

Sady Antonio dos Santos Filho

Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do
Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina

Belo Horizonte

2010

Universidade Federal de Minas Gerais

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do
Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina

Sady Antonio dos Santos Filho

Orientador: Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo

Co-Orientador: Prof. Antônio Maurício Ferreira Leite Miranda de Sá - COPPE/UFRJ

Proposta para Tese de Doutorado, apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
da Universidade Federal de Minas Gerais, como
requisito parcial para a obtenção do título de Doutor
em Engenharia Elétrica.

Belo Horizonte

2010

Sady Antonio dos Santos Filho

Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina

Proposta para Tese de Doutorado, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais.

Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo

Prof. Antônio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá

Guilherme Augusto Silva Pereira

Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes

Hanni Camille Yehia

Gilberto Mastrocola Manzano

Antônio Fernando Catelli Infantosi

*“Sabemos que todas as coisas concorrem
para o bem dos que amam a Deus”....*
Rm 8,28

Agradecimentos

A DEUS, por estar sempre comigo, me abençoando e renovando as minhas forças para que eu pudesse desenvolver este trabalho.

À minha esposa Rosana, pela paciência, por todo carinho e amor dedicados a mim e aos nossos filhos, durante todos esses anos de convivência.

Aos meus filhos Pedro e Paulo, pela força e pela compreensão por minha ausência durante a realização deste trabalho.

Aos meus pais Sady e Conceição, pelo exemplo de honestidade, perseverança e paciência.

Aos meus irmãos Ivany, Ivan, Ivair, Ivone, Ivana e Ivonete pela força e apoio incondicional.

Aos meus cunhados, cunhadas e sobrinhos pela torcida por esta conquista.

Ao Prof. Carlos Júlio, pelos ensinamentos passados e confiança na minha pessoa, e à sua esposa Andréia pelo apoio nos momentos mais difíceis.

Ao Prof. Gilberto Manzano, pelos ensinamentos na área da neurofisiologia, pelo exemplo de paciência e pela fundamental colaboração para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Antônio Maurício, pela presteza na colaboração e pela grande importância no desenvolvimento deste trabalho.

A todos os amigos do NEPEB, pela ajuda nas coletas dos dados e pela amizade.

À Priscila, pelo começo de tudo.

À Patrícia, pela fundamental colaboração e por nunca ter me abandonado nos finais de semana e feriados.

À Ana Paula, pelo companheirismo e pelo apoio decisivo para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Tiago (Colatina), pela ajuda na obtenção dos resultados finais.

À Clarissa, pelo exemplo de simpatia, companheirismo e pela colaboração na área de imagética motora.

Ao meu primeiro e grande amigo do NEPEB, Henrique (Ceará), com quem tudo começou, pela amizade e pelo apoio incondicional em todos os momentos.

Aos meus grandes amigos e irmãos Anderson e Waldo, pelo apoio e torcida por esta conquista.

Ao Flavio Maurício, pela amizade e apoio em todos os momentos.

Ao Prof. Alfreu, pela amizade, pelo exemplo de companheirismo, profissionalismo e pelo apoio que foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

A todos aqueles que participaram direta ou indiretamente deste trabalho e sempre torceram pela minha vitória.

À CAPES, ao CNPq e à FAPEMIG pelo apoio financeiro.

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Sistema internacional 10-20 de posicionamento de eletrodos de EEG.	8
Figura 2.2 - Visão anatômica do cérebro.....	8
Figura 2.3 - Sinais de EEG: ritmo α e ritmo β	10
Figura 2.4 - Padrões de EEG espontâneo	10
Figura 2.5 - Divisões citoarquitetônicas do cérebro enumeradas por Broadmann.....	11
Figura 2.6 - Homúnculo em corte mostrando a área sensório-motora	12
Figura 2.7 - Potenciais corticais lentos	14
Figura 2.8 - ERD/ERS do MV e da IM do eletrodo C4.	15
Figura 2.9 - Diagrama básico de uma ICM	19
Figura 3.1 - Esquema de decomposição e reconstrução de sinais pela TW	23
Figura 3.2 - Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG durante a IM	27
Figura 3.3 - Rede para o cálculo da DF com 5 eletrodos	29
Figura 4.1 - Procedimento para a coleta do EEG	32
Figura 4.2 - Procedimento do protocolo experimental	33
Figura 4.3 - Distribuição topográfica da <i>grand average</i> do EEG espontâneo com os LED's desativados.	35
Figura 4.4 - Distribuição topográfica da <i>grand average</i> do EEG espontâneo com os LED's ativados.....	36
Figura 4.5 - Distribuição topográfica da <i>grand average</i> dos PRE's devidos ao movimento do dedo indicador da mão esquerda.	37
Figura 4.6 - Distribuição topográfica da <i>grand average</i> dos PRE's devidos à imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda.	38
Figura 4.7 - MSC com M=45, para o EEG espontâneo do voluntário #10	38
Figura 4.8 - MSC com M=45, para o EEG do voluntário #10, durante o MV e a IM do dedo indicador da mão esquerda ..	39
Figura 4.9 - Distribuição topográfica dos histogramas da MSC para o EEG espontâneo com os LED's desativados	40
Figura 4.10 - Distribuição topográfica dos histogramas da MSC para o EEG espontâneo com os LED's ativados.....	41

Figura 4.11 - Distribuição topográfica dos histogramas da MSC para o EEG durante o movimento do dedo indicador da mão esquerda.	41
Figura 4.12 - Distribuição topográfica dos histogramas para o EEG durante a imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda	41
Figura 4.13 - MSC da IM do eletrodo Cz, para o voluntário #1, com M=45 e M=10	43
Figura 4.14 - MSC aplicada aos sinais de EEG durante: a ativação do LED amarelo, MV, IM e desligamento dos LED's, com M=45	44
Figura 5.1 - MSC e MMSC do EEG da IM, do voluntário # 2, com M = 30.....	46
Figura 5.2 - MSC e MMSC do EEG espontâneo, para o voluntário # 2, com M = 30	47
Figura 5.3 - Valores- <i>p</i> para a MSC e MMSC durante a IM e EEG espontâneo, para voluntário # 2, com M = 5, 8, 10, 20, 30 e 40.....	48
Figura 5.4 - Distribuição dos valores- <i>p</i> da MSC e MMSC, para todos os voluntários, durante a IM com: M = 5, 8, 10, 20, 30, 40.....	49
Figura 5.5 - Curvas ROC da MSC e MMSC aplicadas ao EEG da IM para todos os voluntários, utilizando os eletrodos Cz, C4 e C3	52
Figura 5.6 - Curvas ROC da MMSC aplicada ao EEG da IM para todos os voluntários, utilizando os eletrodos Cz, C4, C3 e O1.....	52
Figura 6.1- Vista superior da montagem dos eletrodos	55
Figura 6.2- Diagrama de blocos com as etapas do processamento dos sinais de EEG	56
Figura 6.3 - Modelo aditivo representando o sinal de EEG coletado do escalpo.....	57
Figura 6.4 - PRE's padrões obtidos do eletrodo Cz	59
Figura 6.5 - MMSC do EEG espontâneo, para o voluntário #9, com M=10 e M=20	60
Figura 6.6 - MMSC do EEG da imaginação do movimento, para o voluntário #9, com M=10 e M=20.....	61
Figura 6.7 - Curvas ROC obtidas para a MMSC, na banda delta, com M=10, 20, 30 e 40	62
Figura 6.8 - Curvas ROC obtidas para a MSC aplicada ao sinal de EEG dos eletrodos individuais com M=10 e M=20	63
Figura 6.9 - Curvas ROC obtidas para a MMSC aplicada aos sinais DF de todos os voluntários, da combinação dos eletrodos Cz e C4, com M=40, 30, 20 e 10	64
Figura 6.10 - Curvas ROC obtidas para a MSC aplicada ao sinal de EEG dos eletrodos Cz, C4, C3, C2 e C1 com M = 1.	65
Figura 6.11 - Curva ROC obtida para a MSC aplicada ao sinal de EEG dos eletrodos Cz, C4, C2 e C1 com M = 1.	65

Figura 6.12 - Curvas ROC obtidas para a MSC aplicada ao sinal de EEG dos eletrodos Cz, C4, C2 e C1 com $M=1$, do voluntário #9.	65
---	----

Lista de Siglas e Abreviaturas

ALS - Esclerose Lateral Amiotrófica
BP - *Bereitschaftspotential*
DF - Derivação da fonte
ECoG - Eletrocorticograma
EEG - Eletroencefalograma
ERD – Dessincronização Relacionada ao Evento
ERS - Sincronização Relacionada ao Evento
fMRI - Imagem de ressonância magnética funcional
ICM - Interface Cérebro-Máquina
IM - Imaginação do Movimento
LED - Diodo Emissor de Luz
MEG - Magnetoencefalografia
MSC - Magnitude Quadrática da Coerência
MSCrit - Valor crítico da Magnitude Quadrática da Coerência
MSCmax - Valor máximo da Magnitude Quadrática da Coerência
MMSC - Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla
MMSCrit - Valor crítico da Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla
MMSCmax - Valor máximo da Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla
MV - Movimento voluntário
NEPEB - Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica
PCL - Potencial Cortical Lento
PD – Probabilidade de detecção
PE - Potencial Evocado
PESS - Potencial Evocado Somatosensitivo
PET - Tomografia por emissão de positrons
PEV - Potencial Evocado Visual
PRE - Potencial Relacionado ao Evento
PSD - Densidade Espectral de Potência
ROC - *Receiver Operating Characteristics*
RSR - Relação Sinal-Ruído

SMA - Área Motora Suplementar

TF - Transformada de *Fourier*

TFP - Taxa de falsos positivos

TDF - Transformada Discreta de Fourier

TW - Transformada *Wavelet*

TWC - Transformada *Wavelet* Contínua

TWD - Transformada *wavelet* Discreta

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

Resumo

A interface cérebro-máquina (ICM) é um sistema que permite que uma pessoa possa controlar um dispositivo - como um teclado de um computador, uma cadeira de rodas, ou até mesmo uma prótese - utilizando, por exemplo, padrões do eletroencefalograma (EEG). A identificação destes padrões (potenciais relacionados ao evento - PRE), em meio à atividade elétrica cerebral espontânea, tem sido o grande desafio dos pesquisadores. Enquanto que a amplitude do PRE é de alguns microvolts, a atividade elétrica espontânea pode ser de até algumas centenas de microvolts. Grande parte das ICM's utiliza o PRE da imaginação do movimento (IM) para o acionamento dos dispositivos. Várias técnicas têm sido propostas para identificar estes PRE's no domínio do tempo e da frequência. O principal problema da maioria destas técnicas é a necessidade de vários trechos do EEG sincronizados com a IM, o que aumenta o tempo necessário para a detecção, tornando-as inviáveis para a aplicação em uma ICM. O presente trabalho visa ao desenvolvimento de algoritmos que permitam a detecção do potencial de EEG relacionado à IM, com o menor número de trechos possível, para futura aplicação em uma ICM. A técnica da magnitude quadrática da coerência (MSC), aplicada ao EEG da IM do dedo indicador da mão esquerda, foi capaz de detectar respostas principalmente nos eletrodos da região central (C3, Cz e C4), na banda delta (0,3 a 1 Hz). Utilizando 40 trechos ($M=40$), a probabilidade de detecção (PD) foi de 58,8%, para o EEG do eletrodo Cz, com uma taxa de falsos alarmes $\alpha = 5\%$. A aplicação da versão da MSC que utiliza sinais de vários eletrodos (MMSC) possibilitou a detecção do PRE com uma PD = 70%, para o mesmo número de trechos ($M=40$). Com $M = 10$, a PD foi de aproximadamente 18%, para ambas as técnicas. A aplicação do filtro espacial que utiliza o operador Laplaciano bidimensional, nos eletrodos da região central (Cz, C4, C2 e C1), proporcionou a melhora da relação sinal-ruído do EEG, resultando na detecção do PRE da IM, pela MMSC, com uma PD de 99,8% para $M = 40$ e 34,83% para $M = 10$. Este procedimento tornou possível a detecção do PRE, pela MSC simples, com a execução de apenas uma IM com uma PD de 52,2%. Assim sendo, a MSC, associada à técnica da DF, apresenta-se como uma ferramenta promissora, para a detecção de padrões da IM, tornando viável a sua utilização em aplicações de ICM's.

Palavras-chave: Interface cérebro-máquina, EEG, potencial relacionado ao evento, média coerente, magnitude quadrática da coerência, derivação da fonte, movimento voluntário e imaginação do movimento.

Abstract

The brain-machine interface (BMI) is a system that allows a person to control a device - as a computer keyboard, a wheelchair, or even prosthesis - using, for example, patterns of electroencephalogram (EEG). The identification of these patterns (event-related potentials - ERP), amidst the spontaneous brain electrical activity, has been the great challenge of the researchers. Whereas the ERP amplitude is usually of some microvolts, spontaneous activity can reach hundreds of microvolts. Some BMIs are based on movement imagination ERPs. Several techniques have been proposed to identify these ERPs in the time and frequency domain. The main problem of most of these techniques is the need for multiple epochs of EEG synchronized with movement imagination (MI), which increases the time needed to detect, making them impractical for use in BMI. The present work aims at developing algorithms to detect potentials EEG related to MI, with as few epochs as possible for future BMI application. The magnitude-squared coherence technique (MSC), applied to index finger movement imagination EEG was able to detect responses mainly at central electrodes (C3, Cz and C4) in the delta band (0.3 to 1 Hz). For use of 40 epochs ($M = 40$), the detection probability (DP) was 58.8% at Cz electrode, for false alarm rate of $\alpha = 5\%$. The application of MSC version that uses signals from several electrodes (Multiple MSC), with $M=40$, allowed PRE detection with $DP = 70\%$. For $M = 10$, PD was approximately 18% for both techniques. The application of the spatial filter that uses two-dimensional Laplacian operator at central electrodes (Cz, C4, C2 and C1), provided the EEG signal-to-ratio improvement, resulting in the movement imagination PRE detection, by MMSC, with $DP = 99.8\%$ for $M = 40$ and 34.8% for $M = 10$. This procedure made it possible to detect the PRE, by simple MSC, with only one MI realization,, with DP of 52.2%. Thus, MSC associated with the source derivation technique, seems to be a promising tool to detect MI patterns, making feasible its use in BMI applications.

Keywords: brain-machine interface, EEG, event-related potential, coherent average, magnitude-squared coherence, source derivation, voluntary movement and movement imagination.

SUMÁRIO

Agradecimentos	v
Lista de Figuras	vii
Lista de Siglas e Abreviaturas	x
Resumo	xii
Abstract	xiii
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 <i>Objetivos</i>	4
1.2 <i>Estrutura do trabalho</i>	4
CAPÍTULO 2 - BASES FISIOLÓGICAS E TÉCNICAS DE UMA INTERFÁCE CÉREBRO-MÁQUINA	6
2.1 <i>Introdução</i>	6
2.2 <i>ICM: origem e avanços nas pesquisas</i>	6
2.3 <i>Sinais de eletroencefalografia</i>	7
2.3.1 <i>Movimento Voluntário (MV) e Imaginação de Movimento (IM)</i>	11
2.3.2 <i>Atividades Evocadas e Induzidas</i>	13
2.4 <i>Interface Cérebro Máquina (ICM)</i>	16
2.4.1 <i>Classificação da ICM quanto à forma de registro dos sinais e problemas para implementação</i>	17
2.4.2 <i>Constituição de uma ICM</i>	18
CAPÍTULO 3 - TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE EEG PARA A DETECÇÃO DO POTENCIAL RELACIONADO A EVENTOS	21
3.1 <i>Introdução</i>	21
3.2 <i>Média Coerente de Trechos Sincronizados com Estímulo</i>	21
3.3 <i>Transformada Wavelet</i>	22
3.4 <i>Magnitude Quadrática da Coerência</i>	25
3.5 <i>Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla</i>	27
3.6 <i>Derivação da Fonte</i>	28
CAPÍTULO 4 - MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA PARA A DETECÇÃO DA IMAGINAÇÃO DE MOVIMENTO	31
4.1 <i>Introdução</i>	31
4.2 <i>Objetivos</i>	31
4.3 <i>Materiais e Métodos</i>	31
4.3.1 <i>Pré-processamento dos dados</i>	34
4.3.2 <i>Processamento dos dados</i>	34
4.4 <i>Resultados</i>	35
4.5 <i>Discussão</i>	42
4.6 <i>Conclusão</i>	44

CAPÍTULO 5 - MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA MÚLTIPLA NA DETECÇÃO DA IMAGINAÇÃO DE MOVIMENTO	45
5.1 <i>Introdução</i>	45
5.2 <i>Objetivos</i>	45
5.3 <i>Materiais e Métodos</i>	45
5.4 <i>Resultados</i>	46
5.5 <i>Discussão</i>	50
5.6 <i>Conclusão</i>	52
CAPÍTULO 6 - MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA (MSC) ASSOCIADA À DERIVAÇÃO DA FONTE (DF)	54
6.1 <i>Introdução</i>	54
6.2 <i>Objetivos</i>	54
6.3 <i>Materiais e Métodos</i>	54
6.3.1 <i>Pré-processamento</i>	56
6.3.2 <i>Obtenção do PRE padrão</i>	56
6.3.3 <i>Derivação da Fonte</i>	57
6.4 <i>Resultados</i>	59
6.5 <i>Discussão</i>	62
6.6 <i>Conclusão</i>	66
CAPÍTULO 7 - DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	67
<i>Trabalhos Futuros</i>	68
<i>Artigos publicados e submetidos durante o doutorado</i>	69
• <i>Artigo completo publicado em periódico</i>	69
• <i>Artigo submetido</i>	69
• <i>Textos em jornais de notícias/revistas</i>	69
• <i>Trabalhos completos publicados em anais de congressos</i>	70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Existem aproximadamente 500 milhões de pessoas no mundo que são incapacitadas devido a danos físicos, mentais, ou sensoriais (GNANAYUTHAM *et al.*, 2005). Quando estes danos afetam os neurônios efetores, através dos quais o cérebro se comunica e controla o ambiente ao seu redor, pode-se perder parcial ou integralmente o controle dos músculos. Um caso típico de doença que afeta estes neurônios é a esclerose lateral amiotrófica, ALS (ALS ASSOCIATION, 2008).

Pensando em melhorar a qualidade de vida destas pessoas, e permiti-las o acesso aos serviços e oportunidades disponíveis às pessoas normais, pesquisadores do mundo inteiro têm se empenhado no desenvolvimento e melhoria de sistemas que criam novas vias de comunicação entre a pessoa e o ambiente externo, como por exemplo, as próteses e órteses. Dentre os projetos desenvolvidos nesta área, um em especial tem chamado a atenção pelos bons resultados alcançados: a Interface Cérebro-Máquina (ICM). Este sistema fornece uma via de controle entre o cérebro e o ambiente externo, de maneira que os músculos não estejam envolvidos. Os estudos sobre ICMs se iniciaram na década de 60. Contudo, pode-se afirmar que somente a partir dos anos 90 este assunto tenha se tornado uma área de ponta na neurociência (CHAPIN *et al.*, 1999).

Em termos gerais, uma ICM é um sistema por meio do qual uma pessoa, ou um animal, envia informações do cérebro para um computador (sistema microprocessado), onde esta informação é processada e, posteriormente, disponibilizada para controle de um dispositivo externo. Estas informações, representadas pela atividade cerebral, podem ser obtidas por meio de técnicas como a eletroencefalografia (EEG), magnetoencefalografia (MEG), tomografia por emissão de positrons (PET), ressonância magnética funcional (fMRI) e eletrocorticografia (ECoG). Devido ao menor custo e a praticidade, as técnicas de eletroencefalografia e eletrocorticografia têm sido mais utilizadas. Porém, a eletrocorticografia, por ser uma técnica invasiva, apresenta os riscos inerentes aos procedimentos cirúrgicos (LEUTHARDT *et al.*, 2004). As ICM's que utilizam esta técnica têm sido implementadas, principalmente em animais (CHAPIN *et al.*, 1999; HATSOPOULOS *et al.*, 2004). Contudo, vários estudos com

eletrocorticograma em humanos já têm sido realizados (LEVINE, 2000, KENNEDY *et al.*, 2000, PATIL *et al.*, 2004, LEUTHARDT *et al.*, 2004, GRAIMANN *et al.*, 2004).

Na eletrocorticografia, microeletrodos são implantados no córtex para registro do potencial de ação de neurônios individuais ou pequenas quantidades de neurônios. O registro do sinal diretamente do córtex, torna-o menos susceptível a artefatos e com alta resolução temporal e espacial.

A eletroencefalografia é uma técnica por meio da qual uma amostragem espacial da distribuição de potencial elétrico, gerado por grandes grupos de neurônios com árvores de dendritos perpendiculares ao crânio, é adquirida em diferentes regiões do escalpo (NIEDERMEYER E LOPES DA SILVA, 2005). Os sinais obtidos desta técnica (EEG) possuem uma alta resolução temporal, mas baixa resolução espacial, devido ao espalhamento da atividade elétrica cerebral, por causa do volume condutor, entre as fontes cerebrais e o escalpo. Além disso, o número de eletrodos de registro é limitado.

O objetivo de uma ICM é obter o potencial relacionado a um evento (PRE) como, por exemplo: estimulação visual, movimento e imaginação de movimento, e torná-lo capaz de acionar um dispositivo externo como uma prótese ou órtese. O principal desafio a ser enfrentado, na implementação de uma ICM, é a identificação do PRE em meio à atividade elétrica “espontânea” do cérebro (EEG espontâneo). Enquanto a amplitude dos PRE’s é de alguns microvolts, a atividade “espontânea” pode atingir centenas de microvolts. Várias técnicas têm sido propostas para detectar PRE’s no EEG, tanto no domínio do tempo quando da frequência. Dentre as técnicas e ferramentas matemáticas utilizadas nas ICM’s, destacam-se: a Transformada Rápida de *Fourier* (KREPKIA *et al.*, 2007); Transformada *Wavelet* (HINTERBERGER *et al.*; 2003; XUE *et al.*, 2003; GRAIMANN *et al.*, 2004; BANG-HUA *et al.*, 2007); modelagem paramétrica (PENNY *et al.*, 2000; WOLPAW *et al.*, 2000; FORSLUND, 2003; VIADAURRE *et al.*, 2006); redes neurais (CHAPIN *et al.*, 1999; FORSLUND, 2003; PICCIONE *et al.*, 2006); sincronização e dessincronização relacionadas ao evento (NEUPER e PFURTSCHELLER, 1999, PFURTSCHELLER *et al.*, 1999a; PFURTSCHELLER, 1999b); análise de discriminantes lineares (HINTERBERGER *et al.*, 2003); componentes principais e componentes independentes (MAKEIG *et al.*, 1996; MAKEIG *et al.*, 2000; BRAGA *et al.*, 2006; CHIAPPA e BARBER, 2006); além de outros tipos de filtros como, por exemplo, filtros espaciais (RAMOSER *et al.*, 2000; HINTERBERGER *et al.*, 2003; KREPKIA *et al.*, 2007).

Embora estas técnicas tenham apresentado bons resultados nas ICM’s invasivas (com ECoG), as suas aplicações com ICM não invasivas (com EEG) ainda demandam elevado tempo

de processamento, e exigem grande número de trechos contendo os PRE's. Com o objetivo de melhorar a detecção do PRE, essas técnicas têm sido aperfeiçoadas e combinadas.

As ferramentas matemáticas, tais como: transformada *wavelet*; análise por componentes principais; análise de componentes independentes; modelos auto-regressivos têm sido amplamente utilizadas para a extração de características dos sinais de EEG e remoção de ruídos para a detecção do PRE (XUE, 2003, GRAIMANN *et al.*, 2004). A combinação destas ferramentas com outras, como filtros casados e análise de discriminantes lineares tem auxiliado na detecção do PRE do movimento (HINTERBERGER *et al.*, 2003, GRAIMANN *et al.*, 2004). Contudo, boa parte dos resultados apresentados mostra que ainda são necessários vários trechos de sinal (várias dezenas a centenas) com o PRE, o que torna o sistema lento, pois o indivíduo deve executar a mesma tarefa várias vezes, para que a detecção seja possível.

A técnica de detecção estatística, magnitude quadrática da coerência (MSC), que demanda pouco processamento, tem sido aplicada na identificação de PRE's sensoriais (SIMPSON *et al.*, 2000; TIERRA-CRIOLLO, 2001), auditivos (DOBIE e WILSON, 1989), e visuais (MIRANDA DE SÁ e INFANTOSI, 2005), possibilitando a redução do número de trechos necessários para a detecção. Esta técnica se baseia na função de coerência, que pode ser vista como o espectro de correlação cruzada, e indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos dos sinais, através da utilização da transformada rápida de *Fourier* (SIMPSON *et al.*, 2000).

Outro problema relacionado aos sinais de EEG registrado do escalpo é o espalhamento da distribuição de potencial, devido ao efeito do volume condutor do cérebro. Um método proposto por HJORTH (1975), denominado por “derivação da fonte” (DF), tem sido utilizado para reduzir o efeito do volume condutor e melhorar a RSR dos potenciais locais, captados no EEG do escalpo (ALMEIDA, 1990; TIERRA-CRIOLLO, 1993).

A detecção da resposta relacionada à imaginação do movimento (IM), utilizando a combinação da MSC com ferramentas de remoção de ruído, para aplicações de ICM, foi a essência da contribuição deste trabalho. A união da MSC com a DF resultou na melhoria da qualidade da detecção dos PRE's da imaginação do movimento (IM), possibilitando a sua identificação com uma única imaginação do movimento.

Espera-se, com este trabalho, contribuir com as pesquisas para as ICM's não invasivas, utilizadas em humanos, para que as pessoas que dependem deste tipo de sistema ou dispositivo possam ter uma melhor qualidade de vida.

1.1 Objetivos

Este trabalho teve como objetivo principal a criação de uma ferramenta computacional, baseada em técnicas de remoção de ruídos e a técnica da magnitude quadrática da coerência (MSC), para a detecção do potencial relacionado ao evento (PRE) da imaginação do movimento (IM), com o menor número de repetições do evento, para a utilização numa interface cérebro-máquina (ICM).

Foram abrangidas as seguintes etapas:

- Estudo de técnicas de detecção, no EEG, de potenciais relacionados ao movimento voluntário (MV) e IM dos dedos das mãos;
- Estudo e avaliação de técnicas de processamento de sinais utilizadas para remoção de ruído visando obter uma melhor relação sinal-ruído (RSR) dos potenciais relacionados ao MV e IM, aumentando a sua probabilidade de detecção;
- Desenvolvimento de um algoritmo computacional que utilizou as técnicas de remoção de ruído e a MSC;

Os resultados advindos deste trabalho, incluindo as ferramentas computacionais desenvolvidas, poderão ser usados para a solução dos diversos problemas relacionados às ICM's e, permitirão aumentar a adequação dos modelos e métodos já existentes, de maneira que a aplicabilidade da ICM se torne ainda mais eficiente.

1.2 Estrutura do trabalho

No Capítulo 2, é apresentada a revisão bibliográfica, destacando os avanços alcançados nas pesquisas com ICM's, os seus principais tipos, bem como sinais e técnicas utilizadas para o seu controle. O Capítulo 3 aborda as bases matemáticas das técnicas de processamento utilizadas no trabalho. No Capítulo 4, a média coerente é aplicada no EEG, de todos os eletrodos do sistema 10-20, durante a atividade espontânea, MV e IM, do dedo indicador da mão esquerda. O objetivo desse estudo é a identificação das regiões do cérebro onde os PRE's do MV e IM, são mais consistentes. Além disso, a magnitude quadrática da coerência também é aplicada no EEG de todos os eletrodos, para a identificação da banda de frequência dos PRE's detectados. Com o

objetivo de se reduzir o número de trechos de sinais de EEG utilizados para a detecção dos PRE's pela MSC, a MSC múltipla (MMSC) foi aplicada nos mesmos sinais de EEG e os resultados apresentados no Capítulo 5. Visando ainda a minimização do número de trechos necessários para a detecção, e a consequente redução do tempo para enviar um comando para a ICM, o Capítulo 6 apresenta os resultados obtidos com um novo algoritmo que utiliza a MSC associada às técnicas de remoção de ruído no tempo, a transformada *wavelet* (TW) e, no espaço, a derivação da fonte (DF). O Capítulo 7 apresenta a análise e discussão final dos resultados obtidos, as propostas de trabalhos futuros e os artigos publicados e submetidos durante o desenvolvimento do doutorado.

CAPÍTULO 2

BASES FISIOLÓGICAS E TÉCNICAS DE UMA INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA

2.1 Introdução

Durante várias décadas, pesquisadores do mundo inteiro vêm tentando desenvolver sistemas que permitam melhorar a qualidade de vida de pessoas incapacitadas fisicamente, devido a danos nos neurônios efetores. Um exemplo deste tipo de sistema é a interface cérebro-máquina (ICM). A ICM é um sistema que fornece uma via alternativa de comunicação entre a pessoa e o ambiente ao seu redor, por meio da atividade cerebral. Grande parte das ICM's desenvolvidas até o momento, utilizam a atividade elétrica cerebral, captada por meio de eletrodos colocados no escalpo, a eletroencefalografia (EEG). Neste capítulo serão apresentadas as bases fisiológicas e técnicas para implementação de uma ICM baseada nos sinais de EEG.

2.2 ICM: origem e avanços nas pesquisas

A idéia de transformar pensamento em ação iniciou-se com a ficção há mais de seis décadas (FORSLUND, 2003). Como nesta época o conhecimento sobre o cérebro animal e humano e a eletrônica não eram tão avançados, esta idéia perdurou como ficção por muitos anos. Com o tempo, a melhor compreensão sobre o funcionamento do cérebro e, principalmente, a evolução da tecnologia de fabricação dos componentes semicondutores tornou esta ficção uma realidade.

As primeiras tentativas de conectar o cérebro a um dispositivo eletrônico, iniciaram-se na década de 50, quando foi possível implantar eletrodos no cérebro animal e humano, para registro e estimulação (DELGADO *et al.*, 1952; EVARTS, 1966).

A primeira demonstração do controle de um computador através de sinais de EEG, *on line* foi realizado na década de 70 (VIDAL, 1973). Contudo, pode-se dizer que o primeiro sistema

considerado realmente como uma ICM tenha sido desenvolvido por FARWELL e DONCHIN (1988).

