendo os centros de integração da informação. Embora o SNC aparente ser anatomicamente simétrico, existe um conjunto de assimetrias funcionais. Além disto, o processamento cerebral exterior, seja motor ou sensorial, é contralateral ao estímulo. Em oposição, à actividade cerebral que ocorre do mesmo lado que o estímulo chama-se actividade ipsilateral.

Este sistema exhibe dois tipos de células: as neurogliais e as células nervosas ou neurónios (figura 2.1) [4].

As neurogliais são células em número muito superior aos neurónios e são encontradas em torno de corpos celulares e nos axónios dos neurónios. Têm como funções formar a mielina (permitindo acelerar a

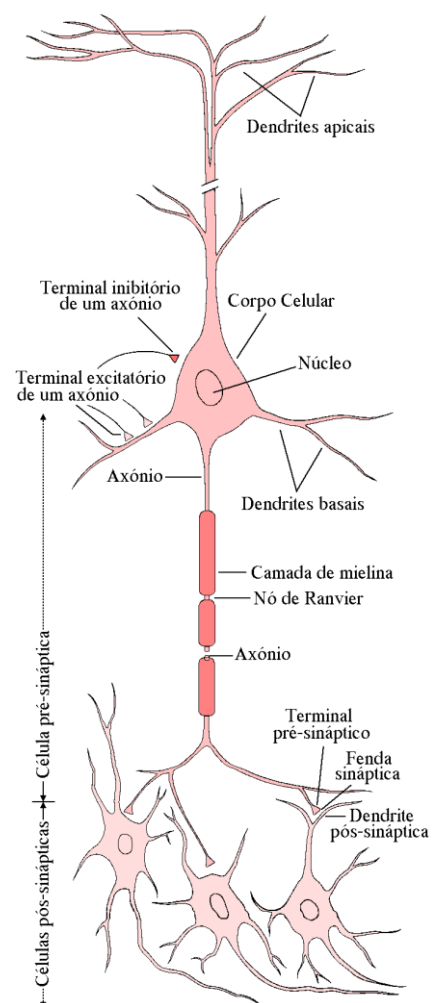


Figura 2.1 – Neurónio. Esta célula nervosa é constituída por dendrites, corpo celular, axónio e terminais pré-sinápticos [4].

passagem de informação), dar firmeza aos tecidos neuronais ou guiar os neurónios durante o seu desenvolvimento para as regiões correctas.

Por outro lado os neurónios, ou osciladores neuronais, são responsáveis por toda a informação processada no encéfalo. São constituídos por dendrites que possuem terminais pós-sinápticos, corpo celular, axónio e terminais pré-sinápticos, nos quais as suas funções são entrada, integração, condução e passagem de informação, respectivamente.

As regiões de passagem de informação são designadas por sinapses eléctricas, se a passagem for directa entre as células, ou por sinapse química, se mediada por neurotransmissores.

Uma das características das células nervosas é a possibilidade de serem excitadas. Normalmente estas células encontram-se num estado de repouso, com valores de diferença de potencial aproximadamente  $-70\text{mV}$  relativamente ao exterior, dizendo-se que estão polarizadas. Ao ser aplicado um estímulo, dá-se a abertura de canais  $\text{Na}^+$ , o que provoca um aumento de  $\text{Na}^+$  dentro da célula, orientado pelo gradiente de concentração. Isto faz aumentar o potencial da membrana para aproximadamente  $+30\text{mV}$  – despolarização. Neste momento, os canais de  $\text{Na}^+$  ficam inactivos e os canais de  $\text{K}^+$

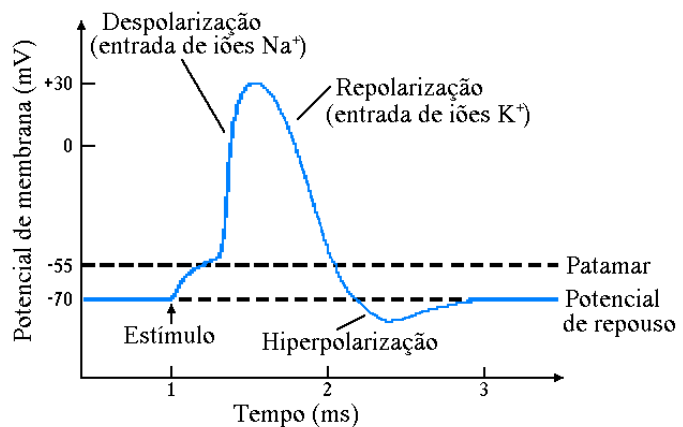


Figura 2.2 – Esquema do potencial de acção. Quando o potencial da membrana atinge cerca de  $-55\text{mV}$  abrem-se os canais de  $\text{Na}^+$  dependentes da tensão, responsáveis pela despolarização. Ao fim de algumas décimas de ms são abertos os canais de  $\text{K}^+$  e fechados os de  $\text{Na}^+$  de modo a repolarizar a membrana. O fecho tardio dos canais de  $\text{K}^+$  implica um período final de hiperpolarização. Este processo pode durar entre 1 e 10ms, sendo o típico 2ms [4].

abrem-se devido ao potencial da membrana, dando início à repolarização. Assim sendo, o  $\text{K}^+$  flui rapidamente do interior da célula para o exterior devido ao gradiente de concentração, levando a que haja um decréscimo do potencial da membrana para os  $-90\text{mV}$  – hiperpolarização. Os canais da  $\text{K}^+$  são inactivados e o potencial da membrana retorna aos seus níveis de repouso,  $-70\text{mV}$ . Este processo, o qual se designa-se por potencial de acção, está representado na figura 2.2.

A despolarização das regiões adjacentes à célula faz com que o potencial de acção se desloque através do axónio como sinais eléctricos, resultando numa transmissão rápida do impulso nervoso por longas distâncias. Quando os potenciais de acção chegam ao terminal dos neurónios, ocorre a libertação de neurotransmissores de modo a ocorrer uma sinapse. Os neurotransmissores da célula pré-sináptica ligam-se aos receptores da célula pós-sináptica, permitindo a passagem dos sinais eléctricos [5].

### 2.1.1. Encéfalo

O encéfalo está anatomicamente dividido em 3 partes essenciais: tronco encefálico, cerebelo e córtex.

O tronco encefálico encontra-se dividido em 3 partes: bulbo raquidiano, protuberância anelar e o mesencéfalo.

O bulbo raquidiano apresenta-se anatomicamente e funcionalmente como a ligação entre a medula espinhal e o encéfalo. A protuberância anelar é a continuação do bulbo raquidiano e é um meio de ligação entre os hemisférios cerebrais e o cerebelo. O mesencéfalo tem como principal função o controle dos movimentos dos olhos e a recolha/transmissão de informação auditiva.

Por sua vez, o cerebelo tem um papel importante na execução e coordenação dos movimentos.

Quanto ao córtex, é a camada mais externa do encéfalo. Tem entre 1,5 a 4,5 mm de espessura e é uma mistura de células e fibras nervosas, neurogliais e vasos sanguíneos [6].

Este está quase sempre organizado em 6 camadas (figura 2.3), ordenadas da mais exterior à mais interior:

- Camada Molecular – Consiste numa rede densa de fibras tangenciais, derivadas das dendrites apicais das células piramidais, cujo corpo celular é triangular.

- Camada Granular Externa – Contém um grande número de células piramidais pequenas e células estreladas. As dendrites destas células terminam na camada molecular e os axónios penetram nas camadas mais profundas, terminando aí ou avançando pela substância branca.

- Camada Piramidal Externa – É composta por células piramidais, cujos comprimentos dos corpos celulares aumentam com a profundidade na camada. As dendrites apicais ascendem à camada molecular e os axónios penetram nas camadas mais profundas.

- Camada Granular Interna – Composta por células estreladas e por fibras tangenciais.

- Camada Ganglionar ou Piramidal Interna – Contém células piramidais de tamanho médio a grande, e células estreladas e

de Martinotti. As células piramidais, devido ao seu grande tamanho, são denominadas células de Betz.

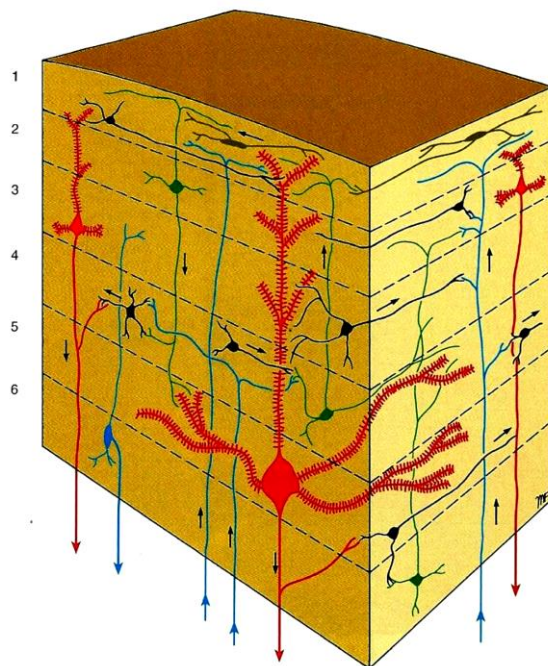


Figura 2.3 – O córtex cerebral quase sempre está organizado em 6 camadas: 1-Camada Molecular; 2-Camada Granular Externa; 3- Camada Piramidal Externa; 4- Camada Granular Interna; 5- Camada Ganglionar ou Piramidal Interna; 6-Camada Multiforme de Células Polimórficas [6].

- Camada Multiforme de Células Polimórficas – É composta por células fusiforme, piramidais modificadas, e por células de Martinotti. É também um local de passagem de muitas fibras nervosas, que entram ou saem da substância branca.

Consequentemente, esta estrutura é apertada de tal forma a caber nos limites em que se encontra, formando fissuras e sulcos.

Embora não seja totalmente compreendida, é possível dividi-la em termos anatómicos e funções mais significantes. São eles 4 lobos (figura 2.4.) que ocupam ambos os hemisférios:

- Lobo Frontal – separado do lobo parietal pela fissura de Rolando. Os lobos frontais (esquerdo e direito) no que toca ao controlo motor encontram-se divididos em córtex motor primário, córtex pré-motor, área de Broca e córtex pré-frontal. O córtex motor primário está relacionado com a execução de actividades motoras. O pré-motor coordena-o e o pré-frontal influencia o planeamento. Este córtex contém as células piramidais “gigantes”, as Betz, que controlam os movimentos motores.
- Lobo Parietal – encontra-se entre o lobo frontal e o lobo occipital, delimitado através da fissura parieto-occipital. É responsável por receber sinais sensoriais de diferentes partes do corpo e encontra-se relacionado com a percepção e orientação espacial.
- Lobo Occipital – encontra-se na parte de trás da cabeça e está ao nível sensorial relacionado com o córtex visual primário.
- Lobo Temporal – situa-se abaixo do meio dos hemisférios no plano frontal, delimitado pela fissura de Sylvius. Está associado ao processamento visual, aprendizagem e memória.

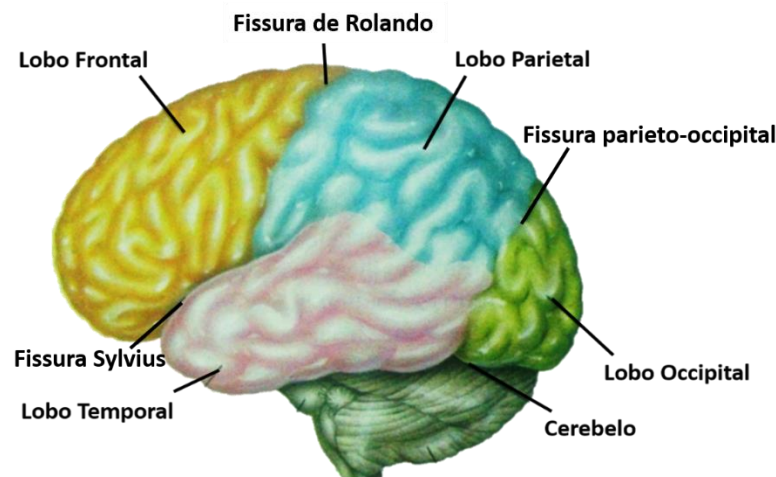


Figura 2.4 – Divisão do córtex cerebral; Lobo Frontal, delimitado pela fissura de Rolando e Sylvius, Lobo Parietal, delimitado pela fissura parieto-occipital, Lobo Occipital e Lobo temporal.(adapt.[6])

Penfield durante a sua investigação em epilepsia iniciou registos de estimulações em diferentes regiões do córtex verificando que estas estavam associadas a determinadas funções motoras ou sensoriais.

A partir de toda a informação recolhida mapeou o córtex em função da área associada a cada actividade. Verificou, então, que quanto maior a área associada, maior era a sensibilidade, devendo-se ao facto de haver um maior número de neurónios a realizar a acção. Como podemos ver na figura 2.5, a maior área corresponde à mão e dedos [7], por este motivo, os sinais eléctricos motores que se pretendem estudar serão obtidos pela actividade muscular dos dedos.

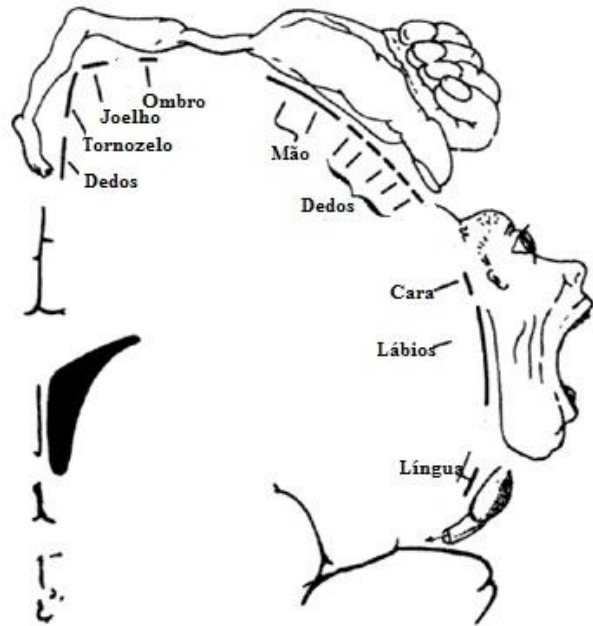


Figura 2.5 – Homúnculo motor de Penfield. Relaciona a resolução motora com a área ocupada no córtex. Quanto maior a área apresentada, mais detalhada a capacidade de controlo fino do órgão. (adapt. [6])

### 2.1.2. Registo de actividade eléctrica

Sendo o propósito deste trabalho estudar a influência do controlo muscular no córtex motor, optou-se pela Electroencefalografia (EEG) para aquisição dos sinais eléctricos no escalpe e a Electromiografia (EMG) para os sinais eléctricos motores.

- **Electroencefalografia**

O EEG permite o registo gráfico das mudanças de potencial ao longo do tempo originadas no encéfalo, através de eléctrodos aplicados no escalpe.

O sistema de aquisição genérico de EEG consiste num conjunto de eléctrodos, amplificadores (com filtros apropriados) e um meio de gravação dos dados.

Como todos os crânios são diferentes, surgiu a necessidade de se encontrar um método padrão de colocação de eléctrodos. Embora existam vários sistemas de posicionamento, estes têm sempre como base o Sistema Internacional 10/20 (figura 2.6).

Segundo este sistema, na colocação dos eléctrodos pode-se considerar que o crânio encontra-se dividido em três planos: sagital, coronal e axial (Anexo I) [7].

No plano sagital, considera-se a distância entre o *inion* ao *nasion* (passando pelo centro). Determina-se 10% desta distância, contando a partir do *nasion*, e marca-se o ponto fronto-polar (FP). Posteriormente, marca-se mais quatro pontos, com 20% dessa mesma distância, seguindo a mesma linha e direcção, obtendo os pontos frontal (F<sub>z</sub>), central (C<sub>z</sub>) e parietal (P<sub>z</sub>).

O mesmo processo ocorre ao nível dos pontos pré-auriculares no plano coronal obtendo-se, então, os pontos temporais (T<sub>4</sub> e T<sub>3</sub>) e os centrais (C<sub>3</sub> e C<sub>4</sub>).

No plano axial, em que se considera diferentes cortes transversais entre o *nasion* e o *inion*, e seguindo a mesma lógica, tem-se os pontos fronto-polares (F<sub>p1</sub> e F<sub>p2</sub>), frontais (F<sub>7</sub> e F<sub>8</sub>), temporais (T<sub>3</sub>, T<sub>4</sub>, T<sub>5</sub> e T<sub>6</sub>), occipitais (O<sub>1</sub> e O<sub>2</sub>) e o parietal (P<sub>z</sub>).

Os restantes pontos frontais (F<sub>3</sub> e F<sub>4</sub>), assim como os parietais (P<sub>3</sub> e P<sub>4</sub>), são colocados a igual distância dos vizinhos segundo as linhas coronais e sagitais.

Os eléctrodos auriculares (A<sub>1</sub> e A<sub>2</sub>) são utilizados como referência e outros dois naso-faríngicos (P<sub>g1</sub> e P<sub>g2</sub>) permitem medir os potenciais eléctricos internamente [8].

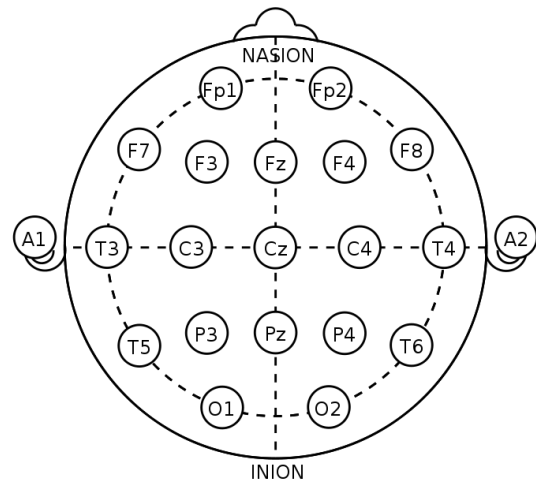


Figura 2.6 – Sistema Internacional 10/20. As regiões a partir das quais os eléctrodos são organizados no EEG são conhecidas por denominações abreviadas. A letra inicial corresponde à região – préfrontal (Fp), frontal (F), temporal (T), central (C). Os números ímpares referem-se ao hemisfério esquerdo, os números pares ao hemisfério direito e a letra z aos eléctrodos colocados no plano sagital entre o *nasion* e o *inion* [5].

## • Electromiografia

O EMG permite medir a actividade eléctrica dos potenciais de acção ao longo das fibras musculares. Os seus sinais resultam da soma algébrica de todos os sinais detectados numa certa área, sendo apresentada através da voltagem em função do tempo.

Podem ser captados através de eléctrodos de superfície, que são colocados sobre a pele onde o músculo que se pretende estudar se encontra. Outra opção poderá ser a utilização de eléctrodos de agulha, que envolvem a inserção de agulhas no ventre muscular, permitindo a medição do sinal advindo de um grupo proveniente de unidades motoras espontâneas.

### 2.1.3. Ritmos

Em 1924, Hans Berger iniciou o estudo de sinais de EEG e observou pequenas variações de potenciais eléctricos. Com diferentes análises, Berger deparou-se com sinais de determinada periodicidade e regularidade. Estes sinais sofriam alterações consoante o estado em que o indivíduo se

encontrava, sendo estes, relaxado ou em alerta, a dormir ou com uma certa patologia neurológica. Todavia, o seu trabalho só ganhou notoriedade quando, em 1934, Adrian e Mathews [7] publicaram um artigo sobre um ritmo com uma frequência em torno dos 10Hz sobre o lobo occipital, que variava quando os olhos estavam abertos ou fechados. Este ritmo é hoje conhecido como ritmo alfa ( $\alpha$ ). E, como este ritmo, existem outros que permitem simplificar o estudo do EEG, pois a sua frequência, amplitude, forma e local de origem são conhecidos [7].

