

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Departamento de Engenharia Elétrica
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Fabricao Javier Erazo Costa

Efeito da prática mental no eletroencefalograma durante tarefas visuo-motoras

Belo Horizonte
2012

Fabricao Javier Erazo Costa

Efeito da prática mental no eletroencefalograma durante tarefas visuo-motoras

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Danilo Barbosa Melges
Coorientador: Carlos Julio Tierra Criollo

Belo Horizonte
2012

C837e

Costa, Fabricio Javier Erazo.

Efeito da prática mental no eletroencefalograma durante tarefas visuomotoras [recurso eletrônico] / Fabricio Javier Erazo Costa. - 2012. 1 recurso online (xiv, 103 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Danilo Barbosa Melges.

Coorientador: Carlos Julio Tierra Criollo.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndice: f.88-103.

Bibliografia: f. 80-87.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia Elétrica - Teses. 2. Interface cérebro-computador – Teses. 3. Neurociências – Teses. I. Melges, Danilo Barbosa. II. Tierra-Criollo, Carlos Julio. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.3(043)


**"Efeito da Prática Mental no Eletroencefalograma Durante
Tarefas Visuo-motoras"**

Fabricio Javier Erazo Costa

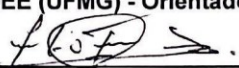
Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 13 de fevereiro de 2012.

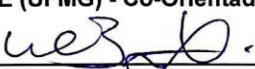
Por:



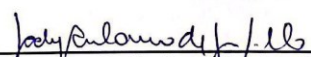
Prof. Dr. Danilo Barbosa Melges
DEE (UFMG) - Orientador



Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo
DEE (UFMG) - Co-Orientador



Prof. Dr. Wallace do Couto Boaventura
DEE (UFMG)



Prof. Dr. Sady Antonio dos Santos Filho
PUC (Minas)

DEDICATÓRIA

*“Para quien me acompañó hasta mi partida
pero se olvidó de despedirse.
Para ti Ñaña Delia”.*

AGRADECIMENTOS

Comenzar con los agradecimientos quizás sea la parte más fácil y difícil de esta disertación. Fácil porque puedo ser agradecido de tener muchas personas para hacerlo y difícil porque la memoria apunta en la cabeza y trae a veces nostalgia y alegrías.

Agradezco a mi mamá por ser siempre ser sido un apoyo emocional, económico para mí durante el desenvolvimiento de este proyecto y durante toda mi vida. Para mi hermano, por siempre haber me apoyado. A mi Ñaña Delia por siempre haber estado a mi lado y por haber sido el apoyo activo en muchos de mis objetivos (jamás tuve como agradecer lo suficiente). Finalmente, agradecer a mi familia: Mami Loli, Niña, Galo, Galo Andrés, Paula, Bibiana, Gabe, Soñi, Lui, Iván, Ivonne, Marcela, Marco y Jorge.

También a mis grandes amigos Fernando, Jaime, Gaby, Carmela, Majo, Fede, Andrés, Joaquín por la amistad y la fuerza que siempre me dieron.

A mi profesor de la ESPE Gonzalo Olmedo por haberme ayudado con el proceso antes del viaje, y haberme dado el contacto para conseguir hacer la maestría. A Julio Larco por siempre dar ánimos para realizar este tipo de estudios. Muchas gracias.

Agora é momento de começar com os agradecimentos em português. Primeiro um agradecimento muito geral para todo o povo brasileiro por ter sido muito legal comigo principalmente os mineiros que abriram as portas do seu estado para meus estudos. Obrigado Brasil, obrigado Minas Gerais.

Ao Carlos Julio por ter acreditado em mim para este processo e pelo conhecimento oferecido. Para Andreia e Carlos Julio por terem aberto as portas da sua casa até eu encontrar uma moradia no Brasil e pelo apoio grande nos meus primeiros dias neste país. Muito obrigado.

À Thamara pelo apoio e carinho. Ao Mozar pela amizade. À Clarissa minha parceira por ter me ajudado em questões de fisiologia. Um agradecimento ao povo do Nepeb que me ensinou tanto conhecimento acadêmico como português formal, informal e cheio de gírias. Muito obrigado.

Ao Danilo pela ajuda no encaminhamento no final deste projeto e pela abertura para trabalhar comigo.

Resumo

A interface cérebro máquina (ICM) é um sistema de comunicação que converte sinais cerebrais registrados por meio do eletroencefalograma (EEG) em comandos para o controle de dispositivos externos. A prática mental (PM) de uma ação motora tem sido utilizada como método de treinamento pelo qual uma representação interna desta ação é repetida visando aumentar a performance da tarefa específica. Sabe-se que o registro do EEG durante a execução ou imaginação de movimentos (IM) repetitivos contém uma componente aleatória (EEG espontâneo) e uma componente de resposta à estimulação, denominada potencial relacionado ao evento (PRE) motor. Assim, o reconhecimento deste padrão (PRE) é uma das etapas fundamentais da ICM-IM, sendo necessária a extração de características relevantes desta resposta. Este trabalho tem como objetivo estudar o contingente de variação negativa (CNV) – componente de prontidão do PRE – ao longo de sessões de PM. Também de verificar o efeito da PM sobre a taxa de acerto da classificação entre duas classes de tarefas: visuo-motora (imaginação do movimento do dedo indicador) e visual (sem imaginação específica). Foram coletados sinais EEG de 17 eletrodos localizados nas regiões somato-sensitiva e motora de 7 indivíduos saudáveis durante 6 sessões de PM (Se1-Se6). Para a classificação foi utilizado o algoritmo máquina de vetores de suporte (SVM), empregando-se como características de entrada os valores da Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) para frequências dentro da banda delta (0, 0,33, 0,67, 1 Hz) de sinais EEG de 4 voluntários. Inicialmente, as sessões Se1, Se3, Se4 e Se5 foram utilizadas para treinamento da máquina e Se6 para validação (Ensaio 1). Posteriormente, o treinamento foi efetuado com Se1 e a validação com Se3, Se4, Se5 e Se6 (Ensaio 2). Para o primeiro ensaio, o algoritmo alcançou taxas de classificação de 0,95, 0,7, 0,93 e 0,98 para os 4 sujeitos, respectivamente. Para o segundo, houve uma tendência de aumento da porcentagem de acerto da classificação com o passar das sessões, observado principalmente entre a segunda e a quinta sessões. Os sujeitos S1 e S3 apresentaram um aumento progressivo nas taxas de classificação ao longo de todas as sessões. Estes resultados sugerem que a PM possibilita o aumento no desempenho da execução/imaginação de tarefas motoras, se constituindo em uma ferramenta potencial para a melhoria de ICM-IM.

Palavras-chave: potencial relacionado ao evento, magnitude quadrática da coerência, prática mental, máquina de vetor de suporte, tarefas visuo-motoras.

Abstract

The brain computer interface (BCI) is a communication system that translates brain signals recorded by means of the electroencephalogram (EEG) into commands to control external devices. The motor mental practice (MP) has been used as training method in which an internal representation of an action is repeated in order to increase the performance of a specific task. It is well known that the EEG recorded during repetitive movement execution or movement imagination (MI) has a random component (spontaneous EEG) and a stimulation response component, named motor event-related potential (ERP). The recognition of this pattern (ERP) is one of the main steps of the BCI-MI. Therefore, the extraction of relevant characteristics of the response is needed. This work aims at investigating the contingent negative variation (CNV) – the ERP readiness component – along the MP sessions. Furthermore, verify the effects of the MP in the hit rate classification between two classes: visual-motor task (index imagination movement) and visual task (without specific imagination). EEG signals were collected from 17 electrodes in the somatosensory and motor regions from 7 healthy individuals during 6 MP sessions (Se1-Se6). The Support Vector Machine (SVM) was employed as a classification algorithm, using the Magnitude-Squared Coherence (MSC) values within the delta band (0, 0,33, 0,67, 1 Hz) as input characteristic data. The MSC values were estimated for EEG signals from 4 volunteers, separately. First, the Se1, Se3, Se4 and Se5 sessions were used for machine training and Se6 for validation (case 1). Second, the machine training was performed using Se1 and the validation with Se3, Se4, Se5 and Se6 (case 2). In case 1, the algorithm achieved classification rates of 0.95, 0.7, 0.93 and 0.98 for the 4 subjects, respectively. In case 2, a trend of increasing in the hit rate percentage along the sessions was observed, mainly in the second and the fifth sessions. Subjects S1 and S3 showed a progressive improvement in the classification rates along all sessions. These results suggest that MP leads to an increase in the motor task execution/imagination performance, being a potential tool for BCI-MI improvement.

Keywords: event-related potential, magnitude-squared coherence, mental practice, support vector machine, visual-motor tasks.

Lista de Figuras

Figura 1. Modelo de ativação para a rede sensório-motora cerebral de EM e IM da mão. Linha contínua para ativação somente de EM. Linha pontilhada para EM e IM (Adaptado de LACOURSE et al (2004)).....	21
Figura 2. Componentes de uma ICM (Adaptado de PFURTSCHELLER e BRUNNER, 2008)	23
Figura 3. Sistemas padrões de posicionamento de eletrodos a) Sistema Internacional 10-20 b) Sistema Internacional 10-10. (Fonte: Reilly, E. 2005).....	26
Figura 4. Potenciais corticais lentos (Bereitschaftspotential) obtidos para as derivações [C3] e [C4], durante o movimento da mão esquerda (COLES e RUGG, 1996).	27
Figura 5. CNV composto pelas ondas O e E entre os estímulos E1 (luz) e E2 (som), que orientam a execução de uma tarefa motora (MR) Adaptado de TECCE, 1974. .	28
Figura 6. Modelo linear de geração PRE: $y[n]$ corresponde à entrada (estimulação), $h[n]$ é a função de transferência, $s[n]$ é a resposta à estimulação, $r[n]$ é o ruído e $x[n]$ o EEG medido.	32
Figura 7. Plano de Argand-Gauss para a) presença de resposta síncrona com a estimulação e b) ausência de resposta. Os pontos representam as transformadas discretas de Fourier $Y_i(f)$ dos diferentes trechos e as setas a somatória das $Y_i(f)$. A MSC atinge valores dentro do círculo unitário entre 0 e 1. Adaptado de Infantosi et al.(2006).	34
Figura 8. Representação da classificação por SVM.	35
Figura 9. Posicionamento dos 17 eletrodos que incluem um subconjunto das derivações do Sistema Internacional 10/10 da região correspondente ao córtex sensório-motor	40
Figura 10. Sinalização das etapas do experimento por meio de LEDs, utilizados para orientação do indivíduo sobre a tarefa visuomotora de extensão e flexão dedo indicador da mão dominante. O início da tarefa corresponde a $t = 0$ s. Cada trecho se inicia em $t = -4$ s e termina em $t = 10$ s.	41
Figura 11. PRE do sujeito S3 na condição VISUAL. Os traçados azul e vermelho representam as sessões 1 e 6, respectivamente.	46

Figura 12. PRE do sujeito S3 na condição IMAG. Os traçados azul e vermelho representam as sessões 1 e 6 respectivamente.	47
Figura 13. PRE do sujeito S3 na condição MOV. Os traçados azul e vermelho representam as sessões 1 e 6 respectivamente.	48
Figura 14. Comparação da média dos picos de CNV para os 7 indivíduos nas condições VISUAL1 e VISUAL6.	49
Figura 15. Comparação da média dos picos de CNV para os 7 indivíduos nas condições IMAG1 e IMAG6.	50
Figura 16. Comparação da média dos picos de CNV para os 7 indivíduos nas condições MOV1 e MOV6.	50
Figura 17. Valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon aplicado aos picos do CNV das sessões 1 e 6 para todas as derivações nas três condições. A linha horizontal indica o nível de significância de 5%.	52
Figura 18. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição ESP6.	55
Figura 19. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição VISUAL6 (janela CNV-PEV: -0,7 a 2,3s).	56
Figura 20. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição IMAG6 (jCNV).	57
Figura 21. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição IMAG1 (CNV-PEV).	58
Figura 22. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição IMAG6 (CNV-PEV).	59
Figura 23. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição MOV6 (CNV-PEV).	60
Figura 24. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência nas condições a)ESP1 e b)ESP6 para os indivíduos S1 – S7.	62
Figura 25. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência para as condições a)VISUAL1 do trecho jCNV, b)VISUAL1 do trecho CNV-PEV, c)VISUAL6 do trecho jCNV e d)VISUAL6 do trecho CNV-PEV para os indivíduos S1 – S7.	63
Figura 26. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência para as condições a) IMAG1 do trecho jCNV, b) IMAG1 do trecho CNV-PEV, c) IMAG6 do trecho jCNV e d) IMAG6 do trecho CNV-PEV para os indivíduos S1 – S7.	64
Figura 27. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência para as condições a) MOV1 do trecho jCNV, b) MOV1 do trecho CNV-PEV, c) MOV6 do trecho CNV e d) MOV6 do trecho CNV-PEV para os indivíduos S1 – S7.	65

Figura 28. Valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon para as derivações [C3], [C4], [CP1],[CP2] no intervalo de frequências de 0,33 a 4Hz. A linha horizontal indica o nível de significância de 5%.....	70
Figura 29. Esquema básico do processo de treinamento e classificação dos dados de EEG.....	71

Lista de Tabelas

Tabela 1. Troca de derivações homólogas do sistema 10/10 para os indivíduos com mão dominante esquerda.....	42
Tabela 2. Médias e desvios padrões dos picos do CNV para todas as derivações dos hemisférios esquerdo (HE) e direito (HD) de todos os indivíduos e em cada uma das condições.	51
Tabela 3. Frequência com a maior taxa de detecção e o número de derivações em que foi identificada como tal para ESP.....	66
Tabela 4. Frequência com a maior taxa de detecção e o número de derivações em que foi identificada como tal para o trecho jCNV.....	67
Tabela 5. Frequência com a maior taxa de detecção e o número de derivações em que foi identificada como tal para o trecho CNV-PEV.	67
Tabela 6. Valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon (valores significativos indicados em negrito).....	68
Tabela 7. Taxa de acerto, sensibilidade e especificidade do classificador SVM para treinamento com 4 sessões (Se 1, Se3, Se4 e Se5) e validação com a sexta sessão para cada indivíduo.	72
Tabela 8. Taxa de acerto, sensibilidade e especificidade do classificador SVM para treinamento com dados da primeira sessão e validação com as sessões remanescentes.....	73

Lista de Abreviaturas

AVE - Acidente Vascular Encefálico

BP - Bereitschaftspotential

CNV - Contingente de Variação Negativa

E1-E2 - Paradigma Estímulo1 – Estímulo2

EEG - Eletroencefalograma

EM - Execução do Movimento

ICM - Interface Cérebro Máquina

ICM-IM - Interface Cérebro Máquina Baseado em Imagética Motora

IM - Imaginação do Movimento

MSC - *Magnitude-Squared Coherence* (Magnitude Quadrática da Coerência)

PM - Prática Mental

SVM – *Support Vector Machine* (Máquina de vetores de suporte)

Sumário

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivo	17
1.1.1 Objetivos Gerais	17
1.1.2 Objetivos Específicos	18
1.2 Estrutura do Trabalho	18
Capítulo 2 – O POTENCIAL RELACIONADO AO EVENTO MOTOR, A PRÁTICA MENTAL E INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA	20
2.1 Interfaces Cérebro-Máquina	22
2.2 O Potencial relacionado ao evento motor	25
2.1 Componentes do PRE.....	27
Capítulo 3 – MÉTODOS MATEMÁTICOS PARA DETECÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS EEG	31
3.1 Média coerente dos trechos.....	31
3.2 A Magnitude Quadrática da Coerência	32
3.3 Máquina de Vetores de Suporte (<i>Support Vector Machine</i>)	35
Capítulo 4 – MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1 Casuística:.....	39
4.2 Protocolo Experimental:.....	39
4.3 Processamento <i>off-line</i>	41
4.4 Considerações sobre lateralidade.....	42
4.5 Considerações sobre a divisão do EEG em bandas de frequência	43
Capítulo 5 – ANÁLISE DO POTENCIAL RELACIONADO AO EVENTO NO DOMÍNIO DO TEMPO	44
Capítulo 6 – DETECÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DA RESPOSTA EVOCADA MOTORA UTILIZANDO MSC E SVM	53
6.1 Magnitude Quadrática da Coerência.....	53
6.2 Máquina de Vetores de Suporte (SVM)	71
Capítulo 7 – DISCUSSÃO	74
Capítulo 8 – CONCLUSÃO	78
<i>Trabalhos Futuros</i>	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
APÊNDICE A – PICOS DE CNV	88

APÊNDICE B – TRABALHOS PUBLICADOS	91
APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO	92

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO

A idéia de conectar um computador com o cérebro não é nova. Nos últimos 50 anos, pesquisadores vem tentando transformar idéias e pensamentos em ações (FRIEHS *et al.*, 2004). Os avanços da neurociência cognitiva (NIJHOLT *et al.*, 2008) e do progresso da tecnologia tem permitido a comunicação entre dispositivos e a atividade cerebral. A interface cérebro-máquina (ICM) é um sistema de comunicação que converte sinais cerebrais em comandos para controlar determinados recursos externos, tais como órteses de membros inferiores e superiores, cadeira de rodas (WANG *et al.*, 2010; BLANKERTZ *et al.*, 2007), e também pode ser empregada no auxílio ao tratamento e reabilitação de pessoas com epilepsia, distúrbios de hiperatividade, déficit de atenção ou ainda para o controle de jogos de computador (PFURTSCHELLER *et al.*, 2008). Os sinais provenientes da atividade cerebral podem ser adquiridos por diferentes tecnologias tais como eletroencefalografia (EEG), magnetoencefalografia (MEG), ressonância magnética funcional (fMRI), tomografia por emissão de pósitrons (PET) e eletrocorticografia (ECoG). O EEG, em particular, tem se mostrado como um dos métodos mais flexíveis por ser não-invasivo, econômico e portátil.

Particularmente, uma interface cérebro-máquina baseada em imagética motora (ICM-IM) pode utilizar sinais EEG adquiridos (PFURTSCHELLER *et al.*, 1999b) durante movimentos executados e imaginados. Este tipo de estudo tem sido realizado em sujeitos saudáveis (SANTOS-FILHO *et al.*, 2009; STARINOU *et al.*, 2007), porém seu emprego tem sido considerado promissor na reabilitação de pacientes com algum tipo de déficit motor. Neste caso, o objetivo é favorecer a independência funcional de indivíduos com comprometimentos motores decorrentes de diferentes lesões, tais como Acidente Vascular Encefálico, Esclerose Múltipla, Esclerose Lateral Amiotrófica (HOFFMAN *et al.*, 2007).

As ICMs podem ser consideradas modulares, tendo como etapas aquisição de sinais, pré-processamento, processamento e a execução de um comando de controle para um dispositivo ou software. Assim, uma vez realizada a aquisição dos dados de EEG, é necessário traduzir os sinais elétricos para sinais de controle de algum

dispositivo. Para o controle da interface, os padrões são encontrados através de técnicas de extração de características para uma futura identificação por meio de algoritmos de classificação. Desta forma, o reconhecimento de padrões de sinais de EEG relacionados a tarefas mentais é uma etapa muito importante para a investigação das mesmas (LI *et al.*, 2009). Dentre os classificadores, pode-se citar: classificadores lineares, redes neurais, classificadores bayesianos não-lineares, classificadores de vizinho mais próximo, combinação de classificadores (LOTTE *et al.*, 2007) e máquina de vetores de suporte (SVM, de *support vector machine*) (MING *et al.*, 2010).

A combinação do método para extração de características com o algoritmo de classificação é importante para que a ICM-IM seja mais robusta. A SVM tem se mostrado robusta em relação à resolução de problema de alta dimensionalidade (*curse of dimensionality*), evitando a complexidade intratável e *overfitting* (BURGES, 1998), obtendo-se melhores resultados em experimentos com ICMs síncronas (LOTTE *et al.*, 2007). Um dos fatores mais importantes para a robustez dos classificadores é a extração de características. A magnitude quadrática da coerência (MSC de *Magnitude-Squared Coherence*) é uma técnica estatística no domínio da frequência que tem se mostrado promissora na detecção de resposta a estímulos, inclusive respostas corticais durante a execução ou imaginação de tarefas motoras (SANTOS-FILHO, 2010). Assim, visando favorecer a identificação de padrões de atividade cerebral relacionada à IM, este estudo analisará o efeito da Prática Mental (PM) baseada em IM por meio da MSC para extração de características e da SVM como algoritmo de classificação.

1.1 Objetivo

1.1.1 Objetivos Gerais

- Diferenciar as tarefas visuais das visuo-motoras de IM, empregando a MSC para a extração de características e a SVM como algoritmo de classificação.
- Verificar se a PM baseada em IM resulta em melhoria nas taxas de acerto na classificação entre tarefas visuais e tarefas visuo-motoras de IM do dedo indicador.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Realizar uma análise em tempo e frequência com vistas a encontrar características de potencial relacionado ao evento (PRE) motor.
- Analisar o efeito da PM sobre o PRE motor.
- Determinar a janela temporal que permita uma melhor detecção e a obtenção de melhores padrões do PRE motor.

1.2 Estrutura do Trabalho

No capítulo 2 é apresentada a revisão da literatura sobre aspectos fisiológicos da imaginação e execução de movimentos e correlatos com a prática mental, avanços obtidos pelas interfaces cérebro-máquina e os módulos que as constituem, além de uma revisão sobre potencial relacionado ao evento e suas componentes.

Os métodos matemáticos empregados neste trabalho para extração de características e classificação - média coerente, magnitude quadrática de coerência (MSC) e máquina de vetores de suporte (SVM) - são descritos detalhadamente no capítulo 3.

O capítulo 4 apresenta a descrição da casuística, protocolo experimental e etapas de pré-processamento.

Os resultados correspondentes à análise no domínio do tempo do PRE motor, em particular da componente Contingente de Variação Negativa (CNV), são abordados no capítulo 5.

O capítulo 6 contém os resultados para a extração de características por meio da MSC e da classificação com a SVM.

A discussão dos resultados com a literatura é realizada no capítulo 7.

Finalmente, no capítulo 8 são apresentadas as conclusões do trabalho e sugestões de trabalhos futuros.

Capítulo 2 – O POTENCIAL RELACIONADO AO EVENTO MOTOR, A PRÁTICA MENTAL E INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA

De acordo com Sharma *et al.* (2009), a Imagética motora (IM) pode ser considerada como a reativação interna de um programa motor na perspectiva da primeira pessoa (STINEAR *et al.*, 2006), que é governado pelos princípios do controle motor central sem nenhum tipo de resposta motora evidente. Segundo Jeannerod (1995), a IM pode ser diferenciada dos outros tipos de imaginação, como a visual, visto que a IM pressupõe uma experiência prévia do indivíduo que leva a uma representação cinestésica interna da ação. As imaginações visuais, realizadas na perspectiva da terceira pessoa, são denominadas externas, visto que o indivíduo se encontra como expectador.

A IM tem características similares às da execução do movimento (EM), uma vez que estas duas tarefas motoras apresentam a mesma relação neurofuncional, além de processos cognitivos e substratos neurais parecidos (JEANNEROD 1994; SHARMA *et al.*, 2009). Lacourse *et al.* (2004) realizaram uma revisão da literatura sobre neuroimagem por meio da tomografia por emissão de pósitrons (PET) e ressonância magnética funcional (fMRI), mostrando que a ativação do córtex pré-frontal, lóbulo parietal superior, área motora suplementar (AMS), área pré-motora, área motora primária, tálamo, cerebelo e medula espinhal ocorreu somente na EM, enquanto que a ativação dos núcleos basais, área somato-sensorial primária, tronco cerebral, músculos e receptores foi observada na EM e IM. A Figura 1 mostra o resumo do modelo de ativação para a rede sensório-motora cerebral de EM e IM da mão. Entretanto, Johnson *et al.* (2002) sugerem que durante a IM há ativação de áreas relacionadas ao planejamento e preparação do movimento, tais como a área motora suplementar e do córtex pré-motor.

Segundo Jackson *et al.* (2001), a prática mental (PM), conhecida como ensaio simbólico ou mental repetido diversas vezes, é um treinamento para melhorar o desempenho de uma tarefa específica. No caso da prática mental motora (PM motora), este treinamento consiste em repetições da IM para o aprendizado ou aperfeiçoamento da tarefa motora. A eficiência da PM depende do conhecimento

prévio da tarefa, pois a experiência física é importante para que o indivíduo tenha um *feedback* intrínseco, que favorece o aprendizado motor (FELTZ, LANDERS, 1983).

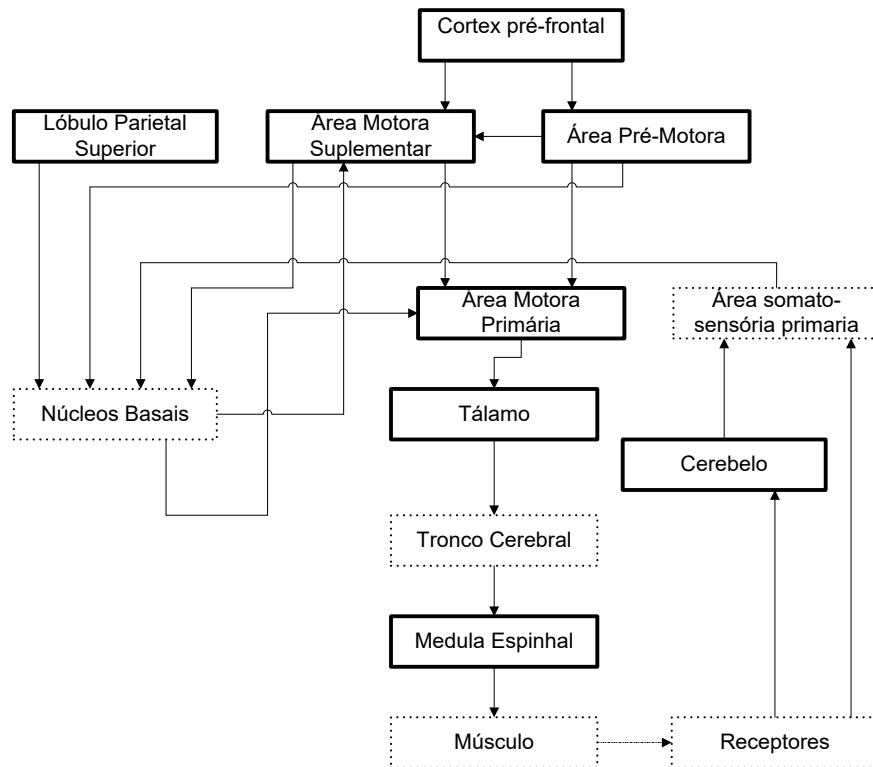


Figura 1. Modelo de ativação para a rede sensório-motora cerebral de EM e IM da mão. Linha contínua para ativação somente de EM. Linha pontilhada para EM e IM (Adaptado de LACOURSE et al (2004))

Como EM e IM possuem processos neurofuncionais parecidos, a PM tem recebido maior atenção, principalmente, com vistas à melhora do desempenho de atletas, embora o foco esteja se voltando para sua aplicabilidade na reabilitação de pacientes com comprometimentos motores, tais como aqueles com seqüelas de acidente vascular encefálico – AVE - (LIU *et al.*, 2004, FELTZ, LANDERS, 1983). Em indivíduos com hemiparesia decorrente do AVE, o desempenho durante a IM está relacionado com o membro dominante do indivíduo (RINEHART *et al.*, 2009), motivação, número ótimo de repetições e duração da PM (FELTZ, LANDERS, 1983). Além disso, existem evidências de que melhores imaginadores possuem um melhor desempenho motor depois de PM, em relação a indivíduos com menor capacidade de imaginar (JACKSON *et al.*, 2004). Esta habilidade de imaginar pode ser avaliada por meio de diferentes instrumentos de avaliação, tais como o *Motor imagery questionnaire* (MIQ) (GREGG *et al.*, 2007).