Após mais de 30 anos de pesquisa, a grande explosão nos experimentos com ICM, aconteceu a partir da década de 90, utilizando-se principalmente animais (KETTNER *et al.*, 1988; CHAPIN *et al.*, 1999; WESSBERG *et al.*, 2000; TAYLOR *et al.*, 2000; MILLAN e MOURIÑO., 2003; CARMENA *et al.*, 2003; NICOLELIS e RIBEIRO, 2002; MEHRING *et al.*, 2003; TAYLOR *et al.*, 2003). Os bons resultados alcançados com estes experimentos, permitiram a realização de trabalhos com humanos (MAYNARD, 2001; PARMET *et al.*, 2004; SPAHR e DORMAN, 2004; VERAART *et al.*, 2003).

Durante os anos seguintes, a maioria dos trabalhos relacionados à ICM se focou no descobrimento de novos métodos para extração das características e classificação dos sinais. Atualmente, existe um número significativo de ICM's que tornam possível definir medidas de desempenho, (por exemplo, taxa de transferência e eficiência na extração e classificação dos sinais - WOLPAV *et al.*, 2000), e através destas medidas, comparar os sistemas existentes. Apesar das pesquisas na área terem avançado consideravelmente, uma ICM continua dependendo, principalmente, da melhoria dos sistemas digitais, para que os sinais possam ser processados com maior velocidade (CINCOTTI *et al.*, 2006). Outro ponto importante nestas pesquisas é a surpreendente plasticidade cortical do cérebro, que possibilita a adaptação às ICM's quando se trata de órteses e próteses controladas por implante (PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005). Encontros entre os pesquisadores da área têm contribuído, cada vez mais, para a evolução destes sistemas (CINCOTTI *et al.*, 2006).

2.3 Sinais de eletroencefalografia

A atividade cerebral pode ser obtida por várias técnicas, tais como: tomografia por emissão de positrons (PET); imagem de ressonância magnética funcional (fMRI); magnetoencefalografia (MEG); eletroencefalografia (EEG); eletrocorticografia (ECoG). Dentre estas técnicas, a eletroencefalografia é a mais utilizada para a implementação da ICM por apresentar uma maior facilidade no registro e baixo custo.

O sinal de EEG é obtido através de eletrodos de superfície colocados sobre o couro cabeludo (escalpo). Os eletrodos utilizados para a aquisição são constituídos de pequenos discos de metal, normalmente de prata/cloreto de prata ou ouro. A posição destes eletrodos no escalpo

obedece, normalmente, à disposição padrão de eletrodos para eletroencefalografia, denominada de sistema 10-20 de posicionamento de eletrodos de EEG (JASPER, 1974; SHARBROUGH *et al.*, 1991), como mostrado na Figura 2.1. Neste sistema, os números pares estão relacionados com o lado direito da cabeça e os ímpares com o esquerdo. As letras F (frontal), C (central), P (parietal), T (temporal) e O (occipital) são utilizadas para identificar as diferentes regiões do córtex, como apresentadas na Figura 2.2.

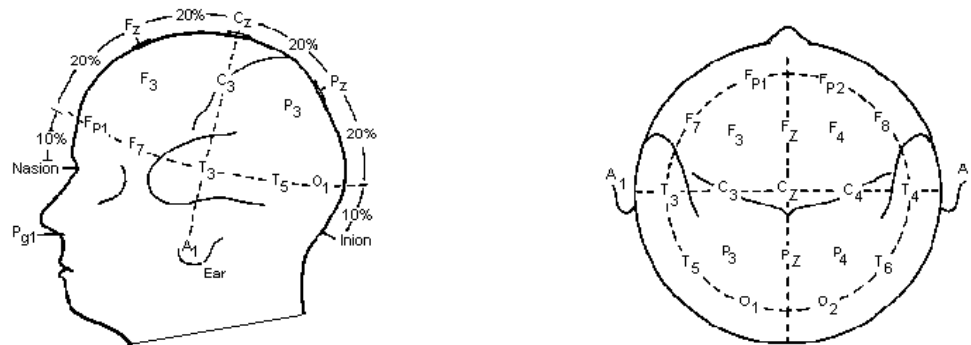


Figura 2.1 - Sistema internacional 10-20 de posicionamento dos eletrodos para EEG (modificado de WEBSTER, 2006).

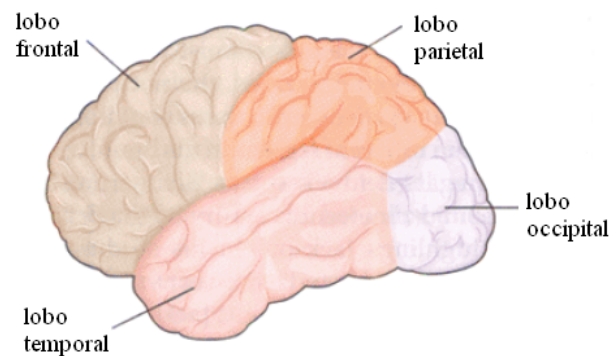


Figura 2.2 - Visão anatômica do cérebro mostrando a identificação dos lobos frontal, parietal, temporal e occipital (Modificado de KANDEL *et al.*, 2000).

A atividade elétrica espontânea, medida no escalpo, apresenta amplitude variável, inferior a $100\mu\text{V}$, com frequência entre 0,5 e 50 Hz (NIEDERMEYER E LOPES DA SILVA, 2005; WEBSTER, 2006; FORSLUND, 2003). Esta atividade, denominada de EEG espontâneo, é caracterizada por bandas específicas de frequências, que são classificadas de acordo com o estado de consciência do indivíduo, caracterizando os principais tipos ritmos (padrões de EEG espontâneo). Cada um dos ritmos é explicado a seguir:

Ritmo Delta (δ)

O ritmo delta apresenta-se na banda de 0,5 a 4 Hz, com amplitude variável, inferior a 100 μ V. Este ritmo está relacionado com o estado de sono profundo, sendo mais predominante na região frontal. Por causa de sua magnitude variável, às vezes é confundido com um artefato ou mesmo alguma anomalia associada ao cérebro.

Ritmo Teta (θ)

O ritmo θ é limitado pela banda de 4 a 8 Hz, com amplitude que pode alcançar 100 μ V. Este ritmo está relacionado com o estresse emocional, mais especificamente com a frustração e desapontamento, podendo ser observado nas regiões parietal e temporal. Pode-se observá-lo também, durante momentos de inspiração criativa e profunda meditação.

Ritmo Alfa (α)

O ritmo α é mais predominante sobre a região occipital do cérebro, existindo na banda de frequência entre 8 e 13 Hz, com amplitude entre 30 e 50 μ V. Este ritmo está, normalmente, associado com o estado de relaxamento e os olhos fechados.

Ritmo Mu (μ)

O ritmo μ se origina no córtex motor, englobando as áreas motoras primária, suplementar e parietal. Suas características são semelhantes às do ritmo α , com amplitude inferior a 50 μ V e frequência entre 8 e 13 Hz. Sua amplitude diminui com o movimento ou intenção de movimento.

Ritmo Beta (β)

O ritmo β existe na banda de frequência entre 13 e 30 Hz, podendo ser detectado sobre a região parietal e frontal com uma amplitude entre 5 e 30 μ V. Este ritmo está, normalmente, associado com o foco no mundo exterior, pensamento, atenção.

A Figura 2.3 mostra um exemplo de sinais de EEG adquiridos com os olhos fechados e abertos. No momento em que os olhos estão fechados pode-se observar a presença do ritmo α . Quando os olhos se abrem, este ritmo desaparece e dá lugar ao ritmo β que apresenta maior frequência e menor amplitude.

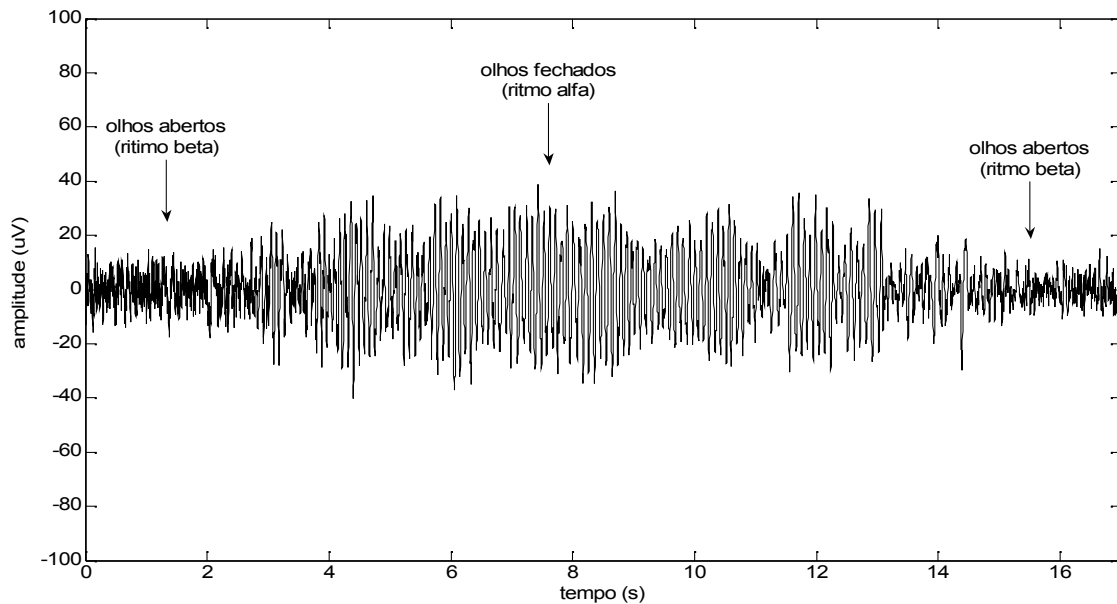


Figura 2.3 - Sinais de EEG obtidos do eletrodo O1 com o indivíduo com olhos abertos (ritmo beta) e olhos fechados (ritmo alfa) .

Os quatro padrões básicos do EEG espontâneo podem ser vistos na Figura 2.4.

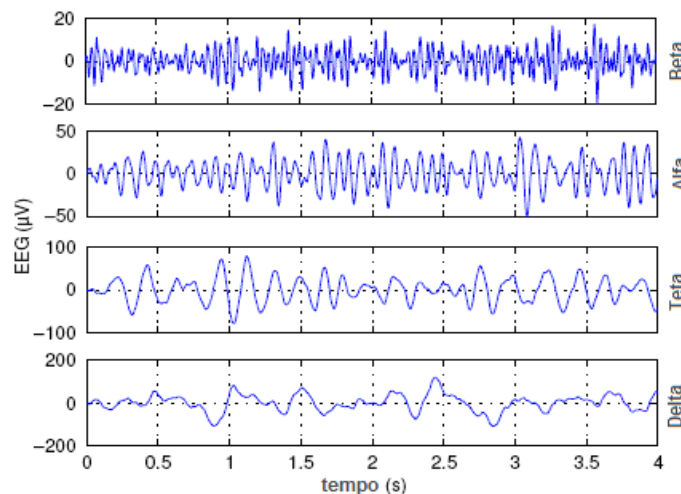


Figura 2.4 - Padrões de EEG espontâneo classificados de acordo com as bandas de frequência. As diferentes amplitudes de cada ritmo são indicadas pelas diferenças nas escalas dos respectivos eixos (traduzido de FORSLUND, 2003).

A maioria das aplicações que envolvem a reabilitação médica utiliza os sinais relacionados ao movimento que se originam no córtex motor (PFURTSCHELLER e NEUPER, 1997) e engloba as áreas motora primária (área 4) e suplementar (área 6), como classificadas por Broadmann em 1909 (KANDEL *et al.*, 2000), mostradas na Figura 2.5. Estes sinais, denominados de “ritmos Mu (μ)”, são similares em frequência aos ritmos alfa, estando na banda entre 8 e 13 Hz (NIEDERMEYER E LOPES DA SILVA, 2005; BABILONI *et al.*, 1999; COCHIN *et al.*, 1999; PINEDA *et al.*, 2000; PFURTSCHELLER *et al.*, 2006). Sua amplitude diminui com o movimento ou intenção de movimento e pode ser controlada através de esforço mental (MUTHUKUMARASWAMY *et al.*, 2004). Os ritmos mu são registrados principalmente na área 3, 2, 1 da região sensório-motora (Figuras 2.5 e 2.6), na posição C do sistema 10-20 de posicionamento dos eletrodos.

2.3.1 Movimento Voluntário (MV) e Imaginação de Movimento (IM)

Levando-se em conta que o movimento voluntário envolve as etapas de planejamento, execução e controle, esta ação exigirá a ativação de um grande número de áreas corticais. Enquanto que o movimento involuntário se desenvolve predominantemente na medula espinhal,

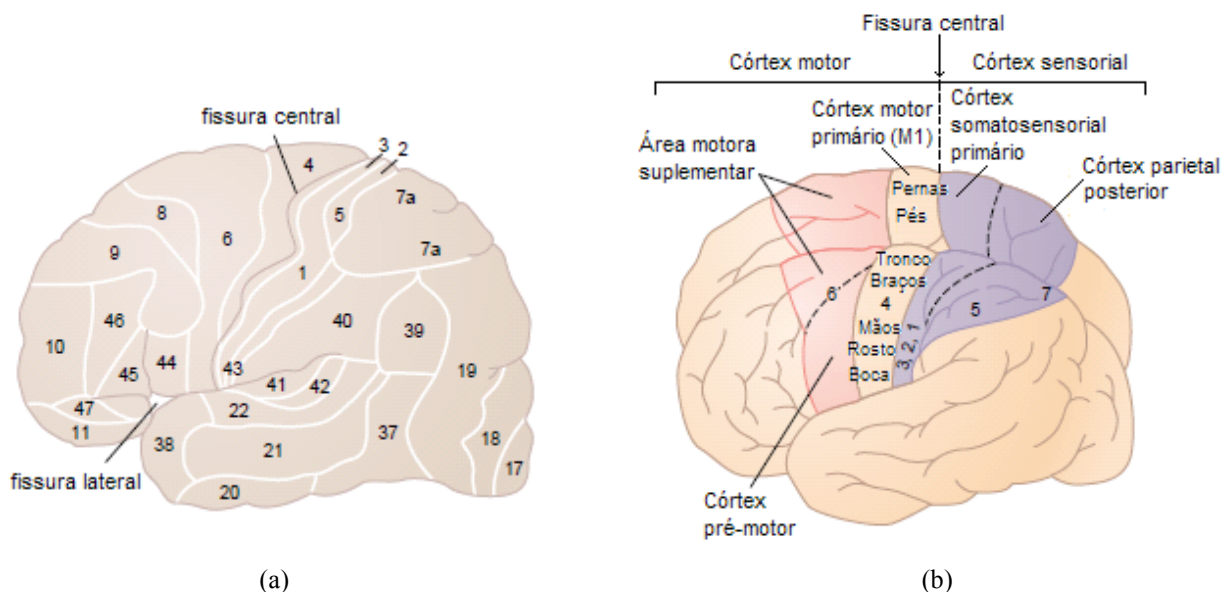


Figura 2.5 - a) Divisões citoarquitetônicas enumeradas por Broadmann. b) Representação do córtex motor (áreas 6 e 4) e córtex sensorial (áreas 3, 2, 1, 5 e 7) nas divisões de Broadmann (modificado de GUYTON E HALL, 2006).

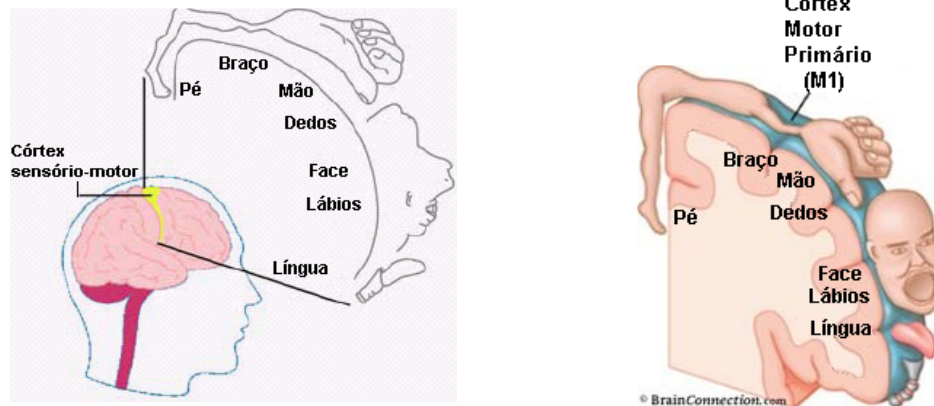


Figura 2.6 - Homúnculo em corte mostrando a área sensório-motora

Fonte: <http://www.brainconnection.com/topics>

várias estruturas supraespinhais hierarquicamente interrelacionadas estão envolvidas no movimento voluntário. O estudo do movimento voluntário (MV) pode ser considerado como um bom modelo para investigar a dinâmica do funcionamento do cérebro, visto que o MV é controlado por áreas corticais e subcorticais relativamente bem definidas (KANDEL *et al.*, 2000; ROTHWELL, 1994).

Ao contrário do que se pensava antigamente, um conjunto de áreas motoras não constitui regiões motoras isoladas, mas formam um sistema envolvendo várias áreas corticais. Baseado em diferenças anatômicas e funcionais, o córtex motor primário (M1) bem como a área motora suplementar (SMA) podem ser consideradas como um conjunto de várias áreas distintas com diferentes funções motoras, que trabalham em um sistema de cooperação.

Apesar do modelo homuncular (Figura 2.6) ter sido abandonado por alguns autores, este modelo ainda representa uma visão comum do córtex motor, mostrando uma organização somatotópica, que indica áreas do corpo de grande importância sendo mapeadas em uma grande área do córtex motor. Dessa forma, por exemplo, a área da mão tem uma extensão maior do que a área do braço e do pé.

A SMA comanda a iniciação de movimento de músculos proximais por meio do tronco cerebral e cordão espinhal. Movimentos mais complexos e movimentos de músculos distais, entretanto, necessitam do controle integrado do córtex pré-motor e por último da ativação do M1 (PFURTSCHELLER, 1999c).

ROLAND *et al.* (1980) registraram alterações no fluxo sanguíneo cerebral em indivíduos que executavam uma sequência de movimentos ou imaginação de movimento (IM) do dedo

indicador da mão esquerda. Durante a execução do movimento os autores registraram um aumento do fluxo na SMA e na área contralateral de M1, mas durante a IM as variações do fluxo sanguíneo foram registradas somente na SMA. RAO *et al.* (1993) usaram a ressonância magnética funcional (fMRI), para registrar a variação do fluxo sanguíneo no cérebro durante a execução de movimentos compassados mais simples e mais complexos do dedo. Durante os movimentos mais simples as variações do fluxo sanguíneo foram observadas na área contralateral de M1, enquanto que para movimentos mais complexos essas alterações foram registradas na SMA e no córtex pré-motor. A imaginação de movimentos mais complexos ativou a SMA e, em menor escala, o córtex pré-motor.

De acordo com DECETY e INGVAR (1990), a IM pode ser considerada como um ensaio imaginado para um MV, sem qualquer entrada sensorial ou qualquer saída na forma de ativação muscular. JEANNEROD e DECETY (1995) afirmam que a IM é baseada em processos similares àqueles que estão envolvidos na programação e preparação do MV. Isto poderia justificar a utilização da IM, por alguns atletas, para melhorar a execução de determinados exercícios (STECKLOW, 2006). Para DECETY (1996) a principal diferença entre a IM e o MV é o bloqueio da execução do MV, para o caso da IM, em algum nível córtico espinal.

NEUPER e PFURTSCHELLER (1999) registraram uma redução da energia (dessincronização) do ritmo mu, na região contralateral durante a IM. Segundo os autores, nenhuma alteração significativa foi registrada nas regiões medial e ipsilateral.

2.3.2 Atividades Evocadas e Induzidas

Um determinado evento pode provocar dois tipos de alterações na atividade elétrica gerada no córtex: uma sincronizada em fase e no tempo com o evento, denominada de potencial evocado (PE) ou potencial relacionado ao evento (PRE), e outra denominada atividade induzida, que não está sincronizada em fase, mas pode estar sincronizada ou não no tempo. A atividade induzida sincronizada no tempo é conhecida por sincronização relacionada ao evento (ERS), enquanto que a atividade não sincronizada no tempo denomina-se dessincronização relacionada ao evento (ERD) (KALCHER e PFURTSCHELLER, 1995; PFURTSCHELLER *et al.*, 2006).

Os potenciais de EEG sincronizados com eventos pela fase e tempo, utilizados em ICM, incluem os vários tipos de PRE, como, por exemplo, os potenciais evocados auditivo (PEA) (MAKEIG *et al.*, 1996; MAKEIG *et al.*, 2000; NIJBOER *et al.*, 2007) e visual (PEV)

(DONCHIN *et al.*, 2000; PICCIONE *et al.*, 2006), além das variações negativas lentas do potencial denominadas de potencial cortical lento (PCL), que podem ocorrer com a implementação de um movimento ou pelo acompanhamento de uma tarefa mental (BIRBAUMER, 1997; BIRBAUMER, 1999; KREPKIA *et al.*, 2007; RUG e COLES, 1996). A quantificação destes potenciais pode ser realizada com a média coerente dos trechos sincronizados com o evento, cujo efeito é o de atenuar as atividades que não estão em fase com o evento, como a ERD/ERS. Isto significa que a análise do PRE pela média coerente pode mascarar a ERD/ERS. Um exemplo do PRE do MV (*bereitschaftspotential*) da mão esquerda, obtido nos eletrodos C3 e C4, pode ser visto na Figura 2.7.

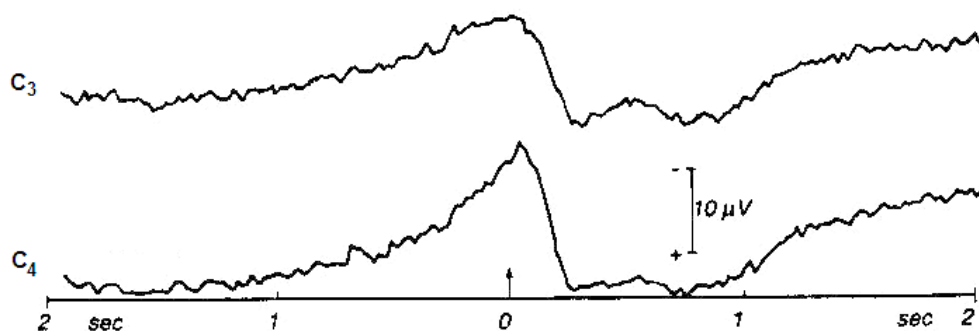


Figura 2.7 - Potenciais corticais lentos (*bereitschaftspotential*) obtidos pela média de trechos de sinais de EEG, nos eletrodos C3 e C4, durante o movimento da mão esquerda (modificado de RUGG e COLES, 1996).

NEUPER e PFURTSCHELLER (1999) mostraram que a aplicação da ERD/ERS nas bandas de frequência dos ritmos μ e/ou β , durante o movimento (mãos, dedos, pés) indicou que a ERD está relacionada com a preparação e execução do movimento e a ERS com o término do movimento. A quantificação da ERD/ERS pode ser feita através do cálculo da variação da potência em bandas específicas de frequências. Enquanto que a ERS representa um aumento de potência, a ERD representa uma diminuição (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999a; PFURTSCHELLER, 1999b; KALCHER e PFURTSCHELLER, 1995). Esta quantificação é obtida com o cálculo da razão da potência ou da variância de trechos dos sinais, filtrados nas bandas específicas, obtidos durante a atividade espontânea (referência) e o movimento, (PFURTSCHELLER, 1999b).

Outros resultados obtidos por PFURTSCHELLER *et al.* (2000), indicam que oscilações betas induzidas aparecem na área médio central, durante a IM. O desenvolvimento destas

oscilações, com amplitudes de alguns microvolts, indica que muitos neurônios exibem cooperação ou comportamento sincronizado. Isto poderia ser explicado pelo grande número de sessões de treinamento executadas e pela capacidade de adaptação do cérebro às mudanças repetitivas externas. Estes resultados ilustram a plasticidade funcional do cérebro, quando exposto às ações repetitivas (PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005). Conhecendo esta habilidade do cérebro, alguns pesquisadores mostram que o padrão de sinal a ser detectado pode ser melhorado através de sessões de treinamento por parte do usuário (NEUMANN e KÜBLER, 2003). Além disso, recentes pesquisas na área de processamento digital de sinais e análise de dados prevêem o desenvolvimento de sistemas adaptativos inteligentes que, não tendo nenhum conhecimento a priori, serão capazes de ajustarem seus modelos ao primeiro contato com o usuário (VIADAURRE *et al.*, 2006; BANG-HUA *et al.*, 2007; KREPKIA *et al.*, 2007).

Ainda de acordo com PFURSTCHER *et al.* (2000) MV de membros resultam em uma dessincronização na banda alta de alfa (10-12 Hz) e na banda baixa de beta (16-20 Hz). Esta dessincronização se inicia cerca de 2s antes do movimento sobre a região contralateral e se torna imediatamente simétrica bilateralmente antes da execução do movimento. Resultados da ERD/ERS, do sinal de EEG do eletrodo C4 para a atividade espontânea (sem MV ou IM), para o MV e IM do dedo indicador da mão esquerda, obtidas no NEPEB/UFGM (Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Minas Gerais) são apresentados na Figura 2.8.

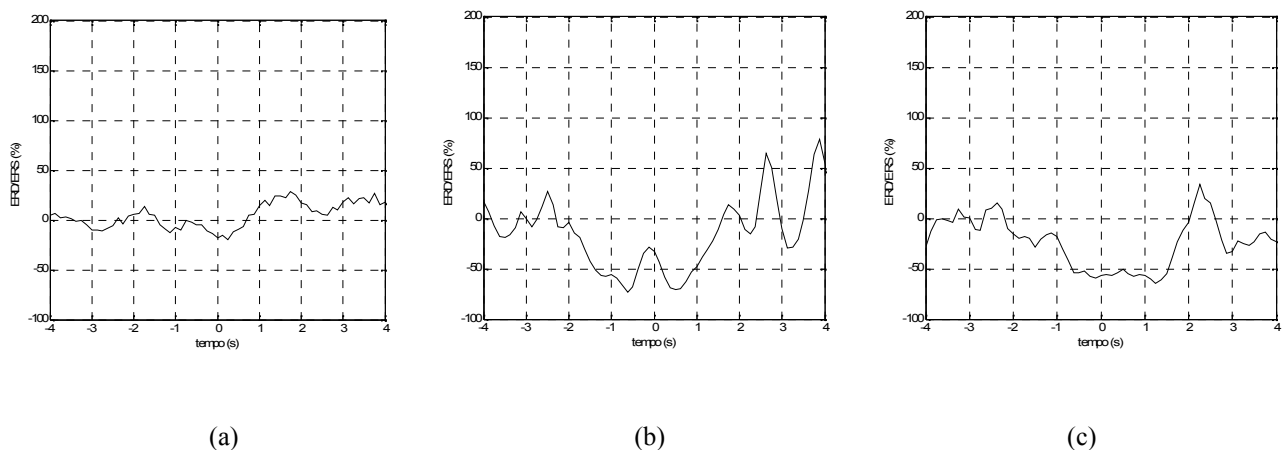


Figura 2.8 - ERD/ERS obtida, em C4 durante: (a) atividade espontânea (sem MV ou IM); (b) MV; (c) IM, na banda alta de mu (10 a 12 Hz). O tempo $t = 0$ indica o início da tarefa (MV ou IM).

2.4 Interface Cérebro Máquina (ICM)

Uma ICM é um sistema que utiliza o sinal de EEG como sinal de entrada e, através de um computador (sistema microprocessado), fornece o sinal de saída para controle de um dispositivo externo como o próprio computador, uma prótese ou órtese. O objetivo principal da ICM é abrir uma via de comunicação para pessoas que possuem pequeno ou nenhum controle dos músculos, decorrente de paralisia cerebral, esclerose lateral amiotrófica (ALS), ou danos na medula espinhal.

Quando uma desconexão de um caminho motor principal acontece, a informação gerada nas áreas corticais motoras não pode viajar pelo trato piramidal para alcançar os músculos ou órgão executor. Neste caso, as alternativas para solucionar ou minimizar este problema, podem ser: (1) ativação de caminhos alternativos intrínsecos (compensação anatômica); (2) reparo ou regeneração da parte lesionada (recuperação anatômica) ou (3) fornecimento de um caminho externo alternativo através de uma ICM (recuperação funcional) (GERHARD *et al.*, 2004).

O princípio de funcionamento de uma ICM se baseia na identificação de padrões em sinais de EEG. As ICMs podem ser classificadas, considerando os padrões de EEG utilizados, da seguinte maneira: (a) dependentes, (b) independentes, (c) baseadas em IM, (d) sincronização e dessincronização relacionadas ao evento e (e) em potenciais corticais lentos.

As ICM's dependentes necessitam da atividade nos caminhos normais da informação como, por exemplo, nervos periféricos e músculos, para que seja gerada a atividade no cérebro. Ela pode ser implementada utilizando, os PE's, como por exemplo, o potencial evocado visual (PEV) (MIDDENDORF *et al.*, 2000).

No caso das ICM's independentes, não é necessário nenhuma atividade muscular. Este tipo tem sido mais pesquisado do que o dependente, pois oferece uma ICM a pacientes com total ou parcial paralisia de membros e músculos (PFURTSCHELLER *et al.*, 1993, PFURTSCHELLER *et al.*, 1996). Algumas ICM's deste tipo têm utilizado como padrão, o PRE P300 (LEVINE, 2000; DONCHIN *et al.*, 2000; PICCIONE *et al.*, 2006).

ICM's independentes, baseadas em IM, utilizam a imaginação de um movimento de um membro, como por exemplo: dedos, mãos e pés, para acionar um dispositivo externo. Exemplos deste tipo de ICM para mover um cursor na tela de um computador, podem ser vistos em WOLPAW *et al.* (2000) e PFURTSCHELLER e NEUPER (2001).

Outras ICM's independentes têm sido implementadas com a utilização da ERD/ERS (NEUPER e PFURTSCHELLER, 1999; PFURTSCHELLER *et al.*, 1996; PFURTSCHELLER *et al.*, 1993) e do potencial cortical lento (PCL) (BIRBAUMER, 1999; BIRBAUMER *et al.*, 2000).

2.4.1 Classificação da ICM quanto à forma de registro dos sinais e problemas para implementação

Para se construir uma ICM, alguns critérios devem ser considerados, a começar pelo tipo de registro, se invasivo (ICM direta) ou não invasivo (ICM indireta). Os sistemas não invasivos têm a grande vantagem de não expor o paciente aos riscos inerentes a uma cirurgia do cérebro. Entretanto, os sinais obtidos por estes sistemas são de qualidade inferior, em relação aos invasivos, o que dificulta a sua utilização para o controle de uma prótese com um maior número de graus de liberdade de movimento (LEBEDEV e NICOLELIS, 2006).