Alguns dos exemplos podem ser observados na figura 2.7, e são:

- O Ritmo Miu ( $\mu$ ) que tem a mesma banda de frequências que o alfa (8-13 Hz) e aparece no córtex motor e sensorial. Aumenta quando o corpo está em repouso. Por outro lado, diminui quando um indivíduo está a desempenhar uma acção ou a ver alguém desempenhar uma actividade motora [7].
- O Ritmo Beta ( $\beta$ ) que se subdivide em ondas de baixo beta (12,5-16 Hz), ondas beta (16,5-20 Hz) e ondas alta beta (20,5-28Hz) é visível nos lobos frontais e parietais e surge quando o indivíduo está activo, ocupado, excitado ou ansioso. E no córtex motor está associado às contracções musculares [9][10].
- O Ritmo Teta ( $\theta$ ) que surge entre os 6 e os 10Hz nos lobos parietais e temporais e está relacionado com o sono REM, sonolência e ao acordar.
- O Ritmo Delta ( $\delta$ ) que ocorre entre 1 e 4 Hz no tálamo e aparece na fase 3 do sono e na fase 4 domina o sinal.

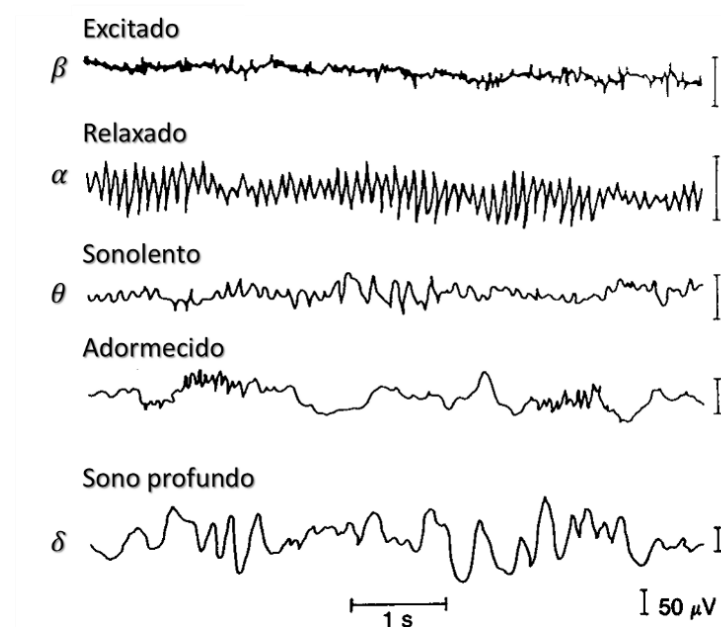


Figura 2.7 – Ritmos registados utilizando EEG durante vários estados: excitado, relaxado, sonolento, adormecido e sono profundo (adapt. [7]).

#### 2.1.4. Modelo de dipolo único

A uma distribuição de correntes constituídas por uma fonte ( $I^+$ ) e um sumidouro de corrente ( $I^-$ ), ambos com o mesmo valor absoluto, dá-se o nome de dipolo eléctrico de corrente (figura 2.8). Perante estas condições, pode-se definir o momento dipolar como sendo um vector com a orientação da recta que une a fonte ( $I^+$ ) ao sumidouro ( $I^-$ ) e o módulo igual ao produto da corrente  $I$  pela distância entre  $I^+$  e  $I^-$ .

Ao nível neurológico, o modelo do dipolo único, em determinadas circunstâncias, é o mais adequado quando se pretende estudar a actividade eléctrica de uma população local de neurónios corticais.

Uma vez que os potenciais de acção são claramente mais intensos que os pós-sinápticos, seria de esperar que fossem esses os observados em EEG. Contudo, os potenciais de acção são extremamente específicos quer no espaço, quer no tempo. Além disto, os potenciais de acção são explicados usando um modelo de quadripolar, em vez do dipolar, o que significa que estes decaem rapidamente com a distância. Isto faz com que não seja possível medir a sua actividade porque não existe uma soma espaço-temporal [4].

Por outro lado, os potenciais pós-sinápticos resultantes de dipolos podem ser medidos, pois derivam da soma espacial e temporal da actividade de todas as sinapses, que se estabelecem de um conjunto de neurónios piramidais do córtex responsáveis por determinada função [3].

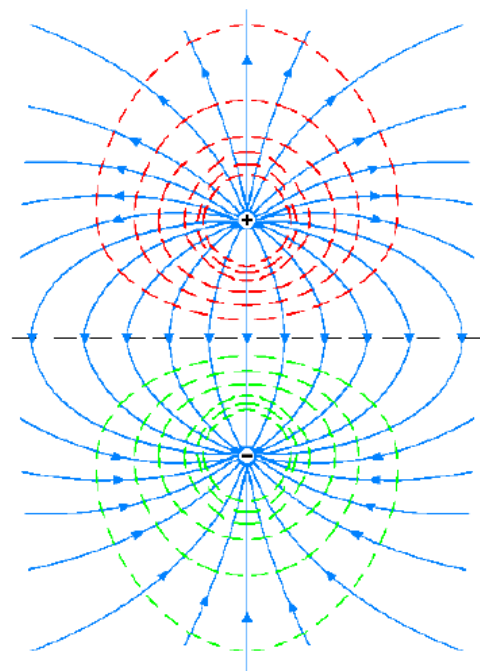


Figura 2.8 – Representação das linhas equipotenciais criadas por um dipolo de corrente num meio infinito e homogêneo (a vermelho as positivas e a verde as negativas) e respectivas linhas de corrente (a azul) [4].

## 2.2. Sincronia

Partindo-se do princípio que a sincronização possa explicar a interacção entre as diferentes partes do cérebro, torna-se necessário referir alguns conceitos que possam ser importantes no entendimento deste fenómeno.

Do ponto de vista da física, um oscilador autossustentado é um sistema activo, tendo uma fonte de energia interna que é transformada em movimento oscilatório. Se o objecto se encontrar isolado, esta característica permite que o objecto continue a gerar o mesmo ritmo até que a sua energia expire. Matematicamente, pode ser descrito como um sistema autónomo e a sua forma de oscilação depende apenas das suas características internas – razão pela qual não depende da forma como foi posto em

movimento. Outra característica relevante é o facto de o sistema voltar à sua forma de oscilação original, quando perturbado.

No contexto da atividade neuronal, estes osciladores têm o nome de fontes neuronais e podem ser vistos como neurónios com um potencial de membrana oscilante, ou como circuitos neuronais já em sincronia, sendo por sua vez responsáveis por sincronizar outra população noutra região do cérebro [11].

O holandês Christiaan Huygens foi o primeiro cientista a observar e a descrever fenómenos de sincronia nos inícios do século XVII. Ao observar dois relógios de pêndulo pendurados numa viga em comum concluiu que estes acabavam por ficar síncronos passado algum tempo [1]. Assim, pode-se descrever um fenómeno de sincronização como aquele em que se cumprem as seguintes condições:

- Dois ou mais osciladores autossustentados, sistemas capazes de gerar os seus próprios ritmos;
- Estes sistemas são capazes de ajustar os seus ritmos devido a interações fracas;
- Este ajuste de ritmos pode ocorrer num intervalo de frequências entre os sistemas. Ou seja, se a frequência de um sistema variar minimamente o outro sistema tende a acompanhar a mesma variação.

### 2.2.1. Ritmo: período e frequência

Osciladores autossustentados apresentam ritmos de diferentes formas, desde ondas sinusoidais a pequenos impulsos. A caracterização de um ritmo é determinada essencialmente pelo seu período ( $T$ ) e frequência ( $f$ ). O período, em segundos, é o tempo necessário para o sistema descrever um ciclo completo enquanto a frequência representa o número de repetições do ciclo num segundo.

A relação entre período e frequência é apresentada na equação 2.1. Contudo, em sincronia é mais comum falar-se em frequência angular, equação 2.2.

$$f = \frac{1}{T} \quad (2.1)$$

$$\omega = 2\pi f = \frac{2\pi}{T} \quad (2.2)$$

### 2.2.2. Acoplação de osciladores

Ao colocar-se dois osciladores não idênticos com períodos diferentes acoplados (figura 2.9), o movimento de cada oscilador provoca uma vibração do meio, que é transmitida por esse mesmo meio, aos demais osciladores. Deste modo, ambos os osciladores conseguem sentir a presença do outro.

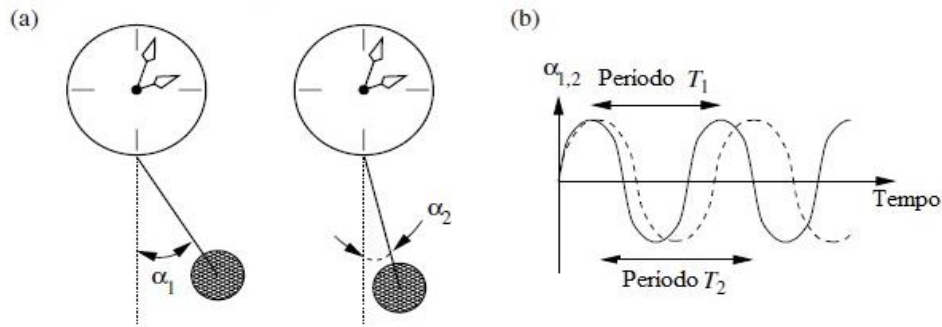


Figura 2.9 – Dois relógios de pêndulo similares (a) pois não é possível serem identicamente iguais; possuem dois períodos ligeiramente diferentes ( $T_2 > T_1$ ). Em (b) observa-se que no mesmo tempo a posição de  $\alpha_1$  é diferente de  $\alpha_2$  (adapt.[1]).

Embora esta vibração seja praticamente imperceptível, e apesar de fraca, ela faz com que os ritmos dos osciladores se alterem até terem um período comum. Este tipo de fenômeno chama-se *locking* de frequências. Apesar de possuírem o mesmo período, não implica que estejam síncronos. Os dois factores que influenciam se existe sincronização são:

- Força de acoplamento – É uma medida que descreve o quão fraco ou forte a interação é. Se o meio de ligação entre os osciladores for totalmente rígido, os osciladores não conseguem provocar vibração no meio, fazendo com que nenhum dos osciladores sinta a presença do outro, resultando numa força de acoplamento igual a zero. No entanto, se o meio de ligação não for totalmente rígido, conseguindo vibrar, então, existe uma interação de um valor diferente de zero. No entanto, medir este valor nem sempre é possível. Todavia, espera-se que o tempo necessário para ocorrer sincronização aumente com o aumento da força de acoplamento [1].

- Frequência *detuning* – Esta variável quantifica a diferença de frequências aceitável entre osciladores para que ocorra sincronização. Ao medir-se a frequência de dois osciladores,  $\omega_1$  e  $\omega_2$ , depois de serem acoplados e medirem-se as frequências deste sistema acoplado,  $\Psi_1$  e  $\Psi_2$ , diversas vezes, é possível obter um gráfico de  $\Delta\Psi$  em relação à frequência *detuning*,  $\Delta\omega$ . Ao observar-se o gráfico da figura 2.10 e ao analisar a curva, é possível verificar que existe uma região de sincronização onde o *detuning* é zero, correspondente à região onde é possível haver sincronia. Fora desta região o *detuning* é tão elevado que não é possível haver sincronia [1].

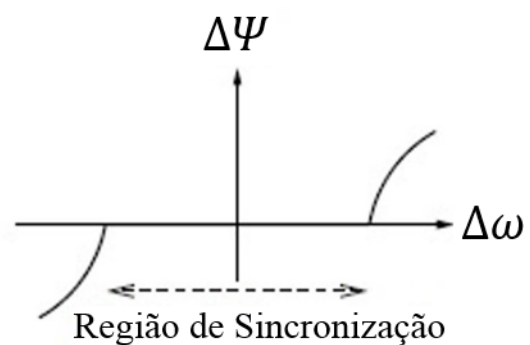


Figura 2.10 – Representação da diferença entre as frequências do sistema acoplado ( $\Delta\Psi$ ) em função da frequência *detuning* ( $\Delta\omega$ ). O gráfico demonstra que para uma certa gama da diferença dos sistemas desacoplados a diferença de frequências do sistema acoplado é zero, indicando sincronia (adapt.[1]).

Uma detalhada análise de estados de sincronia demonstra que a fase representa um papel essencial na sincronização. Se dois osciladores mantiverem ao longo de um intervalo de tempo uma diferença de fase constante, pode-se dizer que se encontram síncronos (ou em *phase locking*). Isto permite que a sincronização possa aparecer de várias maneiras: dois osciladores podem mover-se na mesma direcção com uma fase extremamente parecida. Neste caso, diz-se que se encontram em fase de sincronização; mas também pode acontecer os osciladores moverem-se em sentidos opostos e com a diferença de fase constante. Desta forma trata-se de anti-fase.

### 2.2.3. Ciclo limite

Caso um oscilador seja periódico, é possível representá-lo por uma curva fechada no plano da fase a que se designa por ciclo limite. Cada posição, ao longo do deste representa a fase do oscilador num instante, a qual se designa por ponto de fase.

Se em algum momento o oscilador autossustentado sofrer alguma perturbação, o ritmo tende a voltar ao estado inicial, ou seja, o sistema retorna ao ciclo limite, mas não necessariamente ao mesmo ponto de fase (figura 2.11). Esta propriedade expressa que estes osciladores não dependem das condições iniciais ou de como o sistema é colocado em movimento.

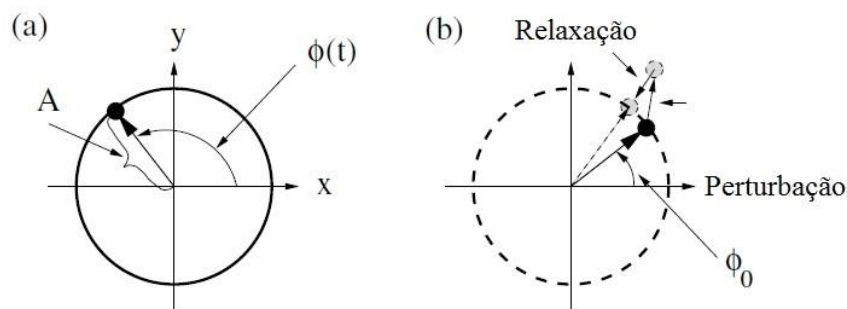


Figura 2.11 – Um oscilador autossustentado é descrito pelo ponto de fase em torno do ciclo limite; as suas coordenadas polares são descritas pela fase  $\phi(t)$  e pela sua amplitude  $A$ . Se um ponto de fase sofrer uma perturbação, (a) esta será permanente ao nível da fase, enquanto em (b) a amplitude aumenta e tende a regressar ao estado inicial (adapt.[1]).

### 2.2.4. Acoplamento de $N$ osciladores

Se num sistema de  $N$  osciladores autossustentados se assumir a existência de uma interacção fraca relativamente aos seus ciclos limite, e que esta apenas afecte a fase e não a amplitude, o acoplamento pode ser representado pelo modelo de Kuramoto (equação 2.3), onde cada oscilador é acoplado de modo igual com todos os outros.

$$\dot{\phi}_i(t) = \omega_i(t) + \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N k_{ij} \sin[\phi_j(t) - \phi_i(t)] \quad (2.3)$$

$\varphi_i(t)$  e  $\omega_i(t)$  é a fase e a frequência angular intrínseca do oscilador,  $k_{ij}$  é coeficiente de acoplamento entre os osciladores  $i$  e  $j$  e tem um valor maior que zero uma vez que é atractivo.

Se  $\varphi_j(t)$  for maior que  $\varphi_i(t)$ , então o oscilador  $i$  irá mover-se um pouco mais rápido, devido à interacção com o oscilador  $j$ . Contrariamente, se  $\varphi_j(t)$  for menor que  $\varphi_i(t)$ , então o oscilador  $i$  irá ficar mais lento devido a  $j$ . Em ambos os casos, as interacções permitem que a diferença de fase entre os osciladores seja constante. A sincronia ocorre se esta interacção for suficientemente forte para vencer o *detuning* inicial e se a diferença de fase for constante ao longo do tempo [1], [12].

### 2.3. Estudos de sincronia entre EEG e EMG

Em 1810, William Wollaston foi a primeira pessoa a detectar que as descargas eléctricas dos músculos possuíam um ritmo. Ao registar este ritmo, com a ajuda de um antecessor do estetoscópio, concluiu que as batidas das descargas apresentavam um ritmo situado na banda beta [13].

Após dois séculos, diversos estudos têm demonstrado a existência de sincronia entre a actividade eléctrica e a actividade motora entre os 15 e os 30 Hz, ou seja, a banda beta.

Em seguida, serão apresentados alguns estudos que evidenciam a sincronização entre o córtex com a actividade muscular.

Em 1998, Kilnel et al. [14], estudaram as oscilações provocados na MEG durante dois protocolos que pretendiam estudar a influência da força.

No primeiro protocolo, foi pedida uma contracção constante entre os 2.1 e os 2.6N. No segundo, foi pedido que mantivesse uma força inicial de 2.1N com o intuito de ir aumentando até aos 2.6N e manter. Ao estudar uma banda de frequências entre 1 e 100Hz, todos os 12 sujeitos em estudo mostraram um pico de coerência entre os 15-30Hz durante o primeiro protocolo. Contrariamente, no segundo protocolo a coerência diminuiu durante a fase de transição de 2.1N para 2.6N, sendo maior quando a contracção manteve-se constante nos 2.6N. Para localizarem a actividade eléctrica com maior coerência, utilizaram um modelo de dipolo eléctrico, concluindo que se encontrava localizada sobre a região contralateral do movimento.

O estudo levado a cabo por Kristeva-Feige et al. [15] tinha como objectivo estudar os efeitos da atenção e a força exercida na banda beta entre sinais EEG com EMG. Fazendo uma análise em 10 indivíduos saudáveis com três tipos de testes, sendo estes: uma contracção com alta precisão, uma contracção precisa e com cálculos mentais e uma contracção com pouca precisão. Em todas as contracções a força exercida foi 8% da sua força máxima.

Assim, concluíram que a sincronização de EMG-EEG diminuía 95% quando a atenção é dividida entre o cálculo mental e actividade motora. Os resultados também apontam para uma maior sincronização quanto mais precisa for a contracção. Em frequências mais baixas, do tipo 24 Hz estão

associadas a uma tarefa motora constante e a uma força baixa; enquanto as frequências mais altas, do tipo 28 Hz estão associadas à mesma tarefa mas com uma força mais elevada.

Investigadores do Departamento de Neurologia da Universidade de Düsseldorf estudaram a sincronização corto-muscular durante uma contracção isométrica a partir de sinais MEG e EMG. A partir de um algoritmo de filtro espacial foram capazes de determinar as fontes neuronais. Estas fontes encontravam-se na zona do córtex motor primário (M1) do lado contralateral ao músculo contraído e com uma coerência elevada em torno dos 20Hz. Ao estudarem a sincronização em fase concluíram que o acoplamento entre M1 e o músculo deve-se, em parte, à frequência de 20Hz e que o *phase-lag* entre o M1 e o EMG corresponde ao tempo de condução de M1 para o músculo correspondente [16].

Diversos estudos têm recorrido à Imagem Funcional por Ressonância Magnética e por Tomografia por Emissão de Positrões mostrando haver um aumento da actividade cerebral quando ocorre um aumento da força. Isto sugere que o número de neurónios envolvidos aumente de um modo proporcional ao aumento da força.

Na figura 2.12 pode-se observar um estudo realizado por Yao el al. [17] demonstrando um aumento de amplitude do sinal de EEG em função do aumento da força.

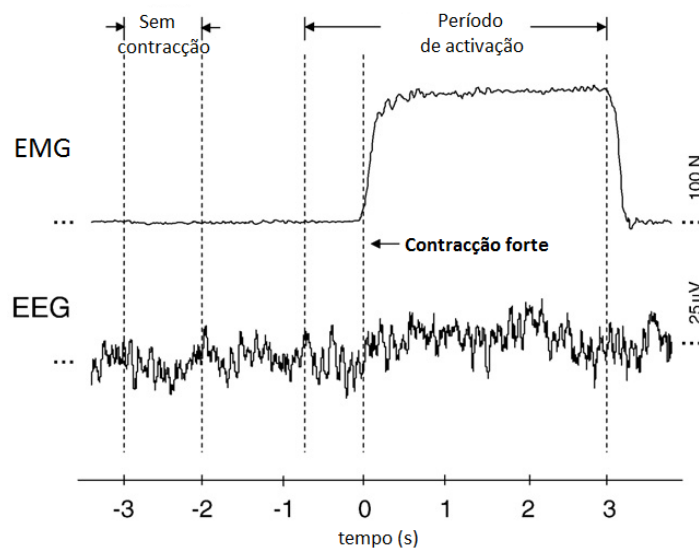


Figura 2.12 – O sinal superior corresponde a um sinal EMG da mão onde ocorre um período de força. O sinal inferior é um sinal de EEG na posição C3, é possível verificar-se um aumento da amplitude do sinal quando ocorre o período de força, correspondente aos 0s [17].

