

IMAGÉTICA MOTORA EM TAREFA COMPLEXA: ANÁLISE NA BANDA ALFA
DO ELETROENCEFALOGRAMA

Marcus Vinicius Stecklow

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

Prof. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.

Prof^a. Cláudia Domingues Vargas, Ph.D.

Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2006

STECKLOW, MARCUS VINICIUS

Imagética Motora em Tarefa
Complexa: Análise na Banda Alfa do
Eletroencefalograma [Rio de Janeiro]
2006

VIII, 85p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação - Universidade
Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Imagética Motora
2. Tarefa Complexa
3. Banda Alfa

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

IMAGÉTICA MOTORA EM TAREFA COMPLEXA: ANÁLISE NA BANDA ALFA DO ELETROENCEFALOGRAMA

Marcus Vinicius Stecklow

Junho/2006

Orientador: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Programa: Engenharia Biomédica

A imagética motora (MI) tem sido considerada como um estado cognitivo que corresponde à simulação mental de uma ação motora. Diferentes modalidades de MI ativam regiões distintas do cérebro, podendo tal atividade ser investigada por meio do eletroencefalograma (EEG). Técnicas estatísticas no domínio da frequência foram aplicadas ao EEG com vistas a se estudar a banda em torno do pico de alfa (BPA) de regiões corticais distintas, em especial, alterações de BPA durante MI em diferentes modalidades. Sinais EEG das derivações occipitais (O1 e O2) e parietais (P3 e P4) foram adquiridos de 15 atletas de voleibol (GA) e 15 voluntários sem experiência (GNA) na prática desta modalidade esportiva, em repouso (ESP) e durante 30 execuções de MI cinestésica (MI-1) e visual (MI-3) do movimento de ataque de voleibol. O teste *F*-espectral - *TFE(f)*, resultou em redução na potência média de BPA ($\alpha = 0,05$) em MI-1 e MI-3 comparados com ESP para ambos os grupos. O teste de *Wilcoxon* ($\alpha = 0,05$) mostrou que a redução na potência média de BPA foi significativa, porém para as derivações do hemisfério esquerdo de GA e em ambos hemisférios de GNA, sendo tal diferença mais pronunciada durante MI-1 em GNA. Tais achados sugerem que a prática de MI em diferentes modalidades implica em ativação diferenciada do córtex, evidenciada pela potência média de BPA, de acordo com o grau de vivência do sujeito na execução real da tarefa imaginada.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

MOTOR IMAGERY OF COMPLEX TASK: ANALISYS IN THE ALPHA BAND OF
ELECTROENCEPHALOGRAM

Marcus Vinicus Stecklow

June/2006

Advisor: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Department: Biomedical Engineering

Motor imagery (MI) has been considered a cognitive state associated with mental simulating of motor action. Different types of MI activate different brain areas and hence such activity can be investigated by means of the electroencephalogram (EEG). Frequency domain statistical techniques were used to study the EEG alpha band, mainly in the vicinity of the alpha peak (BPA). EEG signals were acquired in the occipital (O1 and O2) and the parietal (P3 and P4) regions from thirty right-handed male subjects assigned to either an 'athlete' (GA) or a 'non athlete' (GNA) group, both groups were formed by 15 volunteers each. The EEG signals were collected at rest condition and during kinesthetic MI (MI-1) and visual MI (MI-3) of indoor volleyball attack. Each MI condition was repeated 30 times. The Spectral- F test ($\alpha = 0.05$) indicates that BPA power is more reduced in MI-1 than MI-3 condition compared with ESP for GA and GNA. The *Wilcoxon* tests ($\alpha = 0.05$) reveal that MI of complex tasks reduces the BPA mean power contribution over the left cerebral hemisphere in GA and in both hemispheres in GNA. This reduction is more pronounced in kinesthetic MI. The findings suggest that MI of volleyball attack reduces the BPA mean power in different brain areas according to individual knowledge of real execution of motor task.