2.1 Interfaces Cérebro-Máquina

O objetivo da ICM é comunicar e controlar dispositivos externos por meio da atividade cerebral do usuário (WANG *et al.*, 2010; GYSELS, CELKA, 2004; NIJHOLT, TAN, 2008). Com o avanço da tecnologia, a ICM vem apresentando potencial para ser usada em próteses ou órteses neurais para reabilitação de indivíduos que possuam problemas nas funções motoras (FRIEHS *et al* 2004). Wang *et al.* (2010) sugeriram que o uso da ICM para recuperação funcional dos indivíduos com comprometimentos neurológicos pode auxiliar a reorganização cortical e favorecer o aprendizado motor, uma vez que fornece um feedback visual e/ou cinestésico durante a realização do treinamento.

Segundo Pfurtscheller e Neuper (2001), as ICMs baseadas em EEG podem ser de dois tipos, síncrona ou assíncrona. No primeiro caso, há resposta a um estímulo externo, apresentado em um instante de tempo específico e que gera modificações na atividade cerebral. Por outro lado, na segunda, o indivíduo está livre para ativar o dispositivo mediante processos mentais sem sincronização com estímulo externo.

As ICMs podem ser ativadas usando-se diferentes tipos de sinais cerebrais. Al-maqtari (2009), utilizou o potencial evocado visual em regime permanente (ssVEP, de *steady state visual evoked potential*) para controlar uma mão robótica. Bin *et al.* (2009) utilizaram três formas diferentes de modulações de potencial evocado visual – VEP - (em tempo, frequência e código) para realizar uma ICM-VEP. Li *et al.* (2009) utilizaram uma interface baseada no potencial cognitivo P300 para a identificação de presença ou ausência de um estímulo por meio de Análise de Componentes Independentes (ICA, de *Independent Component Analysis*).

Para ICM com imagética motora (ICM-IM), a informação usada para o acionamento de um dispositivo é o potencial relacionado ao evento (PRE) motor e a sincronização e dessincronização relacionada ao evento (SRE/DRE). O primeiro consiste na resposta síncrona em tempo e fase com o evento e o segundo a uma resposta do EEG que mostra o aumento ou a diminuição da energia das bandas de frequências com a realização de uma tarefa motora (IM ou EM). Santos-Filho (2010) e Santos-Filho *et al.* (2009) utilizaram a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) para a detecção do PRE motor na banda delta, enquanto Pfurtscheller *et al.* (1999a)

descreveram os princípios básicos da SRE/DRE, e como estes padrões podem ser empregados para a implementação de uma ICM-IM.

Nijholt e Tan (2008) e Pfurtscheller e Brunner (2008) detalharam as etapas constituintes da construção de uma ICM, considerando desde a aquisição dos sinais, o pré-processamento e a extração de características, até a classificação e aplicação da mesma. A Figura 2 mostra o esquemático dos componentes de uma ICM, os quais estão intrinsecamente relacionados e organizados de forma modular. Tais elementos são detalhados a seguir.

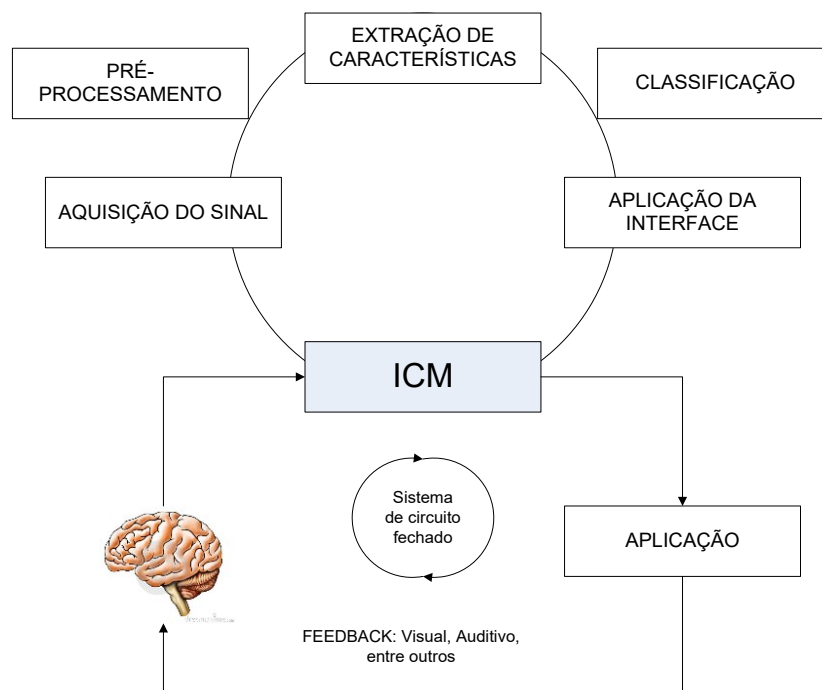


Figura 2. Componentes de uma ICM (Adaptado de PFURTSCHELLER e BRUNNER, 2008)

Aquisição de sinais: A captação das ondas cerebrais é realizada nesta etapa. Os principais componentes são os eletrodos, o bioamplificador, o filtro-anti-aliasing e o conversor análogo-digital (A/D). Na última década, avanços na fabricação de microeletrodos e hardware para condicionamento de sinais neurais multicanal têm resultado em diversas facilidades para aquisição e pré-processamento durante experimentos em neurociências (NICOLELIS e RIBEIRO, 2002).

Pré-processamento: Esta etapa consiste na adequação do sinal para as etapas de processamento propriamente ditas. Neste passo, pode-se citar a remoção de

artefatos, a filtragem na banda de interesse, a segmentação (ou janelamento), entre outras. O ruído captado junto com o EEG pode ser elétrico e/ou biológico e sua remoção vem sendo realizada por meio de diversas técnicas de processamento de sinais. Por exemplo, Amabile *et al.* (2008) utilizou a Análise Local do espectro Singular (Local SSA) para remoção de eletroculograma (EOG) no EEG. Também pode-se citar o método estatístico semi-automático baseado em três desvios padrões utilizado para identificação e descarte dos trechos com artefatos (CHIAPPA 1997).

Extração de características: Este módulo permite identificar as características, seja em tempo, frequência ou tempo-frequência, ou realizando algum tipo de transformação que permita encontrar padrões no EEG. Manoochehri e Moradi (2010) utilizaram as técnicas Potência de Banda Complexa (*Complex Band Power - CBP*) e Padrões Espaciais Comuns (*Common Spatial Patterns - CSP*) para a extração de características do EEG de IM da mão esquerda, da direita, do pé e da língua. A seguir, estabeleceram a hipótese de que cada indivíduo poderia ter uma técnica mais adequada para extração de características de forma a se obter padrões mais representativos. Chen *et al.* (2010) empregaram uma técnica chamada de Padrões Espaciais Comuns Adaptativos (*Adaptative Common Spatial Patterns - ACSP*) à IM, encontrando melhores resultados em comparação com o CSP. Santos-Filho (2010) utilizou a MSC para detectar os padrões de movimento do dedo indicador.

Classificação: Uma vez que a extração de características é feita, estes padrões precisam ser reconhecidos. A informação obtida na extração de características serve como entrada para o algoritmo classificador encarregado de modelar os dados e identificar os padrões. Li *et al.* (2009) utilizou Máquina de Vetores de Suporte (*Support Vector Machine ensemble - SVM*) ensemble associado ao CSP para classificar sinais de ECoG de IM do dedo, da mão esquerda e da língua. A partir dos resultados deste estudo, com o SVM *ensemble* foi obtido uma melhor classificação em relação ao SVM tradicional. Shin *et al.* (2011) propôs um método novo de classificação da IM denominado Representação Esparsa (*Sparse Representation - SR*) do EEG e o comparou com a Análise Discriminante Linear (*Linear discriminant analysis - LDA*), encontrando melhores taxas de acerto para o SR.

Aplicação da Interface: A etapa final consiste na ativação do dispositivo a ser controlado por meio de sinais cerebrais. Birbaumer *et al.* (2000) utilizou a ICM para

controlar um *software* de linguagem para que pacientes com esclerose lateral amiotrófica pudessem selecionar letras, palavras ou pictogramas.

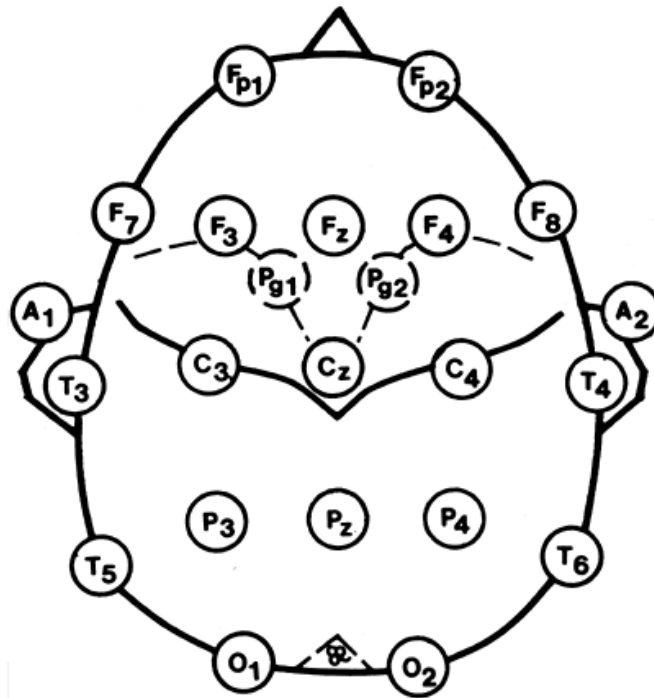
Como descrito nas componentes da ICM, diferentes algoritmos têm sido investigados com vistas a se obter o mais robusto e eficiente para classificação da tarefa específica. Logo, a extração de características e classificação são dois módulos complementares e que vem recebendo especial atenção na área de ICMs.

As ICM-IM, por sua vez, vêm sendo desenvolvidas para reabilitação de pacientes com algum tipo de deficiência motora. Ang *et al.* (2008) realizaram o estudo de ICM-IM para um grupo de indivíduos saudáveis e outro para indivíduos com acidente vascular encefálico (AVE) e sem experiência com ICMs. Os resultados indicaram que a performance dos indivíduos com AVE foi similar ao desempenho do grupo de saudáveis. Ang *et al.* (2009) realizaram ainda um estudo com pacientes de AVE para reabilitação do membro superior por meio de um robô com 12 sessões de 1 hora durante 4 semanas, obtendo um significativo aumento do desempenho motor. Pfurtscheller *et al.* (2009) pesquisaram o EEG de pacientes com lesão medular completa utilizando IM da mão esquerda, da direita e do pé, encontrando padrões de EEG distintos para cada um dos indivíduos, que, porém, não resultaram em uma classificação ambígua.

2.20 Potencial relacionado ao evento motor

O Potencial relacionado ao evento (PRE) pode ser considerado uma série de respostas transientes pós-sinápticas, principalmente de neurônios piramidais, provocadas por um estímulo específico (Pfurtscheller *et al.*, 1999). Assim, o PRE é um potencial que está sincronizado tanto em tempo quanto em fase com o estímulo. Particularmente, o potencial motor gerado pela IM apresenta um pico de negatividade de aproximadamente 15 a 30 μV (COLES e RUGG, 1996) e é mascarado por um ruído (EEG de fundo), branco gaussiano e de média zero, por assunção, que pode atingir até centenas de microvolts. Estes sinais são usualmente coletados utilizando-se padrões internacionais de posicionamento de eletrodos, tais como o Sistema Internacional 10-20 (Figura 3.a) e o 10-10 (Figura 3.b).

a)



b)

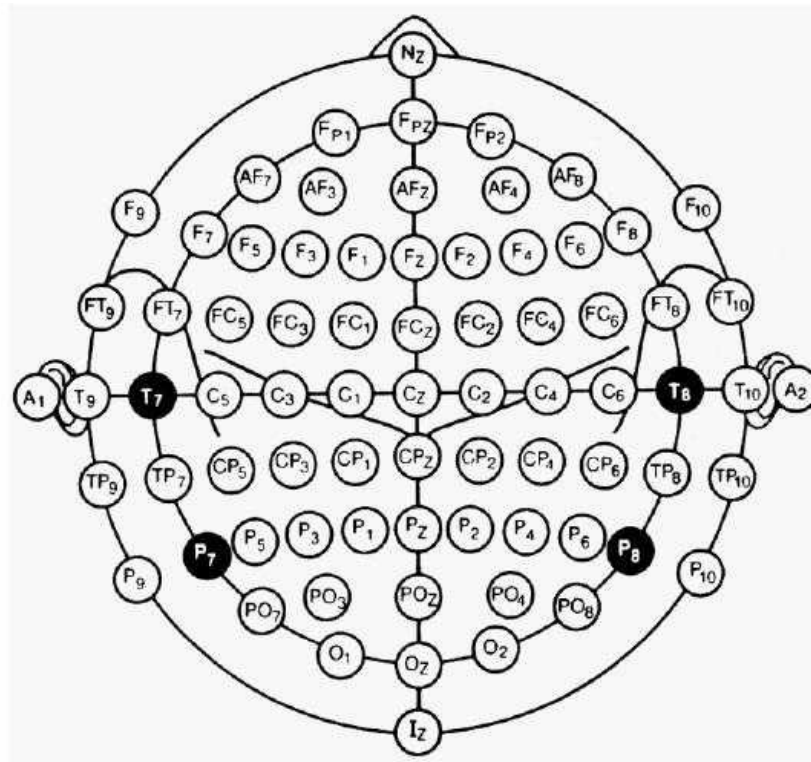


Figura 3. Sistemas padrões de posicionamento de eletrodos a) Sistema Internacional 10-20 b) Sistema Internacional 10-10. (Fonte: Reilly, E. 2005)

2.1 Componentes do PRE

Os componentes do PRE podem ser divididos em dois conjuntos, pré e pós-evento (COLES e RUGG, 1996), conforme detalhados a seguir:

Componentes prévios ao evento

A- O potencial de prontidão (*readiness potential*)

Conhecido também na literatura como *Bereitschaftspotential* (BP), este tipo de potencial tem como característica uma deflexão negativa que precede o movimento voluntário. Geralmente, este potencial apresenta amplitude aproximada de 10 a 15 μV e se inicia 1 s antes do movimento, estando localizado principalmente sobre o vértex e áreas sensório-motoras primárias, com a parte mais íngreme em torno de 500 ms antes da contração muscular (KORNHUBER e DEECKE, 1965 apud STANCÁK *et al.*, 2000, DEECKE, *et al.*, 1969 apud STANCÁK *et al.*, 2000, KRISTEVA *et al.*, 1979 apud STANCÁK *et al.*, 2000). Esta parte do potencial é conhecida como preponderância contralateral do BP. A Figura 4 mostra o BP nas derivações [C3] e [C4] durante o movimento da mão esquerda.

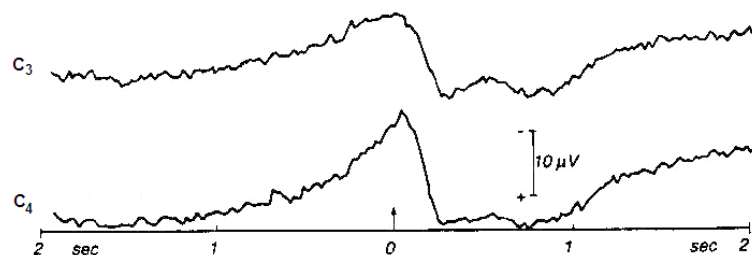


Figura 4. Potenciais corticais lentos (*Bereitschaftspotential*) obtidos para as derivações [C3] e [C4], durante o movimento da mão esquerda (COLES e RUGG, 1996).

B- O contingente de variação negativa (CNV)

Mais conhecido por CNV (*Contingent Negative Variation*), esta resposta está relacionada a um procedimento metodológico conhecido como paradigma E1 – E2 (Estímulo 1 – Estímulo 2), em que dois estímulos sensoriais se encontram separados por um intervalo de tempo. Para que ocorra o CNV, este intervalo entre estímulos deve

ser maior do que 1 s. Segundo Filipovic *et al.* (2001), o primeiro estímulo leva informação relacionada a tarefas *go/no-go* (realizar ou não a tarefa), enquanto o estímulo E2, que identifica o fim da tarefa motora, regula o tempo de resposta depois do estímulo E1. Quando E1 é apresentado, gera um alerta para realizar a tarefa e, conseqüentemente, processos psico-fisiológicos de orientação da atenção são ativados. Este tipo de potencial é encontrado também durante tarefas sensório-motoras, além de tarefas sensoriais. As componentes do CNV são a onda O e a onda E como pode ser visto na Figura 5. A primeira é conhecida como onda de orientação, caracterizada por uma primeira negatividade depois de E1. A onda E é conhecida como onda de expectativa e alguns autores a relacionam com o potencial de prontidão, sendo identificada por uma negatividade antes de E2 (JERVIS *et al.*, 1984).

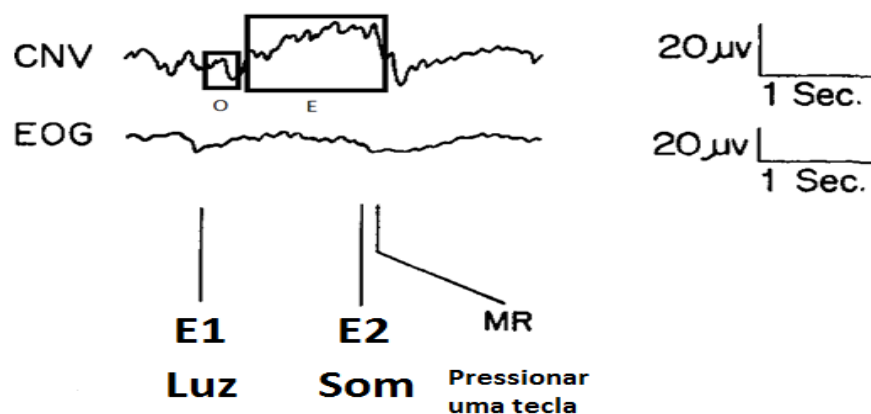


Figura 5. CNV composto pelas ondas O e E entre os estímulos E1 (luz) e E2 (som), que orientam a execução de uma tarefa motora (MR) Adaptado de TECCE, 1974.

O CNV apresenta um pico de amplitude de aproximadamente 20 μV , sendo encontrado principalmente nas regiões fronto-centrais do escalpo. Este potencial tem sido relacionado à preparação de tarefas motoras. O CNV está relacionado com a preparação cognitiva da tarefa motora, que produz uma negatividade máxima sobre o córtex pré-frontal e causa um aumento da negatividade na Área Motora Suplementar (AMS) e no córtex pré-primário M1. (IKEDA *et al.*, 1996). Morash *et al.* (2007) realizou a classificação de tarefas motoras em indivíduos saudáveis usando o CNV e considerando sua forma de onda a partir de 1,5 segundos antes do início da tarefa.

Jervis *et al.* (1994) conseguiram classificar sinais de tarefas motoras de pacientes com a doença de Huntington, Parkinson, esquizofrênicos, e indivíduos saudáveis por meio do CNV. Ou seja, o CNV contém informação característica das tarefas motoras.

Componentes pós-evento

Rugg e Coles (1996) dividem estas componentes em respostas exógenas, que estão relacionadas a propriedades físicas do estímulo sensorial e podem não ser influenciadas por processos cognitivos, e endógenas, que são caracterizadas por uma relação com processos cognitivos. Ao analisar o PRE, pode-se sugerir que os primeiros 100ms pós-estímulo relacionam-se aos processos exógenos e, após este período, aos processos endógenos.

A- Componentes sensoriais

Este tipo de componente está relacionada com a transmissão de informação do sistema sensorial periférico até o córtex, sendo caracterizado por deflexões nos primeiros milissegundos. As componentes sensoriais podem ser modificadas por processos relacionados à atenção. Se não existe comprometimento no sistema sensorial do indivíduo, estas componentes estão presentes. (RUGG e COLES, 1996)

B- Processamento de negatividade

Indica que a componente está relacionada a alguma forma de processamento extra, com eventos que requerem a atenção do indivíduo na base de um processo de seleção precedente. Está relacionada aos componentes endógenos. No caso do estímulo auditivo, pode-se encontrar um aumento da negatividade depois de 100ms de sua ocorrência (RUGG e COLES, 1996).

C- Mismatch negativo e N2

Esta componente consiste de uma negatividade que ocorre aproximadamente 200 ms pós-estímulo. Smith *et al.*, (2008) sugerem que N2 pode significar a inibição motora, porém tal interpretação ainda não foi confirmada.

D- Componente P300

São caracterizados por deflexões positivas de aproximadamente 5 a 20 uV. A latência (tempo decorrido desde o instante de estimulação) varia de 300 a 900 ms. Burle *et al.*, (2004) sugerem que este componente poderia estar relacionado a processos inibitórios do controle motor.

Capítulo 3 – MÉTODOS MATEMÁTICOS PARA DETECÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS EEG

Para a detecção de potenciais evocados e de potenciais relacionados a eventos, as técnicas de detecção objetiva de respostas (ORD - *Objective Response Detection*) e MORD (*Multivariate Objective Response Detection*) têm sido amplamente utilizadas, podendo-se citar a MSC, a Medida de Sincronismo de Componente (CSM, de *Component Synchrony Measure*), Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC – *Multiple Magnitude Squared-Coherence*) e Medida de Sincronismo de Componente Múltipla (MCSM) (FELIX *et al.*, 2007). Quanto à classificação, diversos algoritmos têm sido utilizados, tais como a SVM, redes bayesianas, modelos ocultos de Markov, entre outros (LEE & CHOI, 2003; HAZRATI & ERFANIAN, 2010).

3.1 Média coerente dos trechos

A média coerente de trechos de sinais EEG sincronizados com o estímulo é uma técnica que tem sido utilizada para a identificação de respostas evocadas (BRAGA *et al.*, 2006; NIEDERMEYER, LOPES DA SILVA, 2005; TIERRA-CRIOLLO *et al.*, 2001). Para respostas obtidas por meio de IM também tem sido usada para evidenciar o PRE (LIAO *et al.*, 2007, SANTOS-FILHO *et al.*, 2009).

Considerando que o sinal de EEG $x(t)$ é composto por um sinal determinístico $s(t)$ (PRE) e por ruído gaussiano de média zero $n(t)$ (EEG de fundo), e, assumindo linearidade no sistema, temos:

$$x(t) = s(t) + n(t) \quad \text{Eq. 3.1}$$

Se o operador esperança $E[\cdot]$ é aplicado a cada lado da equação 3.1, e, considerando que a resposta e o ruído são não correlacionados, pode-se demonstrar que o valor esperado do EEG resulta no PRE.

$$E[x(t)] = E[s(t) + n(t)] = E[s(t)] + E[n(t)] = s(t) \quad \text{Eq. 3.2}$$

Segmentando-se o EEG em M trechos sincronizados com o estímulo, o PRE pode ser estimado por:

$$\hat{s}(t) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_i(t) \quad \text{Eq. 3.3}$$

$$E[\hat{s}(t)] = E\left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_i(t)\right] = \frac{M s(t)}{M} = s(t) \quad \text{Eq. 3.4}$$

Analisando a variância deste estimador, nota-se que a mesma diminui com o aumento do número de trechos.

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

3.2A Magnitude Quadrática da Coerência

Consideremos o modelo linear apresentado na Figura 6, em que um sinal de EEG medido $x[n]$ corresponde à resposta ($s[n]$) a uma estimulação $y[n]$ somada a um ruído branco gaussiano $r[n]$ (o EEG espontâneo).

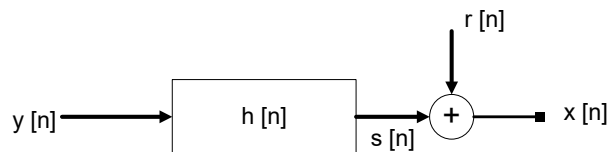


Figura 6. Modelo linear de geração PRE: $y[n]$ corresponde à entrada (estimulação), $h[n]$ é a função de transferência, $s[n]$ é a resposta à estimulação, $r[n]$ é o ruído e $x[n]$ o EEG medido.

A MSC é uma técnica de processamento de sinais que estima a porção da potência, para cada componente espectral f , do sinal EEG medido $x[n]$ que se deve ao estímulo $y[n]$. Esta é uma função real que apresenta valores entre 0 e 1.

Para que se possa compreender a MSC, é necessário introduzir a coerência (ou coerência complexa) entre dois sinais, que pode ser definida matematicamente por (DOBIE e WILSON, 1989):

$$\gamma_{xy}(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{yy}(f)}\sqrt{P_{xx}(f)}} \quad \text{Eq. 3.6}$$

Onde $P_{xy}(f)$ é a densidade espectral de potência (PSD, de *Power Spectral Density*) cruzada entre dois sinais $x[n]$ e $y[n]$, e $P_{xx}(f)$ e $P_{yy}(f)$ são as PSDs de cada sinal. A MSC é o quadrado da coerência complexa, podendo ser obtida pela seguinte expressão:

$$\kappa(f) = |\gamma_{xy}(f)|^2 = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{yy}(f)P_{xx}(f)} \quad \text{Eq. 3.7}$$

Para sinais segmentados em M trechos, a estimativa da MSC pode ser calculada como segue:

$$\hat{\kappa}(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f) X_i^*(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad \text{Eq. 3.8}$$

Onde * denota o conjugado complexo, $Y_i(f)$ e $X_i(f)$ são, respectivamente, as Transformadas Discretas de Fourier do i-ésimo trecho dos sinais $y[n]$ e $x[n]$.