#### 2.4. Detecção de sincronia

Sinais eletrofisiológicos como os de EEG e MEG tratam-se de sinais oscilantes nos quais as fontes não são directamente mensuráveis. Isto acontece porque o sinal adquirido no sensor resulta da sobreposição de oscilações de fontes próximas dele [3].

Sendo assim, pode-se considerar os sinais medidos,  $x(t)$  (equação 2.4), como sendo a sobreposição de diversas fontes,  $s(t)$ , e de uma matriz de mistura,  $A$  [3].

$$x(t) = As(t) \quad (2.4)$$

Pode-se representar a equação 2.4 em função das fontes:

$$s(t) = A^{-1}x(t) \quad (2.5)$$

De modo a facilitar a compreensão tem-se a equação seguinte:

$$y(t) = x(t).W \quad (2.6)$$

Em que  $W$  corresponde a  $A^{-1}$  e  $y$  a  $s(t)$ .

Com a necessidade de se detectar as fontes presentes nos sinais de EEG e, tendo como referência o sinal de EMG, recorre-se à Separação Cega de Fontes (*Blind Source Separation – BSS*).

BSS consiste em revelar fontes desconhecidas,  $s(t)$ , a partir das misturas lineares dos sinais,  $x(t)$ , em que existe pouco conhecimento sobre o processo que originou os mesmos. Como tal, apenas algumas suposições podem ser feitas acerca das fontes. Uma das mais utilizadas é a que as fontes são estatisticamente independentes, utilizada na Análise de Componentes Independentes (*Independent Component Analysis – ICA*). Este método utiliza apenas a função de densidade de probabilidade (como a curtose) e despreza a dinâmica temporal das fontes [18], [19].

Por outro lado, a Separação por Descorrelação Temporal (*Temporal Decorrelation source SEparation – TDSEP*) é uma técnica de BSS que ao recorrer da sua função de autocorrelação para vários atrasos temporais permite a separação de fontes tendo em conta a dinâmica temporal.

Embora o TDSEP seja eficaz na detecção de fontes, e tem em conta a dinâmica temporal, não nos dá informações sobre a fase que é o foco para determinar a sincronização.

Sendo assim, surge a Separação de Fontes Síncronas (*Synchronous Source Separation, SSS*), na qual, existe duas técnicas recorrentes: a Análise Independente de Fase (*Independent Phase Analysis, IPA*) e a Análise de Referência de Fase (*Reference Analysis Phase, RPA*). O IPA permite separar as fontes de uma forma cega que se encontram organizadas em subespaços, ou seja, separa fontes que estejam totalmente síncronas (intra-subespaço) e fontes não síncronas (inter-subespaço). O RPA, por outro lado, separa as fontes de uma forma não cega tendo em conta um sinal de referência. As fontes encontradas são as que têm uma maior correlação de fase com o sinal de referência. Esta técnica será a utilizada neste trabalho, já que se pretende encontrar a sincronização entre fontes cerebrais com a actividade motora, sendo os sinais de EMG a referência [18].

### 2.4.1. Coerência

A análise com base na coerência permite avaliar a correlação entre dois sinais no domínio das frequências. O seu cálculo (equação 2.7) resulta da densidade espectral entre os sinais  $x(t)$  e  $y(t)$  ( $C_{xy}(f)$ ) dividida pelo produto das densidades espectrais dos sinais  $x(t)$  ( $G_{xx}(f)$ ) e  $y(t)$  ( $G_{yy}(f)$ ).

$$C_{xy}(f) = \frac{|G_{xy}(f)|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)} \quad (2.7)$$

As densidades espectrais são determinadas a partir da Transformada Rápida de Fourier [13].

O valor da coerência varia entre 0 e 1, em que 0 representa nenhuma correlação entre os espectros de potências e 1 seria o ideal pois representa uma perfeita correlação entre os sinais.

#### 2.4.2. PLF

O PLF é um valor que permite avaliar a sincronia de entre dois sinais a partir da relação de fase entre os mesmos.

Para sinais 1 e 2,  $\varphi_1(t)$  e  $\varphi_2(t)$  representam as fases dos sinais dependentes do tempo, respectivamente, em que  $t = 1, \dots, T$ .

O PLF entre dois sinais é dado pela equação 2.8.

$$\rho = \left| \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T e^{i[\varphi_1(t) - \varphi_2(t)]} \right| = |\langle e^{i(\varphi_1 - \varphi_2)} \rangle| \quad (2.8)$$

Os valores de  $\rho$  variam entre  $0 < \rho < 1$ . Caso seja 1 corresponde a uma total sincronização dos dois sinais, ou seja a diferença de fase ao longo do tempo é contante. Caso seja 0, a relação entre as fases varia significativamente ao longo do tempo não ocorrendo sincronização. Os valores que se encontram entre 0 e 1 indicam uma sincronização parcial [12].

Em EEG e MEG assume-se que os sinais obtidos resultam de uma mistura instantânea de fontes. Assim sendo, é importante verificar qual é o efeito desta mistura no valor do PLF nos sinais.

Ao analisar-se a figura 2.13, a primeira coluna representa os sinais/ fontes e a segunda a relação entre os PLF's. A primeira linha mostra um grupo de 12 fontes, verificando-se que existe PLF elevado ( $\approx 1$ ) entre as fontes 1 e 3 e a 9 e a 10 e com PLF igual a zero entre o sinal 2 e 8. A segunda fila representa a mistura de fontes da primeira linha e verifica-se que existe maior sincronia entre as fontes 1 com 12 ou 11 com 12. A terceira fila representa o sinal de referência assim como os PLF's com as 12 fontes. O sinal de referência encontra-se em *phase-locking* com as fontes 4, 5 e 6 uma vez que o valor emparelhado PLF é proporcional ao tamanho do quadrado.

Pode-se concluir que se duas fontes possuem baixa sincronia ( $PLF \approx 0$ ), à sua mistura de sinais corresponderá um PLF mais elevado, uma vez que as fontes encontram-se presentes em mais que um sinal de mistura. Da mesma forma, se duas fontes tiverem um PLF elevado ( $PLF \approx 1$ ), a sua mistura de conterá PLF's mais baixos, porque em cada mistura existirão fontes que não se encontram em *phase-locking* [18].

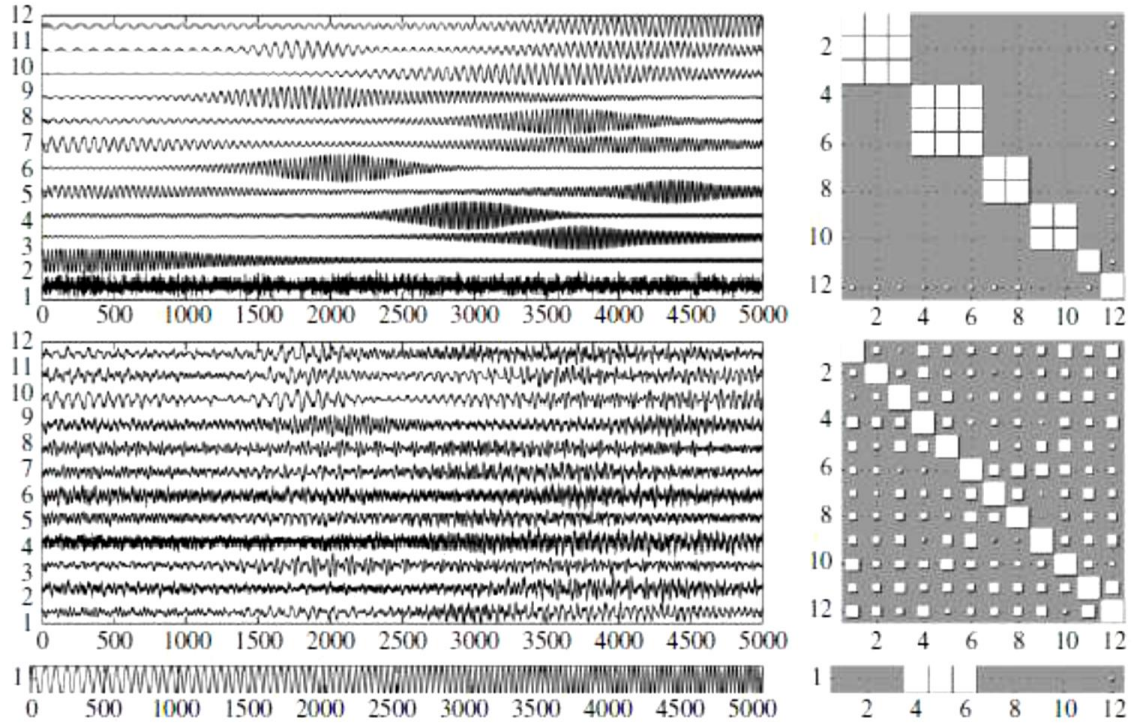


Figura 2.13 – Na primeira linha (esquerda) temos as fontes originais e os PLFs das combinações (direita). Na segunda linha, temos a mistura de sinais (esquerda) e os respectivos PLFs (direita). Na terceira linha, tem-se o sinal de referência (esquerda) e os PLFs com as fontes (direita). O sinal de referência encontrasse em phase-locking com as fontes 4,5 e 6. A área de cada quadrado é proporcional ao valor do PLF [18].

### 2.4.3. Branqueamento

Em processos de separação linear existe um pré-processamento, o branqueamento, ou *whitening*, que permite reduzir dimensões facilitando a localização de fontes.

O branqueamento inicia-se com a computação da matriz empírica da covariância  $C = \langle xx^T \rangle$ . Em seguida, faz-se a decomposição da matriz  $C$  em valores próprios. Estes valores são guardados numa matriz diagonal  $D$  por ordem descendente de energia e os seus correspondentes vectores próprios nas colunas da matriz  $V$ . Os dados branqueados são obtidos pela equação 2.9 [18][20].

$$x_{\text{branqueados}}(t) \equiv D^{-\frac{1}{2}} V^T x(t) \quad (2.9)$$

### 2.4.4. TDSEP

O TDSEP é um método de separação cega de fontes que parte do princípio que as fontes possuem autocorrelação temporal.

Tendo em conta que num sinal (equação 2.4) tanto as fontes,  $s(t)$ , como a matriz de mistura,  $A$ , são desconhecidas é necessário estimar uma matriz inversa,  $C$ , da matriz de mistura,  $A$ .

Este método consiste na resolução da função de custo:

$$l_1(C_{ij}) = \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t) \rangle^2 + \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t + \tau) \rangle^2 \quad (2.10)$$

Em que  $\tau$  consiste num valor de atraso temporal e  $y_i(t)$  e  $y_j(t)$  fontes de  $y$ , obtidas através da equação 2.6. O resultado da correlação é alterado significativamente com a escolha manual do valor de  $\tau$ , pelo que foi determinada uma função de custo diferente que não é influenciada tão significativamente pelo valor de  $\tau$ :

$$l_2(C_{ij}) = \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t) \rangle^2 + \sum_{k=0}^N \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t + \tau_k) \rangle^2 \quad (2.11)$$

Em que  $\tau_k$  admite uma série de valores diferentes. A partir da minimização da função de custo (equação 2.11) é possível determinar a matriz  $C$ , que corresponde  $W$  da equação 2.6. Permitindo, assim, a determinação das fontes [21].

#### 2.4.5. Análise de Referência de fase

O objectivo do RPA é a detecção de fontes cerebrais que se encontram *phase-locking* com o sinal de referência.

Para poder calcular-se a fase de um sinal é necessário utilizar-se a transformada de Hilbert. Tome-se, por exemplo, o sinal de referência,  $u(t)$ . Ao ser aplicada a transformada de Hilbert tem-se o sinal analítico  $\tilde{u}(t) = u(t) + iu_h(t)$  onde  $i = \sqrt{-1}$ . Sendo que a fase,  $\psi(t)$ , do sinal de referência é o ângulo associado ao sinal analítico [11].

É também necessário encontrar uma matriz *unmixing*,  $w$ , de tal modo, que as fontes estimadas sejam as mais próximas possíveis das fontes cerebrais. Para tal, além do sinal de referência, é necessário definir uma fonte estimada  $y(t) = w^T x(t) = w^T A s(t)$  com fase  $\phi(t)$ .

A diferença de fase entre os dois sinais é definida por  $\Delta\phi(t) \equiv \phi(t) - \psi(t)$ .

Com estas variáveis já é possível determinar o PLF entre a fonte estimada e o sinal de referência a partir da equação 2.12.

$$|\rho| = \left| \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T e^{i\Delta\phi(t)} \right| = \left| \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \frac{\tilde{y}(t)\tilde{u}^*(t)}{|\tilde{y}(t)\tilde{u}(t)|} \right| = \left| \frac{\langle \tilde{y}(t)\tilde{u}^*(t) \rangle}{\langle |\tilde{y}(t)\tilde{u}(t)| \rangle} \right| \quad (2.12)$$

Como  $\tilde{u}(t)$  e  $\tilde{y}(t)$  encontram-se normalizados para 1, isto faz com que o PLF varie apenas entre 0 e 1.

A principal ideia do RPA é maximizar o modulo do PLF,  $|\rho|$ , ou de forma alternativa o modulo do PLF ao quadrado,  $(|\rho|^2)$ , com respeito a  $w$ . Pode-se considerar  $w_{opt}$  como um maximizador global, pois é a combinação linear que maximiza a sincronia estimada entre a fonte,  $y(t) = w_{opt}^T x(t)$ , e o sinal de referência,  $u(t)$ .  $w$ , é normalizado já que se pretende encontrar  $y(t)$  a menos de um factor de escala e de sinal.

O gradiente de  $|\varrho|^2$  pode ser calculado pela equação 2.13.

$$\nabla|\varrho|^2 = 2|\varrho| \left\langle \frac{\sin[\Phi - \Delta\phi(t)]}{Y^2(t)} \Gamma_x(t) \right\rangle w \quad (2.13)$$

Onde  $Y(t) \equiv |\tilde{y}(t)|$  é a amplitude da fonte estimada,  $\Phi$  é o ângulo do PLF e  $\Gamma_x(t) = x_h(t)x^T(t) - x(t)x_h^T(t)$ . Sabe-se que  $x_h^T(t)$  é a transformada de Hilbert do sinal  $x(t)$ , que  $x(t)$  e  $x_h(t)$  são a parte real e imaginária, respectivamente, de  $\tilde{x}(t)$ .

Pode-se deduzir que  $\Gamma_{x_{ij}}(t) = X_i(t)X_j(t)\sin(\varphi_i(t) - \varphi_j(t))$ , donde  $X_i(t)$  e  $\varphi_i(t)$  são a amplitude e fase, respectivamente de  $x_i(t)$  [18][11].

Se  $w_{opt}$  for encontrado, o RPA tem como resultado uma combinação linear dos sinais com o máximo *phase-locking* com a referência. Caso duas fontes tenham um valor de PLF muito elevado, então existem duas soluções possíveis. Desta forma, o algoritmo apenas fornece uma das soluções, dependendo do vector de inicialização  $w$ . Este algoritmo nunca fornece uma combinação linear entre duas fontes porque iria baixar o valor do PLF [18].

## Algoritmos e Procedimento

Este capítulo pretende explicar de que forma a Coerência em conjunto com TDSEP e o RPA, explicados anteriormente, são traduzidos para os algoritmos. Em seguida, são apresentados os protocolos de aquisição efectuados, o que se espera encontrar e, por último, todo o processamento de sinal efectuado.

### 3.1. Algoritmos utilizados

Os algoritmos utilizados na análise dos sinais de EEG para encontrar as frequências mais síncronas com o sinal de referência, EMG, são a Coerência em conjunto com o TDSEP para estudar a correlação em frequência e o RPA para a sincronia de fase.

#### 3.1.1. Coerência em conjunto com o TDSEP

Este algoritmo é a primeira abordagem a utilizar-se neste trabalho para processamento dos sinais. Como já foi referido anteriormente, a coerência permite estudar a correlação entre dois sinais no domínio das frequências, neste caso entre os sinais de EEG e o de referência, EMG. Para tal é necessário utilizar um algoritmo que permita a separação de fontes em que a dinâmica do tempo seja importante e, deste modo, recorreu-se ao TDSEP. O TDSEP recorre da função de autocorrelação para vários atrasos temporais, permitindo a separação de fontes.

O algoritmo inicia-se com a função *Main\_coherence*, onde todas as variáveis são definidas. De seguida aos sinais é aplicado um filtro passa-banda e, posteriormente, o branqueamento. O filtro passa-banda é um do tipo *butterworth* de quarta ordem, podendo ser interpretado como a junção de um filtro passa-baixo com um passa-alto. O filtro passa-baixo é caracterizado por uma frequência de corte de 40Hz e uma segunda de 42Hz. Por outro lado, a frequência de corte associada ao passa-alto é 5Hz e 7Hz. Neste momento é realizado o cálculo da coerência entre os sinais de EEG com o EMG. Em seguida, é aplicado o branqueamento e é calculado a coerência dos sinais de EEG branqueados com o EMG. Neste ponto do algoritmo é mostrado, para cada uma das duas situações anteriores, um gráfico da relação entre coerência com a frequência para cada um dos sinais, Figura 3.1 (b) e (c) respectivamente.

O passo seguinte é a aplicação do algoritmo TDSEP de onde são extraídas as componentes que possuem maiores desconexões temporais entre si. Como o TDSEP funciona com base em atrasos, este passo é repetido 20 vezes ( $n_{essays}$ ), em que em cada repetição são considerados 21 atrasos que variam aleatoriamente num intervalo entre 1 a 100, nos quais 1 é sempre considerado. No fim deste processo, são encontrados  $n_{essays}$  de conjuntos de componentes.

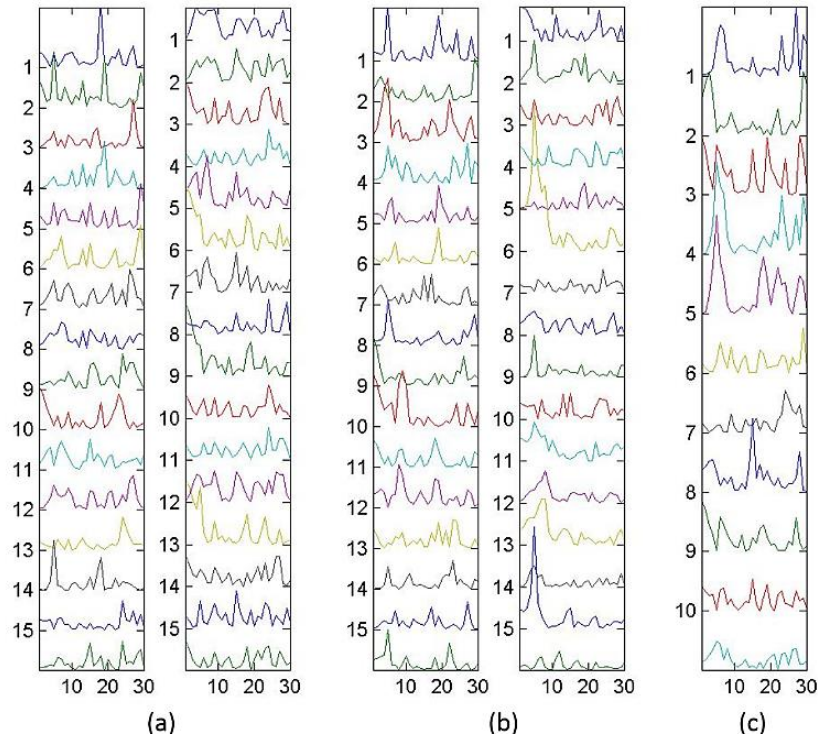


Figura 3.1 – Gráficos da coerência em função da frequência (Hz) em diferentes estados de processamento (a) sinais antes do branqueamento. (b) sinais após o branqueamento. (c) componentes após o TDSEP. Em que em (a) e (b) as segundas colunas são a continuação da coluna anterior.