NOMENCLATURA

BPA *Banda do Pico de Alfa*

DA *Doença de Alzheimer*

DEP *Densidade Espectral de Potência*

EEG *Eletroencefalograma*

ERD *Dessincronismo Relacionado a Evento*

ERP *Potencial Relacionado a Evento*

ERS *Sincronismo Relacionado a Evento*

ESP *Eletroencefalograma espontâneo durante repouso*

fMRI *Ressonância Magnética Funcional*

GA *Grupo de Atletas*

GNA *Grupo de Não-atletas*

H₀ *Hipótese Nula de Ausência de Resposta*

MEG *Magnetoencefalografia*

MI *Imagética Motora*

MI-1 *Bloco Experimental de Imagética Motora Cinestésica*

MI-3 *Bloco Experimental de Imagética Motora Visual*

MIQ *Movement Imagery Questionnaire*

MIQ-R *Revised Movement Imagery Questionnaire*

Na⁺ - K⁺ *Bomba de sódio e potássio*

PA *Potencial de Ação*

PET *Tomografia por Emissão de Pósitrons*

SMA *Área Motora Suplementar*

SN *Sistema Nervoso*

SNC *Sistema Nervoso Central*

SNP *Sistema Nervoso Periférico*

TFE(f) *Teste F-Espectral*

TMS *Estimulação Magnética Transcraniana*

Índice

Capítulo 1 Introdução.....	1
1.1 Objetivo.....	3
1.2 Estrutura do Trabalho.....	3
Capítulo 2 O sistema nervoso central e o eletroencefalograma.....	4
2.1 Introdução.....	4
2.2 Neuroanatomia da Preparação e Controle Motor.....	4
2.3 Neurônio: Geração e Transmissão dos Potenciais de Ação.....	9
2.4 O Eletroencefalograma – EEG.....	10
2.5 Protocolos de Aquisição do EEG Multicanal.....	11
2.6 Ritmos Encefálicos no EEG.....	12
2.7 Ritmo Alfa.....	14
2.8 Gênese do Ritmo Alfa.....	14
2.9 Análise do EEG.....	16
2.9.1 Domínio do Tempo.....	16
2.9.2 Domínio da Frequência.....	16
2.10 Alterações na Banda Alfa.....	17
Capítulo 3 Imagética Motora.....	20
3.1 Introdução.....	20
3.2 Modalidades de Imagética Motora (MI)	21
3.3 Nitidez Durante MI.....	23
3.4 O Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R).....	24
3.5 Duração da MI.....	26
3.6 MI Associada a doenças do SNC.....	26
3.7 Aprendizagem Motora e MI.....	27

3.8	O EEG no Estudo da Imagética Motora.....	28
3.8.1	Análise Espectral.....	29
3.8.2	Teste-F Espectral e Teste de Wilcoxon.....	30
Capítulo 4 Materiais e Métodos.....		32
4.1	Introdução.....	32
4.2	Casuística.....	32
4.3	Descrição do Protocolo Experimental.....	33
4.4	Pré-processamento de Sinais.....	38
4.4.1	Rejeição de Artefatos.....	38
4.4.2	Determinação do Número de Épocas.....	39
4.5	Processamento do EEG no Domínio da Frequência.....	43
4.6	Aplicação do Teste-F Espectral.....	43
Capítulo 5 Resultados.....		45
5.1	Introdução.....	45
5.2	Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R)	45
5.3	Nitidez Durante MI-1 e MI-3.....	47
5.4	Análise Inter-condições Experimentais Usando o Teste-F Espectral.....	49
5.5	Análise intra-grupo usando o teste de Wilcoxon.....	53
Capítulo 6 Discussão.....		54
Capítulo 7 Conclusão.....		60
BIBLIOGRAFIA.....		62
Apêndice 1 Ficha de Anamese a Termo de Consentimento.....		77
Apêndice 2 Revised Movement Imagery Questionnaire		80

Capítulo 1

Introdução

A imagética motora (MI) tem sido associada a processos neurais de simulação mental de movimentos incluindo o planejamento motor (NAITO *et al.*, 2002), e considerada como um processo mental dinâmico no qual um sujeito simula internamente uma tarefa motora sem que ocorra o movimento de quaisquer segmentos corporais associados a esta tarefa (GENTILI *et al.*, 2006). Segundo RODRIGUES *et al.* (2003), sua origem é basicamente visual e somato-motora, sendo que a contribuição relativa de cada uma destas modalidades sensoriais pode variar nos processos de simulação mental. A teoria proposta por LANG (1979) sugere que a MI é caracterizada por um conjunto de proposições armazenadas no cérebro que incorporariam características cognitivas e neuro-musculares.