Geralmente, ICM baseadas em sinais de EEG não invasivo tentam decifrar as medidas de intenções e decisões voluntárias da atividade elétrica combinada, de uma grande população de neurônios. Assim, a resolução, tanto temporal quanto espacial, fica limitada devido à sobreposição das atividades geradas por diferentes áreas corticais. Além disto, a passagem deste sinal pelo tecido, osso e pele (volume condutor), faz com que o mesmo perca mais resolução.

Além da eletroencefalografia, outras técnicas não invasivas, como a magnetoencefalografia e a ressonância magnética, têm sido exploradas como fontes de obtenção de sinais para utilização em ICM (WEISKOPF *et al.*, 2004). Apesar da melhor resolução espacial, obtida por estas técnicas, quando comparadas com a eletroencefalografia, a utilização em ICM's ainda é restrita, devido ao seu alto custo e pouca praticidade.

Para tentar minimizar as interferências presentes nas ICM's com registros não invasivos, sinais de eletrocorticograma (ECoG), obtidos com registro de eletrodos subdurais, têm sido utilizados em animais e humanos (CHAPIN *et al.*, 1999; SERRUYA *et al.*, 2002; WESSBERG *et al.*, 2000; PATIL *et al.*, 2004; TAYLOR *et al.*, 2000; KENNEDY *et al.*, 2000; LEUTHARDT *et al.*, 2004; GRAIMANN *et al.*, 2004). Porém, este tipo de ICM expõe o usuário aos riscos inerentes ao procedimento cirúrgico de implante dos eletrodos.

Os estudos para utilização de técnicas invasivas, em ICM's, iniciaram-se com macacos durante as décadas de 60 e 70 (FETZ, 1969; FETZ e FINOCCHIO, 1971; FETZ e BAKER, 1973). A partir da década de 90, com o avanço das técnicas de registro (NICOLELIS *et al.*, 1995;

NICOLELIS e RIBEIRO, 2002) e melhoria dos algoritmos para reconhecimento de padrões (ZHONG *et al.*, 2008) e das condições de implante dos eletrodos, as experiências evoluíram para utilização em humanos.

Para que se possam obter resultados efetivos com uma ICM, seja esta invasiva ou não invasiva, o treinamento por parte do usuário é indispensável. Este treinamento irá possibilitar ao usuário desenvolver a habilidade de controlar as atividades elétricas do cérebro. Com isto, a ICM poderá identificar o padrão desejado “mais rapidamente”, o que é extremamente importante, por exemplo, para o controle de uma prótese que utiliza a IM (NEUMANN e KÜBLER, 2003).

Recentes pesquisas têm mostrado, através da imagem de ressonância magnética, que o uso prolongado de um atuador artificial (prótese miolétrica) pode levar ao remapeamento das áreas cortical e subcortical do cérebro (MARUISHI *et al.*, 2004).

De acordo com LEBEDEV e NICOLELIS (2006), para se construir uma ICM, os seguintes objetivos devem ser alcançados:

- Registros estáveis, durante um longo período de tempo, de várias regiões do cérebro;
- Desenvolvimento de algoritmos computacionalmente eficientes para aplicações em “tempo real”;
- Estudo da plasticidade do cérebro para possibilidade de incorporação de dispositivos protéticos na representação do corpo;
- Implementação de uma nova geração de próteses, capazes de aceitar os sinais de controle, derivados do cérebro, para executar movimentos com múltiplos graus de liberdade.

2.4.2 Constituição de uma ICM

Qualquer que seja a ICM implementada, seu sistema deverá possuir três módulos básicos: *aquisição, processamento, saída*, como mostrado na Figura 2.10 (FORSLUND, 2003; GERHARD *et al.*, 2004). A função de cada módulo é descrita a seguir:

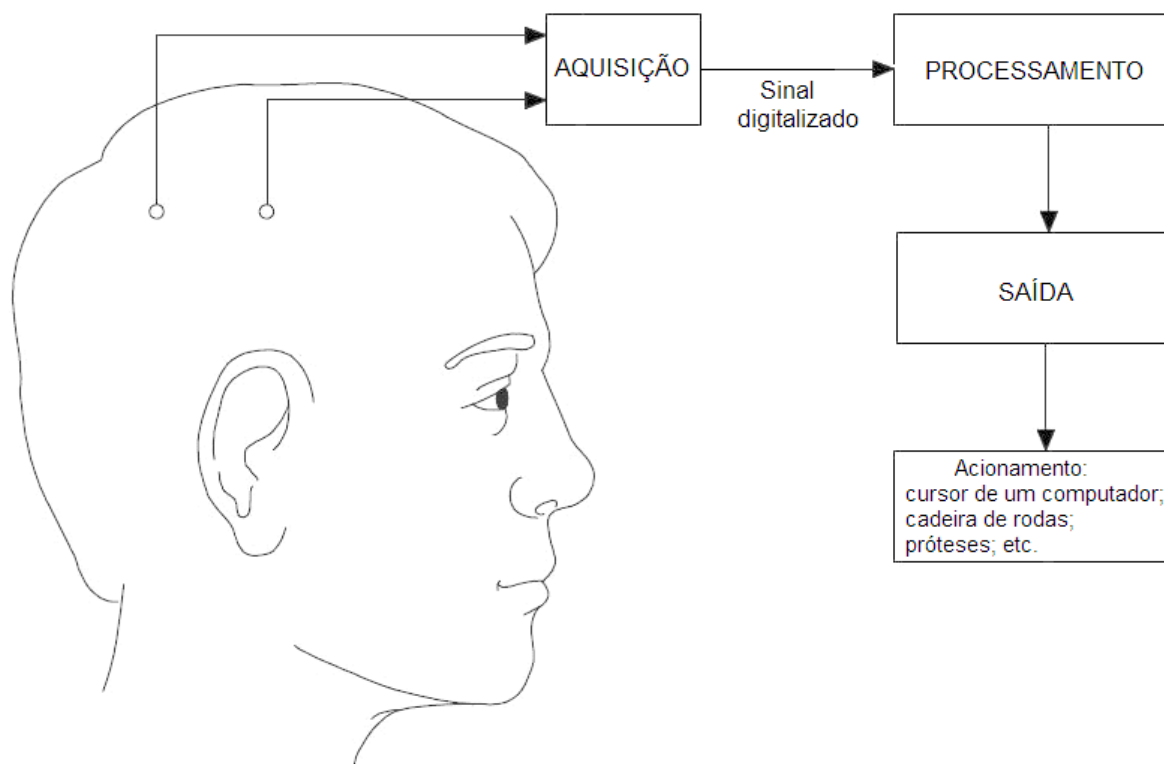


Figura 2.9 - Diagrama básico de uma ICM (modificado de FORSLUND, 2003).

• ***Módulo de aquisição***

A função deste módulo é captar o sinal da atividade elétrica cerebral com uma relação sinal-ruído satisfatória para o processamento. Este módulo é composto por: eletrodos, amplificador de biopotenciais, filtros, conversor analógico/digital e armazenamento.

• ***Módulo de processamento***

Este módulo tem como objetivo principal a identificação do potencial relacionado ao evento (PRE), no sinal de EEG. Este módulo é composto por dois estágios: um estágio de pré-processamento e extração das características do PRE e outro estágio para a classificação destas características.

• ***Módulo de Saída***

Este módulo recebe os sinais processados, transforma-os em sinais capazes de acionar um determinado dispositivo atuador, de acordo com a aplicação desejada. Em grande parte das ICM's desenvolvidas até o momento, esta aplicação se baseia na movimentação de um cursor na

tela de um computador (BIRBAUMER *et al.*, 2000; HINTERBERG *et al.*, 2003; OBERMAIER *et al.*, 2003; PFURTSCHELLER *et al.*, 2003; KENNEDY *et al.*, 2000). Contudo, visando à aplicação em reabilitação, vários pesquisadores têm desenvolvido sistemas que possam acionar dispositivos eletromecânicos tais como: braços de robô (CHAPIN *et al.*, 1999; FETZ, 1999; TAYLOR *et al.*, 2003), cadeira de rodas (MILLAN e MOURIÑO, 2003; LEEB *et al.*, 2007), próteses e órteses (TAYLOR *et al.*, 2000; SHENOY *et al.*, 2003).

CAPÍTULO 3

TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE EEG PARA A DETECÇÃO DO POTENCIAL RELACIONADO A EVENTOS

3.1 Introdução

Várias técnicas de processamento de sinais têm sido propostas para estimar e detectar o PRE no domínio do tempo e da frequência. Entretanto, para que estas técnicas possam apresentar melhores resultados com menores tempos de identificação do PRE, é indispensável que o PRE possua a melhor relação sinal/ruído (RSR) possível. Assim, torna-se necessário a aplicação de algumas técnicas para a redução de ruído, antes de se aplicarem as técnicas para a detecção do PRE. A média coerente de trechos sincronizados com evento (LEVINE, 2000; TIERRA-CRIOLLO, 2001; BRAGA *et al.*, 2006), tem sido uma das técnicas mais utilizadas para se estimar o PRE e melhorar a RSR. Porém, esta técnica apresenta uma relação direta da RSR com o número de repetições do evento (trechos), o que pode resultar em elevado tempo para a obtenção de uma boa RSR. Outras técnicas têm sido propostas para melhorar a RSR do PRE, como a transformada *wavelet* (TW) (QUIROGA e GARCIA, 2003; BRAGA *et al.*, 2006) e a derivação da fonte (DF) (HJORTH, 1975; TIERRA-CRIOLLO, 1993; ALMEIDA, 1990), além da magnitude quadrática da coerência para a detecção estatística do PRE (SIMPSON *et al.*, 2000; TIERRA-CRIOLLO, 2001; DOBIE e WILSON, 1989; MIRANDA DE SÁ e INFANTOSI, 2005).

Uma descrição mais detalhada das técnicas da média coerente de trechos sincronizados com o evento, transformada *wavelet*, MSC e derivação da fonte é apresentada a seguir.

3.2 Média Coerente de Trechos Sincronizados com Estímulo

A média coerente tem sido utilizada como uma técnica padrão para a detecção de resposta evocada a partir de vários trechos de sinais de EEG, $x(t)$, sincronizados com o início do estímulo (NIEDMEYER e LOPES DA SILVA, 2005; TIERRA-CRIOLLO, 2001; BRAGA *et al.*, 2006).

Assumindo que a resposta evocada, $s(t)$, é determinística e o ruído, $ru(t)$, aleatório de média zero, $x(t)$ pode ser representado por:

$$x(t) = s(t) + ru(t) . \quad (3.1)$$

Como a esperança matemática do ruído é zero, e da resposta evocada, $s(t)$, então a esperança do sinal é a própria resposta evocada.

$$E[x(t)] = E[s(t) + ru(t)] = E[s(t)] + E[ru(t)] = s(t) . \quad (3.2)$$

Com isto, o PE pode ser estimado através da média de N trechos do sinal:

$$\hat{s}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) , \quad (3.3)$$

$$E\{\hat{s}(t)\} = \frac{1}{N} N s(t) = s(t) . \quad (3.4)$$

Como $s(t)$ é determinístico e considerando $ru(t)$ estatisticamente independente em cada trecho, a variância da média coerente será função da variância do ruído, uma vez que:

$$\text{var} \{ \hat{s}(t) \} = \text{var} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) \right] = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \text{var} [x_i(t)] = \frac{1}{N} \text{var} [ru(t)] . \quad (3.5)$$

Assim, a RSR na promediação aumenta em um fator de N , que pode ser representado em dB pela seguinte relação:

$$RSR_{dB} = 10 \log_{10} N . \quad (3.6)$$

3.3 Transformada Wavelet

A Transformada *Wavelet* (TW) tem sido utilizada para análise do sinal de EEG desde a década de 90 (UNSER e ALDROUBI, 1996). O principal problema associado à sua

implementação sempre foi a exigência de uma maior capacidade de processamento dos sistemas (QUIROGA *et al.*, 2001). Com a evolução da tecnologia de microprocessadores, o que provocou um grande salto na capacidade de processamento com tempos extremamente pequenos, a sua utilização em ICM's tem aumentado consideravelmente (QUIROGA *et al.*, 2001; GRAIMANN *et al.*, 2004; XUE *et al.*, 2003; TING *et al.*, 2007).

A grande vantagem na utilização da TW se justifica pelo seu método de análise dos sinais em tempo e frequência. Para isto, a TW compara um sinal com versões dilatadas e deslocadas de uma *wavelet* básica (mãe). A transformada *wavelet* contínua (TWC) pode ser definida como:

$$C(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi(a,b,t)dt, \quad (3.7)$$

onde,
$$\psi_{b,a}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (3.8)$$

a e b são os parâmetros de escala da dilatação e o deslocamento, respectivamente, C é o coeficiente da transformada e $\psi(a, b, t)$ é a *wavelet* mãe (ou família de *wavelet*).

O sinal original pode ser reconstruído multiplicando-se cada coeficiente pela escala e deslocamento apropriado da componente *wavelet*. Uma faixa específica de frequência pode ser analisada pela reconstrução do sinal original utilizando somente os coeficientes associados com esta faixa e zerando os demais. O esquema de implementação para decomposição e reconstrução do sinal utilizado na TW pode ser visto na Figura 3.1.

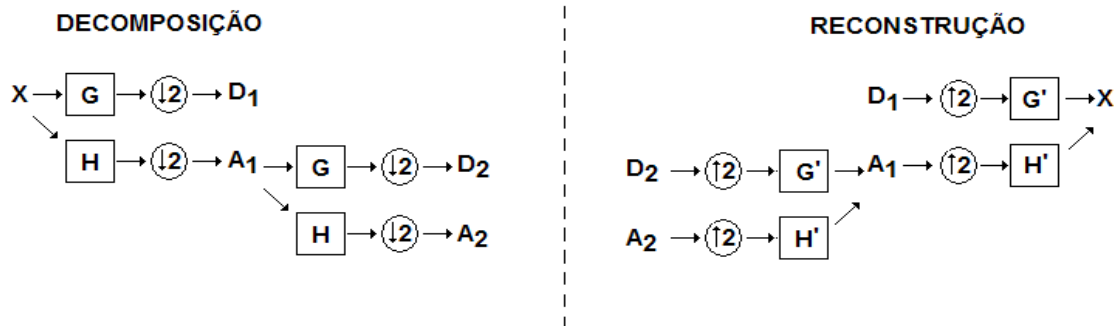


Figura 3.1 - Esquema de decomposição e reconstrução de sinais pela transformada *wavelet*. G e H são filtros passa-altas e passa-baixas respectivamente e G' e H' filtros inversos usados para a reconstrução (modificado de QUIROGA e GARCIA, 2003).

Apesar das vantagens da TWC, existem aplicações onde uma análise mais simples e eficiente é necessária. Devido a isto, MALLAT (1989) introduziu a transformada *wavelet* discreta (TWD), definida por:

$$C(j, k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \psi_{j,k}[n], \quad (3.9)$$

onde:

$$\psi_{j,k}[n] = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}n - k), \quad (3.10)$$

j é o parâmetro de escala da dilatação, k o nível de detalhamento, C é o coeficiente da transformada e $\psi(j, k, n)$ é a *wavelet* mãe (ou família de *wavelet*).

Esta representação pode ser implementada com um simples esquema de filtros recursivos, onde o sinal original passa através de filtros passa-altas (obtendo a função detalhe) e passa-baixas (função aproximação) (Figura 3.1). Este processo pode ser realizado com sucessivas interações, obtendo-se várias aproximações e detalhes, decompondo o sinal original em várias componentes de frequência.

Uma generalização da TWD que oferece uma maior possibilidade de análise do sinal é a *wavelet packet* (AKAY, 1998). Neste caso, cada vetor de detalhe é decomposto em mais dois vetores, um de detalhe e outro de aproximação, fornecendo mais informações em frequência do sinal.

As características únicas da TW são reveladas pela resolução no tempo e frequência da transformada na escala específica a . A TW é muito aplicável na análise de sinais de EEG, pois altas frequências (baixa escala) são analisadas com alta resolução no tempo e baixa resolução na frequência, enquanto que baixas frequências (alta escala) são analisadas com baixa resolução no tempo e alta resolução na frequência (SAMAR *et al.*, 1999). Por causa desta capacidade de se adaptar a sinais que possuem componentes de frequência em escalas diferentes, a transformada *wavelet* tem se tornado uma ferramenta bastante útil para aplicações em ICM's.

A remoção de ruídos com a TWD é uma operação linear feita da seguinte maneira (CAUSEVIC *et al.*, 2005; BRAGA *et al.*, 2006, SANTOS FILHO *et al.*, 2007):

- Aplica-se a Transformada *Wavelet* ao sinal;
- Escolhe-se um limiar δ para remoção de ruído;
- Zera-se os coeficientes $|C(j, k)| < \delta$ que representariam o ruído;

- Aplica-se a Transformada Inversa de *Wavelet*.

3.4 Magnitude Quadrática da Coerência

A função coerência, também denominada coerência complexa, entre dois sinais $x(n)$ e $y(n)$ (DOBIE e WILSON, 1989; TIERRA-CRIOLLO, 2001; MIRANDA DE SÁ, 2004; MIRANDA DE SÁ e INFANTOSI, 2005) é definida por:

$$\gamma_{xy}(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{yy}(f)}\sqrt{P_{xx}(f)}}, \quad (3.11)$$

onde $P_{xy}(f)$ é a densidade espectral de potência (PSD) cruzada entre os dois sinais e $P_{yy}(f)$ e $P_{xx}(f)$ são suas PSD's individuais.

A função coerência pode ser vista como o espectro da correlação cruzada entre os sinais e indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos destes sinais.

Tomando-se o quadrado do módulo da expressão (3.11), tem-se:

$$\kappa(f) = |\gamma_{xy}(f)|^2 = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{yy}(f)P_{xx}(f)}, \quad (3.12)$$

que se apresenta como um valor puramente real.

A estimativa da função $\kappa(f)$ para sinais ergódicos pode ser dada por:

$$\hat{\kappa}(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) X_i^*(f) \right|^2}{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2}, \quad (3.13)$$

onde o operador $*$ denota o conjugado complexo e $Y_i(f)$ e $X_i(f)$ são as Transformadas Discretas de Fourier (TDF) do i -ésimo trecho dos sinais $y(n)$ e $x(n)$, respectivamente, e M o número total de trechos do sinal.

Tomando $y(n)$ como idêntico em todos os trechos do sinal (por exemplo: estímulo sensorial, reposta ao movimento ou imaginação de movimento) e $x(n)$ como o sinal de EEG

captado do escalpo, a estimativa de $k(f)$ pode ser simplificada e denominada como Magnitude Quadrática da Coerência (MSC):

$$MSC(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M X_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2}. \quad (3.14)$$

Na ausência de resposta ao evento (somente EEG espontâneo), o valor do numerador é baixo e a MSC tende a 0, quando M tende ao infinito. Por outro lado, na ocorrência de resposta consistente, a MSC tende a 1, quando M tende ao infinito.

Para M trechos independentes de um sinal gaussiano (i.e. não existe resposta), pode-se considerar que a MSC está relacionada à distribuição β pela seguinte expressão (MIRANDA DE SÁ, 2004):

$$MSC(f) \sim \beta_{1, (M-1)}, \quad (3.15)$$

onde $\beta_{(1, M-1)}$ é a distribuição beta padrão com 1 e M-1 graus de liberdade.

O valor crítico de MSC para um nível de significância α , considerando o teste de hipótese nula para a ausência de estímulo, é obtido por:

$$MSC_{crit} = \beta_{crit, \alpha, 1, (M-1)}. \quad (3.16)$$

A presença de uma resposta sincronizada com o evento, na frequência f , é esperada para $MSC(f) > MSC_{crit}$. Na ausência de respostas ou na condição de não estimulação, espera-se uma taxa de falsos positivos igual a α em todas as frequências. A expressão (3.16) não é válida para a componente contínua (CC) e para a frequência de *Nyquist*.

3.5 Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla

Considerando um modelo linear multivariado como apresentado na Figura 3.2, a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC) pode ser estimada utilizando sinais de EEG de N derivações, $x_j[k]$, $j = 1, 2, \dots, N$, como definido por MIRANDA DE SÁ *et al.* (2008):

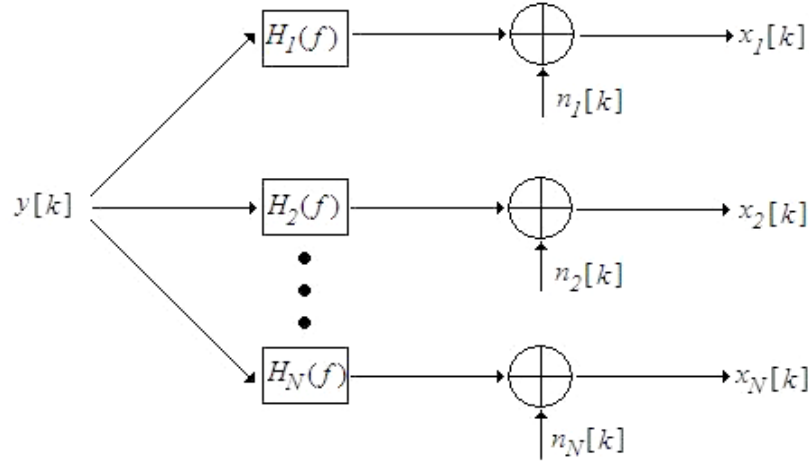


Figura 3.2 - Modelo linear multivariado representando o sinal de EEG durante a imaginação do movimento. Onde a $y[k]$ é o evento (imaginação do movimento), que é filtrado por $H_j(f)$ para fornecer o PRE da j -ésima derivação. Os N sinais de EEG, $x_j[k]$, $j = 1, 2, \dots, N$, obtidos do escalpo, são compostos pela soma do PRE com o EEG de fundo (EEG espontâneo) representado por $n_j[k]$ (modificado de MIRANDA DE SÁ, 2004).

$$MSMC(f) = \frac{V^H(f) \hat{S}_{xx}^{-1}(f) V(f)}{M}, \quad (3.17)$$

onde:

$$V^H(f) = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M X_{1i}(f) & \sum_{i=1}^M X_{2i}(f) & \dots & \sum_{i=1}^M X_{Ni}(f) \end{bmatrix}, \quad (3.18)$$

com “ H ” denotando a hermitiana de uma matriz, ou seja, a transporta de sua conjugado, e:

$$\hat{S}_{xx}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{x1x1}(f) & \hat{S}_{x1x2}(f) & \dots & \hat{S}_{x1xN}(f) \\ \hat{S}_{x2x1}(f) & \hat{S}_{x2x2}(f) & \dots & \hat{S}_{x2xN}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{xNx1}(f) & \hat{S}_{xNx2}(f) & \dots & \hat{S}_{xNxN}(f) \end{bmatrix}. \quad (3.19)$$

$X_{ji}(f)$ ($j=1, 2, \dots, N$; $i=1, 2, \dots, M$) é a transformada de *Fourier* (TF) da i -ésima janela do sinal no eletrodo j , $\hat{S}_{x_p, x_q}$ é a estimativa da densidade espectral de potência cruzada dos sinais nos eletrodos p e q , para $p, q = 1 \dots N$, e M é o número de janelas usadas para a estimativa da densidade espectral de potência utilizando o periodograma.

A MMSC pode ser relacionada à distribuição beta, para a hipótese H_0 , pela seguinte expressão (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2008):

$$MMSC(f) \sim \beta_{N, (M-N)} . \quad (3.20)$$

A identificação de uma resposta sincronizada com o evento pode ser referida a valores críticos calculados com:

$$MMSC_{crit} = \beta_{crit, \alpha, N, (M-N)} , \quad (3.21)$$

onde: $\beta_{crit, \alpha, N, (M-N)}$ é o valor crítico da distribuição β com N e $(M-N)$ graus de liberdade para um nível de significância α .

3.6 Derivação da Fonte

A técnica da derivação da fonte (DF) proposta por HJORTH (1975) tem como objetivo extrair as componentes ortogonais dos sinais captados no escalpo, enfatizando as atividades elétricas subjacentes ao eletrodo de captação e atenuando o efeito do espalhamento observado na distribuição de potencial no escalpo, causado pelo volume condutor. Esta técnica corresponde a um filtro espacial passa-altas por meio do operador Laplaciano bidimensional. Assim, espera-se que a DF aumente a relação sinal-ruído do PRE.

De acordo com HJORTH (1975), caso uma distribuição de potencial na superfície do escalpo (V) não obedeça à equação de Laplace ($\nabla^2 V = 0$), então existe uma corrente ortogonal à área correspondente, de magnitude e sinal determinados pelo operador Laplaciano:

$$i = -\sigma \cdot \nabla^2 V , \quad (3.22)$$

onde, ∇^2 refere-se ao operador Laplaciano bidimensional, V é a distribuição de potencial na superfície do escalpo, e σ é a condutividade do meio (escalpo), considerando-o como isotrópico e homogêneo.

Tomando-se um volume unitário, a densidade de corrente volumétrica de corrente ortogonal ao escalpo é numericamente igual à corrente i . Se essa corrente atua sobre uma resistência $r = 1/\sigma$, então seu efeito pode ser representado por uma diferença de potencial V_{DF} (HJORTH, 1975):

$$V_{DF} = i \cdot r = -\nabla^2 V, \quad (3.23)$$

$$\hat{V}_{DF} = -\left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}\right) \cdot V. \quad (3.24)$$

Utilizando um operador diferença para estimar o operador Laplaciano e aproximando as derivadas de segunda ordem pelo método das diferenças finitas, HJORTH (1975) propôs a estimativa para a DF apresentada a seguir.

Considerando-se uma calota craniana plana e a rede de 5 eletrodos apresentada na Figura 3.3, onde o eletrodo 5 representa o eletrodo de referência para o cálculo da DF, os eletrodos 2 e 4, os eletrodos vizinhos na direção x os eletrodos 1 e 3 na direção y, com eletrodos equidistantes e distâncias unitárias entre eles, a DF no eletrodo 5, pode ser obtida por (HJORTH, 1975, ALMEIDA, 1990; TIERRA-CRIOLLO, 1993):

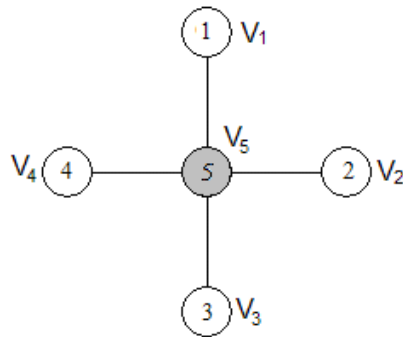


Figura 3.3 - Rede para o cálculo da DF com 5 eletrodos. O eletrodo 5 representa o eletrodo onde será aplicada a DF, os eletrodos 1, 2, 3, 4 são eletrodos vizinhos e V_1, V_2, V_3, V_4, V_5 os sinais de EEG coletados em cada um dos eletrodos.

$$\hat{V}_{DF|5} = V_5 - \frac{1}{4}(V_1 + V_2 + V_3 + V_4), \quad (3.25)$$

onde: V_1, V_2, V_3, V_4, V_5 são os potenciais coletados nos eletrodos 1, 2, 3, 4 e 5 respectivamente.

CAPÍTULO 4

MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA PARA A DETECÇÃO DA IMAGINAÇÃO DE MOVIMENTO

4.1 Introdução

A função coerência pode ser vista como o espectro da correlação cruzada entre dois sinais e indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos destes sinais. Esta técnica tem sido bastante utilizada para analisar sinais de EEG no domínio da frequência e tem se mostrado bastante eficiente na detecção de potenciais evocados visuais, somatosensoriais e auditivos (SIMPSON *et al.*, 2000, TIERRA-CRIOLLO, 2001; DOBIE e WILSON, 1989; MIRANDA DE SÁ e INFANTOSI, 2005). A razão desta eficiência se deve ao fato do seu limiar de detecção ser relativamente independente da forma de onda do potencial a ser detectado (CARTER, 1993).

4.2 Objetivos

Este capítulo investiga a utilização da MSC para a detecção de PRE's devidos à imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda. Além disso, a técnica da média coerente é aplicada nos sinais de EEG de todos os eletrodos do sistema 10-20, para correlacionar os PRE's das regiões do cérebro onde a detecção é mais consistente.

4.3 Materiais e Métodos

Dez voluntários (6 homens e 4 mulheres) neurologicamente saudáveis, com idade entre 21 e 46 anos, que não estavam sob a influência de qualquer medicação que possa interferir no EEG participaram do estudo. Durante a coleta do EEG, os indivíduos permaneceram sentados confortavelmente em uma poltrona, com a cabeça, ombros e os braços apoiados sobre os encostos (Figura 4.1). A luminosidade do ambiente foi ajustada a fim de evitar interferências no sinal, e a

temperatura foi mantida em $27 \pm 1,7^\circ \text{ C}$. O experimento foi executado no Laboratório de Engenharia Biomédica da UFMG (NEPEB) e aprovado pelo Comitê de Ética local. Todos os voluntários leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.



Figure 4.1 - Procedimento para a coleta do EEG. À esquerda o posicionamento do voluntário, bem como o painel com os LED's (à esquerda da mesma figura) utilizados para sincronizar os eventos. À direita o acelerômetro utilizado para detectar o movimento do dedo indicador da mão esquerda.

O sinal de EEG foi registrado de 20 eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) com diâmetro de 10 mm, dispostos no escalpo de acordo com o Sistema Internacional 10-20, com referência aos eletrodos auriculares (A1+A2). Os sinais foram registrados utilizando-se um amplificador de biopotenciais de 36-canaís, BrainNet BNT-36 (EMSA), com filtro passa-faixa de 0,1 a 100 Hz, amostrados a uma frequência de 600 Hz e filtro *notch* de 60 Hz.

Durante o registro do sinal de EEG, dois LED's, dispostos em um painel retangular preto (30 cm $\times$ 20), colocados no ângulo da linha de visão do voluntário, a uma distância de 80 cm (Figuras 4.1 e 4.2), foram usados para sincronizar os eventos relacionados com o movimento ou imaginação do movimento.

O registro do sinal de EEG foi feito durante quatro sessões separadas com todos os voluntários: (1) EEG espontâneo com os LED's desativados; (2) EEG espontâneo com os LED's ativados; (3) movimento voluntário (MV) do dedo indicador da mão esquerda; (4) imaginação do movimento (IM) do mesmo dedo. Cada sessão foi realizada uma vez com cada voluntário, com exceção da sessão imaginação, que foi realizada duas vezes. Para dois voluntários, foi necessário realizar a sessão de imaginação por três vezes.

Um acelerômetro do tipo iMEMS (*integrated Microeletro Mechanical System - Analog Devices - ADXL-213*), com faixa de escala de $\pm 1,2$ g, foi colocado na falange distal do dedo indicador da mão esquerda (Figura 4.1), para detectar a realização de movimento. Os sinais do acelerômetro e do LED amarelo foram registrados pelo BrainNet BNT-36 (EMSA). Os dados foram processados off-line, com o software MATLAB (MathWorks).