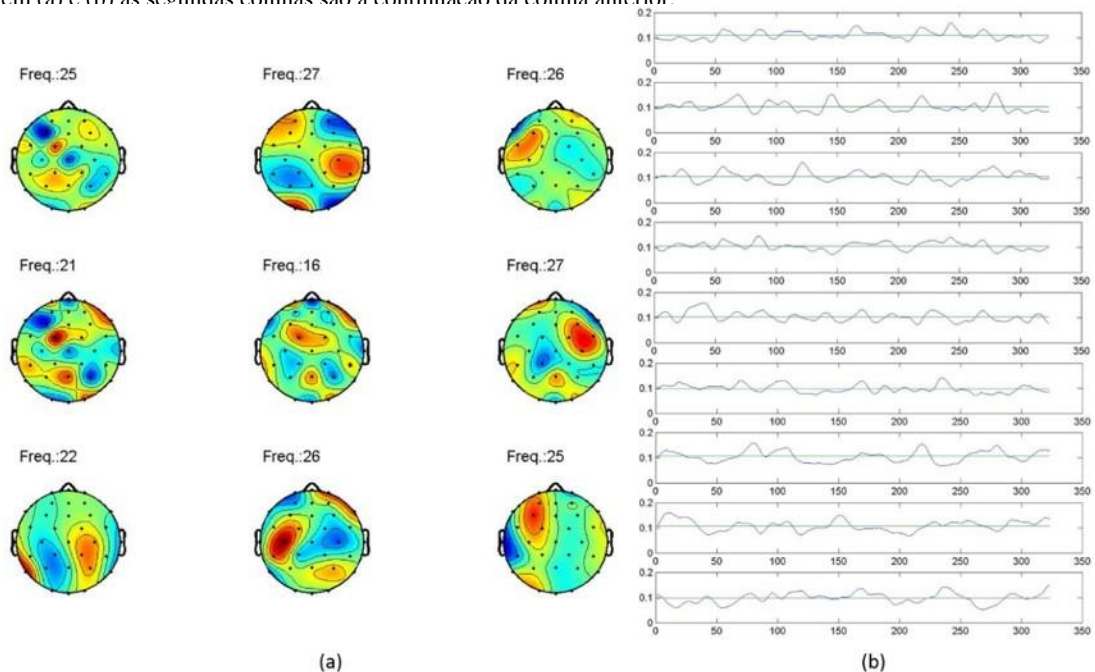


Figura 3.2 – Do lado esquerdo são apresentados os mapas de representação espacial das componentes que correspondem aos 9 primeiros sinais após o TDSEP, apresentados na figura 3.1. (c). No lado direito é visível a evolução da coerência para os mapas do lado esquerdo (ao longo do tempo onde o número de janelas é considerado).

Estes conjuntos de componentes são agrupados por semelhança, dando origem ao gráfico que relaciona a coerência das componentes em função da frequência (figura 3.1 (c)), aos mapas de representação espacial das componentes com uma frequência associada (figura 3.2 (a)) e aos gráficos que representam a evolução temporal da coerência para cada mapa (figura 3.2 (b)), apresentados por ordem decrescente de coerência.

Por último, são assumidos parâmetros como o número de pontos por janela e quantos pontos se sobrepõem em cada janela. Isto permite obter informação relativa à evolução da coerência e da frequência ao longo das janelas e são apresentados por ordem decrescente de coerência. A figura 3.3 apresenta um fluxograma que ilustra este algoritmo.

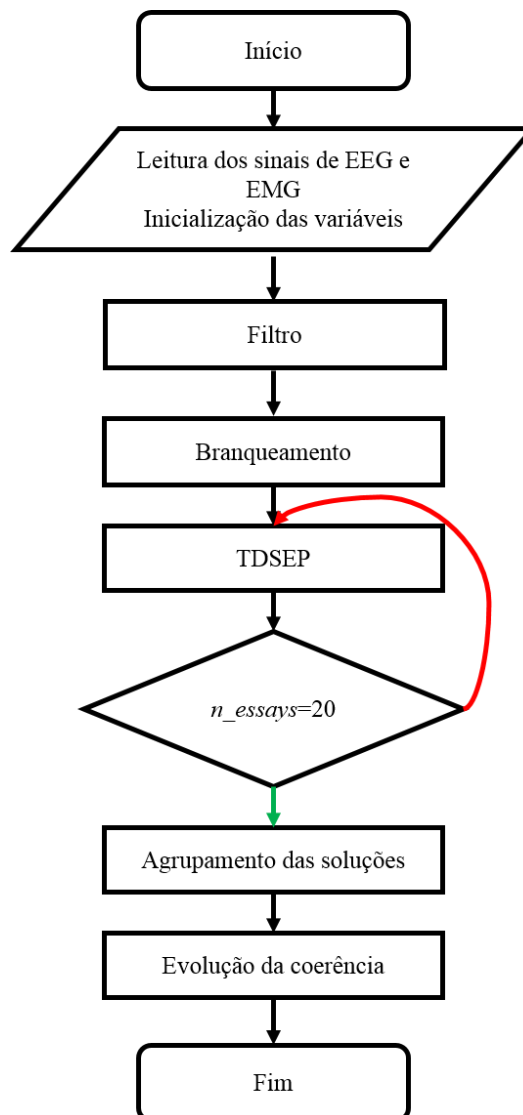


Figura 3.3 – Fluxograma do algoritmo da coerência. Se  $n\_essays$  for igual a 20, então segue para o próximo passo, representado pela seta verde. Se  $n\_essays$  não for 20, então é novamente reencaminhado para o TDSEP, representado pela linha vermelha (adapt. [22]).

### 3.1.2. Análise de referência de fase

Neste algoritmo é necessário restringir o sinal a janelas mais pequenas, por exemplo 125 amostras, pois espera-se que a sincronia de fase aconteça em intervalos pequenos ao contrário do algoritmo da coerência em conjunto com o TDSEP, em que pode ser calculada sobre todo o sinal. Deste modo, é necessário encontrar qual é o tamanho da janela, assim como quantos pontos é necessário sobrepor em cada janela com a anterior. Optou-se por utilizar o número de amostras presentes numa contracção como sendo o número de amostras por janela e metade desse valor como o número a sobrepor.

Utiliza-se o algoritmo da coerência em conjunto com o TDSEP para se escolher o intervalo de frequência utilizado no filtro *butterworth*, passa-banda de quarta ordem. A escolha dos intervalos é feita a partir dos mapas de representação espacial que se pretende estudar. Como já foi referido, quando estes mapas são apresentados, é também apresentada a frequência associada, deste modo o intervalo utilizado para este algoritmo é  $\pm 1,5$  Hz que a frequência dos mapas escolhidos.

Após os sinais de EEG serem filtrados sofrem um branqueamento, de modo a reduzir o número de componentes presentes no sinal. De seguida, efectua-se o cálculo do PLF entre as soluções extraídas do branqueamento com o sinal de referência e as soluções são ordenadas por ordem decrescente de PLF.

O passo seguinte pode dividir-se em três agrupamentos:

1. O RPA corre apenas 10 vezes para mesma janela, a fim de obter as componentes mais significativas. De cada ciclo realizado é criado um mapa de representação espacial. No fim dos 10 ciclos, os mapas são agrupados por semelhança, sendo indicado o valor do PLF e de quantos mapas foram agrupados.
2. Após o agrupamento anterior ser realizado para todas as janelas, as componentes são novamente agrupadas por semelhança e apresentadas por ordem decrescente de PLF, com o respectivo número de mapas agrupados.
3. O número máximo de componentes síncronas a reter para melhores resultados é 6. Por este motivo, é necessário um ciclo que repita o 1º e o 2º agrupamento para componentes de 1 a 6. No fim deste passo, são escolhidos, por semelhança, os mapas mais significativos.

Na figura 3.4. estão representados o 1º e o 2º agrupamento. E na figura 3.5. encontra-se representado o 3º agrupamento, em que a caixa que diz RPA corresponde ao fluxograma da figura 3.4.

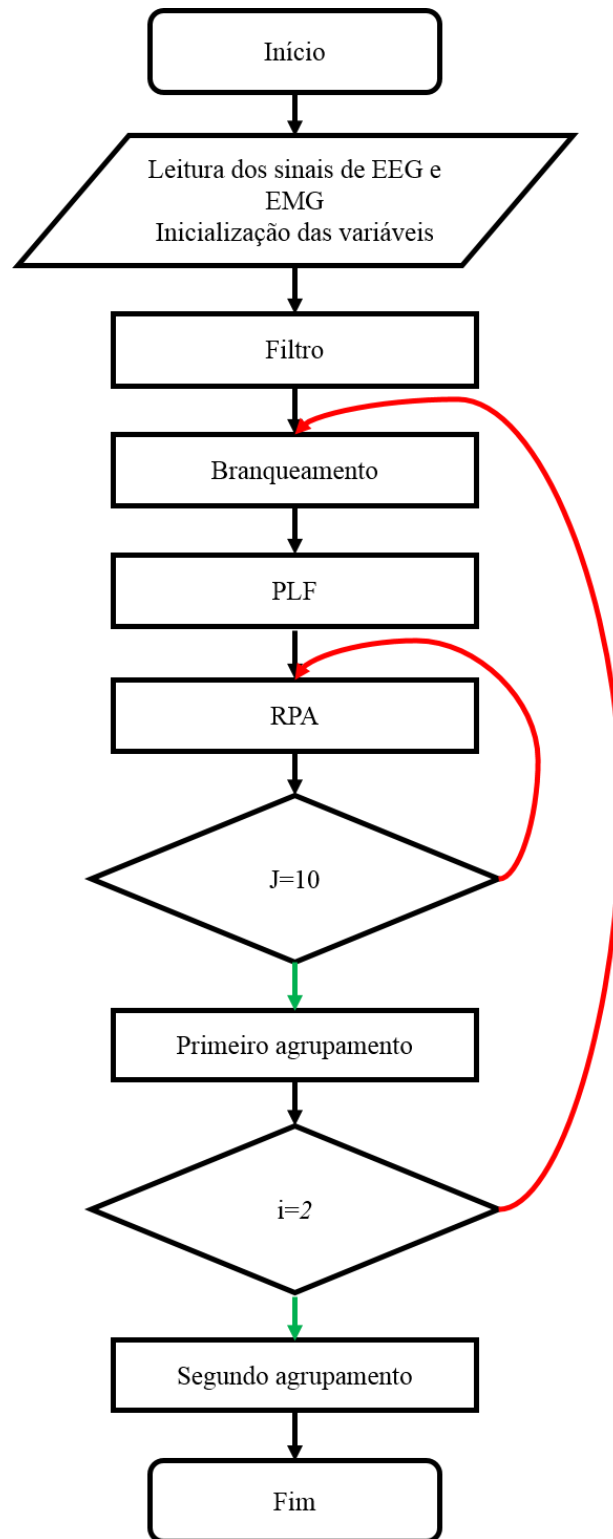


Figura 3.4 – Fluxograma do 1º e 2º agrupamentos do RPA. As setas vermelhas representam que o ciclo ainda não foi terminado. Aos fim dos 10 ciclos,  $J=10$ , o processo é terminado sendo representado pela seta verde, indicando o passo seguinte (adapt.[22]).

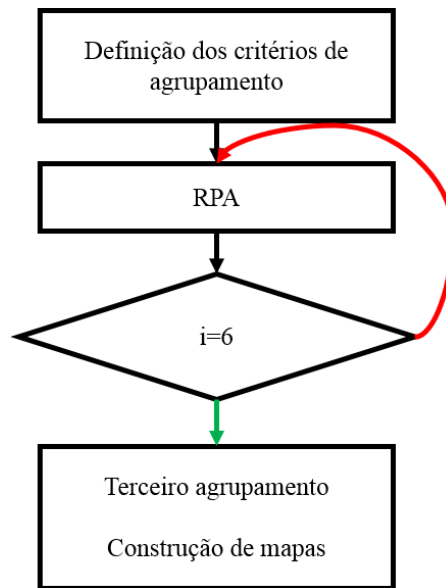


Figura 3.5 – Fluxograma do terceiro agrupamento do RPA. A caixa RPA simboliza o fluxograma do 1º e 2º agrupamento. Se o número de componentes (i) ainda não for 6, o passo indicado é o da seta vermelha. Caso o  $i=6$  então procede-se para o terceiro agrupamento. (adapt.[22])

### 3.2. Processo de Aquisição

O processo de obtenção de dados foi realizado uma vez no Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil (IPOFG) e as restantes 3 vezes na Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL).



Figura 3.6 – Aquisição de EEG de 32 Canais e EMG com 4 eléctrodos na FCT-UNL.

Na aquisição no IPOFG foi utilizada uma touca de 32 eléctrodos para medir os sinais eléctricos no escalpe e 4 eléctrodos de superfície para medir a actividade eléctrica no músculo pretendido. Já na FCT-UNL, utilizou-se uma touca de 128 eléctrodos adaptada para 32 eléctrodos (figura 3.6 e Anexo II) e 4 eléctrodos para a actividade eléctrica no músculo.

As posições dos eléctrodos são fundamentais para a construção dos mapas de representação espacial, enquanto as posições da touca do IPOFG já eram conhecidas. As da FCT-UNL tiveram que ser estimadas a partir de informações fornecidas pelo fabricante, a *Biosemi*.

Em ambos os processos, os eléctrodos foram colocados respeitando a posição Internacional 10/20.

A aquisição de dados envolveu indivíduos saudáveis que realizaram contracção muscular voluntária e pode ser dividida em duas partes: em protocolos (1 e 2) realizados em estudos anteriores e em novos protocolos a fim de otimizar o estudo de sincronia de fase.

No protocolo 1 é pedido ao indivíduo que efectue um movimento de pinça a cada batida de metrónomo, e que interiorize este ritmo de modo a que quando o metrónomo seja desligado ele seja capaz de manter um ritmo semelhante [23].

Inicialmente foi pedido que as contracções tivessem uma frequência de aproximadamente 100 BPM, no entanto o valor da frequência foi alterado para 40 BPM a fim de aumentar as durações dos períodos das contracções e relaxações, e assim facilitar a divisão das contracções.

O protocolo 2 tem por base um vídeo onde aparece uma cruz que alterna as cores entre vermelho e amarelo. Quando aparece em vermelho o indivíduo contrai e quando estiver amarela descontraí. Os tempos de contracção e descontração variam em intervalos de 3 e 10s.

Nestes dois protocolos a aquisição é repetida para ambas as mãos, com cada mão individualmente, com a mola amarela (figura 3.7 (a)) e com o êmbolo (figura 3.10 (b)). A mola e o êmbolo são utilizadas para o aumentar o esforço na execução do movimento de pinça.

No protocolo 3 foi utilizada o êmbolo onde o sujeito observava um vídeo em que é apresentado uma cruz, mas ao longo do tempo o eixo horizontal da cruz subia e descia verticalmente com tempo compreendidos entre 5 e 10s. Foi pedido ao indivíduo que aumentasse ligeiramente ou diminuísse a força tendo como base a força inicialmente efectuada.

No Protocolo 4 foi utilizada a mola de escritório (figura 3.7 (b)), isto porque a amplitude entre os extremos da mola é maior, o que faz com que se possa fazer diferentes graus de força.

O protocolo 1 a 100 BPM, o 2 e o 3 foram realizados no IPOFG, enquanto na FCT-UNL foi realizado apenas o protocolo 1 para 40 BPM e o 4.

É importante referir que as aquisições realizadas na FCT-UNL, ao contrário do IPOFG, foram efectuadas no interior de uma gaiola de Faraday, a fim de blindar o ruído externo, e, por isto, se optou por não realizar os protocolos 2 e 3, uma vez que ao utilizar-se equipamento eletrónico este iria emitir ruído.

Também é necessário referir que o equipamento utilizado no IPOFG serve para obtenção de dados de diagnóstico e, por isto, são previamente filtrados, sendo dedicado à clínica. Por outro lado, o *Biosemi* é utilizado fundamentalmente para investigação.

Em ambos os sítios os dados obtidos foram gravados em formatos diferentes. No IPOFG foram guardados em *.edf* e recorrendo-se da função *edfread()* foi possível converter os dados para *.mat* (formato utilizado em MatLab). Por outro lado, as aquisições na FCT-UNL foram guardadas com a

extensão *.bdf* e só foi possível extrair-se os dados recorrendo ao EEGLAB [24]. Além disto, a frequência de aquisição de sinais foi diferente em ambas as instituições: No IPOFG, 500Hz, e na FCT-UNL, 16384Hz e 2048Hz. Como as frequências que se pretende encontrar estão entre os 15Hz e os 30 Hz, a fim de termos uma amostra mais homogénea, recorreu-se à função *decimate* do MatLab para diminuir a frequência nos dados da FCT-UNL para 496 e 512Hz, respectivamente.

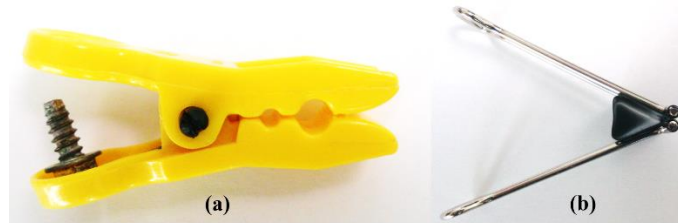


Figura 3.7 – Duas das molas utilizadas no estudo. (a) mola amarela utilizada nos protocolos 1 e 2 e (b) a mola de escritório utilizada no protocolo 4.

### 3.3. O que se espera encontrar

Este trabalho tem como principal objectivo evidenciar em que momentos da actividade motora existe uma maior sincronização de fase com a actividade cerebral. Neste subcapítulo pretende-se ilustrar três exemplos de fontes que se pretende encontrar.

Espera-se que ao analisar-se os sinais correspondentes à da mão direita (figura 3.8 (a)), e da mão esquerda, esperamos encontrar fontes neuronais provenientes do córtex motor primário, nos hemisférios esquerdo e direito, respectivamente. Todavia, é de referir que também serão do nosso interesse fontes bilaterais simétricas (figura 3.8 (b)), sugerindo um processamento bilateral da informação motora. Contudo, é ainda possível encontrar-se fontes ipsilaterais, ou seja, fontes que se encontram do mesmo lado que a mão que se encontra em contracção (figura 3.8 (c)).

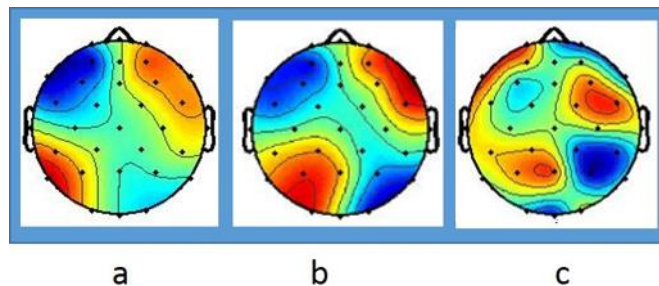


Figura 3.8 – Mapas de representação espacial obtidos após o TDSEP (a) mapa de representação espacial de uma fonte contralateral; (b) mapa de representação espacial de uma fonte bilateral; (c) mapa de potencial da mão direita com fonte ipsilateral. Dados obtidos a partir da contracção da mão direita para o protocolo 1.

### 3.4. Testes de optimização efectuados

Nos subcapítulos abaixo são apresentados os testes de optimização realizados tanto nas aquisições realizadas no IPOFG como na FCT-UNL. Estes testes têm como propósito otimizar a localização das fontes corticomusculares.