O treinamento baseado em MI tem sido apontado como aumentando a habilidade motora na execução de tarefas. Esse procedimento de aprendizagem foi utilizado com sucesso em pilotos de avião (TOKUMARO *et al.*, 2003), na reabilitação de pacientes com hemiparesia (STEVENS e STOYKOV, 2003) e na aquisição de habilidades cirúrgicas (HALL, 2002). Além disso, o aumento na força muscular em indivíduos que utilizavam treinamento mental são relatados por RANGANATHAN *et al.* (2004). Melhoria no desempenho de atividades esportivas é também relatada, por exemplo, para jogadores de voleibol (ROURE *et al.*, 1999) e de críquete (TELWELL e MAYNARD, 2003). Com base nestes achados, a utilização da MI poderia contribuir na preparação específica de atletas em seus respectivos desportos com vistas à melhoria de seu desempenho.

A realização de MI, tanto em primeira pessoa (usualmente na modalidade cinestésica, tendo o sujeito a sensação do movimento) quanto em terceira pessoa (em geral, visualizar-se executando o movimento), utiliza processos cognitivos distintos e, conseqüentemente, ativa regiões também distintas do cérebro, ou seja, diferentes circuitos neurais são envolvidos neste processo (SIRIGU e DUHAMEL, 2001; ANNET, 1995). Segundo MAHONEY e AVENER (1977), a estratégia utilizada para execução da MI estaria associada a aspectos individuais. Estes autores reportam que atletas de elite tenderiam a utilizar a MI em primeira pessoa (perspectiva interna) para as tarefas relacionadas ao desporto praticado, embora HALL *et al.* (1990) relatem que atletas utilizam e alternam primeira e terceira pessoa (perspectiva externa).

Protocolos experimentais distintos têm sido utilizados em MI, podendo variar desde questionários sobre a sensação e a clareza percebida pelo indivíduo (HALL *et al.*, 1985; ISAAC *et al.*, 1986; PAIVIO, 1991; HASEGAWA, 1993) até a coleta de sinais fisiológicos (ROURE *et al.*, 1999; CREMADES, 2002; PFURTSCHHELLER *et al.*, 2005). Os questionários possuem grande facilidade de aplicação e são utilizados em sua maioria para verificar o grau de nitidez na formação de imagens mentais. O *Revised Movement Imagery Questionnaire* (MIQ-R) é um questionário que aborda a execução real, imagética motora visual e cinestésica de tarefas simples (HALL e MARTIN, 1997), que tem sido utilizado em diversos trabalhos (CREMADES, 2002; FOURKAS, 2006a; LUTZ, 2003).

Os sinais fisiológicos de resistência de pele e séries temporais das frequências cardíaca e respiratória têm sido coletados em estudos da MI (ROURE *et al.*, 1999). Outros autores, tais como TOKUMARO *et al.* (2003) e CREMADES (2002), têm adquirido o eletroencefalograma (EEG) na investigação de alterações funcionais do cérebro durante MI. Para sua análise e extração de informação, diferentes técnicas de processamento têm sido utilizadas, tais como potenciais relacionados a eventos (PFURTSCHHELLER *et al.*, 2005), análise espectral, em especial a banda alfa (CREMADES, 2002), e de componentes independentes (ERFANI e ERFANIAN, 2004). A análise do EEG tem sido realizada por diferentes métodos, seja no domínio do tempo seja no da frequência. Neste último, além da análise espectral (FREEMAN *et al.*, 2003; RAU *et al.*, 2002; FERRARA *et al.*, 2002; KNYAZEV *et al.*, 2003), o teste-*F* espectral (LAZAREV *et al.*, 2004; VALENCIO *et al.*, 2005; MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2006), técnica estatística de comparação entre espectros de potência, tem sido empregada.

Dentre as frequências que compõem o espectro do EEG, a banda alfa tem recebido grande atenção. Alterações na banda alfa tanto de sujeitos normais (EVERHART *et al.*, 2003; HARADA *et al.*, 2002; REEVES *et al.*, 2002) quanto de indivíduos acometidos de patologias (CLAUS *et al.*, 1998; KATADA *et al.*, 2000; FONTENELLE *et al.*, 2000), em protocolos distintos, têm sido relatadas. Mesmo durante a execução de tarefas mentais, diversos autores (ISAAC, 1995; CREMADES, 2002; ERFANI e ERFANIAN, 2004) têm apontado alterações na potência desta banda, porém alguns resultados apresentam-se confusos ou mesmo contraditórios, impedindo um consenso quanto ao comportamento do EEG durante MI.

1.1 Objetivo

O objetivo desse trabalho é avaliar alterações na banda alfa do EEG de regiões corticais distintas, durante imagética motora nas modalidades cinestésica em primeira pessoa e visual em terceira pessoa da tarefa de ataque do voleibol de quadra, em atletas de voleibol e indivíduos sem experiência neste esporte, bem como diferentes graus de nitidez na formação de imagens mentais da tarefa em questão.