Considerando-se que a tarefa de IM ($y[n]$) é idêntica em todos os trechos do sinal, a estimativa da MSC pode ser obtida, considerando-se somente o sinal de EEG medido $x[n]$:

$$MSC(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad \text{Eq. 3.9}$$

A Figura 7 apresenta uma interpretação gráfica da MSC por meio da distribuição dos vetores-resposta no plano de Argand-Gauss. Quando há resposta à

estimulação, ocorre um alinhamento de fase (Figura 7.a), fazendo com que o módulo da soma dos números complexos obtidos por meio da FFT (numerador da Eq. 3.9) aumente. Por outro lado, quando não há resposta consistente ao estímulo, a fase se encontra aleatoriamente distribuída, fazendo com que o módulo diminua de valor (Figura 7.b) (INFANTOSI *et al.*, 2006).

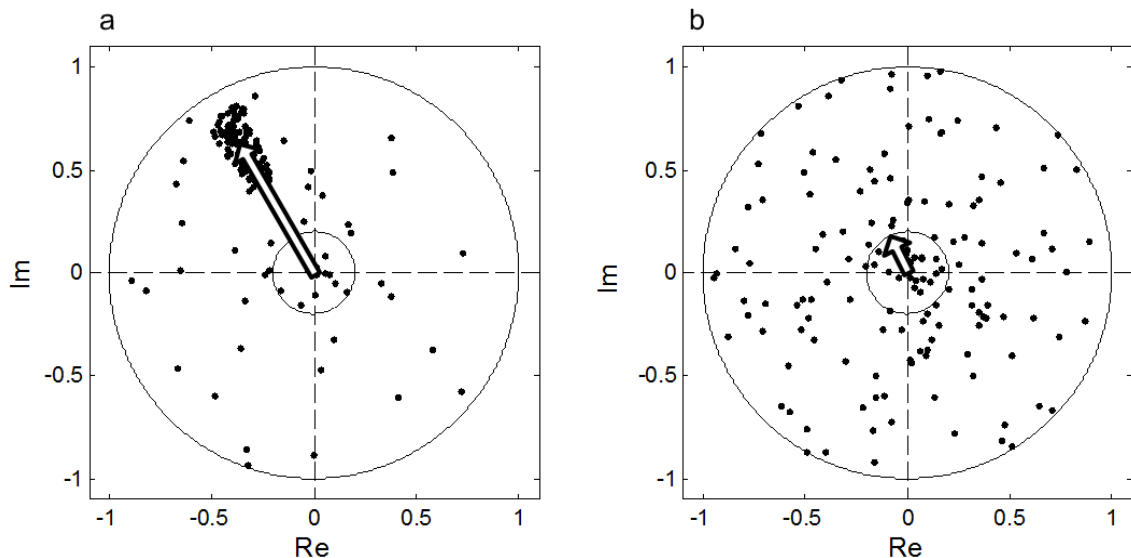


Figura 7. Plano de Argand-Gauss para a) presença de resposta síncrona com a estimulação e b) ausência de resposta. Os pontos representam as transformadas discretas de Fourier $Y_i(f)$ dos diferentes trechos e as setas a somatória das $Y_i(f)$. A MSC atinge valores dentro do círculo unitário entre 0 e 1. Adaptado de Infantosi *et al.* (2006).

Pode-se demonstrar que, para M trechos independentes de sinal gaussiano (Hipótese nula: ausência de resposta), a MSC está relacionada com a distribuição β da seguinte forma (Miranda de Sá *et al.*, 2004):

$$MSC(f) \sim \beta_{1,(M-1)} \quad \text{Eq. 3.10}$$

Onde $\beta_{1,(M-1)}$ é a distribuição beta com 1 e $M-1$ graus de liberdade. Logo, o valor crítico da MSC para um nível de significância α é dado pela expressão:

$$MSC_{crit} = \beta_{crit,\alpha,1,(M-1)} \quad \text{Eq. 3.11}$$

A resposta sincronizada com o evento é detectada quando o valor da $MSC(f)$ (Eq. 3.9) supera o valor crítico (Eq. 3.11) para uma dada frequência f , exceto para $f=0$

(DC, *Direct current*) ou frequência de Nyquist, para as quais as estimativas de $Y_i(f)$ são puramente reais. Logo, o valor crítico não obedece à Equação 3.11.

3.3 Máquina de Vetores de Suporte (*Support Vector Machine*)

Para um melhor entendimento da SVM, considera-se um problema de classificação binário linearmente separável. A idéia básica da SVM é encontrar o hiperplano ótimo que maximize a margem de separação entre este e o ponto de dado mais próximo. Tal hiperplano pode ser descrito pela seguinte equação matricial:

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x} + b = 0 \quad \text{Eq. 3.12}$$

onde \mathbf{x} é o vetor de entrada, contendo as características extraídas do sinal EEG, \mathbf{w} é um vetor de pesos e b é conhecido como *bias*.

A Figura 8 mostra os elementos básicos de uma SVM binária, tais como, elementos da classe 1 e 2, os vetores de suporte e o hiperplano ótimo.

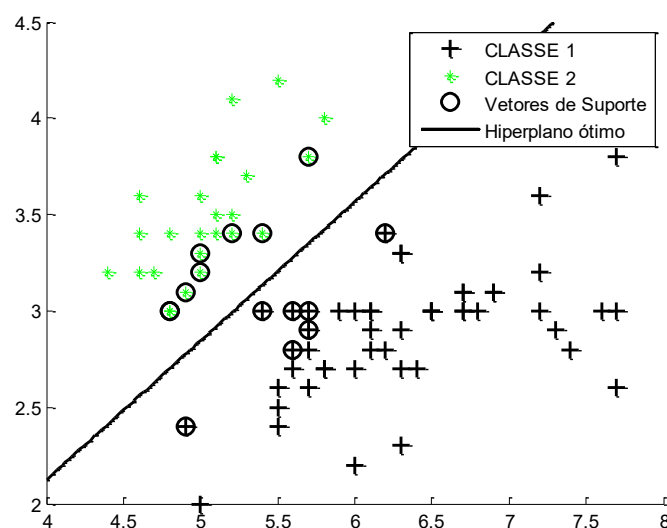


Figura 8. Representação da classificação por SVM.

Em uma abordagem matemática, com as amostras de treinamento $\{(\mathbf{x}_i, d_i)\}_{i=1}^N$, este problema é resolvido minimizando a função custo $\frac{1}{2}(\mathbf{w}^T \mathbf{w})$ e satisfazendo a restrição $d_i(\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) \geq 1$ para $i = 1, 2, \dots, N$, com \mathbf{x}_i como o vetor de entrada para o classificador e d_i como saída desejada (resposta alvo ± 1) (NURETIM, CÜNEYT, 2005).

Quando se trata de separação de padrões não-separáveis, inclui-se uma variável de folga $\xi_i \geq 0$, $i=1, \dots, N$. Desta forma, com base nas amostras de treinamento e na variável C , definida pelo usuário, a busca pelo hiperplano recai em um problema de otimização, descrito matematicamente por (Haykin S., 1999):

$$\min_{\mathbf{w}, \xi} \frac{1}{2}(\mathbf{w}^T \mathbf{w}) + C \sum_{i=1}^N \xi_i \quad \text{Eq. 3.13}$$

com a seguinte restrição: $d_i(\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) \geq 1 - \xi_i$

Alternativamente, o hiperplano pode ser obtido com a utilização dos multiplicadores de Lagrange, resolvendo-se o problema dual de otimização, conforme detalhado a seguir (Haykin S., 1999):

Com base nas amostras de treinamento $\{(\mathbf{x}_i, d_i)\}_{i=1}^N$, é necessário encontrar os multiplicadores de Lagrange $\{\alpha_i\}_{i=1}^N$ que maximizam a função objetivo:

$$Q(\alpha) = \sum_{i=1}^N \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \alpha_i \alpha_j d_i d_j \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j \quad \text{Eq. 3.14}$$

sujeitos às restrições:

- 1) $\sum_{i=1}^N \alpha_i d_i = 0$
- 2) $0 \leq \alpha_i \leq C$ para $i=1, 2, \dots, N$

Uma vez encontrados os valores ótimos dos multiplicadores de Lagrange, representados por $\alpha_{0,i}$, pode-se obter o valor ótimo correspondente do vetor linear de pesos \mathbf{w}_0 . Este vetor relaciona o espaço de características com o espaço de saída, e

que satisfaz o problema primordial de otimização, ou seja, a minimização da função custo $\Phi(\mathbf{w}) = \frac{1}{2} \mathbf{w}^T \mathbf{w}$, com a seguinte restrição:

$$d_i(\mathbf{w}^T \varphi(\mathbf{x}_i) + b) \geq 1$$

O vetor de pesos ótimo \mathbf{w}_0 tem a seguinte forma:

$$\mathbf{w}_0 = \sum_{i=1}^N \alpha_{0,i} d_i \mathbf{x}_i \quad \text{Eq. 3.15}$$

Onde a primeira componente de \mathbf{w}_0 representa o *bias* ótimo b_0 .

Como citado anteriormente, a SVM baseia-se na obtenção de um hiperplano para maximizar a separação entre os dados das diferentes classes. Esta técnica consiste em um mapeamento não-linear de um vetor de entradas em um espaço de características de alta dimensionalidade, que, inclusive, poderia ser infinita (CHAPELLE *et al.*, 2002). Assim, a SVM representa uma minimização estrutural de risco. Este método para padrões separáveis produz um valor de zero para a soma de taxa de erros para o treinamento e minimiza a dimensão de Vapnik-Chervonenkis (V-C) (BURGES, 1998).

O núcleo do produto interno (kernel) é importante para a construção do hiperplano ótimo no espaço de características sem ter que considerar o próprio espaço de características de forma explícita. O kernel é definido como o produto interno $K(\mathbf{x}, \mathbf{x}_i) = \langle \mathbf{x}, \mathbf{x}_i \rangle = \mathbf{x}^T \mathbf{x}_i$. Utilizando-se o kernel, pode-se formular o problema dual de otimização como no caso de padrões não-separáveis (equações 3.12-3.14), mas modificando a multiplicação do vetor de entradas pelo *i*-ésimo padrão $\mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_i$ do kernel (HAYKIN, 1999, CHAPELLE *et al.*, 2002, BURGES, 1998).

Para o mapeamento não-linear, utilizou-se o kernel gaussiano, também conhecido como função de base radial (RBF). Lotte *et al.* (2007) demonstraram bons resultados com o uso da RBF aplicada a ICM. O kernel gaussiano é descrito, matematicamente, por:

$$K(\mathbf{x}, \mathbf{x}_i) = \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2} \|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|^2\right) \quad \text{Eq. 3.16}$$

Onde \mathbf{x} é o vetor de entradas e \mathbf{x}_i é o padrão de entrada do i -ésimo exemplo.

Resumindo, as classes podem ser separadas pela seguinte equação (NURETTIN *et al.*, 2005).

$$f(x) = \operatorname{sgn} \left(\sum_{i=1}^N d^i \alpha_i K(\mathbf{x}, \mathbf{x}_i) + b \right) \quad \text{Eq. 3.17}$$

Capítulo 4 – MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos a casuística e o protocolo experimental empregado neste trabalho, bem como as etapas de aquisição, pré-processamento e processamento dos sinais EEG.

4.3 Casuística:

Participaram deste estudo sete indivíduos saudáveis, seis do sexo masculino e um do sexo feminino, com idade entre 20-25 anos, com capacidade de imaginar avaliada pelo Questionário de Imaginação Motora –Revisado (MIQ -R) (Gregg *et al.*, 2007), com índice médio de 80 ± 8.02 , sem alteração cognitiva avaliada pelo Mini Exame de Saúde Mental (Bertoluci *et al.*, 1994).

4.2 Protocolo Experimental:

Após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido pelos participantes, foi realizada a coleta de sinais de eletroencefalograma (EEG) no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), de acordo com o protocolo aprovado pelo Comitê de Ética Local (Parecer ETIC 467/08).

Os sinais de EEG foram coletados utilizando-se o bioamplificador de 36 canais BrainNet-36 (EMSA – Rio de Janeiro), com um filtro passa-faixa de 0,1 – 100 Hz, filtro Notch de 60 Hz e frequência de amostragem de 600 Hz (resolução do conversor analógico-digital: 16 bits).

Foram posicionados 17 eletrodos de superfície de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) de 10 mm de diâmetro na área do escalpo correspondente ao córtex sensório-motor (Santos-Filho *et al.*, 2009). Os eletrodos de captação foram dispostos de modo a se obter sinais de um subconjunto de derivações do Sistema Internacional 10/10, usando-se como referência a média auricular ($[A1+A2]/2$) (Figura 9).

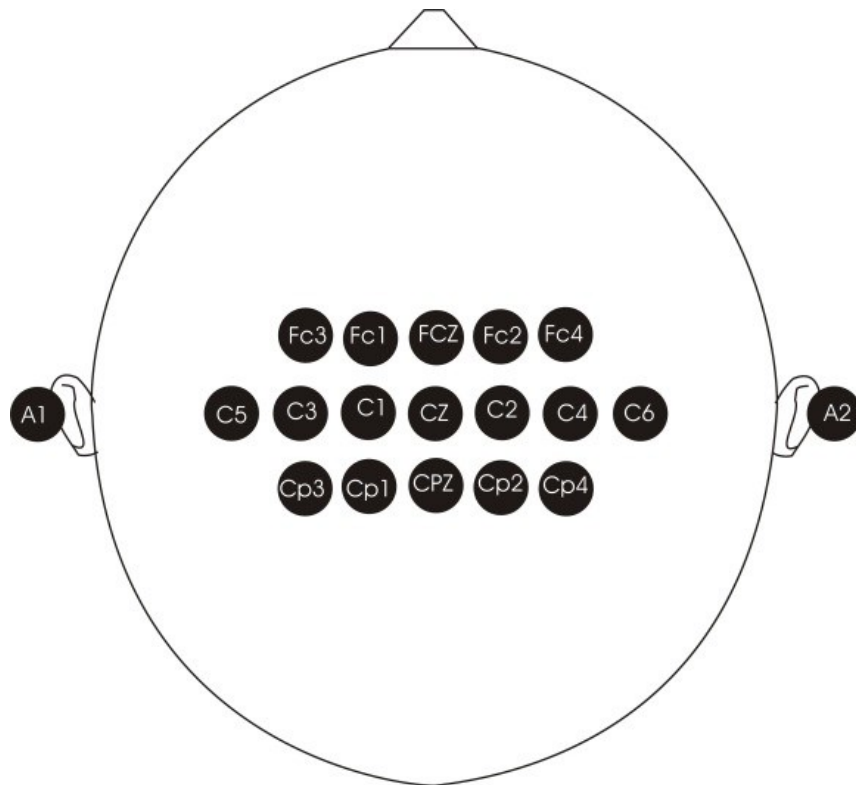


Figura 9. Posicionamento dos 17 eletrodos que incluem um subconjunto das derivações do Sistema Internacional 10/10 da região correspondente ao córtex sensorio-motor

Durante o experimento, o indivíduo manteve-se sentado em uma poltrona confortável, dentro de uma cabine com isolamento acústico, com o membro superior dominante sobre o braço da poltrona. Foram realizadas seis sessões de Prática Mental (PM) baseada na tarefa motora de extensão e flexão do dedo indicador da mão dominante. Cada sessão foi composta por duas sub-sessões: (1) EEG visual (VISUAL) e (2) EEG durante a IM (IMAG), com duração de 10 e 15 minutos, respectivamente. Na primeira e última sessões (1 e 6), foram realizadas também coletas de EEG durante execução do movimento (MOV) por um período de 15 minutos. As sub-sessões (VISUAL, IMAG e MOV) foram realizadas de forma aleatória. Durante a condição VISUAL, o indivíduo foi orientado a manter-se relaxado e a não realizar tarefas mentais ou motoras. Para IMAG, o indivíduo foi orientado a se manter relaxado e a imaginar a execução do movimento do dedo, na perspectiva de primeira pessoa. A sinalização das etapas de uma sessão foi indicada por meio de dois *LEDs* (*Light Emitting Diodes*) – um vermelho e outro amarelo - colocados a uma distância de 80 cm dos olhos do indivíduo. A Figura 10 mostra a temporização dos eventos, que assume o início da tarefa em $t = 0s$. Quatro segundos antes de o indivíduo iniciar a

tarefa ($t = -4$ s), o *LED* vermelho era aceso, indicando que o indivíduo deveria ficar atento. Um segundo antes da tarefa ($t = -1$ s), o *LED* amarelo era aceso para que o voluntário se preparasse para a execução da tarefa. O desligamento de ambos os *LEDs*, um segundo depois ($t = 0$ s), indicava que o indivíduo deveria executar a tarefa mental (IMAG) ou permanecer na condição de repouso (VISUAL), ou ainda executar o movimento (MOV) para o caso das sessões 1 e 6. Os sinais EEG eram coletados por mais 10 s, período para o qual se espera que o EEG tenha retornado a sua linha basal (PFURTSCHELLER *et al.*, 1999b), até que o processo se reiniciasse. Assim, cada trecho tem 14 s de duração. Ao final de cada sessão, obteve-se, aproximadamente, $M = 42$ trechos para a condição VISUAL e $M = 64$ trechos para as condições IMAG e MOV.

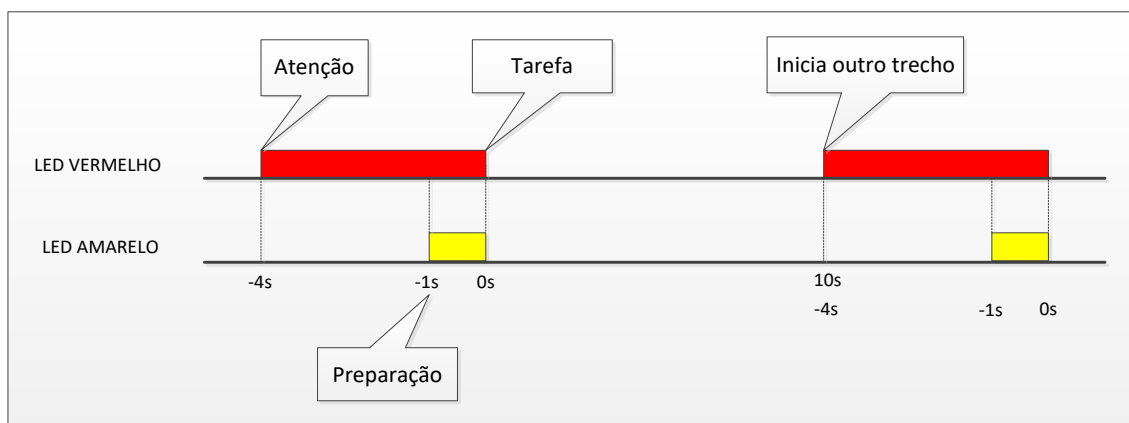


Figura 10. Sinalização das etapas do experimento por meio de LEDs, utilizados para orientação do indivíduo sobre a tarefa visuomotora de extensão e flexão dedo indicador da mão dominante. O início da tarefa corresponde a $t = 0$ s. Cada trecho se inicia em $t = -4$ s e termina em $t = 10$ s.

4.3 Processamento *off-line*

Os sinais de EEG foram filtrados de 0,1 a 15 Hz com um filtro passa-banda Butterworth de ordem 2. A remoção de artefatos foi realizada de maneira semi-automática segundo (CHIAPPA, 1997, SIMPSON *et al.*, 2000). Para tanto, foi escolhido visualmente, para cada canal, um trecho de 15 a 20 s de EEG livre artefatos, para o qual foi calculado o desvio padrão (σ). Assim, considerando-se que a amplitude do EEG segue uma distribuição normal, foi encontrado o intervalo de confiança para 3σ (que contém 99,74% das amostras). A rejeição foi realizada com base nos limiares

de $\pm 3\sigma$ nos trechos de 5 segundos (-4 a 1 s). Dessa forma, os trechos que tinham mais de 1% das amostras contínuas ou 2% do total das amostras excedendo o intervalo de confiança foram rejeitados. Este processo foi repetido com 2% e 4%, 3% e 6%, 4% e 8% e finalmente com 5% e 10% até que se obtivesse M=30 para VISUAL e M=45 para IMAG e MOV.

4.4 Considerações sobre lateralidade

Os sinais de dois indivíduos que são canhotos foram analisados trocando-se as derivações ipsi e contralaterais para o posterior processamento. Ou seja, para os indivíduos canhotos, considerou-se [C3] como [C4] e vice-versa, [CP3] como [CP4], e assim por diante, como se mostra na Tabela 1.

Tabela 1. Troca de derivações homólogas do sistema 10/10 para os indivíduos com mão dominante esquerda.

Derivação	Derivação correspondente em canhotos
FC3	FC4
C5	C6
CP3	CP4
FC1	FC2
C3	C4
CP1	CP2
C1	C2
FC4	FC3
C6	C5
CP4	CP3
FC2	FC1
C4	C3
CP2	CP1
C2	C1
FCz	FCz
Cz	Cz
CPz	CPz

4.5 Considerações sobre a divisão do EEG em bandas de frequência

Embora existam pequenas diferenças na literatura quanto às divisões do Eletroencefalograma por banda, neste estudo, as mesmas foram divididas como segue:

- Delta: $0 < f \leq 4\text{Hz}$.
- Teta: $4 \text{ Hz} < f \leq 8\text{Hz}$
- Alfa: $8\text{Hz} < f \leq 12\text{Hz}$.
- Beta: $12 \text{ Hz} < f \leq 15\text{Hz}$.

Capítulo 5 – ANÁLISE DO POTENCIAL RELACIONADO AO EVENTO NO DOMÍNIO DO TEMPO

Neste capítulo, a análise do PRE no domínio do tempo é apresentada, sendo avaliados os valores de amplitude dos picos de CNV e o efeito da PM sobre este componente. O PRE foi obtido por meio da Eq. 3.3 com $M=20$ trechos para a condição VISUAL e $M=30$ trechos para IMAG e MOV. Os trechos foram tomados aleatoriamente para todas as condições. Todos os potenciais foram normalizados tomando-se como referência uma linha de base de 1 segundo (de -7 a -6s) – onde não se espera encontrar componentes do PRE - possibilitando a comparação entre sessões e entre indivíduos. Os valores de pico do CNV (pCNV) para cada indivíduo foram encontrados, tomando o ponto mínimo no intervalo de -250 ms a 250 ms para cada condição (VISUAL, IMAG e MOV), para as sessões 1 e 6, e para cada uma das 17 derivações. Por fim, os pCNV entre as sessões 1 e 6 foram comparados por meio do Teste de Wilcoxon pareado (DANCEY, REIDY, 2007), para cada uma das condições nas 17 derivações.

A Figura 11 mostra a média coerente ($M=20$ trechos) para as 17 derivações na condição VISUAL para o sujeito S3 (destro) no intervalo de -4 a 1s para as sessões 1 e 6. Os traçados não apresentam a negatividade característica do CNV entre os dois estímulos E1 – E2. Os picos esperados em 0s são próximos de zero para ambas as sessões.

A Figura 12, para a condição IMAG ($M=30$ épocas), mostra a presença de negatividade correspondente ao CNV, estando esta atividade melhor caracterizada nos eletrodos centrais e fronto-centrais, especialmente no hemisfério esquerdo (contralateral ao movimento). Na sessão 1, a negatividade se inicia aproximadamente em -0,5 s e, na sessão 6, em torno de -1,5 s. Os resultados sugerem que os valores de amplitude em 0 s são maiores na sessão 6 em comparação com a primeira sessão.

Para a condição MOV ($M=30$ épocas) (Figura 13), pode-se destacar que a negatividade foi encontrada para as derivações [FC3] e [FC1] na sessão 1 e [FC3], [FC1] e [C5] na sessão 6, encontrando-se o início do CNV aproximadamente em -2 s

para ambas sessões. Os resultados sugerem que os picos em 0 s são maiores na sessão 1.

Considerando todas as derivações, o CNV é mais evidente na condição IMAG que na MOV. Para IMAG, nota-se uma atividade ipsilateral ao movimento, especialmente para [FC2], [C2] e [CP2]. A inclinação se torna mais acentuada na sessão 6. No caso de MOV, parece não haver presença de CNV na região ipsilateral ao movimento, com exceção das derivações [C2] e [FC4] na sessão 6.

As Tabelas A.1 a A.6 do Apêndice A mostram todos os valores de pico do CNV (ponto mínimo entre -250 ms e 250 ms), para as três condições (VISUAL, IMAG e MOV) e para as sessões 1 e 6, e cada um dos indivíduos.

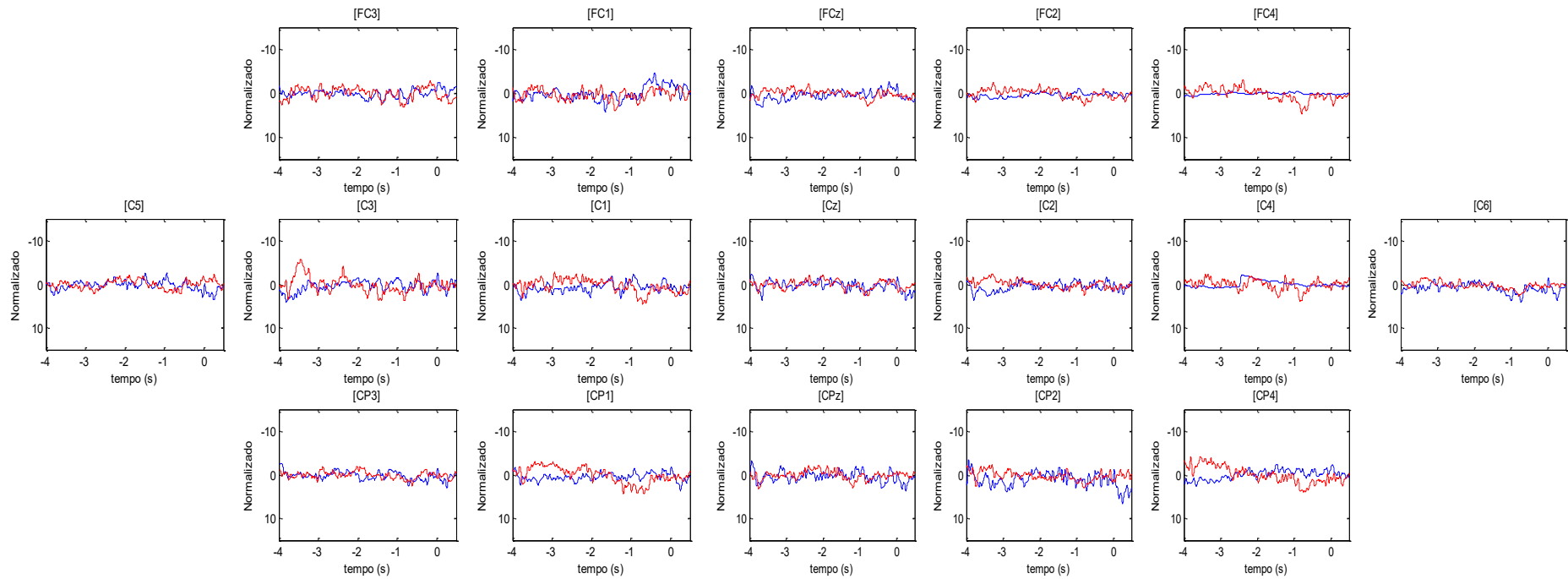


Figura 11. PRE do sujeito S3 na condição VISUAL. Os traçados azul e vermelho representam as sessões 1 e 6, respectivamente.