### **3.4.1. Comparação dos sinais do IPOFG com os da FCT-UNL**

O facto de as aquisições realizadas no IPOFG e na FCT-UNL terem sido realizadas em condições e equipamentos diferentes provocam certamente alterações no sinal. Isto tornou-se claro uma vez que os mapas de representação espacial obtidos para ambos os casos apresentavam diferenças notórias, fazendo surgir a necessidade de se poder comparar a informação existente nos sinais.

Deste modo, pensou-se em utilizar-se a densidade espectral de potência a partir da função *pwelch* do MatLab. Esta função permite determinar a relação de potência em função da frequência.

Neste caso, espera-se que o sinal obtido na FCT-UNL seja um sinal num estado bruto e contenha mais informação e menos ruído que os do IPOFG.

### **3.4.2. Remoção das fontes menos energéticas**

Em ambos os algoritmos os sinais após o branqueamento são organizados por ordem decrescente de energia. No entanto, nem todos os sinais após o branqueamento poderão ser do nosso interesse. Ou seja, alguns dos sinais menos energéticos podem ser apenas ruído, dificultando a convergência para fontes fisiologicamente significativas.

Tendo em conta que ao efectuar uma contracção com maior intensidade torne necessário um maior número de neurónios [14], espera-se que a fonte seja mais intensa. Deste modo, com esta alteração nos algoritmos pretende-se seleccionar de todos as componentes após o branqueamento as que possuem uma maior energia. Tendo em conta que são gerados tantos sinais quanto o número de canais, neste caso 32, optou-se por seleccionar apenas as 15 mais energéticas.

### **3.4.3. Variação na gama Beta**

No estudo realizado na tese anterior, "Deteção de sincronia no controlo corticomotor" [22], o estudo centrou-se em torno da frequência de 15Hz, uma vez que em inúmeros estudos é indicada com sendo a frequência que apresenta a maior coerência entre a actividade motora e a actividade eléctrica cerebral.

No entanto, neste estudo com o aumento do número de aquisições notou-se que outras frequências na banda beta apresentavam uma maior coerência entre o EEG e o EMG. Sendo assim, criou-se o processo de análise explicado em seguida:

Inicia-se com o algoritmo da coerência em que o intervalo escolhido é a região beta associada ao controlo motor, 15 a 30Hz. Como já foi explicado anteriormente, durante o algoritmo da coerência são obtidos gráficos que mostram a coerência em função da frequência. Estes gráficos são obtidos antes do branqueamento, após o branqueamento e após o TDSEP. Ao comparar-se os 3 gráficos, existem valores de frequência que apresentam uma maior coerência que tendem a variar consoante o protocolo. De modo a analisar todos os casos possíveis, optou-se por criar intervalos de frequências que tendem a conter os picos que apresentam maior coerência.

A fim de se verificar em que eléctrodos estão a ser encontradas as coerências com maior intensidade, criaram-se 6 mapas de intensidade de coerências. Para a construção destes mapas calculou-se a coerência entre os sinais dos 32 eléctrodos com o sinal de referência em que para cada um destes mapas existe um intervalo de frequências associado.

Espera-se que ao comparar os gráficos das coerências em função da frequência com os mapas de intensidade de coerências seja possível escolher um intervalo de frequências onde exista uma coerência alta. E com isto, facilitar a detecção de sincronia de fase.

#### **3.4.4. Variação do número de amostras e sobreposição**

Como já foi referido anteriormente, é necessário recorrer a intervalos mais pequenos para se detectar a sincronia em fase. Assim, avaliou-se qual a melhor dimensão de janela para proceder à análise e em que parte da contracção a sincronia seria maior.

A sobreposição de janelas é um aspecto importante, uma vez que a sincronia pode ocorrer numa pequena parte ou na totalidade da janela. Caso ocorra num segmento muito inferior ao tamanho da janela, o resultado obtido será influenciado pelas restantes amostras não síncronas, tornando a fonte menos perceptível. No entanto, se o algoritmo avançar sobre o sinal com uma determinada janela e com sobreposição de amostras, é mais fácil que sincronias de curta duração sejam detectadas.

De modo a determinar o número óptimo de amostras por janela, recorreu-se aos sinais de EMG e mediu-se a duração das contracções para cada aquisição. Em seguida, fez-se uma média para cada aquisição e obteve-se o valor de amostras por janelas. Consideramos metade desse valor para a sobreposição.

Na tese anterior dividiu-se este procedimento em 5 testes: no primeiro teste, centrou-se a janela no início da contracção (figura 3.9 Teste 1), no segundo teste, centrou-se no fim da contracção (figura 3.9 Teste 2), no terceiro teste, durante a contracção (figura 3.9 Teste 3), no quarto teste, centrou-se a janela 50 pontos antes da contracção (figura 3.9 Teste 4) e no quinto teste a janela foi coincidente com a descontração (figura 3.9 Teste 5). Na figura 3.9 é possível ver os mapas de representação espacial associados aos testes realizados para o protocolo 1 com a mão direita. No topo de cada mapa existe uma variável *n\_elements* que dá informação sobre número de elementos que foram agrupados e considerados semelhantes.

Na tese anterior, ficou-se com a ideia que nos momentos de controlo motor, ou seja, de transição, entre a contracção e descontração a detecção da sincronia, é mais eficaz. Deste modo, efectuou-se o mesmo teste para aumentar os casos de estudo, na expectativa de confirmar a esta ideia.

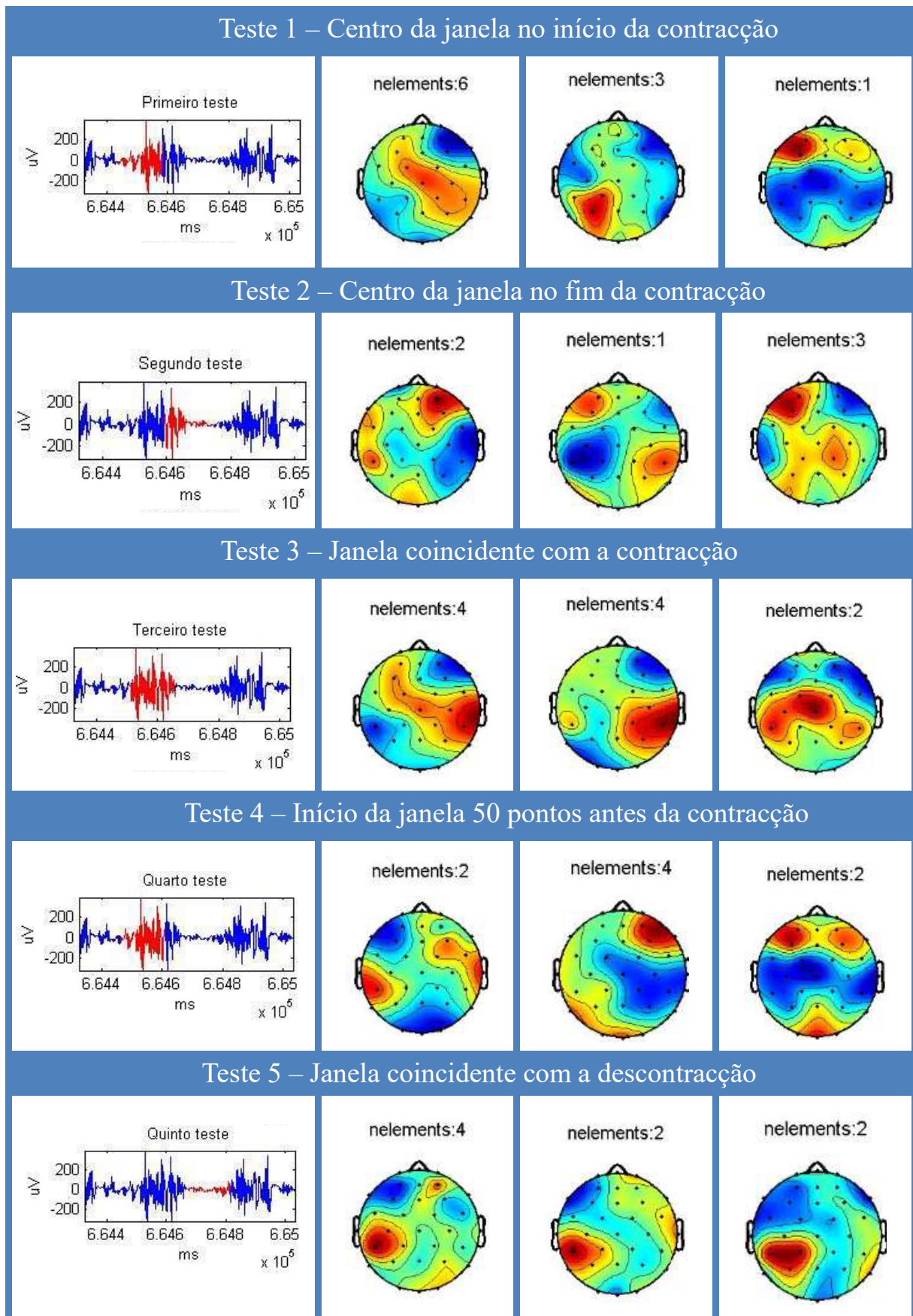


Figura 3.9 – Testes efectuados para o estudo de transição e controlo durante a contracção para o protocolo 1 e mão direita. Em cada teste está representado um EMG com a área seleccionada pela janela a vermelho e respectivos mapas de representação espacial mais significantes obtidos com o algoritmo RPA (adapt. [22]).

### 3.4.5. Estudo do controlo motor

Este protocolo surge na expectativa de estudar o modo como controlo motor pode fazer variar a coerência e a sincronização.

Para tal, surgiu a necessidade de haver um equipamento que permitisse, durante as aquisições dos sinais de EEG e EMG, visualizar a força exercida na mola em função do tempo. Desta maneira, o sujeito conseguiria visualizar e controlar a força.

Este equipamento é constituído por duas partes: o *hardware* e o *software*. O software, *Conforce* inicialmente, encontrava-se no formato IOS e foi necessário adaptá-lo para Windows e para computadores portáteis com recurso às ferramentas dos softwares onde terão sido desenvolvidos - LabView e Arduino. No *Conforce* é possível ver em tempo real, a evolução da força num gráfico em função do tempo. Além de se ver graficamente as variações do valor da força é também possível ver-se apenas o valor (figura 3.10 (a)). Toda a evolução temporal pode ser guardada em ficheiro “.txt”.

A parte física do equipamento é composta por uma placa de Arduino, à qual é conectado um cabo USB que permite a ligação ao PC. A partir da placa existe um outro fio condutor que se encontra conectado ao êmbolo. Este êmbolo é constituído por um sensor de pressão que gera impulsos sempre que a mola sobre ele é contraída (figura 3.10 (b)).

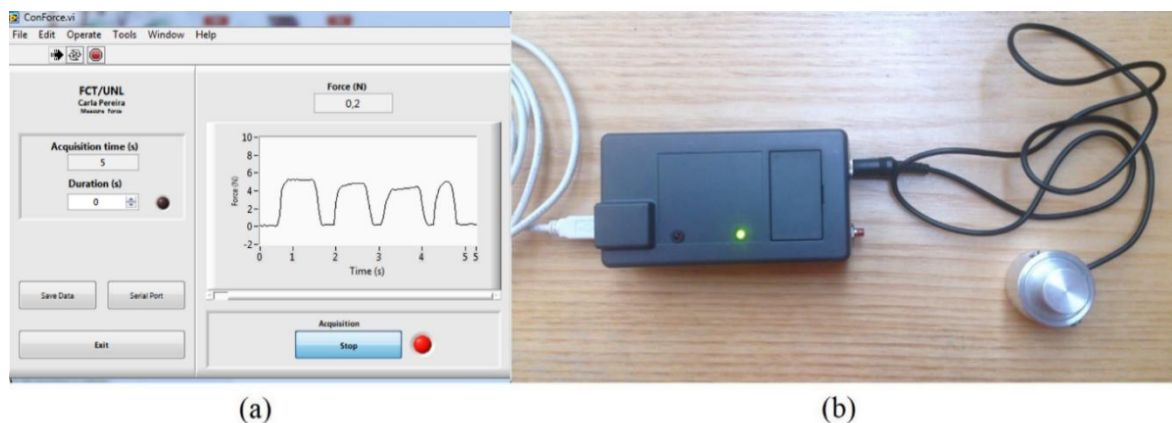


Figura 3.10 – Sistema de aquisição do êmbolo (a) *software*, *Conforce*, (b) placa de arduino e êmbolo.

O processo de aquisição para este teste corresponde ao protocolo 3 e 4. Este teste encontra-se dividido em duas partes em função do protocolo de aquisição utilizado. Como já foi referido anteriormente, no protocolo 3 utilizou-se o êmbolo e a força aplicada foi em função de um vídeo. No protocolo 4 utilizou-se a mola de escritório e foi pedido ao indivíduo que deveria manter uma força contínua durante algum tempo e depois variar.

Com este procedimento espera-se verificar que nas zonas de controlo exista uma maior sincronia por ser menos guiado que os testes anteriores e por acrescentar um factor de concentração e atenção.

## Análise dos Resultados

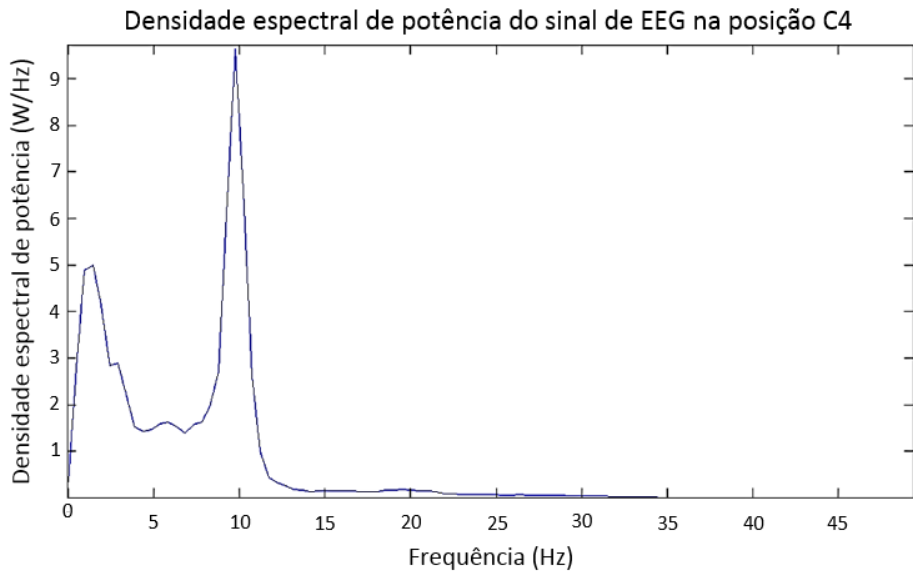
Após ter sido explicado no capítulo anterior como foi feita a aquisição de dados e de que maneira os dados serão processados, neste capítulo pretende-se mostrar e analisar os resultados obtidos. Utilizou-se os dados adquiridos com o Protocolo 2 com recurso à mola amarela utilizando a mão direita obtidos no IPOFG para ilustrar todos os testes, excepto para o teste do controlo motor. No teste do controlo motor optou-se por utilizar-se os dados também obtidos para o IPOFG para a mão direita, mas usando tal como foi replicado, o êmbolo.

### 4.1. Comparação dos sinais do IPOFG com os da FCT-UNL

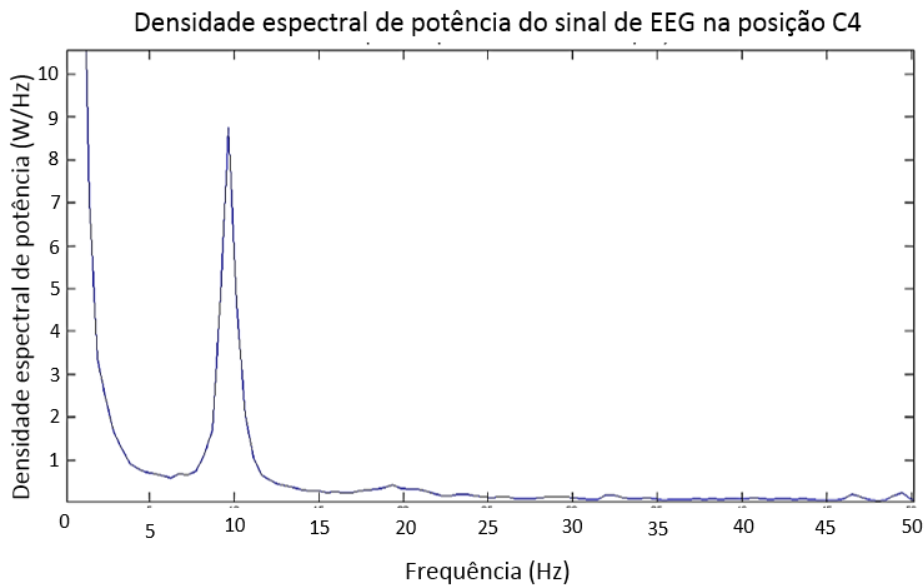
Na figura 4.1 estão representados duas densidades espectrais obtidas a partir da função *pwelch* do MatLab. A posição escolhida foi a C4 do sistema internacional 10/20, uma vez que se trata de uma posição comum em ambas as aquisições. Em (a) é referente ao IPOFG e em (b) FCT-UNL.

Ao compararmos os dois sinais é notório um pico em torno dos 10Hz, associado ao ritmo alfa. No entanto, na banda que se pretende estudar, 15 a 30Hz, é visível que no sinal obtido no IPOFG, a partir de 25Hz, a densidade espectral de potência tende-se a aproximar de zero, sendo possível a existência de um filtro passa-baixo. No sinal obtido na FCT-UNL o mesmo não acontece, a partir dos 25 Hz a densidade espectral de potência tende a estagnar em valores superiores a zero.

Deste modo, conclui-se que nos sinais obtidos na FCT-UNL existe mais informação na banda que se pretende estudar. Isto deve-se ao facto de os sinais se encontrarem num estado bruto, aos quais nenhum filtro é aplicado durante a aquisição; enquanto que os dados do IPOFG são utilizados para diagnóstico e, por este motivo, são aplicados filtros por rotina, para remover informação não clinicamente relevante.



(a)



(b)

Figura 4.1 – Espectros de Densidade espectral de potência em função da frequência obtidos com a função *pwelch* do MatLab, dos sinais medidos no eléctrodo da posição C4 da (a) aquisição do IPOFG e (b) da aquisição na FCT-UNL.

## 4.2. Remoção das Componentes menos energéticas

Este teste foi realizado em todos os dados na expectativa de que com a remoção das componentes menos energéticas após o branqueamento a detecção das fontes corticomusculares seja mais eficaz.

As figuras 4.2 e 4.3 apresentam a mesma aquisição em que o intervalo de frequências escolhido manteve-se apenas variando o número de componentes consideradas.

Na figura 4.2 todas as componentes extraídas do branqueamento são consideradas pelo TDSEP, enquanto que na figura 4.3 apenas as 15 mais energéticas são utilizadas.

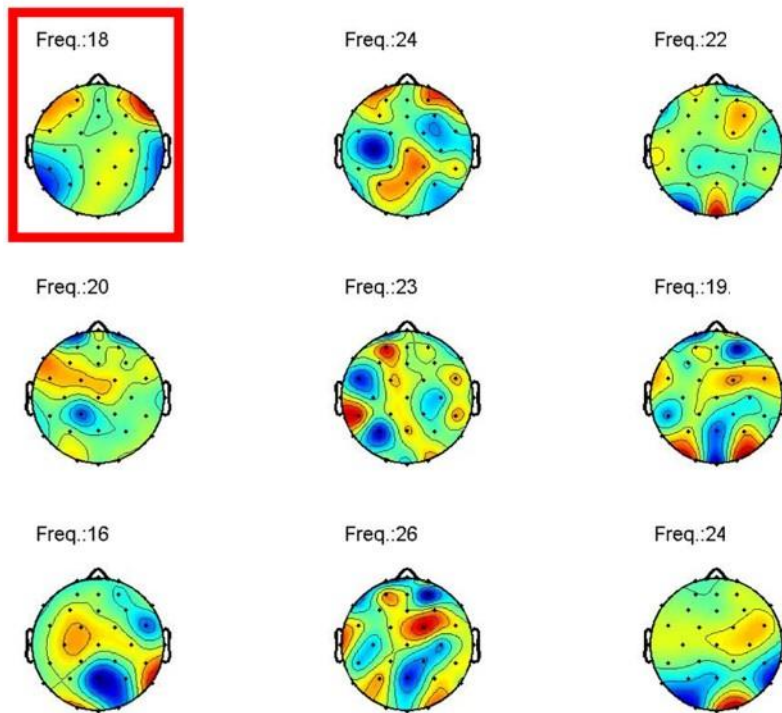


Figura 4.2 – Mapas de representação espacial em que todas as componentes energéticas são consideradas. O mapa de interesse encontra-se assinalado a vermelho.

