

PAULO RICARDO CORRÊA BONIFÁCIO

**Estudo da sincronização e dessincronização cortical em EEG associada a
movimento de membros inferiores**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica

Área de concentração: Telecomunicações e Controle – Sistemas Eletrônicos - Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. André Fabio Kohn

São Paulo

2006

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE
TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PA-
RA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

Catálogo na Publicação
Serviço de Documentação da
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

**Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob
responsabilidade única do autor e com anuência de seu orientador.**

São Paulo, 23 de junho de 2006

Paulo Ricardo Corrêa Bonifácio – Autor _____

Prof. Dr. André Fabio Kohn – Orientador _____

Bonifácio, Paulo Ricardo Corrêa
Estudo da sincronização e dessincronização cortical em
EEG associada a movimento de membros inferiores / P.R.C.
Bonifácio. -- ed.rev. -- São Paulo, 2006.
84 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrô-
nicos.

1.ERS/ERD 2.Eletrencefalografia 3.Neurofisiologia I.Univer-
sidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Enge-
nharia de Sistemas Eletrônicos II.t.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Paulo Ricardo Corrêa Bonifácio

Estudo da sincronização e dessincronização cortical em EEG associada a movimento de membros inferiores

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica

Área de concentração: Telecomunicações e Controle – Sistemas Eletrônicos - Engenharia Biomédica

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. André Fabio Kohn

Instituição: EPUSP

Assinatura:

Prof. Dr. Gilberto Mastrocola Manzano

Instituição: Escola Paulista de Medicina (Unifesp) Assinatura:

Prof. Dr. Nádia Iandoli de Oliveira Braga

Instituição: Escola Paulista de Medicina (Unifesp) Assinatura:

DEDICATÓRIA

A Anna Cristina e João Ricardo, esposa e filho, com muito amor, admiração, respeito e gratidão por sua compreensão, carinho e sacrifícios ao longo do período de estudos para elaboração deste trabalho.

A Ilton, meu sogro, pela confiança e dedicação que nos prestou no início de meu trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. André Fabio Kohn, que mesmo antes do período de trabalho formal, orientou e direcionou a complementação de conhecimentos necessários a um engenheiro para poder acrescer aos meus conhecimentos científicos e intelectuais, um pouco da fisiologia necessária ao trabalho, pela sua paciência e apoio durante o processo de definição e orientação.

Ao Prof. Dr. Gilberto Mastrocola Manzano e à Dra. Nádia Iandoli de Oliveira Braga, pelo tempo dedicado à prática de coleta de eletrencefalografias e pela paciência em analisar resultados do trabalho.

À Escola Politécnica da USP e ao Laboratório de Engenharia Biomédica pela oportunidade de realização do trabalho e curso de mestrado e pela disponibilidade de uso dos equipamentos.

À Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo, pela oportunidade de treinamento na coleta de exames de eletrencefalografias em diversos pacientes.

Aos meus colegas estudantes do LEB, pela orientação e pelas dicas durante os trabalhos de coleta de dados e preparação dos sujeitos.

Aos técnicos Sandro Aureliano Miqueleti e Fernando Rangel, pelo suporte durante os trabalhos executados no LEB.

Ao colega engenheiro Fabrício Abreu Alves que paciente e competentemente ajudou a revisar todo o texto da dissertação, pelas incontáveis contribuições.

A minha família que prestou mais apoio do que lhe seria possível durante o período dedicado ao meu mestrado.

RESUMO

Bonifácio, P.R.C. **Estudo da sincronização e dessincronização cortical em EEG associada a movimento de membros inferiores.** 84 f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

Quando o ser humano prepara a execução de um movimento conhecido e treinado, é possível identificar as fases desta preparação no sinal eletrencefalográfico (EEG), sobre as faixas de frequência delta, mu, beta e gama. A preparação do movimento dos membros inferiores pode ser antecipada em milhares de milissegundos e a facilitação descendente no sistema nervoso central pode ser identificada. Este trabalho sistematiza um processo de aquisição para o sinal de preparação motora baseado no EEG, em área associada a membros inferiores, como subsídio à identificação de Sincronização e Dessincronização corticais, nas faixas de frequência acima de 13Hz, como reflexo da interação funcional de alças córtico-talâmicas, para movimento conhecido e treinado, em tarefa de retardo instruído. Buscou-se comprovar a possibilidade de uso de um número reduzido de cinco canais de EEG para monitorar esta preparação cortical, bem como formalizar a possibilidade de usar o sinal processado nas faixas beta e gama. Foram obtidos resultados coerentes com a literatura, com dessincronização mu e beta com todos os sujeitos e sincronização gama evidenciada em metade dos sujeitos. Como resultado principal ficou evidenciado que: o uso de cinco canais suportando a coleta de EEG apresenta-se cabível e possui uma boa capacidade de discriminação dos fenômenos de ERS/ERD nas faixas de interesse, para o monitoramento da atividade cortical pré-movimento para membros inferiores; que é possível identificar, no paradigma empregado, os períodos de envio de informação para os tratos descendentes, e quais são as condições mínimas para realizar o monitoramento com a preparação ambiental adequada para evitar os distratores mais conhecidos.

Palavras-chave: Eletrencefalografia, EEG, ERS/ERD, humanos, μ , beta gama, membros inferiores, pé, perna.

ABSTRACT

The analysis of the electroencephalogram (EEG) enables the identification of a pre-movement activity associated with the execution of a known and pre-trained movement. The main frequency bands to achieve this identification are the delta, mu, beta and gamma. The initiation of the movement of the legs can be anticipated by thousands of milliseconds by a suitable analysis of the EEG. The objective of this work is to develop signal acquisition and signal processing methodologies associated with the scalp EEG during pre-movement trials. The EEG recordings are concentrated over the leg cortical area with the objective of identifying cortical synchronization and desynchronization (ERS/ERD) associated with trained movements. The number of available EEG channels was limited to five and one task was to investigate if this low number of channels would be enough for the purposes of monitoring cortical preparation. The results were consistent with those presented in the literature. In all subjects mu and beta desynchronization were observed and in half (four) of them the gamma band showed synchronization. One conclusion was that the cortical ERS/ERD associated with the lower limbs are recognizable using only five EEG channels. Several aspects of the experimental paradigm and the signal processing were adjusted for optimal results.

Keywords: Electroencephalography, EEG, ERS/ERD, human, mu, beta, gamma, inferior members, foot, leg

Lista de Ilustrações

Figura 1 - Diagrama esquemático das conexões entre as células dos núcleos talâmicos reticular (RE) e de mediação (thalamic relay cells – TRC). O diagrama da esquerda identifica alças que consideram as informações internas como mais influentes sobre a atividade cortical, reduzindo a possibilidade de relacionamento com fase de estímulo trazido pelas aferências subtalâmicas. O diagrama da direita mostra alças talâmicas com maior influência das aferências ascendentes, possibilitando a existência de relacionamento de fase entre os estímulos e os sinais captados com relação à atividade cortical (LOPES DA SILVA, 1996). 26

Figura 2 - Posicionamento dos eletrodos para captura do sinal de eletro-oculograma (EOG). Estão destacados os eletrodos e o sentido de leitura da tensão. O posicionamento relativo ao nariz independe de ser do lado esquerdo ou direito, é simétrico, ficando o eletrodo do lado inferior mais lateralizado e distal em relação ao olho, na borda interna da fossa ocular. O eletrodo superior fica centralizado em relação ao olho, ligeiramente acima da sobrancelha...27

Figura 3 - Modelo de posicionamento de coleta de EEG com 21 eletrodos, chamado 10-20..28

Figura 4 - Modelo de posicionamento de coleta de EEG com 75 eletrodos, para comparação com o modelo que usa 21 deles.28

Figura 5 - Resultado de simulação de rede neuronal mostrando a relação entre frequência e interconectividade de neurônios. As células marcadas indicam interneurônios (IN, +) inibitórios e células talâmicas de relê (TCR, o). A área cercada no lado direito da figura é aquela onde ocorre inibição síncrona dos interneurônios sobre as células talâmicas do modelo, no diagrama superior um IN atua sobre 21 TCR, ao passo que no diagrama inferior, um IN atua sobre apenas 4 TCR. Os diagramas da esquerda mostram a potência associada a cada circuito simulado e a frequência de ressonância obtida (Adaptado de LOPES DA SILVA, 1999; PFURTSCHHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999b).31

Figura 6 - Variação da densidade espectral de potência para períodos de 1 segundo, em repouso (linha com um vértice para cima) e em movimento (linha com um vértice para baixo). O traço contínuo indica a diferença. Quando estiver abaixo do zero, há dessincronização daquela faixa. Nota-se que uma faixa mais alta já possui algum destaque, entre 21 e 27 Hz e depois entre 31,5 e 34,5 Hz. A faixa entre 6 e 11 Hz apresenta dessincronização. Em torno de 10Hz não apresenta forte dessincronização, como esperado no trecho analisado.....35

Figura 7 — Aparato de coleta. Destaca-se à esquerda o projetor, fora da gaiola de Faraday. Na direita, dentro da gaiola, pode-se notar a tela de projeção, colocada bem em frente ao centro da cadeira do sujeito, ajustada para poder ser vista integralmente sem exigência de qualquer movimento lateral ou vertical. Nem mesmo deslocamentos oculares são necessários para cobrir o ângulo de interesse do experimento. Destaca-se também o posicionamento do pedal (ver Figura 8) acoplado ao torquímetro, responsável por identificar o início e final da contração. É possível visualizar a posição da cabeça, encostada e apoiada e os braços, completamente relaxados, que não devem sofrer contração até o final do movimento. Tanto a altura das pernas da cadeira é regulável, quanto o encosto de cabeça. O posicionamento horizontal da cadeira e do conjunto de suporte do pedal e torquímetro também pode ser ajustado aos sujeitos muito altos ou muito baixos. As possibilidades de ajuste estão marcadas do desenho com setas com sentido duplo.46

Figura 8 - Detalhe do pedal com ajustes para o tamanho do pé e ligação com o torquímetro. 47

Figura 9 — Tela padronizada para apresentação ao sujeito. O período não apresentado está indicado por circunferências vazias, do lado esquerdo, para referência de tempo, uma vez que não é apresentado. A linha de tempo, pontilhada, é marcada com círculos no interior da tela apresentada ao sujeito. A linha com a pista nula é marcada com quadrados, entre 1 e 2 segundos, dentro da tela apresentada. A linha que determina o instante da ação motora está representada no instante 4 segundos, após o início da tela. A linha vertical é permanente e fica aparecendo sempre, para referência de foco visual também. A tela está representada sem sinal de torque. As setas indicando os períodos de cada trecho da apresentação, não fazem parte do conjunto e servem para análise do método. 50

Figura – 10 Exemplo de tela real, adquirida com sujeito realizando flexão plantar. Nota-se que o início da contração está bastante próximo do instante desejado e com duração aproximada de 1 segundo. A taxa de apresentação de pontos mostrada na tela não é igual à taxa de amostragem dos sinais, serve apenas para mostrar uma realimentação para o sujeito sobre o tempo daquela tentativa. O sinal de torque, linha escura oscilante, é apresentado para retorno ao sujeito, de forma reduzida, por média móvel, sobre 20 amostras reduzidas para cada ponto mostrado na tela. A linha verde marca o instante de início desejado para a contração. No período entre 6 e 7 segundos, há apresentação da pista de direção e sentido de contração, com amplitude nula. Os números do eixo horizontal, apresentados abaixo do retângulo não fazem parte do estímulo visual apresentado ao sujeito, estando mostrados apenas como referência de tempo para o leitor. 51

Figura 11 - Modelo exemplificando a colocação dos eletrodos de captação na cabeça. No topo, formando uma cruz, os eletrodos do EEG, em relação ao sujeito, Cz ao centro, FCz rostral, C1 do lado esquerdo, C2 à direita e CPz posterior. Estão demarcadas as linhas imaginárias para tomada das medidas entre pontos anatômicos, usadas para o posicionamento dos eletrodos. Para o EOG estão colocados um eletrodo logo acima da sobrancelha direita e outro eletrodo sobre a borda do malar com o orifício ocular, distal em relação ao nariz. Para as referências, estão representados os eletrodos de terra, sobre o processo mastóide direito (ligeiramente atrás da orelha direita), e o eletrodo de referência, colocado no lóbulo da orelha direita. Todos estes eletrodos foram fixados com pasta para EEG, sem adição de outros eletrólitos. 52

Figura 12 – Densidade espectral de potência do laplaciano de C_z , obtida dos dados de 43 trechos válidos de um sujeito. O traçado forte é o valor da média da densidade obtida em todos os trechos. A faixa de interesse para μ está com densidade de potência 10 dB acima do ruído. 63

Figura 13 – Na parte de baixo da figura são apresentados espectros de potência médios para um sujeito, para trechos alinhados pelo início, para identificar alterações relativas ao início do movimento. O sinal marcado com círculos foi obtido entre (-5;-4) s e o marcado com x entre (-0,5;0,5) s, cada um deles sobre 59 trechos válidos. O sujeito apresentou dessincronizações pré-movimento entre (15;20) Hz e entre (23;26) Hz. A figura de cima apresenta a diferença entre os espectros médios, calculados sobre as funções obtidas da solução do operador laplaciano e seu nível limitante inferior para 95% de confiança. Os valores da diferença que estão fora da faixa de 95% estão identificados por linhas verticais, unindo os dois gráficos. São apresentados os valores limitantes das faixas de frequência onde o limite foi ultrapassado. Os valores fracionários de frequência são devidos à FFT que usa uma janela de 256 amostras enquanto o sinal possui 1 segundo e, conseqüentemente, resolução de 1 Hz. O sinal, para esta mostra, não foi decimado. 64

Figura 14 – ERD percentual calculado sobre Cz, com 45 trechos válidos, filtrado entre 8 e 13Hz. O instante de início do movimento é o tempo zero para alinhamento dos trechos. A contração tem duração que varia entre 0 e 300 a 600ms. Nota-se que o sujeito em questão apresentou estado de preparação a partir do momento em que foi apresentado o primeiro instante de tela dinâmica. O aumento da dessincronização μ a partir de -2s pode ser identificado com facilidade. 65

Figura 15 – ERD e ERS percentual calculado com base na solução do operador laplaciano do sinal captado sobre Cz, filtrado entre 26 e 32 Hz. O instante de final do movimento é o tempo 0 (zero) para referenciar todas as contrações como alinhadas pelo final. A duração do movimento varia entre 300 e 600 ms. Nota-se que o sujeito em questão apresentou estado de preparação a partir do momento em que foi apresentado o primeiro instante de tela dinâmica. O aumento da dessincronização μ a partir de -2s pode estar relacionado com o final da pista de movimento, a qual, mesmo estando sem função de comando neste experimento, era apresentada para avaliar a reação dos sujeitos, ou alternativamente, este período a partir de -2s, foi usado para preparação do movimento propriamente dito..... 66

Figura 16 – ERD com relação ao início da contração (gráfico superior), destacando a fase de preparação longa, imediatamente após o início da apresentação da tela como ativa, realimentando o sinal de torque sobre o pedal, ainda que com repouso. A dessincronização μ (na faixa de 8 a 12 Hz) é fortalecida a partir de um tempo de reação ao estímulo visual. Na parte inferior, nota-se a retomada da sincronização β (15 a 19 Hz). É destacada a dessincronização alcançada durante a fase de preparação. Os retângulos marcam, com suas larguras, a referência do período motor efetivo quanto ao alinhamento dos trechos analisados, pelo início (acima) e pelo final (abaixo)..... 67

Figura 17 – Na parte superior está representada a sincronização do EEG na faixa de 36 a 42 Hz. Nota-se que o pico está alguns poucos centésimos de segundo antes do pico do sinal de torque. O torque é apresentado na parte inferior da figura, representado pela linha contínua. A significância é representada pela linha marcada por quadrados. Quanto mais alto o valor, limitado, cuja excursão máxima está entre 0 (zero) e 1 (um), mais trechos de sinal contribuíram para esta sincronização, estando acima do valor de referência em sua série. Neste sinal foram aproveitados 58 trechos. A escala do torque não está apresentada em N.m porque não havia significado para esta unidade no trabalho, em vez disto, apresenta-se como um valor percentual em relação ao torque máximo obtido pelo sujeito em questão..... 68

Figura 18 – ERS e ERD, obtidos na faixa de 8 a 12Hz. A escala da esquerda indica o percentual de aumento de potência, em relação ao referencial, sobre uma média de 72 trechos válidos de sinal. O traçado com a linha contínua é o resultado da medida de sincronização/dessincronização. A linha tracejada, cuja escala é apresentada em valores percentuais, do lado direito, indica a fração do torque máximo, também resultante de uma promediação de 72 trechos válidos do sinal. A figura superior indica a referência tomada no início da contração e, na figura inferior, a referência é o final da contração, conforme medido pelo torquímetro. Na metade superior é possível notar o instante de apresentação da tela ativa como criando uma dessincronização razoável na faixa monitorada, há uma idéia de relaxamento e assim que se inicia a apresentação da pista que serviria para dar o sentido de contração na tarefa mais complexa, a estrutura cortical do sujeito retorna à situação de atividade. 69

Figura 19 – Na metade superior é apresentada a promediação dos sinais filtrados entre 16 e 20 Hz, como a linha contínua. O sinal de torque, também resultado da promediação de 72 trechos válidos, está representado pela linha pontilhada. Há aproximação dos instantes de

marcação, os quais ainda permanecem com milhares de milissegundos de diferença. O conjunto apresentado na parte inferior da figura decorre do alinhamento dos trechos pelo final da contração e serve para analisar o trecho posterior a ela..... 70

Figura 20 – Resultado da análise sobre ERS/ERD na faixa entre 22 e 26 Hz, com apresentação simultânea do sinal de torque e da significância estatística. A linha contínua mais grossa representa a sincronização cortical; enquanto a linha contínua mais fina representa a significância. O torque é representado, pela linha tracejada. Pode-se notar que começam a tornarem-se mais temporalmente próximos os fenômenos associados à contração e o resultado do monitoramento do torque. 71

Figura 21 – Sinal obtido com sujeito que relatou incômodo visual devido às lentes de contato, com 78 trechos válidos. Na faixa mu, de 8 a 12Hz, a dessincronização pré-movimento e a sincronização pós-movimento ficam bem evidenciadas. A linha contínua representa o sinal de EEG, com dessincronização (acima) e sincronização (abaixo)..... 72

Lista de tabelas

Tabela - 1 - Exemplo de distribuição e configuração padronizada para os diversos sujeitos do experimento. Constando a taxa de amostragem (f_{sample}), o canal do Nihon que foi empregado na coleta, o nome do sinal coletado, o posicionamento dos eletrodos de referência negativa e positiva, os valores em Hz dos limitantes da banda de passagem para leitura dos sinais e a configuração de leitura na tela do equipamento para garantir o acompanhamento do sinal durante a execução das séries. O monitoramento mostrou-se extremamente relevante quando algumas alterações ocorreram no período de coleta, como deslocamento de eletrodo e movimento do sujeito. O terra de sinal estaria fixado no processo mastóide mais próximo do lóbulo escolhido para facilidade de montagem. Note-se que os sinais de EMG estão previstos como canais para coleta, mas não são armazenados no Nihon, embora sejam conectados ao coletor de dados Datawave. 54

Tabela - 2 - Listagem dos filtros aplicados a cada sinal processado. Constando os nomes dos sinais, as frequências de corte e o tipo de filtro aplicado. Todos os filtros foram projetados e calculados com o modelo de polinômios de Chebyshev, com ripple na banda de rejeição. ... 56

Lista de abreviaturas e siglas

BP – Potencial de preparação para movimento, traduzido do alemão Bereitschaftspotential.

BPF – Filtro passa bandas, traduzido do inglês band pass filter.

CNV – Variação negativa de potencial após estímulo imperativo, traduzido do inglês contingent negative variation.

ECoG – Eletrocorticograma.

EEG – Eletrencefalograma.

EMG – Eletromiograma.

EOG – Eletro-oculograma.

ERD - Dessincronização relacionada a evento, traduzido do inglês event-related desynchronization.

ERP – Potencial relacionado a evento, traduzido do inglês event-related potential.

ERS – Sincronização relacionada a evento, traduzido do inglês event-related synchronization.

FFT – Transformada rápida de Fourier, traduzido do inglês fast Fourier transform.

FIR – Filtro com resposta impulsiva de duração finita, traduzido do inglês “finite impulse response”.

GMP – Programas Motores Generalizados, do inglês generalized motor programs.

HPF – Filtro passa-altas, traduzido do inglês high pass filter.

Hz – Hertz, unidade do SI que relaciona o número de ocorrências por segundo.

ICA – Análise por componentes independentes, do inglês independent component analysis.

IIR – Filtro com resposta impulsiva de duração infinita, traduzido do inglês “infinite impulse response”.

LEB – Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da USP

LPF – Filtro passa-baixas, traduzido do inglês low pass filter.

MEG – Magnetoencefalograma.

PSD – Densidade espectral de potência, traduzido do inglês power spectral density.

SI – Sistema Internacional de Unidades.

SMA – Área motora suplementar, traduzido do inglês Supplementary Motor Area.

SNR – Relação Sinal-ruído, traduzido do inglês signal to noise relation.

SPN – Negatividade precedente a estímulo esperado, traduzido do inglês stimulus-preceding negativity.