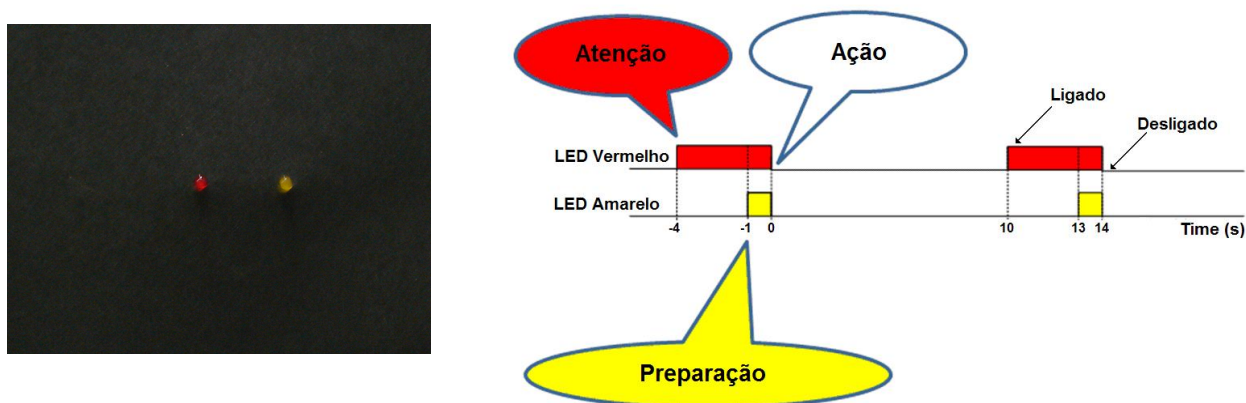


Figura 4.2 – Procedimento do protocolo experimental. À esquerda o painel com os LED's utilizados para sincronizar os eventos relacionados ao movimento e à imaginação do movimento. À direita o procedimento do protocolo experimental. O LED vermelho é ligado quatro segundos antes do evento ($t = -4$ s), sugerindo ao voluntário que fique atento ao início da tarefa. Três segundos após o acendimento do LED vermelho ($t = -1$ s) o LED amarelo é ativado indicando ao voluntário que se prepare para a realização da tarefa (MV ou IM). No instante $t = 0$ s, os LED's se apagam informando ao voluntário que deve iniciar a tarefa (modificado de SANTOS FILHO *et al.*, 2009).

As sessões de movimento e imaginação do movimento duraram 20 minutos, enquanto que as sessões de EEG espontâneo tiveram uma duração de 15 minutos. O EEG foi registrado em dois dias alternados para cada voluntário. Durante o primeiro dia, foram realizadas as sessões de movimento e de EEG espontâneo com os LED's ativados (segundo protocolo da Figura 4.2) e, no segundo dia, as sessões de imaginação movimento e EEG espontâneo com LED's desativados.

Para a sessão de movimento, os voluntários foram solicitados a mover o dedo indicador da mão esquerda para cima e para baixo. Para a sessão de imaginação do movimento, o procedimento foi o mesmo, mas os voluntários deveriam apenas imaginar o movimento, ao invés de efetivamente executá-lo. Cada indivíduo realizou 85 repetições de movimento ou imaginação do movimento no decorrer de cada sessão de 20 minutos.

Ao longo do registro do EEG espontâneo (com os LED's ativados ou não ativados), os voluntários foram orientados a olhar para o painel com os LED's, evitando a realização do movimento ou da imaginação do movimento.

4.3.1 Pré-processamento dos dados

Os sinais foram filtrados por um filtro digital, passa-faixa, Butterworth de 2^a ordem, com frequência de corte inferior de 0,1 Hz e superior de 100 Hz e divididos em trechos de 2,7 s (segmentos de EEG entre -0,7 s e 2s), o que garante a estacionariedade do sinal de EEG (COHEN e SANCES, 1977). O valor médio de cada trecho foi removido e, em seguida, aplicou-se um algoritmo para a rejeição automática de trechos, apresentando fortes artefatos (TIERRA-CRIOLLO, 2001). Para isto, um segmento de sinal de 15 s, considerado como livre de artefatos, foi selecionado para a estimativa do desvio-padrão (σ) de referência. Assim, os trechos nos quais mais de 5% das amostras continuas, ou um total de mais de 10% das amostras, excederam o limiar de 3σ (99,74% das amostras caso se assuma a Gaussianidade), foram rejeitados. O registro de 15 minutos do EEG espontâneo gerou 60 trechos, e do movimento e imaginação do movimento (20 minutos) gerou 85 trechos. Após a rejeição de artefatos, o número de trechos livres de artefatos foi superior a 45 para todos os eletrodos, exceto para os pré-frontais (FP1 e FP2) que apresentaram uma média de 20 trechos. Assim, neste trabalho, foram utilizados, em média, 45 trechos selecionados aleatoriamente.

4.3.2 Processamento dos dados

A fim de se identificarem as áreas do cérebro que apresentavam os PRE's devidos ao movimento e imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda, a média coerente (LEVINE, 2000; KALCHER e PFURTSCHELLER, 1995) foi aplicada ao sinal de EEG de cada eletrodo individualmente. O PRE utilizando a *grand average* (média dos PRE's de todos os voluntários), dos segmentos livres de artefatos, foi obtido para cada eletrodo, nas quatro situações distintas: EEG espontâneo com os LED's ativados, EEG espontâneo com os LED's desativados, movimento e imaginação do movimento. Então, a MSC foi aplicada para a detecção de resposta cerebral aos eventos, com nível de significância de 5%.

4.4 Resultados

Os trechos com artefatos dentro do limite de amplitude (abaixo 3σ) foram mantidos na amostra. Todos os trechos contendo "fortes artefatos", devidos ao piscamento palpebral ou movimento do voluntário, foram rejeitados. Alguns voluntários apresentaram artefatos devidos ao piscamento palpebral logo após a ordem de execução da tarefa.

A *grand average* resultante do EEG espontâneo com os LED's desativados (Figura 4.3), como esperado, não apresentou componentes significativas em sua morfologia, exceto para FP1 e FP2, devidas ao piscamento palpebral "menos intenso" (não rejeitado pela rotina de rejeição de trechos com artefatos). A *grand average* para o EEG com os LED's ativados (Figura 4.4) mostrou uma componente negativa entre $t = -0,5$ s e $t = 0$ s, com amplitude máxima de $-2 \mu\text{V}$ em torno dos eletrodos frontais (especialmente F3, Fz, e F4). Além disso, um potencial positivo, com amplitude em torno de $3 \mu\text{V}$, entre $t = -1$ s e $t = -0,5$ s devido à ativação do LED amarelo e entre $t = 0$ s e $t = 0,5$ s, devido ao desligamento dos dois LED's, pode ser visualizado, principalmente nos eletrodos frontais (F3, Fz, F4) e centrais (C3, Cz e C4).

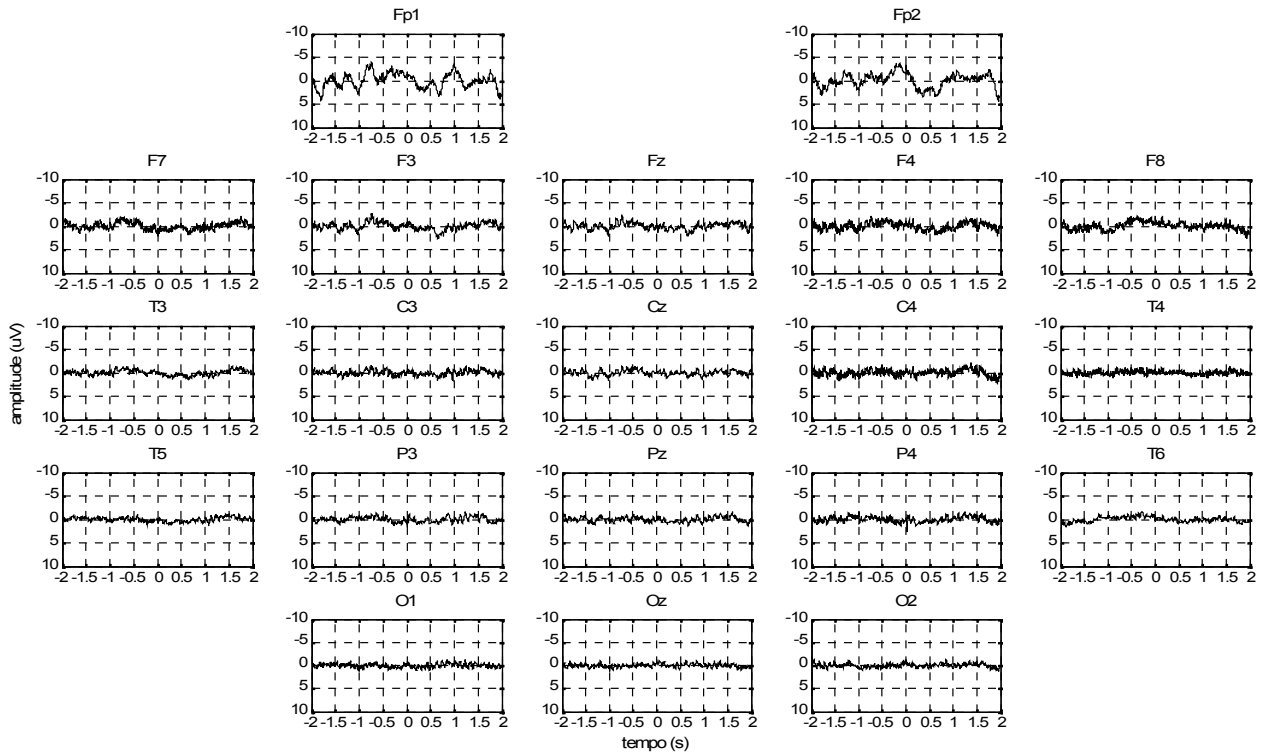


Figura 4.3 - Distribuição topográfica da *grand average* do EEG espontâneo com os LED's desativados.

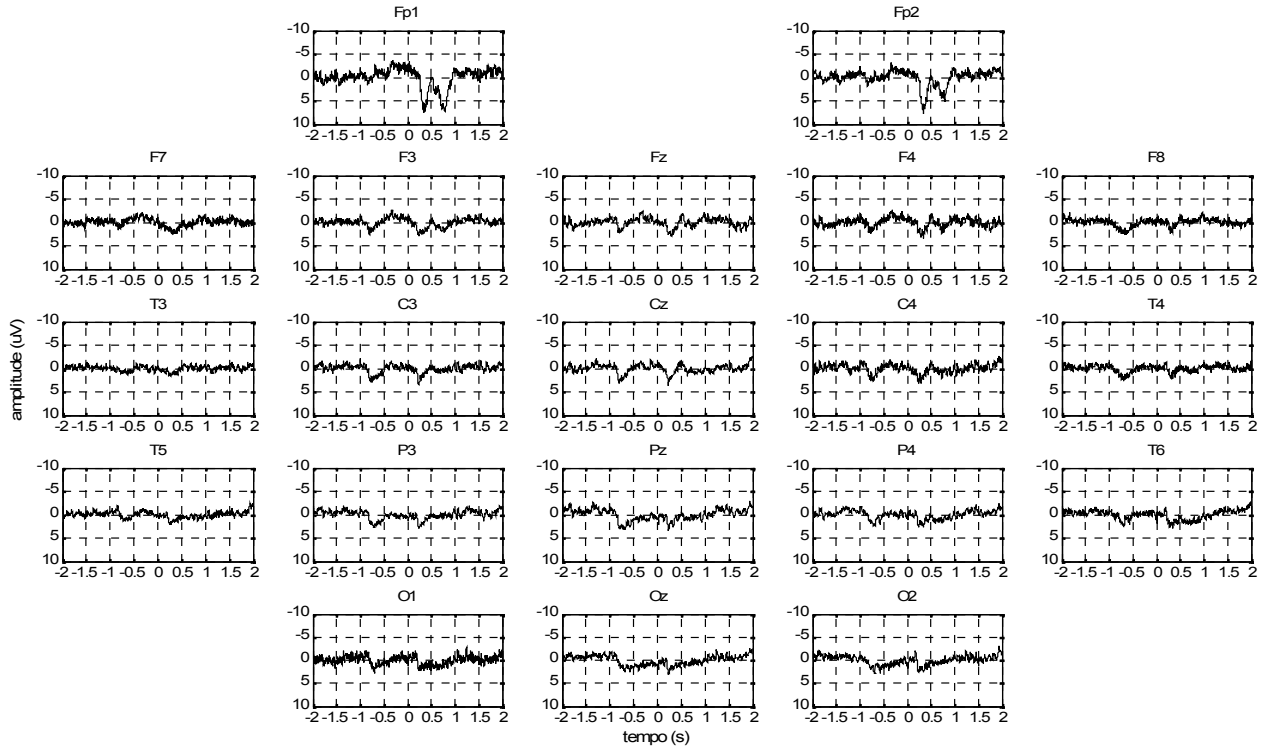


Figura 4.4 - Distribuição topográfica da *grand average* do EEG espontâneo com os LED's ativados.

A *grand average* dos PRE's devidos ao movimento do dedo indicador da mão esquerda (Figura 4.5) mostra um potencial cortical lento, conhecido como *Bereitschaftspotential* (BP) simetricamente distribuídos em ambos os hemisférios especialmente nos eletrodos frontais (F3, Fz, e F4), centrais (C3, C4 e Cz) e parietais (P3, Pz, e P4). Este potencial se inicia aproximadamente 1 segundo antes do movimento e alcança seu valor máximo com início do movimento ($t = 0$ s). Após o início do movimento, ($t = 0,25$ s) o BP sofre um declínio, seguido por uma componente positiva em $t = 0,7$ s, com duração de aproximadamente 1 segundo. Um potencial também pode ser visualizado, porém com menor amplitude, nos eletrodos T3 e T4. Dentre as regiões identificadas, a região central (córtex motor) apresentou os PRE's com maior amplitude (aproximadamente $-5\mu V$) em Cz e C4 (região contralateral ao movimento).

A disposição topográfica dos PRE's devidos à imaginação do movimento (*grand average*) apresentada na Figura 4.6 mostra que estes PRE's são mais consistentes nas regiões frontal, central e parietal. Esses potenciais mostram uma componente negativa que se inicia em $t = -0,5$ s,

com duração de aproximadamente 1 s. Após o comando para a imaginação ($t = 0$ s) o potencial sofre um declínio que pode permanecer por cerca de 1 segundo. De maneira similar ao que ocorre durante o movimento, potenciais com menores amplitudes também foram observadas nos eletrodos temporais T3 e T4.

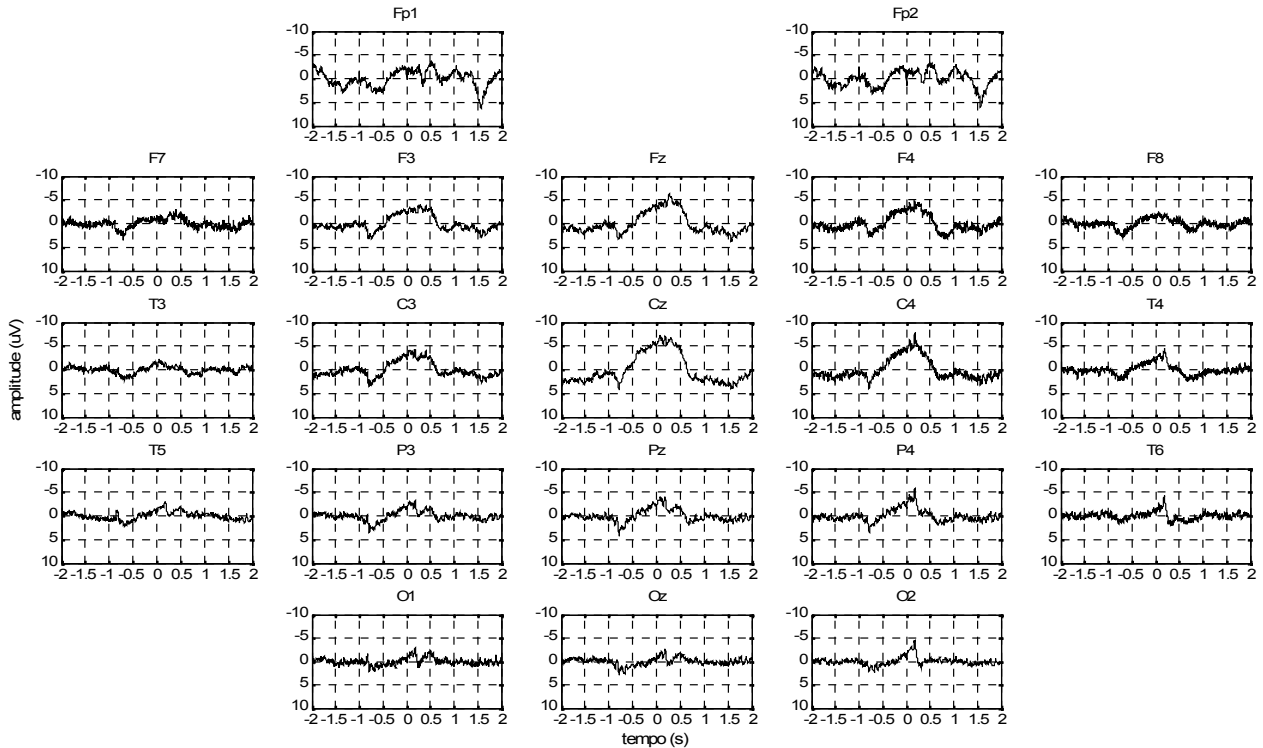


Figura 4.5 - Distribuição topográfica da *grand average* dos PRE's (potenciais relacionados ao evento) devidos ao movimento do dedo indicador da mão esquerda.

Para a detecção estatística da resposta ao evento, por meio da MSC, os trechos de EEG utilizados, iniciam-se 0,7 s antes do início do movimento, ou da imaginação ($t = 0$ s) com duração até 2 s após o início da ordem de execução da tarefa. Este intervalo foi escolhido de modo que o potencial evocado devido ao estímulo visual (ativação do LED vermelho em $t = -4$ s e do LED amarelo em $t = -1$ s) não interferisse nos resultados. Segundo MISULIS (1994), o potencial evocado devido ao estímulo luminoso tem duração de até 125 ms, após o estímulo. A aplicação da MSC (com $M = 45$), no EEG obtido do eletrodo Cz, para o voluntário # 10, durante o EEG espontâneo, com os LED's ativados (Figura 4.7a) e desativados (Figura 4.7b), mostra uma ausência de resposta, como era esperado. Poucos harmônicos (4,8% do total das amostras)

excederam o valor de $MSC_{crit} = 0,0658$, estando dentro da faixa de falsos positivos para $\alpha = 5\%$. Resultados semelhantes foram obtidos para todos os voluntários, como mostrados nos histogramas das Figuras 4.9 e 4.10.

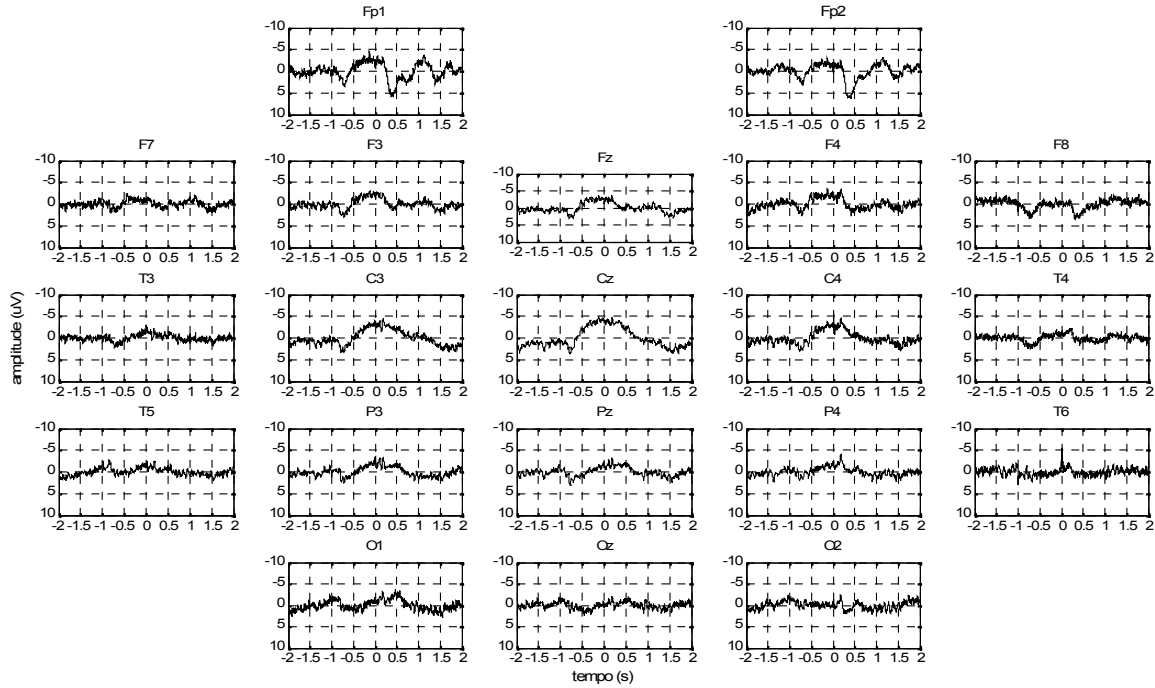


Figura 4.6 - Distribuição topográfica da *grand average* dos PRE's (potenciais relacionados ao evento) devidos à imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda.

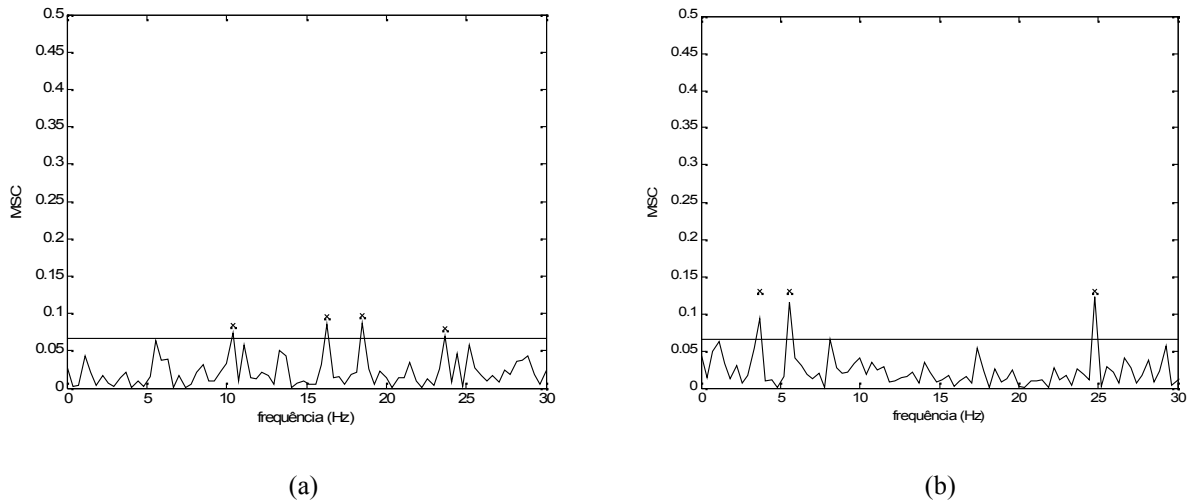


Figura 4.7 - MSC com $M = 45$, para o EEG espontâneo do voluntário #10, obtido do eletrodo Cz com: (a) LED's desativados e (b) LED's ativados. O valor crítico ($MSC_{crit} = 0,0658$, para $\alpha = 5\%$) está representado pela linha horizontal. Comportamento similar foi obtido para frequências superiores a 30 Hz.

Durante o movimento, a MSC identificou resposta consistente na faixa de 0,3 - 2 Hz (Figura 4.8a). O histograma da Figura 4.11 mostra que a maioria dos voluntários apresentou detecção nesta faixa, nas regiões frontal, central e parietal. Todos os voluntários apresentaram resposta no eletrodo C4 (contralateral). Houve também detecção nas regiões temporal e occipital em alguns voluntários.

Para a imaginação do movimento, a MSC detectou na resposta na faixa de 0,3 - 1 Hz (Figura 4.8b). Nove dos dez voluntários apresentaram resposta na região central em C4 (Figura 4.12). A aplicação do teste de *Wilcoxon* para dados pareados, entre a MSC da imaginação do movimento e o EEG espontâneo (LED's desativados), corroborou a diferença estatística com um nível de significância $p < 0,02$ para a faixa de 0,1 - 0,8 Hz. Nenhuma outra faixa de frequência, até 100 Hz, apresentou diferença significativa.

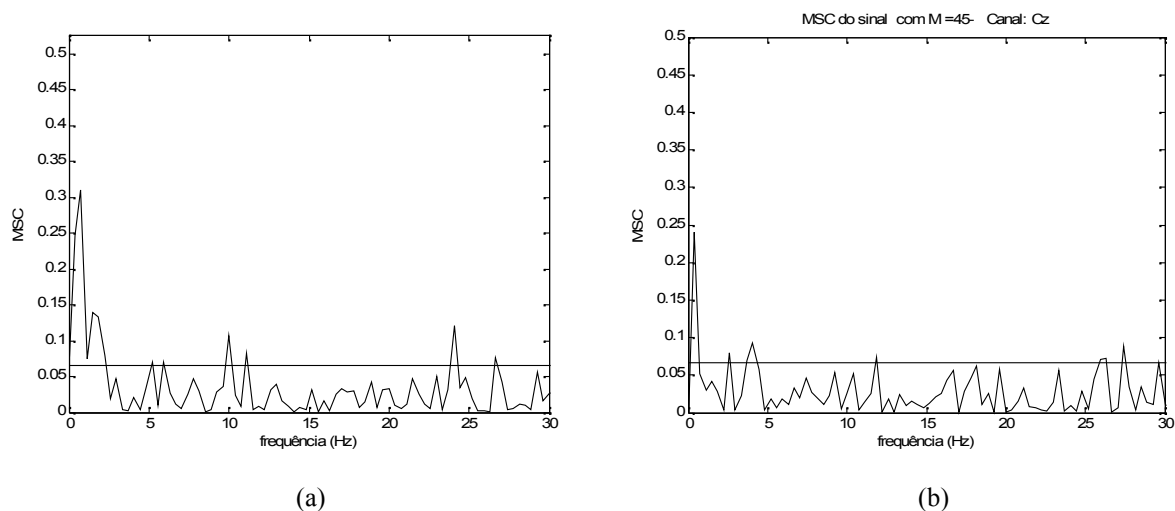


Figura 4.8 - MSC com $M = 45$, para o EEG do voluntário #10, obtido do eletrodo Cz durante: (a) Movimento do dedo indicador da mão esquerda; (b) Imaginação do movimento do mesmo dedo. O valor crítico ($MSC_{crit} = 0,0658$) está representado pela linha horizontal. Não houve detecção de resposta para frequências superiores a 30 Hz.

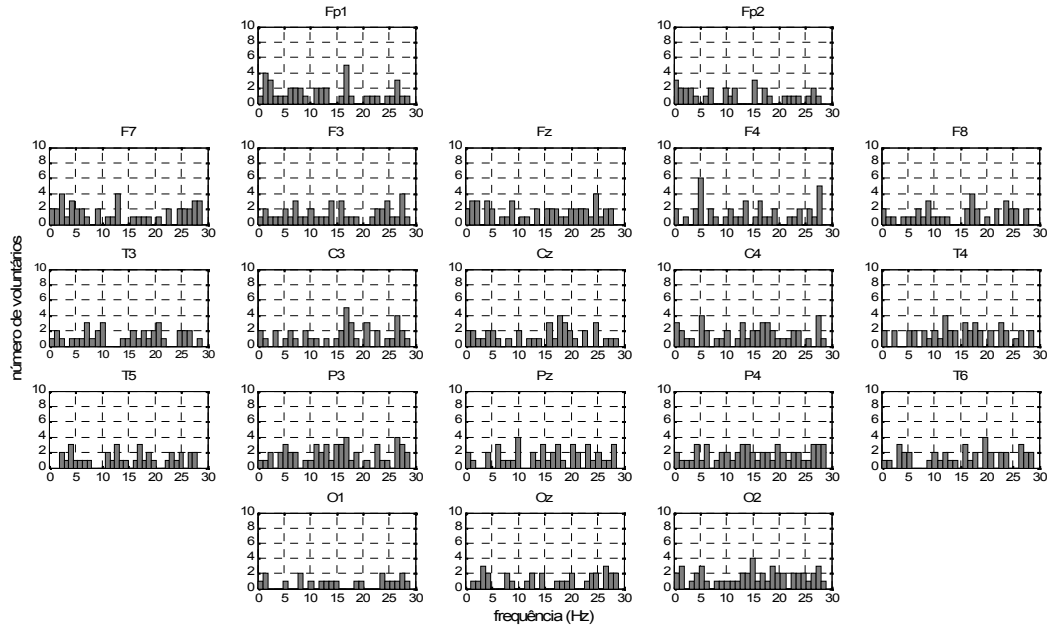


Figura 4.9 - Distribuição topográfica dos histogramas (resolução de 1 Hz) mostrando o número de voluntários que apresentaram resposta ($MSC > MSC_{crit}$) com um nível de significância de 5%, para o EEG espontâneo, com os LED's desativados, para a faixa de frequência de 0 a 30 Hz. Não houve respostas significativas para frequências superiores a 30 Hz.