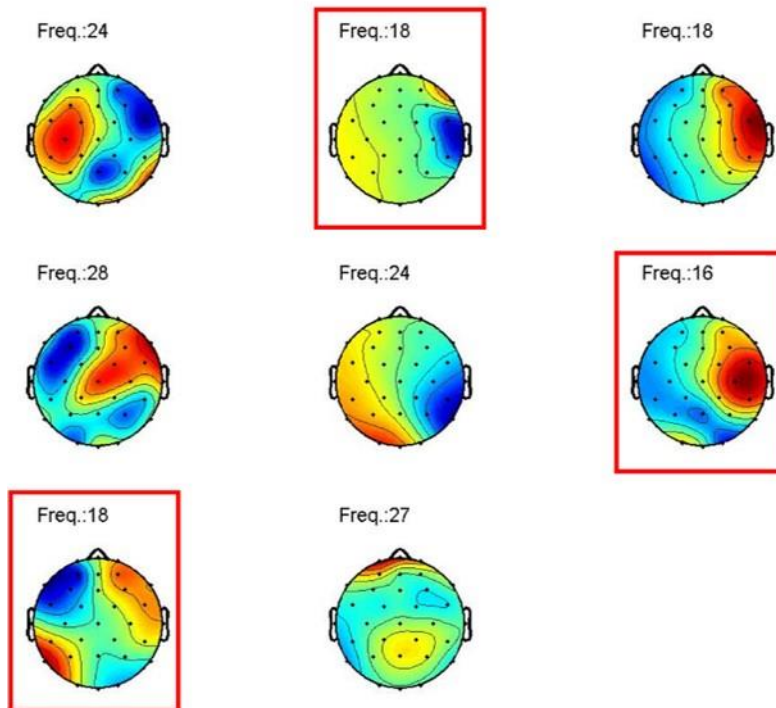


Figura 4.3 – Mapas de representação espacial em que apenas as 15 componentes mais energéticas são consideradas. Os mapas de interesse encontram-se assinalados a vermelho.

Na figura 4.2 é possível escolher-se apenas o primeiro mapa como sendo uma fonte de interesse (assinalado a vermelho). No entanto, o quinto mapa também poderia ser uma opção. Contudo, na região

que se espera encontrar a fonte existe demasiado ruído, o que impede a sua escolha, por indefinição da fonte.

Por outro lado, na figura 4.3 encontra-se representado o que acontece quando apenas as 15 componentes mais energéticas são consideradas. A partir dos mapas de representação espacial é possível escolher-se 3 mapas de interesse: duas fontes ipsilaterais, a segunda e a quarta, e uma fonte contralateral, a sétima.

Ao compararmos ambas as situações, na segunda situação é visível que os mapas melhoram, ou seja, é mais fácil detectar a fonte, uma vez que estas se encontram mais bem definidas. Repare-se, por exemplo, que a primeira fonte da figura 4.2 e a sétima na figura 4.3 são a mesma fonte só que na segunda figura é mais perceptível.

Deste modo, como seria esperado, ao diminuirmos o número de componentes seleccionadas após o branqueamento, seleccionando as mais energéticas, estamos de facto a remover componentes que não trazem informação relevante. Sendo assim consideradas ruído, assim aumentamos a possibilidade da detecção de fontes relevantes.

### 4.3. Variação de frequência na gama Beta

Como já explicado no capítulo anterior, este teste pretende encontrar qual o melhor intervalo de frequências aplicado a cada caso de estudo, de maneira a melhorar a detecção de coerência e sincronização de fase.

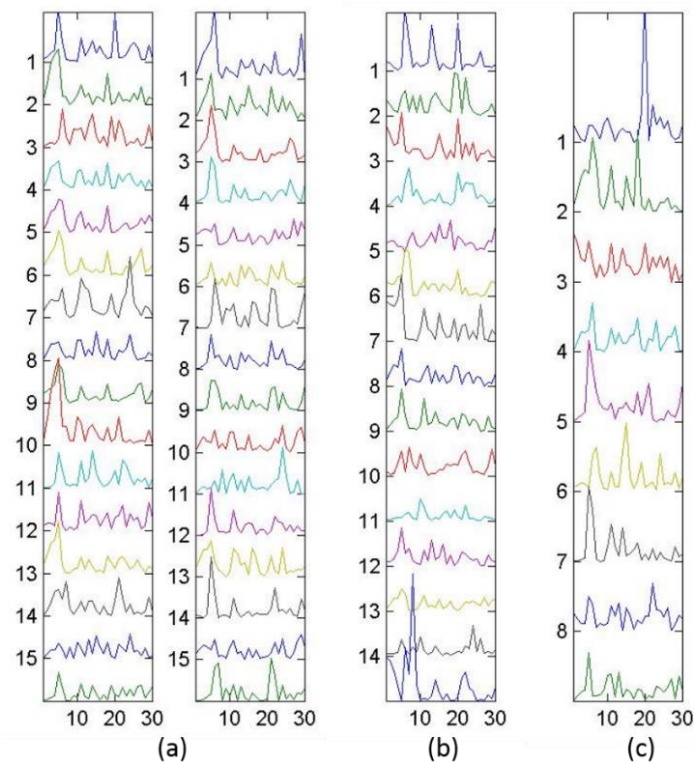


Figura 4.4 – Gráficos extraídos do algoritmo da coerência em função da frequência em diferentes fases do processamento. (a) sinais antes do branqueamento. (b) sinais após o branqueamento. (c) sinais após o TDSEP. Esta figura difere da figura 3.2, uma vez que nos sinais após o branqueamento (b) apenas foi seleccionada as 15 componentes mais energéticas.

A figura 4.4 corresponde aos sinais processados da coerência em função da frequência dos sinais obtidos no algoritmo da coerência antes e após o branqueamento e também dos componentes que irão corresponder aos mapas. Estes dados são ordenados por ordem decrescente de coerência. Em todos os gráficos é possível detectar-se diversos picos dentro e fora da banda de frequência em estudo, 15 a 30Hz. A partir do artigo escrito por Grosse et al [13] é possível explicar-se a existência de ritmos entre os 6 e os 12Hz como estando associados a fenómenos de ressonância na cavidade craniana, mas também a movimentos motores lentos em torno dos 10Hz.

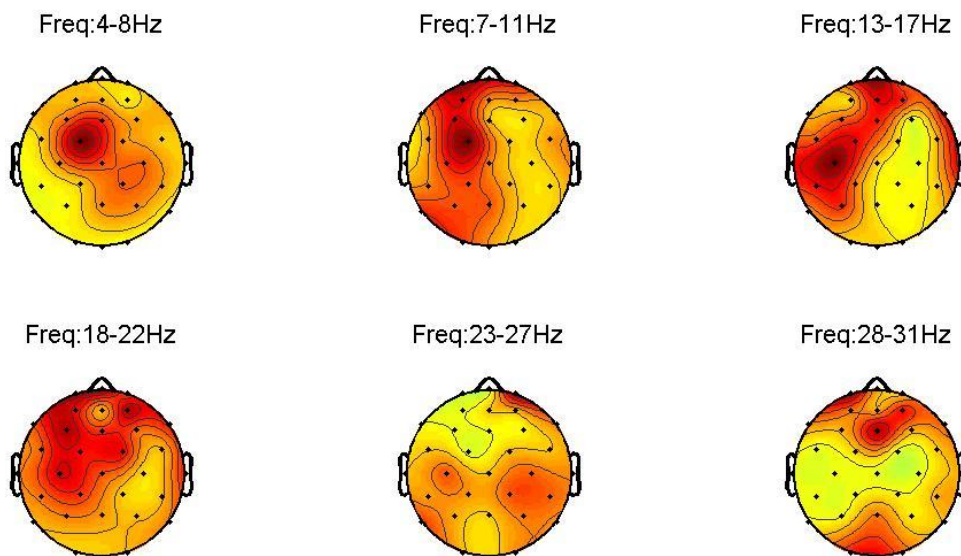


Figura 4.5 – Mapas de intensidade de coerências para os intervalos 4-8Hz, 7-11Hz, 13-17Hz, 18-22Hz, 23-27Hz e 28-31Hz

Todavia, para se ter uma ideia de onde estas frequências poderiam estar localizadas criaram-se os mapas de intensidade de coerências representados na figura 4.5.

Ao analisar-se todos os gráficos e os mapas de intensidade, conclui-se que a fonte que desejamos encontrar esteja entre os 15 e os 22Hz. Sendo assim, repetiu-se o algoritmo da coerência para frequências entre os 15 e os 22Hz e verificou-se que seria eficaz diminuir o intervalo, uma vez que a melhor fonte situava-se nos 17Hz. O motivo pelo qual se diminui o intervalo, foi para este, mais tarde, ser utilizado no RPA.

Ao reduzirmos para o intervalo de 16 a 19Hz, obtemos os mapas de representação espacial presentes na figura 4.6.

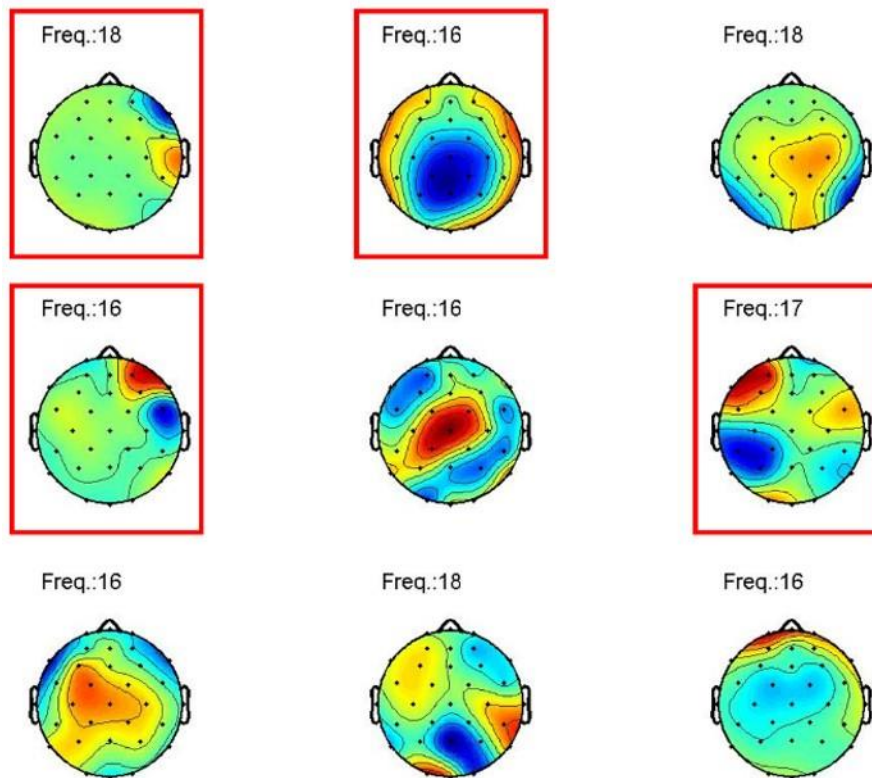


Figura 4.6 – Mapas de representação espacial das fontes obtidos a partir do algoritmo da Coerência.

Para este caso, ao diminuirmos o intervalo para a região com maior coerência mostrou-se ser eficaz. É possível detectar-se duas fontes ipsilaterais, a primeira e a quarta, uma bilateral, a segunda, e uma contralateral, a sexta.

Este teste permitiu demonstrar que ao analisar-se a evolução da coerência ao longo do tempo e ao criar intervalos de frequências na banda beta com maior coerência, aumenta as hipóteses de se obter mapas de representação espacial com as fontes esperadas.

#### 4.4. Variação da dimensão da janela em estudo

Ao efectuar-se este teste espera-se avaliar em que partes da contracção possa existir uma maior sincronização de fase entre o EEG e o EMG. Nas imagens 4.7, 4.8, 4.9, 4.10 e 4.11 as fontes de interesse de cada um dos testes encontram-se assinaladas com um quadrado vermelho. Tal como nos testes anteriores, os resultados apresentados fazem parte do protocolo 2 com mola amarela e mão direita realizada no IPOFG. No entanto, os resultados foram obtidos a partir do algoritmo RPA.

No topo de cada mapa, existe uma variável *nelements* que dá informação sobre número de elementos que foram agrupados e considerados semelhantes.

#### 4.4.1. Centro da janela no início da contracção

Este teste pretende estudar o momento de transição do fim da descontração e o início da contracção. Ao analisarmos os 15 mapas de representação espacial obtidos, obtém-se 5 mapas de interesse, assinalados a vermelho, por apresentarem fontes contralaterais. De realçar o facto de o quinto mapa por apresentar 3 elementos (figura 4.7), sugerindo ser aquele mapa dos mais robustos para várias corridas do algoritmo.

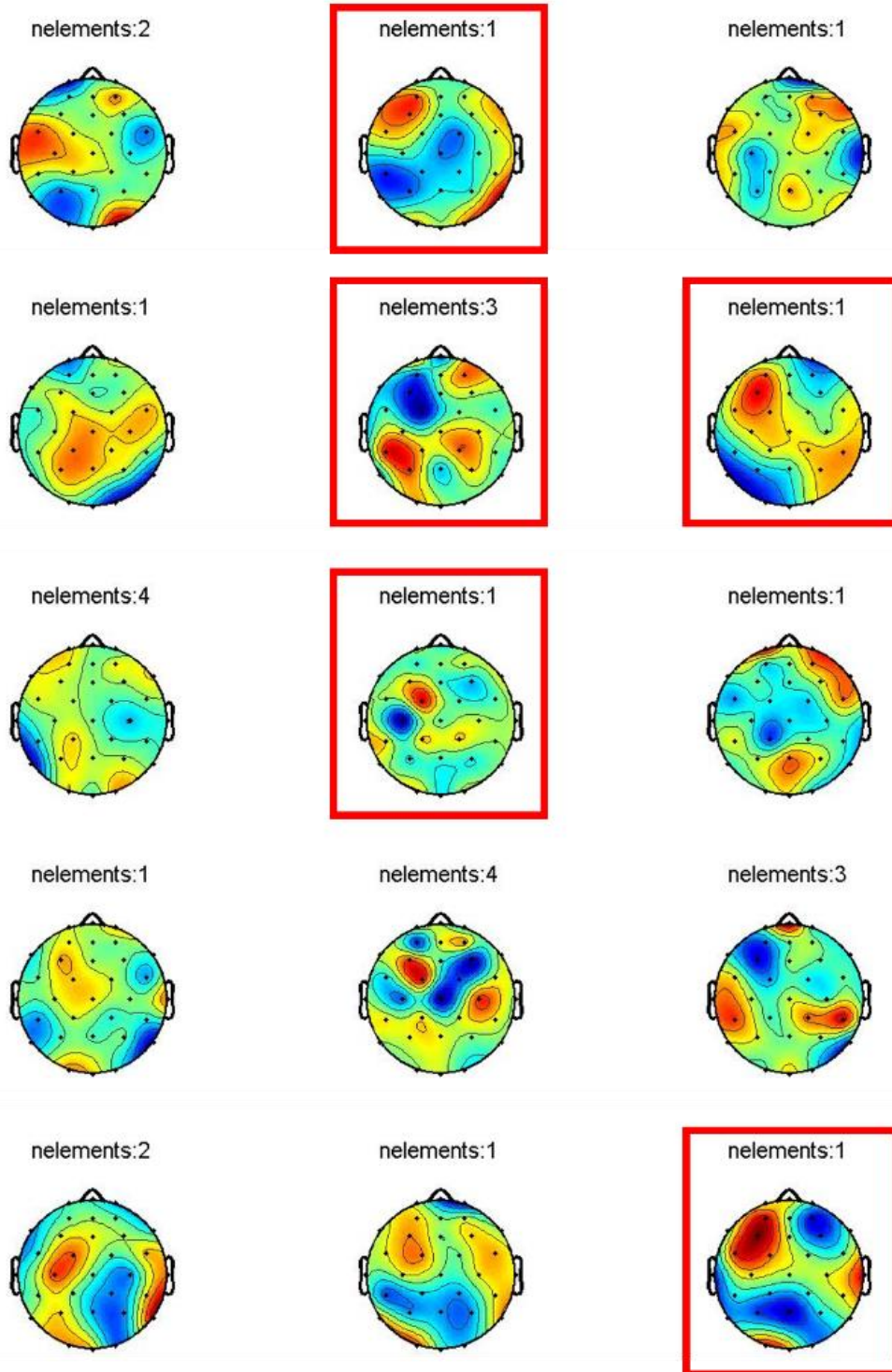


Figura 4.7 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada no início da contracção.

#### 4.4.2. Centro da janela no fim da contracção

Ao contrário do teste anterior, este pretende estudar o momento de transição entre a contracção e a descontracção. Destaca-se dos mapas obtidos o décimo segundo mapa por ser bilateral, enquanto os restantes mapas assinalados são contralaterais (figura 4.8).

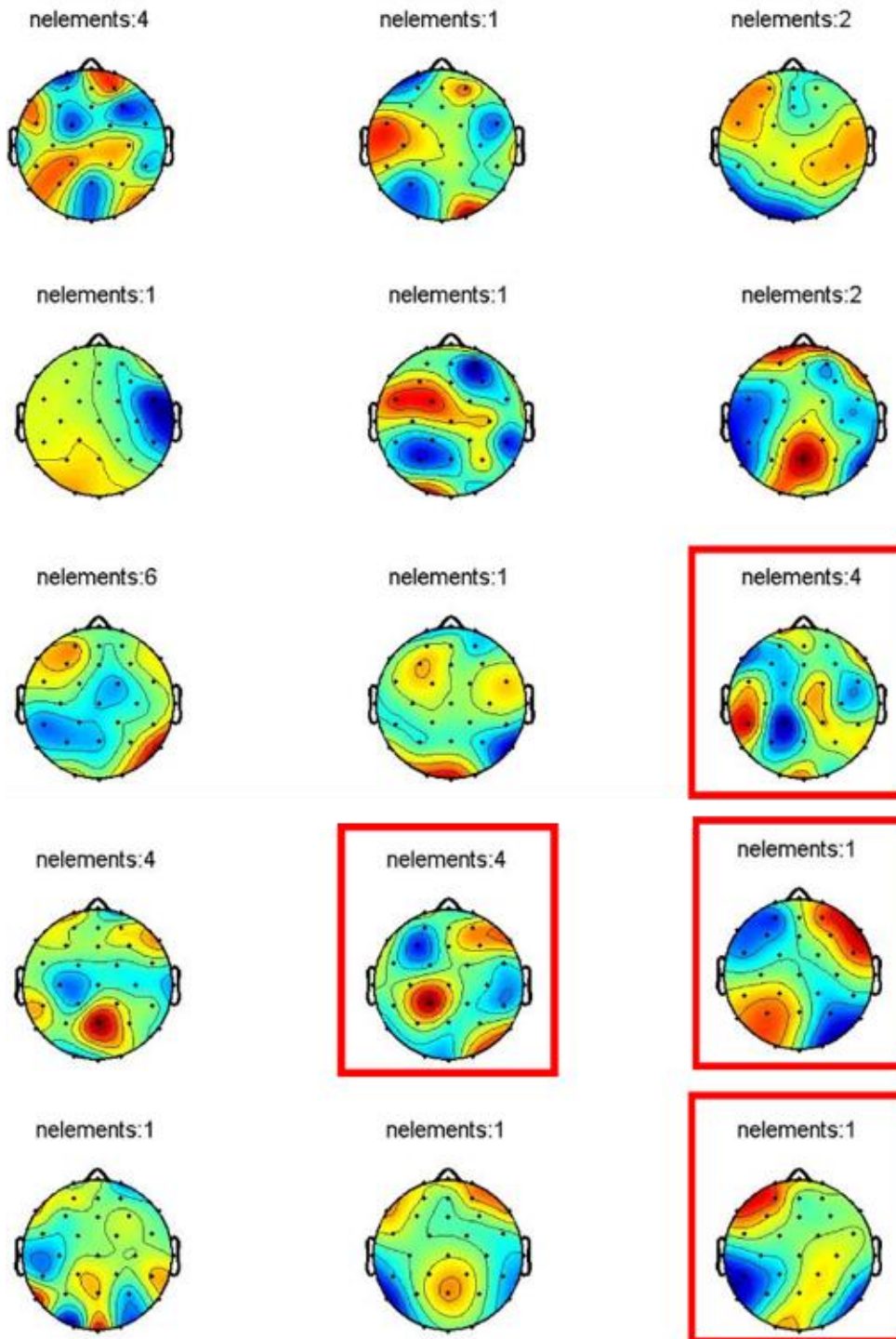


Figura 4.8 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela centrada no fim da contracção.