1.2 Estrutura do Trabalho

A anatomia e fisiologia do sistema nervoso central (SNC) é descrita no Capítulo 2, o qual apresenta o princípio de funcionamento deste sistema, os circuitos neuronais envolvidos no planejamento e execução de ações motoras voluntárias, bem como as regiões onde essa informação é processada. Discorre ainda sobre o eletroencefalograma (EEG) e suas bandas de frequência, em particular a banda alfa. O Capítulo 3 revisa a literatura a respeito da imagética motora quanto às diferentes modalidades existentes, tempo de duração, modificações durante estados patológicos e as respostas obtidas no EEG durante sua execução. Neste capítulo, é feita ainda uma explanação sobre as técnicas estatísticas que são implementadas no presente trabalho. O Capítulo 4 descreve toda a metodologia empregada, desde a seleção da casuística, preparação para os experimentos, aplicação do MIQ-R até a aquisição dos sinais de EEG. O Capítulo 5 indica os resultados experimentais obtidos por meio de tabelas e gráficos, os testes estatísticos empregados, bem como a demonstração de alguns sinais de EEG adquiridos. No Capítulo 6, é feita a discussão dos resultados comparando com os achados da literatura. Finalmente, no capítulo seguinte, são feitas as considerações sobre tais achados, bem como são apontadas propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2

O sistema nervoso central e o eletroencefalograma

2.1 Introdução

O Sistema Nervoso (SN) é o responsável por gerenciar as funções de integração do homem com o ambiente (BERNE e LEVY, 2000). Para efeito de estudo, pode-se subdividir o SN em dois: o Sistema Nervoso Central (SNC), composto de toda estrutura contida no encéfalo e medula espinhal, e o Sistema Nervoso Periférico (SNP). O SN é composto por células especializadas excitáveis denominadas neurônios, que geram impulsos elétricos de curta duração, os potenciais de ação (PA), que dependem do fluxo de íons através de canais protéicos presentes na membrana plasmática. A frequência de disparo dos PA codifica a informação, que assim pode ser transmitida para outros neurônios (ou tecidos como o muscular), através de uma estrutura especial denominada sinapse. Deste modo, tem-se uma rede neuronal, que pode ser vista como uma circuitaria elétrica.

Embora descrita em 1875 por Caton (BERNARDI, 1999), a atividade elétrica cerebral somente foi registrada em 1929 por Hans Berger (BERNARDI, 1999). Este pesquisador utilizou eletrodos posicionados sobre o escalpo, na direção fronto-occipital, e realizou registros com duração de 1 a 3 minutos usando um galvanômetro de bobina dupla (NIEDERMEYER e LOPES DA SILVA, 1999). Esta atividade, quando registrada sobre o escalpo, é denominada de eletroencefalograma (EEG), sendo resultante da somação espaço-temporal de potenciais pós-sinápticos excitatórios e inibitórios dos neurônios piramidais do córtex. A maneira com que ocorrem esses disparos influi na amplitude e na frequência do EEG. O sincronismo destes potenciais resulta em uma atividade de elevada amplitude porém de baixa frequência, enquanto que o não sincronismo implica menor amplitude e maior frequência (BEAR *et al.*, 2002).

2.2 Neuroanatomia da Preparação e Controle Motor

O SNC reúne e processa a informação sobre o ambiente e as relações entre os segmentos corporais a partir do SNP, sendo formado pela medula espinhal e pelo

encéfalo, os quais estão localizados no interior do canal vertebral e da cavidade craniana, respectivamente (BERNE e LEVY, 2000). O encéfalo é dividido basicamente em três segmentos: o Cérebro, o qual pode ser morfológicamente dividido nos lobos frontal, parietal, temporal e occipital (Figura 2.1), o Cerebelo e o Tronco Encefálico onde estão localizados a ponte e o bulbo.