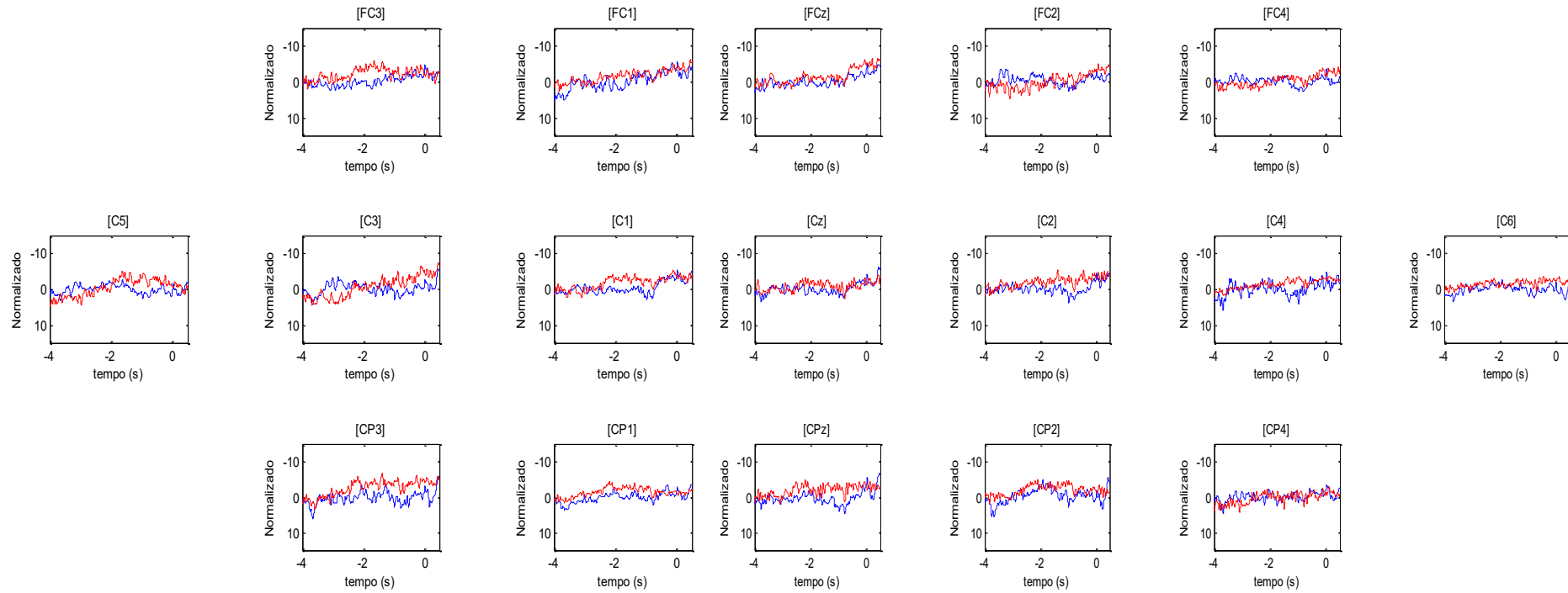


Figura 12. PRE do sujeito S3 na condição IMAG. Os traçados azul e vermelho representam as sessões 1 e 6 respectivamente.

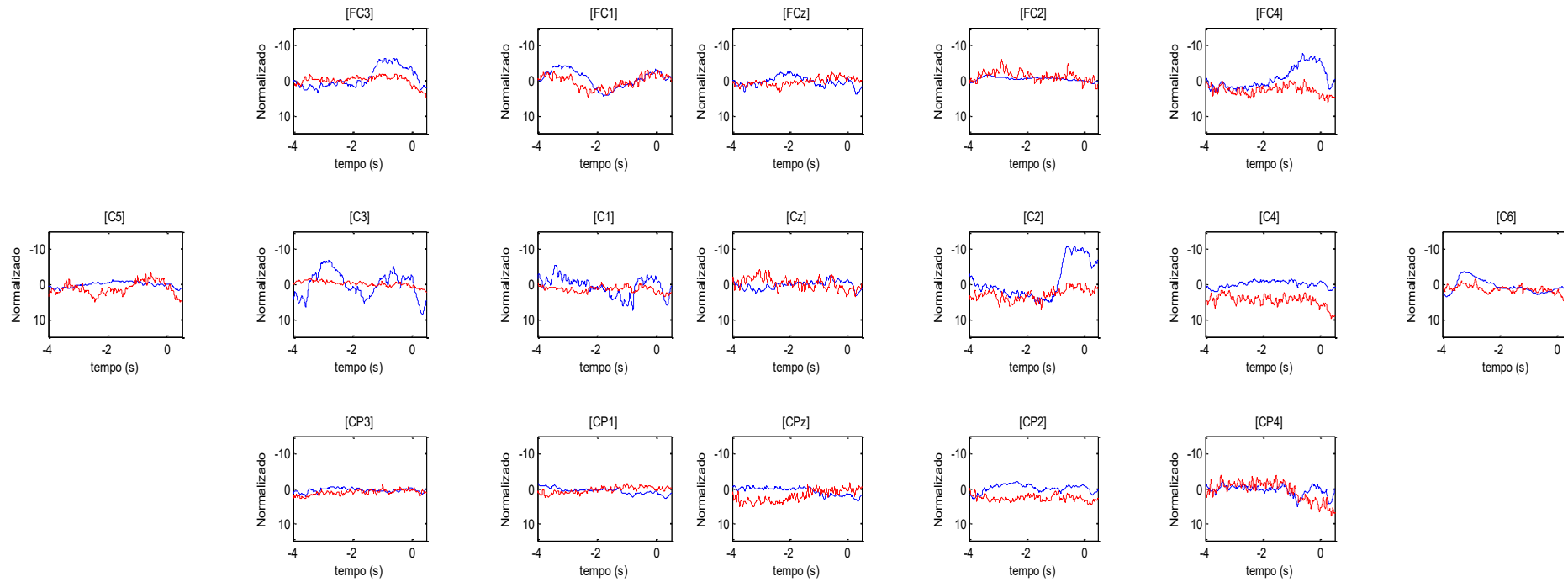


Figura 13. PRE do sujeito S3 na condição MOV. Os traçados azul e vermelho representam as sessões 1 e 6 respectivamente.

As Figuras 5.4 -5.7 mostram os valores médios para os picos de CNV dos sete indivíduos nas sessões 1 e 6 para as condições VISUAL, IMAG e MOV.

Todas as derivações apresentaram diminuição (em módulo) dos picos de CNV de VISUAL1 para VISUAL 6 com exceção de [C5] e [C3] que apresentaram valores próximos nas duas sessões (Figura 14). As derivações com maior diminuição foram [FC3], [CP3], [CP1], [FC4], [FCz] e [CPz].

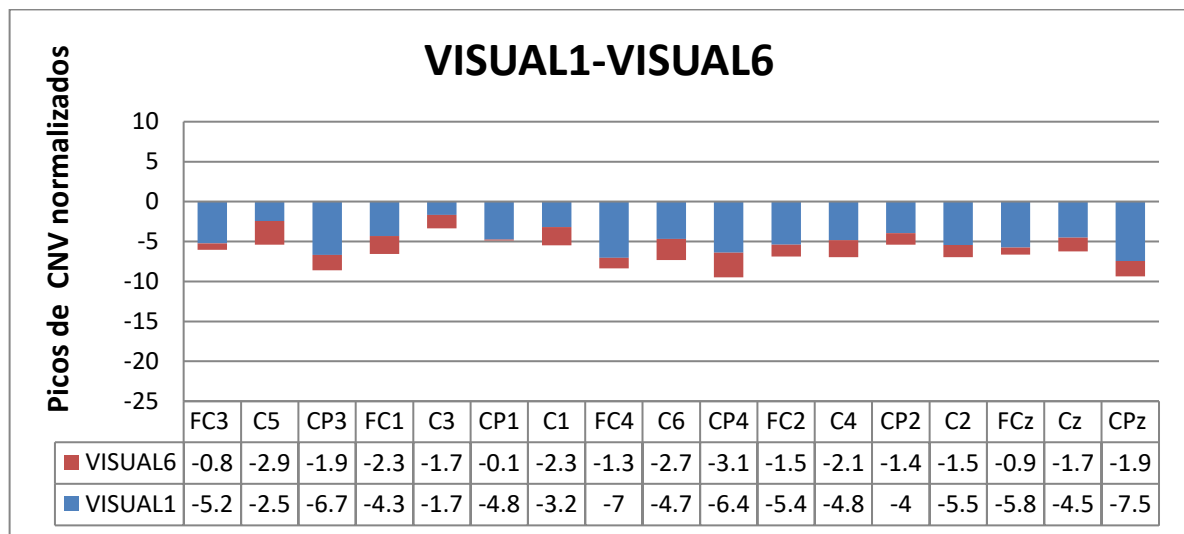


Figura 14. Comparação da média dos picos de CNV para os 7 indivíduos nas condições VISUAL1 e VISUAL6.

Para a condição IMAG (Figura 15), encontrou-se um decremento dos picos para todas as derivações. Na maioria das vezes, os valores foram reduzidos a metade em relação aos valores da primeira sessão.

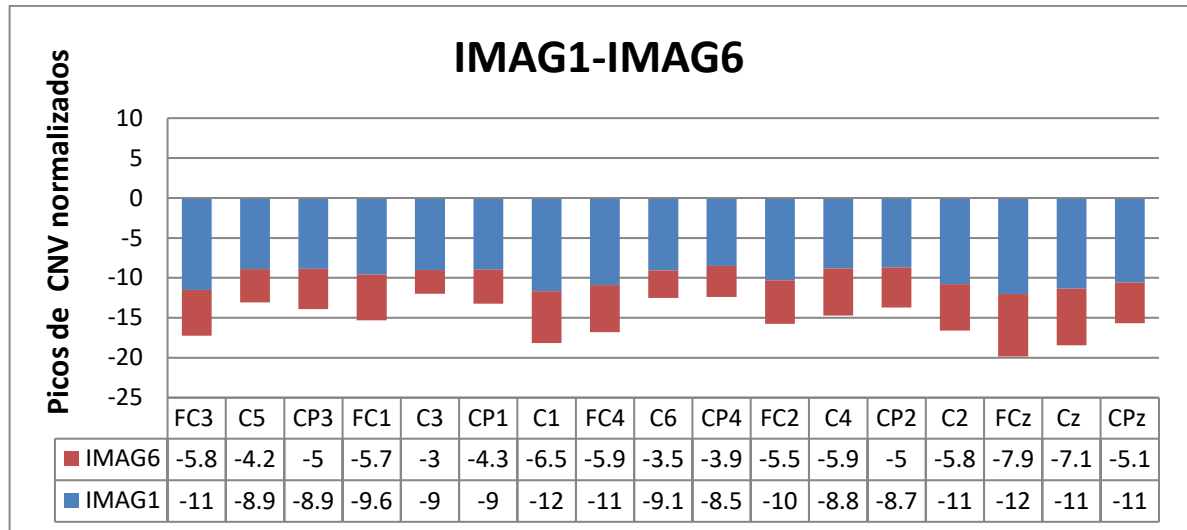


Figura 15. Comparação da média dos picos de CNV para os 7 indivíduos nas condições IMAG1 e IMAG6.

A Figura 16 mostra os resultados para a condição MOV. As derivações [FC3], [FC1] e [FCz] mantêm quase o mesmo valor de pico de CNV para MOV1 e MOV6, enquanto as derivações [CP3], [CP1], [C1], [C6] e [CPz] atingiram valores maiores. [C5] apresentou um pico positivo na primeira sessão e na última sessão atingiu um valor negativo. As 8 derivações restantes apresentaram uma diminuição da negatividade. Os valores encontrados para VISUAL foram menores que para IMAG e MOV em qualquer das sessões avaliadas.

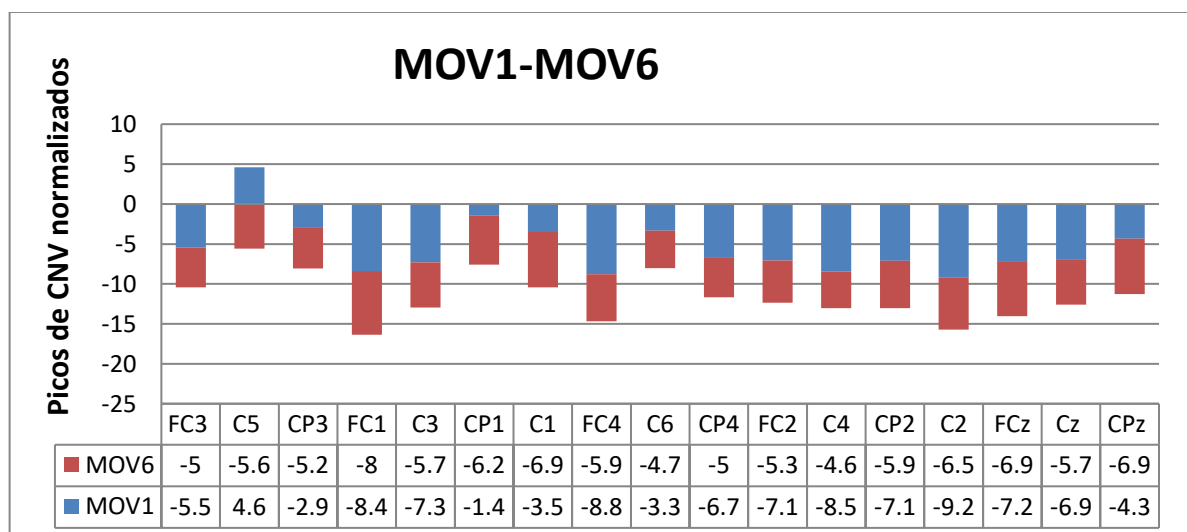


Figura 16. Comparação da média dos picos de CNV para os 7 indivíduos nas condições MOV1 e MOV6.

A Tabela 2 mostra a média e desvio padrão dos picos de CNV para as derivações dos hemisférios esquerdo e direito dos 7 indivíduos para as diferentes sessões e cada uma das condições. Nota-se uma diminuição das médias e desvios padrões da sessão 1 para a sessão 6 para todas as condições com exceção da média do hemisfério esquerdo de MOV1 para MOV6. Os desvios padrões diminuíram da sessão 1 para a sexta sessão em todas as condições. Os valores de MOV apresentaram um desvio padrão maior em relação aos obtidos para VISUAL e IMAG.

Tabela 2. Médias e desvios padrões dos picos do CNV para todas as derivações dos hemisférios esquerdo (HE) e direito (HD) de todos os indivíduos e em cada uma das condições.

	VISUAL1	VISUAL6	IMAG1	IMAG6	MOV1	MOV6
Média HE	-4,60	-1,65	-10,25	-5,45	-4,27	-6,20
Desvio padrão HE	5,02	3,44	6,45	3,93	10,77	9,17
Média HD	-5,55	-1,82	-10,10	-5,55	-6,92	-5,72
Desvio padrão HD	4,50	3,13	6,15	3,72	9,14	9,11

A Figura 17 mostra os valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon aplicado aos picos de CNV das sessões 1 e 6 para todas as derivações. Na comparação VISUAL1-VISUAL6 não foi encontrada diferença estatisticamente significativa em nenhuma das derivações. Para IMAG1-IMAG6 houve diferença estatística nas derivações [FC3], [FC4], [C6], [CPz]. Finalmente, para a condição MOV1-MOV6, observa-se diferença significativa nas derivações [CP1] e [C4].

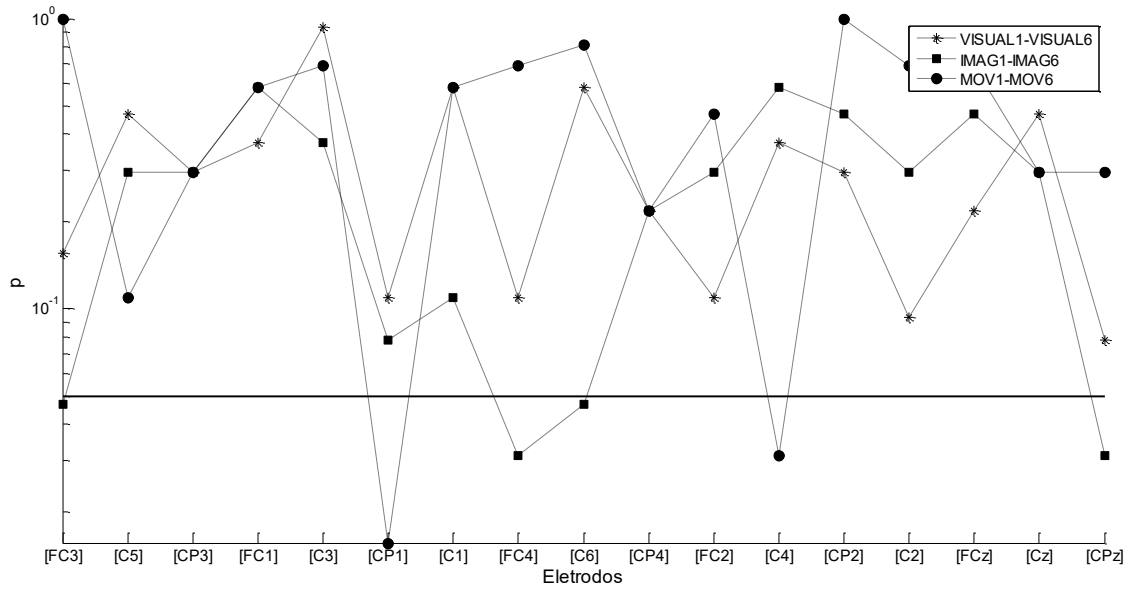


Figura 17. Valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon aplicado aos picos do CNV das sessões 1 e 6 para todas as derivações nas três condições. A linha horizontal indica o nível de significância de 5%.

Capítulo 6 – DETECÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DA RESPOSTA EVOCADA MOTORA UTILIZANDO MSC E SVM

Neste capítulo, a detecção da resposta ao estímulo visual e visuo-motor é investigada por meio da MSC. Além disso, a MSC é utilizada como entrada para a SVM com vistas a classificação de sinais EEG nas condições IMAG e VISUAL.

6.1 Magnitude Quadrática da Coerência

Para o cálculo da MSC foram utilizadas três diferentes janelas de 3s (cada uma com 1800 amostras), resultando em uma resolução espectral de 1/3Hz:

- jCNV: período de -3 a 0s que contém o comportamento do CNV; utilizado para as condições VISUAL, IMAG e MOV da primeira e última sessão.
- CNV/Pós-evento (CNV-PEv): Intervalo de -0,7 a 2,3s, o qual compreende, além do CNV, componentes tardias relacionadas ao movimento; adotado para VISUAL, IMAG e MOV da primeira e última sessão.
- ESP: período de -7,5 a -4,5s, sendo empregado somente para a condição IMAG, denominado desta forma porque neste intervalo se espera que o indivíduo não se encontre realizando nenhum tipo de tarefa cognitiva ou visual.

A MSC e seu respectivo valor crítico foram calculados, utilizando-se, respectivamente as Eq. 3.9 e 3.11. Para este estudo foram considerados valores da MSC de 0 até 15 Hz, resultando em 46 componentes de frequência a serem analisadas. Dos 45 trechos livres de artefatos obtidos para IMAG e MOV (após a rejeição descrita na seção 4.3) da primeira e última sessões foram tomadas 1000 diferentes combinações de 30 trechos, obtendo-se, portanto, mil estimativas de MSC, a partir das quais se calculou uma MSC média, por derivação. De forma similar, para a condição VISUAL, a MSC média foi calculada usando-se estimativas de MSC de 1000 distintas combinações de 20 trechos dentre os 30 livres de artefatos.

As Figuras 18 a 24 mostram a MSC média na faixa de 0 a 15 Hz para o indivíduo S5, juntamente com o limiar aproximado, denominado nesta dissertação de limiar de detecção (ver comentários no capítulo “Conclusão”, seção “Trabalhos futuros”). Foram considerados os limiares de detecção de 20 trechos para VISUAL e de 30 trechos para ESP, IMAG e MOV. Os pontos em vermelho indicam identificação de resposta para uma determinada frequência (quando os valores da MSC ultrapassam o valor do limiar de detecção). A Figura 18 corresponde à condição ESP durante a última sessão (ESP6). Como se pode observar, houve detecção para uma única frequência nas derivações [FCz], [C5], [C3], [CP3], [CP1], [C2] e [C4], para duas frequências em [C6] e para mais de duas em [FC2] e [FC4]. Estas detecções se encontram em diferentes bandas.

Considerando a condição VISUAL6 e usando a janela de -0,7 a 2,3s (Figura 19), encontram-se detecções nas derivações da linha central (plano coronal) do córtex e em [CP1] e [CP2], não havendo detecções nas derivações localizadas na linha fronto-central.

A Figura 20 mostra o resultado para IMAG6 (jCNV) pela qual se nota detecção em todas as derivações, com exceção de [C1], tanto nas bandas alfa e beta como na delta, com maior consistência nesta última para as derivações centrais e fronto-centrais dos planos midsagital e parasagital do hemisfério direito e para [FC1].

Na Figura 21 de IMAG1 para janela CNV-PEV se encontram detecções na banda delta em todas as derivações com exceção de [CP1], com o maior valor de coerência (em torno de 0,3) ocorrendo na frequência 0,33 Hz para a derivação [C1].

No caso da Figura 22, correspondente à condição IMAG6 do trecho CNV-PEV encontram-se respostas na banda delta nas 17 derivações, com o maior valor de coerência em torno de 0,5 em 0,33 Hz.

Na Figura 23, de MOV6 para CNV-PEV, as detecções encontram-se principalmente na banda delta em todas as derivações, com o máximo valor da MSC na derivação [C2] em torno de 0,6 novamente na frequência de 0,33Hz.

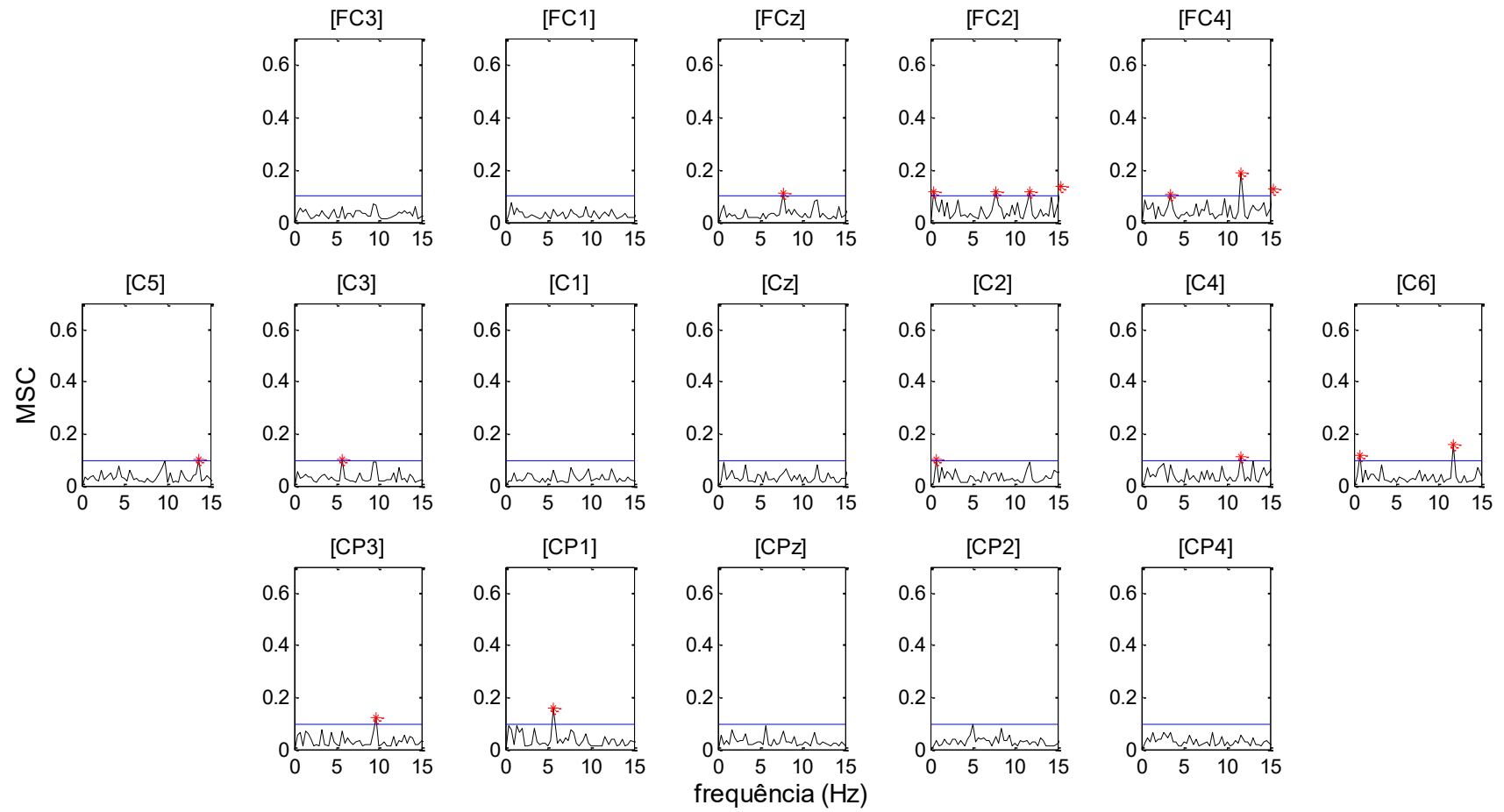


Figura 18. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição ESP6.