### 4.4.3. Janela coincidente com a contracção

Este teste pretende analisar o sinal desde o início ao fim da contracção. Dos 15 mapas escolhidos seleccionou-se 4 mapas que possuem fontes de interesse. Destes mapas assinalados, o terceiro apresenta uma fonte bilateral com um elemento, enquanto os restantes apresentam fontes contralaterais mais consistentes com o número de elementos mais significativos (figura 4.9).

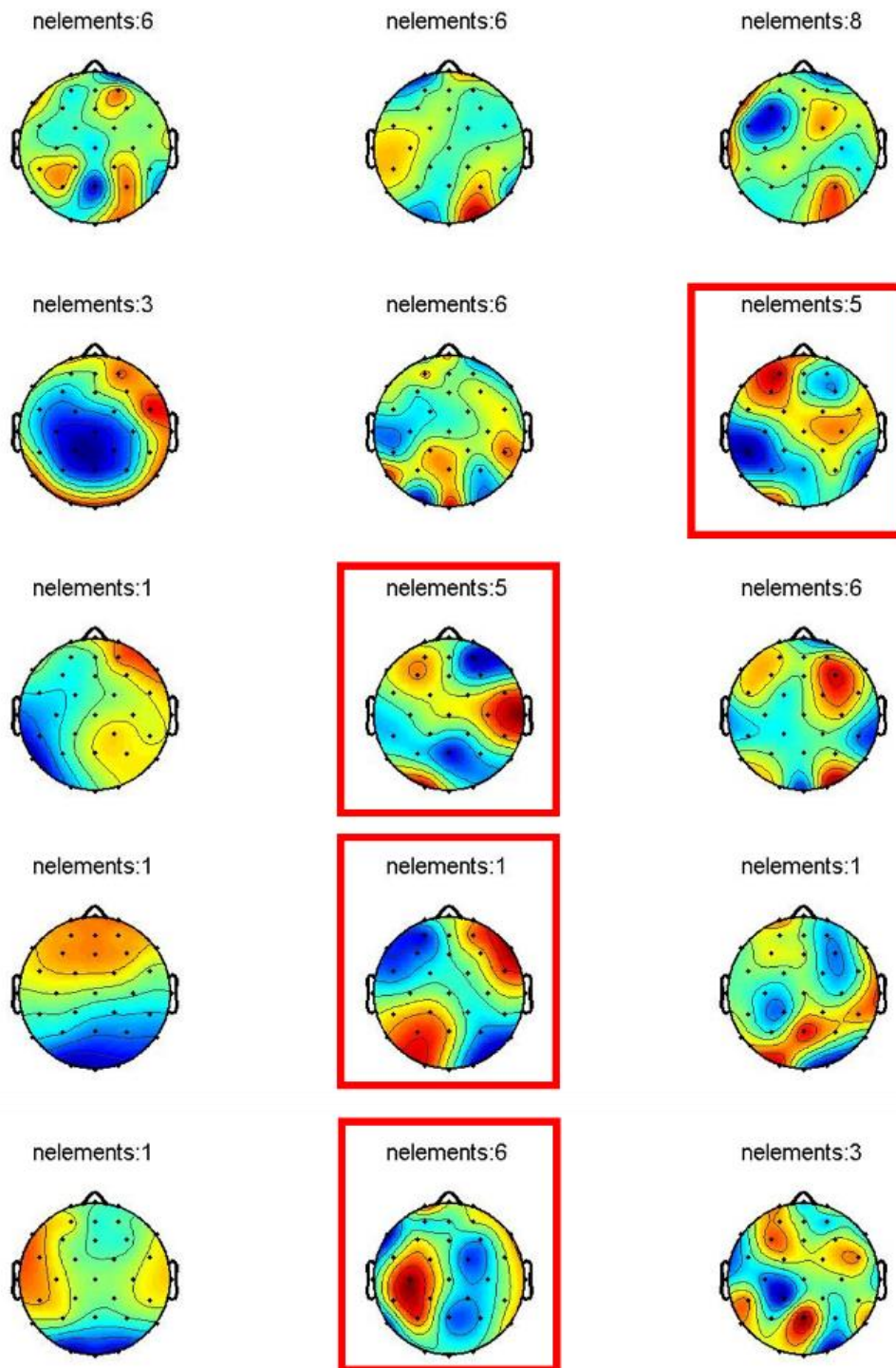


Figura 4.9 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela coincidente com a contracção.

#### 4.4.4. Início da janela 50 pontos antes da contracção

Neste teste, a janela tem início 50 pontos antes da contracção. Este teste acaba por ter o mesmo objectivo que o teste em a janela é centrada no início da contracção, mas tentando abranger o máximo da contracção. Das 15 fontes escolhidas, 5 encontram-se assinaladas sendo que em nenhum dos casos alguma seja contralateral. A terceira assinalada é bilateral, enquanto as restantes são ipsilaterais, destacando-se a última assinalada por ser composta por 9 elementos (figura 4.10).

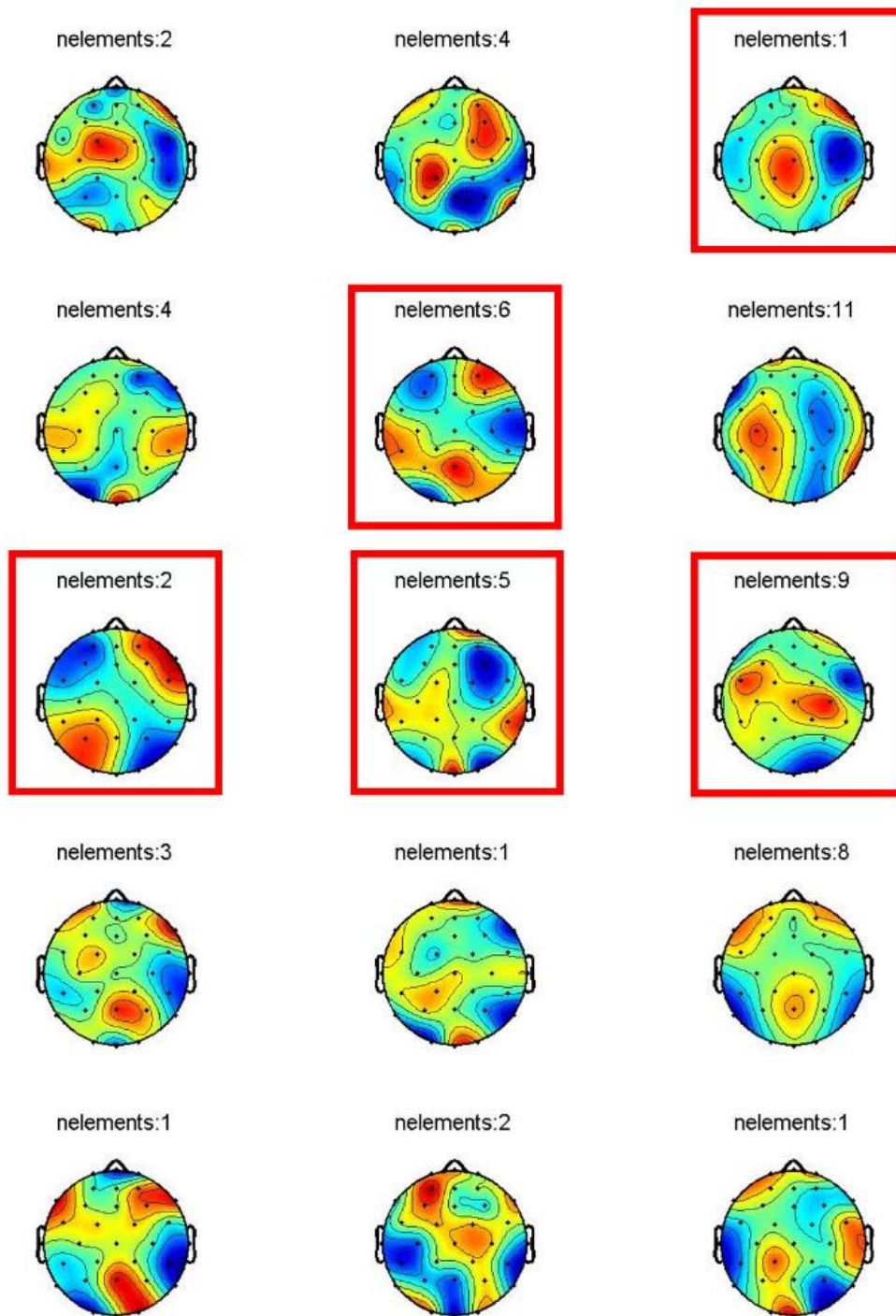


Figura 4.10 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela iniciando-se 50 pontos antes da contracção

#### 4.4.5. Janela coincidente com a descontração

Neste teste, a janela tem início no fim da contração ou início da descontração. Dos 15 mapas seleccionados, 5 apresentam possíveis fontes de interesse. O primeiro, o segundo e o quarto mapas assinalados possuem fontes contralaterais, o terceiro mapa assinalado uma possível fonte ipsilateral e o quinto assinalado, com maior número de elementos, fontes bilaterais (figura 4.11).

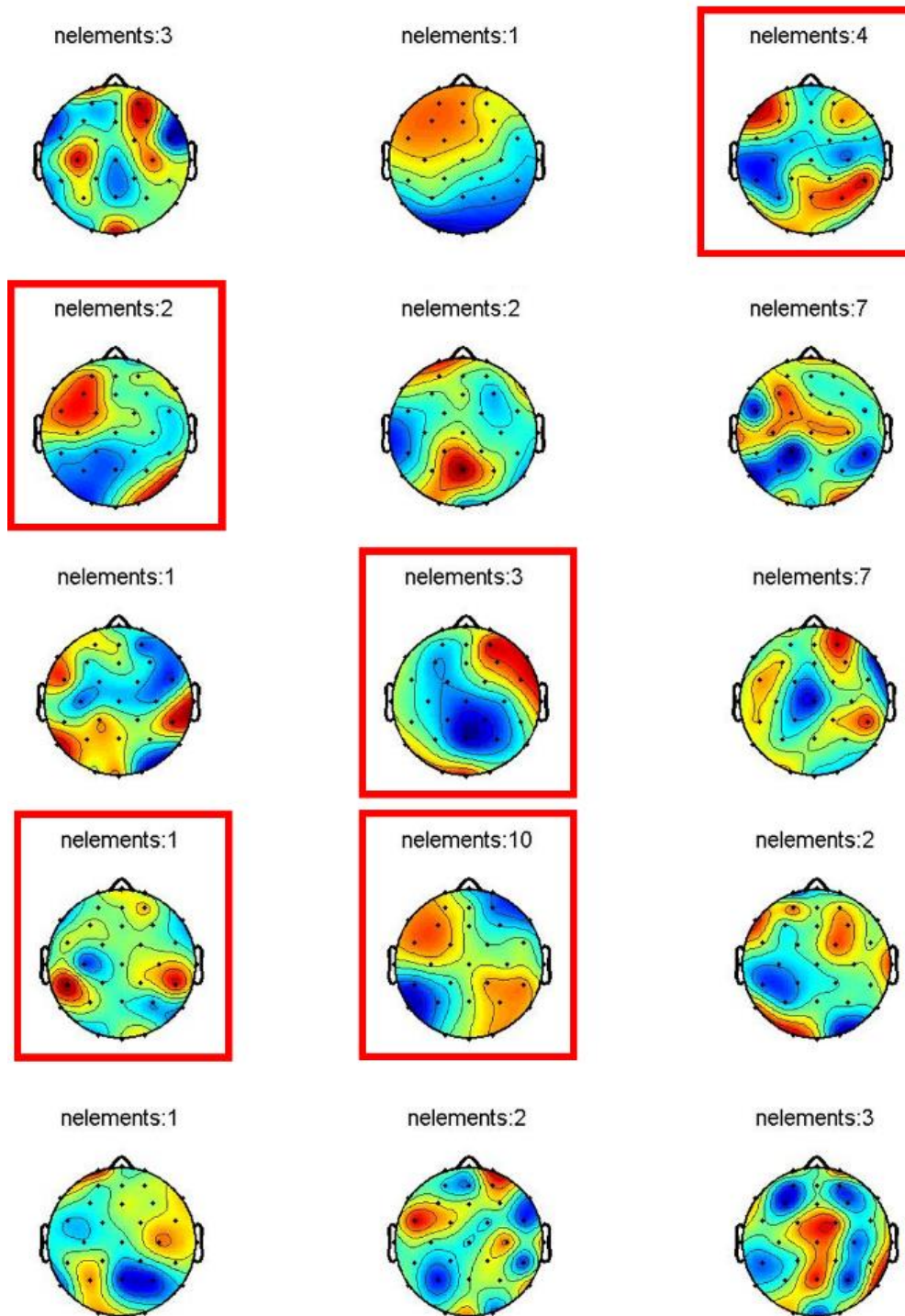


Figura 4.11 – Resultados referentes ao RPA do agrupamento final, com a janela coincidente com a descontração.

Ao compararmos os 5 testes conclui-se, genericamente, que ao diminuir-se o número de amostras por janela faz aumentar o valor do PLF. O que seria espectável, no entanto, pode ser *overfit*.

Quando as janelas são centradas no início e no fim das descontrações apresentam mapas com menor ruído. Contudo, é nos mapas das janelas centradas durante a contração que se obtém mapas com fontes mais intensas e com maior número de elementos. No entanto, durante a descontração deparamo-nos com fontes tanto ipsilaterais como contralaterais. Deste modo, conclui-se que nos momentos de transição (início e fim de contração) existe sincronização de fase, mas é no momento de controlo, durante a contração, que a sincronização parece ser mais visível e mais consistente como o que se esperava.

#### 4.5. Estudo do controlo motor

Para este estudo, a utilização do êmbolo seria um elemento fulcral na obtenção de sinal, pois permitiria obter-se um gráfico em que seriam visíveis alterações na força ao longo do tempo, e com isto, a análise do que se passa durante o controlo motor tornar-se-ia mais eficaz. Um dos testes que se pretendia fazer seria manter uma determinada força durante um intervalo tempo, com recurso ao *Conforce*.

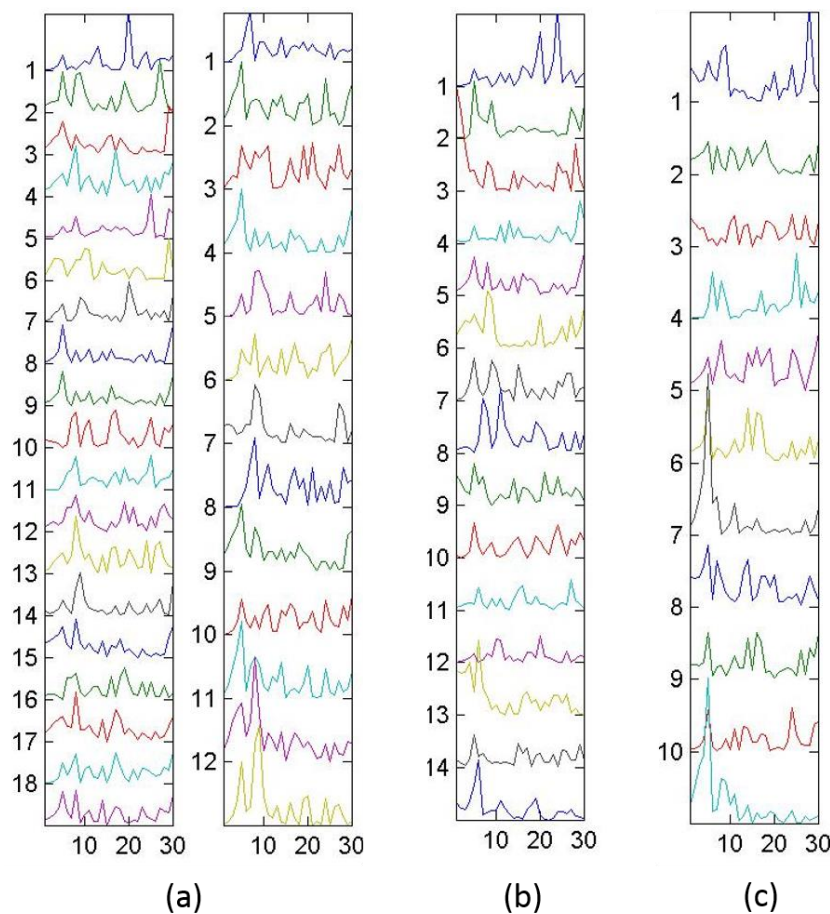


Figura 4.12 – Gráficos extraídos do algoritmo da coerência em função da frequência para o estudo do controlo motor com a mão direita. (a) sinais antes do branqueamento. (b) sinais após o branqueamento. (c) sinais após o TDSEP.

No entanto, o êmbolo apresentou histerese, o que fazia com que o êmbolo não acompanhasse o movimento de descontração. Um outro problema esteve relacionado com o facto de o sensor ter como limite máximo os 6N. Finalmente, ao ser ligada ao computador emitia ruído electrónico, que se sobreponha ao sinal de EMG. Este ruído pode ocorrer pelo êmbolo não estar totalmente isolado, ou então, pela placa do Arduino não estar totalmente ligada à terra, sendo que esta se encontrava a flutuar. Por último, o sinal apresentado pelo *software* apresentava ruído e isto pode ocorrer pelo facto de o sensor não se encontrar em boas condições.

De modo a escolher o intervalo de frequência que permita encontrar a sincronização, recorreu-se aos dados obtidos na coerência. Os gráficos presentes na figura 4.12 correspondem à coerência em função das frequências, nos quais: o primeiro diz respeito aos sinais obtidos inicialmente nos 32 canais, o segundo às 15 componentes mais energéticas seleccionadas após o branqueamento e o último às componentes seleccionadas pelo TDSEP para formação dos mapas de representação espacial. Ao analisar-se os 3 gráficos, não se obtém um intervalo que se destaque como ocorreu nas restantes aquisições. Contudo, a partir dos mapas de intensidade de coerências (figura 4.13) optou-se por um intervalo entre os 18 e 22Hz.

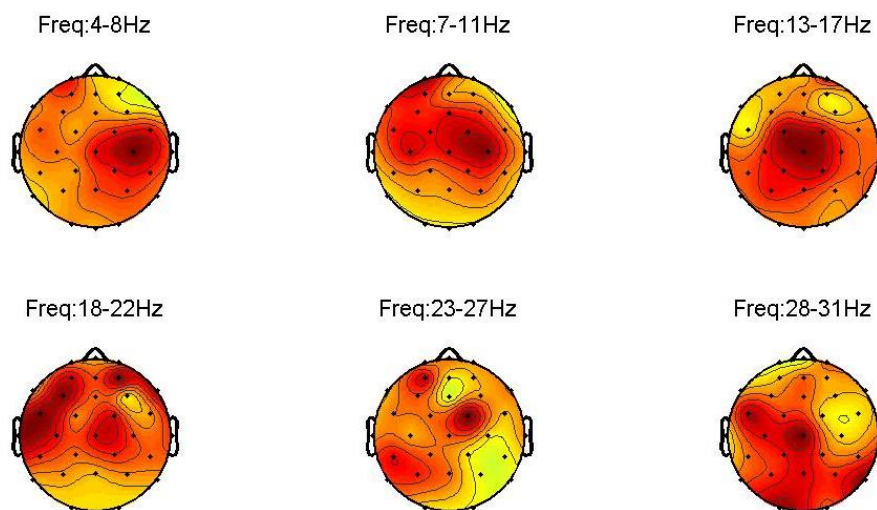


Figura 4.13 – Mapas de intensidade de coerências para os intervalos 4-8Hz, 7-11Hz, 13-17Hz, 18-22Hz, 23-27Hz e 28-31Hz.