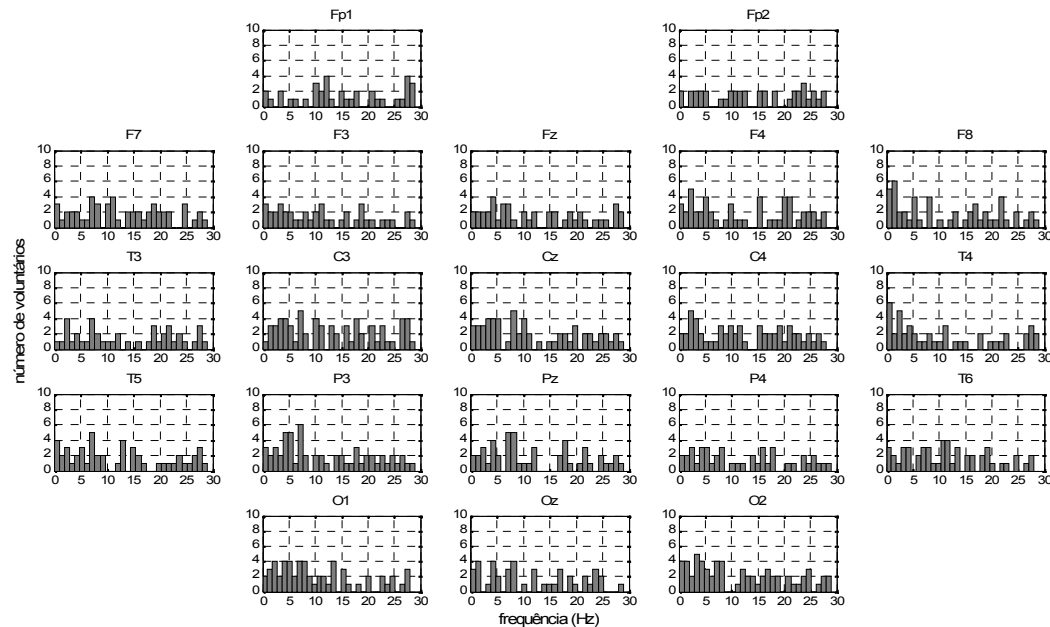


Figura 4.10 - Distribuição topográfica dos histogramas (resolução de 1 Hz) mostrando o número de voluntários que apresentaram resposta ($MSC > MSC_{crit}$) com um nível de significância de 5%, para o EEG espontâneo, com os LED's ativados, para a faixa de frequência de 0 a 30 Hz. Não houve respostas significativas para frequências superiores a 30 Hz.

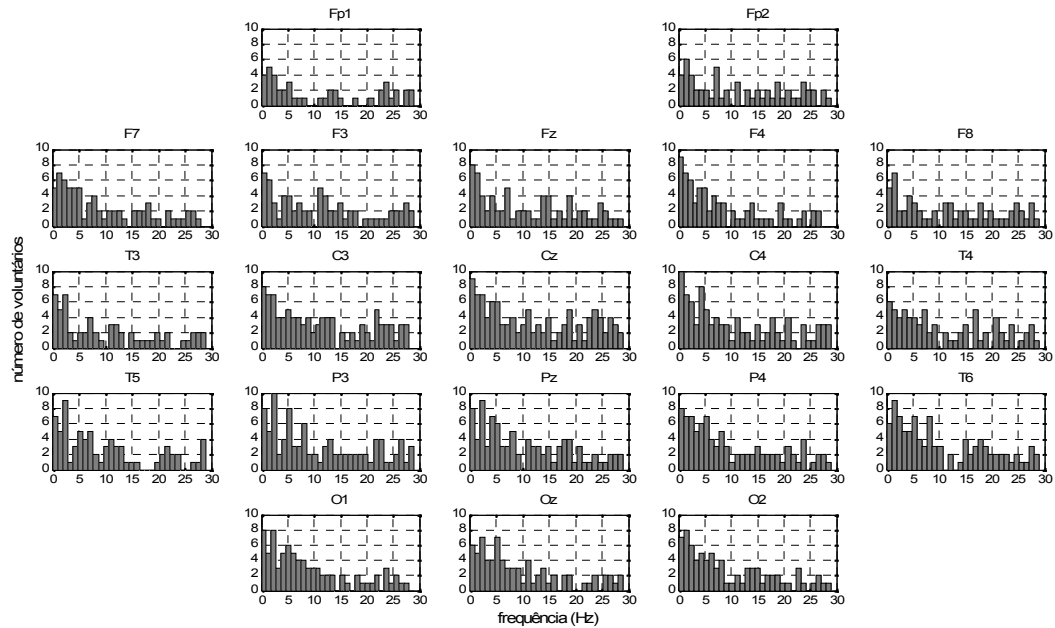


Figura 4.11 - Distribuição topográfica dos histogramas (resolução de 1 Hz) mostrando o número de voluntários que apresentaram resposta ($MSC > MSC_{crit}$) com um nível de significância de 5%, para o EEG durante o movimento do dedo indicador da mão esquerda, para a faixa de frequência de 0 a 30 Hz. Não houve respostas significativas para frequências superiores a 30 Hz.

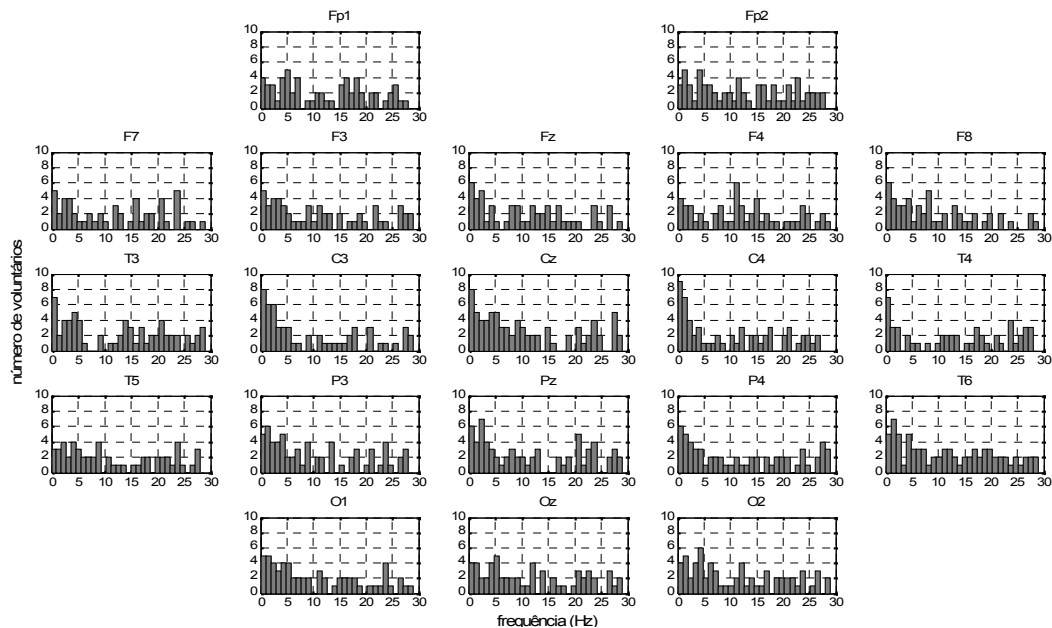


Figura 4.12 - Distribuição topográfica dos histogramas (resolução de 1 Hz) mostrando o número de voluntários que apresentaram resposta ($MSC > MSC_{crit}$) com um nível de significância de 5%, para o EEG durante a imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda, para a faixa de frequência de 0 a 30 Hz. Não houve respostas significativas para frequências superiores a 30 Hz.

4.5 Discussão

A média coerente do EEG espontâneo, com os LED's ativados, apresentou um potencial de quase 1 segundo de duração, especialmente nos eletrodos frontais e centrais, após a ativação do LED amarelo (preparação da tarefa). De acordo com WALTER *et al.* (1964), as sessões repetitivas de movimento sugerido por um estímulo em particular levam à geração de um potencial de preparação do movimento, mesmo quando este movimento não é, de fato, executado. Considerando que as sessões de EEG espontâneo aconteceram após as sessões de movimento, esse potencial pode estar relacionado à preparação do movimento do dedo.

Os *Bereitschaftspotentials* (BP's) identificados no EEG do movimento são similares aos que foram identificados durante a imaginação movimento em todos os eletrodos sendo simetricamente distribuídos em ambos os hemisférios, com maiores amplitudes nos eletrodos Cz e C4 (médio-central e contralateral) como previsto por KALCHER e PFURTSCHELLER (1995).

A aplicação da MSC mostrou detecção consistente de resposta, em harmônicos de baixa frequência (inferior a 4 Hz - ritmo delta), tanto para o EEG do movimento, quando para o EEG da imaginação do movimento, corroborando os resultados relatados por VUCKOVIC e SEPULVEDA (2008). Estes resultados foram evidenciados pelos autores, por meio da variação da energia (dessincronização e sincronização relacionadas ao evento – ERD/ERS) em derivações bipolares das regiões central, frontal e parietal.

A técnica MSC foi capaz de detectar resposta devido à imaginação do movimento, na banda delta, utilizando 45 trechos ($M = 45$), adequada, na maioria dos voluntários analisados (nove dos dez voluntários). Entretanto, três voluntários necessitaram realizar as sessões de coleta de dados, por três vezes, antes de apresentarem respostas confiáveis em seus dados. Esta variação pode ser explicada pelo fato de que a RSR da resposta está fortemente relacionada à capacidade de imaginação de cada voluntário (PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005; STECKLOW, 2006). Por exemplo, o valor máximo obtido pela MSC para o voluntário # 1 para a imaginação do movimento foi de 0,452 (Figura 4.13a), sendo superior ao obtido pelo voluntário # 10 (máximo MSC = 0,248), com o mesmo número de trechos (Figura 4.8b). O valor da coerência obtido pela MSC para o voluntário # 1 indica que a detecção do PRE, para este voluntário, pode ser obtida com um menor número de trechos, como por exemplo, para $M = 10$ (Figura 4.13b).

Os PRE's relacionados com a ativação do LED amarelo e a desativação de ambos os LED's não apresentaram qualquer influência na detecção da imaginação do movimento, pela MSC. Estes PRE's apresentaram os maiores valores de MSC, em harmônicos em torno de 3 Hz,

que são superiores aos harmônicos encontrados para a imaginação (em torno de 1 Hz), conforme mostrado na Figura 4.14.

Potenciais devidos ao piscamento palpebral podem influenciar a detecção da resposta, particularmente nos eletrodos FP1 e FP2. Mesmo com a aplicação do algoritmo de rejeição de trechos com artefatos, a técnica da média coerente apresentou alguma atividade síncrona durante o piscar dos olhos no momento em que os voluntários eram orientados a iniciar a tarefa (desligamento dos LED's) em diferentes sessões (com exceção da sessão de EEG espontâneo com os LED's desativados). Estudos recentes têm mostrado que o piscamento palpebral tem uma relação clara com tarefas cognitivas (SIEGLE *et al.*, 2008). No entanto, quando se trata de aplicações de ICM's relacionadas com a imaginação do movimento, normalmente, esses eletrodos (FP1 e FP2) não são utilizados.

Considerando-se a plasticidade do cérebro, quando exposto à ação repetitiva (PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005), é plausível esperar que, se os voluntários desenvolverem sessões de treinamento, para a prática da imaginação do movimento, possa-se obter respostas com uma melhor relação sinal-ruído (RSR) e, portanto, reduzir a quantidade de trechos necessários para a detecção do PRE utilizando a MSC. Outra maneira provável de se aumentar a probabilidade de detecção do PRE, pode ser a aplicação da coerência múltipla (MMSC) proposta por MIRANDA DE SÁ e FELIX (2002). Esta técnica utiliza sinais de mais de um eletrodo para determinar a coerência de respostas do cérebro a eventos. No presente capítulo, os resultados indicam que os eletrodos mais adequados para a detecção da imaginação do movimento utilizando a MSC na faixa de 0,3 a 1 Hz, estão nas áreas central e frontal.

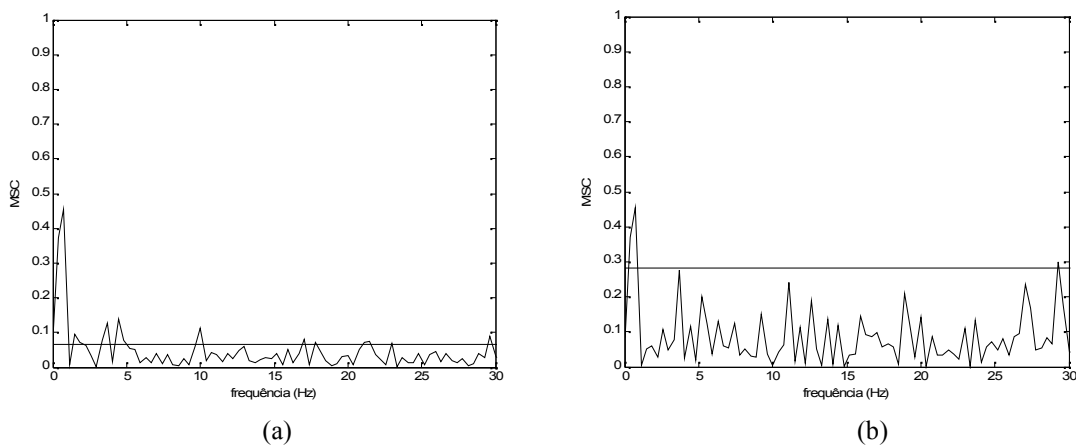


Figura 4.13 - Detecção estatística do PRE devido à imaginação do movimento (eletrodo Cz), para o voluntário #1, utilizando a MSC para (a) $M=45$ e (b) $M=10$.

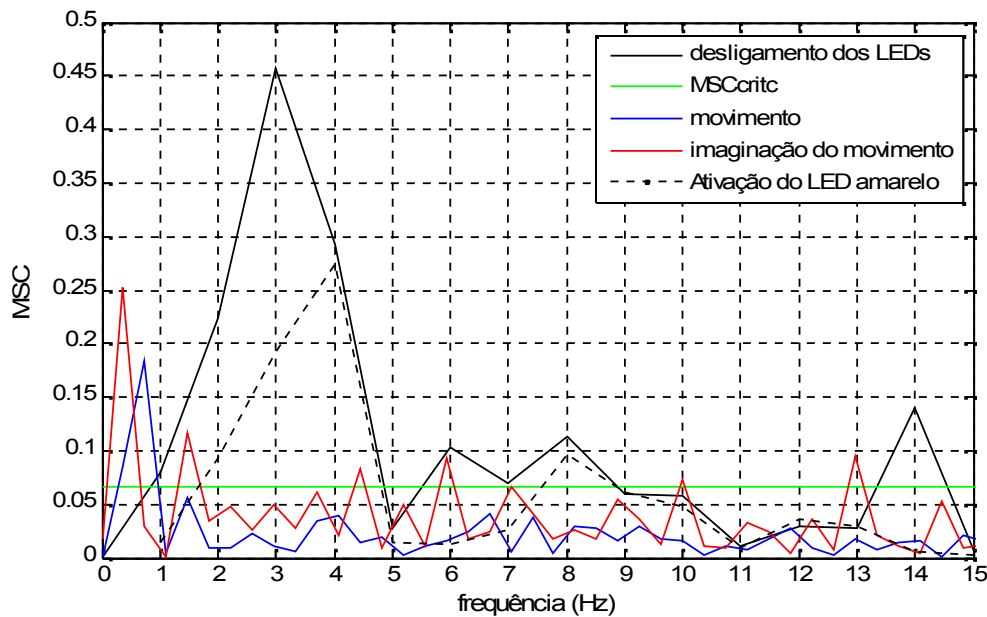


Figura 4.14 - MSC aplicada aos sinais de EEG durante: a ativação do LED amarelo, movimento, imaginação do movimento e desligamento dos LED's, obtido para 45 trechos escolhidos aleatoriamente de todos os voluntários.

4.6 Conclusão

A aplicação da MSC em áreas previamente identificadas, pela técnica da média coerente de trechos sincronizados com o evento, provou ser uma ferramenta eficaz na detecção do PRE devido ao movimento e à imaginação do movimento. Embora estes resultados tenham sido alcançados com 45 trechos do EEG, comparáveis níveis de detecção foram obtidos com 10 trechos para alguns voluntários. Acredita-se que, com o treinamento adequado dos voluntários para a imaginação do movimento e a utilização da MSC associada a ferramentas de remoção de ruído, possa-se obter níveis superiores de detecção do PRE da imaginação do movimento. Assim, o uso da MSC para a detecção do PRE da imaginação do movimento parece ser um valioso caminho para o desenvolvimento de ICM's.

CAPÍTULO 5

MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA MÚLTIPLA NA DETECÇÃO DA IMAGINAÇÃO DE MOVIMENTO

5.1 Introdução

A Magnitude Quadrática da Coerência múltipla (MMSC) é uma versão da MSC que utiliza mais de um eletrodo. MIRANDA DE SÁ *et al.* (2004) mostraram que a utilização de mais eletrodos, na detecção do PRE pela MSC, pode melhorar a relação sinal-ruído (RSR) de potenciais de EEG, resultando em elevadas taxas de detecção.

5.2 Objetivos

A aplicação da MSC para a detecção do PRE da imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda, cujos resultados foram apresentados no capítulo 4, mostrou detecção mais significativa quando foram utilizados os eletrodos da região central (Cz, C3 e C4). Visando a aumentar o nível dessa detecção, a MMSC foi aplicada a estes eletrodos. Os resultados obtidos com a MMSC serão comparados com os obtidos pela MSC.

5.3 Materiais e Métodos

No estudo apresentado no capítulo 4, o EEG foi registrado durante: (1) atividade espontânea com LED's ativados; (2) atividade espontânea com LED's desativados (EEG espontâneo); (3) movimento e (4) imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda. Neste estudo, somente os dados obtidos para as sessões (1) e (4) foram utilizados.

A MMSC foi aplicada aos sinais de EEG dos eletrodos da região central, previamente identificados no capítulo 4 (Cz, C4 e C3), para a detecção do PRE da imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda. Para isto, foram utilizados os sinais de dois eletrodos (Cz-

C4, Cz-C3 e C4-C3) e três eletrodos (Cz-C4-C3), com diferentes números de trechos ($M=5, 8, 10, 20, 30$ e 40).

5.4 Resultados

A MSC aplicada ao sinal de EEG do eletrodo Cz, durante a imaginação do movimento, para o voluntário #2, com $M = 30$ trechos (Figura 5.1a) apresentou um valor máximo de 0,259 em 0,74 Hz (banda delta). Por outro lado, este valor foi maior para a MMSC (0,571), na frequência de 0,37 Hz (Figura 5.1b), utilizando os eletrodos Cz, C4 e C3 (Cz-C4-C3).

Durante a atividade espontânea, nenhuma detecção foi observada (Figura 5.2), na banda delta, entre 0,1 e 1 Hz, para o mesmo voluntário (#2), quando a MSC foi aplicada no sinal de EEG do eletrodo Cz (Figura 5.2a) e a MMSC nos eletrodos Cz-C4-C3 (Figura 5.2b).

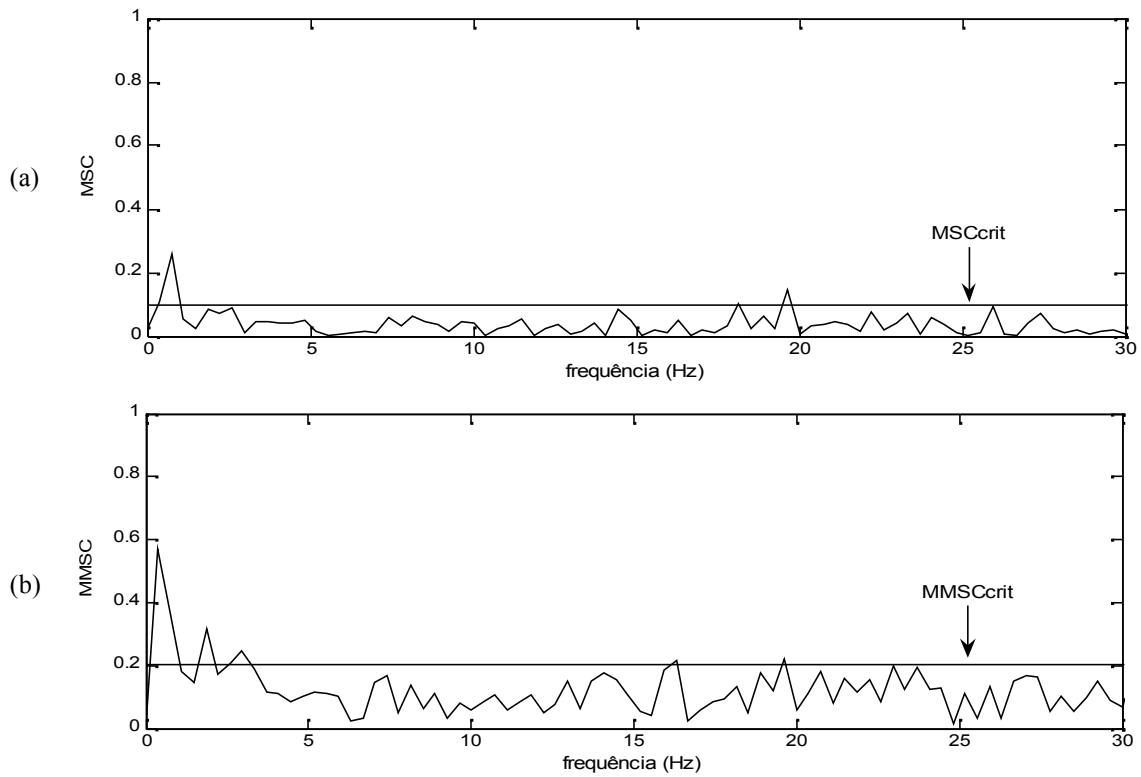


Figura 5.1 - MSC (a) e MMSC (b) obtidas para o EEG da imaginação do movimento, do voluntário # 2, com $M = 30$. A MSC foi obtida para o EEG do eletrodo Cz e a MMSC para os eletrodos Cz-C4-C3. Os valores críticos ($MSC_{crit} = 0,0981$ e $MMSC_{crit} = 0,2016$, para $\alpha = 5\%$) estão representados pelas linhas horizontais. Para frequências superiores a 30 Hz, não foram detectadas respostas significativas.

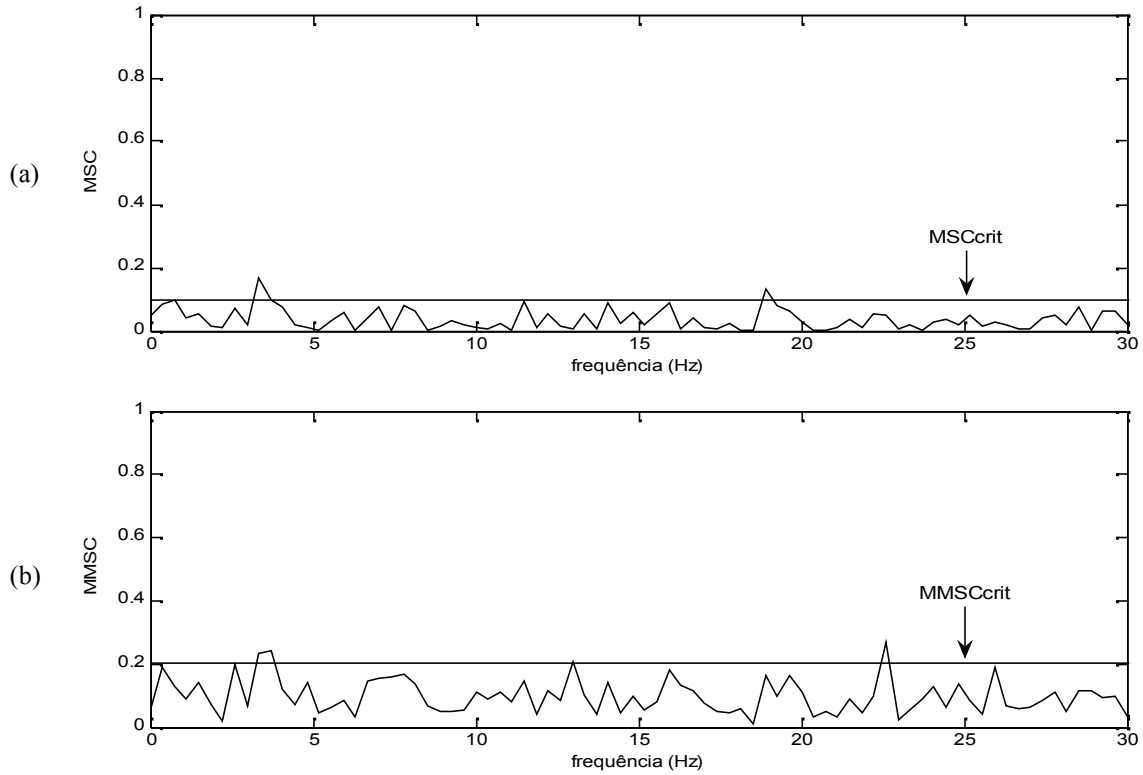


Figura 5.2 - MSC (a) e MMSC (b) obtidos para o EEG espontâneo, do voluntário # 2, com $M = 30$. A MSC foi obtida para o EEG do eletrodo Cz e a MMSC para os eletrodos Cz-C4-C3. Os valores críticos ($MSC_{crit} = 0,0981$ e $MMSC_{crit} = 0,2016$, para $\alpha = 5\%$) estão representados pelas linhas horizontais. Para frequências superiores a 30 Hz, não foram detectadas respostas significativas.

Os valores- p^1 da MSC_{max} e $MMSC_{max}$ (Figura. 5.3a) obtidos das equações (3.16) e (3.21), respectivamente, na faixa de 0,1 a 1 Hz, para o voluntário # 2, mostram, para a MSC, aplicada no sinal de EEG de Cz (MSC-Cz), uma identificação do PRE mais significativa ($p = 3,6 \times 10^{-6}$) do que em C3 (MSC-C3) e C4 (MSC-C4), com um número de trechos $M = 40$.

O número de trechos mínimo, para que houvesse a detecção do PRE pela MSC ($p < \alpha = 0,05$), foi $M = 10$ trechos, nos eletrodos Cz (MSC-Cz) e C3 (MSC-C3). No entanto, quando se utilizou a combinação dos sinais desses dois eletrodos (MMSC-Cz-C3), o PRE pôde ser detectado com $M = 8$. Com $M = 5$, o PRE não pôde ser detectado ($p > \alpha = 0,05$) por nenhuma

¹ O valor- p indica a probabilidade de se obter a resposta desejada, dado que a hipótese nula seja verdadeira. Quanto menor o valor- p maior a probabilidade de se rejeitar a hipótese nula, ou mais significativa será a identificação da resposta.

das duas técnicas. A maior significância na identificação do PRE ($p = 1,2 \times 10^{-9}$) foi apresentada quando os três eletrodos foram utilizados (MMSC-Cz-C4-C3), para $M = 40$ trechos.

No EEG espontâneo, como esperado, a MSC e a MMSC não detectaram o PRE, para nenhum valor de M (Figura 5.3b). Resultados similares foram encontrados nos outros voluntários.

A Figura 5.4 mostra os gráficos *box plot* dos valores- p obtidos para a MSCmax e MMSCmax, na banda delta, durante a imaginação do movimento, para todos os voluntários. Os valores- p apresentaram menor dispersão quando M foi menor ou igual a 10 (Figuras 5.4a, 5.4b e 5.4c). No entanto, estes valores são distribuídos, em sua maioria, acima do valor de $\alpha = 0,05$, indicando a não detecção do PRE. Por outro lado, a mediana dos valores- p , para $M = 20, 30$ e 40 (Figuras 5.4d, 5.4e 5,4f) mostrou que ambas MSC e MMSC foram capazes de detectar o PRE da imaginação do movimento, na maioria dos eletrodos. Além disso, a menor mediana dos valores- p foi obtida para a MMSC com os eletrodos Cz-C4-C3, para $M = 40$.

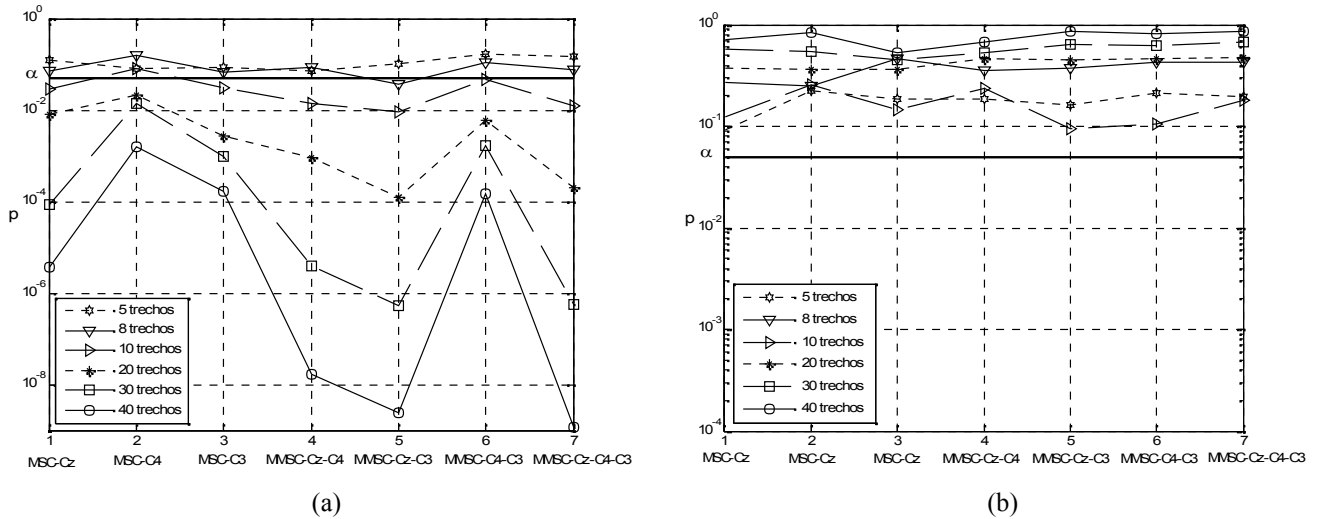
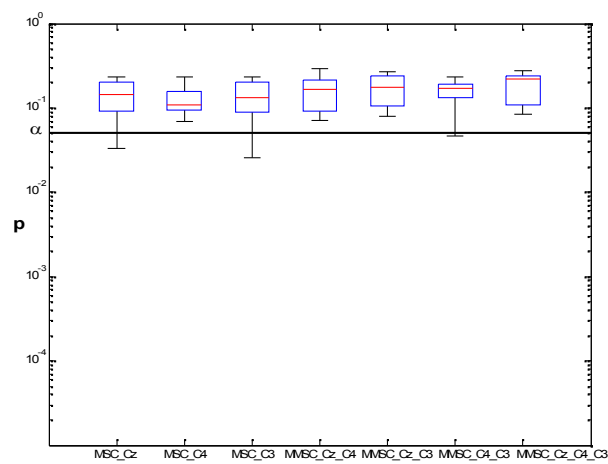
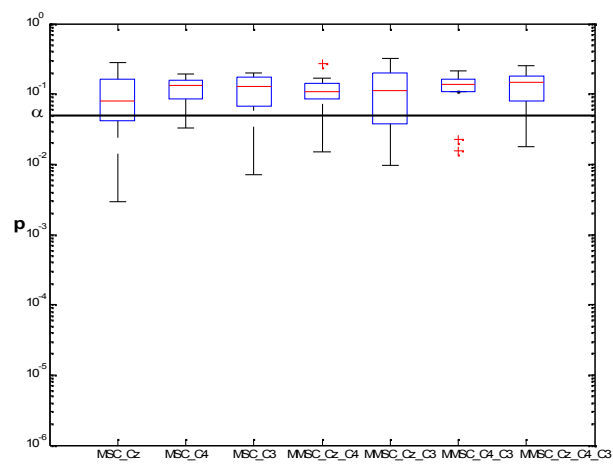


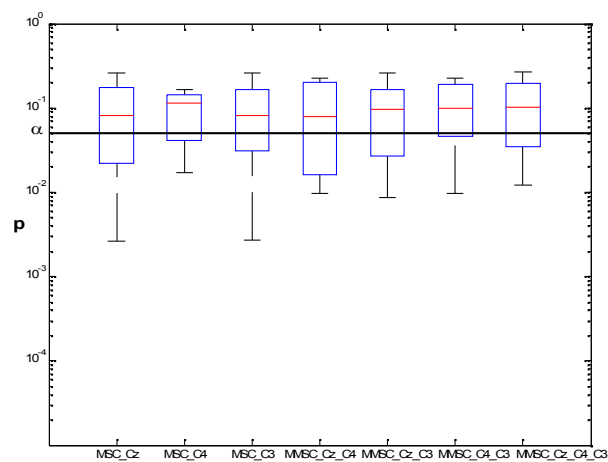
Figura 5.3 - Valores- p para a MSC e MMSC durante: (a) imaginação do movimento e (b) EEG espontâneo, para voluntário # 2, com $M = 5, 8, 10, 20, 30$ e 40 . O eixo vertical mostra os diferentes valores- p obtidos para MSCmax e MMSCmax, enquanto que o eixo horizontal mostra a técnica (MSC ou MMSC) e os eletrodos utilizados (Cz, C3 e C4 para a MSC e Cz-C4, Cz-C3, C4-C3 e Cz-C4-C3 para a MMSC). Valores- p inferiores a α (0,05) indicam uma detecção significativa do PRE.