SW – Programa ou listagem de tarefas (roteiro) definida de forma a ser entendida por máquina, em geral, programa para computador, traduzido do inglês software.

SO – músculo sóleo.

TA – músculo tibial anterior.

Lista de símbolos

$(\bar{x} \pm \sigma \text{ unidade})$ – estimador para média e desvio padrão da amostra, com a unidade de medida apresentada.

$\binom{N}{i} = \frac{N!}{(N-i)!i!}$ – número de combinações de N elementos sem repetição.

\forall – símbolo matemático “para todo”.

$(f_1; f_2)$ unidade – intervalo entre f_1 e f_2 , sendo f_1 e f_2 quaisquer grandezas físicas, tais como tempo, frequência, tensão e outras, cuja medida se faça pela “unidade” de medida apresentada.

f_{sample} – frequência de amostragem de sinal digital, dada em Hz.

Hz – unidade de medida padrão para frequência, indica o número de vezes por segundo que um determinado fenômeno ocorre.

Matlab® software para cálculos de engenharia e simulação computacional. É marca registrada da Mathworks Inc.

$psd_{(t_a, t_b)}$ – densidade espectral de potência calculada sobre as amostras do período entre os instantes distintos t_a e t_b , com $t_b > t_a$.

s – segundo, subdivisão sexagesimal do minuto, medida de tempo.

$V(x, y)$ – função potencial elétrico medida em um ponto de coordenadas “x” e “y”.

x, y – coordenadas cartesianas, abscissas e ordenadas.

β – faixa de frequência (beta) presente no EEG, geralmente entre 14 e 30Hz.

μ – faixa de frequência (mu –pronuncia-se: “mi”– aberto) presente no EEG, geralmente variando entre 7 e 11Hz, que é bloqueada em eventos associados a movimento.

μV – microvolt, unidade de medida de diferença de tensão entre pontos, é dada em 10^{-6} Volts.

Sumário

1.	INTRODUÇÃO.....	18
1.1.	OBJETIVOS E JUSTIFICATIVA.....	20
1.1.1.	Os principais objetivos da pesquisa são:.....	20
1.1.2.	Justificativa.....	20
2.	FUNDAMENTOS.....	21
2.1.	Sincronização e dessincronização.....	21
2.2.	Topologia do ERS/ERD.....	21
2.3.	Faixas de interesse.....	22
2.4.	Programação motora.....	23
2.5.	Paradigma de observação.....	23
2.6.	Diferenciação entre atividade induzida e atividade evocada.....	24
2.7.	A coleta do EEG.....	26
2.7.1.	Impedância dos contatos.....	26
2.8.	Artefatos.....	27
2.9.	Posicionamento dos eletrodos do EEG.....	27
2.10.	O bloqueio de frequências.....	28
2.11.	Identificação da dessincronização.....	29
2.12.	Identificação de frequência mais reativa.....	32
2.13.	Comparação de espectros de potência.....	33
2.14.	Propriedades específicas do paradigma escolhido.....	35
2.15.	O EEG isento da referência.....	37
2.16.	Cálculo do valor associado à sincronização e dessincronização.....	40
3.	METODOLOGIA.....	44
3.1.	Sujeitos.....	44
3.2.	Posicionamento do sujeito e aparato de coleta.....	46
3.3.	Ambiente experimental.....	48
3.4.	Paradigma de comportamento motor.....	49
3.5.	Posicionamento dos eletrodos para aquisição.....	52
3.6.	Aquisição dos sinais.....	53
3.7.	Técnicas de processamento aplicadas aos dados.....	55
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	61
5.	CONCLUSÕES.....	73
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	75

1. INTRODUÇÃO

São conhecidos os efeitos de bloqueios de algumas faixas específicas de frequências dos ritmos corticais por influência do movimento e da sua preparação (NIEDERMEYER, 1999b). A relação entre o bloqueio e as atividades motoras possui, até o momento, inúmeras evidências experimentais que indicam que o sinal rítmico pode ser usado para identificar a preparação cortical para aquele movimento, não havendo, porém, uma relação funcional bijetora entre eles (LOPES DA SILVA e PFURTSCHELLER, 1999). Em um trabalho com macacos (FETZ et al., 2002), usando monitoramento invasivo da atividade de interneurônios medulares, foi relatado processamento até então observado em estruturas dos tratos supramedulares, em atividades motoras específicas. O presente trabalho estuda uma adaptação parcial daquele paradigma de observação voltada à aplicação em humanos. Especificamente, estuda-se parte da atividade cortical para monitorar o envio dos programas motores e a influência de facilitação descendente, com emprego de metodologia não invasiva, por meio do EEG, usando-se uma técnica de avaliação de modificações na potência do sinal, em faixas de frequências específicas.

O sinal eletrencefalográfico provém da atividade do substrato celular interno ao crânio, trazendo informações devidas à interação com aferências e dependente também de um fluxo interno de neurotransmissores (STERIADE, 1999). Como sincronismo não necessariamente provém de comportamento oscilatório (LOPES DA SILVA e PFURTSCHELLER, 1999), este paradigma manipula algum tipo de marcador para garantir a existência do evento externo que suscite o movimento, no caso, um estímulo visual, conhecido do sujeito, em temporização treinada, com definição formal dos períodos disponíveis para preparação.

A técnica mais aplicada para acompanhar o bloqueio de faixas de frequências específicas recebeu o nome de Sincronização Relacionada a Evento e Dessincronização Relacionada a Evento (ERS/ERD). É baseada em monitoramento da variação temporal de potência

do sinal eletrencefalográfico em áreas cito-arquiteturais conhecidas (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F., 1999).

Às dificuldades normais da coleta são associadas a distância dos eletrodos de escalpo até às fontes primárias e a permeabilidade elétrica, de natureza tensorial, da caixa craniana, que dificultam sobremaneira a chegada dos sinais de frequências mais altas, como aqueles na faixa gama, razão esta que orientou parte da busca do trabalho. A atividade cortical monitorada em eletrocorticograma (ECoG) obtém por seu maior poder de discriminação resultados na faixa que vai de 13 a 60 Hz (AOKI et al., 1999). Infelizmente, os processos invasivos são disponíveis principalmente sobre pacientes com algum tipo de doença, além de serem procedimentos mais caros. O eletrencefalograma (EEG) é um exame barato e não invasivo, podendo ser empregado em pessoas de qualquer idade e mesmo em situações onde existam limitações funcionais. Devido à sua menor precisão, o EEG pode usar os resultados do ECoG para validar os seus. As faixas associadas à sincronização β e gama, por exemplo, têm resultados similares, em termos de limites, nos dois métodos de registro, dando aos resultados do EEG, mesmo com suas amplitudes pequenas uma confiabilidade adequada à necessidade deste trabalho.

1.1. OBJETIVOS E JUSTIFICATIVA

1.1.1. Os principais objetivos da pesquisa são:

(1) Definir detalhes da coleta e processamento apropriados para identificar ERS/ERD associados ao planejamento motor de membro inferior na região cortical associada, quando coletados EEG e EMG simultâneos, durante os períodos que antecedem o movimento, com os equipamentos disponíveis no LEB.

(2) Escolher parâmetros adequados para reduzir a variabilidade dos resultados em função da metodologia desta coleta e ajustar o paradigma a uma possibilidade de validação.

1.1.2. Justificativa

(1) A metodologia de análise de sincronização e dessincronização do EEG e seu uso em experimentos são pouco conhecidos no Brasil. Portanto, a formalização de um procedimento experimental apropriado às necessidades específicas dos experimentos do LEB, com coleta, processamento e análise, é tarefa relevante.

(2) A identificação da dessincronização cortical em membros inferiores é menos trabalhada na literatura e pode apresentar características importantes para orientar pesquisas futuras com membros inferiores, especialmente para o estudo de processamento medular prévio ao movimento com maior ou menor dependência entre os centros motores superiores e medulares.

2. FUNDAMENTOS

2.1. Sincronização e dessincronização

O fenômeno dos bloqueios de frequências observadas em sinais de EEG, associado com eventos específicos, é conhecido há muitos anos, tendo sido descrito por Berger (1930), Jasper e Andrew (1938) e Jasper e Penfield (1949) (apud PFURTSCHELLER, 1999a). Destes bloqueios, há alguns que receberam destaque desde o trabalho pioneiro de Pfurtscheller e Aranibar (1977), devido a terem proposto um método simples e confiável para monitorar a atividade cortical ligada a eventos com movimento a partir do emprego de eletrodos externos. O processamento se baseia em análise de potência do sinal ao longo do tempo, sobre faixas de frequência calculadas para cada indivíduo. Aumentos ou reduções de potência são o objeto do método e o resultado é apresentado como um valor percentual da variação, em relação a uma referência estimada como repouso para a tarefa em questão. O bloqueio de algumas frequências recebeu o nome de dessincronização, enquanto um aumento da potência, identificado numa faixa de frequências, recebeu o nome de sincronização. Foi observado ser sempre possível associar a modificação da densidade de potência de uma faixa do espectro do EEG com um evento conhecido e identificado. Os nomes escolhidos, a partir do trabalho de Pfurtscheller e Aranibar, foram: dessincronização relacionada a evento – Event-related desynchronization (ERD), e, mais tarde, sincronização relacionada a evento – Event-related synchronization (ERS) (PFURTSCHELLER, 1992).

2.2. Topologia do ERS/ERD

As áreas do homúnculo motor, rostral em relação ao giro precentral, têm sido investigadas quanto à presença de fontes responsáveis pelas alterações sobre sinais corticais

causadas por eventos ligados a movimento (SHIBASAKI et al., 1980), com o uso de MEG. Sabe-se que movimentos voluntários ativos, passivos ou reflexos causam bloqueios de faixas específicas de frequências (Gastaut, 1952; Chatrian, 1959, 1964 e 1976) (apud NIEDERMEYER, 1999a). Adicionalmente, trabalhos recentes identificaram evidências de que mesmo movimentos observados em um outro sujeito podem produzir ERS/ERD (KILNER et al., 2004), quando este movimento é de grande familiaridade para o observador. A observação destes fenômenos foi conduzida com o uso de EEG.

2.3. Faixas de interesse

As faixas de frequências que se relacionam mais fortemente com os eventos corticais motores sobre a área do homúnculo motor são as faixas μ e beta. Embora existam valores médios esperados para estas faixas, evidências têm sido encontradas de variação bastante grande entre indivíduos e alguma especificidade para os membros envolvidos (PFURTSCHELLER et al., 2005). As frequências normalmente aceitas para a faixa μ estão sobre parte dos valores da faixa alfa, ou seja, há recobrimento parcial entre elas. Os valores mais observados estão entre 7 e 11Hz, porém com topografia de ocorrência e significâncias funcional e fisiológica muito distintas das ondas alfa. A faixa β , a partir de 13Hz, espalha-se por espectro mais amplo, e os limites superiores são discutíveis (NIEDERMEYER, 1999b), chegando até 40Hz. Quando acima disto, a faixa recebe o nome gama. Devido às diferenças de larguras espectrais entre as faixas, já seria de esperar que os indivíduos apresentassem maior diversidade na faixa β do que na μ .

2.4. Programação motora

A possibilidade de executar movimentos voluntários simples em tarefas funcionais é adquirida e aperfeiçoada nos primeiros anos de vida. Atualmente se considera como aceitável que o sistema nervoso não consiga armazenar todos os movimentos que aprendeu na memória, colocando-os como Programas Motores Generalizados (GMP – Generalized motor programs) e realizando a preparação das tarefas motoras como combinações destes programas (JENTZSCH e LEUTHOLD, 2002). Classicamente, os conceitos da neurociência indicam que os movimentos voluntários seriam produzidos e controlados pela interação de córtex, cerebelo, tronco encefálico e núcleos da base. Na definição e escolha dos GMP adequados seriam usados o processamento de informações provenientes das vias aferentes da medula espinhal e as informações armazenadas no sistema nervoso central do indivíduo em sua experiência passada (KANDEL et al., 1995; LUNDY-EKMAN, 2000; LENT, 2001).

Experimentos recentes, com o uso de movimentos construídos com dois programas motores diferentes, tiveram o ERS β somente após o final do movimento total, indicando que o ERS β pode estar ligado a outros processamentos corticais, além da finalização da programação motora; além disto, sugerem que há processamento paralelo para os programas motores executados em seqüência (ALEGRE et al., 2004).

2.5. Paradigma de observação

Em um paradigma que observou a atividade neuronal em macacos, com experimento que utilizava uma tarefa treinada como resposta a um estímulo conhecido pelo macaco, foi possível propor a participação de circuitos neuronais da medula espinhal em mecanismos prévios ao movimento. Foram identificados indícios de ações relacionadas ao planeja-

mento e preparo do ato motor voluntário nestes circuitos medulares, até então observados em circuitos neuronais supramedulares (PRUT e FETZ, 1999).

Há a necessidade no presente trabalho de se estabelecer uma metodologia que identifique os tempos associados às tarefas de preparação cortical para o movimento conhecido, com estímulo visual apresentado com antecipação ao instante do movimento. Algumas modificações no paradigma proposto por Prut e Fetz (1999), visando a aplicação com humanos, foram definidas principalmente com base na diferença cognitiva entre as espécies. O macaco recebia a instrução que já conhecia, sabia que iria existir e tinha expectativa de receber, para começar a atuar, enquanto o humano recebe a instrução a partir do conhecimento do sistema gerador do sinal, com a antecipação totalmente identificada, com retardo conhecido até o instante onde haverá o início do movimento. O objeto seria, no final, o acompanhamento direto do efeito, estudado de forma não invasiva, monitorando a participação cortical na fase de planejamento motor de membros inferiores, com a análise da sincronização e dessincronização μ e β corticais, temporalmente simultâneas ao movimento propriamente dito, nos mesmos instantes de interesse.

2.6. Diferenciação entre atividade induzida e atividade evocada

Dois tipos de modificações da atividade elétrica do córtex podem ocorrer a partir da estimulação sensorial (LOPES DA SILVA e PFURTSCHELLER, 1999): o primeiro tipo é identificado com características relacionadas tanto a fase quanto a tempo (evocada), como potenciais evocados, negatividade antecedente ao estímulo que se imagina que ocorrerá (SPN – stimulus-preceding negativity) (DAMEN et al., 1996), potencial de prontidão ou preparação (BP – bereitschaftspotential) e CNV (WALTER et al., 1964; GRUNEWALD et al., 1979), que pode ser quantificada com métodos aditivos, como a promediação; o outro tipo

tem relacionamento com o instante de tempo, mas não com a fase (induzida) e não pode ser observada com métodos aditivos simples, sendo necessário o emprego de técnicas como detecção de envoltória ou análise espectral (KALCHER e PFURTSCHELLER, 1995). Exemplos típicos deste tipo de atividade são: as oscilações em torno de 40 Hz depois de estímulo visual (ECKHORN et al., 1988), o ritmo μ induzido sobre a área da mão durante estimulação visual (PFURTSCHELLER e NEUPER, 1994) e as oscilações fásicas anteriores a diferentes tipos de movimentos (PFURTSCHELLER et al., 1993). Os mecanismos que estão por trás destes tipos de resposta são explicados por formação de diferentes alças talâmicas para controle e ajustes do movimento, considerando mais (atividade evocada) ou menos (atividade induzida) as informações aferentes (LOPES DA SILVA e PFURTSCHELLER, 1999). A atividade evocada pode ser facilmente entendida como resposta de sistema estacionário a um estímulo externo. Apresenta-se um modelo físico simplificado (lado direito da Figura 1) bastante aceito (LOPES DA SILVA, 1996), representando a existência das redes neuronais corticais e subcorticais. Este envolve núcleos talâmicos e a atividade de sincronização exercida pelos núcleos considerando as aferências ascendentes e bulbares. A atividade induzida já não pode seguir este raciocínio, deve ser entendida como mudança na conectividade funcional cortical (lado esquerdo da Figura 1). A ação das diferentes alças talâmicas é explicada a partir de grande variedade de fatores. Uma particular influência na formação das referidas alças seria do fluxo de neurotransmissores e de modificações na interação sináptica ou de modificações nas propriedades intrínsecas das membranas dos neurônios locais (STERIADE et al., 1990). Na Figura 1 pode-se identificar setas grossas e finas. O sentido das setas indica como a interação ou informação entre as áreas estaria fluindo. A espessura mais grossa identifica qual fator estaria influenciando com maior intensidade naquele ramo da alça em questão.

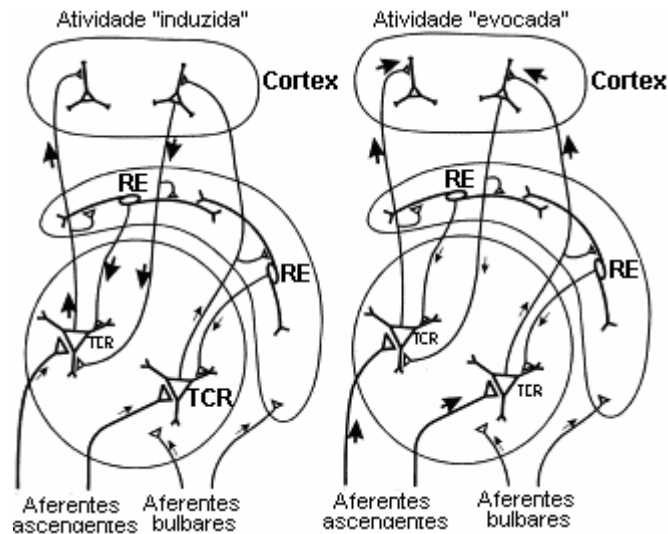


Figura 1 - Diagrama esquemático das conexões entre as células dos núcleos talâmicos reticular (RE) e de mediação (thalamic relay cells – TRC). O diagrama da esquerda identifica alças que consideram as informações internas como mais influentes sobre a atividade cortical, reduzindo a possibilidade de relacionamento com fase de estímulo trazido pelas aferências subtalâmicas. O diagrama da direita mostra alças talâmicas com maior influência das aferências ascendentes, possibilitando a existência de relacionamento de fase entre os estímulos e os sinais captados com relação à atividade cortical (LOPES DA SILVA, 1996).

2.7. A coleta do EEG

2.7.1. Impedância dos contatos

O sinal do EEG é obtido com eletrodos de superfície, em geral de prata, revestidos com cloreto de prata. O uso de um gel com doador de íon cloro é indicado para reduzir o desbalanceamento de impedância entre ele e o escalpo (CLARK JR, 1998). Impedâncias abaixo de $5\text{ K}\Omega$ são adequadas para a coleta (AMERICAN EEG SOCIETY, 1994a). Todos os eletrodos usados devem possuir impedância de contato com valores próximos para evitar que o sinal medido possa apresentar diferenças de amplitude associadas à impedância (REILLY, 1999). O sinal, obtido a partir de eletrodos com as impedâncias de contato administradas em um valor adequado sofrerá menos influências de artefatos (AMERICAN EEG SOCIETY, 1994d).

2.8. Artefatos

A possibilidade de contaminação do EEG também deve ser considerada, tanto com a atividade ocular quanto com atividade muscular do pescoço e da mandíbula. As técnicas de correção de artefatos identificados têm-se apresentado incapazes de eliminar as influências e reconstituir o sinal original (CROFT e BARRY, 1998b; CROFT e BARRY, 1998a; CROFT e BARRY, 2000; GONCHAROVA et al., 2003). Com isto, a opção disponível até o momento é o descarte dos trechos com influência de artefatos, independente de a fonte ser identificada ou não.

A recomendação sobre posicionamento dos eletrodos do EOG (AMERICAN EEG SOCIETY, 1994a) visa aproveitar a captura dos movimentos horizontais, verticais e de composições destes. Os eletrodos são colocados como indicado na Figura 2.

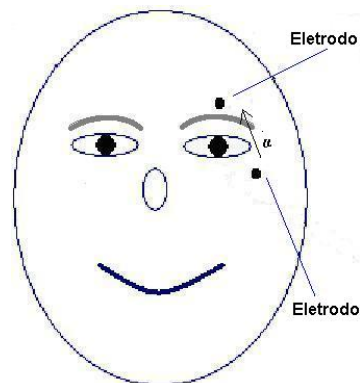


Figura 2 - Posicionamento dos eletrodos para captura do sinal de eletro-oculograma (EOG). Estão destacados os eletrodos e o sentido de leitura da tensão. O posicionamento relativo ao nariz independe de ser do lado esquerdo ou direito, é simétrico, ficando o eletrodo do lado inferior mais lateralizado e distal em relação ao olho, na borda interna da fossa ocular. O eletrodo superior fica centralizado em relação ao olho, ligeiramente acima da sobrancelha.

2.9. Posicionamento dos eletrodos do EEG

O posicionamento dos eletrodos obedece a um padrão estipulado pela *American EEG Society*, em 1990 (AMERICAN EEG SOCIETY, 1994a). Este padrão 10-10, contempla 75 eletrodos (Figura 4), uma extensão do sistema 10-20 (JASPER, 1958), que usa 21 (Figura 3) deles (REILLY, 1999). A distância entre eletrodos fica próxima de 2,5 cm.

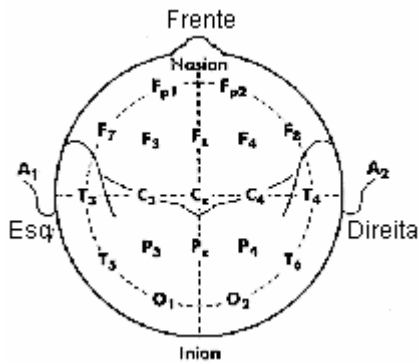


Figura 3 - Modelo de posicionamento de coleta de EEG com 21 eletrodos, chamado 10-20.