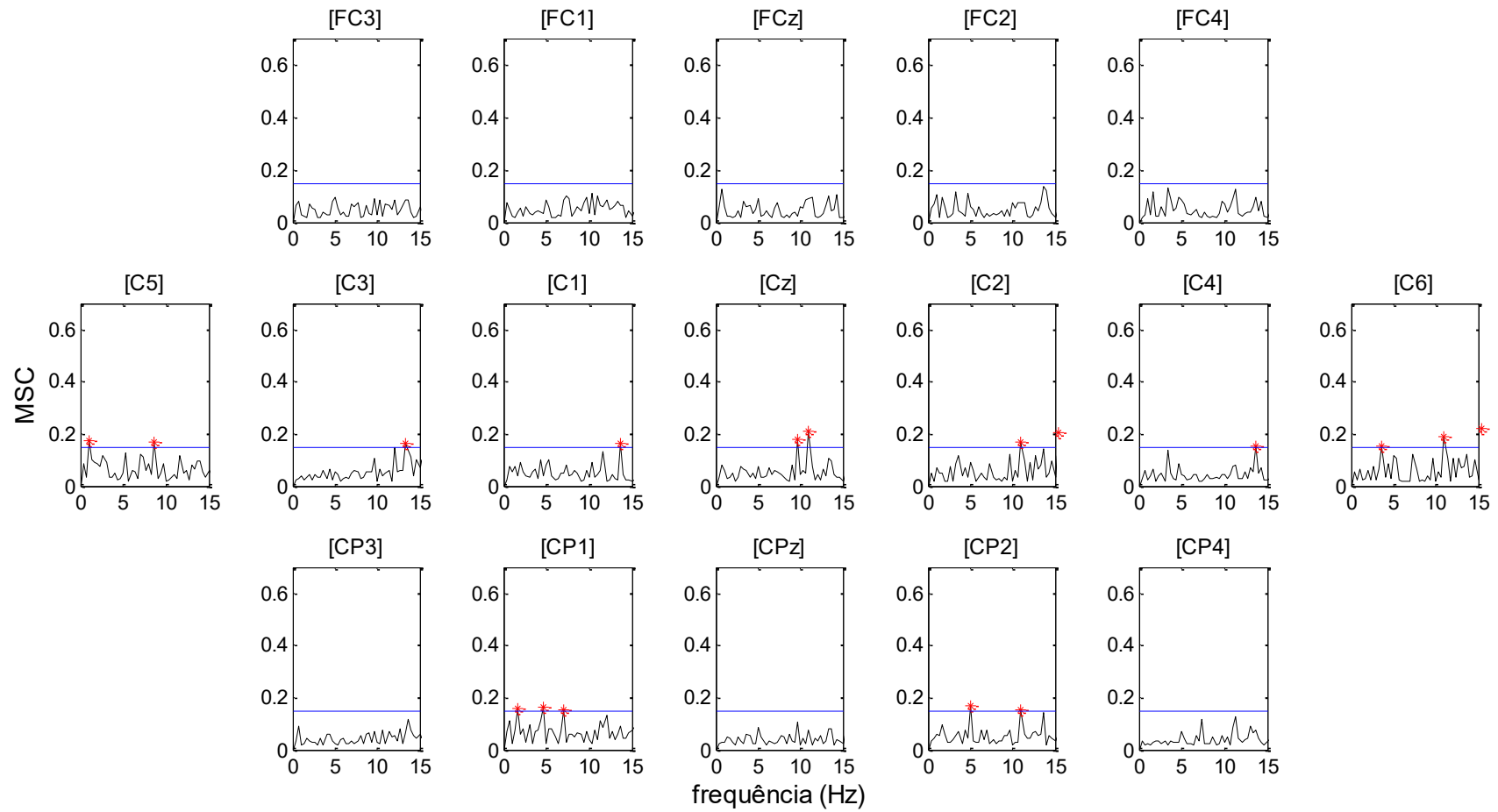


Figura 19. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição VISUAL6 (janela CNV-PEV: -0,7 a 2,3s).

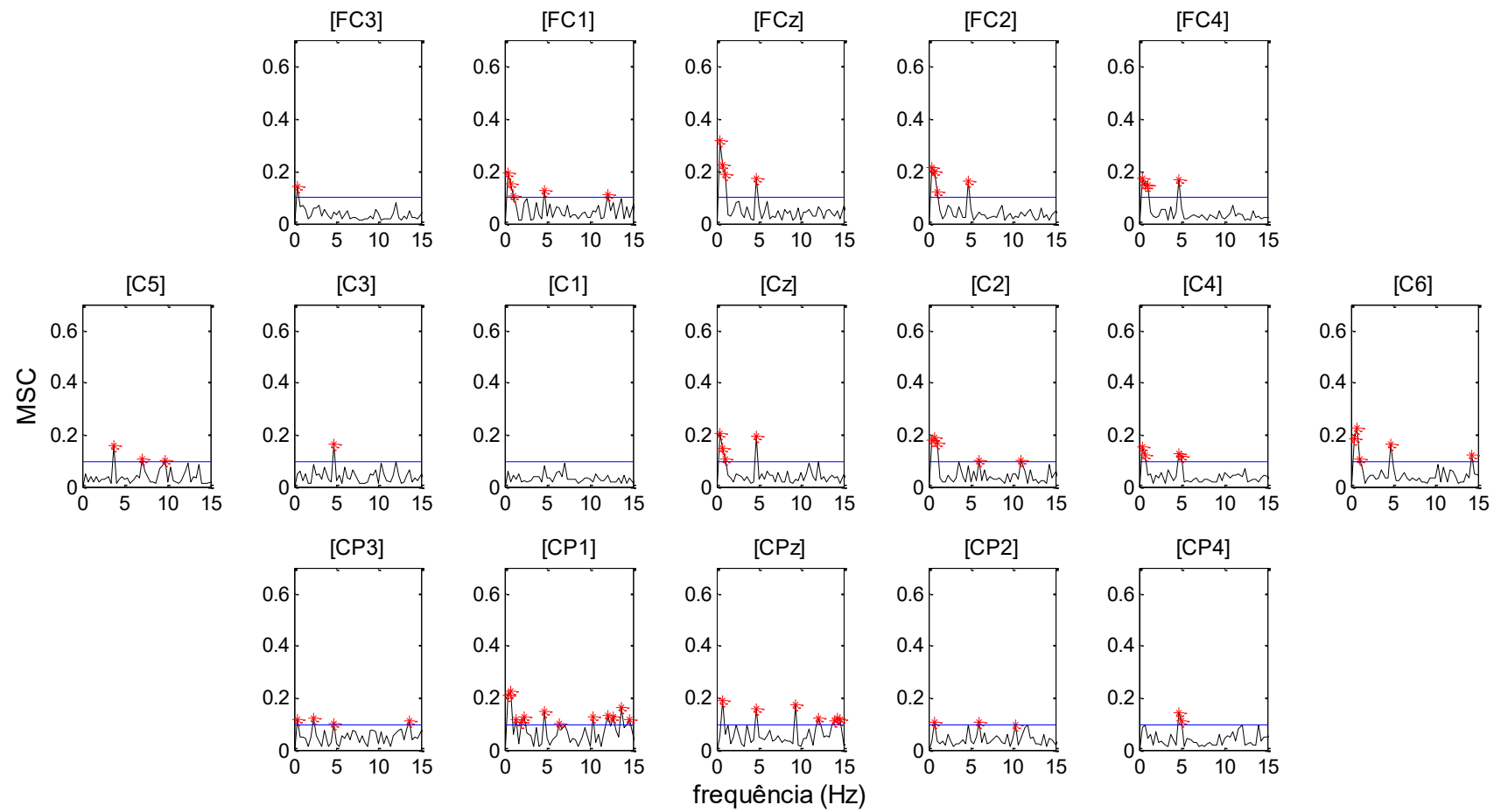


Figura 20. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição IMAG6 (jCNV).

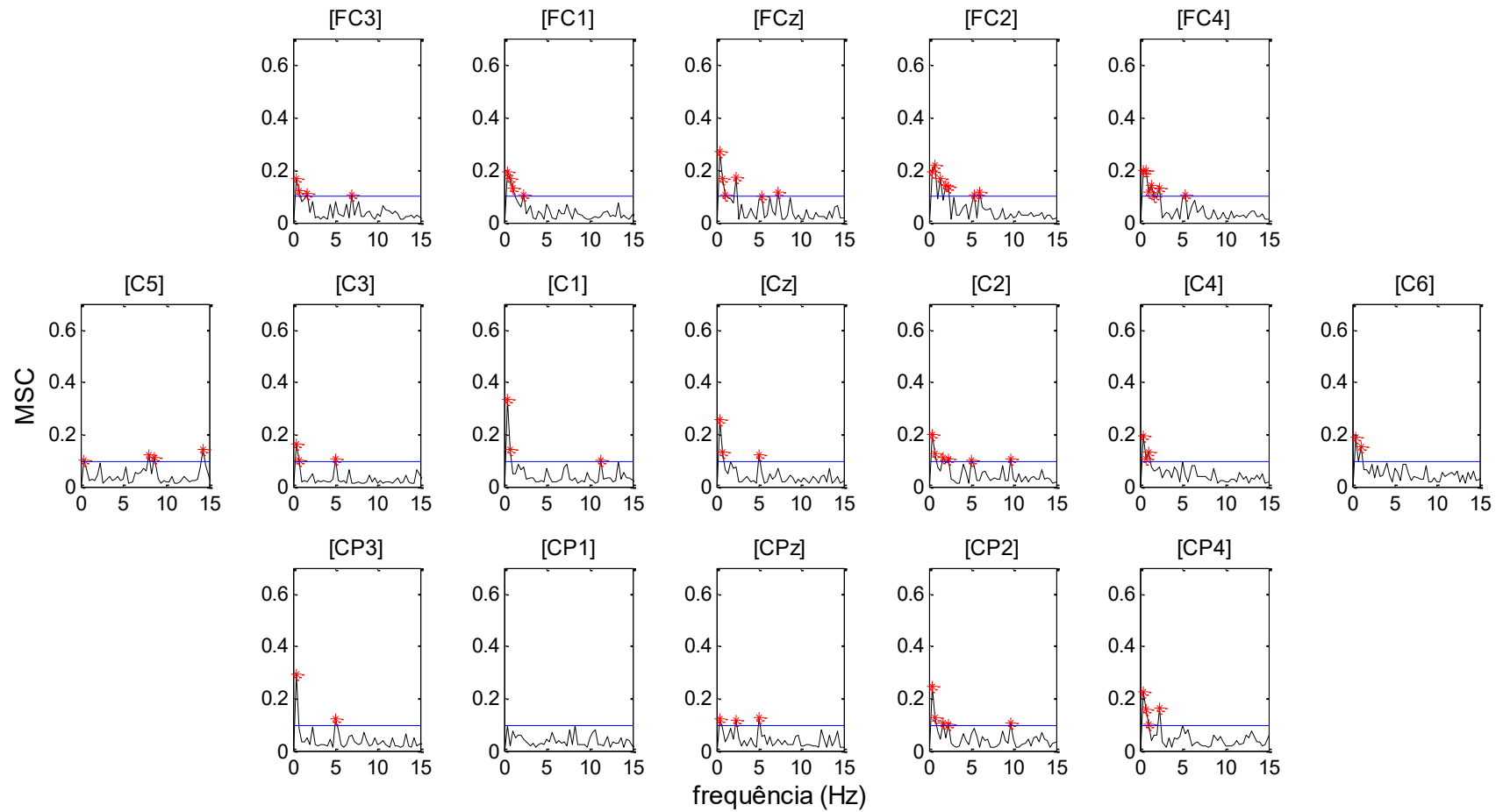


Figura 21. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição IMAG1 (CNV-PEV).

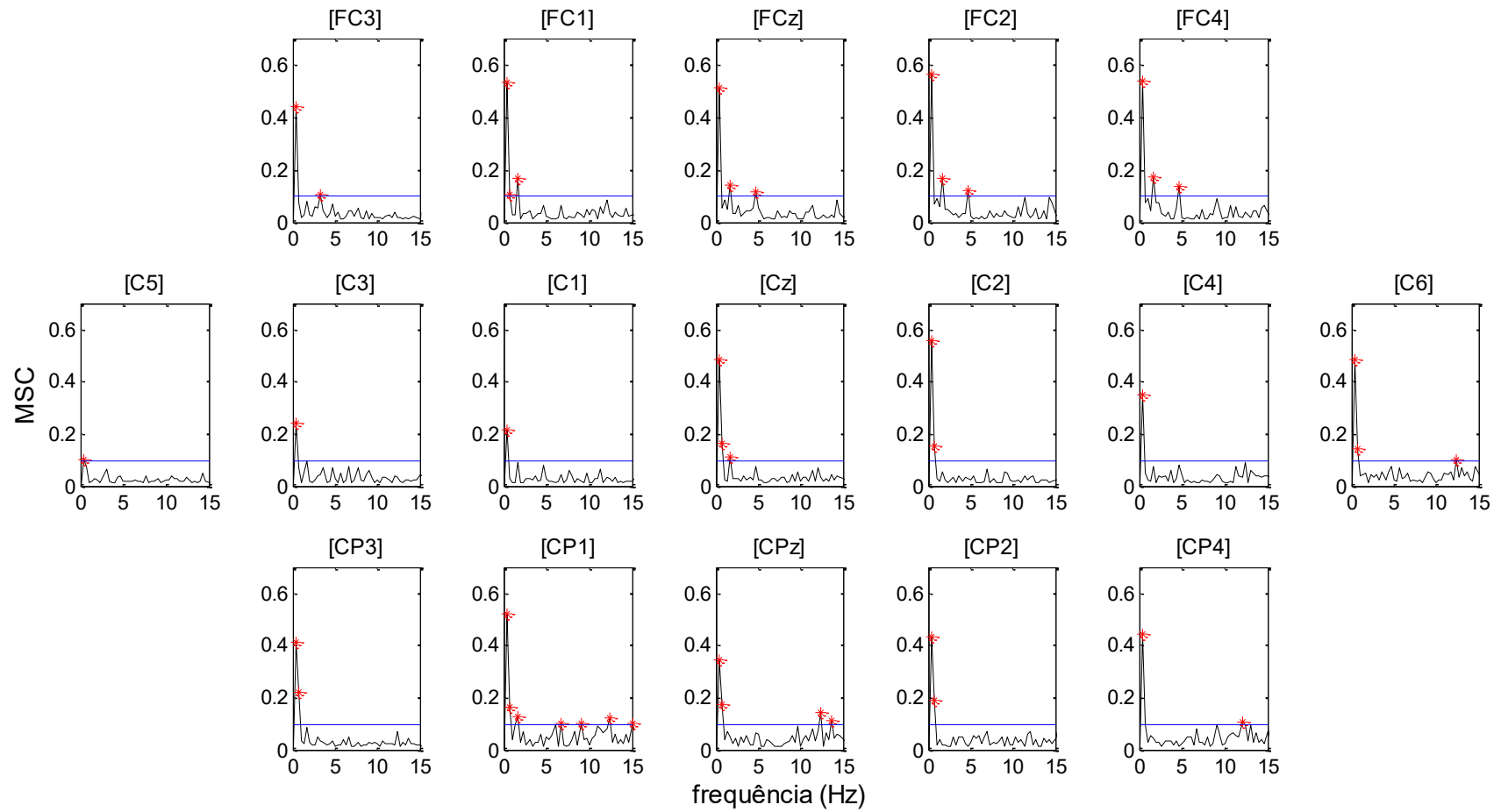


Figura 22. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição IMAG6 (CNV-PEV).

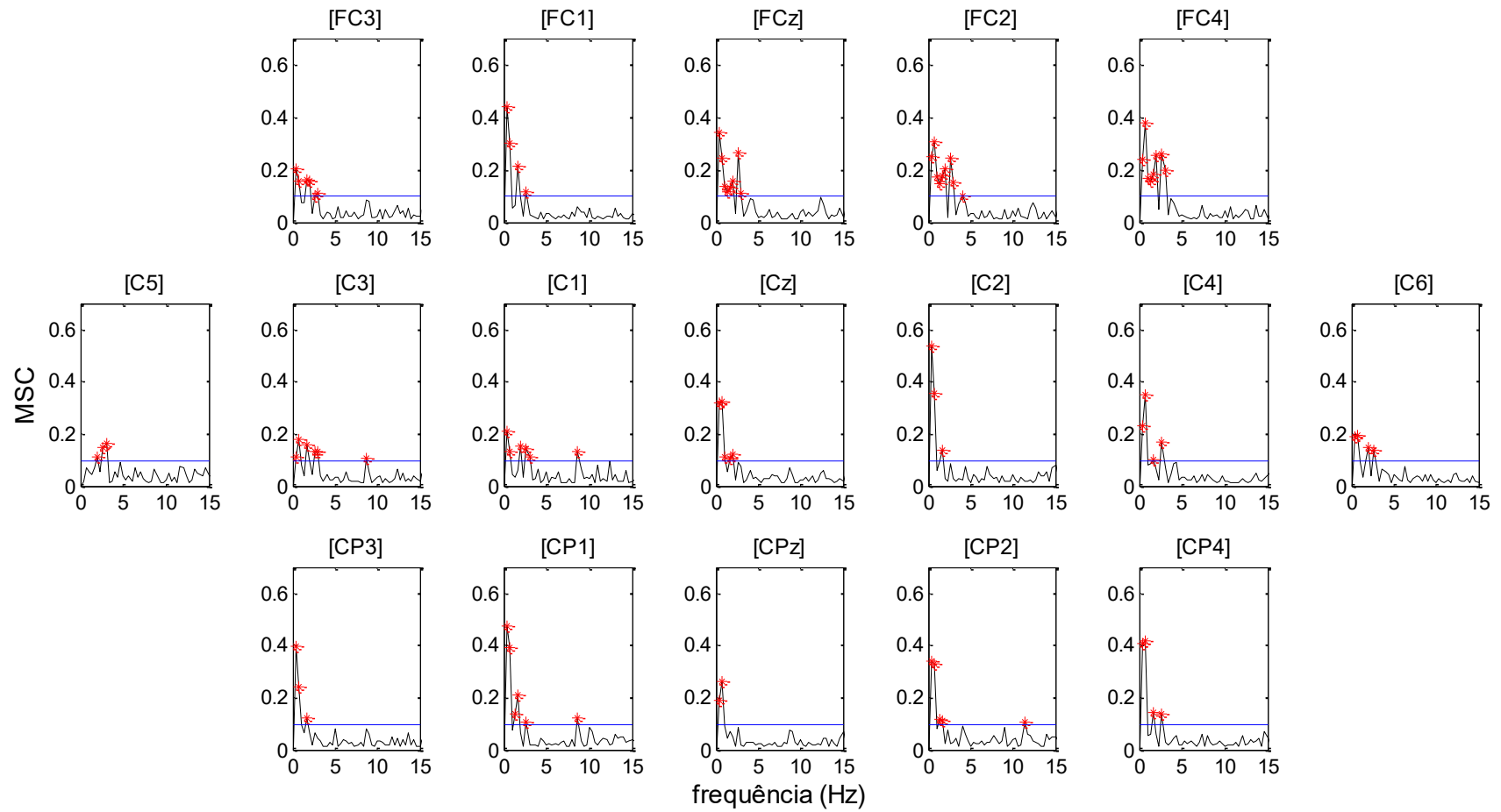


Figura 23. MSC média para derivações do sujeito S5 na condição MOV6 (CNV-PEV).

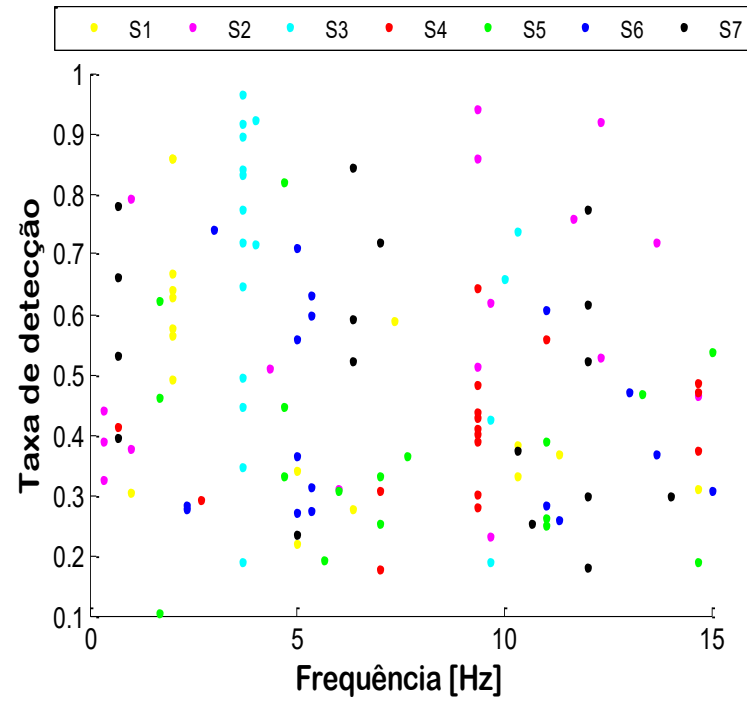
Considerando-se as 1000 estimativas da MSC foram calculados os percentuais de detecção para cada frequência e cada uma das 17 derivações. Para cada derivação, o maior percentual de detecção (p_{max}) e a frequência correspondente (f_{max}) foram determinadas, obtendo-se, em geral, 17 pares ordenados (p_{max}, f_{max}) para cada indivíduo, os quais foram traçados nas Figuras 24-27. Quando mais de uma frequência apresentava o mesmo valor p_{max} para uma mesma derivação, todas elas foram traçadas no gráfico.

A Figura 24 apresenta estes valores para todos os sujeitos nas condições ESP1 (Figura 24.a) e ESP6 (Figura 24.b), permitindo visualizar a dispersão das taxas de máxima detecção. Como se pode observar, nestas condições, não há concentração dos dados em nenhuma banda específica.

As dispersões das taxas de máxima detecção para VISUAL1 para o trecho jCNV e CNV-PEV, e para VISUAL6 para o trecho jCNV e CNV-PEV se encontram detalhadas, respectivamente, nas Figuras 6.8a, b, c e d. Pode-se verificar que, em todos os casos, os dados estão espalhados por toda a banda de frequências. Exceto para S7 na condição VISUAL 6 para a janela CNV-PEV, conforme Figuras 6.8d, pela qual se observa uma concentração dos dados em 0,33 Hz e com taxas de detecção de 0,9 a 1.