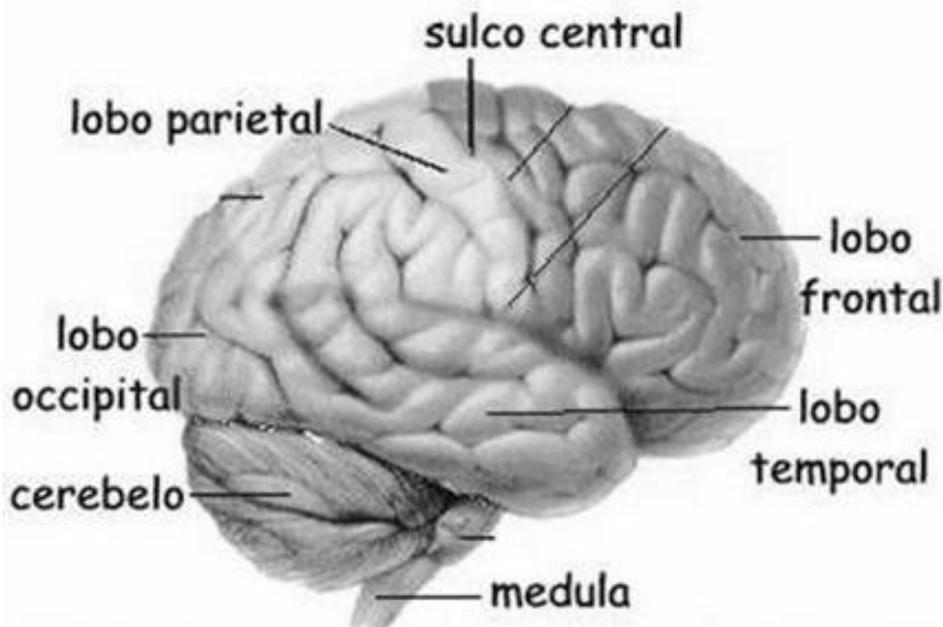


Figura 2.1 Córtex cerebral com a indicação das principais subdivisões.

O funcionamento do SNC para a execução de movimentos voluntários envolve três processos complexos: a identificação do movimento a ser executado, o planejamento da ação e o movimento propriamente dito (KANDEL *et al.*, 1991). Antes que ocorra qualquer movimento, os comandos, conduzidos pelas vias motoras descendentes, devem ser primeiramente organizados no cérebro.

O alvo do movimento é identificado pela reunião da informação sensorial no córtex parietal posterior (Figura 2.2), o qual compreende as áreas 5 e 7 do mapa de *Brodman*, giro supramarginal (área 39) e o giro angular (área 40). A área 5 recebe informação do córtex somato-sensorial, responsável pela informação da posição de membros, do sistema vestibular, que fornece dados sobre a orientação da posição da cabeça, de áreas pré-motoras sobre o planejamento motor e do córtex cingulado límbico sobre o estado motivacional do indivíduo. A área 7 está envolvida principalmente no processamento de informação visual relacionada à localização de objetos no espaço,

integrando-a com a informação sensorial da área 5 (Figura 2.2) e auditiva da área 22, contendo projeções para áreas pré-motoras e o cerebelo (KANDEL *et al.*, 1991).

Segundo KANDEL *et al.* (1991), nos destros, o córtex parietal posterior direito é especializado no processamento da informação espacial, enquanto o esquerdo no processamento da linguagem. Além dessa especialidade, o córtex parietal posterior esquerdo tem sido associado ao planejamento de movimentos seqüenciais, conforme apontado por RUSHWORTH *et al.* (1997) ao estudar o tempo de resposta em tarefas motoras com estímulos pré-informados de maneira correta e incorreta em um grupo de indivíduos sem lesão cortical e outros dois grupos de sujeitos com lesão no córtex parietal posterior esquerdo e direito. Estes autores verificaram que os indivíduos com lesão no córtex parietal posterior esquerdo apresentaram grande dificuldade na execução de seqüências de movimentos para estimulação no modo incorreto. Tais achados foram associados à dificuldade na reorganização do planejamento previamente formado para a execução da tarefa. Ao medir o tempo de resposta a estímulos de tarefas mentais de movimentos em indivíduo com lesão no córtex parietal posterior esquerdo, SIRIGU e DUHAMEL (2001) também relatam dificuldade em formar imagens mentais, sugerindo, assim, esta região como relacionada aos processos de simulação mental de movimentos.

A correlação entre afasia (perda de capacidade das habilidades da linguagem) e apraxia (prejuízo na capacidade de executar tarefas motoras) tem sido encontrada com facilidade em indivíduos com lesão no hemisfério esquerdo. Segundo GAZZANIGA *et al.* (1998), indivíduos com lesão no córtex parietal esquerdo, tendem a sofrer de apraxia indicando que esta área estaria associada ao controle de movimentos complexos. Com relação à preparação para um dado movimento, se este utilizar somente o lado direito do corpo, o processamento da informação ocorrerá no hemisfério esquerdo e, caso somente o lado esquerdo seja o alvo do movimento, o planejamento e a representação da tarefa motora serão conduzidos até a área motora suplementar (SMA) e pré-motora do hemisfério direito por meio do corpo caloso GAZZANIGA *et al.* (1998).