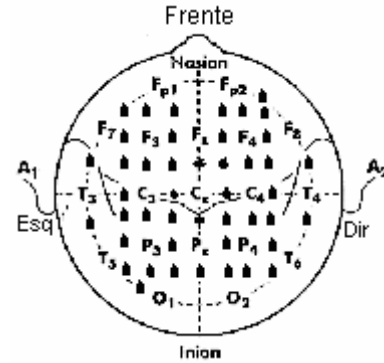


Figura 4 - Modelo de posicionamento de coleta de EEG com 75 eletrodos, para comparação com o modelo que usa 21 deles.

2.10. O bloqueio de freqüências

Os primeiros relatos sobre bloqueio de freqüência μ foram realizados por Jasper e Andrew (1938), Maddochs et al. (1951) (apud NIEDERMEYER, 1999b) e Jasper e Penfield (1949) (apud PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999a). Os tipos de bloqueio, tônico (duradouro) ou fásico (curto), são relacionados aos tipos (NIEDERMEYER, 1999b) e durações (CASSIM et al., 2000) dos movimentos que os causam, quando não há doenças ligadas (NIEDERMEYER, 1999b).

O ERD é caracterizado por uma localização topográfica relativamente definida, comportamento bastante ligado a algum evento e freqüência característica para cada pessoa em dada situação. As variações podem envolver alteração patológica (DEFEBVRE, L. et al., 1999; DEFEBVRE, L. J. et al., 1999; PFURTSCHELLER, 1999b) e se aplicam às várias faixas de freqüências citadas neste trabalho.

É aceito que a dessincronização μ e β evidenciam aumento de excitabilidade cortical, indicando incremento na interação tálamo-cortical durante algum tipo de processamento informacional (STERIADE e LLINÁS, 1988). São identificados muitos motivos para a existência da sincronização e dessincronização β (PFURTSCHELLER et al., 2000), bem como várias sub-faixas de freqüência que as caracterizem. Os sinais captados pelo EEG sofrem dos problemas gerais de qualquer sinal que atravessa um meio não homogêneo e não isotrópi-

co. Em contrapartida, os sinais corticais obtidos com Eletrocorticograma (ECoG) permitem discriminar as sub-faixas existentes dentro das faixas mais largas (subdividindo a faixa β , por exemplo) (KLIMESCH et al., 2000; PFURTSCHELLER; GRAIMANN et al., 2003). Apesar deste tipo de discriminação ser impossível para o EEG, as grandes faixas, com larguras de 2 a 4Hz, confirmam a potencialidade do exame não invasivo, mesmo possuindo amplitudes ínfimas de sinal se comparados ao ECoG, da ordem de dezenas de microvolts (10^{-5}V) no EEG contra milivolts (10^{-3}V) no ECoG. A comparação dos resultados considerando uniões das sub-faixas como seriam refratadas até o lado de fora da caixa craniana, provê a confiança no método não invasivo do EEG para o monitoramento.

2.11. Identificação da dessincronização

O tipo de bloqueio pode ser detectado e quantificado pela medida da reatividade espaço-temporal a um determinado evento e se caracteriza pela redução de densidade espectral de potência em determinada banda de frequências. As medidas do EEG são selecionadas de forma vinculada ao evento temporal do movimento, real ou imaginado. O registro do sinal é feito de forma contínua e o trecho a analisar abrange um tempo antecedente e outro consecutivo à referência em questão. Quando ocorre uma fase de movimento treinado, voluntário, que o sujeito executa voluntariamente após a ocorrência do estímulo, ou quando o estímulo está em um tempo futuro conhecido e previsível, estamos frente a um processo misto de atividade evocada e induzida (KLIMESCH, WOLFGANG et al., 1998). É uma tarefa que une atividade estimulada com atividade elaborada exclusivamente nos centros superiores.

As técnicas originalmente propostas para o processamento consideram a evolução temporal de potência em bandas definidas (NAGAMINE e SHIBASAKI, 1999), antes, durante e depois do movimento.

Num mesmo trecho de sinal bruto é possível identificar sincronizações e dessincronizações simultaneamente, em áreas diferentes, por vezes próximas, ou, quando na mesma área, em faixas diferentes. Esta diversidade ocorre devido tanto à variação espacial relativamente elevada (KLIMESCH et al., 2000) sobre as faixas de frequência predominantes (NOGAWA et al., 1976), quanto à diferença entre as densidades de potência ser altamente desfavorável para as faixas de frequências mais altas (Figura 5), as quais ficam mascaradas em suas variações por estarem próximas a sinais com potências maiores.

Em simulação computacional, uma rede neuronal modelada (LOPES DA SILVA et al., 1976) estabeleceu relação que mostraria como as diferenças de potência de sinal na faixa alfa são afetadas pelo tamanho da área envolvida. Esta seria diretamente relacionada à quantidade de neurônios (interneurônios e células corticais) e de alças corticais simuladas. A atividade das células de mediação talâmicas (TCR – thalamocortical relay) e os interneurônios eram os pontos monitorados do modelo. O diagrama superior direito da Figura 5 destaca uma situação onde há atividade inibitória de um interneurônio (+, IN) atuando sobre 21 neurônios TCR (o), limites marcados pelo polígono pontilhado. A intensidade do pico alfa, no diagrama superior esquerdo, é maior e a sua largura é menor, quando comparada com o diagrama inferior esquerdo, que provém do resultado da atuação inibitória de um IN sobre apenas 4 neurônios TCR. A frequência de ressonância do sistema simulado, no entanto, apresenta uma diferença de apenas 2 Hz (LOPES DA SILVA, 1999) contra uma variação de perto de 10 vezes na potência do sinal gerado. Arranjos celulares com oscilações mais rápidas são associados ao envolvimento de menor número de neurônios (SINGER, 1993) e conseqüentemente apresentarão representações em áreas menores sobre o escalpo. As características valem não apenas para comparações de oscilações entre 10 e 40Hz, servindo também para explicar diferenças encontradas em períodos relacionados a movimentos de pés e mãos (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999b). A área imagem-motora da mão, maior quando compara-

da à do pé, apresentará valor de pico de potência maior e frequência do pico menor para a faixa beta. Trabalhos recentes sugerem avaliar as vantagens para monitoramento de sincronização e dessincronização a partir de movimentos de ambos os pés simultaneamente movimentados (PFURTSCHELLER et al., 2005; PFURTSCHELLER et al., 2006).

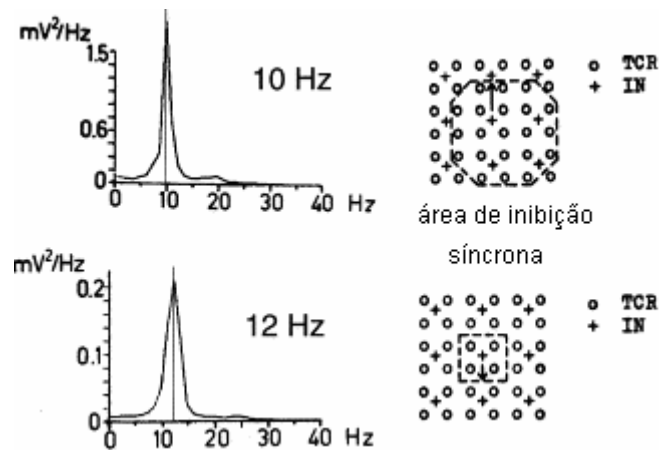


Figura 5 - Resultado de simulação de rede neuronal mostrando a relação entre frequência e interconectividade de neurônios. As células marcadas indicam interneurônios (IN, +) inibitórios e células talâmicas de relê (TCR, o). A área cercada no lado direito da figura é aquela onde ocorre inibição síncrona dos interneurônios sobre as células talâmicas do modelo, no diagrama superior um IN atua sobre 21 TCR, ao passo que no diagrama inferior, um IN atua sobre apenas 4 TCR. Os diagramas da esquerda mostram a potência associada a cada circuito simulado e a frequência de ressonância obtida (Adaptado de LOPES DA SILVA, 1999; PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999b).

Um outro problema coloca destaque para a influência de áreas vizinhas, como a Área Motora Suplementar (SMA, do inglês Supplementary Motor Area). Esta área também participa da preparação motora. Ela não possui características de dessincronização mu, apresentando, porém, dessincronização alfa e sincronização β , a qual poderia ser confundida com a sincronização β da área sensorial motora relacionada aos membros inferiores (PFURTSCHELLER; WOERTZ et al., 2003).

2.12. Identificação de frequência mais reativa

Para cada indivíduo existe a necessidade de investigar os limites inferior e superior da faixa de maior reatividade (NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001), devido à sua variabilidade intrínseca inter-indivíduos (PFURTSCHELLER et al., 1997). Os métodos mais empregados são: comparação de espectros ou densidades espectrais de potência, baseados em transformada rápida de Fourier (FFT, do inglês fast Fourier transform) em períodos curtos de tempo, em geral 1 segundo (PFURTSCHELLER, 1999c); transformada wavelet contínua e definição de bandas de frequência relativas a picos espectrais de diagramas. Os cálculos são executados sobre trechos de sinal temporalmente diferenciados. Comparam-se períodos sabidamente de repouso com outros que possuam a atividade de interesse sendo executada. Comparam-se também períodos de movimento com os de retorno a posição de repouso (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999a).

Todas as técnicas que permitem examinar a variação de potência do sinal em faixas temporais curtas poderão levar a identificar quais bandas tiveram modificação mais pronunciada. O relacionamento com o instante do evento é avaliado a partir de dois instantes relativamente bem definidos. O primeiro é o início do movimento, sobre o qual o interesse leva a identificar a preparação cortical para o movimento. O segundo instante importante é o final do movimento, cuja referência levará a analisar o término do envio das informações sobre os programas motores a serem empregados ou combinados naquele movimento. Vale lembrar que a atividade μ é associada a um estado de espera, as outras, das faixas mais altas, são relacionadas, em geral, a algum fluxo de informação. A atividade β , após o movimento, é reconhecida como uma recuperação de potenciais corticais que não necessariamente está associada a trânsito de informação. Mesmo na situação citada, há conteúdo informacional para a análise de processos associados a movimento (LOPES DA SILVA e PFURTSCHELLER, 1999).

Mesmo em movimentos sustentados por períodos maiores que 5s, as características de sincronização e dessincronização apresentam as mesmas peculiaridades gerais de antecipação μ e β e sincronização pós-movimento (CASSIM et al., 2000).

2.13. Comparação de espectros de potência

O surgimento e emprego experimental de muitas técnicas de processamento tempo-freqüência, como a decomposição em componentes independentes (ICA, do inglês Independent Component Analysis) e outras transformações usando os dois domínios simultaneamente (KLIMESCH, WOLFGANG et al., 1998; DURKA, J. PIOTR et al., 2001; DURKA, PIOTR J. et al., 2001; DURKA et al., 2004). Também há relatos de experimentação de outras técnicas já conhecidas em processamento de sinais como: modelagem auto-regressiva (FLORIAN e PFURTSCHELLER, 1995), Transformada de Hilbert (BURGESS e GRUZELIER, 1996), análise de variância robustecida (ANOVA) (BURGESS e GRUZELIER, 1999) e muitas outras técnicas que empregam variações da proposta original de Pfurtscheller e Aranibar (1977), com as modificações de cálculo de variância entre trechos (KALCHER e PFURTSCHELLER, 1995). Mesmo com todas estas novas soluções, a metodologia mais empregada para trabalhar os fenômenos ERS/ERD é a comparação de espectros. Trabalhos recentes têm demonstrado que, atualmente, os ganhos dos métodos mais sofisticados sobre a confiabilidade dos resultados são pouco significativos e que a extensão da complexidade algorítmica não chega a ser compensadora (ZYGIEREWICZ et al., 2005).

O primeiro passo é o cálculo do espectro de potência num período de repouso conhecido. Também é calculado espectro de potência no período de interesse a ser comparado (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999a). A Figura 6 indica a diferença entre as densidades obtidas em dois períodos de 1 segundo, em um trecho. Este cálculo é individual, sendo executado sobre cada um dos os trechos válidos de cada sujeito. Os resultados

apresentados foram escolhidos para mostrar dados processados da maioria dos sujeitos. Não houve seleção específica para apresentação dos “melhores resultados”. Neste trabalho houve sinais com cerca de 30 trechos e a maioria com cerca de 60 trechos. Um período de repouso, começando 5s antes do início do movimento, foi comparado com o período de atividade cortical associada ao movimento, começando 1,5s antes do movimento identificado. A linha grossa identifica a diferença entre as densidades estimadas para o período com preparação motora e o período em repouso. A linha marcada com triângulos com um vértice para cima representa o período com movimento. A linha marcada com os triângulos com um vértice para baixo indica o período de repouso conhecido ou esperado. Quando a linha grossa está abaixo do nível zero, teremos uma redução de potência naquela frequência específica. Com base no conjunto de amostras de cada sujeito, é realizado o cálculo de um valor discriminante para marcar quais valores serão tomados como sincronização e dessincronização. Como resultado indireto, teremos os limites da faixa de maior reatividade para filtragem (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999a).

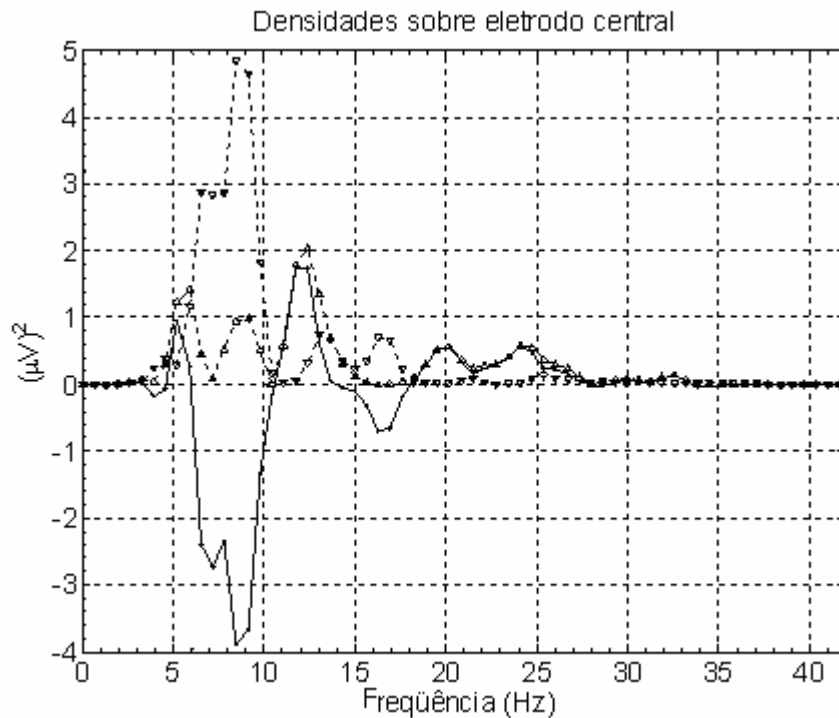


Figura 6 - Variação da densidade espectral de potência para períodos de 1 segundo, em repouso (linha com um vértice para cima) e em movimento (linha com um vértice para baixo). O traço contínuo indica a diferença. Quando estiver abaixo do zero, há dessincronização daquela faixa. Nota-se que uma faixa mais alta já possui algum destaque, entre 21 e 27 Hz e depois entre 31,5 e 34,5 Hz. A faixa entre 6 e 11 Hz apresenta dessincronização. Em torno de 10Hz não apresenta forte dessincronização, como esperado no trecho analisado.

2.14. Propriedades específicas do paradigma escolhido

O movimento monitorado é realizado com o pé, do lado escolhido pelo sujeito, por meio da articulação do tornozelo, podendo ser realizada a flexão plantar ou dorsi-flexão, também de acordo com a vontade do sujeito. É necessário que seja escolhido um único sentido de flexão.

Como este trabalho é parte de um outro, mais geral, o sujeito devia estar em condição de receber outros estímulos, bem como o equipamento precisava estar pronto para fornecer estes estímulos e capturar sinais adicionais, motivo este que levou à utilização de um conjunto otimizado de canais para cobrir a área de interesse.

Há relação, em pessoas saudáveis, entre o BP e o ERD β (DEFEBVRE et al., 1994), porém a relação tem variabilidade que pode superar 500ms (GUIEU et al., 1999). A coleta do EMG simultâneo é importante, também devido a outros dois motivos, o primeiro é o possível desacoplamento temporal do potencial de preparação com o ERD, pois o sujeito poderia, por engano, preparar o pé errado para o movimento (que não seria identificado no EMG mas apareceria no EEG), ou interpretar incorretamente o comando de direção. Como o BP é bilateral (LEOCANI et al., 2001) e o ERD é localizado – ERS β é mais espalhado, cobrindo grandes áreas (MCFARLAND et al., 1997) – pareceria que a preparação existia mas o movimento seria diferenciado. Como exemplo: a correção de preparação incorreta poderia ser feita em tempo mais curto, aproximando-a da execução, como se esta fosse reflexa. O outro motivo é o uso de estimulação no paradigma mais complexo e a facilidade de haver erros de interpretação de artefatos de estímulo no EEG com retardo próximo de 500ms (NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001) em relação a um estímulo preparatório. O EEG captado permite que se possa identificar o potencial de preparação (Bereitschaftspotential – BP) (PFURTSCHELLER et al., 1999) e relacionar com o instante motor do EMG. O instante do pico negativo do BP não é igual ao detectado como inicial para o movimento, pelo menos quando comparado com a análise visual registrada sobre o sinal do torquímetro. As diferenças são quase constantes, nos períodos analisados, visto que se depende de tempos internos para recrutamento e reação ao comando motor. O sinal de EMG também é coletado para validar o método de aquisição e processamento do paradigma complexo. Além do citado, os trabalhos publicados trabalham paradigmas com membros superiores, com grandes áreas e distantes da SMA (BABILONI et al., 1999).

Uma dificuldade adicional foi relatada (NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001) com relação a estimulação do nervo mediano em membro superior humano. O fenômeno foi observado após retardo de 500ms em relação à estimulação em área sensorial motora contrala-

teral. Apesar de a contração apresentada (twitch) com a estimulação local não possuir comando motor ativo envolvido, foi observado relacionamento com ERS na faixa β , que, eventualmente poderia ser suprimido por outras atividades corticais de ativação. Esta situação poderia vir a criar uma dificuldade a mais na identificação de finalização dos comandos motores superiores, pelo mascaramento que causaria, no paradigma mais geral, que usa estimulação.

A existência do período de apresentação da pista entre alguns segundos antes do movimento pode modificar a atenção do sujeito. As atividades cognitivas com respeito à modificação do estado de repouso para o estado de alerta apresentam, em geral para humanos, algum tipo de modificação sobre padrões corticais. Para animais este tipo de fenômeno tem respostas diferenciadas (BUSER e ROUGEUL-BUSER, 1999). Algumas sincronizações e dessincronizações, principalmente na faixa α e β , estão relacionadas a esses instantes onde os estados atencionais são modificados (BASTIAANSEN et al., 1999; KLIMESCH, 1999b; KLIMESCH, 1999a).

2.15. O EEG isento da referência

Para montagem dos eletrodos com características monopolares, tem-se, numa situação ideal, em que o eletrodo de referência seria eletricamente neutro, fora do campo de potenciais estudado e com potencial elétrico constante durante o período de captura dos sinais. Devido à condutividade do escalpo, todos os pontos da cabeça são eletricamente ativos. Isto significa que as medidas obtidas, em cada eletrodo referenciado ao lóbulo da orelha, estão sob influência da variação de potencial naquele local.

São relatados problemas decorrentes deste tipo de medida quando o interesse está em atividades da região temporal (REILLY, 1999). Entretanto, estes problemas não afetariam diretamente um processo de coleta relacionado com a região central. Um problema im-

portante no caso deste experimento é originado de possível sonolência do sujeito, ou pelo aumento de atividade teta e delta bilateral (STERMAN, 1999), mesmo este problema seria menos significativo, pela distância e pelo posicionamento simétrico e centralizado dos eletrodos de interesse. A solução proposta, de alternar a referência para o lóbulo contralateral (MORGAN, 1968) também não pareceu adequada por não haver modificação sensível devida à simetria completa para qualquer lóbulo aplicável.

A técnica mais empregada para reduzir a influência da não-neutralidade da fonte e das distâncias diferentes entre cada eletrodo e a referência usa o conceito de propagação de onda eletromagnética a partir das fontes de sinal. Estas fontes seriam modeladas por dipolos que estariam gerando as ondas medidas no escalpo, internamente ao crânio, independente de sua profundidade real.

Embora seja aceito que a maior contribuição para o EEG esteja nos potenciais pós-sinápticos das células piramidais do córtex (MARTIN, 2000), existem fontes mais profundas que também contribuem para a composição do sinal captado (SPECKMANN e ELGER, 1999). Em sendo assim, o modelo de dipolos ficaria comprometido se fosse tomado integralmente. A busca de métodos para identificação de fontes trouxe ferramentas muito apropriadas para o ajuste, aproximação e interpolação de pontos quanto aos potenciais do EEG.