Na Figura 26 se identifica a dispersão das taxas máximas de detecção para IMAG1 do trecho a) jCNV e b) CNV-PEV, e IMAG6 do trecho c) jCNV e d) CNV-PEV. No caso dos trechos do jCNV, se observa uma tendência de agrupamento dos dados dentro da banda delta ao se comparar a sessões 1 e 6, mas também com uma grande parte dos mesmos espalhados nas outras bandas. Por sua vez, para o trecho CNV-PEV nota-se um agrupamento dos dados na banda delta, com espalhamento reduzido nas outras bandas, exceto para os indivíduos S1 e S7, que mostram uma grande dispersão dos dados nas bandas teta, alfa e beta. Tanto no trecho jCNV, como no CNV-PEV, se encontra um maior agrupamento na banda delta na sexta sessão quando comparada à primeira.

a) ESP1



b) ESP6

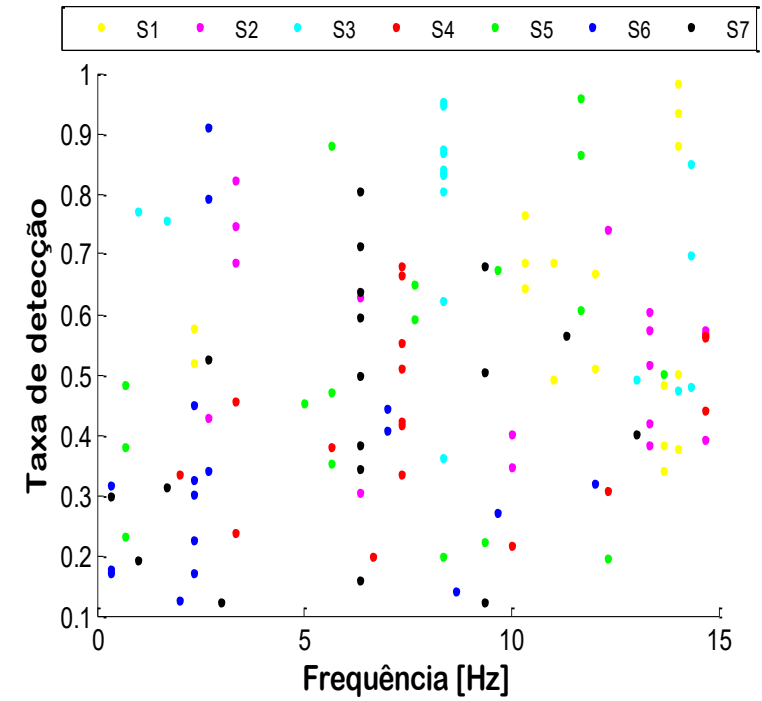
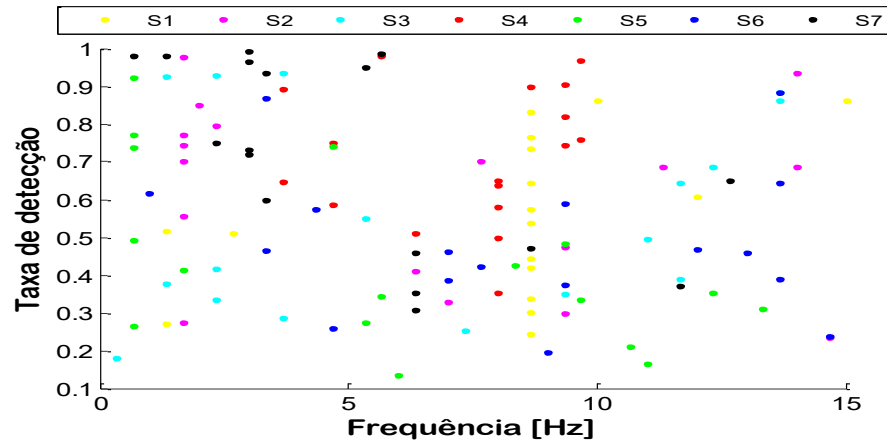
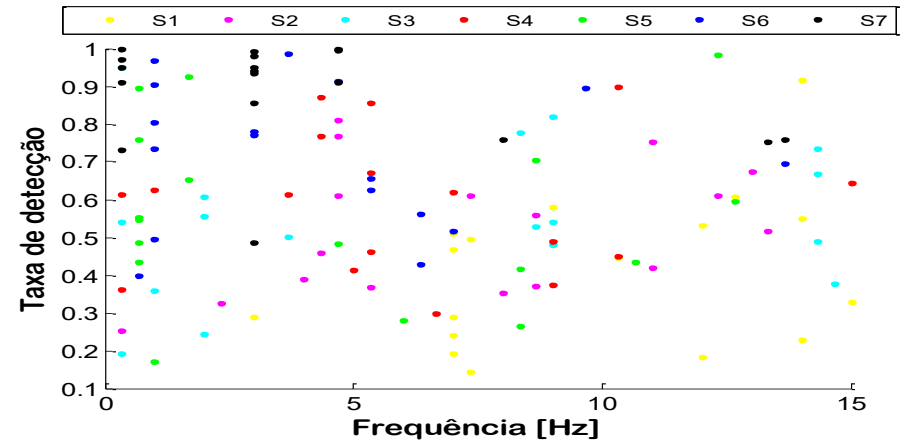


Figura 24. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência nas condições a)ESP1 e b)ESP6 para os indivíduos S1 – S7

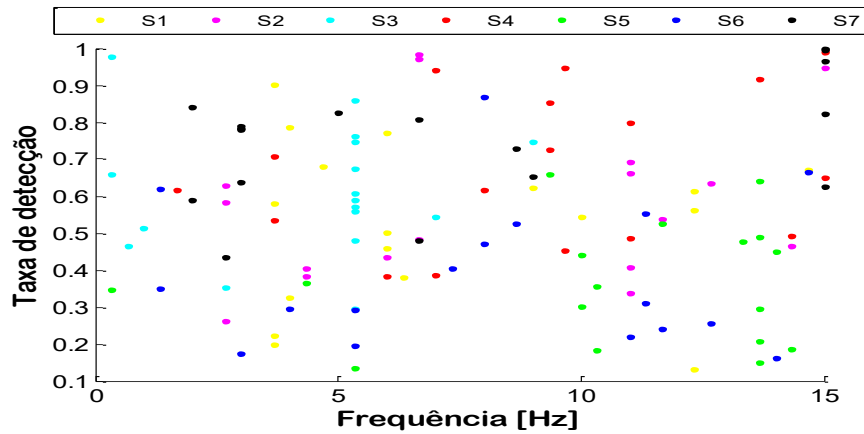
a) VISUAL1 jCNV



b) VISUAL1 CNV-PEV



c) VISUAL6 jCNV



d) VISUAL6 CNV-PEV

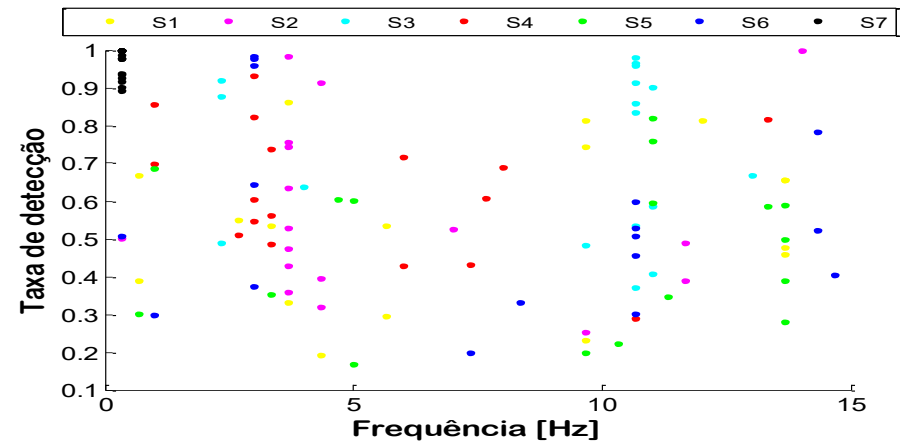
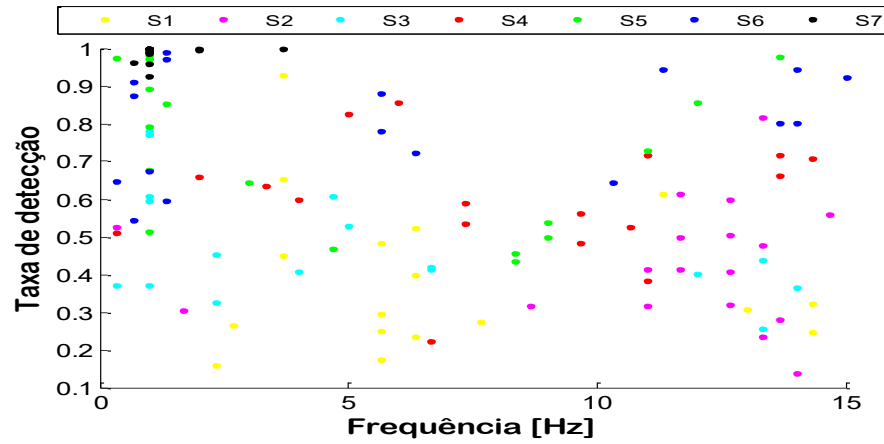
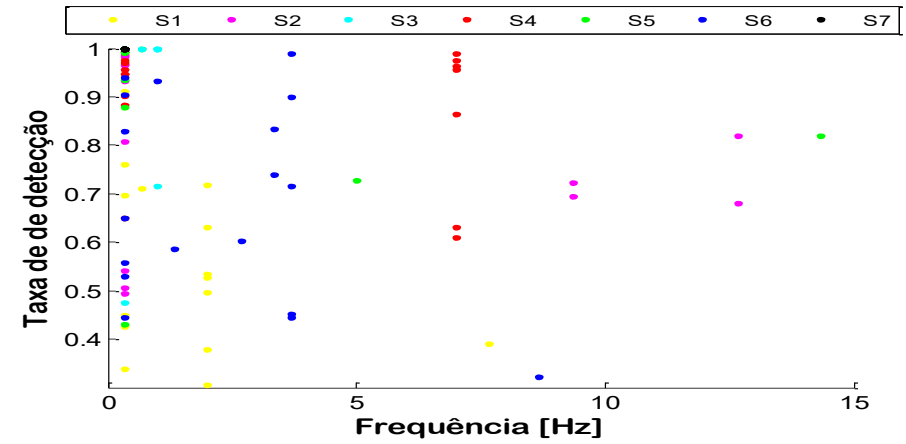


Figura 25. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência para as condições a)VISUAL1 do trecho jCNV, b)VISUAL1 do trecho CNV-PEV, c)VISUAL6 do trecho jCNV e d)VISUAL6 do trecho CNV-PEV para os indivíduos S1 – S7.

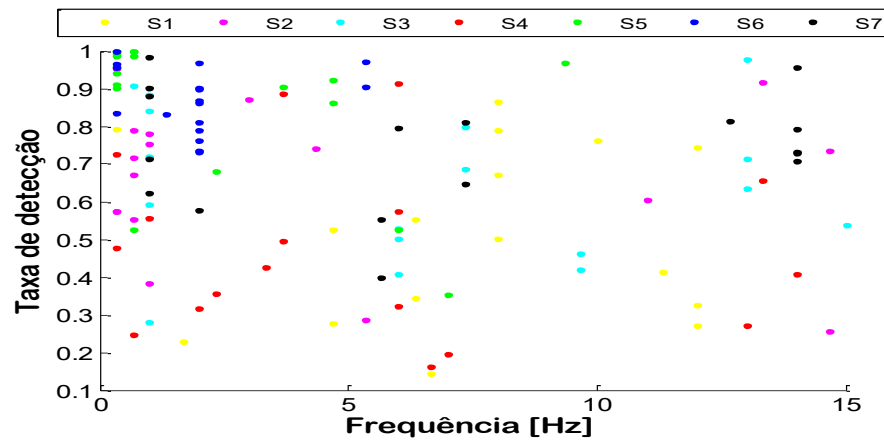
a) IMAG1 jCNV



b) IMAG 1 CNV-PEV



c) IMAG 6 jCNV



d) IMAG6 CNV-PEV

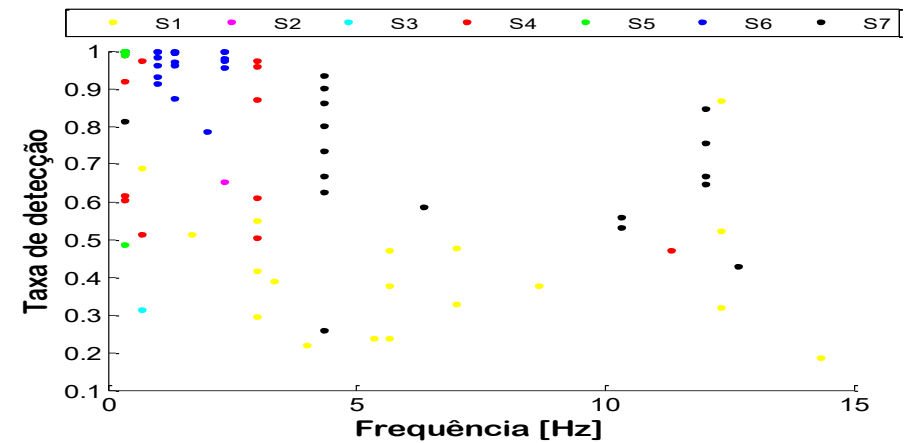
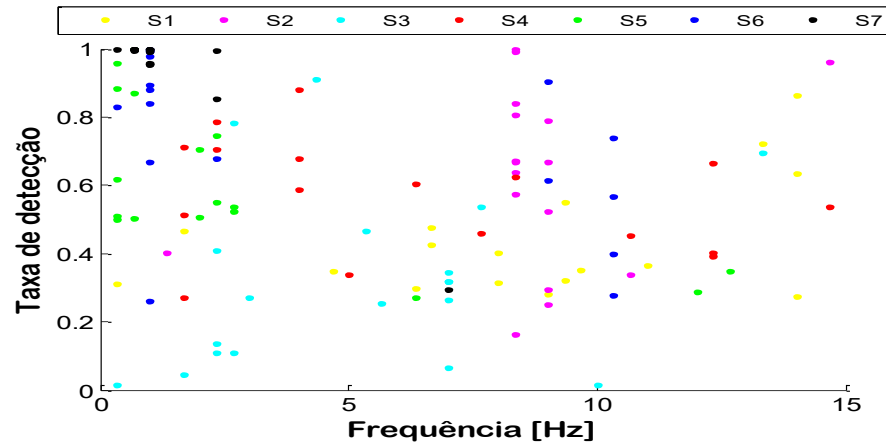
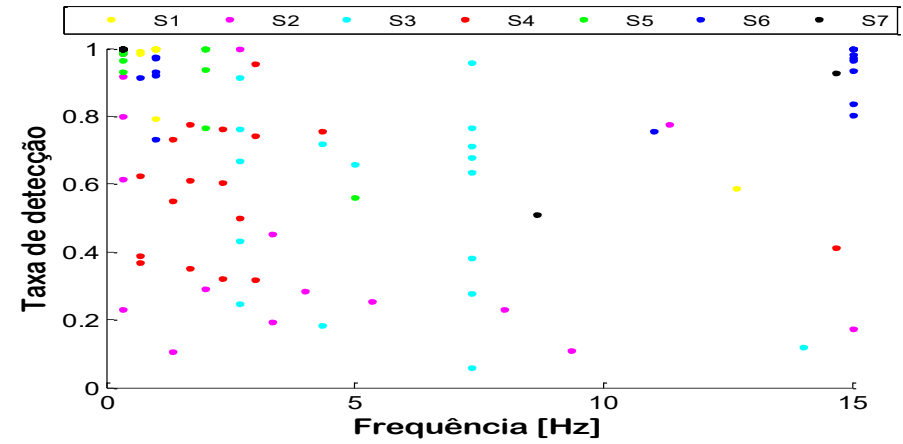


Figura 26. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência para as condições a) IMAG1 do trecho jCNV, b) IMAG1 do trecho CNV-PEV, c) IMAG6 do trecho jCNV e d) IMAG6 do trecho CNV-PEV para os indivíduos S1 – S7.

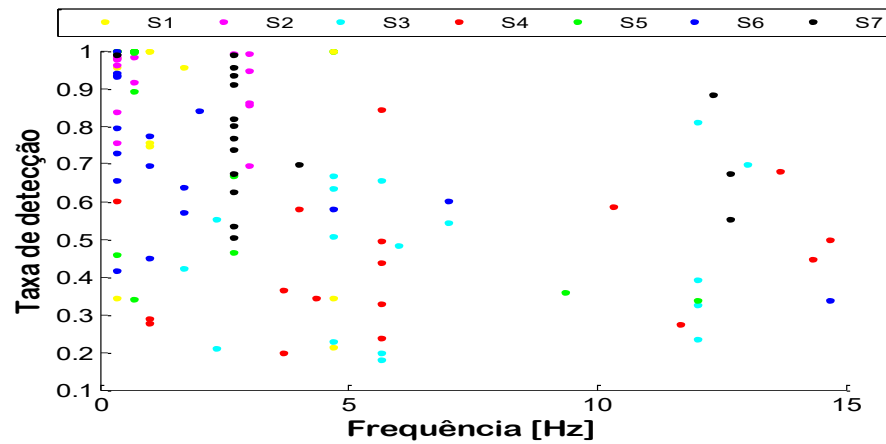
a) MOV1 jCNV



b) MOV1 CNV-PEV



c) MOV6 jCNV



d) MOV6 CNV-PEV

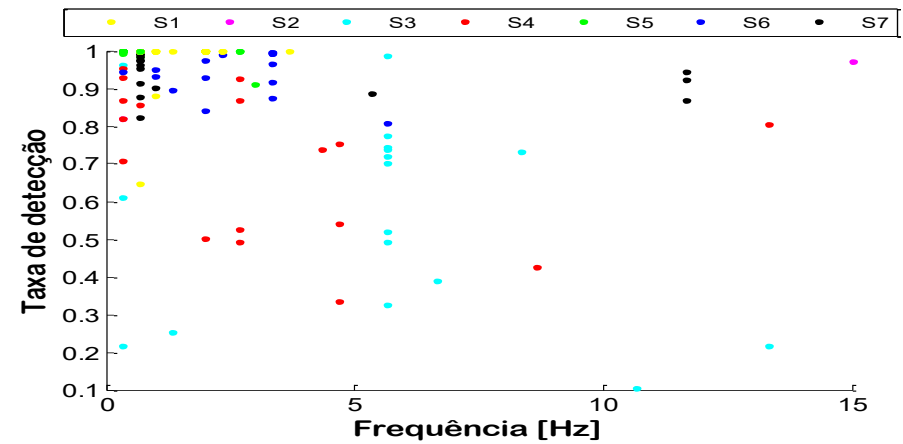


Figura 27. Dispersão das taxas de máxima detecção por frequência para as condições a) MOV1 do trecho jCNV, b) MOV1 do trecho CNV-PEV, c) MOV6 do trecho CNV e d) MOV6 do trecho CNV-PEV para os indivíduos S1 – S7.

A Figura 27 mostra a dispersão das taxas de máxima detecção para MOV1 no trecho a) jCNV e b) CNV-PEV e para MOV6 do trecho c) jCNV e d) CNV-PEV. Da mesma forma que o observado para IMAG, os trechos jCNV mostram uma maior concentração dos dados na banda delta, mas encontrando-se também uma parte nas outras bandas. No caso dos trechos CNV-PEV, se identifica uma maior concentração na banda delta se comparada aos trechos jCNV. Também se observa um maior agrupamento na banda delta na sexta sessão se comparada à primeira, sobretudo para MOV6 do trecho CNV-PEV, em que a maior parte dos dados se concentra de 0 a 4 Hz e com taxas de detecção entre 0,8 e 1.

A Tabela 3 mostra, para cada indivíduo, a frequência com maior taxa de detecção e em quantos dos 17 eletrodos foi identificada como tal, para as condições ESP1 e ESP6. Como se pode notar, não se encontra nenhum padrão específico de frequências comum a todos os sujeitos.

Tabela 3. Frequência com a maior taxa de detecção e o número de derivações em que foi identificada como tal para ESP.

Sujeito	ESP 1		ESP 6	
	f (Hz)	#deriv	f (Hz)	#deriv
S1	2,00	8	14,00	5
S2	0,33	3	13,33	5
S3	3,67	12	8,33	10
S4	9,33	9	7,33	7
S5	1,67	3	0,67	3
S6	5,33	4	2,33	5
S7	12,00	5	6,33	8

Na Tabela 4, correspondente ao trecho jCNV, também não foi possível encontrar nenhum tipo de padrão de repetição nas frequências para as diferentes condições e sessões. Para IMAG e MOV, há uma clara predominância de frequências na banda delta, mas havendo pouca repetição, e não sendo observada em todos os indivíduos.

Tabela 4. Frequência com a maior taxa de detecção e o número de derivações em que foi identificada como tal para o trecho jCNV.

Sujeito	VISUAL 1		VISUAL 6		IMAG1		IMAG 6		MOV 1		MOV 6	
	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv
S1	8,67	11	3,67	4	5,67	4	8,00	4	14,00	3	0,67	6
S2	1,67	6	11,00	4	12,67	4	0,67	4	8,33	9	0,33	9
S3	2,33	3	5,33	10	1,00	5	1,00	5	7,00	5	4,67	4
S4	8,00	5	11,00	2	7,33	2	6,00	3	12,33	3	5,67	5
S5	0,67	5	13,67	5	1,00	6	0,33	7	0,33	5	0,67	11
S6	13,67	3	11,33	2	1,33	3	2,00	10	1,00	9	0,33	8
S7	3,00	4	15,00	5	1,00	14	14,00	5	1,00	8	2,67	12

A Tabela 5 apresenta informação relacionada com o trecho CNV-PEV. Para VISUAL1 e VISUAL6 não foi observada consistência na frequência com maior taxa de detecção. Por outro lado, para IMAG1 pôde-se notar que para os sete sujeitos a frequência de maior taxa de detecção foi 0,33 Hz e com um grande número de repetições nas derivações. Somente para os sujeitos S1 e S6 este número foi inferior a 9. Para IMAG6, observa-se que a frequência de 0,33 Hz foi encontrada para 4 dos 7 sujeitos e na maior parte das derivações. Por outro lado, para MOV1 e MOV6, a maior parte das frequências de máxima detecção encontra-se na banda delta, porém sem o predomínio de uma componente espectral específica.

Tabela 5. Frequência com a maior taxa de detecção e o número de derivações em que foi identificada como tal para o trecho CNV-PEV.

Sujeito	VISUAL 1		VISUAL 6		IMAG1		IMAG 6		MOV 1		MOV 6	
	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv	f (Hz)	# deriv
S1	7,00	5	13,67	4	0,33	8	12,33	3	1,00	14	2,00	15
S2	4,67	3	3,67	8	0,33	13	0,33	16	0,33	6	0,33	16
S3	9,00	3	10,67	8	0,33	16	0,33	16	7,33	8	5,67	9
S4	5,33	3	3,00	4	0,33	10	0,33	9	2,33	3	0,33	5
S5	0,67	6	13,67	4	0,33	14	0,33	17	0,33	13	0,33	13
S6	1,00	5	10,67	5	0,33	7	1,33	7	15,00	10	3,33	7
S7	3,00	7	0,33	17	0,33	17	4,33	8	0,33	15	0,67	12

Finalmente, os valores das MSC médias na frequência de 0,33 Hz foram comparados por meio do Teste pareado de Wilcoxon, com nível de significância de 5%. A Tabela 6 apresenta os valores p obtidos, para o trecho CNV-PEV e comparando as seguintes condições: VISUAL1 - VISUAL6, VISUAL1 - IMAG1, VISUAL6 - IMAG6 e IMAG1 - IMAG6. Pode-se observar a ocorrência de valores significativos somente para VISUAL1 - IMAG1 em 15 derivações. Para os outros casos não foi encontrada diferença estatística significativa.

Tabela 6. Valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon (valores significativos indicados em negrito)

#	derivação	p			
		VISUAL1 - VISUAL 6	VISUAL1 - IMAG1	VISUAL6 - IMAG6	IMAG1 - IMAG6
1	FC3	0,578	0,016	0,469	0,938
2	C5	0,938	0,016	1,000	0,047
3	CP3	0,813	0,078	0,375	0,688
4	FC1	0,813	0,016	0,469	0,688
5	C3	0,375	0,016	0,219	0,375
6	CP1	0,813	0,047	0,578	0,688
7	C1	1,000	0,016	0,375	0,375
8	FC4	0,813	0,031	0,469	0,813
9	C6	0,938	0,375	0,297	0,938
10	CP4	0,469	0,031	0,469	0,688
11	FC2	0,469	0,016	0,297	1,000
12	C4	0,813	0,016	0,297	1,000
13	CP2	0,938	0,031	0,469	0,219
14	C2	0,469	0,016	0,375	0,938
15	FCz	1,000	0,016	0,156	0,938
16	Cz	1,000	0,016	0,297	0,688
17	CPz	0,578	0,016	0,578	0,813

Os valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon nas frequências de 0,33 a 4Hz das derivações [C3],[C4], [CP1] e [CP2] para as comparações entre sessões VISUAL1-VISUAL6, VISUAL1-IMAG1, VISUAL6-IMAG6 e IMAG1-IMAG6 são apresentados na Figura 28. Para [C3] observam-se diferenças estatística significativa nas frequências 0,33, 1,67 e 2,67 Hz para VISUAL1-IMAG1 e em 2,67Hz para VISUAL6-IMAG6. No caso de [C4], houve diferença em 0,33, 3,33 e 3,67Hz para VISUAL1-IMAG1 e em 3,33 e 4 Hz para VISUAL6-IMAG6. Para a derivação [CP1] a diferença ocorre em 0,33, 3,67, 4 Hz para VISUAL1-IMAG1, na frequência de 3Hz para IMAG1-IMAG6 e de 3,67 Hz para VISUAL6-IMAG6. Finalmente, para a derivação [CP2], foi encontrada diferença significativa na frequência de 1,67Hz para VISUAL1-VISUAL6 e em 0,33 e 3,67Hz para VISUAL1-IMAG1 e em 3,67 Hz para VISUAL6-IMAG6.

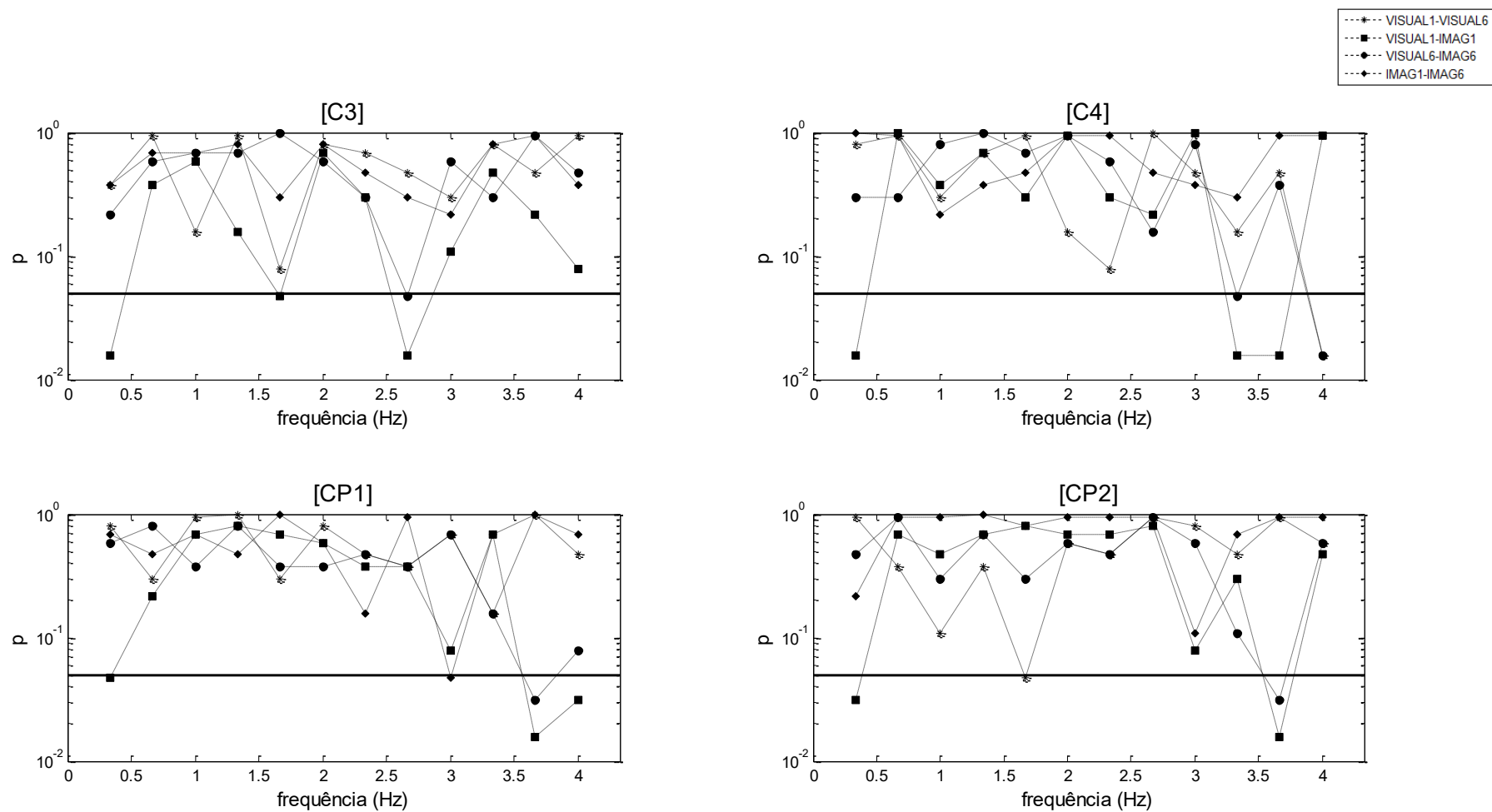


Figura 28. Valores p obtidos com o Teste pareado de Wilcoxon para as derivações [C3], [C4], [CP1],[CP2] no intervalo de frequências de 0,33 a 4Hz. A linha horizontal indica o nível de significância de 5%.