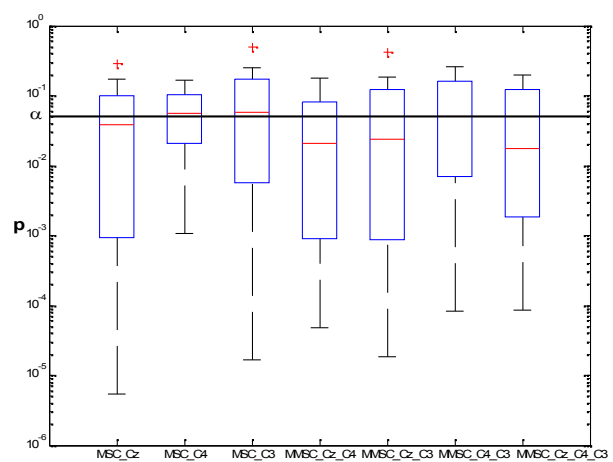
(a)



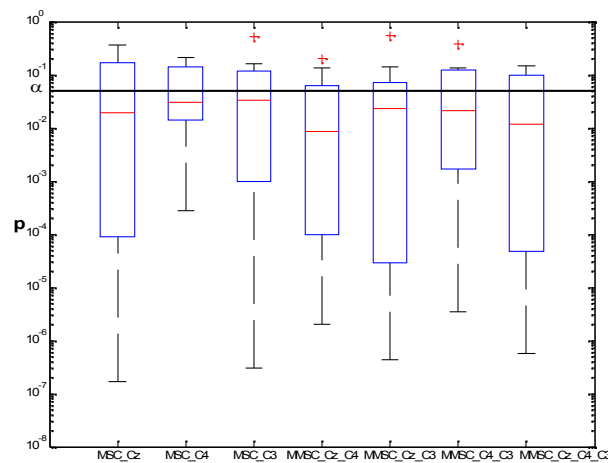
(b)



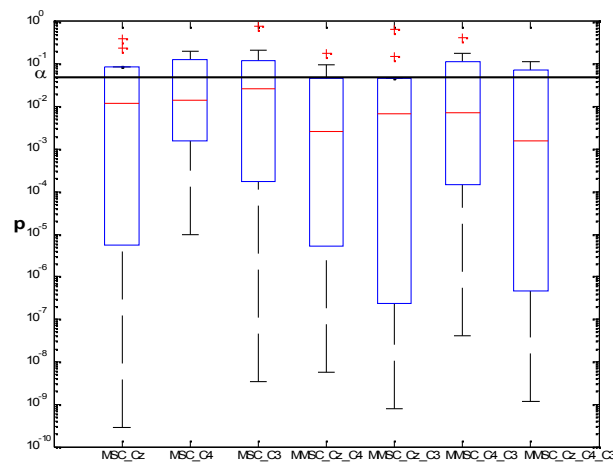
(c)



(d)



(e)



(f)

Figura 5.4 - Distribuição dos valores- p da MSC e MMSC, para todos os voluntários, durante a imaginação do movimento com: (a) $M=5$; (b) $M=8$; (c) $M=10$; (d) $M=20$; (e) $M=30$; (f) $M=40$

5.5 Discussão

Os valores máximos de MSC (MSCmax) e MMSC (MMSCmax) para o PRE devido à imaginação do movimento foram encontrados na banda delta, nos eletrodos da região central (Cz, C4 e C3), como esperado (SANTOS FILHO *et al.*, 2009; VUCKOVIC e SEPULVEDA, 2008).

Segundo GREEN *et al.* (1997), campos elétricos corticais, devidos a movimentos imaginários, tendem a ser mais concentrados nas regiões médio-central e ipsilateral, e as fontes de dipolos incluem principalmente a contribuição das áreas pré-motora e motora suplementar. No entanto, segundo BEISTEINER *et al.* (1995), o movimento imaginário é baseado em processos semelhantes àqueles que estão envolvidos na programação e preparação de movimento, e que os PRE's relacionados à imaginação do movimento são mais predominantes na região contralateral. No presente estudo, os resultados da aplicação da MSC, para a detecção do PRE da imaginação do movimento do dedo da mão esquerda, apresentou detecção mais significativa nos eletrodos Cz (região médio-central), posteriormente em C4 (região contralateral) e, finalmente, em C3 (região ipsilateral). A mediana dos valores-*p* apresentada pelo eletrodo Cz, foi de $1,93 \times 10^{-2}$ com $M = 30$ (Figura 5.4e) e $1,16 \times 10^{-2}$ com $M = 40$ (Figura 5.4f). Para o eletrodo C4 estes valores foram de $3,01 \times 10^{-2}$ ($M = 30$) e $1,44 \times 10^{-2}$ ($M = 40$) e, para o eletrodo C3, $3,27 \times 10^{-2}$ ($M = 30$) e $2,55 \times 10^{-2}$ ($M = 40$).

A MMSC com a utilização de dois eletrodos (Cz-C4, Cz-C3) apresentou uma melhor identificação do PRE (menor mediana dos valores-*p*) do que a MSC, principalmente para valores de M superiores a 10 (Figura 5.4d, 5.4e 5,4f). Porém, a MMSC aplicada à combinação C4-C3, apresentou detecção menos significativa do que a MSC aplicada ao EEG do eletrodo Cz, para todos os valores de M , exceto $M = 40$. Além disso, a distribuição das medianas dos valores-*p* revelou que a MMSC aplicada nos EEG's dos três eletrodos (Cz-C4-C3) resultou em uma detecção do PRE mais significativa (mediana = $1,55 \times 10^{-3}$), do que para dois eletrodos (mediana = $2,56 \times 10^{-3}$ para Cz-C4, $6,60 \times 10^{-3}$ para Cz-C3 e $7,00 \times 10^{-3}$ para C4-C3), com $M = 40$. Estes resultados sugerem uma menor RSR em C3. Segundo MIRANDA DE SÁ *et al.* (2004), para que a MMSC resulte em uma melhor detecção, quando o sinal de um novo eletrodo é acrescentado, é necessário um valor mínimo de RSR (relação sinal-ruído) deste sinal.

As curvas ROC (*Receiver Operating Characteristics*), dos valores da MSC e MMSC, na banda delta, para todos os voluntários (Figura 5.5), mostram que, quando a MSC foi aplicada individualmente aos sinais dos eletrodos Cz, C4 e C3, a probabilidade de detecção (PD) do PRE foi maior em Cz, seguida por C4 e C3, tanto para $M = 40$ (Figura 5.5a) quanto para $M = 30$

(Figura 5.5b). A maior PD foi de 58,8%, obtida em Cz, para $M = 40$, para uma taxa de falsos positivos $\alpha = 5\%$. No entanto, quando se aplicou a MMSC, a utilização dos três eletrodos (Cz-C4-C3) apresentou maior PD (70%), seguida pelas combinações de Cz-C4 (PD = 68%), Cz-C3 (PD = 59%) e C4-C3 (PD = 41%). Além disso, pode-se observar, nos dois gráficos, que a RSR do sinal do eletrodo C3, não contribuiu, significativamente, para aumentar a probabilidade de detecção do PRE, pois a MMSC obtida da combinação Cz-C4 apresentou uma curva similar à obtida de Cz-C4-C3. Resultados semelhantes foram encontrados para valores de $M = 20$ (Figura 5.5c) e $M = 10$ (Figura 5.5d).

As curvas ROC da Figura 5.6 mostram que a adição de mais um eletrodo à combinação formada por Cz-C4-C3 não melhora o desempenho de detecção. A adição do eletrodo O1, com RSR inferior a Cz, C4 e C3, fez com que a probabilidade de detecção do PRE fosse inferior àquela obtida por Cz-C4-C3 (para $M=40, 30, 20$ e 10), como esperado. Resultado similar foi obtido com a adição de qualquer outro eletrodo do sistema 10-20.

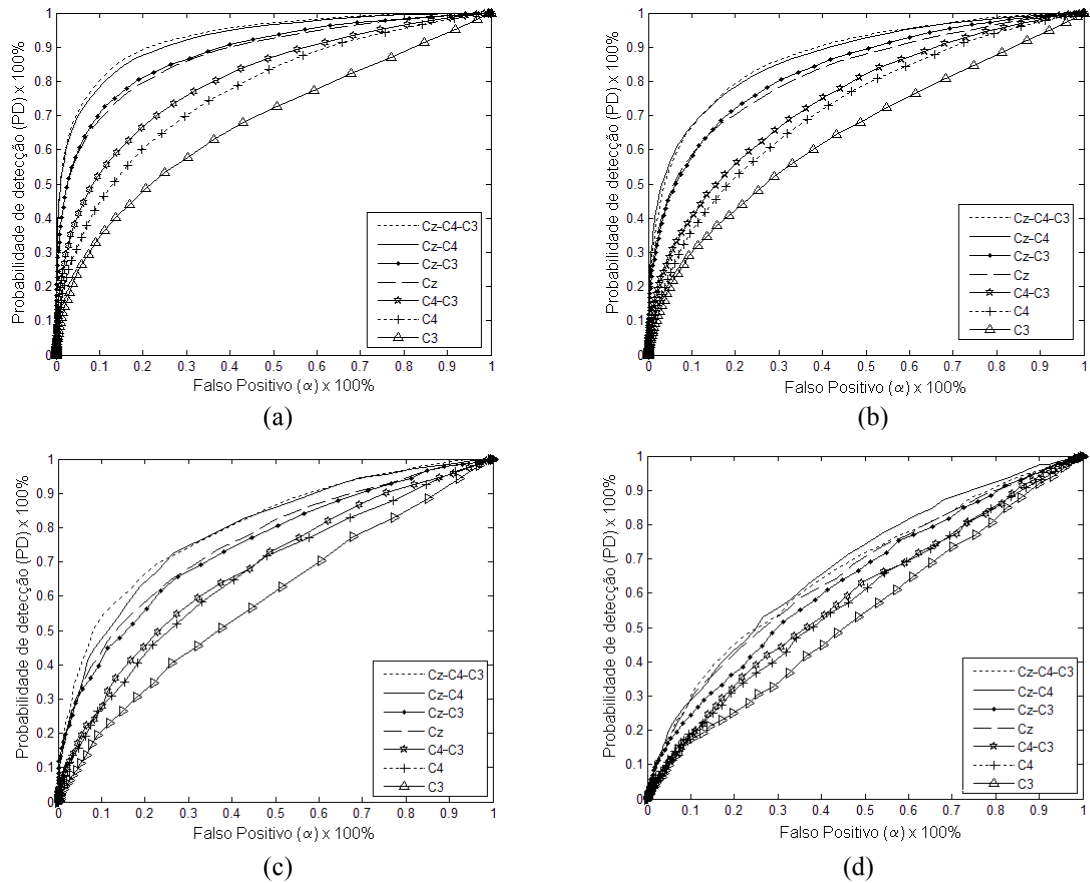


Figura 5.5 - Curvas ROC obtidas para a MSC e MMSC, aplicadas ao EEG da imaginação do movimento, para todos os voluntários, com: (a) $M = 40$; (b) $M=30$; (b) $M=20$; (b) $M=10$ trechos, utilizando os eletrodos Cz, C4 e C3.

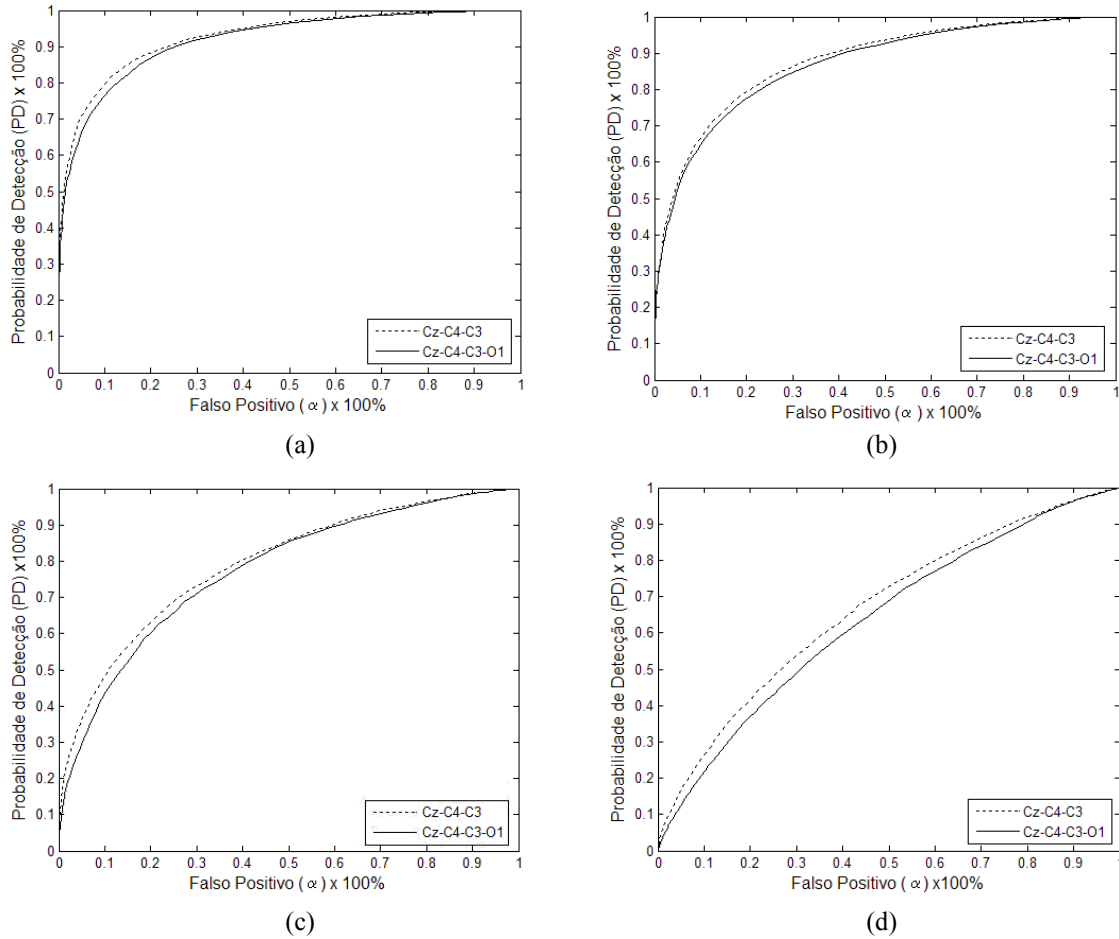


Figura 5.6 - Curvas ROC obtidas para a MMSC, aplicadas ao EEG da imaginação do movimento, para todos os voluntários, com (a) $M = 40$; (b) $M=30$; (c) $M=20$; (d) $M=10$ trechos, utilizando os eletrodos Cz-C4-C3-O1.

5.6 Conclusão

A MMSC quando aplicada aos sinais de EEG dos eletrodos da região central (Cz, C4 e C3), detectou, mais consistentemente, PRE's devidos à imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda, na banda delta, principalmente, na combinação formada pelos eletrodos Cz e C4, quando o número de trechos (M) foi inferior a 30. Para valores de M superiores a 30, a MMSC foi ligeiramente mais eficiente quando aplicada ao EEG dos três eletrodos (Cz-C4-C3).

A MMSC mostrou ser mais eficiente do que a MSC quando a RSR foi mais elevada ($M > 10$). O aumento do número de eletrodos resultou em melhores níveis de detecção somente quando o eletrodo Cz foi utilizado. Isso se deve à alta RSR do sinal obtido de Cz, em comparação

com a RSR de C3 e C4. Devido à baixa RSR do sinal obtido de C3, sua contribuição para o aumento da detecção só foi possível com $M = 40$. Além disso, o acréscimo de qualquer outro eletrodo, à combinação Cz-C3-C4, não melhora a probabilidade de detecção do PRE, pela MMSC, confirmando que os potenciais de RSR estão em Cz, C4 e C3 (SANTOS FILHO *et al.*, 2009).

Assim, como a RSR é fator preponderante para se obter detecções mais significativas do PRE, quando se utiliza a MMSC, espera-se que, com o treinamento adequado dos voluntários e a utilização de ferramentas de remoção de ruído, possa-se obter níveis de RSR mais elevados e, consequentemente, melhores níveis de detecção.

CAPÍTULO 6

MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA (MSC) ASSOCIADA À DERIVAÇÃO DA FONTE (DF)

6.1 Introdução

A derivação da fonte (DF) proposta por HJORTH (1975) é uma técnica utilizada para melhor identificar a atividade da fonte subjacente ao eletrodo de registro e reduzir o espalhamento desta atividade, melhorando assim, a RSR. Esta técnica utiliza o operador Laplaciano e pode ser considerado como um filtro passa alta espacial.

6.2 Objetivos

Considerando a alta correlação do EEG entre os eletrodos vizinhos, este capítulo investiga a utilização da DF ao sinal de EEG da imaginação do movimento, com o objetivo de melhorar a RSR, para que a detecção do PRE, pela MSC, seja obtida com um menor número de trechos, possibilitando, também, a detecção com um único trecho.

6.3 Materiais e Métodos

O estudo foi realizado com dez voluntários (7 homens, 21-46 anos) neurologicamente saudáveis, que não estavam sob a influência de qualquer medicação que possa interferir com EEG. O local, bem como o procedimento do registro do EEG, foram informados no Capítulo 4.

O EEG foi registrado de 17 eletrodos de Ag/AgCl (diâmetro de 10 mm), dispostos no escalpo de acordo com o Sistema Internacional 10-10, com referência aos eletrodos auriculares (A1+A2), como mostra a Figura 6.1. A gravação dos sinais foi realizada com o amplificador de sinais biológicos de 36 canais, BrainNet BNT-36 (EMSA), com filtro passa faixa de 0,1 a 100 Hz e digitalizados em 600 Hz.

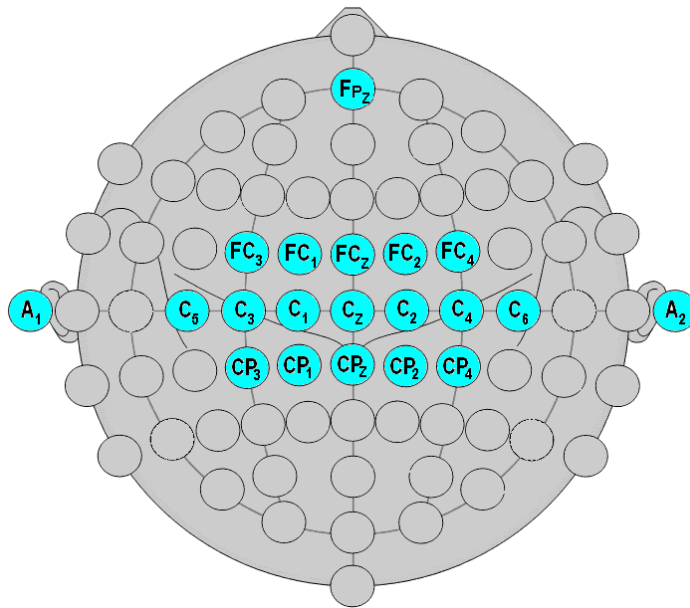


Figura 6.1 - Vista superior da montagem dos eletrodos (em azul). Os eletrodos foram posicionados de acordo com sistema internacional 10-10 (modificado de SHARBROUGH *et al.*, 1991).

O registro do EEG foi feito durante duas sessões separadas: (1) atividade espontânea com LED's ativados (EEG espontâneo); (2) imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda. Todas as sessões foram repetidas por três vezes, para que os voluntários pudessem ser treinados para a coleta dos dados. O processamento dos sinais foi realizado com todos os dados coletados dessas repetições.

Cada sessão de imaginação do movimento teve duração de 20 minutos, e cada voluntário realizou 85 repetições de imaginação por sessão. As sessões de EEG espontâneo duraram 15 minutos.

Os sinais de EEG foram processados com a realização de quatro etapas, como mostrado na Figura 6.2: (1) pré-processamento; (2) obtenção do PRE padrão para cada voluntário e cada eletrodo; (3) filtragem espacial com a técnica da Derivação da Fonte (DF); (4) aplicação da MSC simples e múltipla (MMSC).

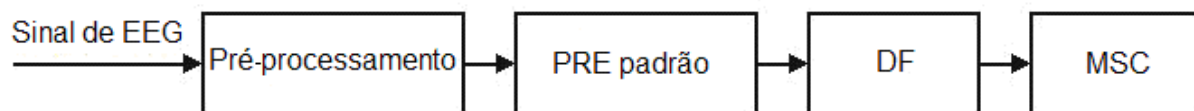


Figura 6.2 - Diagrama de blocos com as etapas do processamento dos sinais de EEG. Durante a etapa de pré-processamento, os trechos (segmentos de EEG) considerados com artefatos foram removidos. Na etapa seguinte, os PRE's padrões de cada eletrodo, para cada voluntário, foram obtidos com média coerente (*grand average*). Ainda nesta etapa, a transformada *wavelet* foi aplicada nestes PRE's para a remoção de ruídos. Na etapa DF, o filtro espacial que utiliza o operador Laplaciano foi aplicado aos sinais de EEG dos eletrodos Cz, C4, C3, C2 e C1. Finalmente, a magnitude quadrática da coerência simples (MSC) e múltipla (MMSC) foram aplicada aos sinais de EEG filtrado pela DF.

6.3.1 Pré-processamento

Durante o pré-processamento, os trechos com artefatos de alta amplitude (desvio padrão superior a 3σ do trecho de referência), foram removidos, como detalhado no Capítulo 4. Com isto, obteve-se, em média, 50 trechos livres de artefatos para cada eletrodo.

6.3.2 Obtenção do PRE padrão

O PRE padrão de cada voluntário, para cada eletrodo (*grand average* das três repetições), foi obtido pela técnica da média coerente dos trechos livres de artefatos (SANTOS FILHO *et al.*, 2009). Estes PRE's foram obtidos para os sinais de EEG das duas sessões: EEG espontâneo e imaginação do movimento.

Após a obtenção dos PRE's padrões, a transformada *wavelet* (TW) foi aplicada, nestes PRE's, para a remoção de ruídos. Essa remoção foi obtida através dos seguintes passos (BRAGA *et al.*, 2006):

- Aplicação da TW;

utilizou-se a *wavelet* mãe *Daubechies 4*, por apresentar boa correlação com os potenciais relacionados à imaginação do movimento (BANG-HUA *et al.*, 2007;

SANTOS FILHO *et al.* 2007), com nível de decomposição igual a 8, o que resultou numa resolução de frequência de 2,34Hz ($600/2^8$).

- Escolha do valor limiar (δ) dos coeficientes, $C(j, k)$, para a remoção;
- Cancelamento dos coeficientes $|C(j, k)| < \delta$ considerados como relacionados ao ruído;
- Aplicação da TW inversa.

6.3.3 Derivação da Fonte

Assumindo um modelo aditivo para o sinal de EEG e o PRE (Figura 6.3), o sinal de EEG coletado do escalpo pode ser expresso por:

$$V_P = V'_P + m_P \quad (6.1)$$

onde: V'_P é o EEG de fundo (atividade espontânea) e m_P o PRE

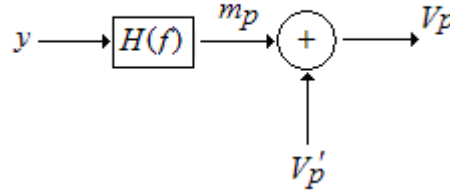


Figura 6.3 - Modelo aditivo representando o sinal de EEG coletado do escalpo. Onde y é o evento (imaginação do movimento, por exemplo), $H(f)$ um sistema linear, m_P o potencial relacionado ao evento (PRE), V'_P o EEG de fundo (atividade espontânea) e V_P o sinal de EEG coletado do escalpo, que é composto pela soma do PRE com o EEG de fundo.

A derivação da fonte (DF) no eletrodo 5 (Figura 3.3) estimada a partir do operador Laplaciano de 5 pontos, assumindo-se distâncias iguais e unitárias entre os eletrodos, em ambas as direções, e um modelo plano da cabeça (Figura 3.3), é dada por (HJORTH, 1975; ALMEIDA, 1990; TIERRA-CRIOLLO, 1993) :

$$\hat{V}_{DF|5} = V_5 - \frac{1}{4}(V_1 + V_2 + V_3 + V_4). \quad (6.2)$$

Substituindo pelo modelo aditivo:

$$\hat{V}_{DF|5} = V'_5 - \frac{1}{4}(V'_1 + V'_2 + V'_3 + V'_4) + m_5 - \frac{1}{4}(m_1 + m_2 + m_3 + m_4) \quad (6.3)$$

ou,

$$\hat{V}_{DF|5} + \frac{1}{4}(m_1 + m_2 + m_3 + m_4) = m_5 + V'_5 - \frac{1}{4}(V'_1 + V'_2 + V'_3 + V'_4). \quad (6.4)$$

Levando-se em conta a proximidade dos eletrodos, pode-se assumir alta correlação no EEG de fundo dos 5 eletrodos. Assim a expressão (6.4) aproxima-se a:

$$\hat{V}_{DF|5} + \frac{1}{4}(m_1 + m_2 + m_3 + m_4) \cong m_5. \quad (6.5)$$

Dessa forma, a parte “determinística” de $V_5(m_5)$, que representa o PRE da imaginação do movimento, pode, então, ser estimada retirando-se do potencial do eletrodo 5 o EEG de fundo dos eletrodos vizinhos, isto é:

$$\hat{V}_{DF|5} + \frac{1}{4}(m_1 + m_2 + m_3 + m_4) = V_5 - \frac{1}{4}(V'_1 + V'_2 + V'_3 + V'_4) \quad (6.6)$$

A DF de 5 pontos foi aplicada aos sinais de EEG coletados dos eletrodos centrais (C3, C1, Cz, C2, C4) e os EEG's de fundo de seus respectivos eletrodos vizinhos.

- *Obtenção do EEG de fundo dos eletrodos vizinhos*

Este passo foi aplicado aos sinais de EEG de todos os eletrodos vizinhos de C3 (FC3, C1, CP3, C5), C1 (FC1, Cz, CP1, C3), Cz (FCz, C2, CPz, C1), C2 (FC2, C4, CP2, Cz), e C4 (FC4, C6, CP4, C2). O EEG de fundo foi obtido, subtraindo-se do EEG coletado, o seu respectivo PRE padrão.

$$V'_P = V_P - PRE_{padr\tilde{a}o\ P} \quad (6.6)$$

- *Aplicação da MSC*

A MSC e a MMSC foram aplicadas aos trechos de EEG, antes da utilização da DF (sinais originais) e após a DF (sinais DF), obtidos simultaneamente dos eletrodos principais (C3, C1, Cz, C2, C4). A MSC foi aplicada no EEG de uma única realização da imaginação do movimento ($M=1$), resultando na utilização de 5 trechos no total (um trecho para cada um dos eletrodos principais).

6.4 Resultados

Os sinais de EEG espontâneo e da imaginação do movimento de três voluntários foram descartados por estarem fortemente contaminados com artefatos.

O PRE padrão do EEG espontâneo (original e filtrado pela DF), obtido para o eletrodo Cz do voluntário #9 (Figura 6.4a), com $M = 60$, não apresentou componentes significativas na sua morfologia, como esperado. Entretanto, o PRE padrão devido à imaginação movimento (Figura 6.4b), do mesmo eletrodo, também com $M = 60$, apresenta uma componente negativa com amplitude máxima em torno de $8 \mu V$, como esperado (SANTOS FILHO *et al.*, 2009). Pode-se observar a melhor RSR quando a TW foi utilizada. Resultados semelhantes foram encontrados em C4, C3, C2 e C1. Os resultados apresentados pelos outros voluntários diferem pouco em valores de amplitude e instantes de tempo.

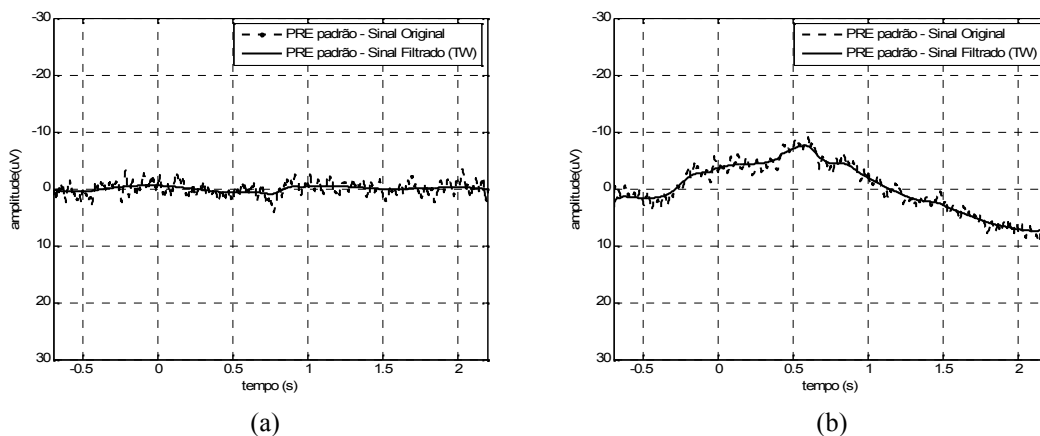


Figura 6.4 - PRE's padrões obtidos no eletrodo Cz, pela média coerente do trechos livres de artefatos, do voluntário #9, para o EEG original e o EEG após a aplicação da transformada *Wavelet*, para: (a) EEG espontâneo; (b) imaginação do movimento.