Utiliza-se o operador Laplaciano, representado por $\nabla^2(\bullet)$, para conhecer o comportamento característico da função onde é aplicada. Basicamente, consta em uma diferenciação de segunda ordem em cada uma das dimensões aplicáveis. No caso a seguir estão representadas as dimensões “x” e “y” (apropriado para o uso no topo da cabeça sem assimetrias destacáveis), sobre a função potencial elétrico medido em determinada posição do escalpo ($V(x,y)$):

$$\nabla^2 V(x, y) = \frac{\partial^2 V(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V(x, y)}{\partial y^2}$$

O significado da função é basicamente que a curvatura da função $V(x,y)$, desconhecida até aqui, seria dada pela composição de funções projetadas sobre cada uma das variáveis sobre as quais a função é descrita. Obviamente seria necessário conhecer quais as condições devem ser obedecidas em todo o contorno da superfície do escalpo e em alguns pontos interiores para se poder garantir solução numérica para a equação. Uma escolha de modelo para a função solução também pode levar a diferentes resultados. O primeiro modelo apresentado, e até hoje bastante usado para o sinal de EEG (HJORTH, 1975), usa a solução baseada em estimação da função por aproximação linear; isto leva à função representada pelo cálculo da média dos vizinhos, em cruz ortogonal de 4 pontas, e subtração do valor central desta média. Este seria o valor corrigido, já sem a influência da referência da leitura. A abordagem é simplista e usa referência a uma aproximação por grade retangular, cartesiana, sem considerar os vizinhos postados em diagonais. Como o problema de amplitude positiva ou negativa para um determinado ponto é pouco relevante neste trabalho, optou-se por utilizar o formato dado pela relação entre a média obtida entre os eletrodos vizinhos (pertencentes à área S_i) ao eletrodo “i”, e a diferença de potencial do eletrodo “i” a esta média (WANG et al., 2004), totalizando 5 pontos para o cálculo, um central e os eletrodos rostral, laterais e posterior a Cz. A função $V_i^{Lap}(x, y, t)$ representa uma solução para o operador laplaciano. Por simplicidade são omitidas as referências ao posicionamento do ponto i , e ao instante t , posto que a solução é válida para todos os instantes onde o potencial pôde ser medido.

$$V_i^{Lap} = V_i - \frac{1}{4} \sum_{k \in S_i} V_k$$

Vários autores discutem a validade desta abordagem e métodos mais sofisticados, usando aproximações complexas e elaboradas, já foram apresentados com ponderação proporcional à distância, com curvas esféricas e geódias ajustáveis (BABILONI et al., 1995;

NUNEZ et al., 1997; LAGERLUND, 1999; NUNEZ et al., 1999), considerando todos os eletrodos com proporcionalidade inversa à distância (LEMOS e FISCH, 1991), usando funções esféricas para ajuste com EEG de alta definição (BABILONI et al., 1995; BABILONI et al., 1996; BABILONI et al., 2001) chegando a considerar modelos realísticos de cabeça. Hoje as funções esféricas são as mais empregadas para os cálculos de soluções numéricas para o operador Laplaciano do EEG (TANDONNET et al., 2005). Para a organização dos pontos de coleta deste trabalho, não há desvantagem alguma em utilizar o Laplaciano Hjorth (1975).

Já foi discutido sobre a vantagem de o Laplaciano ser calculado com os eletrodos mais próximos ou mais distantes (MCFARLAND et al., 1997; MCFARLAND et al., 2000) e a técnica de calcular o Laplaciano com eletrodos mais próximos mostrou-se apropriada para filtragem espacial, produzindo melhor localização das fontes.

2.16. Cálculo do valor associado à sincronização e dessincronização

A quantificação do ERS/ERD foi sugerida originalmente pelo cálculo da potência média instantânea sobre o sinal filtrado, na banda de interesse (PFURTSCHELLER, 1999c):

$$\bar{P}_{(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_{f(i,j)}^2$$

onde $\bar{P}_{(j)}$ significa a potência média da amostra j , medida com relação à i -ésima tentativa, registrada no sinal filtrado $v_{f(i,j)}$.

Os problemas relacionados à diferença de representação para atividade evocada e induzida (KALCHER e PFURTSCHELLER, 1995) levaram ao uso do método da variân-

cia entre tentativas, a qual executa o cálculo sobre uma média da j-ésima amostra filtrada ($\bar{v}_{f(j)}$), tomada entre todas as tentativas válidas, onde,

$$\bar{v}_{(j)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_{f(i,j)}$$

O método usa um estimador para a variância entre tentativas da j-ésima amostra (IV), e a define, a partir de N tentativas válidas, como:

$$IV_{(j)} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (v_{f(i,j)} - \bar{v}_{f(j)})^2$$

A literatura destaca a diferença entre os dois métodos por estarem intimamente relacionados ao tipo de observação possível a cada um deles. Enquanto no método da potência instantânea tanto a atividade induzida quanto a evocada produzem contribuições, no método da variância entre tentativas, somente a influência dos fenômenos induzidos, eventos que não mantêm referência de fase, são quantificados (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999a). O significado é que ERS/ERD mensurados com o método da potência instantânea não conseguem diferenciar a atividade induzida da evocada, enquanto o método da variância permite. A diferenciação entre a atividade evocada e a induzida é muito relevante, uma vez que se está tratando com atividade que possui algum grau de estímulo. Há dependência do valor encontrado na variância entre tentativas para se conseguir fazer uma diferenciação adequada (PFURTSCHELLER, 1999c). “Tal diferença é especialmente importante quando os ritmos alfa baixo e/ou teta são analisados, onde a maioria dos ERP é concentrada” (PFURTSCHELLER, 1999c, p. 90).

Um valor absoluto de potência não é uma boa referência quando se consideram que as potências disponíveis para o trabalho provêm de sinais da ordem de 10^{-6} V. Vale lembrar também a contribuição esperada de cada faixa de interesse, desde a faixa μ baixa até valores próximos de 40Hz. As comparações são expressas em termos percentuais, para cada indivíduo, considerando todas as tentativas válidas. Toma-se um período como referência ($A_{(j)}$ –

referência para a j -ésima tentativa) e este terá sua potência associada ao valor zero da escala percentual de sincronização/dessincronização. Todos os outros períodos (R) serão comparados a este para identificar aumento ou redução no valor da potência correspondente, significando sincronização ou dessincronização.

Em geral, os períodos de referência e comparação contemplam médias de 120 a 130ms de sinal (PFURTSCHELLER, 1999c; PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999a).

$$ERD_{(j)} = \frac{A_{(j)} - R}{R} \cdot 100\%$$

com $R = \frac{1}{k} \sum_{j=n_0}^{n_0+k-1} A_{(j)}$ representando a média aritmética de k valores de amostras, no intervalo de referência e $A_{(j)}$ significa a potência ou o valor da variância entre tentativas da j -ésima amostra.

É comum ser apresentada uma referência à significância estatística do que foi observado em cada amostra. Esta significância é um teste sobre o valor obtido nas várias tentativas estar acima ou abaixo da mediana da potência observada no intervalo de referência da tentativa a que se aplica a medida. Sendo $k_{(j)}$ o número de tentativas onde houve decréscimo (ou acréscimo) de potência, e N o número de tentativas válidas, o valor da significância seria dado pela comparação com a probabilidade binomial de distribuição.

$$S_{(j)} = \left(\frac{1}{2}\right)^N \sum_{i=1}^{k_{(j)}} \binom{N}{i}$$

$$\text{onde } \binom{N}{i} = \frac{N!}{(N-i)!i!}, \text{ e } N! = \begin{cases} N \cdot (N-1) \cdot (N-2) \dots \cdot 1, & \text{se } N \geq 3 \\ 1, & \text{se } N = 0 \text{ ou } N = 1 \\ 2, & \text{se } N = 2 \end{cases}, \text{ para } N \text{ inteiro não negati-}$$

vo.

3. METODOLOGIA

3.1. *Sujeitos*

Participaram dos experimentos oito sujeitos saudáveis, com visão normal, admitida correção, quatro do sexo feminino e quatro do sexo masculino, e com idades variando entre 24 e 41 anos ($29 \pm 4,5$ anos), sem histórico de doenças neurológicas. A seleção de dominância de membro inferior foi feita de acordo com entrevista e após experimentação de cada indivíduo para verificar facilidades pessoais.

Todos os sujeitos foram esclarecidos sobre como seriam desenvolvidos os ensaios e quais seriam os procedimentos realizados. Os alertas, observação de exemplos e algum treinamento envolvendo o paradigma tratam sobre:

1. Manutenção dos olhos abertos, evitando piscadas durante os 5s da janela ativa.
2. Necessidade da duração da fase de preparação não ser alongada, visando atitudes como “acertar um alvo temporal de disparo”.
3. Manutenção de situação de repouso dos membros inferiores e todos os grupamentos esqueléticos não envolvidos diretamente com o movimento treinado, foco da observação em questão. Atenção especial foi dada para os membros ou partes deles cujo mapeamento cortical representa áreas maiores.
4. A pista de direção, que tinha uma coloração diferenciada e amplitude nula na tela, seria objeto do estudo da influência do movimento com sentido orientado, o que ainda não era o caso deste experimento e deveria ser ignorada.
5. Manutenção do foco visual na metade direita da tela. Em princípio, o foco deveria ficar na linha vertical que sinaliza o instante do movimento.

6. Tentativa de relaxamento facial e rearranjo de posicionamento imediatamente após os pontos do sinal de torque saírem da tela (somente após o final do movimento).

7. Evitar olhar para cima, para baixo ou fixar atenção em algum evento externo à gaiola de Faraday.

8. Problemas com correção visual feita por lentes de contato, devido à concentração do campo visual por um longo período e à necessidade de tentar permanecer cerca de 3 a 5 segundos sem piscar.

9. Ajustar a contração para um valor onde o movimento empregará como agonista apenas o músculo tibial anterior (TA) ou o sóleo (SO), evitando torques muito pequenos que não sensibilizariam o procedimento inicial de detecção de candidatos a picos de torque, e os muito grandes que envolveriam áreas motoras maiores. Isto modificaria as frequências que seriam detectadas. Destaque foi dado à manutenção em repouso dos músculos anteriores e posteriores da coxa.

10. Manutenção de altura equivalente para ambos os pés e concentração do movimento em apenas um deles.

11. Relaxamento dos membros até o instante do movimento, mesmo durante a preparação.

12. Lembrança dos procedimentos normais para coleta de EEG, como estabilização de pescoço, relaxamento de mandíbula e face, posição confortável para o tronco e ombros.

Os participantes só não foram informados sobre os objetivos do estudo que pudessem colidir com a necessidade de ação voluntária ou volitiva frente aos estímulos para evitar tendências não aleatórias, tais como tempos entre estímulos visuais.

Foi tomada opção pela necessidade de retirar sapatos com saltos, sandálias com plataformas, brincos e casacos pesados.

Quanto aos problemas com correção visual, aconselha-se não usar lentes de contato neste paradigma e outros similares.

3.2. *Posicionamento do sujeito e aparato de coleta*

As coletas de dados foram efetuadas com os sujeitos sentados, de forma confortável, em cadeira que permite ajustes da altura do assento e do encosto de cabeça, conforme pode ser observado na Figura 7.

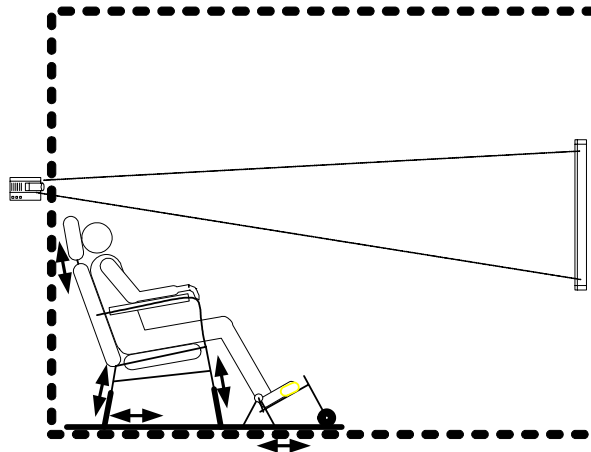


Figura 7 — Aparato de coleta. Destaca-se à esquerda o projetor, fora da gaiola de Faraday. Na direita, dentro da gaiola, pode-se notar a tela de projeção, colocada bem em frente ao centro da cadeira do sujeito, ajustada para poder ser vista integralmente sem exigência de qualquer movimento lateral ou vertical. Nem mesmo deslocamentos oculares são necessários para cobrir o ângulo de interesse do experimento. Destaca-se também o posicionamento do pedal (ver Figura 8) acoplado ao torquímetro, responsável por identificar o início e final da contração. É possível visualizar a posição da cabeça, encostada e apoiada e os braços, completamente relaxados, que não devem sofrer contração até o final do movimento. Tanto a altura das pernas da cadeira é regulável, quanto o encosto de cabeça. O posicionamento horizontal da cadeira e do conjunto de suporte do pedal e torquímetro também pode ser ajustado aos sujeitos muito altos ou muito baixos. As possibilidades de ajuste estão marcadas do desenho com setas com sentido duplo.

Quando na posição sentada, o sujeito apoiava o pé dominante sobre um pedal fixo, isométrico, acoplado a um torquímetro. O outro pé era acomodado sobre um simulacro do pedal, com a mesma altura e inclinação, distantes entre si cerca de 10 a 20 cm. O pé que seria usado para pressionar o torquímetro era preso com fitas de velcro ao pedal, de modo que

pudesse ser realizada tanto a flexão dorsal quanto a plantar. O ajuste do pedal para fixação do pé era feito com movimento do suporte traseiro do pedal (Figura 8). A posição do sujeito era complementada por um apoio para o outro pé, na mesma altura do pedal do torquímetro, com inclinação e rugosidade semelhantes, sem a necessidade de amarração deste último. O objetivo era manter simetria entre os lados direito e esquerdo do corpo. A placa (pedal) fixada ao transdutor de torque permite coletar a ação isométrica do sujeito, em qualquer das flexões. A força a ser exercida foi treinada para estar num valor baixo o suficiente para influenciar de forma visível o indicador visual do torque, que aparecia na tela, visando preservar características de interesse para os trabalhos seguintes sobre investigação da parte medular. O treinamento servia também para que não se chegasse a causar fadiga pela realização das aproximadamente 90 repetições das séries. Cada sujeito treinou movimentos de flexão nos dois sentidos, escolhendo qual seria sua melhor opção. O dispositivo de coleta foi ajustado para que não se excedessem os limites de linearidade do sensor, uma vez que não compunha o objeto deste estudo avaliar influência da amplitude da força aplicada sobre o valor ou tipo de dessincronização.

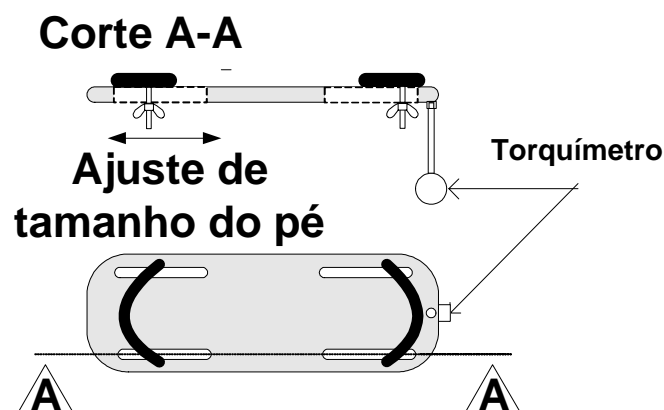


Figura 8 - Detalhe do pedal com ajustes para o tamanho do pé e ligação com o torquímetro.

O posicionamento de braços, antebraços, mãos e dedos também é muito relevante. Buscou-se uma tomada de posição tal que todos os dedos ficassem apoiados sobre o braço da cadeira, sem que chegassem a ficar fixados a qualquer estrutura.

Cada sujeito foi instruído a executar alguns movimentos corporais e a tomar atitudes que inviabilizam a coleta para que ficasse familiarizado com estes problemas, tais como: movimentação ou contrações mandibulares, movimento da língua, contração facial, contrações nas áreas de ombros e pescoço, movimento ou contração dos membros não envolvidos, piscada forte de olhos, movimentos rápidos e vigorosos de olhos para áreas fora do campo visual desejado e imaginação de movimento com qualquer membro.

3.3. *Ambiente experimental*

Os experimentos foram realizados no interior de uma gaiola de Faraday, coberta externamente com cortinas opacas e escuras, para evitar estímulos distratores visuais. A cadeira ficava posicionada imediatamente em frente a uma tela, que possuía tamanho suficiente para ser coberta pelo campo visual sem movimento ocular lateral ou vertical do sujeito. A sala de experimentação possuía sistema de manutenção de temperatura controlável. Era muito relevante que o sujeito pudesse permanecer durante todo o período da montagem, ajuste, colocação de eletrodos e coletas de dados, em ambiente térmico confortável, uma vez que a sudorese prejudicaria bastante o valor da impedância de contato dos eletrodos de escalpo, podendo favorecer deslocamentos destes eletrodos.

A montagem referencial também foi escolhida por ser conhecido que o emprego da montagem bipolar causa dificuldades na identificação de padrões e eventos sobre um único eletrodo, além de reduzir a voltagem obtida no sinal (REILLY, 1999). A exceção faz-se

a disponibilidade de montagens com maior número de canais, cobrindo maiores áreas. Como a pretensão era de usar 5 canais para o sinal de EEG, a montagem bipolar ficou descartada.

A referência ao lóbulo da orelha direita foi arbitrária, bem como a colocação do eletrodo de terra no processo mastóide direito, selecionado por estar em área com menor proximidade de terminações musculares. Também influenciou na seleção a proximidade do eletrodo de referência para facilidade do transporte dos cabos até o local e para fixação dos eletrodos.

3.4. Paradigma de comportamento motor

Foi utilizado um paradigma de tarefa motora pré-treinada, com apresentação da instrução de movimento em período totalmente conhecido e com capacidade de planejamento diretamente associada a um instante futuro, como um alvo temporal, que era visível na tela. As fases de planejamento poderiam ser separadas das fases de preparo da execução de tarefa motora voluntária. O paradigma aplicado foi adaptado do modelo mais geral, proposto por Prut e Fetz (1999), voltado para aplicação em macacos, com práticas invasivas de monitoramento medular. A aplicação em humanos, deveria eliminar esta necessidade. A escolha recaiu sobre um misto de monitoramento de atividades internas à medula, especificamente em relação aquelas sabidamente atribuídas a interneurônios, com associação às tarefas corticais ligadas ao planejamento motor e envio dos programas a serem realizados durante um movimento, tudo de forma não invasiva. Os estímulos principais foram visuais. Uma linha pontilhada era desenhada no valor de ordenada zero. Num ponto futuro havia uma linha vertical colorida, que já havia sido apresentada ao sujeito. A partir do instante em que a linha pontilhada alcançasse a linha vertical, o movimento deveria ser executado. Os formatos gerais são ilustrados na Figura 9. Nos períodos de repouso, a tela não tinha a linha pontilhada sendo traçada, estari-

a, nestes instantes, sem conteúdo informacional. Passado 1 segundo do início do traçado da linha pontilhada, uma segunda linha pontilhada, com outra cor, era traçada simultaneamente, por 1 segundo. Esta linha era a pista de sentido de contração, que, neste experimento, era traçada também sobre o nível zero. A linha de tempo, continuava sendo traçada. Em determinado momento, 4 segundos após o início, ela cruzava com a linha vertical. Naquele instante o sujeito iniciaria o movimento combinado. O movimento não deveria ser sustentado, apenas contrair até próximo do valor treinado do torque e depois relaxar novamente (Figura – 10).

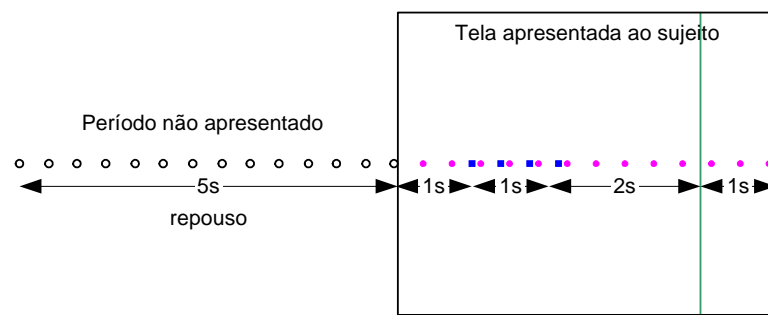


Figura 9 — Tela padronizada para apresentação ao sujeito. O período não apresentado está indicado por circunferências vazias, do lado esquerdo, para referência de tempo, uma vez que não é apresentado. A linha de tempo, pontilhada, é marcada com círculos no interior da tela apresentada ao sujeito. A linha com a pista nula é marcada com quadrados, entre 1 e 2 segundos, dentro da tela apresentada. A linha que determina o instante da ação motora está representada no instante 4 segundos, após o início da tela. A linha vertical é permanente e fica aparecendo sempre, para referência de foco visual também. A tela está representada sem sinal de torque. As setas indicando os períodos de cada trecho da apresentação, não fazem parte do conjunto e servem para análise do método.

Este paradigma apresenta como principais modificações em relação ao utilizado no trabalho de Prut e Fetz (1999), o envolvimento de membros inferiores em substituição aos superiores, o uso de meios não invasivos para monitorar os sinais e a realização do experimento com humanos e não com macacos.