6.2 Máquina de Vetores de Suporte (SVM)

Considerando os resultados apresentados pela MSC, notou-se que a banda delta inferior (0-1 Hz) é aquela em que se encontra maior consistência nas detecções na condição IMAG. Como tal identificação de resposta não ocorre para a condição VISUAL, optou-se por utilizar valores obtidos para a MSC desta banda como entrada para a SVM, com vistas a diferenciar os padrões IMAG e VISUAL.

Neste caso, as estimativas da MSC foram calculadas utilizando-se a Eq. 3.9 e grupos de $M=12$ trechos de EEG de cada derivação. Assim, se para uma derivação houvesse 30 trechos livres de artefatos, tomava-se as primeiras 24 trechos, para se obter duas estimativas de MSC para cada grupo de 12 trechos. Os indivíduos S1 e S7 não apresentaram resposta consistente na banda delta para nenhuma condição, motivo pelo qual não foram considerados na etapa de classificação. Além disso, as coletas para o indivíduo S6 não foram consideradas por apresentarem uma quantidade excessiva de artefatos. A sessão 2 também não foi considerada pelo mesmo motivo.

Desta maneira cada característica obtida pela MSC de dimensão $1 \times \mathbb{R}^4$ foi enviado para a SVM para cumprir com a função de treinamento da máquina ou de classificação (figura 29). As classes a serem identificadas são VISUAL e IMAG.

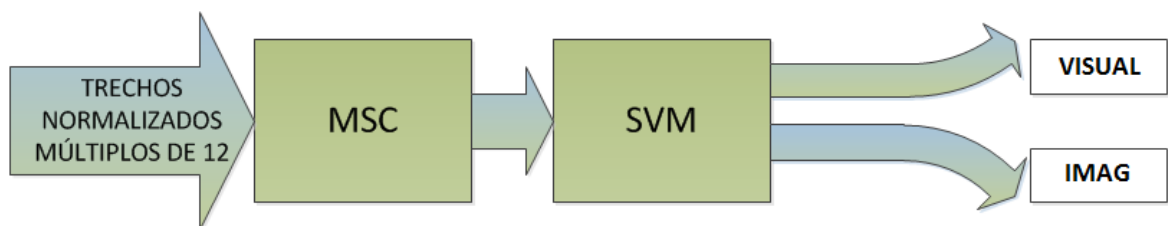


Figura 29. Esquema básico do processo de treinamento e classificação dos dados de EEG.

A Tabela 7 mostra a taxa de acerto do classificador SVM para cada sujeito após o treinamento com quatro sessões (sessões 1, 3, 4 e 5) e validação com a sexta sessão de cada indivíduo. A característica foi a MSC da banda de 0 a 1Hz, conforme mencionado anteriormente. Para os sujeitos S2, S3, S4 e S5 se obteve uma taxa de acerto de 0,95, 0,98, 0,7 e 0,93, respectivamente, com sensibilidade de 0,92, 1, 0,64, 0,96 e uma especificidade de 1, 0,95, 0,83, 0,90, respectivamente. Os valores médios

para o grupo foram de 0,89 para a taxa de acerto, 0,88 para a sensibilidade e 0,92 para a especificidade. O indivíduo S4 apresentou os menores valores de taxa de acerto, sensibilidade e especificidade e os outros indivíduos obtiveram valores maiores que 0,9 para ambos os parâmetros.

Tabela 7. Taxa de acerto, sensibilidade e especificidade do classificador SVM para treinamento com 4 sessões (Se 1, Se3, Se4 e Se5) e validação com a sexta sessão para cada indivíduo.

Sujeito	Taxa acerto	Sensibilidade	Especificidade
S2	0,95	0,92	1,00
S3	0,98	1,00	0,95
S4	0,70	0,64	0,83
S5	0,93	0,96	0,90
Média	0,89	0,88	0,92

A Tabela 8 mostra os resultados obtidos com o classificador para o treinamento com os dados da primeira sessão, sendo a validação realizada com dados das quatro sessões restantes (sessões 3, 4, 5 e 6). Pode-se observar que houve uma tendência de aumento da porcentagem de acerto da classificação com o passar das sessões, principalmente observado entre a 3° e 6° sessões. Os sujeitos S2 e S5 apresentaram um aumento progressivo ao longo de todas as sessões. O valor médio da taxa de acerto de classificação também apresentou este incremento. Na última sessão, os valores médios de sensibilidade e especificidade ficaram próximos.

Tabela 8. Taxa de acerto, sensibilidade e especificidade do classificador SVM para treinamento com dados da primeira sessão e validação com as sessões remanescentes.

	Sujeito	S2	S3	S4	S5	Média
Sessão 3	Taxa acerto	0,56	0,52	0,53	0,46	0,52
	Sensibilidade	0,67	1,00	0,50	0,48	0,66
	Especificidade	0,48	0,50	0,57	0,44	0,50
Sessão 4	Taxa acerto	0,67	0,96	0,31	0,53	0,62
	Sensibilidade	0,62	1,00	0,39	0,55	0,64
	Especificidade	1,00	0,91	0,18	0,50	0,65
Sessão 5	Taxa acerto	0,84	0,95	0,58	0,70	0,77
	Sensibilidade	0,80	1,00	0,93	0,90	0,91
	Especificidade	0,93	0,91	0,29	0,63	0,69
Sessão 6	Taxa acerto	0,86	0,85	0,63	0,93	0,82
	Sensibilidade	0,82	1,00	0,60	0,96	0,84
	Especificidade	0,94	0,77	0,67	0,90	0,82

Capítulo 7 – DISCUSSÃO

Para conseguir avaliar, no domínio do tempo, o efeito da Prática Mental (PM) no PRE motor ao longo das sessões, foi empregado um filtro de 0,1 a 15 Hz para o estudo do CNV (JERVIS et al., 1992). Os resultados da média coerente mostraram a presença do CNV entre os estímulos E1-E2 para IMAG e MOV (MORASH, *et al.*, 2007), sendo possível perceber a diferença entre as tarefas visuais (VISUAL) e as visuomotoras (IMAG), já que no segundo tipo observa-se a negatividade que evidencia o CNV (RUGG e COLES 1996). Notou-se também uma diminuição dos picos de CNV na condição IMAG, tanto ipsi quanto contralateralmente ao longo das sessões, sugerindo-se que tal variação tenha ocorrido como efeito da PM (KONONOWICZ, RIJN., 2011). Para a condição MOV, no hemisfério esquerdo, não foi possível verificar esta diminuição, embora a variabilidade dos dados seja elevada. O estudo do PRE por inspeção visual no tempo é uma tarefa difícil e que introduz um forte componente subjetivo, motivo pelo qual se realizou a análise objetiva no domínio da frequência por meio da MSC. Neste estudo, o protocolo utilizado difere do paradigma Estímulo 1- Estímulo2 (E1-E2), visto que E1 (LED vermelho) continua aceso até E2 ser apagado (4s), podendo alterar a atividade cortical motora e produzindo uma inclinação do CNV menos abrupta do que a usualmente encontrada na literatura, que emprega dois estímulos de curta duração e sem serem concomitantes (RUGG e COLES, 1996).

Para o estudo da extração de características foram obtidas estimativas médias da MSC tomando-se uma média de 1000 combinações de trechos de EEG livres de artefato. Este procedimento foi realizado com vistas a reduzir a ocorrência de detecções espúrias, visto que as respostas de cada combinação resultaram em detecções consistentes em determinadas frequências e inconsistentes em outras. Esta diferença nas respostas poderia ser explicada pela razão sinal-ruído dos diferentes canais e pela capacidade do indivíduo para imaginar a tarefa de forma consistente nos diferentes experimentos (STINEAR *et al.*, 2006).

Nos resultados para detecção do PRE por meio da MSC, foram analisadas três diferentes janelas de 3s, uma que contem componentes prévios à tarefa motora – jCNV, de -3 a 0s (MORASH *et al.*, 2007), a segunda que contem componentes de prontidão e pós-movimento, CNV-PEV (SANTOS-FILHO, 2010), e a última, ESP, na qual se presume a ausência do PRE motor. Com base nos resultados para a MSC

média, foi possível determinar que ESP e VISUAL apresentam comportamentos similares, o que poderia ser entendido como se a tarefa visual não estivesse influenciando a extração de características do PRE motor (CNV-PEV) realizada através da MSC de 0 a 15Hz. Por outro lado, os trechos CNV-PEV comparados com os jCNV para IMAG e MOV apresentaram maior consistência, com detecções na banda delta. Assim, pode-se inferir que, para o protocolo utilizado neste estudo, os maiores valores de coerência se encontram nas componentes pós-evento para IMAG e MOV.

Os percentuais de detecção obtidos por meio da MSC apresentaram incremento na banda delta para IMAG e MOV, ao se comparar a primeira e a última sessão, sugerindo um aumento na razão sinal-ruído como consequência da PM (STINEAR *et al.*, 2006). Porém, uma característica importante da IMAG é que a detecção se encontra principalmente numa componente espectral e para MOV tem-se detecções para diferentes frequências de 0,33 a 4Hz. Pode-se especular que neurônios do circuito motor para execução de movimento poderiam estar sendo ativados, causando a diferença observada entre estas duas condições.

As figuras de dispersão mostraram o comportamento do grupo de indivíduos com relação à componente que apresentou maior taxa de detecção para cada derivação. Para as condições ESP e VISUAL, as taxas de detecção eram esperadas somente no nível de significância, ou seja, próximo a 5% de falsos positivos (SANTOS-FILHO, 2010). No caso de IMAG e MOV, esperava-se que a dispersão dos dados estivesse na banda delta e com uma taxa de detecção elevada. Este fenômeno foi encontrado tanto para jCNV quanto para CNV-PEV, porém com um maior agrupamento para o segundo. A detecção do PRE foi encontrada em todas as derivações, com maiores valores de coerência para as regiões fronto-centrais e centrais, as quais estão relacionadas com áreas M1, AMS, córtex pré-frontal e somato-sensorial, sugerindo que no processo de IM estas áreas são ativadas. Desta forma, um subconjunto das 17 derivações poderia ser empregado em uma abordagem multivariada (SANTOS-FILHO, 2010, FELIX *et al.*, 2007).

A prática motora foi realizada com IM ao longo das seis sessões e a execução da tarefa motora somente nas sessões 1 e 6. Porém, pôde-se perceber uma melhora nas taxas de detecção de MOV1 para MOV6. Logo, este tipo de resultado sugere a

relação funcional entre a imaginação do movimento e sua execução. (JACKSON *et al.*, 2001)

Os resultados da comparação estatística da MSC para diferentes condições mostraram diferença significativa entre as condições VISUAL1 e IMAG1 para CNV-PEV. Conseqüentemente, neste caso, a extração de características com base na MSC possibilitou a separação em classes. No caso da comparação entre VISUAL6 e IMAG6 não foi encontrada diferença significativa.

De acordo com os resultados, para VISUAL e IMAG, observou-se que a MSC na banda delta, especialmente de 0,1 a 1Hz, poderia ser usada para a extração das principais características para diferenciação entre estas condições. A diferença entre os padrões de entrada fornecidos a SVM torna-se mais característica ao longo das sessões, sugerindo que, com a PM, os sinais se tornam mais fáceis de serem classificados.

Pôde-se observar que três indivíduos apresentaram taxas de acertos maiores que 90% utilizando SVM. Entretanto, um indivíduo apresentou uma porcentagem de acerto de 70%. Esta diferença pode estar relacionada a diversos fatores, que podem influenciar a razão sinal-ruído. Dentre eles, pode-se citar fatores fisiológicos, como a capacidade de imaginação de cada indivíduo, bem como o nível de concentração, estresse e fadiga durante a coleta. Indivíduos com melhor capacidade de imaginar a tarefa sugerida podem apresentar padrões de ativação cortical diferentes daqueles com menor capacidade (STINEAR *et al.*, 2006).

A porcentagem de acerto média atingiu um valor de 89% entre classificações de tarefas visuais e visuo-motoras do dedo indicador. Estas taxas são comparáveis às apresentadas por Ming *et al.* (2010), que utilizaram SVM em conjunto com análises de componentes independentes para a classificação de movimentos, encontrando uma taxa de acerto entre 77,6% e 91,4%.

Neste estudo, foi observado um aumento das taxas médias de detecção entre a terceira (52%) e a sexta sessão (82%), considerado como efeito da PM. Tais resultados são similares aos reportados por Ahmadi e Erfanian (2009) que encontraram, após um período de prática mental, um incremento na taxa de acerto da primeira sessão (80%) para a última sessão (73% a 91%), utilizando redes neurais

probabilísticas recorrentes para a classificação de movimentos de preensão da mão direita e esquerda.

Os resultados para as taxas de acerto ao longo das sessões apresentaram, em geral, um aumento progressivo, sugerindo que houve um aprimoramento na capacidade dos indivíduos em realizar uma tarefa de imaginação específica. Estes resultados podem indicar que tanto o treinamento da SVM, quanto dos indivíduos com PM, favorecem o bom desempenho de uma Interface Cérebro-Máquina (ICM). Com o treinamento, os indivíduos aprendem a ativar áreas corticais específicas, aumentando a eficiência neural e a plasticidade cortical (NEUBAUER *et al.*, 2009), resultando em alterações do vetor de características que facilitarão a separação entre classes.

Capítulo 8 – CONCLUSÃO

A média coerente dos trechos para a análise do CNV mostrou ser uma ferramenta útil para a identificação de certas características temporais do PRE motor. Além disso, a diminuição dos picos dos CNVs sugere o efeito da PM na plasticidade cerebral. Entretanto, a identificação dos picos do CNV por meio de inspeção visual é uma tarefa subjetiva, que depende da experiência e nível de atenção do avaliador, motivo pelo qual realizou-se a detecção objetiva por meio da MSC, que é uma técnica estatística com taxa máxima de falsos-positivos pré-estabelecida.

Com base nos resultados obtidos para a MSC, embora seja possível encontrar detecções em outras bandas, a banda delta, especialmente na frequência de 0,33 Hz, foi a que apresentou resposta mais consistente para IMAG. A condição MOV apresentou maiores taxas de detecção nesta mesma banda, porém espalhadas, sendo necessária maior investigação com vistas a esclarecer o significado fisiológico desta diferença entre as condições. A PM resultou em um aumento nos valores da MSC na banda delta e diminuição no número de detecções nas outras bandas. A janela CNV-PEV apresentou maiores percentuais de detecção que a jCNV, sugerindo a presença de características mais definidas do PRE no período pós-evento do que pré-evento para IMAG e MOV.

A MSC foi considerada adequada para ser utilizada como vetor de características para a entrada do classificador SVM, sendo capaz de oferecer padrões distintos para as condições VISUAL e IMAG da janela CNP-PMOV. Neste estudo, a SVM aplicada aos valores da MSC na banda delta (0 a 1 Hz) foi capaz de diferenciar estes padrões. Além disso, o treinamento baseado em IM resultou em um aumento da taxa de acertos na classificação. Estes resultados evidenciam a necessidade de se realizar um treinamento motor baseado em imaginação do movimento com vistas a melhorar a detecção e classificação dos padrões de ativação cortical, o que poderá favorecer o desempenho de uma ICM, com o uso da MSC associada à SVM.

Trabalhos Futuros

Novos estudos deverão ser realizados com um maior número de indivíduos para identificação de características por meio da MSC e determinação de taxas de

acertos pela classificação com SVM. Além disso, deve-se investigar novas técnicas que possibilitem o uso da MSC com um número menor de trechos, aumentando o desempenho tanto da extração de características quanto da classificação.

O desempenho da SVM deve ser comparado ao de outros métodos de classificação, tais como redes bayesianas, para a escolha do melhor algoritmo que permita a construção de uma ICM-IM em tempo real.

Neste trabalho, foram realizadas médias de 1000 estimativas da MSC por derivação para cada indivíduo. Entretanto, o valor crítico correspondente à estimativa de uma única MSC, que segue uma distribuição beta não-central, foi empregado como valor de referência para identificação de resposta. Assim, o valor crítico para a média de estimativas da MSC deve ser investigado com vistas a se obter um limiar de detecção para a MSC média.

Finalmente, deve-se realizar a classificação de tarefas motoras funcionais que possam ser empregadas na reabilitação de pacientes com déficit motor por meio de uma ICM-IM. Além disso, novos estudos devem incluir um grupo controle para comparar o efeito da PM motora baseada em IM e da PM não-motora no desempenho da execução de uma tarefa motora. Adicionalmente, deve-se analisar as componentes N2 e P3 do PRE, visando esclarecer o papel dos processos cognitivos relacionados a tarefas motoras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHMADI, M., ERFANIAN, A. An On-Line BCI System for Hand Movement Control Using Real-Time Recurrent Probabilistic Neural Network **Proceedings of the 4th International FrD3.7 IEEE EMBS Conference on Neural Engineering**, v29 p 367-370,2009

AI-MAQTARI, M. T. Steady State-VEP based BCI for Control Gripping of a Robotic Hand Technical Postgraduates (TECHPOS), 2009 International Conference p 1-3, 2009

AMABILE, R.; MIRANDA, R.; TIERRA-CRIOLLO, C.; MENDES, E.; POMPÉIA, S.; MANZANO, G.; Remoção automática de artefatos em sinais de EEG usando local SSA. **Anais do XVII Congresso Brasileiro de Automática**, 2008.

ANG K.K.; GUAN, C.; CHUA, K.S.G; ANG, B.T.; KUAH, C.W.K.; WANG, C.; PHUA, K.S.; CHIN, Z.Y.; ZHANG, H.; A clinical evaluation of non-invasive motor imagery-based brain-computer interface in stroke. **Conference proceedings :30th Annual International IEEE EMBS. Conference**, p.20-24, 2008.

ANG, K.K.; GUAN, C.; CHUA, K.S.G.; ANG, B.T.; KUAH, C.; WANG, C.; PHUA, K.S.; CHIN, Z.Y.; ZHANG, H. A clinical study of motor imagery-based brain-computer interface for upper limb robotic rehabilitation. **Conference proceedings :31th Annual International IEEE EMBS. Conference**, p.2-6, 2009

BERTOLUCI P., BRUCKI S., CAMPACCI S., JULIANO Y. O Mini exame do Estado Mental em uma população geral. O impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v.54, p.1-7, 1994.

BIN, G.; GAO, X.; WANG, Y.; HONG, B.; GAO, S.; VEP-Based Brain-Computer Interfaces: Time, Frequency, and Code Modulations, **IEEE COMPUTATIONAL INTELLIGENCE MAGAZINE**, v.4 p. 22-26 nov. 2009

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, pp.190-193, 2000.

BLANKERTZ, B., DOMBEGE, G., KRAULEDAT, M., MULLER, K.R., CURIO, G. The non-invasive Berlin Brain-computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects. **NeuroImage**, v 37 p 539-550, 2007

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.

BURGES, C. A Tutorial on Support Vector Machines for Pattern Recognition. **Data Mining and Knowledge Discovery**, v.2, p.121–167,1998.

BURLE B, VIDAL F, BONNET M. Electroencephalographic nogo potentials in a no-movement context: the case of motor imagery in humans. **Neurosci Lett**; 360 p77–80,2004

CHAPELLE, O.; VAPNIK, V; BOUSQUET, O.; MUKHERJEE, S.; Choosing Multiple Parameters for Support Vector Machines. **Machine Learning**, v.46, p.131-159, 2002.

CHEN C., SONG W, ZHANG J., HU Z, XU H., An Adaptive Feature Extraction Method for Motor-Imagery BCI Systems. **Conference Proceedings: International Conference on Computational Intelligence and Security IEEE. Conference**, p.275-279 2010

CHIAPPA, K.H., Evoked Potentials in Clinical Medicine. 2 ed. New York, Raven Press. NY, USA, 1997.

COLES, M.G.H.; RUGG, M.D. **Electrophysiology of Mind – Event-Related Brain Potentials and Cognition**. New York: Oxford University Press Inc., 1996.

DANCEY, C. P.; REIDY, J. Estatística sem matemática para psicologia. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2007

DEECKE L, SCHEID P., KORNHUBER HH., Distribution of readiness potential, pre-movement positivity, and motor potential of the human cerebral cortex preceding voluntary finger movements. *Exp Brain Res* 7: pp. 158-165, 1969.

DOBIE, A.; WILSON, M. Analysis of Auditory Evoked Potentials by Magnitude Squared Coherence. **Ear and Hearing**, v.10, p.2-13, 1989.

FELTZ, D. L.; LANDERS, D.M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis. **J Sport Psychol**, v.5. p. 25-57, 1983.

FELIX, L. B., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., YEHIA, H. C., Multivariate objective response detectors (MORD): statistical tools for multichannel EEG analysis. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 35, n. 3, p. 443-452, 2007.

FILIPOVIC, S.R; JAHANSHANI, M.; ROTHWELL, J.C. Uncoupling of contingent negative variation and alpha band event-related desynchronization in a go/no-go task. **Clinical of Neurophysiology**, v.112, p.1307-1315, 2001.

FRIEHS, G.; ZERRIS,V.; OJAKANGAS, C.; FELLOWS, M.; DONOGHUE, J. Brain-Machine and Brain-Computer Interfaces. **Stroke**, v.35, p.2702-2705, 2004.

GREGG, M., HALL, C., BUTLER, A. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. **eCAM Advance Access**, v. 26, p.1-9,2007.

GYSELS, E.; CELKA, P., Phase Synchronization for the Recognition of Mental Tasks in Brain Computer Interface. **IEEE Trans. Neural and Rehab. Eng.**, v. 12, n.4, p. 406-415, 2004.

HAYKIN, S. **Neural Networks A comprehensive Foundation**. 2^a ed, Cidade: Prentice Hall, 1999.

HAZRATI, M., ERFANIAN, A. An online EEG-based brain-computer interface for controlling hand grasp using an adaptive probabilistic neural network. **Medical Engineering & Physics**, v. 32, p. 730-739, 2010.

HOFFMANN, U., VESIN, J.M., EBRAHIMI, T. Recent Advances in Brain-Computer Interfaces. Signal Processing Institute. Ecole Polytechnique Federale de Lausanne (EPFL), (2007).

IKEDA A, LUDERS H, COLLURA TF, BURGESS RC, MORRIS HH, HAMANO T, SHIBASAKI H. Subdural potentials at orbitofrontal and mesial prefrontal areas accompanying anticipation and decision making in humans: a comparison with Bereitschaftspotential. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 98, pp. 206-12, 1996.

INFANTOSI, A.F.C.; MELGES, D.B.; TIERRA-CRIOLLO, C.J. Use of magnitude-squared coherence to identify the maximum driving response band of the somatosensory evoked potential. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.39, p.1593-1603, 2006.

JACKSON, P.L.; LAFLEUR, M.F.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.; DOYON, J. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.82, p.1133-41, 2001.

JEANNEROD, M. Mental imagery in the motor context. **Neuropsychologia**, v. 33, n. 11, p. 1419--1432, 1995

JEANNEROD, M. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. **Behav Brain Sci.**, v.17, p.187-245, 1994.

JERVIS B., ALLEN E., JOHNSON T., NICHOLS M., HUDSON N. The Application of Pattern Recognition Techniques to the Contingent Negative Variation for the Differentiation of Subject Categories. **IEEE Transactions On Biomedical Engineering**, v. BME-31, n. 4, pp 342-349 ,1984

JERVIS B., SAATCHI M., LACEY A., ROBERTS T., ALLEN E., HUDSON N., OKE S., GRIMSLEY M. Artificial neural network and spectrum analysis methods for detecting brain diseases from the CNV response in the electroencephalogram. **IEEE Proc Sci. Meas. Technol**, v. 141, n.6 , pp 432-440 ,1994.

JERVIS B., SAATCHI M., LACEY A., PAPADOURAKIS G, VOURKAS M, ROBERTS T, ALLEN E., HUDSON N., OKE S. The Application of Unsupervised Artificial Neural Networks to the Sub-classification of Subjects At-risk of Huntington's Disease. **Intelligent Decision Support Systems and Medicine Confrences**, pp 5/1 - 5/9, 1992

JOHNSON SH, ROTTE M, GRAFTON ST, HINRICHS H, GAZZANIGA MS, HEINZE HJ. Selective activation of a parietofrontal circuit during implicitly imagined prehension. **NeuroImage** 2002, 17: 1693–1704.

KONONOWICZ, T.W., RIJN, H.V. Slow potential in time estimation: the role of temporal accumulation and habituation. **Frontiers in Integrative Neuroscience**, v. 5, p. 1-10, 2011.

KORNHUBER HH, DEECKE L. Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passive Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale. *Pflügers Arch*; 284:pp. 1-17, 1965.

KRISTEVA R., KELLER E., DEECKE L., KORNHUBER HH. Cerebral potentials preceding unilateral and simultaneous bilateral finger movements. **Electroenceph clin Neurophysiol**; 47: pp 229-238.,1979

LACOURSE, M.; TURNER, J.; RANDOLPH-ORR, E.; SCHANDLER, S.; COHEN, M. Cerebral and cerebellar sensorimotor plasticity following motor imagery-based mental practice of a sequential movement. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 41, n.4, p.505-524, Jul/Ago 2004.

LEE, H. CHOI, S. PCA+HMM+SVM for EEG pattern classification. **Conference Proceedings:Signal Processing and Its Applications IEEE**, v 1, p. 541-544, 2003.

LI, K.; SANKAR, R.; ARBEL, Y.; DONCHIN, E. Single Trial Independent Component Analysis for P300 BCI System. **Conference Proceedings: 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. Conference.** p. 2-6, Minneapolis, Minnesota, USA, set 2009.

LI, M.; YANG, J.; HAO, D.; JIA, S. ECoG Recognition of Motor Imagery Based on SVM Ensemble. **Conference Proceedings of the 2009 IEEE, International Conference on Robotics and Biomimetics. Conference.** p. 19 -23, Guilin, China Dez 2009.

LIAO, X., YAO, D., WU, D., LI, C. Combining Spatial Filters for the Classification of Single-Trial EEG in a Finger Movement Task. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING**, v. 54, n. 5, p. 821 – 831, may 2007.

LIU K, CHAN C, LEE TM, HUI-CHAN CW. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 85: p.1403-1408, 2004.

LOTTE, F.; CONGEDO, M.; L'ECUYER, A.; LAMARCHE, F.; ARNALDI, B. Topical Review, A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces. **Journal of Neural Engineering**, v. 4, p.1-13, 2007.

MANOOCHEHRI, M.; MORADI, M.; Are All BCI Feature Extraction Methods Subject_Independent? **Proceedings of the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering**, p. 1-4, 2010.

MING, D. et al. ICA-SVM Combination Algorithm for Identification of Motor Imagery Potentials. **IEEE CIMSA**, pp 92-96, (2010).

MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L.; FELIX, L.B.; INFANTOSI, A.F.C. A Matrix-Based Algorithm for Estimation Multiple **Conference proceedings: Coherence of a Periodic Signal and Its Application to the Multichannel EEG During Sensory Stimulation. IEEE Trans. Biomedical Eng. Conference**. v. 51, p . 1140-1146, 2004.

MORASH V, BAIL O, FURLANIL S, LIN P, HALLETT M. Prediction of Multiple Movement Intentions from CNV Signal for Multi-Dimensional BCI. **IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering 2007**.

NEUBAUER, A.C.; FINK, A. Intelligence and neural efficiency. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 33, p. 1004-1023,2009.

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., Lippincotti Williams and Wilkins, Philadelphia, USA, 2005.

NIJHOLT, A.; Tan, D., Brain-Computer Interfacing for Intelligent Systems. **IEEE Intelligent Systems**, v. 23, n.3, p. 72-79, 2008.

NURETTIN, A.; CÜNEYT, G. Automatic recognition of sleep spindles in EEG via radial basis support vector machine based on a modified feature selection algorithm. **Neural Comput & Applic**, v.14, p.56-65, 2005.

PFURTSCHELLER G., NEUPER C., RAMOSER H., MÜLLER-GERKING J. Visually guided motor imagery activates sensorimotor areas in humans. **Neuroscience Letters** 269 pp 153-156, 1999b

PFURTSCHELLER, G., LOPES DA SILVA, F.H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clinical Neurophysiology**, v. 110, p.1842-57,1999a.

PFURTSCHELLER, G.; BRUNNER, C., The State-of-the-Art in BCIs. **IEEE Intelligent Systems**, v. 23 (3), pp. 72-74, 2008.

PFURTSCHELLER, G.; LINORTNER, P.; WINKLER, R.; KORISEK, G.; MÜLLER-PUTZ, G. Discrimination of Motor Imagery-Induced EEG Patterns in Patients with Complete Spinal Cord Injury, **Hindawi Publishing Corporation Computational Intelligence and Neuroscience**, v2009, 2009

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.

REILLY, E. EEG Recording and Operation of the Apparatus in **Eletroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. 5° ed. Lippincott Williams & Wilkins. p. 139- 159. 2005.

RINEHART JK, SINGLETON RD, ADAIR JC, SADEK JR, HAALAND KY. Arm Use After Left or Right Hemiparesis Is Influenced by Hand Preference. **Stroke** 2009, 40: 545-550.

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.

SANTOS-FILHO, Sady Antônio. **Magnitude quadrática da coerência na detecção a Imaginação do Movimento para aplicação em Interface Cérebro-Máquina. Tese de doutorado**. 2010. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica)- Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte, Brasil.

SHARMA, N.; SIMMONS, L.; JONES, S. P.; DAY, D. J.; CARPENTER, T.; POMEROY, V.; WARBURTON, E.; BARON J. Motor Imagery After Subcortical Stroke: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. **Stroke**, v.40, p.1315-1324, Jan 2009.

SHIN, Y.; LEE, S.; AHN, M.; JUN, S.; LEE, H. Motor Imagery based BCI Classification via Sparse Representation of EEG Signals, **Conference Proceedings: NFSI & ICBEM, IEEE**, p.93-97, 2011.

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**, v.28, p. 691–698, 2000.

SMITH JL, JOHNSTONE SJ, BARRY RJ. Movement-related potentials in the Go/NoGo task: The P3 reflects both cognitive and motor inhibition. *Clinical Neurophysiology*, 119: p. 704–714, 2008.

STANCÁK A., FEIGE B., LÜCKING C.,KRISTEVA-FEIGE R. Oscillatory cortical activity and movement-related potentials in proximal and distal movements. **Clinical Neurophysiology** 111 p.636-650, 2000.

STARINOU, M., MORARU, L., CIMPONERIU, L., DELLA PENNA, S., BEZERIANOS, A. Evaluation of Cortical connectivity during real and imagined rhythmic finger tapping. *Brain Topography* , v19(3): pp137-145., 2007

STINEAR C M, BYBLOW WD, STEYVERS M, LEVIN O, SWINNEN SP. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor. Excitability. **Exp Brain Res**, v.168, p.157-164, 2006.

TECCE JJ. Contingent Negative Variation (Cnv) and psychological processes in man. *Psychological Bulletin* v 77 (2): p 73-108, 1974

TIERRA-CRIOLLO, C. J., Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato-Sensitiva Utilizando Parâmetros Espectrais. Tese (Doutorado em Ciências)-COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2001.

WANG, E.; COLLINGER, J.L.; PEREZ, M.A.; TYLER-KABARA, E.C.; COHEN, L.G.; BIRBAUMER, N.; BROSE, S.W.; SCHWARTZ, A.B.; BONINGER, M.L.; WEBER, D.J. Neural interface technology for rehabilitation: Exploiting and promoting neuroplasticity. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, v.21, p.157–178, 2010.

APÊNDICE A – PICOS DE CNV

Tabela A.1. Magnitude dos picos do CNV para a condição VISUAL1.

Sujeito	FC3	C5	CP3	FC1	C3	CP1	C1	FC4	C6	CP4	FC2	C4	CP2	C2	FCz	Cz	CPz
S1	-2,91	-2,84	-4,68	-1,94	6,39	-1,87	0,81	-6,04	-1,43	-3,90	-5,52	-5,71	-7,29	-7,16	-7,38	-5,13	-3,29
S2	-4,81	-3,74	-2,67	0,11	-3,48	-3,10	-4,24	-2,58	-0,24	-2,65	-2,83	-1,77	1,46	-2,84	-5,04	-1,89	-5,60
S3	-7,41	-0,42	-4,07	-7,29	-6,33	-5,44	-0,30	-2,14	-3,35	-6,91	-3,68	-0,68	-2,28	-1,36	-6,83	-4,25	-1,63
S4	-8,30	2,73	-12,81	0,44	4,20	-4,56	0,66	-12,63	-2,72	-6,51	-7,81	-4,49	1,15	-3,84	-4,07	-7,39	-8,13
S5	-3,50	1,01	-5,14	-9,86	-1,01	-7,12	-5,36	-11,05	-6,43	-7,97	-3,26	-4,69	-7,19	-7,56	-9,57	-1,71	-17,42
S6	1,98	-0,02	-0,99	-1,88	1,29	-0,57	-2,87	-3,29	-1,96	-3,36	-3,51	-3,25	-0,82	-1,94	2,91	3,36	-4,88
S7	-11,60	-13,91	-16,52	-9,66	-12,65	-10,65	-11,12	-11,57	-16,57	-13,54	-11,13	-13,33	-12,72	-13,46	-10,29	-14,69	-11,23
Média	-5,22	-2,45	-6,70	-4,30	-1,66	-4,76	-3,20	-7,04	-4,67	-6,41	-5,39	-4,84	-3,96	-5,45	-5,75	-4,53	-7,45
Desvio padrão	4,38	5,51	5,72	4,51	6,51	3,40	4,24	4,60	5,59	3,73	3,07	4,13	5,27	4,28	4,42	5,61	5,40

Tabela A.2. Magnitude dos picos do CNV para a condição VISUAL6.

Sujeito	FC3	C5	CP3	FC1	C3	CP1	C1	FC4	C6	CP4	FC2	C4	CP2	C2	FCz	Cz	CPz
S1	2,17	-4,52	-7,67	4,16	-3,09	-3,75	-12,56	-1,02	-1,64	-6,40	0,42	1,70	-4,36	-5,49	-1,67	-1,04	-0,04
S2	-3,88	-3,10	-0,24	-4,64	-3,37	-0,19	-0,48	-3,62	-3,89	-3,98	-3,80	-3,31	-4,25	-1,71	-1,45	-5,14	-1,38
S3	-3,42	-4,38	-0,42	-0,61	-1,74	1,31	-0,02	-0,31	1,17	1,48	3,43	0,11	1,53	2,52	0,65	-2,76	-2,69
S4	2,70	2,19	1,83	-8,17	0,05	-3,88	0,54	0,42	0,30	-3,58	-2,59	-1,79	2,76	-2,71	-3,28	-0,99	1,71
S5	-4,98	-7,24	-0,93	-0,82	-3,29	3,14	-2,16	-4,26	-2,62	-3,89	-1,52	-3,45	-2,53	-2,38	-1,49	-0,49	-3,43
S6	-1,40	-6,21	-5,68	-6,72	-3,21	-0,96	-4,53	-5,15	-9,04	-5,14	-6,83	-10,40	-2,15	-4,06	-6,21	-4,45	-5,41
S7	2,92	2,70	-0,13	0,84	2,80	3,49	3,23	4,76	-2,97	-0,15	0,36	2,20	-1,10	3,20	7,17	3,00	-2,09
Média	-0,84	-2,94	-1,89	-2,28	-1,69	-0,12	-2,28	-1,31	-2,67	-3,09	-1,50	-2,13	-1,44	-1,52	-0,90	-1,70	-1,91
Desvio padrão	3,39	3,91	3,43	4,40	2,34	2,99	5,12	3,41	3,34	2,78	3,32	4,28	2,73	3,24	4,13	2,74	2,31

Tabela A.3. Magnitude dos picos do CNV para a condição IMAG1.

Sujeito	FC3	C5	CP3	FC1	C3	CP1	C1	FC4	C6	CP4	FC2	C4	CP2	C2	FCz	Cz	CPz
S1	-11,79	-10,85	-12,60	-12,03	-10,23	-12,00	-8,44	-10,18	-11,92	-11,91	-13,33	-12,70	-2,86	-12,52	-12,97	-12,16	-13,43
S2	-3,92	-3,75	-1,83	-3,56	-2,55	-4,75	-5,85	-5,46	-2,02	-0,97	-5,64	-3,64	-4,01	-3,43	-5,30	-8,22	-2,91
S3	-10,83	-3,26	-4,30	-9,63	-4,76	-6,39	-12,70	-8,19	-4,66	-6,61	-6,59	-6,38	-3,35	-9,85	-13,89	-9,99	-11,66
S4	-7,46	-0,16	-3,23	0,56	-0,61	-4,05	-6,49	-9,19	-4,40	-3,39	-3,17	-4,51	-8,07	-5,88	-5,38	-2,28	-3,49
S5	-15,23	-15,89	-17,95	-16,86	-20,53	-12,72	-26,22	-14,64	-15,52	-14,99	-16,75	-16,57	-15,79	-19,07	-17,67	-19,06	-15,33
S6	-11,02	-9,41	-4,13	-5,52	-6,90	-3,63	-5,04	-10,39	-4,55	-3,63	-7,71	-1,25	-5,43	-3,56	-7,35	-5,17	-8,05
S7	-20,16	-19,13	-18,07	-19,92	-17,56	-19,29	-16,95	-18,40	-20,41	-18,03	-18,94	-16,69	-21,43	-21,12	-21,52	-22,56	-19,24
Média	-11,49	-8,92	-8,87	-9,57	-9,02	-8,98	-11,67	-10,92	-9,07	-8,50	-10,30	-8,82	-8,70	-10,77	-12,01	-11,35	-10,59
Desvio padrão	5,22	6,98	7,14	7,32	7,55	5,87	7,70	4,30	6,95	6,51	6,03	6,40	7,17	7,18	6,29	7,28	6,09

Tabela A.4. Magnitude dos picos do CNV para a condição IMAG6.

Sujeito	FC3	C5	CP3	FC1	C3	CP1	C1	FC4	C6	CP4	FC2	C4	CP2	C2	FCz	Cz	CPz
S1	-5,00	-10,23	-7,60	-0,40	2,10	-2,39	-9,53	-7,59	-4,12	1,92	-3,42	-4,79	-7,73	-2,23	-7,21	-7,48	-4,70
S2	-5,60	-6,84	-4,62	-4,19	-5,60	-5,42	-5,07	-6,12	-2,01	-4,27	-6,18	-5,95	-4,40	-2,87	-6,71	-5,60	-4,05
S3	-7,08	-2,46	-8,98	-11,81	-8,64	-5,40	-10,48	-6,22	-6,56	-2,43	-7,06	-9,46	-6,41	-9,45	-16,29	-6,87	-8,72
S4	-7,25	-4,24	-2,74	-9,56	-5,29	-4,51	-6,99	-4,76	-2,32	-4,69	-6,10	-6,25	-3,72	-8,50	-9,33	-6,21	-1,43
S5	-8,85	-5,21	-9,68	-9,64	-2,33	-10,42	-9,95	-9,50	-9,39	-10,43	-9,96	-9,91	-9,86	-11,67	-10,46	-13,76	-11,10
S6	-4,02	-1,29	-2,59	-4,91	-3,16	-1,18	-2,25	-4,75	-0,59	-7,28	-5,52	-3,14	-2,69	-6,45	-6,80	-8,82	-3,46
S7	-2,59	1,15	0,94	0,33	2,28	-0,50	-1,25	-2,18	0,80	-0,21	0,10	-1,87	-0,32	0,52	1,84	-0,94	-2,25
Média	-5,77	-4,16	-5,04	-5,74	-2,95	-4,26	-6,50	-5,87	-3,46	-3,91	-5,45	-5,91	-5,02	-5,81	-7,85	-7,10	-5,10
Desvio padrão	2,13	3,75	3,89	4,74	4,05	3,36	3,76	2,32	3,54	4,17	3,13	3,00	3,22	4,41	5,43	3,84	3,53

Tabela A.5. Magnitude dos picos do CNV para a condição MOV1.

Sujeito	FC3	C5	CP3	FC1	C3	CP1	C1	FC4	C6	CP4	FC2	C4	CP2	C2	FCz	Cz	CPz
S1	-19,32	-16,69	-19,36	-15,33	-20,98	-18,52	-16,51	-21,74	-27,10	-24,74	-23,08	-25,61	-14,67	-14,82	-18,35	-25,54	-22,19
S2	9,12	10,08	2,79	-4,35	-4,78	4,57	6,19	0,51	8,30	-2,30	-5,67	-2,07	-5,93	3,02	-8,40	-4,72	-0,36
S3	-13,10	0,32	-1,34	-23,23	-5,24	5,20	-3,90	-18,79	11,25	-1,45	-1,73	-4,46	-5,91	-35,69	-4,14	-6,51	7,44
S4	-8,16	-2,65	-1,69	0,80	-1,81	-0,08	-4,48	-6,74	-1,01	-2,28	-4,10	-6,00	-1,86	-4,74	-4,59	-2,73	-2,74
S5	-4,50	-2,61	-10,52	-14,26	-11,25	-17,25	-4,86	-9,06	-9,22	-10,62	-7,81	-11,62	-14,55	-12,99	-10,61	-13,35	-17,96
S6	-0,75	45,03	11,44	-4,29	-4,46	16,08	0,76	-2,16	-3,98	-0,61	-5,73	-7,07	-1,15	1,29	-4,50	8,24	8,78
S7	-1,50	-1,28	-1,46	2,03	-2,51	0,10	-1,70	-3,53	-1,65	-5,14	-1,35	-2,54	-5,64	-0,74	0,46	-3,84	-3,20
Média	-5,46	4,60	-2,88	-8,38	-7,29	-1,41	-3,50	-8,79	-3,34	-6,73	-7,07	-8,48	-7,10	-9,24	-7,16	-6,92	-4,32
Desvio padrão	9,21	19,48	9,77	9,39	6,76	12,47	6,92	8,47	12,62	8,63	7,42	8,20	5,49	13,53	6,05	10,41	11,79

Tabela A.6. Magnitude dos picos do CNV para a condição MOV6.

Sujeito	FC3	C5	CP3	FC1	C3	CP1	C1	FC4	C6	CP4	FC2	C4	CP2	C2	FCz	Cz	CPz
S1	-26,42	-27,08	-23,24	-19,40	-22,72	-20,13	-35,02	-32,01	-23,62	-22,66	-14,70	-24,02	-18,68	-23,53	-24,76	-24,03	-23,43
S2	-5,35	-4,41	-3,27	-6,68	-7,40	-3,39	-8,76	-7,00	-2,35	-3,31	-9,00	-2,34	-5,23	-5,09	-7,92	-4,38	-3,91
S3	1,93	-0,06	0,90	-5,42	2,38	1,24	6,95	8,56	3,45	6,58	-1,38	9,62	8,37	1,06	-3,58	4,25	-0,05
S4	-1,58	-1,85	-1,19	-5,67	-3,65	-1,20	-3,97	-3,78	-0,78	-2,86	-2,59	-1,39	-0,88	-1,42	-2,32	-2,07	0,17
S5	-6,53	-6,53	-10,80	-14,10	-8,16	-20,76	-7,07	-8,72	-12,46	-10,89	-11,13	-10,15	-15,30	-16,27	-12,01	-13,36	-15,75
S6	5,50	1,85	2,98	-2,29	5,76	1,87	3,64	2,46	4,87	2,43	1,71	-2,48	-0,91	0,92	2,35	1,13	-2,02
S7	-2,39	-1,02	-1,79	-2,39	-5,85	-0,93	-4,24	-0,67	-1,77	-3,92	0,16	-1,07	-8,98	-1,06	0,17	-1,24	-3,62
Média	-4,98	-5,58	-5,20	-7,99	-5,66	-6,18	-6,92	-5,88	-4,67	-4,95	-5,28	-4,55	-5,94	-6,48	-6,87	-5,67	-6,94
Desvio padrão	10,31	9,87	9,06	6,39	9,12	9,89	13,62	12,92	10,05	9,53	6,30	10,35	9,27	9,62	9,25	9,79	9,06

APÊNDICE B – TRABALHOS PUBLICADOS

Durante o mestrado, tivemos dois artigos publicados em anais de congressos nacionais, dois resumos em congressos (um nacional e um internacional). Além disso, submetemos, recentemente, um artigo para a Revista Brasileira de Engenharia Biomédica.

Trabalhos completos publicados em anais de eventos

1. Erazo-Costa, F., Santos, C.C., Gomes, M.E.D, Tierra-Criollo, C.J. Classificação com Máquina de Vetores de Suporte e Coerência na Imagética Motora com Prática Mental. 10th Brazilian Congress on Computational Intelligence (CBIC'2011), November 8 to 11, 2011, Fortaleza, Ceará Brazil.
2. COSTA F.E, OLIVEIRA L. B., COSTA M. D., TIERRA-CRIOLLO C.J. Emprego da Transformada Chirplet na Análise de Potencias de Campo Local. Anais XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 1035-1038, 2010.

Trabalhos publicados em anais de congressos (RESUMO)

1. Erazo-Costa, F.; SANTOS, C. C. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Análise do padrão de ativação cortical de um indivíduo com acidente vascular encefálico – Um Estudo Do Potencial Relacionado Ao Evento Gerado Por Tarefas Motoras
2. Erazo-Costa, F.; SANTOS, C. C. ; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Event Related Synchronization/Desynchronization for Imagination of flexion and extension movement of the index finger. XXVI Reunião Anual da FeSBE - FeSBE 2011

APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO

MIQ- RS

Este questionário trata de dois tipos de tarefa mental. A primeira tarefa consiste em formar uma imagem visual ou retrato de um movimento em sua mente. A segunda tarefa consiste sentir em como se estivesse fazendo um determinado movimento sem fazê-lo realmente. Você será orientado a fazer ambas as tarefas para uma variedade de movimentos neste questionário e então descrever quão fácil/ difícil foi realizar a tarefa. Ao classificar, não interessa o resultado final, isto é, o quão bem você conseguiu fazer a tarefa no fim, mas apenas a dificuldade que você sentiu para realizá-la. Não há valores certos ou errados ou valores que são melhores que outros.

Você vai ver pequenos filmes com uma pessoa realizando uma tarefa e uma voz dando instruções sobre ela. Observe e ouça cada item cuidadosamente e faça precisamente o movimento descrito. Comece a realizar a tarefa apenas quando receber o comando para isso. Retorne à posição inicial para o movimento como se você fosse realizar a tarefa outra vez. Então, dependendo de qual das seguintes orientações você receber, faça: (1) forme uma imagem visual do movimento feito tão clara e real quanto puder e (2) atente para sentir você mesmo fazendo o movimento feito sem fazê-lo.

Depois que completou a tarefa mental requerida, descreva a facilidade/ dificuldade com que você fez a tarefa. Escolha um valor das seguintes escalas.

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Seja tão preciso quanto possível e defina o quanto você sentiu necessidade para determinar o devido valor para cada movimento. Você pode escolher o mesmo valor (nota)

para diferentes números de movimentos “vistos” ou “sentidos” e não há necessidade de utilizar todo o comprimento da tabela.

1 – Posição inicial:	Fique de pé com seus pés e pernas juntos e seus braços ao longo do corpo
Ação:	Dobre seu joelho o mais alto possível. Assim, você ficará de pé sobre uma perna só com o joelho da sua outra perna fletido à frente. Agora, abaixe sua perna, ficando novamente de pé sobre seus dois pés.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem fazê-lo realmente. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: _____

2 – Posição inicial:	Enquanto sentado, coloque sua mão em seu colo e com o punho cerrado.
Ação:	Levante sua mão acima de sua cabeça até que seu braço esteja totalmente estendido. Mantendo seu punho cerrado.

	Depois, recoloca sua mão sobre seu colo, mantendo punho cerrado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____

3 – Posição inicial:	Estenda seu braço ao lado do corpo, até a altura dos ombros, mantendo-os paralelos ao chão, com seus dedos estendidos e sua palma da mão para baixo.
Ação:	Mova seu braço para frente até que ele esteja totalmente à frente do seu corpo (ainda paralelo ao chão). Mantenha seu braço estendido durante o movimento e faça-o lentamente. Agora, mova seu braço de volta à posição inicial, estendido ao lado do corpo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo.

	Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.
--	--

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: _____

4 – Posição inicial:	Fique de pé com seus braços estendidos totalmente acima de sua cabeça.
Ação:	Lentamente, curve-se à frente pela cintura e tente tocar os dedos dos pés. Agora, retorne à posição inicial, mantendo seus braços estendidos acima da cabeça.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____

5 – Posição inicial:	Coloque sua mão em frente de você aproximadamente na altura do seu ombro como se você fosse empurrar uma porta. Seus dedos devem estar apontando para cima.
Ação:	Estenda seu braço rapidamente como se você fosse abrir a porta, mantendo seus dedos apontando para cima. Agora deixe a porta voltar, retornando sua mão e braço para a posição inicial
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____

6 – Posição inicial:	Sentado, coloque sua mão sobre seu colo. Simule um copo com água em uma mesa diretamente à sua frente.
Ação:	Pegue o copo e levante-o da mesa. Agora coloque-o de volta na mesa e retorne seu braço para seu colo.

Tarefa Mental:	<p>Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo.</p> <p>Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.</p>
----------------	---

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: _____

7 – Posição inicial:	Sua mão está ao seu lado. Simule que há uma porta em sua frente que está fechada.
Ação:	Gire a maçaneta e abra a porta. Agora, lentamente, feche a porta, largue a maçaneta e retorne sua mão para seu lado.
Tarefa Mental:	<p>Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo.</p> <p>Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.</p>

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
---	---	---	---	---	---	---

Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir
-------------------------	-------------------	--------------------------------	--------------------------------	-------------------------------	-----------------	-----------------------

Valor: _____

8 – Posição inicial:	Fique de pé com seus pés e pernas juntos e seus braços ao longo do corpo
Ação:	Dobre seu joelho o mais alto possível. Assim, você ficará de pé sobre uma perna só com o joelho da sua outra perna fletido à frente. Agora, abaixe sua perna, ficando novamente de pé sobre seus dois pés.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____

9 – Posição inicial:	Enquanto sentado, coloque sua mão em seu colo e com punho serrado.
Ação:	Levante sua mão acima de sua cabeça até que seu braço esteja totalmente estendido. Mantendo seus dedos fletidos. Após, recolque sua mão sobre seu colo, mantendo punho serrado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: _____

10 – Posição inicial:	Estenda seu braço para o lado do corpo, mantendo-os paralelos ao chão, com seus dedos estendidos e sua palma da mão para baixo.
Ação:	Mova seu braço para frente até que ele esteja totalmente à frente do seu corpo (ainda paralelo ao chão). Mantenha seu braço estendido durante o movimento e faça-o lentamente. Agora, mova seu braço de volta à posição inicial, esticado ao lado do corpo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou

	<p>de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível.</p> <p>Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.</p>
--	--

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____

11 – Posição inicial:	Fique de pé com seus braços estendidos totalmente acima de sua cabeça.
Ação:	Lentamente, curve-se à frente pela cintura e tente tocar os dedos dos pés com a ponta dos dedos. Agora, retorne à posição inicial, mantendo seus braços estendidos acima da cabeça.
Tarefa Mental:	<p>Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo.</p> <p>Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.</p>

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
---	---	---	---	---	---	---

Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir
-------------------------	-------------------	--------------------------------	--------------------------------	-------------------------------	-----------------	-----------------------

Valor: _____

12 – Posição inicial:	Coloque sua mão em frente de você aproximadamente na altura do seu ombro como se você fosse abrir a porta. Seus dedos podem estar apontando para cima.
Ação:	Estenda seu braço rapidamente como se você fosse abrir a porta, mantendo seus dedos apontando para cima. Agora deixe fechar a porta, retornando sua mão e braço para a posição inicial
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Preste atenção para sentir você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer sem necessariamente fazê-lo. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética cinestésica

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de sentir	Difícil de sentir	Alguma dificuldade para sentir	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para sentir	Fácil de sentir	Muito fácil de sentir

Valor: _____

13 – Posição inicial:	Sentado, coloque sua mão sobre seu colo. Simule um copo com água em uma mesa diretamente à sua frente.
Ação:	Alcance à frente, pegue o copo e levante-o da mesa. Agora o coloque de volta à mesa e retorne seu braço para seu colo.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível. Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____

14 – Posição inicial:	Sua mão está ao seu lado. Simule que há uma porta em sua frente que está fechada.
Ação:	Alcance à frente, pegue a maçaneta da porta e abra a porta. Agora lentamente feche a porta, largue a maçaneta da porta e retorne sua mão para seu lado.
Tarefa Mental:	Assuma a posição inicial. Tente ver você mesmo fazendo o movimento que acabou de fazer, com uma imagem visual do movimento feito de forma tão clara e real quanto possível.

	Agora, determine (classifique) a facilidade/dificuldade com que você foi capaz de fazer esta tarefa.
--	--

Escala de imagética visual

1	2	3	4	5	6	7
Muito difícil de ver	Difícil de ver	Alguma dificuldade para ver	Neutro (nem fácil nem difícil)	Alguma facilidade para ver	Fácil de ver	Muito fácil de ver

Valor: _____