Na SMA e área pré-motora (Figura 2.2) desenvolve-se o planejamento motor. O planejamento inclui a informação sobre os grupos musculares e músculos específicos que devem ser ativados para a realização da tarefa, bem como a quantidade de unidades motoras necessárias para a geração da força e a seqüência coordenada das contrações (BERNE e LEVY, 2000). O movimento ocorre com a transmissão da informação descrita no planejamento por meio das vias descendentes, as unidades motoras. Entretanto, a execução bem sucedida do movimento também depende da realimentação

para o córtex motor, por meio das vias ascendentes, através do córtex somato-sensorial (Figura 2.3), e também da via visual (Figura 2.4), a qual compreende dentre outras estruturas, o córtex visual primário (área 17) e o córtex visual associativo (áreas 18 e 19).

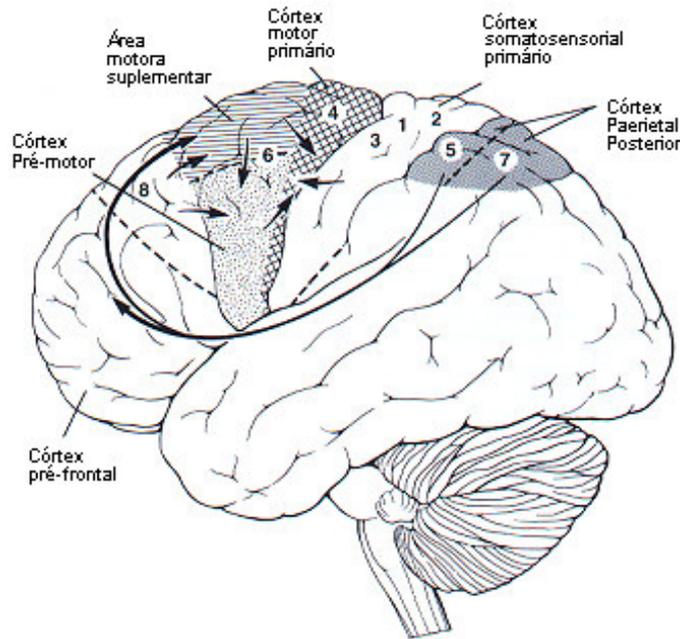


Figura 2.2: Áreas corticais envolvidas no controle motor (adaptado de KANDEL, 1991).

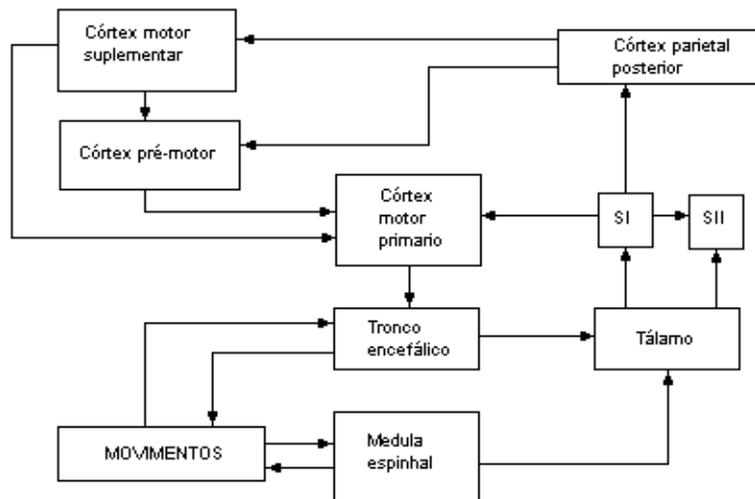


Figura 2.3: Diagrama de conexões entre as regiões do SNC atuantes no controle motor (adaptado de BERNE e LEVY, 2000).