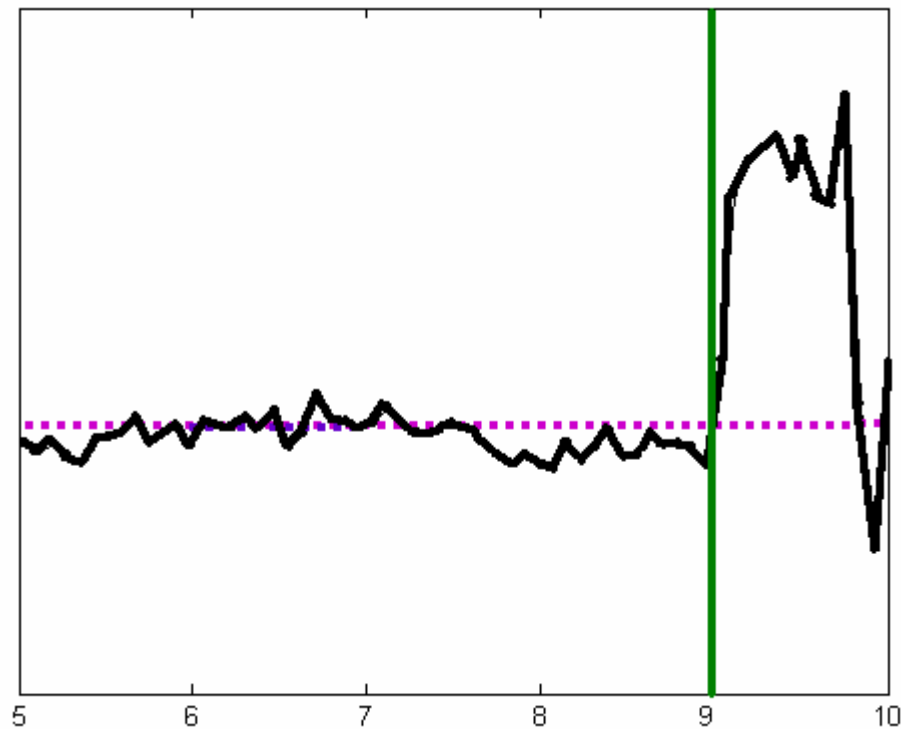


Figura – 10 Exemplo de tela real, adquirida com sujeito realizando flexão plantar. Nota-se que o início da contração está bastante próximo do instante desejado e com duração aproximada de 1 segundo. A taxa de apresentação de pontos mostrada na tela não é igual à taxa de amostragem dos sinais, serve apenas para mostrar uma realimentação para o sujeito sobre o tempo daquela tentativa. O sinal de torque, linha escura oscilante, é apresentado para retorno ao sujeito, de forma reduzida, por média móvel, sobre 20 amostras reduzidas para cada ponto mostrado na tela. A linha verde marca o instante de início desejado para a contração. No período entre 6 e 7 segundos, há apresentação da pista de direção e sentido de contração, com amplitude nula. Os números do eixo horizontal, apresentados abaixo do retângulo não fazem parte do estímulo visual apresentado ao sujeito, estando mostrados apenas como referência de tempo para o leitor.

O paradigma de aquisição possui cada trecho de coleta (ver Figura 9) com aproximadamente 10 segundos. A distribuição dos períodos é de 5 segundos de repouso antes do início do traçado da linha de tempo e da que indica o torque aplicado, 4 segundos desde o aparecimento da imagem dinâmica na tela e o movimento propriamente dito e 1 segundo para finalizar o movimento, voltar à posição neutra e relaxar novamente a musculatura envolvida (ver Figura – 10).

3.5. *Posicionamento dos eletrodos para aquisição*

Optou-se pela utilização do padrão 10-20 estendido, com eletrodos distantes, aproximadamente, 2,5cm entre si, mantendo um conjunto de 5 canais para coleta de EEG. O ponto central para coleta é o Cz (metade da distância entre Nasio e Inion, no cruzamento da metade da distância entre as comissuras das orelhas) (JASPER, 1958). Os outros pontos de coleta são: anterior (FCz), posterior (CPz), lateral direito (C2) e lateral esquerdo (C1) (AMERICAN EEG SOCIETY, 1994a; 1994b; 1994c; 1994d; 1994e). O eletrodo terra é fixado no processo mastóide direito e os eletrodos de coleta do EOG são posicionados no olho que estiver mais próximo do equipamento. Um eletrodo de referência é colocado no lóbulo da orelha mais próxima do equipamento de coleta. Exceto um dos sujeitos, todos os outros foram na orelha direita (A2).

Além dos canais do EEG, também é captado um canal com o sinal de eletro-oculograma (EOG), no olho direito, com a finalidade de monitorar artefatos oculares que possam invalidar os sinais coletados em determinado trecho.

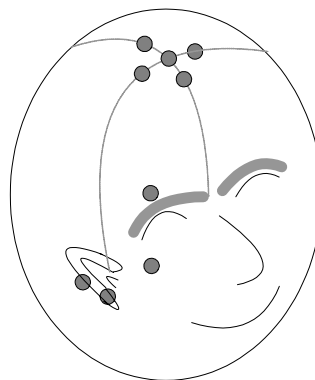


Figura 11 - Modelo exemplificando a colocação dos eletrodos de captação na cabeça. No topo, formando uma cruz, os eletrodos do EEG, em relação ao sujeito, Cz ao centro, FCz rostral, C1 do lado esquerdo, C2 à direita e CPz posterior. Estão demarcadas as linhas imaginárias para tomada das medidas entre pontos anatômicos, usadas para o posicionamento dos eletrodos. Para o EOG estão colocados um eletrodo logo acima da sobrancelha direita e outro eletrodo sobre a borda do malar com o orifício ocular, distal em relação ao nariz. Para as referências, estão representados os eletrodos de terra, sobre o processo mastóide direito (ligeiramente atrás da orelha direita), e o eletrodo de referência, colocado no lóbulo da orelha direita. Todos estes eletrodos foram fixados com pasta para EEG, sem adição de outros eletrólitos.

3.6. Aquisição dos sinais

A aquisição dos sinais possui duas séries, uma rápida, com taxa de amostragem de 5KHz, e outra lenta, com taxa de amostragem de 250Hz. A série lenta é adquirida originalmente a 5KHz também, no entanto, no próprio dispositivo de coleta, há processamento de cálculo de média móvel, tomada sobre 20 amostras, com o registro desta média. Os instantes de amostragem são registrados pelo equipamento e fazem parte dos dados. Os equipamentos empregados são um eletromiógrafo Nihon-Koden, com possibilidade de 8 canais simultâneos e o Datawave para digitalização, com possibilidade de até 16 canais de dados. O processamento da sub-amostragem em tempo de aquisição é feito pelo Datawave. O pacote de conversão das amostras para arquivos texto também faz parte do sistema do Datawave.

Na série lenta são adquiridos sinais de EEG, na faixa de 0,1Hz a 100Hz. Há sinais provenientes dos eletrodos de escalpo (5 sinais de EEG), do eletro-oculograma e do pedal de torque. A primeira série no arquivo de dados é o instante de amostragem, no caso, em dezenas de microssegundos.

Os sinais da série rápida são os EMG, adquiridos após filtragem entre 1Hz e 2KHz, para tibial anterior (TA) e sóleo (SO). Novamente a primeira série de dados é o vetor de instantes de amostragem.

A excursão de sinal programada para ser acompanhada como estando dentro de padrão de normalidade, durante a aquisição, é de 100 μ V por divisão, com base de tempo de 1s por divisão, para todos os canais do Nihon, e com uma excursão máxima de 10V pico a pico para os sinais adquiridos diretamente pelo Datawave. O amplificador do sinal de torque foi desenvolvido no LEB. A amostragem do sinal de torque é feita diretamente pelo Datawave. A visualização das seqüências de dados amostrados pelo Nihon é passível de ser acompanhada, na tela do equipamento, pelo operador do ensaio. A amostragem do EEG é feita pelo Nihon, que converte o sinal e o disponibiliza em uma porta de saída analógica, de 0 a 10V. Nesta por-

ta são conectadas entradas analógicas do Datawave. Nova coleta é feita pelo Datawave, que amostra e digitaliza todo o conjunto de dados finais.

A configuração do Nihon é apresentada na Tabela - 1, com as designações empregadas na coleta. Os nomes dos pontos de fixação no Nihon são dados pela marcação de fábrica com referência ao Sistema 10-10. Os pontos de fixação no escalpo são usados como descrito anteriormente.

Tabela - 1 - Exemplo de distribuição e configuração padronizada para os diversos sujeitos do experimento. Constando a taxa de amostragem (f_{sample}), o canal do Nihon que foi empregado na coleta, o nome do sinal coletado, o posicionamento dos eletrodos de referência negativa e positiva, os valores em Hz dos limitantes da banda de passagem para leitura dos sinais e a configuração de leitura na tela do equipamento para garantir o acompanhamento do sinal durante a execução das séries. O monitoramento mostrou-se extremamente relevante quando algumas alterações ocorreram no período de coleta, como deslocamento de eletrodo e movimento do sujeito. O terra de sinal estaria fixado no processo mastóide mais próximo do lóbulo escolhido para facilidade de montagem. Note-se que os sinais de EMG estão previstos como canais para coleta, mas não são armazenados no Nihon, embora sejam conectados ao coletor de dados Datawave.

Sinal Data- wave e f_{sample}	Canal Nihon	Sinal	Pinagem		Filtro (Hz)		Ganho $\mu\text{V}/\text{div}$
			-	+	Infe- rior	Supe- rior	
0 – 5K	Ch 1	EMG (TA)	NC	NC	–	–	–
1 – 250	Ch 2	EEG (Cz)	A1	Cz	1	100	100
2 – 250	Ch 3	EEG (FCz)	A1	Fz	1	100	100
3 – 250	Ch 4	EEG (CPz)	A1	Pz	1	100	100
4 – 250	Ch 5	EEG (C1)	A1	C3	1	100	100
5 – 250	Ch 6	EEG (C2)	A1	C4	1	100	100
6 – 5K	Ch 7	EMG (SO)	NC	NC	–	–	–
7 – 250	Ch 8	EOG	X5	X1	1	100	100

A conversão dos sinais para processamento, a partir de padrões proprietários, é feita pelo programa fornecido junto ao Datawave e o processamento é executado com o Matlab®.

O tempo de aquisição de cada série é de aproximadamente 15 minutos e na maioria das vezes foi realizada uma aquisição com cada sujeito. Houve necessidade de adquirir mais de uma vez com alguns sujeitos que tiveram problemas durante um dos processos, tais como: movimento para reajuste de posição que derrubou conexão do eletrodo terra duran-

te a aquisição; foi identificada antecipação de preparação mais longa que o aceitável; um dos sujeitos se distraiu muitas vezes e “perdeu” os instantes de contração.

3.7. Técnicas de processamento aplicadas aos dados

A primeira necessidade é a limpeza das interferências de 60 Hz e harmônicas superiores, que apesar da gaiola de Faraday, ainda foram identificadas nos sinais. Para realizar a limpeza, o primeiro passo foi analisar o quanto de ruído estava presente em cada conjunto de dados.

A filtragem de aquisição do EEG foi aplicada pelo equipamento Nihon, com os valores já citados. A filtragem de aquisição sobre o sinal de torque foi aplicada pelo amplificador, condicionador e transmissor do sinal, desenvolvido no LEB.

Todas as outras filtrações foram executadas pós-aquisição, ou seja, fora do ambiente de coleta. Pôde-se contar com filtros não quantizados, devido à disponibilidade de equipamento de alta precisão para os cálculos, e usados tanto a vante quanto em reversão (MITRA, 2005). Isto possui vantagens em permitir que as respostas dos filtros sejam calculadas com números de ponto flutuante de 64 bits, perto de 18 dígitos significativos e com erro menor que 10^{-16} , além de eliminar a diferença de retardo de amostras para cada frequência em toda a faixa de aquisição, em especial nas fronteiras entre as bandas de passagem e de rejeição (STRUM e KIRK, 1987).

Tanto foram usados o cálculo de densidade espectral de potência com método paramétrico quanto com método não-paramétrico para este último, foi empregado o método de Welch (THOMSON e CHAVE, 1991). Os tamanhos das janelas de dados analisadas e a taxa de recobrimento (*overlapping*) variaram com a disponibilidade de extensão de cada trecho de sinal avaliado e para obtenção de maior definição dos aspectos que se desejava desta-

car. É relevante lembrar que os ajustes dos parâmetros do método de Welch são necessários devido a ele possuir grande sensibilidade, o que pode levar a taxas de oscilação muito altas em seu resultado; isto conduz a uma dificuldade de interpretação do diagrama de densidade espectral de potência, que teria pouca ou nenhuma suavidade. Como função de ponderação (OPPENHEIM e SCHAFER, 1989) foi usada sempre a janela de Hamming (STRUM e KIRK, 1987). Os cálculos que envolveram estimação de espectro de potência com método paramétrico foram realizados com o método de Burg (KAY, 1993), que também enseja ajustes de ordem do modelo auto-regressivo (AR) usado para o ajuste da estimação. Este método emprega o ajuste por minimização quadrática dos erros de predição. Os parâmetros AR são tratados para satisfazerem as restrições de Levinson-Durbin (NIKIAS, 1991). Outros métodos foram tentados, porém os problemas ligados às condições iniciais dos filtros influíram significativamente na escolha.

Para melhorar a relação sinal-ruído dos sinais foram aplicadas filtragens, passa-altas (HPF) ou passa-baixas (LPF), para limitar a banda de cada sinal. Estas filtragens empregaram filtros Chebyshev tipo II (RABINER e GOLD, 1975), com rejeição de 30 dB, otimizado para ajuste mais preciso da frequência de corte (banda de passagem) em detrimento do início (LPF) ou final (HPF) da banda de rejeição (ver Tabela - 2).

Tabela - 2 - Listagem dos filtros aplicados a cada sinal processado. Constando os nomes dos sinais, as frequências de corte e o tipo de filtro aplicado. Todos os filtros foram projetados e calculados com o modelo de polinômios de Chebyshev, com ripple na banda de rejeição.

Sinal	Tipo de filtro	Frequência de corte (Hz)
EEG	HPF	5
	LPF	55
EOG	HPF	5
	LPF	55
Torque ¹	LPF	15

¹ O torque foi filtrado com um passa-baixas e posteriormente teve analisada a sua envoltória. O filtro inicial não foi o mesmo aplicado para detecção da envoltória. O primeiro filtro possuía frequência de corte de 15 Hz, o segundo, de 3 Hz.

Foi empregada, depois de melhorar a relação sinal ruído, decimação sobre os sinais para valores apropriados ao trabalho, uma vez que as maiores frequências esperadas estariam um pouco acima de 40Hz.

O passo de identificar cada um dos trechos foi feito por meio do sinal de torque. O pré-processamento deste sinal deve iniciar-se pela conversão do sinal, com base na geometria do pedal, considerando a distância do eixo de rotação e da projeção do ponto de fixação do torquímetro, a direção e sentido do momento aplicado e a excursão do sinal gerado pelo transmissor do sinal pré-amplificado, chegando-se a:

$$\vec{T} = -(x - 5V) * 25,298,$$

onde x é o valor lido em cada instante de tempo, na saída elétrica do torquímetro. O valor 5V é uma referencia central em torno da qual oscila a leitura, que excursiona entre 0 (zero) e 10V. O fator 25,298 está associado à geometria do conjunto pedal e torquímetro.

Deste sinal que representa o vetor torque (\vec{T}), doravante expresso sem a identificação vetorial (T), foi obtida a envoltória do sinal por meio da retificado em onda completa seguida de filtragem passa-baixas. Este processamento foi necessário devido à existência de oscilação no sinal faixa de 30Hz. O objetivo é detectar o início e final da contração. Novamente, a filtragem em duas passadas, com reversão, possibilita anular os retardos após as várias filtragens. A sugestão de identificação dos instantes de início e final foi inicialmente executada por algoritmo; depois os resultados sugeridos foram analisados por especialista, que aceitava ou não a sugestão. O algoritmo de sugestão trazia o mínimo do vetor da envoltória para o valor nulo; normalizava o maior pico do torque para um valor unitário e reduzia proporcionalmente todos os outros elementos.

$$V_{trq_reduzido}(n) = V_{torque}(n) - \min(V_{torque}(k); \forall k \text{ válido}) \text{ Volt}$$

$$V_{trq_norm}(n) = \frac{V_{trq_reduzido}(n)}{\max(V_{trq_reduzido}(j); \forall j \text{ válido})}$$

A seguir, identificam-se todos os pontos do sinal de torque que ultrapassam determinado valor limite. O discriminante mais eficaz varia com cada pessoa, estando entre 20 e 50% (do torque máximo alcançado) para melhor aproveitamento. A regularidade na amplitude do sinal capturado (força muscular aplicada na contração) ajuda muito nesta definição, assim como a permanência em repouso e a regulação apropriada da altura da cadeira. Evitando-se torques oriundos de força sobre o calcanhar pode-se obter mais sinais válidos. Estes problemas aconteciam em situações de rearranjo postural, sendo sentidos e causando artefatos no sinal de EEG, possivelmente, e torque, com certeza. Para se marcar um instante de referência para o início da contração, foi calculada a diferença de cotas (derivada discreta) entre cada dois pontos consecutivos. Aqueles que tivessem valores positivos seriam candidatos a marca de início da contração. Para eliminar contrações com períodos de repouso pequenos, descartavam-se os pontos que distassem menos que 9s de seu antecessor. Esta seleção reduzia, em média, os cerca de 90 a 93 trechos de sinal disponíveis a valores entre 29 a 73 trechos; os motivos seriam: antecipação do sujeito, contrações musculares involuntárias em períodos de repouso, mudança de posição na cadeira durante a coleta e outros.

A metodologia empregada para identificar os pontos de final de contração foi similar à usada para identificar o início dela, havendo a restrição adicional de estar, o instante candidato, a menos de 1,5s do início, para descartar a situação de haver alguma contração de longa duração. No caso de existir duas corcovas próximas no sinal de torque, a última descida era considerada como o instante candidato. Contrações mais duradouras que 1,5s seriam, pois, descartadas para o método de análise empregado neste trabalho.

A partir dos instantes de início e fim da contração, estabeleceu-se que os trechos a serem analisados estariam limitados desde aproximadamente 6s antes do início até, aproximadamente, 2s depois do final dele. Como o movimento ocupa em geral desde 0,2s até perto de 1s, o período total monitorado está em torno de 9s. Para trabalhar com trechos de i-

igual tamanho (mesmo número de amostras), optou-se por referenciar a separação de trecho com relação ao instante de início da contração, gerando-se a seqüência de dados desde o instante -6s antes do início até o instante 3s depois do início do mesmo evento.

Na análise de aceitação dos trechos, foi necessário visualizar cada segmento do EEG e do Laplaciano de Cz, uma vez que houve artefatos que se manifestaram exclusivamente sobre um eletrodo. O descarte acontecia da mesma forma, porém a análise servia para verificar a regularidade da captura a partir daquele instante. O único sinal que foi inteiramente rejeitado por falta de qualidade foi o obtido na coleta em que ocorreu deslocamento de um dos eletrodos. Houve coleta de nova série neste caso.

Para identificar bandas de maior reatividade, as quais deveriam ser encontradas sobre resultados médios sobre tentativas, até perto de 40 Hz, no sinal de EEG, foram empregadas técnicas tanto de estimação de densidade espectral de potência quanto do espectro de potência propriamente dito.

Como seria de se esperar, as faixas μ variam pouco entre os indivíduos, enquanto as faixas que se põem como beta, no entanto, já dispõem de mais largura espectral para diferenciação de resultados. Nelas se pode notar o componente da concentração sobre a tarefa na relação de artefatos diversos em cada trecho de coleta. A disponibilidade de ambiente silencioso e confortável para o sujeito é muito relevante.

A escolha dos filtros a serem aplicados passou por alguns testes: os primeiros a serem tentados foram filtros FIR, que apresentaram bom desempenho na tarefa de limpeza, porém, nas tarefas seguintes, que visavam separação em bandas, as ordens tornaram-se elevadas. Os filtros FIR calculados por otimização do erro médio quadrático tiveram ordens tão elevadas que perderam sentido físico de realização (OPPENHEIM e SCHAFER, 1989).

O direcionamento para filtros IIR tornou-se o próximo passo, com os cuidados associados à linearidade de fase. Selecionaram-se filtros Butterworth e Chebyshev. A opção

foi por filtros Chebyshev, com oscilações (*ripple*) na banda de rejeição, conhecidos por Chebyshev tipo II (OPPENHAEIM e SCHAFER, 1989). Neste caso, as ordens ficaram em torno de 10 a 12, para os filtros passa-bandas. Selecionou-se uma rejeição mínima de projeto em torno de 20 a 30 db. Após ter sido definido um valor adequado para as ordens dos filtros, as bandas de transição foram selecionadas para serem tão estreitas quanto possível, com a restrição de manter as ordens dos filtros nos valores citados acima.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram capturados dados de oito voluntários sendo que em todos foi possível identificar ERS/ERD nas faixas μ e β , e em quatro dos sujeitos foi possível evidenciar sincronização na faixa gama.