A aplicação da MMSC nos sinais de EEG originais dos eletrodos centrais (combinação Cz-C4-C3), e após a DF (sinal DF), durante o EEG espontâneo, para o voluntário # 9, com $M = 10$ (Figura 6.5a) e $M = 20$ (Figura 6.5b), mostra que não houve detecção consistente do PRE na faixa de 0,3 a 1Hz, como esperado (SANTOS FILHO *et al.*, 2009). A taxa de falsos positivos (TFP) para $M = 10$, foi de 4,4% para o sinal DF e 4,8% para o sinal original, estando dentro da taxa esperada ($\alpha = 5\%$). Para $M = 20$, a TFP foi de 3,2% e 4,2% para o sinal DF e sinal original, respectivamente.

A MMSC aplicada nos sinais de EEG da combinação Cz-C4-C3, do voluntário #9, durante a imaginação do movimento, detectou consistentemente resposta na faixa de 0,3 - 1 Hz, para $M=10$ (Figura 6.6a) e $M = 20$ (Figura 6.6b). As TFP's, tanto para o sinal original com $M=10$ (TFP = 3,6%) e $M = 20$ (TFP = 3,9%), quanto para o sinal DF, 4,4% e 4,2%, para $M=10$ e 20 respectivamente, estiveram dentro dos 5%, como esperado. Resultados semelhantes foram obtidos para todos os voluntários.

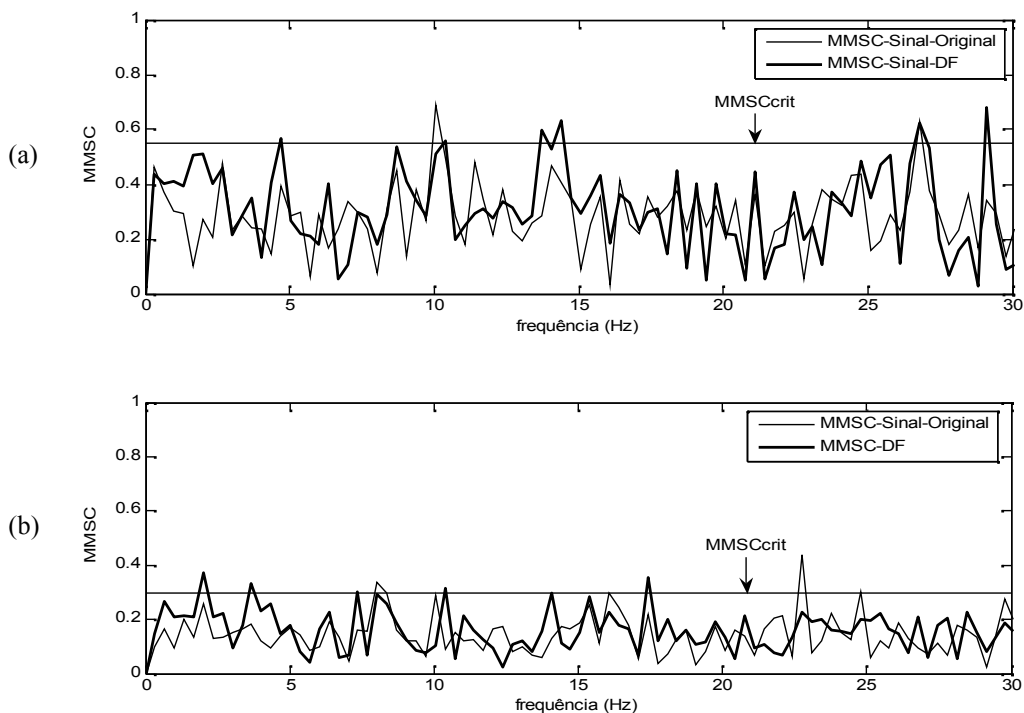


Figura 6.5 - MMSC do EEG espontâneo, para o voluntário #9, com: (a) $M=10$; e (b) $M=20$ obtido com a combinação dos eletrodos Cz-C4-C3. Os valores críticos, para $\alpha = 0,05$, são representados pela linha horizontal. Comportamento similar foi encontrado para frequências superiores a 30 Hz.

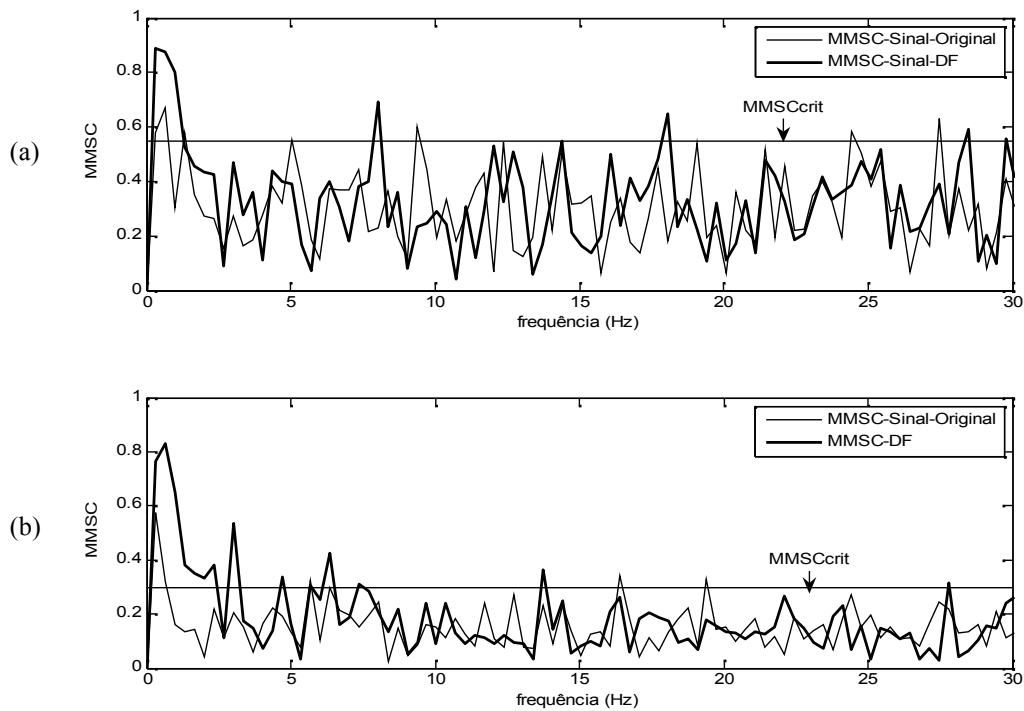


Figura 6.6 - MMSC do EEG da imaginação do movimento, para o voluntário #9, com: (a) $M=10$; e (b) $M=20$ obtido com a combinação dos eletrodos Cz-C4- C3. Os valores críticos para $\alpha = 0,05$, são representados pela linha horizontal. Nenhuma detecção mais consistente foi encontrada nas frequências superiores a 30 Hz.

As curvas ROC (*Receiver Operating Characteristics*), obtidas com os resultados da MMSC, para todos os voluntários, na banda delta (Figura 6.7), mostram que a probabilidade de detecção (PD), para uma taxa de falsos positivos de 5%, com $M = 10$ (Figura 6.7a), foi de 8,2%, para o sinal original. Por outro lado, quando se utilizou o sinal filtrado pela derivação da fonte (sinal DF), a PD foi de 24,1%. Considerando o melhor caso ($M = 40$ - Figura 6.7d), a PD foi de 57,4% para o sinal original e 99,6% para o sinal DF. Para $M = 20$ (Figura 6.7b), as taxas de PD foram de 24,1% e 75% para o sinal original e sinal DF, respectivamente, enquanto que para $M = 30$ (Figura 6.7c), esses valores foram de 41,8% e 96,5%.

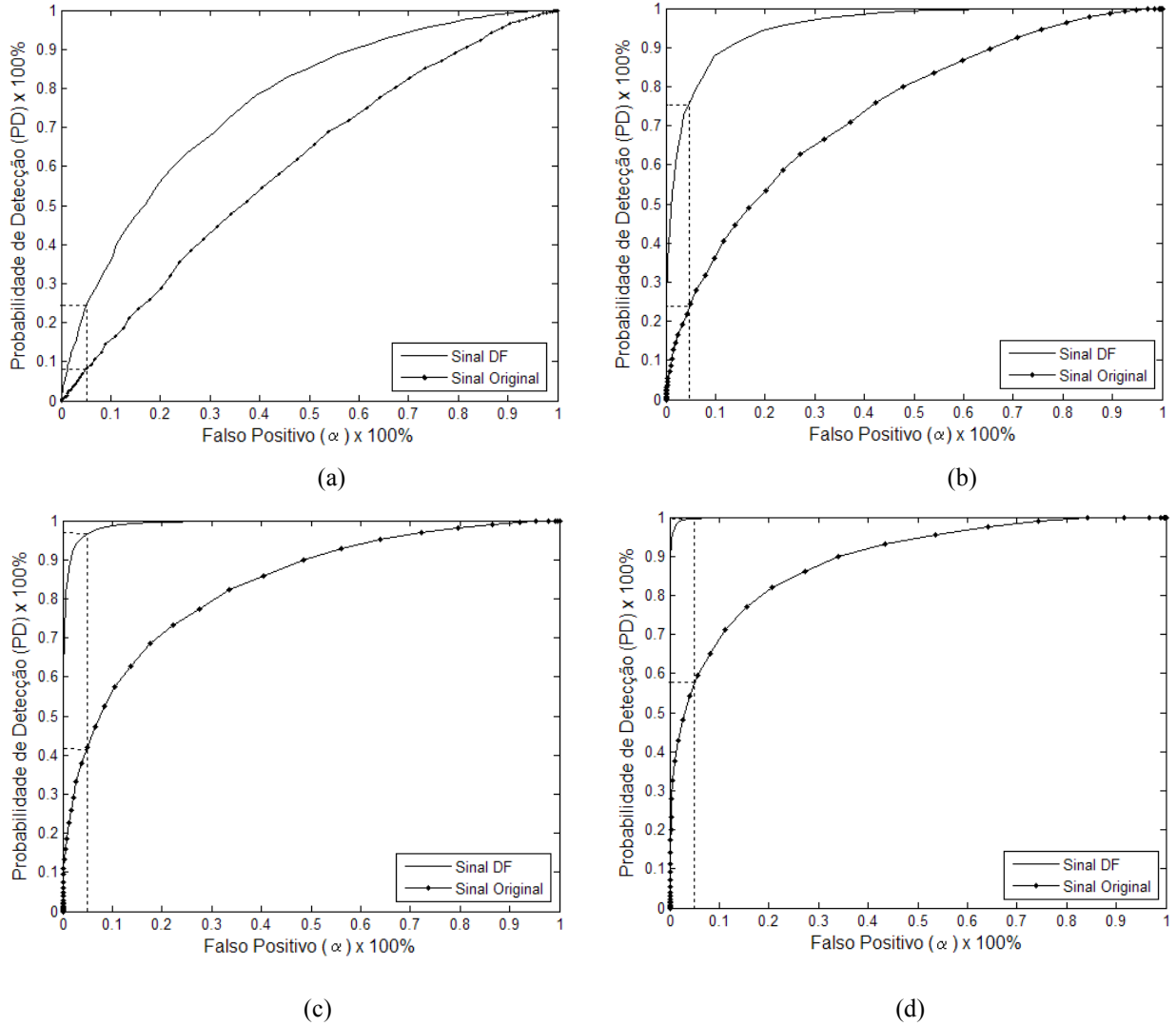


Figura 6.7 - Curvas ROC obtidas para a MMSC, na banda delta, com: (a) $M=10$; (b) $M=20$; (c) $M=30$; (d) $M=40$ trechos escolhidos aleatoriamente dos sinais originais e sinais DF de todos os voluntários, dos eletrodos Cz, C4, C3. Os valores das probabilidades de detecção, para uma taxa de falsos positivos de 5% são indicados nos gráficos.

6.5 Discussão

A DF estimada pela rede de cinco eletrodos, utilizando o método das diferenças finitas, nos eletrodos Cz, C4 e C3, permitiu reduzir a influência do EEG de fundo nesses eletrodos. Isto possibilitou o aumento da RSR do PRE, enfatizando os harmônicos da banda delta. Além disso, todos os voluntários foram convidados a repetir as sessões de coleta de dados por três vezes, para

que pudessem melhorar a capacidade de imaginação. Isto melhorou ainda mais a RSR do PRE, pois de acordo com PASCUAL-LEONE *et al.*, (2005), a RSR do potencial, relacionado à imaginação do movimento está intimamente ligada à capacidade da imaginação de cada sujeito. Com o aumento da RSR, a probabilidade de detecção do PRE, pela MMSC, na banda delta, para a combinação Cz-C4-C3 de todos os voluntários, passou de 57,4%, utilizando os sinais originais para 99,6%, após a utilização da DF, com $M = 40$.

O acréscimo dos eletrodos C1 e C2 (Figura 6.1), para o cálculo da MMSC (combinação Cz-C4-C3-C2-C1), não melhorou a probabilidade de detecção do PRE da imaginação do movimento. Para esta combinação a PD, para os sinais DF, foi de 7,2% com $M = 10$ e 67,7 % com $M=40$ (curvas ROC não apresentadas). Isto se deve às baixas RSR's do EEG's dos eletrodos C1 e C2 (Figura 6.8) que, quando combinados, diminuiram a PD do conjunto. Novas combinações, utilizando-se os eletrodos Cz, C4, C3, C2 e C1 para o cálculo da MMSC, foram testadas e a combinação Cz-C4 apresentou a melhor PD. Para esta combinação, a PD foi de 99,8% para $M = 40$, 97% para $M = 30$, 83,3% para $M = 20$ e 34,8% para $M=10$ (Figura 6.9).

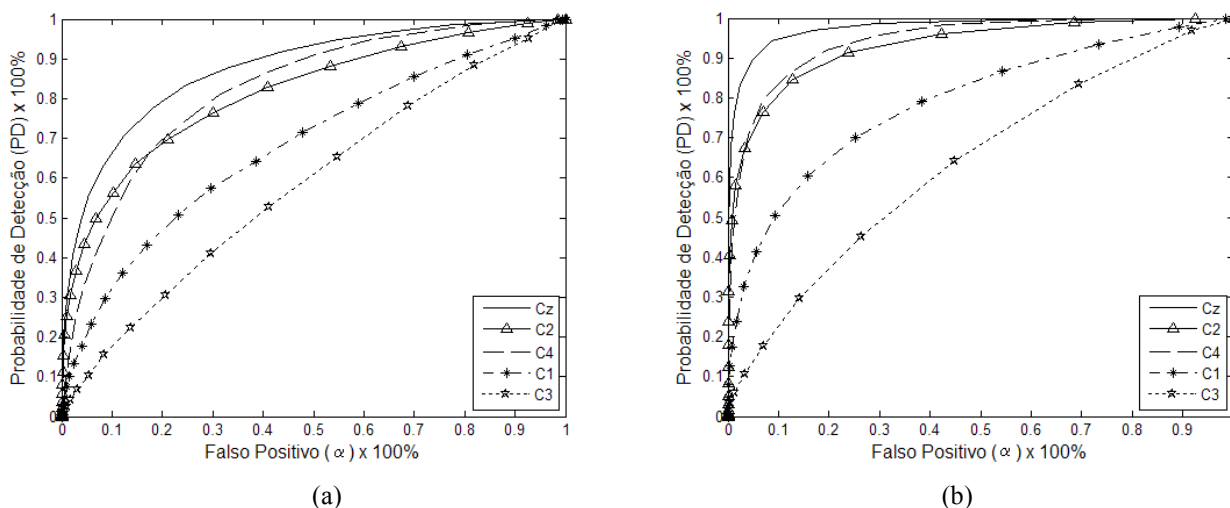


Figura 6.8 - Curvas ROC obtidas para a MSC, na banda delta, aplicada ao sinal de EEG dos eletrodos individuais (C1, C2, C3, C4 e Cz), filtrado pela DF, para a imaginação do movimento de todos os voluntários, com: (a) $M = 10$ trechos; (b) $M=20$ trechos.

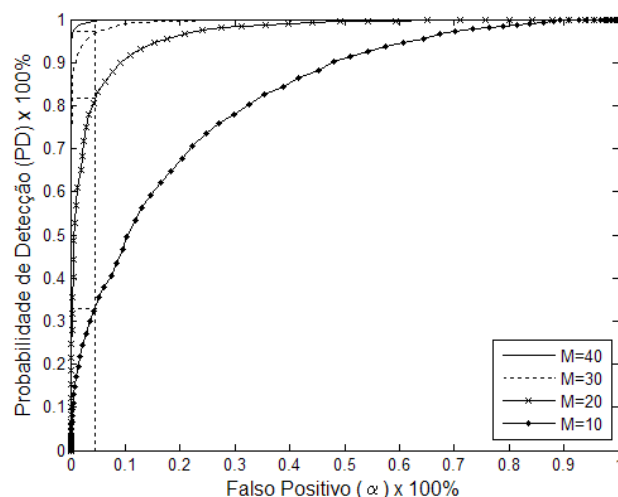


Figura 6.9 - Curvas ROC obtidas para a MMSC, na banda delta, aplicada aos sinais resultantes da derivação da fonte (sinais DF) de todos os voluntários, da combinação Cz-C4. Os valores das probabilidades de detecção (PD), para uma taxa de falsos positivos de 5%, com M=40 (PD = 99,8%), M=30 (PD = 97%), M=20 (PD = 83,3%) e M=10 (PD = 34,8%) são indicados no gráfico.

Visando à detecção do PRE da imaginação do movimento com a execução de uma única imaginação ($M = 1$), a MSC simples foi aplicada, utilizando-se um único trecho de cada eletrodo. Para se obter o maior número de trechos possível, com a montagem utilizada, os cinco eletrodos da região central (Cz, C4, C3, C2 e C1) foram utilizados, resultando em um total de cinco trechos ($M' = 5$). A probabilidade de detecção (PD) obtida foi de 3,7%, para os sinais originais e 36,3% com os sinais filtrados pela DF (Figura 6.10). Excluindo o eletrodo C3 do conjunto ($M'=4$), obteve-se a combinação com a maior PD possível para os sinais DF, com uma única imaginação, PD = 44,1% (Figura 6.11). Esta combinação resultou em um aumento de 7,8 % em comparação com a PD obtida de todos os eletrodos (Cz-C4-C3-C2-C1).

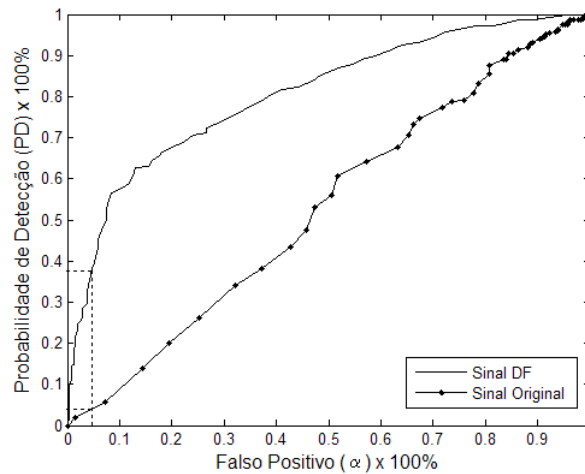


Figura 6.10 - Curvas ROC obtidas para a MSC, na banda delta, aplicada ao sinal de EEG, filtrado pela DF, dos eletrodos Cz, C4, C3, C2 e C1, para uma única imaginação do movimento ($M = 1$ e $M' = 5$), de todos os voluntários. Os valores das probabilidades de detecção, para uma taxa de falsos positivos de 5% ($PD = 3,7\%$ para os sinais originais e $PD = 36,1\%$ para os sinais DF) são indicados nos gráficos.

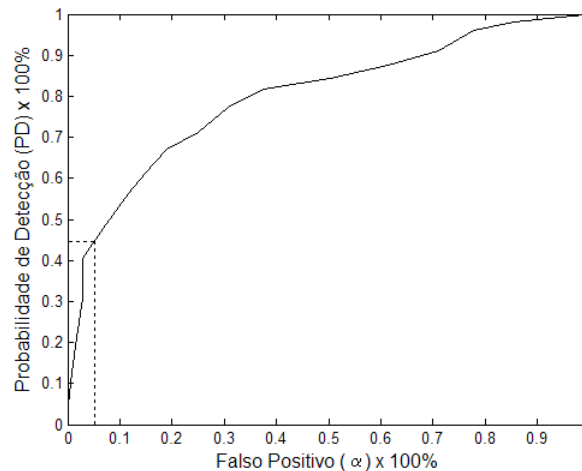


Figura 6.11 - Curva ROC obtida para a MSC, na banda delta, aplicada ao sinal de EEG, filtrado pela DF, dos eletrodos Cz, C4, C2 e C1, para uma única imaginação do movimento ($M = 1$ e $M' = 4$), de todos os voluntários. O valor da probabilidade de detecção, para uma taxa de falsos positivos de 5% ($PD = 44,1\%$) é indicado no gráfico.

Visando melhorar ainda mais a probabilidade de detecção do PRE com uma única imaginação, o voluntário #9, passou por uma sessão de treinamentos (seis sessões) em dias alternados. Como esse voluntário já havia participado das sessões de coletas anteriores, o mesmo realizou um total de dez sessões de imaginação de movimento. Este treinamento resultou numa probabilidade de detecção do PRE, com a execução de uma única imaginação, de 52,2%,

utilizando os eletrodos Cz, C4, C2 e C1 (Figura 6.12), sendo que nas três primeiras sessões a PD foi de 32%.

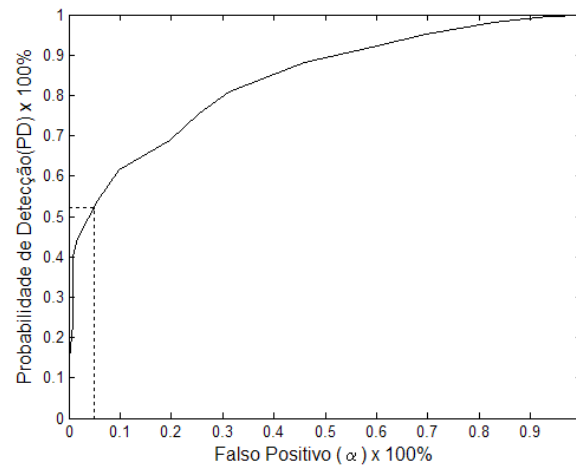


Figura 6.12 - Curva ROC obtida para a MSC, na banda delta, aplicada ao sinal de EEG, filtrado pela DF, dos eletrodos Cz, C4, C2 e C1, para a uma única imaginação do movimento ($M = 1$ e $M'=4$)), do voluntário #9. O valor da probabilidade de detecção, para uma taxa de falsos positivos de 5% ($PD = 52,2\%$) é indicado no gráfico.

6.6 Conclusão

A MSC múltipla (MMSC) foi capaz de detectar o PRE da imaginação do movimento do dedo indicador da mão esquerda, com maior probabilidade de detecção, utilizando trechos de sinais de EEG, obtidos de eletrodos da região central, nos eletrodos Cz e C4. Utilizando os sinais filtrados pela derivação da fonte (DF), para o maior valor de M ($M = 40$) a PD foi de 99,8%, enquanto que para $M = 30$ e $M = 20$ a PD foi de 97% e 83,3%, respectivamente, e para o pior caso ($M = 10$), a PD foi de 34,8%. A aplicação da DF, melhorou a RSR do EEG, possibilitando a detecção do PRE, com a execução de uma única imaginação do movimento ($M=1$), com uma PD 36,3%, utilizando Cz, C4 e C3. A constatação da baixa RSR do sinal do eletrodo C3 possibilitou o aumento da probabilidade de detecção, retirando-se o eletrodo C3 do cálculo da MSC, com $M = 1$, para 44,1%. O treinamento do voluntário #9 melhorou a RSR do PRE, aumentando a detecção do PRE, com $M = 1$, de 32% nas três primeiras sessões, para 52,2% após a décima sessão. Assim, a MSC, associada à técnica da DF, aplicada ao EEG de voluntários treinados, torna-se uma ferramenta promissora para utilização em ICM's.

CAPÍTULO 7

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A técnica da magnitude quadrática da coerência (MSC), aplicada ao EEG da IM do dedo indicador da mão esquerda, foi capaz de detectar respostas principalmente nos eletrodos da região central (C3, Cz e C4), na banda delta (0,3 a 1 Hz). Para os dados obtidos com o primeiro protocolo experimental (capítulos 4 e 5), utilizando 40 trechos ($M = 40$), a MSC detectou o PRE da imaginação do movimento, com probabilidade de detecção (PD) de 58,8%, no eletrodo Cz, com uma taxa de falsos alarmes $\alpha = 5\%$. Para o mesmo número de trechos ($M = 40$), a aplicação da versão da MSC que utiliza sinais de vários eletrodos, a MSC múltipla (MMSC) possibilitou a detecção do PRE com uma PD = 70% com a combinação dos eletrodos Cz-C3-C4, com a mesma taxa de falsos alarmes ($\alpha = 5\%$). Com a utilização de 10 trechos ($M = 10$), a PD foi de aproximadamente 18%, para ambas as técnicas.

Utilizando-se os dados do segundo protocolo experimental (capítulo 6), a aplicação do filtro espacial (operador Laplaciano bidimensional), nos eletrodos da região central (Cz e C4), proporcionou a melhora da relação sinal-ruído do EEG, resultando na detecção do PRE da IM, pela MMSC, com uma PD de 99,8% para $M = 40$ e 34,8% para $M=10$. Além disso, a MSC aplicada aos sinais filtrados pela DF foi capaz de detectar o PRE de uma única imaginação do movimento com uma PD de 44,1%, utilizando somente um trecho de cada um dos eletrodos Cz, C4, C3, C2 e C1.

O presente estudo foi realizado com dez voluntários saudáveis, que a priori estariam aptos para a realização da imaginação do movimento. Entretanto, de acordo com SHARMA *et al.* (2006) a imaginação do movimento (imagética motora) caótica pode ser definida como a incapacidade do indivíduo em fazer imaginação motora de maneira precisa, ou se o realiza de maneira precisa, entretanto, não ocorre o acoplamento temporal. A IM caótica pode ocorrer em indivíduos com lesão do sistema nervoso central e em pequena porcentagem da população normal. Segundo SHARMA *et al.* (2006), SABATE *et al.* (2004), JEANNEROD (1995) e DECETY (1996), estudos realizados com indivíduos com IM caótica podem gerar resultados conflitantes, como: incapacidade de realizar IM, imprecisão na execução; e dificuldade de conter a execução do movimento. Assim, são necessárias avaliações que descrevem a qualidade e a

eficácia da IM, tais como instrumentos de medidas de habilidade de IM e escala de controlabilidade de IM (GREGG *et al.*, 2007; HANAKAWA *et al.*, 2003; NAITO, 1994). Além disso, YAHAGI e KASAI (1999), investigando a assimetria hemisférica funcional de indivíduos destros e canhotos, identificaram que nos sujeitos destros, a amplitude dos PRE's devidos à imaginação do movimento do dedo direito (lado dominante) é significativamente maior do que a amplitude do PRE's devidos à IM do dedo esquerdo (lado não dominante). Por outro lado, nos indivíduos canhotos a diferença nas amplitudes dos PRE's dos dedos (esquerdo e direito) não foi significativa. No presente trabalho, apenas 2 dos 10 voluntários eram canhotos, o que indica que a imaginação do movimento do dedo direito, talvez possa melhorar a amplitude do PRE, melhorando a RSR.

PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005, mostrou que devido à plasticidade do cérebro, quando exposto à ação repetitiva, é plausível esperar que, se os voluntários desenvolverem sessões de treinamento, para a prática da imaginação do movimento, os mesmos podem apresentar respostas com uma melhor relação sinal-ruído (RSR). A realização de 6 sessões extras de imaginação de movimento, pelo voluntário #9, resultou na detecção do PRE, com uma única imaginação do movimento, com uma probabilidade de detecção de 52,2%, utilizando-se os eletrodos Cz, C4, C2 e C1.

Espera-se, então, que a aplicação desses critérios e sistemas de avaliação, bem como o treinamento dos voluntários, possa-se aumentar a capacidade de imaginação, dos voluntários, melhorando a RSR do EEG e, conseqüentemente, elevando a probabilidade de detecção do PRE pela MSC. Isto poderá tornar viável a utilização da MSC em aplicações de ICM's.

Trabalhos Futuros

Os resultados obtidos neste trabalho mostram a possibilidade da utilização da MSC numa ICM. Contudo, para que esta utilização seja viável, torna-se necessário melhorar os níveis de detecção do PRE da IM. Assim, propõem-se como continuação deste estudo, os seguintes trabalhos futuros:

- Escolha dos melhores voluntários para a realização da imaginação do movimento, por meio de testes de avaliação da capacidade de imaginação;

- Treinamento dos voluntários;
- Melhoria das rotinas de processamento dos sinais (MSC, TW e DF), para implementação em tempo real;
- Investigação de outros filtros espaciais, como componentes principais e componentes independentes;
- Aplicação da MSC para classificação de eventos (ex. movimento do braço direito e esquerdo);
- Implementação de um sistema de ICM para tempo real.
- Aplicação para reabilitação neurológica.

Artigos publicados e submetidos durante o doutorado

• Artigo completo publicado em periódico

SANTOS FILHO, S. A.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; SOUZA, A. P. ; Silva Pinto, Marcos Antonio ; Cunha Lima, Maria Luiza ; Manzano, Gilberto Mastrocola . **Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement.** *EURASIP Journal on Advances in Signal* , v. 2009, p. 1-13, 2009.

• Artigo submetido

SANTOS FILHO, S. A.; MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; SOUZA, A. P.; MORAES XAVIER P. A.; ZANOTELLI T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; **Multiple Coherence to Detect Event-Related Potential due to Movement Imagination.** *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng.*, 2010.

• Textos em jornais de notícias/revistas

SANTOS FILHO, S. A.; SOUZA, A. P.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; MORAES XAVIER, P. A. . **Investigação do uso da Coerência Simples e Coerência Múltipla para Identificação de Sinais Relacionados à Imaginação do Movimento.** *Revista Médica de Minas Gerais*, p. 71-71, 2009.