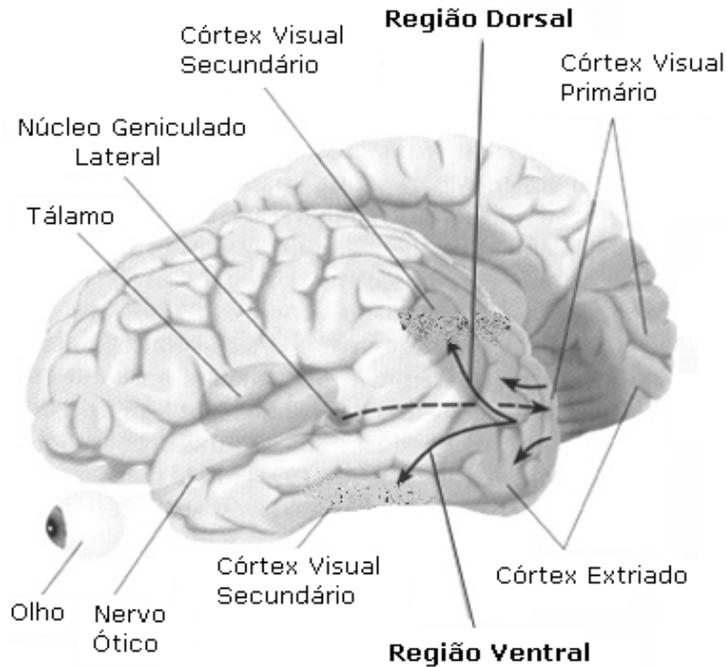


Figura 2.4: Vias visuais e áreas de associação.

Durante as etapas de planejamento e execução de um movimento, o processamento também ocorre no cerebelo e nos gânglios basais (BERNE e LEVY, 2000). Dentre estes, os gânglios basais são imprescindíveis para que a execução realmente ocorra, sendo considerados como “gatilho”, aumentando a ativação da SMA, que imediatamente, ativa o córtex motor primário (M1). É importante ressaltar que, enquanto a alça neuronal dos gânglios basais não ativar a SMA, a área pré-motora permanecerá ativa (BEAR *et al.* 2002). Portanto, após todo o processo de planejamento, só haverá execução se os gânglios basais ativarem a SMA, conforme exemplificado na Figura 2.5. Por outro lado, o cerebelo, ativado pelas entradas cortico-pontino-cerebelares, utiliza a informação do M1 para coordenar a precisão temporal da atividade descendente para que uma seqüência adequada de contrações musculares possa ocorrer. Concomitantemente, a informação proveniente da ativação do M1 é distribuída na medula espinhal, em processos mecânicos inibitórios cruzados (PA pós-sináptico inibitórios), para que os músculos antagonistas à ação possam relaxar, gerando uma execução coordenada e precisa, bem como ao membro contralateral e a outras partes axiais e distais do corpo, possibilitando a execução do movimento com a melhor condição de estabilidade (postura).

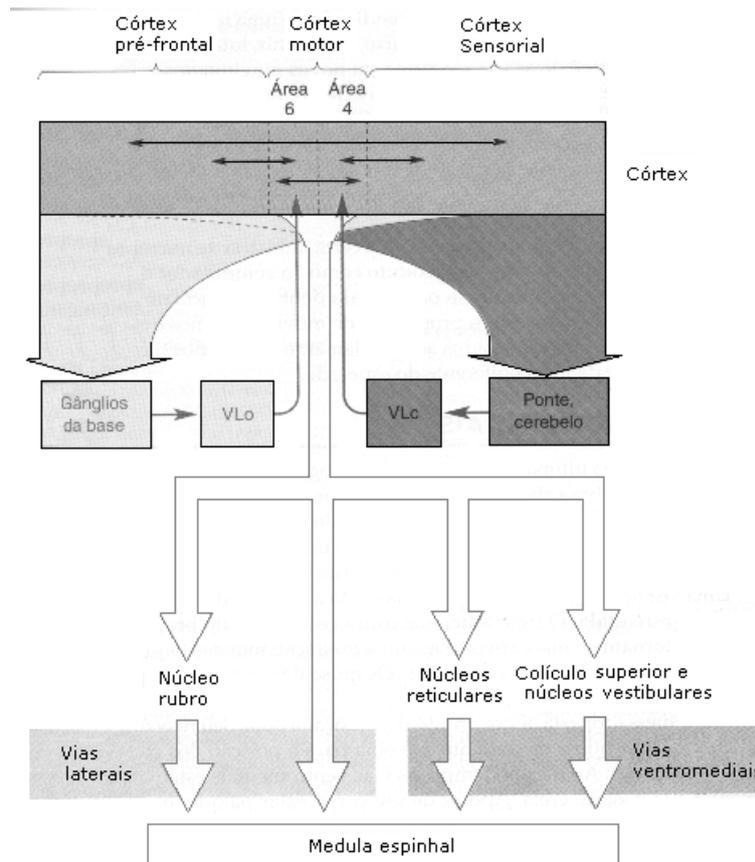


Figura 2.5: Diagrama de processamento e condução do controle motor entre as diferentes áreas corticais, pontino-cerebelares e gânglios da base, até a medula espinhal, na qual o PA pós-sináptico excitatório chegará até o moto-neurônio.