Inicialmente, a primeira coleta, foi realizada fora da gaiola de Faraday, com campo visual aberto e toda a extensão da sala de coleta disponível para o sujeito observar. Os resultados apresentados foram promissores, evidenciando alguma facilidade de se identificar dessincronização em faixa aceitável de valores. No entanto, aquisições seguintes demonstraram que o aumento do tempo de experimento, necessário à adequação dos detalhes do paradigma para permitir monitorar todos os interesses de experimentos posteriores, como diferenciar inibições pré-sinápticas e recíprocas, tornando o experimento mais complexo, sofreram influência significativa do ambiente e, possivelmente (KLIMESCH, 1999b), de distratores. A primeira solução foi utilizar a gaiola; no entanto, mesmo com a gaiola, os distratores visuais aparentemente continuaram a ocorrer de forma importante. A idéia de cobrir as laterais e teto da gaiola com tecido opaco foi experimentada. A cobertura completa da gaiola, no entanto, veio a trazer sensação de aprisionamento e mal-estar aos sujeitos do experimento, devido ao longo tempo em silêncio e escuro no seu entorno. A retirada de cobertura dos lados menos movimentados, garantindo um mínimo de luminosidade externa e algum contato da visão periférica com o exterior da gaiola, trouxe a tranquilidade necessária ao sujeito no experimento.

O posicionamento do equipamento de captação e do conjunto projetor e tela também foram experimentados em várias arrumações diferentes, exigindo uma fixação de suportes externos à gaiola para ajuste de tamanho da tela útil. A tela deve permitir que o sujeito não necessite mover o pescoço e os olhos para cobrir toda sua largura e altura; daí, sugere-se que o sujeito oriente a aproximação da tela ou redução da abertura da lente de projeção e con-

seqüente redução da parte iluminada com o sinal de estímulo visual. A posição da cadeira, tão frontal quanto possível, incomodou um dos sujeitos. Foi relatado que teria trazido desconforto durante o período de coleta e houve uma inclinação do eixo central para adaptação de conforto daquele sujeito.

Foi experimentado um paradigma de coleta a partir de membros superiores, a fim de validar a metodologia de processamento, assim que se imaginou estar pronto o conjunto de captação associado ao paradigma mais complexo futuro. Houve bastante facilidade de identificação dos aspectos principais do sinal.

Durante a fase de coletas houve descarte completo de uma das séries de um dos sujeitos porque ficou evidenciada a preocupação da tarefa ser executada com preparação muito longa – acima de 3 s (CASSIM et al., 2000).

Mesmo com equipamento razoavelmente sofisticado e com uma gaiola de Faraday com trama quadrada de aproximadamente 2cm de lado, ainda se pode sentir a interferência do ruído de 60Hz. Como exemplo, é apresentada na Figura 12, a densidade espectral de potência de 43 trechos aproveitados de um dos sujeitos. Está traçada, para referência, a média destas densidades. O cálculo foi efetuado com o método de Burg, com ordem 14 nos polinômios. A densidade está calculada sobre todo o trecho válido, ou seja, serve apenas para referência das freqüências existentes no período inteiro. Nota-se que o sinal bruto obtido apresenta a faixa de interesse principal (μ , entre 8Hz e 12Hz normalmente), com aproximadamente 10dB acima do ruído de 60Hz. A unidade empregada para o cálculo da densidade, e na qual são apresentados os sinais, é o microvolt ao quadrado por Hertz ($1(\mu\text{V})^2/\text{Hz} = 10^{-12}\text{V}^2/\text{Hz}$). Depois de tornados independentes de referencial pelo cálculo do laplaciano Hjorth, cada trecho de EEG teve seus valores oscilando até 15 ou 20 μV . No entanto, na maior parte do tempo as amplitudes ficaram bem abaixo disto. A técnica do Laplaciano é apropriada para análise no domínio do tempo, sendo, porém discutida como própria ou não (GINTER et al., 2001) para

análise tempo-freqüência. A discussão se deve a que seu uso traz modificações que significativamente afetam a capacidade dos métodos de tempo-freqüência poderem apresentar valores de erros intrínsecos mais baixos. Isto vem reforçar a idéia de usar processamento no domínio do tempo, com o fim de poder comparar os resultados do trabalho com publicações já testadas em outros trabalhos, posto que o objetivo não é estabelecer novos métodos de análise do sinal de EEG para processamento do ERS/ERD.

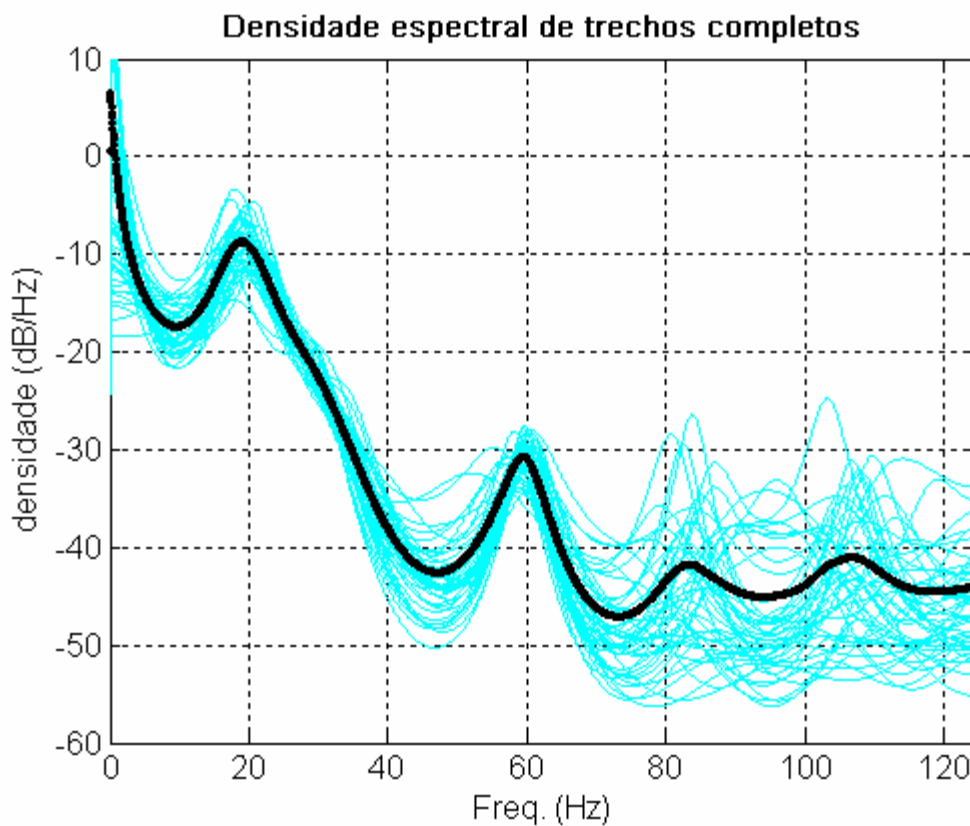


Figura 12 – Densidade espectral de potência do laplaciano de C_z , obtida dos dados de 43 trechos válidos de um sujeito. O traçado forte é o valor da média da densidade obtida em todos os trechos. A faixa de interesse para μ está com densidade de potência 10 dB acima do ruído.

Para atividade que envolve tarefas treinadas, com retardo induzido, espera-se (KLIMESCH, W. et al., 1998) o aparecimento de densidades também altas próximas da faixa de 4 a 7Hz.

A busca pelas freqüências mais reativas está representada na Figura 13. Estimou-se a potência espectral do sinal, nos períodos de referência de repouso e movimento, em

cada trecho válido. Calculou-se a diferença entre os estimadores de espectro. Os instantes escolhidos foram: referência de repouso entre -5s e -4s; referência de movimento entre -0,5s e 0,5s. Para o sujeito em questão, foram aproveitados 59 trechos de sinal. Nota-se que a dessincronização foi mais pronunciada na faixa β inicial e β final. Não foi possível identificar, para este sujeito, sincronização gama, com o método aplicado aqui. As frequências são apresentadas em Hz e as ordenadas em dB. Para este sinal apresentado, não foi aplicada a decimação pós-filtragem passa-baixas.

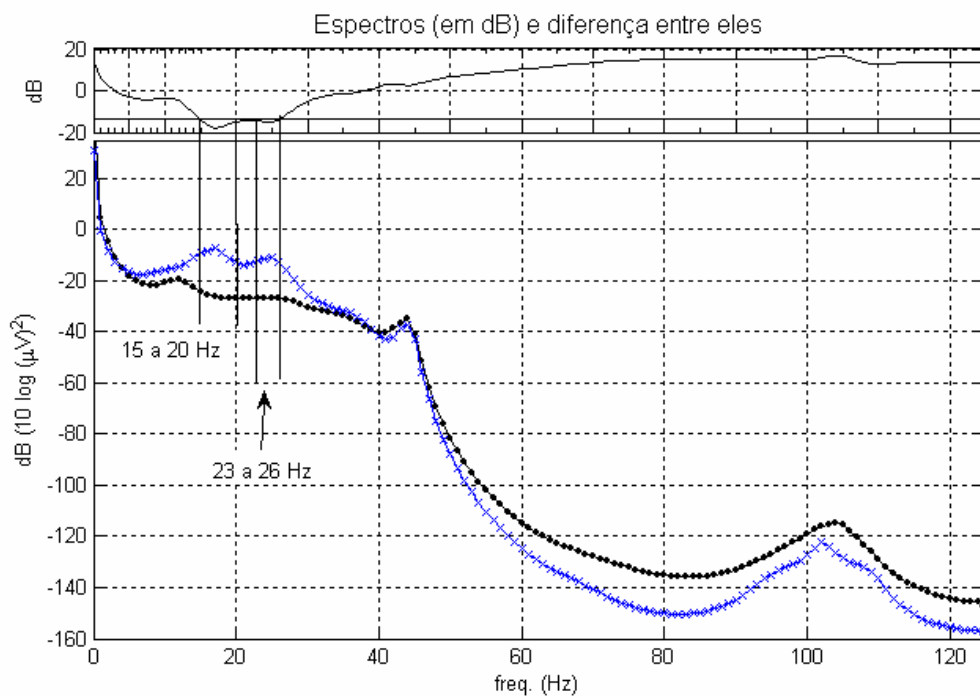


Figura 13 – Na parte de baixo da figura são apresentados espectros de potência médios para um sujeito, para trechos alinhados pelo início, para identificar alterações relativas ao início do movimento. O sinal marcado com círculos foi obtido entre (-5;-4) s e o marcado com x entre (-0,5;0,5) s, cada um deles sobre 59 trechos válidos. O sujeito apresentou dessincronizações pré-movimento entre (15;20) Hz e entre (23;26) Hz. A figura de cima apresenta a diferença entre os espectros médios, calculados sobre as funções obtidas da solução do operador laplaciano e seu nível limitante inferior para 95% de confiança. Os valores da diferença que estão fora da faixa de 95% estão identificados por linhas verticais, unindo os dois gráficos. São apresentados os valores limitantes das faixas de frequência onde o limite foi ultrapassado. Os valores fracionários de frequência são devidos à FFT que usa uma janela de 256 amostras enquanto o sinal possui 1 segundo e, conseqüentemente, resolução de 1 Hz. O sinal, para esta mostra, não foi decimado.

A próxima etapa de interesse do método é calcular os valores de sincronização e dessincronização associados ao movimento. As faixas obtidas servem para cada sujeito. Um dos resultados obtidos é apresentado na Figura 14. O resultado foi obtido com 45 trechos vá-

lidos. Nela se pode notar que o sujeito teve dessincronização na faixa μ a partir do instante em que a tela era apresentada, indicando concentração sobre o traçado da linha de realimentação do sinal de torque. A apresentação da pista, entre -3s e -2s, também pode ser evidenciada como influenciando sobre a concentração do sujeito. Ao final do período de apresentação da pista o sujeito retoma uma preparação para o movimento. A observação da Figura 14 evidencia uma dessincronização na faixa μ tão logo a tela passa à condição de apresentar alguma informação, no caso o início do traçado do sinal de torque na ordenada nula. Um período próximo de 2 segundos antes do instante demarcado para iniciar o movimento voluntário, apresenta uma nova dessincronização, sem recuperação da anterior. Esta segunda dessincronização é mais pronunciada. A figura apresenta os trechos alinhados pelo início da contração.

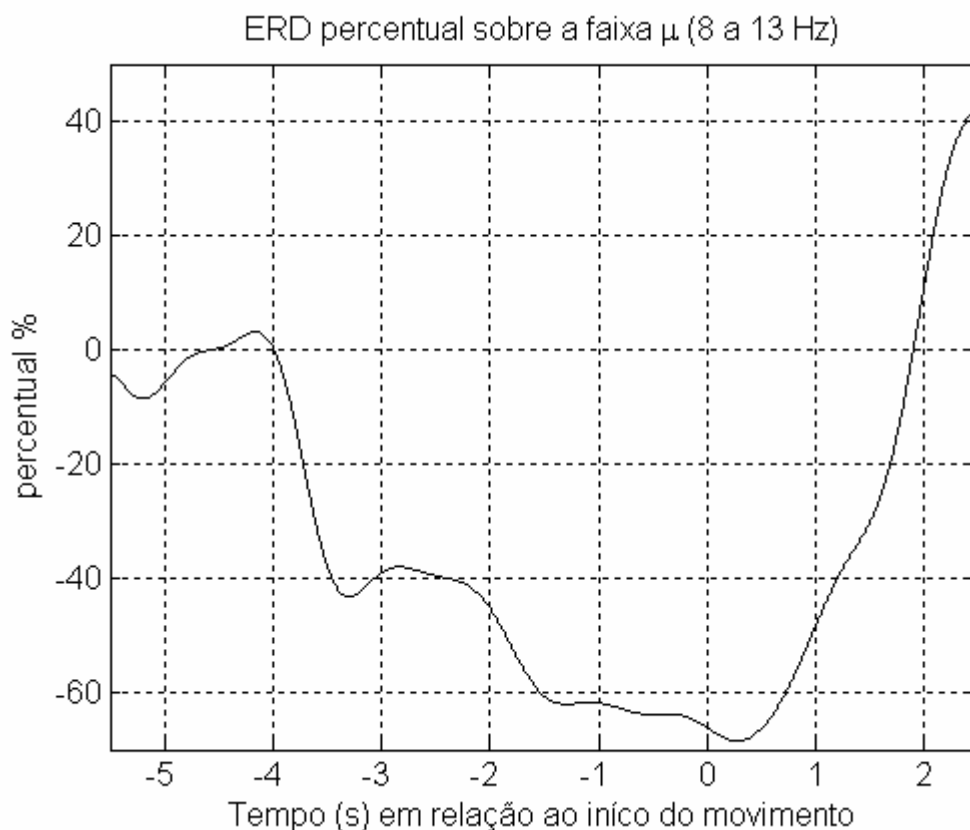


Figura 14 – ERD percentual calculado sobre Cz, com 45 trechos válidos, filtrado entre 8 e 13Hz. O instante de início do movimento é o tempo zero para alinhamento dos trechos. A contração tem duração que varia entre 0 e 300 a 600ms. Nota-se que o sujeito em questão apresentou estado de preparação a partir do momento em que foi apresentado o primeiro instante de tela dinâmica. O aumento da dessincronização μ a partir de -2s pode ser identificado com facilidade.

O acompanhamento da variação de potência percentualmente medida em relação aos mesmos períodos, na faixa β mais reativa, do mesmo sujeito que foi mostrado na Figura 14, é apresentado na Figura 15. Os trechos foram alinhados pelo final das contrações, ou seja, o instante zero indica que o torque teria sido reduzido. Identifica-se que a partir do instante -2s houve alguma mudança comportamental nos enlaces corticais, porém a preparação que se verifica sobre a dessincronização beta para membros inferiores só foi acontecer a cerca de 0,7s antes (medida com pouca capacidade de discriminar visto que o alinhamento é pelo final da contração) e a sincronização posterior ao movimento pode ser verificada com facilidade.

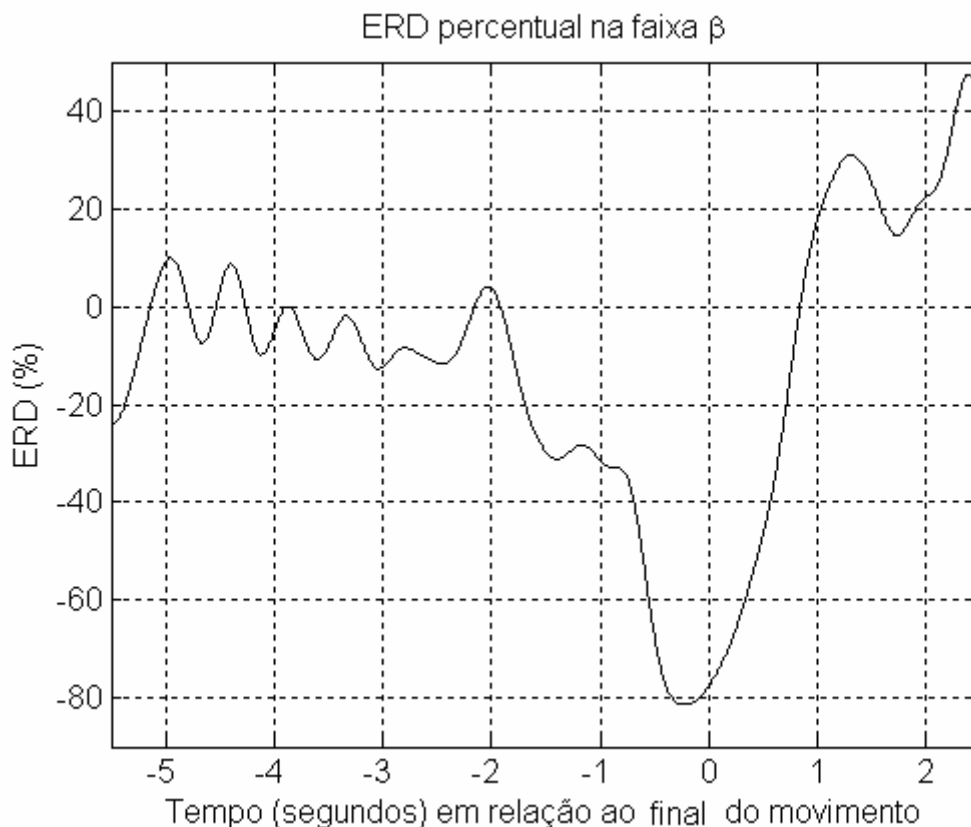


Figura 15 – ERD e ERS percentual calculado com base na solução do operador laplaciano do sinal captado sobre Cz, filtrado entre 26 e 32 Hz. O instante de final do movimento é o tempo 0 (zero) para referenciar todas as contrações como alinhadas pelo final. A duração do movimento varia entre 300 e 600 ms. Nota-se que o sujeito em questão apresentou estado de preparação a partir do momento em que foi apresentado o primeiro instante de tela dinâmica. O aumento da dessincronização μ a partir de -2s pode estar relacionado com o final da pista de movimento, a qual, mesmo estando sem função de comando neste experimento, era apresentada para avaliar a reação dos sujeitos, ou alternativamente, este período a partir de -2s, foi usado para preparação do movimento propriamente dito.

Na Figura 16 apresenta-se, para um mesmo indivíduo, um resultado de ERS/ERD com base em 57 trechos válidos de sinal, tratando do início (superior) e final (inferior) da contração.

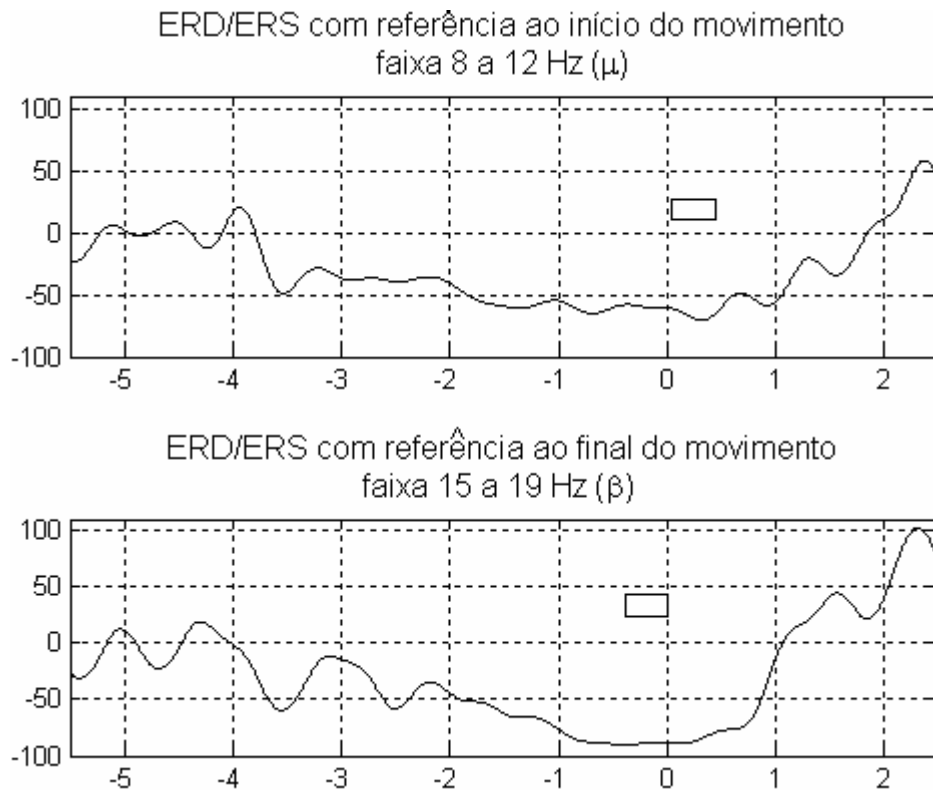


Figura 16 – ERD com relação ao início da contração (gráfico superior), destacando a fase de preparação longa, imediatamente após o início da apresentação da tela como ativa, realimentando o sinal de torque sobre o pedal, ainda que com repouso. A dessincronização μ (na faixa de 8 a 12 Hz) é fortalecida a partir de um tempo de reação ao estímulo visual. Na parte inferior, nota-se a retomada da sincronização β (15 a 19 Hz). É destacada a dessincronização alcançada durante a fase de preparação. Os retângulos marcam, com suas larguras, a referência do período motor efetivo quanto ao alinhamento dos trechos analisados, pelo início (acima) e pelo final (abaixo).