SOUZA, A. P.; SANTOS FILHO, S. A.; XAVIER, P. A. M. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; FELIX L. B.; MAIA, C. A. **Técnicas Markovianas na Identificação de Potenciais Relacionados a**

Eventos Utilizando Coerência. *Revista Médica de Minas Gerais*, Belo Horizonte, p. 71 - 71, 2009.

• **Trabalhos completos publicados em anais de congressos**

SANTOS FILHO, S. A.; SOUZA, A. P.; XAVIER, P. A. M. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Simple and Multiple Coherence Application to Detect Event-Related Potential due to Movement Imagination.** *In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*, Vitoria. ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010, 2010. p. 277-282.

SOUZA, A. P.; SANTOS FILHO, S. A.; XAVIER, P. A. M. ; FELIX, L.B. ; MAIA C. A. ; TIERRA-CRIOLLO, C.J. **Modeling Movement and Imaginary Movement EEG by means of Hidden Markov Models and Coherence.** *In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*, Vitoria. ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010, 2010. p. 86-91.

CRUZ NETO, A. A. S. ; XAVIER, P. A. M. ; SANTOS FILHO, S. A.; SOUZA, A. P.; TIERRA-CRIOLLO, C.J. **Four Freedom HMI Actuated by Electrooculogram.** *In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*, Vitoria. ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010, 2010. p. 219-224.

SANTOS FILHO, S. A. ; XAVIER, P. A. M. ; CAMELO, P. M.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. . **Deteção do Potencial Relacionado à Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina.** *In: XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008*, Salvador. XXI Congresso de Engenharia Biomédica, 2008. v. 1. p. 221-224.

SANTOS FILHO, S. A. ; PROVENZANO F. ; CAMELO, P. M.; XAVIER, P. A. M. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Acionamento de uma Garra Mecânica por meio do Eletrooculograma.** *In: XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008*, Salvador. XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008. v. 1. p. 452-455.

SANTOS FILHO, S. A. ; BRAGA E. Q. ; INFANTOSI A. F. C. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J. . **Avaliação de Diferentes Wavelets para a Estimativa do Potencial Evocado Somato-Sensitivo do Nervo Tibial.** *In: IV Latin American Congress on Biomedical Engineering (CLAIB 2007)*,

2007, Isla Margarita. IV Latin American Congress on Biomedical Engineering (CLAIB 2007).
Berlin : Berlin: Springer-Verlang IFMBE Proceeding [ISSN 1727-1983], 2007. v. 18. p. 1238-1241.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKAY, M. **Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing**. IEEE Press. Piscataway, NJ. USA. 1998.
- ALMEIDA, A. C. G. **Análise e Interpretação do Método da Derivação da Fonte Aplicado a Sinais de Eletroencefalografia** Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica), COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 1990.
- ALS ASSOCIATION **What is ALS?** Calabasas Hills, CA, USA, 2004. Disponível em <<http://www.alsa.org/als/what.cfm>>. Acesso em: 18 Fev. 2008.
- BABILONI, C.; CARDUCCI, F.; CINCOTTI, F.; ROSSINI, P. M.; NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G.; BABILONI, F. **Human movement-related potentials vs. desynchronization of EEG alpha rhythm: a high-resolution EEG study**. *NeuroImage*, v.10, n.6, p.658– 665, 1999.
- BANG-HUA, Y.; GUO-ZHENG, Y.; RONG-GUO, Y.; TING, W. **Adaptive subject-based feature extraction in brain–computer interfaces using wavelet packet best basis decomposition**. *Med. Eng. & Physics.*, v.29, p. 48-53, 2007.
- BEISTEINER R., HÖLLINGER P., LINDINGER G., LANG W., BERTHOZ A. **Mental representations of movements. Brain potentials associated with imagination of hand movements**. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, v. 96, n. 2, p.183-193,1995.
- BIRBAUMER, N. **Slow Cortical Potentials: their origin meaning and clinical use**. *Brain and Behavior: Past, Present and Future*, p.25–39, 1997.
- BIRBAUMER, N. **Slow Cortical Potentials: Plasticity, Operant Control, and Behavioral Effects**. *Neuroscientist*, v. 5, n.2, p.74-78, 1999.
- BIRBAUMER, N.; KÜBLER, A.; GHANAYIM, N.; HINTERBERGER, T.; PERELMOUTER, J. P.; KAISER, J.; IVERSEN, I.; KOTCHOUBEY, B.; NEUMANN, N.; FLOR, H. **The**

- thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients.** *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, v.8, n.2, p.190-193, 2000.
- BRAGA, E. Q.; BRAGA, N. I. O.; GRONICH, G.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; MANZANO, G. M., **Potencial Evocado a Estímulo Elétrico Senoidal de 2 kHz Usando Wavelets.** *Anais do CBEB 2006*, São Pedro, São Paulo, Brasil, 2006.
- CARMENA, J. M.; LEBEDEV, M. A.; CRIST, R. E.; O'DHERTY, J. E.; SANTUCCI, D. M.; DIMITROV, D. F.; PATIL, P. G.; HENRIQUEZ, C. S.; NICOLELIS, M. A. L. **Learning to control a brain machine interface for reaching and grasping by primates.** *PLoS Bioogy*, v.1, n.2, p.193-208, 2003.
- CARTER, G. C. **Tutorial overview of coherence and time delay estimation.** *Coherence and Time Delay Estimation-An Applied Tutorial for Research, Developing, Test and Evaluation Engineers*, G. C. Carter, Ed., p. 1-27, IEEE Press, New York, NY, USA, 1993.
- CAUSEVIC, E.; MORLEY, R.; VICKERHAUSER, V.; JACQUIN, A. E. **Fast Wavelet Estimation of Weak Biosignals.** *IEEE Trans. Biomed. Eng.* v.52, n.6, p.1021-1032, 2005.
- CHAPIN, J. K.; MOXON, K. A.; MARKOWITZ, R. S.; NICOLELIS, M. A. **Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex.** *Nature Neuroscience*, v.2, p. 664-670, 1999.
- CHIAPPA, S.; BARBER, D. **EEG classification using generative independent component analysis.** *Neurocomputing*, v.69, p.769-777, 2006.
- CINCOTTI, F.; BIANCHI, L.; BIRCH, G.; GUGER, C.; MELLINGER, J.; SCHERER, R.; SCHMIDT, R. N.; SUÁREZ, O. Y.; SCHALK, G.; **BCI Meeting 2005-Workshop on Technology: Hardware and Software.** *IEEE Trans. Neur. Syst. Rehab. Eng.*, v.14, n.2, p. 128-131, 2006.
- COCHIN, S.; BARTHELEMY, C.; ROUX, S.; MARTINEAU, J. **Observation and execution of movement: similarities demonstrated by quantified electroencephalography.** *European Journal Neuroscience*, v.11, n.5, p.1839-1842, 1999.

- COHEN, B. A.; SANCES A. J. **Stationarity of the human electroencephalogram.** *Med. Biol. Eng. Comput.* v.15, p.513-518, 1977.
- DELGADO, J.M; HAMILIN, H.; CHAPMAN, W. P. **Technique of intracranial electrode emplacement for recording and stimulation and its possible therapeutic value in psychotic patients.** *Confin Neurol.*, v.12, p.315-319, 1952.
- DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. **Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence.** *Ear Hearing*, v. 10, n. 1, p. 2-13, 1989.
- DECETY, J.; INGVAR, D. H. **Brain structures participating in mental simulation of motor behavior: a neuropsychological interpretation.** *Acta Psychologica*, v.73, n.1, p.13-34, 1990.
- DECETY, J. **The neurophysiological basis of motor imagery.** *Behavioural Brain Research*, v.77, n. 1-2, p.45-52, 1996.
- DONCHIN, E.; SPENCER, K. M.; WIJESINGHE, R. **The Mental Prosthesis: Assessing the Speed of a P300-Based Brain-Computer Interface.** *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, v. 8, n.2, p.174-179, 2000.
- EVARTS, E.V. **Pyramidal tract activity associated with a conditioned hand movement in the monkey.** *J Neurophysiol.* v.29, p.1011-1027, 1966.
- FARWELL, L. A.; DONCHIN, E. **Talking off the top of your head: Toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials.** *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v.70, n.6, p. 510-523, 1988.
- FETZ, E.E. **Operant conditioning of cortical unit activity.** *Science*, v.163, n. 3870, p.955-958, 1969.
- FETZ, E. E.; FINOCCHIO, D. V. **Operant conditioning of specific patterns of neural and muscular activity.** *Science*, v.174, n. 4007, p.431- 435, 1971.
- FETZ, E. E.; BAKER, M. A. **Operantly conditioned patterns on precentral unit activity and correlated responses in adjacent cells and contralateral muscles.** *J. Neurophysiol.*, v.36, p. 179-204, 1973.

- FETZ, E.E. **Real-time control of a robotic arm by neuronal ensembles.** *Nature Neuroscience*, v.2, p.583-584, 1999.
- FORSLUND, P. ***A Neural Network Based Brain-Computer Interface for Classification of Movement Related EEG.*** Thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Applied Physics and Electrical Engineering at Linköping University, Sweden, 2003.
- GERHARD, M. F.; VASILIOS, A. Z.; CATHERINE, L. O.; MATHEW, R. F.; JOHN, P. D. **Brain-Machine and Brain-Computer Interfaces.** *Stroke*, v.35, p.2702-2705, 2004.
- GNANAYUTHAM, P.; BLOOR, C.; COCKTON, G. **Discrete acceleration and personalised tiling as brain? Body interface paradigms for neurorehabilitation.** *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, p.261-270, New York, NY, USA: ACM Press, 2005.
- GRAIMANN, B.; HUGGINS, J. E.; LEVINE, S. P. **Toward a direct brain interface based on human subdural recordings and wavelet-packet analysis.** *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v.51, n.6, p.954-962, 2004.
- GREEN, J. B., BIALY, Y., SORA, E., THATCHER, W., **An electroencephalographic study of imagined movement*1, *2.** *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, n. 6, p.578-581,1997.
- GREGG, M.; HALL, C.; BUTLER, A. **The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability** *eCAM Advance Access*, published December 26, 2007, p. 1-9, 2007
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology.** 11^a ed., Elsevier Saunders, Pensilvânia, 2006.
- HANAKAWA, T., IMMISCH, I., TOMA, K., DIMYAN, MA, VAN GELDEREN P, HALLETT, M. **Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery.** *J. Neurophysiol.*, v.89, p.989-1002, 2003.

- HATSOPOULOS, N.; JOSHI, J.; O'LEARY, J. G. **Decoding continuous and discrete motor behaviors using motor and premotor cortical ensembles.** *J Neurophysiol.*, v.92, p.1165-1174, 2004.
- HINTERBERGER, T.; KÜBLER, A.; KAISER, J.; NEUMANN, N.; BIRBAUMER, N. **A brain-computer interface (BCI) for the locked-in:comparasion of different EEG classification for the though translation device.** *Clinical Neurophysiology*, v.114, n.3, p.416-425, 2003.
- HJORTH, B. **An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 39, n.5, p. 526-530, 1975.
- JASPER, H. H. **The 10-20 Electrode System of the International Federation.** *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, v.3, Part. C, 1974.
- JEANNEROD, M. **Mental imagery in the motor context.** *Neuropsychologia*, v.3, n.11, p.1419-1432, 1995.
- JEANNEROD, M.; DECETY, J. **Mental motor imagery: A window into the representational stages of action.** *Curr Opin Neurobiol.*, v.5, p.727-732, 1995.
- KALCHER, J.; PFURTSCHELLER, G. **Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity.** *Electroencephalography and Clinincal Neurophysiology*, v.94, n.5, p.381-384, 1995.
- KANDEL, E.R.; SCHUWARTS, J.H.; JESSEL, T. M. **Princípios da Neurociência.** 4 ed., *McGraw-Hill*, Nova York, EUA, 2000.
- KENNEDY, P. R.; BAKAY, R. A.; MOORE, M. M.; ADAMS, K.; GOLDWAITHE, J. **Direct control of a computer from the human central nervous system.** *IEEE Trans Rehabil Eng.*, v. 8, n.2, p.198-202, 2000.
- KETTNER, R. E.; SCHWARTZ, A. B.; GEORGOPOULOS, A. P. **Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. II. Coding of the**

- direction of movement by a neuronal population.** *J. Neuroscience*, v.8, n. 8, p.2928-2937, 1988.
- KREPKIA, R.; CURIO, G.; BLANKERTZA, B.; MÜLLERA, K. **Berlin Brain–Computer Interface. The HCI communication channel for discovery.** *International Journal of Human-Computer Studies*, v.65, n.5, p.460–477, 2007.
- LEEB, R.; FRIEDMAN, D.; MÜLLER-PUTZ, G. R.; SCHERER, R.; SLATER, M.; PFURTSCHELLER G. **Self-Paced (Asynchronous) BCI Control of a Wheelchair in Virtual Environments: A Case Study with a Tetraplegic.** *Comput. Intell. Neurosci.*, abril (2007), article 7, 2007.
- LEBEDEV, M. A.; NICOLELIS M. A. L. **Brain-machine interfaces: past, present and future.** *Trends in Neurociences*, v.29, n.9, p.536-546, 2006.
- LEUTHARDT, E.; SCHALK, G.; WOLPAW, J.; OJEMANN, J.; MORAN, D. **A brain-computer interface using electrocorticography signals in humans.** *Journal of Neural Engineering*, v.1, p.63-71, 2004.
- LEVINE, S.P. **A Direct Brain Interface Based on Event-Related Potentials.** *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, v.8, n.2, p.180-185, 2000.
- MAKEIG, S.; BELL, A.; JUNG, J. T. P.; SEJNOWSKI, T. J. **Independent component analysis of electroencephalographic data.** In: *Advances in Neural Information Processing Systems 8*, D. Touretzky, M. Mozer, and M. Hasselmo, Eds. Cambridge, MA: MIT Press, p.145-151, 1996.
- MAKEIG, S.; ENGHOFF, S.; JUNG T. P.; SEJNOWSKI, T. J. **A Natural Basis for Efficient Brain-Actuated Control.** *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, v.8, n.2, p.208-211, 2000.
- MALLAT, S. A, **Theory for multiresolution signal decomposition: A wavelet representation.** *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, v.11, n.7, p.674-693, 1989.
- MAYNARD, E.M. **Visual prostheses.** *Annual Review of Biomedical Engineering*, .v.3, p.145-168, 2001.

- MARUISHI, M. **Brain activation during manipulation of the myoelectric rosthetic hand: a functional magnetic resonance imaging study.** *NeuroImage*, v.21, p.1604–1611, 2004.
- MEHRING, C.; RICKERT, J.; VAADIA, E.; CARDOSO, S. O.; AERTSEN, A.; ROTTER, S. **Inference of hand movements from local field potentials in monkey motor cortex.** *Nat. Neurosc.*, v.6, p.1253-1254, 2003.
- MIDDENDORF, M. S.; McMILLAN, G.; CALHOUN, G.; JONES, K.S. **Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response.** *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, v. 8, n.2, p. 211-214, 2000.
- MILLAN, J. R.; MOURIÑO, J. **Asynchronous BCI and Local Neural Classifiers: An Overview of the Adaptive Brain Interface Project.** *IEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng.*, v.11, n.2, p.159-161, 2003.
- MIRANDA DE SÁ A. M. F. L.; FELIX L. B. **Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence-application to eeg during photic stimulation.** *Medical Engineering and Physics*, v. 24, n. 4, p. 245-252, 2002.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; FELIX, L. B; INFANTOSI, A. F. C. **A Matrix-Based Algorithm for Estimation Multiple Coherence of a Periodic Signal and Its Application to the Multichannel EEG During Sensory Stimulation.** *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, v. 51, n. 7, p. 1140-1146, 2004.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L. **A note on the sampling distribution of coherence estimate for the detection of periodic signals.** *IEEE Signal Process. Lett.*, vol. 11, n. 3, p. 323-325, 2004.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, A. F. C. **Evaluating the entrainment of the alpha rhythm during stroboscopic flash stimulation by means of coherence analysis.** *Medical Engineering & Physics*, v. 27, n. 2, p. 167-173, 2005.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, A. F. C.; MELGES, D. B. **A multiple coherence-based detector for evoked responses in the EEG during sensory stimulation.** *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International*

- Conference of the IEEE. 30th Annual International Conference of the IEEE*, Columbia, Canada, August , p. 3516-3519, 2008.
- MISULIS, K. E. **Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials en Clinical Diagnosis**. 2^a Ed., Boston, Butterworth-Heinemann, 1994.
- MUTHUKUMARASWAMY, S. D.; JOHNSON, B. W.; MCNAIR, N. A. **Mu rhythm modulation during observation of an object-directed grasp**. *Cognitive Brain Research*, v.19, n.2, p.195-201, 2004.
- NAITO, E. **Controllability of motor imagery and transformation of visual imagery**. *Percept Mot. Skills*, v.78, p.479-487, 1994.
- NEUMANN, N.; KÜBLER, A. **Training Locked-in Patients: A Challenge for the Use of Brain-Computer Interfaces**. *IEEE Trans. Neur. Syst. Rehab. Eng.* v.11, n.2, p.169-172, 2003.
- NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. **Motor imagery and ERD**. in: G. Pfurtscheller, F.H. Lopes da Silva (Eds.), *Event-related Desynchronization, Revised edition. Handbook. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, v.6, Elsevier, Amsterdam, p.303-325, 1999.
- NICOLELIS, M. A.; BACCALA, L. A.; LIN, R. C.; CHAPIN, J. K. **Sensorimotor encoding by synchronous neural ensemble activity at multiple levels of the somatosensory system**. *Science*, v.268, n. 5215, p.1353-1358, 1995.
- NICOLELIS, M. A.; RIBEIRO, S. **Multielectrode recordings: the next steps**. *Current Opinion in Neurobiology*, v.12, n. 5, p.602-606, 2002.
- NIEDERMEYER, E.; LOPES DA SILVA, F. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields**. 5th Ed., Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, USA, 2005.
- NIJBOER, F.; FURDEA, A.; GUNST, I.; MELLINGER, J.; McFARLAND, D. J.; BIRBAUMER, N.; KÜBLER A. **An auditory brain-computer interface (BCI)**. *Journal Neurosc. Meth.*, v. 167, n. 1, p.43-50, 2007.

- OBERMAIER, B.; MULLER, G. R.; PFURTSCHELLER, G. **Virtual keyboard controlled by spontaneous EEG activity.** *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* v.11, n.4, p.422- 426, 2003.
- PARMET, S.; LYNM, C.; GLASS, R.M. **Cochlear implants.** *JAMA*, v.291, n.19, p.2398, 2004.
- PASCUAL-LEONE, A.; AMEDI, A.; FREGNI, F.; MERABET, L. B. **The Plastic Human Brain Cortex.** *Annual Review of Neuroscience.* v.28, p.377-401, 2005.
- PATIL, P. G.; CARMENA, J. M.; NICOLELIS, M. A.; TURNER, D. A. **Ensemble Recordings of Human Subcortical Neurons as a Source of Motor Control Signals for a Brain-Machine Interface.** *Neurosurgery*, v.55, n.1, p. 27-35, 2004.
- PENNY, W. D.; ROBERTS, S. J.; CURRAN, E. A.; STOKES, M. J. **EEG-based communication: A pattern recognition approach.** *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, v.8, p.214-215, 2000.
- PFURTSCHELLER, G., FLOTZINGER D.; KALCHER J. **Brain-computer Interface – a new communication device for handicapped persons.** *Journal of Microcomputer Applications*, v.16, n. 3, p.293-299, 1993.
- PFURTSCHELLER, G.; KALCHER, J.; NEUPER, C.; FLOTZINGER, D.; PREGENZER, M. **On-line EEG classification during externally-paced hand movements using a neural networkbased classifier.** *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, v.99, n.5, p.416-425. 1996.
- PFURTSCHELLER, G., NEUPER, C. **Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans.** *Neuroscience Letters*, v.239, p.65- 68, 1997.
- PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. **Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles.** *Clin. Neurophysiology*, v.110, n.11, p.1842-1857, 1999a.
- PFURTSCHELLER, G. **Quantification of ERD and ERS in the time domain.** in: G. Pfurtscheller, F.H.; Lopes da Silva (Eds.), *Event-related Desynchronization*, Revised edition. *Handbook. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, v.6, Elsevier, Amsterdam, p.89-105, 1999b.

- PFURTSCHELLER G. **ERD and ERS in voluntary movement of different limbs.** In: G. Pfurtscheller, F.H. Lopes da Silva (Eds.), *Event-related Desynchronization, Revised edition. Handbook. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, v.6, Elsevier, Amsterdam, p.245-268, 1999c.
- PFURTSCHELLER, G.; GUGER, C.; MULLER, G.; KRAUSZ, G.; NEUPER, C. **Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic.** *Neuroscience Letters*, v.292, n.3, p.211-214, 2000.
- PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C. **Motor imagery and direct brain-computer communication.** *Neural Engineering: Merging Engineering and Neuroscience, Proc. IEEE* (Special Issue), v.89, n.7, p.1123-1134, 2001.
- PFURTSCHELLER, G.; MULLER, G. R.; PFURTSCHELLER, J.; GERNER, H. J.; RUPP, R. **Thought– control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia.** *Neuroscience Letters*, v.351, n.1, p.33-36, 2003.
- PFURTSCHELLER, G.; BRUNNER, C.; SCHLÖGL, A.; LOPES DA SILVA, F .H. **Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery task.** *NeuroImage*. v.33, n.1, p.153-159, 2006.
- PICCIONE, F.; GIORGI, F.; TONIN, P.; PRIFTIS, K.; GIOVE, S.; SILVONI, S.; PALMAS, G.; BEVERINA, F. **P300-based brain computer interface: Reliability and performance in healthy and paralysed participants.** *Clin. Neurophys.*, v.117, n. 3, p.531-537, 2006.
- PINEDA, J. A.; ALLISON, B. Z.; VANKOV, A. **The effects of self-movement, observation and imagination on μ rhythms and readiness potentials (RP's): toward a brain–computer interface (BCI).** *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, v.8, n.2, p.219-222, 2000.
- QUIROGA, R. Q.; SAKOWITZB, O.W.; BASAR, E.; SCHÜRMANND, E. M. **Wavelet Transform in the analysis of the frequency composition of evoked potentials.** *Brain Research Protocols*, v.8, p.16-24, 2001.
- QUIROGA, R. Q.; GARCIA, H. **Single-trial event-related potentials with wavelet denoising.** *Clin. Neuroph.*, v.114, p.376-390, 2003.

- RAMOSER, H. J.; PFURTSCHELLER, G.; FLYVBJERG, H. **Optimal Spatial Filtering of Single Trial EEG During Imagined Hand Movement.** *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, v.8, n.4, p.441-446, 2000.
- RAO, S. M.; BINDER, J. R.; BANDETTINI, P. A.; HAMMEKE, T. A.; YETKIN, F. Z.; JESMANOWICZ, A.; LISK, L. M.; MORRIS, G.L.; MUELLER, W. M.; ESTKOWSKI, L. D.; WONG, E. C.; HAUGHTON, V. M.; HYDE, J.S. **Functional magnetic resonance imaging of complex human movements.** *Neurology*, v.43, n.11, p.2311-2318, 1993
- ROLAND, P. E.; LARSEN, B., LASSEN, N. A., SKINHOJ, E. **Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movement in human.** *J. Neurophysiology*, v.43, p.118-136, 1980.
- ROTHWELL, J. **Control of Human Voluntary Movements.** 2^a Ed., Chapman and Hall, London, 1994.
- RUGG, M. D.; COLES, M. G. H. **Electrophysiology of Mind – Event-Related Brain Potentials and Cognition.** Oxford University Press Inc., New York, 1996.
- SABATE, M.; GONZALEZ, B.; RODRIGUEZ, M. **Brain lateralization of motor imagery: Motor planning asymmetry as a cause of movement lateralization.** *Neuropsychologia*, v.42, p.1041-1049, 2004.
- SAMAR, V. J.; BOPARDIKAR, A.; RAO, R.; SWARTZ, K. **Wavelet Analysis of Neuroelectric Waveforms: A Conceptual Tutorial.** *Brain and Language*, v.66, n.1, p. 7-60, 1999.
- SANTOS FILHO, S. A.; BRAGA, E.Q.; SILVA, E.J.; INFANTOSI, A.F.C. **Avaliação de Diferentes Wavelets para a Estimativa do Potencial Evocado Somatosensitivo do nervo tibial.** *IFMBE Proceeding, IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health* v.18, p 1238-1241, 2007.
- SANTOS FILHO, S. A.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; SOUZA, A. P.; PINTO, M. A. S. ; LIMA, M. L. C.; MANZANO, G. M.; **Magnitude Squared of Coherence to detect imaginary movement.** *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, p 1-12. 2009. Available: www.hindawi.com/journals/asp/2009/534536.cta.html.

- SERRUYA, M. D.; HATSOPOULOS, N. G.; PANINSKI, L.; FELLOWS, M. R.; DONOGHUE, J. P. **Instant neural control of a movement signal.** *Nature*, v.416, n.6877, p.141-142, 2002.
- SHARBROUGH, F.; CHATRIAN, G. E.; LESSER, R. P.; LÜDERS, H.; NUWER, M.; PICTON, T. W. **American Electroencephalographic Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature.** *Journal of Clinical Neurophysiology*, v.8, n.2, p.200-202, 1991.
- SHARMA, N; POMEROY, V. M.; BARON, J. C. **Motor Imagery: A Backdoor to the Motor System After Stroke?** *Stroke*, v.37, p.1941-1952, 2006.
- SHENOY, K.V.; MEEKER, D.; CAO, S. **Neural prosthetic control signals from plan activity.** *Neuroreport*, v.14, n.14, p.591-596, 2003.
- SIMPSON, D. M.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; LEITE, R. T.; ZAYEN, E. J. B.; INFANTOSI, A. F. C., **Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation.** *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 28, no. 6, p. 691–698, 2000.
- SIEGLE, G. J.; ICHIKAWA, N.; STEINHAUER, S. **Blink before and after you think: blinks occur prior to and following cognitive load indexed by pupillary responses.** *Psychophysiology*, v. 45, n. 5, p. 679-687, 2008.
- SPAHR, A. J.; DORMAN, M. F. **Performance of subjects fit with the advanced bionics CII and nucleus 3G cochlear implant devices.** *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.*, v.130, n.5, p. 624-628, 2004,
- STECKLOW, M. V. **Imagética motora em tarefa complexa: an´alise na banda alfa do eletroencefalograma**, Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica), COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2006.
- TAYLOR, D. M.; TILLERY, S. I.; SCHWARTZ, A. B. **Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices.** *Science*, v.296, n.5574, p.1829-1832, 2000.
- TAYLOR, D. M.; TILLERY, S. I.; SCHWARTZ, A. B. **Information conveyed through brain-control: cursor versus robot.** *IEEE Trans Neural Syst. Rehab. Eng.*, v.11, n. 2, p.195-199, 2003.

- TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Derivação da Fonte com Modelo Esférico da Cabeça: Aplicação no Mapeamento da Atividade Elétrica Cerebral.** Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica), COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 1993.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato-Sensitiva Utilizando Parâmetros Espectrais.** Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Biomédica), COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2001.
- TING, W.; GUO-ZHENG, Y.; BANG-HUA, Y.; HONG, S. **EEG feature extraction based on wavelet packet decomposition for brain computer interface.** *Measurement*, v. 41, n. 6, p.618-615, 2007.
- UNSER, M.; ALDROUBI, A. **A review of wavelets in biomedical application.** *Proceeding of IEEE*, v. 84, n.4, p.626-638, 1996.
- VERAART, C.; WANET-DEFALQUE, M. C.; GERARD, B.; VANLIERDE, A.; ELBEKE, J. **Pattern recognition with the optic nerve visual prosthesis.** *Artif Organs*, v.27, n.11, p.996-1004, 2003.
- VIADAURRE, C.; SCHLÖOGL, A.; CABEZA, R.; SCHERER, R.; PFURTSCHELLER, G.; **A Fully On-line Adaptive BCI.** *IEE Trans. Biomed. Eng.*, v.53, n.6, p.1214-1219, 2006.
- VIDAL, J. **Toward direct brain-computer communication.** *Annual Review Biophysics Bioengineering*, v.2, p.157-180, 1973.
- VUCKOVIC, A.; SEPULVEDA, F. **Delta contribution in cue based single trial classification of real and imaginary wrist movement.** *Med. Biol. Eng. Comput.*, v. 46, n.6, p.529-539, 2008.
- XUE, J. Z.; ZHANG, H.; ZHENG, C. X.; YAN, X. G. **Wavelet packet transform for feature extraction of EEG during mental tasks.** *In: Proceedings of the Second International Conference on Machine Learning and Cybernetics.* v. 1, p.360-363, 2003.
- WALTER, W. G.; COOPER R.; ALDRIDGE V. J.; MCCALLUM W. C.; WINTER A. L.; **Contingent negative variation: an electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain.** *Nature*, v. 203, n. 4943, p. 380–384, 1964.

- WEBSTER, J. G. **Medical Devices and Instrumentation**. 2.ed. Nova York: John Wiley & Sons, 2006.
- WEISKOPF, N.; SCHARNOWSKI, F.; VEIT, R.; GOEBEL, R.; BIRBAUMER, N.; MATHIAK, K. **Self-regulation of local brain activity using real-time functional magnetic resonance imaging (fMRI)**. *Journal of Physiology*, Paris, v.98, n.4-6, p.357-373, 2004.
- WESSBERG, J.; STAMBAUGH, C. R.; KRALIK, J. D.; BECK, P. D.; LAUBACH, M.; CHAPIN, J. K.; KIM, J.; BIGGS, S. J.; SRINIVASAN, M. A.; NICOLELIS, M. A. L. **Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates**. *Nature*, v.408, p.361-365, 2000.
- WIENER, N. **Generalized harmonic analysis** *Acta Math.*, v. 55, n. 2, p. 117-258, 1930.
- WOLPAW, J. R.; MCFARLAND, D. J.; VAUGHAN, T. M. **Brain computer-interface research at the Wadsworth Center**. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, v.8, n.2, p.222-226, 2000.
- YAHAGI, S.; KASAI, T. **Motor evoked potentials induced by motor imagery reveal a functional asymmetry of cortical motor control in left- and right handed human subjects**. *Neuroscience Letters*, v.276. p185-188, 1999.
- ZHONG, M.; LOTTE, F.; GIROLAMI, M.; LÉCUYER, A. **Classifying EEG for brain computer interfaces using Gaussian processes**. *Pattern Recognition Letters*, v. 29, n.3, p.354-359, 2008.