Deste modo, obteve-se os mapas de representação espacial representados na figura 4.14. Como se pode verificar embora existam algumas situações em que seja possível apontar uma provável fonte, estas não são conclusivas. Pode-se comprovar com: ou o aparecimento de mapas com vários dipolos ou estes não se encontrarem na zona que se está a explorar. O facto de os gráficos de coerência na zona beta não apresentarem um pico com destaque, pode dever-se às alterações de força que ocorrem durante esta aquisição. Nas aquisições anteriores, ao usar-se a mola amarela era feita uma força quase constante.

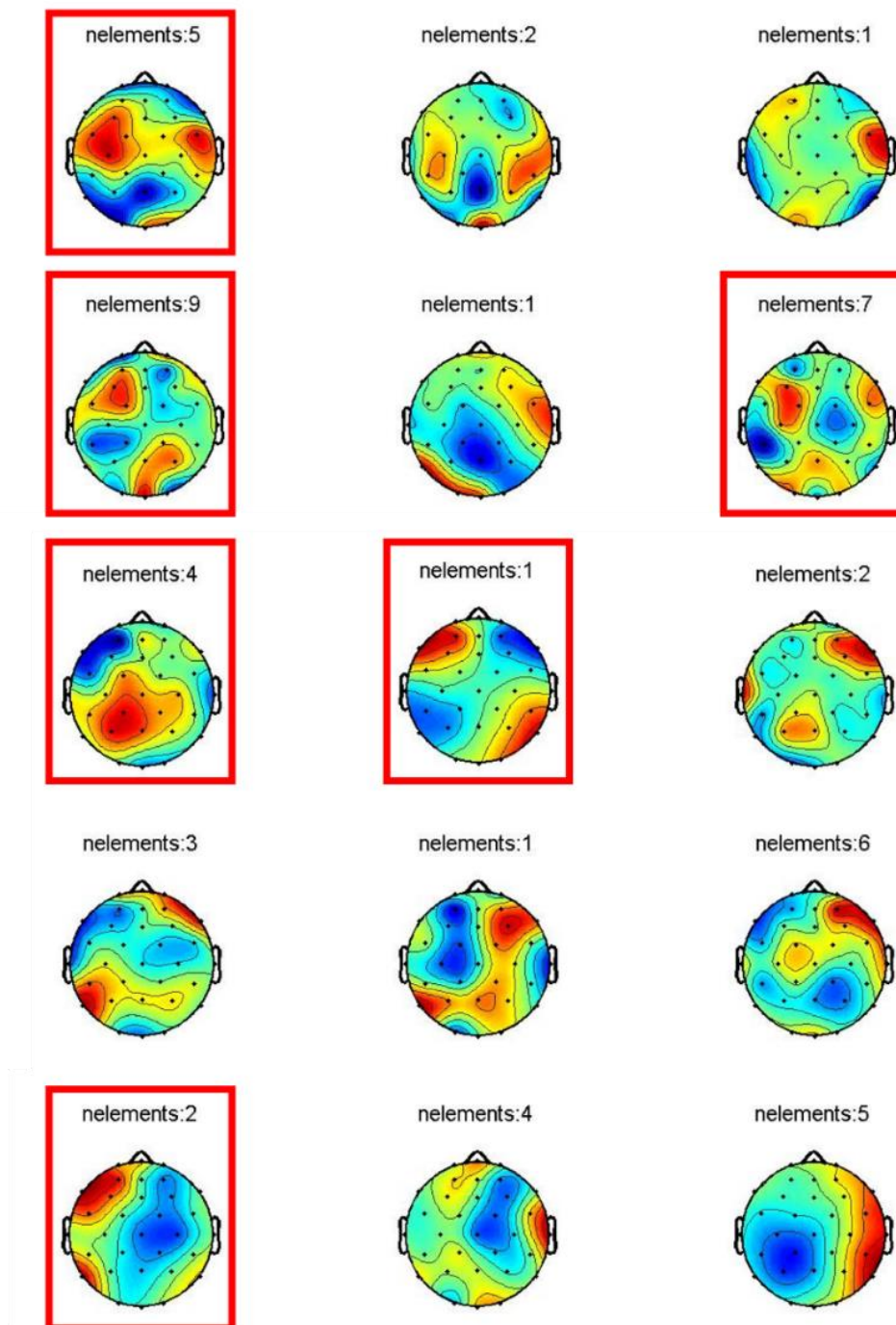


Figura 4.14 – Resultados obtidos a partir do RPA para o estudo do controlo motor.

Neste caso, é pedido que se efectue um movimento livre com alterações na força. Como já foi referido anteriormente, contracções com aumento de força tendem a apresentar frequências mais altas. Deste modo, poderão ocorrer picos de coerência em diferentes frequências na gama beta [25]. Além disto, existem estudos que comprovam que a falta de atenção pode diminuir a sincronização entre o sinal de EEG e EMG.

## Conclusão

Este trabalho tinha como objectivo encontrar protocolos que permitissem encontrar, com melhor precisão, fontes cerebrais que exibissem sincronização de fase entre os sinais de EEG e actividade muscular, durante uma tarefa motora.

Ao analisarmos os mapas de representação espacial das fontes obtidos, existe uma enorme dificuldade em reconhecer um mapa que represente uma fonte localizada no córtex motor. Embora a utilização do cálculo da coerência e do PLF possam indicar os mapas com maior interesse não implica que estes tenham significado fisiológico.

Ao compararmos os dados obtidos no IPOFG com os dados obtidos na FCT-UNL, deparamo-nos com uma diferença a nível de informação na gama entre 15 e 30Hz. Os dados obtidos no IPOFG demonstram um decréscimo de informação a partir dos 25 Hz, enquanto os dados na FCT-UNL apresentam mais informação nesta banda. No entanto, ao estudar-se ambas as situações tornou-se difícil encontrar mapas que possuíssem interesse a partir dos dados da FCT-UNL. Neste caso, pensa-se que o excesso de informação possa estar a dificultar a localização das fontes.

Contudo, a remoção das componentes menos energéticas tornou-se um critério útil na formação dos mapas de representação espacial, fazendo com que a remoção destas componentes permitisse melhorar o aspecto dos mapas, mostrando que estas componentes funcionavam como ruído.

Ao estudar-se os gráficos da coerência em função das frequências, concluiu-se que as frequências para as quais a coerência é maior variam de indivíduo para indivíduo bem como com a tarefa motora que se está a realizar. Deste modo, não é possível estabelecer um intervalo de frequências padrão para cada aquisição. Todavia, nos testes com metrónomo, em que a força aplicada seria constante, notou-se que as frequências tendiam a encontrar-se num determinado intervalo. Além disso, os mapas de intensidade de coerências permitiram dar, não apenas, uma possível localização, como também um intervalo de frequências, no qual seja mais presumível detectar a fonte.

O estudo da variação do número de amostras, durante a contracção, permitiu verificar que nos momentos de transição, início da contracção e fim da contracção, e em todo o momento de contracção, existe um aumento do PLF. Os mapas apresentados nestes instantes aparentam uma melhor ligação às expectativas electrofisiológicas.

Observou-se que os dados obtidos para os testes realizados com as duas mãos foram inconclusivos em todas as aquisições.

Em relação ao estudo do controlo, embora tenha sido possível detectar-se dipolos nos mapas de representação espacial, este estudo tornou-se inconclusivo por não ter sido capaz de se medir a força ao longo da aquisição. Como já foi referido anteriormente, a falta de atenção ao desempenhar uma tarefa pode afectar a sincronização e contracções com forças diferentes fazem alterar as frequências associadas.

### **Limitações e próximos passos**

Existe a necessidade de escolher um critério para que se possa escolher os mapas, uma vez, com os sistemas utilizados neste estudo, não nos foi possível quantificar se as fontes encontradas se encontravam na região do córtex motor.

O protocolo utilizado no controlo tornou-se pouco eficaz porque esperava-se utilizar o êmbolo para medir a força. Contudo, este emitia demasiado ruído que interferia com o sinal captado do EMG. Em futuros trabalhos, é necessário desenvolver um protocolo que seja dinâmico, obrigando ao indivíduo a realizar um teste que o obrigue a estar focado na acção que está a fazer.

Espera-se que num futuro próximo o sistema de aquisição dos dados da FCT-UNL passe de 32 eléctrodos para os 64 e com este progresso seja possível ter uma maior resolução espacial na localização das fontes encontradas.

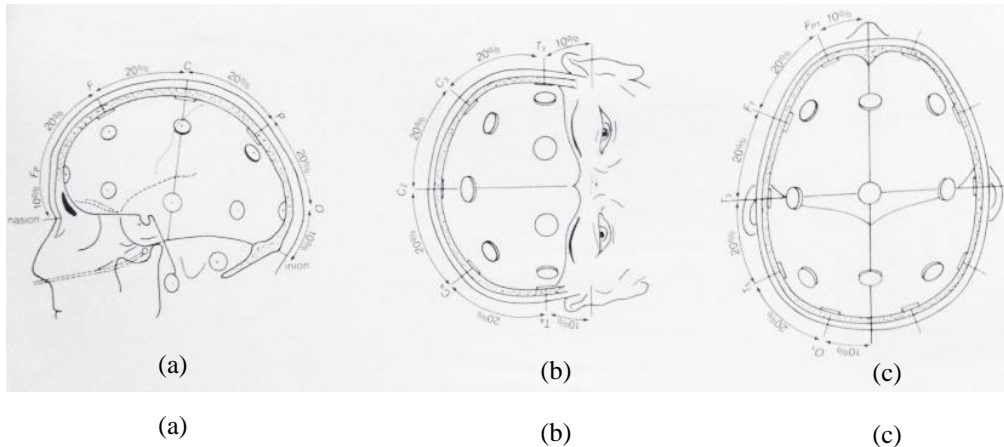
## Bibliografia

- [1] A. Pikovsky, M. Rosenblum, J. Kurths, P. B. Chirikov, N. Budker Institute of Nuclear Physics, P. P. C., C. Niels Bohr Institute, P. F. Moss, S. L. University of Missouri, P. H. Swinney, and T. U. of T. at A. Center for Nonlinear Dynamics, “Synchronization: A Universal Concept in Nonlinear Sciences,” *Cambridge Nonlinear Sci. Ser. 12*, pp. 7–33, 2003.
- [2] M. Almeida and R. Vigário, “Estimation of the Common Oscillation for Phase Locked Matrix Factorization” *ICPRAM*, pp. 78–85, 2000.
- [3] M. Almeida and R. Vigário, “Separation of phase-locked sources in pseudo-real MEG data” *J. Adv. Signal Process.*, pp. 1–12, 2013.
- [4] C. Silva, “Processamento de Dados Electrofisiológicos- Aplicações à Epilésia,” Lisboa: Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa. Tese de Doutoramento, 1998.
- [5] G. M. Cooper, “A Célula, uma abordagem molecular” 2007, pp. 506–509.
- [6] Richard S. Snell, “Clinical Neuroanatomy” 2010, pp. 250–256.
- [7] J. D. Bronzino, “Biomedical Engineering and Instrumentation Basics concepts and Applications” 1986, pp. 138–177.
- [8] Trans Cranial technologies, “10 / 20 System Positioning - Manual.” p. 20, 2012.
- [9] R. Nashmi, a J. Mendonça, and W. a MacKay, “EEG rhythms of the sensorimotor region during hand movements” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, pp. 456–467, 1994.
- [10] I. Puzzo, N. R. Cooper, P. Vetter, and R. Russo, “EEG activation differences in the pre-motor cortex and supplementary motor area between normal individuals with high and low traits of autism” *Brain Res.*, pp. 104–110, 2010.
- [11] J. Schleimer and R. Vigário, “Reference-Based Extraction of Phase Synchronous Components” *Lect. Notes Comput. Sci.*, pp. 230–239, 2006.
- [12] M. Almeida and R. Vig, “Phase Locked Matrix Factorization,” *IEEE Trans. Neural Networks Learn. Syst.*, pp. 1728–1732, 2011.
- [13] P. Grosse, M. J. Cassidy, and P. Brown, “EEG-EMG, MEG-EMG and EMG-EMG frequency analysis: Physiological principles and clinical applications” *Clin. Neurophysiol.*, pp. 1523–1531, 2002.
- [14] J. M. Kilner, S. N. Baker, S. Salenius, V. Jousmäki, R. Hari, and R. N. Lemon, “Task-dependent modulation of 15-30 Hz coherence between rectified EMGs from human hand and forearm muscles” *J. Physiol.*, pp. 559–570, 1999.
- [15] R. Kristeva-Feige, C. Fritsch, J. Timmer, and C. H. Lücking, “Effects of attention and precision of exerted force on beta range EEG-EMG synchronization during a maintained motor contraction task” *Clin. Neurophysiol.*, pp. 124–131, 2002.
- [16] J. Gross, P. a Tass, S. Salenius, R. Hari, H. J. Freund, and A. Schnitzler, “Cortico-muscular synchronization during isometric muscle contraction in humans as revealed by magnetoencephalography” *J. Physiol.*, pp. 623–631, 2000.
- [17] B. Yao, J. Z. Liu, R. W. Brown, V. Sahgal, and G. H. Yue, “Nonlinear features of surface EEG showing systematic brain signal adaptations with muscle force and fatigue” *Brain Res.*, pp. 89–98, 2009.
- [18] M. Almeida, J. H. Schleimer, J. M. Bioucas-Dias, and R. Vigário, “Source separation and

- clustering of phase-locked subspaces” *IEEE Trans. Neural Networks*, pp. 1419–1434, 2011.
- [19] R. Vigário and O. Jensen, “Identifying cortical sources of corticomuscle coherence during bimanual muscle contraction by temporal decorrelation,” *Signal Process. Its Appl.*, pp. 109–112, 2003.
- [20] M. Almeida, R. Vigário, and J. Bioucas-Dias, “The role of whitening for separation of synchronous sources” 2012.
- [21] A. Ziehe and K. Müller, “TDSEP—an efficient algorithm for blind separation using time structure,” *Icann*, pp. 675–680, 1998.
- [22] S. Matos, “Detecção de sincronia no controlo corticomotor,” Lisboa: Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa. Tese de Mestrado, 2015.
- [23] J. Martins, “Estudo do Controlo Motor Via Sincronias entre Sinais de EEG e de EMG,” Lisboa: Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa. Tese de Mestrado, 2015.
- [24] A. Delorme and S. Makeig, “EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis,” *J. Neurosci. Methods*, pp. 9–21, 2004.
- [25] J. Ushiyama and J. Ushiba, “Resonance between cortex and muscle: A determinant of motor precision” *Clin. Neurophysiol.*, pp. 5–7, 2013.
- [26] *Position coordinates - Biosemi*. Online; consultado a 15 de Fevereiro de 2016.  
URL: [http://www.biosemi.com/download/Cap\\_coords\\_all.xls](http://www.biosemi.com/download/Cap_coords_all.xls)

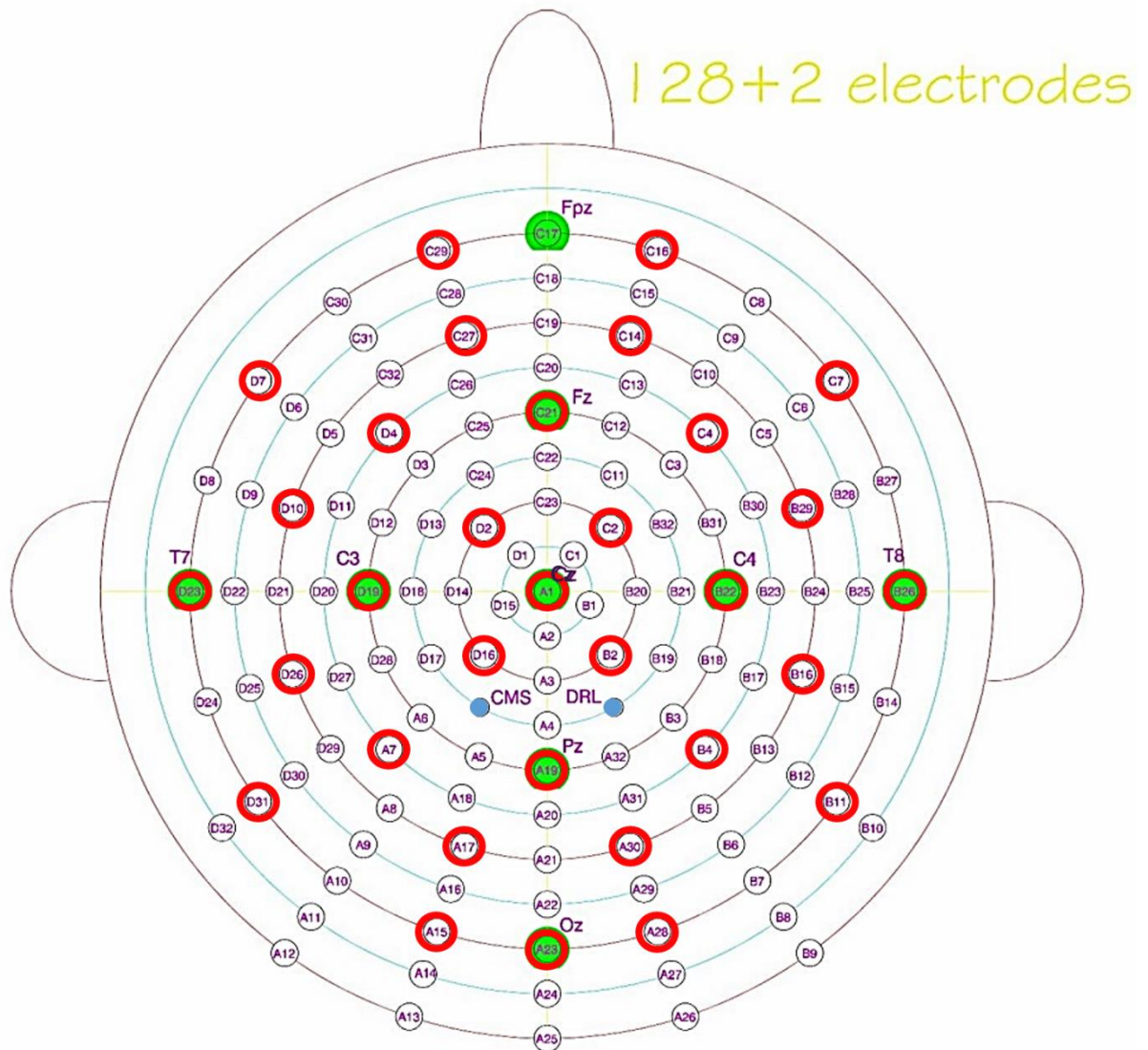
## Anexo I – Sistema 10/20

As posições dos eléctrodos no Sistema Internacional 10/20 podem ser observados na figura abaixo.



Anexo I – Representação do Sistema Internacional 10/20 recomendado pela Federação Internacional das Sociedades de EEG e neurofisiologia clínica. a) segundo um plano sagital, b) segundo um plano coronal e c) segundo um plano axial (adapt. [7])

## Anexo II- Sistema adoptado na FCT-UNL



Anexo II - Sistema de 128 canais da *Biosemi* adaptado para 32 canais. Os círculos com contorno vermelho representam as posições escolhidas e as com fundo verde os eléctrodos de referência utilizados em todos os sistemas.

O ground neste sistema é substituído por dois eléctrodos, CMS (*Common Mode Sense*) e DRL (*Driven Right Leg*), assinalados a azul. (adapt. [26])