Para quatro sujeitos, foi possível evidenciar sincronização em faixas mais altas de frequência, especificamente próximo dos 40 Hz. Nesta situação, há um razoável sincronismo entre os sinais obtidos no torquímetro e no ERS, conforme se pode verificar na Figura 17. A parte superior da figura apresenta o resultado do monitoramento do sincronismo cortical, que está alinhado com o instante zero. Adicionalmente, na figura inferior se identifica, na linha contínua, o sinal de torque e na linha marcada com quadrados, o valor da significância, obtido pela contagem de todos os j -ésimos pontos que superam o valor de referência em seu trecho. Quando o valor se aproxima de um, como é o caso em alguns pontos, tem-se que todas

as amostras do valor absoluto do EEG filtrado na banda citada acima da figura, naquele dado instante marcado pela amostra apontada, superavam a referência do trecho, ajudando o resultado da promediação a subir.

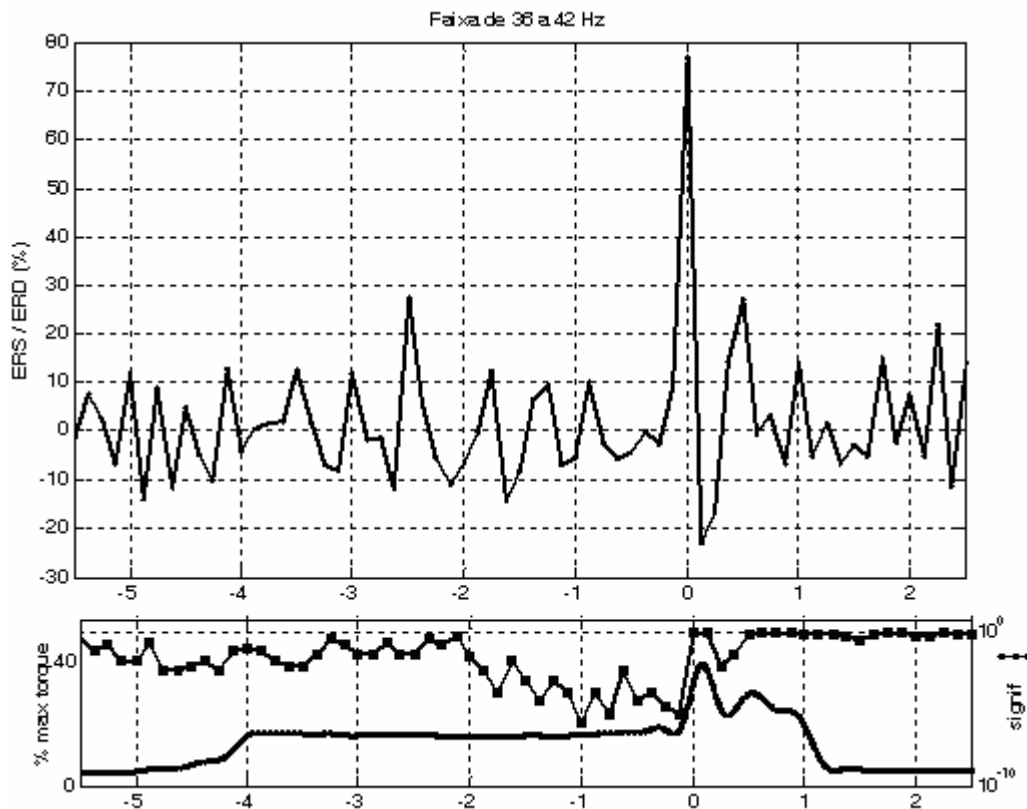


Figura 17 – Na parte superior está representada a sincronização do EEG na faixa de 36 a 42 Hz. Nota-se que o pico está alguns poucos centésimos de segundo antes do pico do sinal de torque. O torque é apresentado na parte inferior da figura, representado pela linha contínua. A significância é representada pela linha marcada por quadrados. Quanto mais alto o valor, limitado, cuja excursão máxima está entre 0 (zero) e 1 (um), mais trechos de sinal contribuíram para esta sincronização, estando acima do valor de referência em sua série. Neste sinal foram aproveitados 58 trechos. A escala do torque não está apresentada em N.m porque não havia significado para esta unidade no trabalho, em vez disto, apresenta-se como um valor percentual em relação ao torque máximo obtido pelo sujeito em questão.

A informação obtida com o sujeito a seguir, com boa discriminação sobre as faixas mais baixas, como pode ser observado na Figura 18, sobre a faixa μ , apresenta relação que é mais imediata de monitorar, devido aos valores de potência envolvidos. Traz relação menos direta com os instantes de contração, conforme sugerido em outros trabalhos (GUIEU et al., 1999), tornando também difícil o relacionamento dos aspectos cognitivos internos ao desempenho com tarefa de retardo motor instruído, uma vez que todos os tempos envolvidos são de períodos relativamente largos e igualmente válidos (FILIPOVIC et al., 2001), variando

por motivos intrínsecos à pessoa. Isto identifica tempos de preparação longos para a informação trazida por esta faixa.

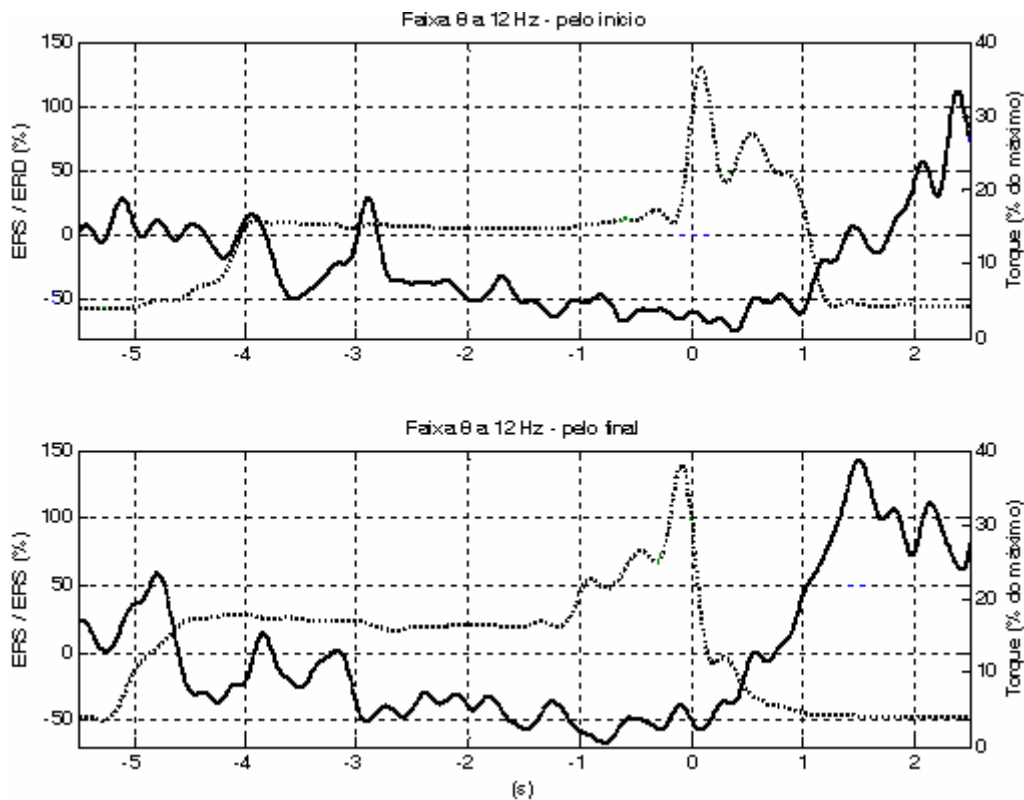


Figura 18 – ERS e ERD, obtidos na faixa de 8 a 12Hz. A escala da esquerda indica o percentual de aumento de potência, em relação ao referencial, sobre uma média de 72 trechos válidos de sinal. O traçado com a linha contínua é o resultado da medida de sincronização/dessincronização. A linha tracejada, cuja escala é apresentada em valores percentuais, do lado direito, indica a fração do torque máximo, também resultante de uma promediação de 72 trechos válidos do sinal. A figura superior indica a referência tomada no início da contração e, na figura inferior, a referência é o final da contração, conforme medido pelo torquímetro. Na metade superior é possível notar o instante de apresentação da tela ativa como criando uma dessincronização razoável na faixa monitorada, há uma idéia de relaxamento e assim que se inicia a apresentação da pista que serviria para dar o sentido de contração na tarefa mais complexa, a estrutura cortical do sujeito retorna à situação de atividade.

Para o mesmo sujeito tomado acima, houve reatividade em outras faixas, aqui empregadas para exemplificar os limites das melhorias quando do acréscimo do valor das faixas envolvidas. A Figura 19 mostra que cerca de 8Hz acima da faixa de 8 a 12Hz), sabendo-se que há redução considerável de potência, devido à área cortical envolvida (PFURTSCHELLER, G. e LOPES DA SILVA, F.H., 1999b), ainda não é exibida uma vantagem significativa na marcação de instantes definidos. O tempo entre o início da preparação monitorada e a contração é menor, mas ainda com limites pouco claros.

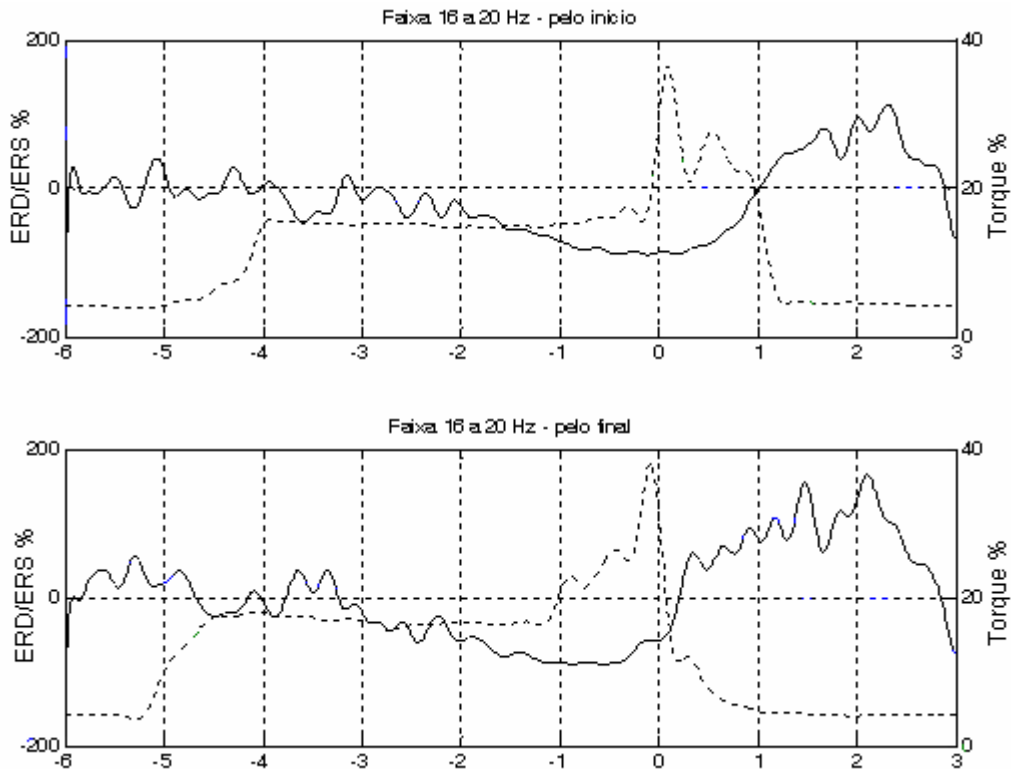


Figura 19 – Na metade superior é apresentada a promediação dos sinais filtrados entre 16 e 20 Hz, como a linha contínua. O sinal de torque, também resultado da promediação de 72 trechos válidos, está representado pela linha pontilhada. Há aproximação dos instantes de marcação, os quais ainda permanecem com milhares de milissegundos de diferença. O conjunto apresentado na parte inferior da figura decorre do alinhamento dos trechos pelo final da contração e serve para analisar o trecho posterior a ela.

Ainda para o mesmo sujeito, observa-se a faixa de 22 a 26Hz. Nesta análise, houve reclassificação de alguns trechos, quanto a apresentarem artefatos ou não, reduzindo-se a quantidade de trechos válidos para 59. Na Figura 20 apresentam-se resultados da análise sobre a faixa centrada em 24 Hz, a qual evidencia uma aproximação já bem melhor do instante da contração, o que leva a aproximadamente 500ms. Esta é a ordem de grandeza do interesse principal do experimento a ser preparado com o resultado deste trabalho.

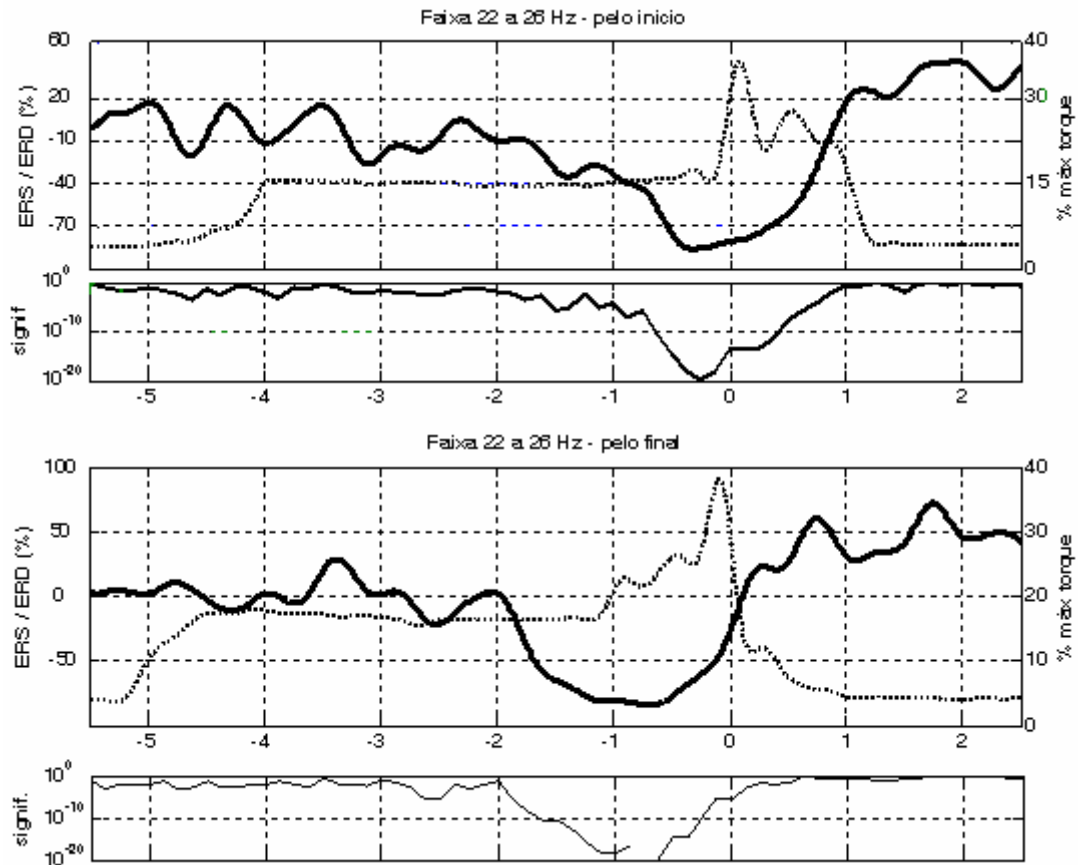


Figura 20 – Resultado da análise sobre ERS/ERD na faixa entre 22 e 26 Hz, com apresentação simultânea do sinal de torque e da significância estatística. A linha contínua mais grossa representa a sincronização cortical; enquanto a linha contínua mais fina representa a significância. O torque é representado, pela linha tracejada. Pode-se notar que começam a tornarem-se mais temporalmente próximos os fenômenos associados à contração e o resultado do monitoramento do torque.

Uma coleta que ficou bem marcada está apresentada a seguir, na Figura 21.

Houve condição de obter impedâncias muito baixas e quase nada de ruído. Apesar disso, não foi obtida diferença significativa dos resultados provenientes das coletas com impedâncias próximas de $5K\Omega$. Também neste resultado, aparenta haver influência cognitiva da pista de sentido de contração, apresentada entre -3s e -2s contados de antes do movimento.

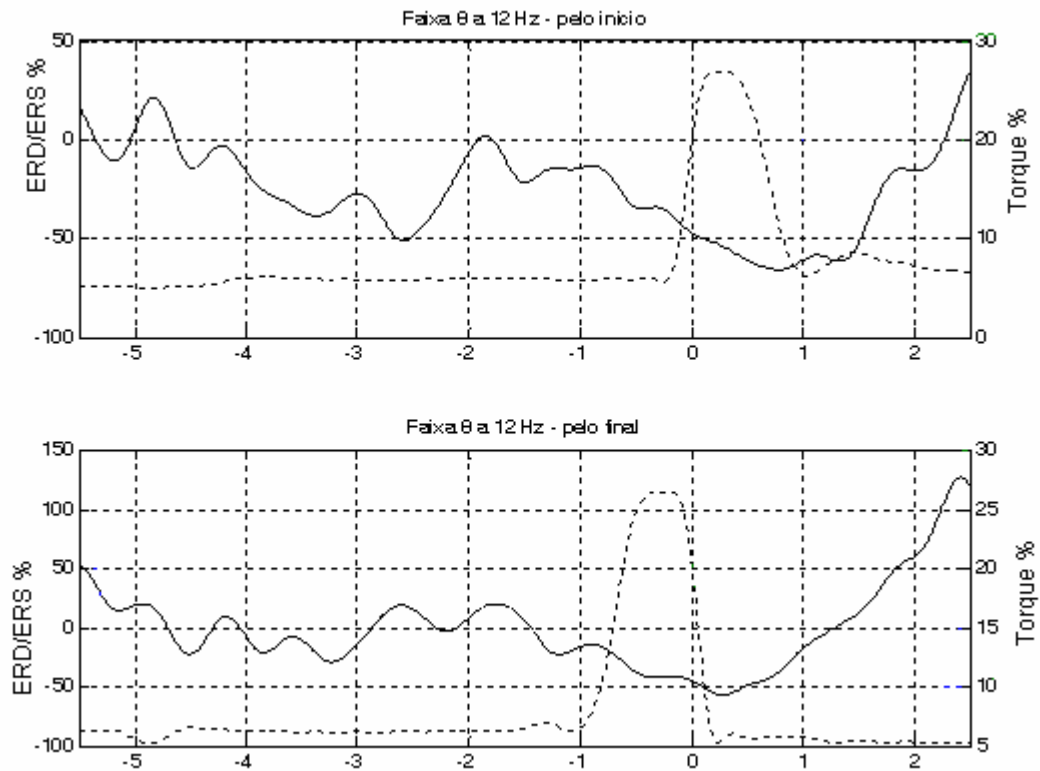


Figura 21 – Sinal obtido com sujeito que relatou incômodo visual devido às lentes de contato, com 78 trechos válidos. Na faixa mu, de 8 a 12Hz, a dessincronização pré-movimento e a sincronização pós-movimento ficam bem evidenciadas. A linha contínua representa o sinal de EEG, com dessincronização (acima) e sincronização (abaixo).

5. CONCLUSÕES

Os procedimentos de coleta empregados, com uso de apenas 5 canais de EEG, tendo os outros canais colocados como apoios à validação dos sinais, mostraram-se apropriados aos limites desejados. O experimento é repetível e pode ser configurado com facilidade, necessitando de nenhuma especialidade sobre a área de processamento de sinais externa ao LEB.

O processamento do sinal no domínio do tempo, técnica conhecida e mais estudada, é adequado às limitações do método e dos equipamentos disponíveis.

Os aparatos de coleta empregados mostram-se adequados, ficando evidente a necessidade de conscientizar os sujeitos dos limites associados à aceitação dos trechos. O tempo de cada coleta, em torno de 15 minutos, é adequado e houve vários sujeitos que aceitaram realizar duas sucessivas. A climatização da sala, proteção do campo visual e silêncio durante a coleta fazem diferença significativa.

A dificuldade de posicionamento relatada por um dos sujeitos não influenciou sobre o resultado de seu experimento, uma vez que foi este quem mais destacou a sincronização gama.

Apesar de sugestões recentes (PFURTSCHELLER et al., 2006) de se efetuar movimento em ambos os pés simultaneamente para melhorar a discriminação de ERS/ERD, os resultados do presente trabalho foram satisfatórios mesmo com a contração de apenas um dos pés.

A obtenção de sincronização gama é igualmente importante para o monitoramento da temporização próxima do movimento. A sincronização gama e a dessincronização β permitem as necessárias marcações sobre a fase de preparação que interessa ao experimento, uma vez que podem definir os períodos de envio da programação motora. A despeito disto, as

outras faixas não podem ser ignoradas, pois os problemas com artefatos seriam eliminados em caso de filtragem em tempo de aquisição, e este procedimento não possuiria comparação com padrões conhecidos atualmente. Também as fases pós-movimento devem ser analisadas quanto à sua normalidade. Isto permitiria identificar aspectos relacionados ao tamanho, tempo de carga e tipos de GMP que foram aplicados pelo sujeito.

Sugere-se que os sujeitos sejam submetidos a um ensaio apenas com coleta do EEG antes de serem montados os paradigmas completos; isto também serviria para comparar resultados obtidos com situação de mescla de estímulo visual com elétrico. Os dois estímulos poderão tornar o experimento tão complexo que seria difícil identificar a causa de alguma necessidade de melhoria do paradigma se os sujeitos estiverem submetidos a ele completo desde o início. Esta atitude economizaria tempo do sujeito que naquela condição e momento não estivesse conseguindo apresentar um resultado adequado à análise do EEG nas faixas mais altas. Esta atitude não prejudicaria o experimento, quanto à seleção de sujeitos porque o objetivo não é identificar os fenômenos de ERS/ERD e sim àqueles que estiverem relacionados à preparação cortical influenciando sobre algum tipo de facilitação para a atividade medular.

Por fim, o emprego da sincronização e dessincronização corticais aparenta, pelos resultados apresentados, ser adequado para junção aos estudos simultâneos com EMG se for possível identificar sincronizações β e gama nos experimentos. Para aumentar as chances de conseguir unir os estudos, sugere-se testar com cada sujeito, realizando filtragens em tempo real, as condições onde se possa tornar o fenômeno observável. Mesmo que os experimentos precisem ser realizados em seções distintas para cada nível de complexidade do experimento.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alegre, M., I.G. de Gurtubay, A. Labarga, J. Iriarte, A. Malanda and J. Artieda (2004). "Alpha and beta oscillatory activity during a sequence of two movements." Clin Neurophysiol **115**(1): 124-30.
- American EEG Society (1994a). "Guidelines (#1) in EEG." Journal of Clinical Neurophysiology **11**: 2-5.
- American EEG Society (1994b). "Guidelines (#2) in EEG." Journal of Clinical Neurophysiology **11**: 6-9.
- American EEG Society (1994c). "Guidelines (#3) in EEG." Journal of Clinical Neurophysiology **11**: 10-13.
- American EEG Society (1994d). "Guidelines (#7) in EEG." Journal of Clinical Neurophysiology **11**: 30-36.
- American EEG Society (1994e). "Guidelines (#13) in EEG." Journal of Clinical Neurophysiology **11**: 111-113.
- Aoki, F., E.E. Fetz, L. Shupe, E. Lettich and G.A. Ojemann (1999). "Increase gamma-range activity in human sensorimotor cortex during performance of visuomotor tasks." Clinical Neurophysiology **110**: 524-537.
- Babiloni, C., F. Carducci, F. Cincotti, P.M. Rossini, C. Neuper, G. Pfurtscheller and F. Babiloni (1999). "Human Movement-Related Potentials vs Desynchronization of EEG Alpha Rhythm: A High-Resolution EEG Study." NeurImage(10): 658-665.
- Babiloni, F., C. Babiloni, F. Carducci, L. Fattorini, P. Onorati and A. Urbano (1996). "Spline Laplacian estimate of EEG potentials over a realistic magnetic resonance-constructed scalp surface model." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **98**(4): 363-73.
- Babiloni, F., C. Babiloni, L. Fattorini, F. Carducci, P. Onorati and A. Urbano (1995). "Performances of surface Laplacian estimators: a study of simulated and real scalp potential distributions." Brain Topogr **8**(1): 35-45.
- Babiloni, F., F. Cincotti, L. Bianchi, G. Pirri, R.M.J. del, J. Mourino, S. Salinari and M.G. Marciani (2001). "Recognition of imagined hand movements with low resolution surface Laplacian and linear classifiers." Med Eng Phys **23**(5): 323-8.

Bastiaansen, M.C.M., C.H.M. Brunia and K.B.E. Böcker (1999). ERD as an index of anticipatory behavior. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 203-217.

Berger, H. (1930). "Über das Elektrenkephalogramm des Menschen II." J Psychol Neurol(40): 160-179.

Burgess, A.P. and J.H. Gruzelier (1996). "The reliability of event-related desynchronisation: a generalisability study analysis." Int J Psychophysiol **23**(3): 163-9.

Burgess, A.P. and J.H. Gruzelier (1999). Methodological advances in the analysis of event-related desynchronization data: reliability and robust analysis. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 139-158.

Buser, P. and A. Rougeul-Buser (1999). EEG synchronization in cat, monkey and human during attentive satates. A brief Survey. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 13-32.

Cassim, F., W. Szurhaj, H. Sediri, D. Devos, J. Bourriez, I. Poirot, P. Derambure, L. Defebvre and J. Guieu (2000). "Brief and sustained movements: differences in event-related (de)synchronization (ERD/ERS) patterns." Clin Neurophysiol **111**(11): 2032-9.

Clark Jr, J.W. (1998). The origin of biopotentials. Medical Instrumentation - Application and Design. J. G. webster. New york, John Wiley and Sons, Inc: 121.

Croft, R.J. and R.J. Barry (1998a). "EOG correction: a new aligned-artifact average solution." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology **107**: 395-401.

Croft, R.J. and R.J. Barry (1998b). "EOG correction: a new perspective." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology **107**: 387-394.

Croft, R.J. and R.J. Barry (2000). "Removal of ocular artifact from the EEG: a review." Neurophysiol Clin **30**: 5-19.

Damen, E.J.P., G. Freud and C.H.M. Brunia (1996). "The differential effects of extremity and movement side on scalp distribution of the readiness potential (RP) and the stimulus-preceding negativity (SPN)." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **99**: 508-516.

Defebvre, L., J.L. Bourriez, K. Dujardin, P. Derambure, A. Destee and J.D. Guieu (1994). "Spatiotemporal study of Bereitschaftspotential and event-related desynchronization during voluntary movement in Parkinson's disease." Brain Topogr **6**(3): 237-44.

Defebvre, L., P. Derambure, J.L. Bourriez, A. Destee and J.D. Guieu (1999). "[Event-related desynchronization and Parkinson disease. Importance in the analysis of the phase of preparation for movement]." Neurophysiol Clin **29**(1): 71-89.

Defebvre, L.J., P. Derambure, J.L. Bourriez, F. Cassim, J.D. Guieu and A. Destee (1999). "Motor programming is more affected in progressive supranuclear palsy than in Parkinson's disease: a spatiotemporal study of event-related desynchronization." Mov Disord **14**(4): 634-41.

Durka, J.P., D. Ircha and K.J. Blinowska (2001). "Stochastic time-frequency dictionaries for matching pursuit." IEEE Transactions on Signal Processing **49**(3): 507-510.

Durka, P.J., D. Ircha, C. Neuper and G. Pfurtscheller (2001). "Time-frequency microstructure of event-related EEG desynchronization and synchronization." Medical and Biological Engineering Computing **39**(3): 1-10.

Durka, P.J., J. Zygierevicz, H. Klekowicz, J. Ginter and K.J. Blinowska (2004). "On the statistical significance of event-related EEG desynchronization and synchronization in the time-frequency plane." IEEE Transactions on Biomedical Engineering **51**(7): 1167-1175.

Eckhorn, R., R. Bauer, W. Jordan, M. Brosch, W. Kruse, M. Munk and H.J. Reitboeck (1988). "Coherent oscillations: a mechanism of feature linking in the visual cortex." Biol. Cybern.(60): 121:130.

Fetz, E.E., S.I. Perlmutter, Y. Prut and S.V. Seki (2002). "Roles of primate spinal interneurons in preparation and execution of voluntary movement." Brain Research Reviews **40**: 53-65.

Filipovic, S.R., M. Jahanshahi and J.C. Rothwell (2001). "Uncoupling of contingent negative variation and alpha band event-related desynchronization in a go/no-go task." Clin Neurophysiol **112**(7): 1307-15.

Florian, G. and G. Pfurtscheller (1995). "Dynamic spectral analysis of event-related EEG data." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **95**(5): 393-6.

Ginter, J., K.J. Blinowska, M. Kaminski and J.P. Durka (2001). "Phase and amplitude analysis in time-frequency space - application to voluntary finger movement." Journal of Neuroscience Methods **110**: 113-124.

Goncharova, I.I., D.J. McFarland, T.M. Vaughan and J.R. Wolpaw (2003). "EMG contamination of EEG: spectral and topographical characteristics." Clinical Neurophysiology **114**: 1580-1593.

Grunewald, G., E. Grunewald-Zuberbier, J. Netz, V. Homberg and G. Sander (1979). "Relationships between the late component of the contingent negative variation and the Bereitschaftspotential." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **46**(5): 538-45.

Guieu, J.-D., J.-L. Bourriez, P. Derambure, L. Defebvre and F. Cassim (1999). Temporal and spatial aspects of event-related desynchronization and movement-related cortical potentials. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 279-290.

Hjorth, B. (1975). "An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **39**(5): 526-30.

Jasper, H.H. (1958). "The Ten-Twenty Electrode System of international Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology." EEG Journal(10 - Appendix): 371-375.

Jentsch, I. and H. Leuthold (2002). "Advance movement preparation of eye, foot, and hand: a comparative study using movement-related brain potentials." Cognitive Brain Research **14**: 201-217.

Kalcher, J. and G. Pfurtscheller (1995). "Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology **94**: 381-384.

Kandel, E.R., J.H. Schwartz and T.M. Jessell (1995). Essential of neuro science and behavior. Stamford, Appleton & Lange.

Kay, S.M. (1993). Fundamentals of statistical signal processing: estimation theory. New Jersey, Prentice-Hall, Inc.

Kilner, J.M., C. Vargas, S. Duval, S.-J. Blakemore and A. Sirigu (2004). "Motor activation prior to observation of a predicted movement." Nature Neuroscience **7**(12): 1299-1301.

Klimesch, W. (1999a). "EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis." Brain Research Reviews **29**: 169-195.

Klimesch, W. (1999b). Event-related band power changes and memory performance. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 161-178.

Klimesch, W., M. Doppelmayr, D. Rohm, D. Pollhuber and W. Stadler (2000). "Simultaneous desynchronization and synchronization of different alpha responses in the human electroencephalograph: a neglected paradox?" Neurosci Lett **284**(1-2): 97-100.

Klimesch, W., H. Russeger, M. Doppelmayr and T. Pachinger (1998). "A method for the calculation of induced band power: implications for the significance of brain oscillations." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology **108**: 123-130.

Klimesch, W., H. Russeger, M. Doppelmayr and T. Pachinger (1998). "A method for the calculation of induced band power: implications for the significance of brain oscillations." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **108**(2): 123-30.

Lagerlund, T.D. (1999). EEG source localization (Model-dependent and model-independent methods). Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. Niedermeyer and F. H. L. d. Silva. Maryland - Baltimore (USA), Lippincott Williams & Wilkins: 809-822.

Lemos, M.S. and B.J. Fisch (1991). "The weighted average reference montage." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **79**(5): 361-70.

Lent, R. (2001). Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais. São Paulo, Atheneu.

Leocani, L., C. Toro, P. Zhuang, C. Gerloff and M. Hallett (2001). "Event-related desynchronization in reaction time paradigms: a comparison with event-related potentials and corticospinal excitability." Clinical Neurophysiology **112**: 923-930.

Lopes da Silva, F.H. (1996). Biophysical issues at the frontier of interpretation of EEG/MEG signals. Frontier Science EEG: Continuous waveform Analysis (EEG Suppl. 45). Elsevier. Amsterdam, Vincent, D.J. and Dashieff, R.M. (Editors): 1-7.

Lopes da Silva, F.H. (1999). Dynamics of EEGs as signal of neuronal populations: models and theoretical considerations. Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. Niedermeyer and F. H. L. d. Silva. Maryland - Baltimore (USA), Lippincott Williams & Wilkins: 76-92.

Lopes da Silva, F.H. and G. Pfurtscheller (1999). Basic concepts on EEG synchronization and desynchronization. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, The Netherlands, Elsevier Science B.V. **6**: 3-11.

Lopes da Silva, F.H., A. van Rotterdam, P. Barts, v. Heusden and W. E. Burr (1976). Models of neuronal populations: the basic mechanisms of rhythmicity. Perspectives of brain research - Prog. Brain Res, Corner MA.

Lundy-Ekman, L. (2000). Neurociência: fundamentos para a reabilitação. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

Martin, J.H. (2000). The Collective Electrical Behavior of Cortical Neurons: The Electroencephalogram and the Mechanisms of Epilepsy. Principle of Neural Science. J. H. S. Eric R. Kandel, Thomas M. Jessel: 777-791.

McFarland, D.J., L.M. McCane, S.V. David and J.R. Wolpaw (1997). "Spatial filter selection for EEG-based communication." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **103**(3): 386-94.

McFarland, D.J., L.A. Miner, T.M. Vaughan and J.R. Wolpaw (2000). "Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements." Brain Topogr **12**(3): 177-86.

Mitra, S.K. (2005). Digital Signal Processing, McGraw Hill.

Morgan, P. (1968). "Recording the temporal region spike." Am J EEG Technol **8**: 7-22.

Nagamine, T. and H. Shibasaki (1999). Movement-related changes of rhythmic versus slow activities in the human motor cortices. Review of magnetoencephalographic studies. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 341-352.

Neuper, C. and G. Pfurtscheller (2001). "Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas." Clin Neurophysiol **112**(11): 2084-97.

Niedermeyer, E. (1999a). Historical aspects. Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. Niedermeyer and F. H. L. d. Silva. Maryland - Baltimore (USA), Lippincott Williams & Wilkins: 1-14.

Niedermeyer, E. (1999b). The normal EEG of the waking adult. Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. Niedermeyer and F. H. L. d. Silva. Maryland - Baltimore (USA), Lippincott Williams & Wilkins: 149-173.

Nikias, C.L. (1991). Higher-Order Spectral Analysis. Advances in spectrum analysis and array processing. S. Haykin. New Jersey, Prentice Hall, Inc. **1**: 326-365.

Nogawa, T., K. Katayama, Y. Tabata, T. Ohshio and T. Kanwara (1976). "Changes in amplitude of EEG induced by a photic stimulus." Electroencephalography and clinical neurophysiology **40**: 78-88.

Nunez, P.L., R.B. Silberstein, Z. Shi, M. carpenter, R. Srinivasan, D.M. Tucker, S.M. Doran, P.J. Cadusch and R.S. Wijesinghe (1999). "EEG coherency II: experimental comparisons of multiple measures." Clinical Neurophysiology **110**: 469-486.

Nunez, P.L., R. Srinivasan, A.F. Westdorp, R.S. Wijesinghe, D.M. Tucker, R.B. Silberstein and P.J. Cadusch (1997). "EEG coherency I: statistics, reference electrode, volume conduction, Laplacians, cortical imaging, and interpretation at multiple scales." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology **103**: 499-515.

Oppenheaim, A.V. and R.W. Schafer (1989). Discrete-Time Signal Processing. Englewwod Cliffs, New Jersey, Prentice-Hall Inc.

Oppenheim, A.V. and R.W. Schafer (1989). Discrete-Time Signal Processing. Englewwod Cliffs, New Jersey, Prentice-Hall Inc.

Pfurtscheller, G. (1992). "Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **83**(1): 62-9.

Pfurtscheller, G. (1999a). EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). Electroencephalography: Basis Principles, Clinical Applications and Related Fields. E. Niedermeyer and F. L. Silva. Lippincot, Williams & Wilkins: 958-967.

Pfurtscheller, G. (1999b). ERD in brain ischemia. Event-Related Desynchronization – Handbook of Electroencephalography. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 355-358.

Pfurtscheller, G. (1999c). Quantification of ERD and ERS in the time domain. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 89-105.

Pfurtscheller, G. and A. Aranibar (1977). "Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **42**(6): 817-26.

Pfurtscheller, G., C. Brunner, A. Schlogl and F.H. Lopes da Silva (2006). "Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks." Neuroimage.

Pfurtscheller, G., B. Graimann, J.E. Huggins, S.P. Levine and L.A. Schuh (2003). "Spatio-temporal patterns of beta desynchronization and gamma synchronization in corticographic data during self-paced movement." Clin Neurophysiol **114**(7): 1226-36.

Pfurtscheller, G. and F. Lopes da Silva (1999). Functional meaning of event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS). Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam. **6**: 51-65.

Pfurtscheller, G. and F.H. Lopes da Silva (1999a). "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles." Clinical Neurophysiology **110**: 1842-1857.

Pfurtscheller, G. and F.H. Lopes da Silva (1999b). Functional meaning of event-related desynchronization (ERD) and synchronization. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. P. a. F. H. L. d. Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 51-65.

Pfurtscheller, G. and C. Neuper (1994). "Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man." Neurosci Lett **174**(1): 93-6.

Pfurtscheller, G., C. Neuper, C. Andrew and G. Edlinger (1997). "Foot and hand area mu rhythms." Int J Psychophysiol **26**(1-3): 121-35.

Pfurtscheller, G., C. Neuper, C. Brunner and F.L. da Silva (2005). "Beta rebound after different types of motor imagery in man." Neurosci Lett **378**(3): 156-9.

Pfurtscheller, G., C. Neuper and J. Kalcher (1993). "40-Hz oscillations during motor behavior in man." Neurosci Lett **164**(1-2): 179-82.

Pfurtscheller, G., C. Neuper and G. Krausz (2000). "Functional dissociation of lower and upper frequency mu rhythms in relation to voluntary limb movement." Clin Neurophysiol **111**(10): 1873-9.

Pfurtscheller, G., K. Pichler-Zalaudek and C. Neuper (1999). ERD and ERS in voluntary movement of different limbs. Event-Related Desynchronization Amsterdam, Elsevier Science. **6**: 245-268.

Pfurtscheller, G., M. Woertz, G. Supp and F.H. Lopes da Silva (2003). "Early onset of post-movement beta electroencephalogram synchronization in the supplementary motor area during self-paced finger movement in man." Neurosci Lett **339**(2): 111-4.

Prut, Y. and E.E. Fetz (1999). "Primate spinal interneurons show pre-movement instructed delay activity." Nature **401**(6753): 590-4.

Rabiner, L.R. and B. Gold (1975). Theory and Application of Digital Signal Processing. NJ, Prentice-Hall.

Reilly, E.L. (1999). EEG recording and operation of the apparatus. Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. Niedermeyer and F. H. L. d. Silva. Maryland - Baltimore (USA), Lippincott Williams & Wilkins: 122-142.

Shibasaki, H., G. Barret, E. Halliday and H. A.M. (1980). "Components of the movement-related cortical potential and their scalp topography." Electromyography and Clinical Neurophysiology **49**: 213-226.

Singer, W. (1993). "Synchronization of cortical activity and its putative role in information processing and learning." Annu. Review of Physiology **55**: 349-374.

Speckmann, E.-J. and C.E. Elger (1999). Introduction to the neurophysiological basis of the EEG and DC potentials. Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. N. a. F. L. d. Silva. Baltimore, Maryland, Williams & Wilkins: 15-27.

Steriade, M. (1999). Cellular substrates of brain rhythms. Electroencephalography, Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. E. Niedermeyer and F. L. d. Silva. Baltimore, MA, William & Wilkins.

Steriade, M., P. Gloor, R.R. Llinás, F.H. Lopes da Silva and M.-M. Mesulam (1990). "Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities." Electromyography and Clinical Neurophysiology **76**.

Steriade, M. and R.R. Llinás (1988). "The functional states of the thalamus and the associated neuronal interplay." Phys. Rev. **68**: 649-742.

Sterman, M.B. (1999). Event-related EEG response correlates of task difficulty, sleep deprivation and sensory distraction. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Revised Series. G. Pfurtscheller and F. H. Lopes da Silva. Amsterdam, Elsevier Science B.V. **6**: 233-242.

Strum and Kirk (1987). Digital Signal Processing - Basic Principles.

Tandonnet, C., B. Burle, T. Hasbroucq and F. Vidal (2005). "Spatial enhancement of EEG traces by surface Laplacian estimation: comparison between local and global methods." Clinical Neurophysiology **116**: 18-24.

Thomsom, D.J. and A.D. Chave (1991). Jackknifed error estimates for spectra, coherences and transfer functions. Advances in Spectrum Analysis and Array Processing. S. Haykin. Ontario - Canada, Prentice Hall. **I**: 58-113.

Walter, G.W., R. Cooper, A. V.J., W.C. McCallum and A.L. Winter (1964). "Contingent negative variation: An electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain." Nature **203**: 380-384.

Wang, T., J. Deng and B. He (2004). "Classifying EEG-based motor imagery tasks by means of time-frequency synthesized spatial patterns." Clinical Neurophysiology **115**: 2744-2753.

Zygierewicz, J., J.P. Durka, H. Klekowicz, P.J. Franacszczuk and N.E. Crone (2005). "Computationally efficient approaches to calculating significant ERD/ERS changes in the time-frequency plane." Journal of Neuroscience Methods **145**: 267-276.