2.3 Neurônio: Geração e transmissão dos potenciais de ação

Embora os neurônios motores possam ter axônios de até 1 m de comprimento, seu diâmetro praticamente não se altera e raramente ocorrem ramificações, exceto no caso do neurônio motor, que se multidivide em sua extremidade para inervar várias fibras musculares e, assim, conformar a unidade motora (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1995). Diferentemente de outros neurônios que não possuem cobertura isolante, os neurônios motores são mielinizados. Os responsáveis por fornecer esse isolante são outras células do SNC (oligodendrócitos) e do SNP (célula de Shwann).

O potencial de ação (PA) pode ser definido como uma rápida variação do potencial de membrana, seguida por retorno ao nível de repouso (BERNE e LEVY, 2000). O potencial de repouso é a diferença de potencial estável a qual depende da concentração iônica e dos tipos de íons (positivo ou negativo) nos meios intra e extra-

celular, bem como da permeabilidade da membrana a passagem destes, decorrente do fechamento ou abertura dos canais protéicos da membrana celular. Para tais canais estarem abertos ou não depende do próprio potencial de membrana (voltagem-dependente). Além do transporte iônico passivo (determinado pelos gradientes de concentração e elétrico), existe um transporte ativo exercido pela bomba de $\text{Na}^+ - \text{K}^+$. O PA assim gerado, ao se propagar ao longo de um axônio, o faz com velocidade a qual depende do diâmetro deste. A informação pode então ser transmitida para um outro neurônio através de sinapses, em geral, mediada por neuro-transmissores. Neste outro neurônio, a ação pode ser excitatória ou inibitória, deflagrando um PA desde que o limiar de disparo seja ultrapassado. Maiores detalhes podem ser obtidos em BERNE e LEVY (2000).

2.4 O Eletroencefalograma - EEG

O EEG tem demonstrado ser uma ferramenta bastante útil no estudo do estado funcional e para o diagnóstico de danos e distúrbios do cérebro, sendo utilizado em particular por ser um exame simples, não invasivo e de elevada resolução temporal. Além disso, o EEG tem sido empregado para análise de aspectos funcionais do cérebro durante diferentes situações, tais como testes cognitivos (DOPPLEMAYR *et al.*, 2002), resposta a diferentes modalidades de estímulos externos (POLISH, 1997; RAU *et al.*, 2002) e em indivíduos sob efeito de medicamentos (KOSKINEN *et al.*, 2005).

Alguns estudos têm demonstrado a ocorrência de habituação do EEG ao longo de estímulos repetitivos, a qual é inibida quando da alteração na modalidade do estímulo apresentado (NIEDEMEYER e LOPES DA SILVA, 1999). LIM *et al.* (1999) analisaram o EEG na derivação Cz de 50 voluntários em experimento com estímulos sonoros de 60 dB acima do limiar auditivo, observando a redução da onda N200 (pico negativo que ocorre em torno de 200 ms após o estímulo), bem como aumento do valor de amplitude eficaz (RMS) do sinal nas bandas alfa e beta ao longo do tempo, indicando a ocorrência de habituação na resposta do EEG em até cerca de 300 s após o início do experimento. Segundo NIEDEMEYER e LOPES DA SILVA (1999), o EEG possui um componente associado à simulação mental de tarefas, denominado de potencial relacionado a evento *endógeno* (gerado internamente), que depende do estado psicológico do indivíduo. Além disso, estes autores afirmam que a magnitude desta atividade é menor do que a dos potenciais gerados por estímulos externos.

2.5 Protocolos de Aquisição do EEG multicanal

A captação de sinais de EEG é realizada por meio da fixação de eletrodos sobre a superfície do escalpo usando-se uma pasta eletrolítica. O eletrodo mais utilizado é o de prata e cloreto de prata (Ag/AgCl) em formato de disco, por ser não polarizado, o que possibilita uma aquisição menos sujeita a artefatos, além de ser de custo relativamente baixo. Como o sinal de EEG possui uma amplitude da ordem de μV , se faz necessária a utilização de amplificadores de ganho elevado e alta impedância de entrada, capazes de aumentar a amplitude o suficiente para que se faça o registro. A interface eletrodo-eletrólito é muito importante e deve ser capaz de fornecer uma boa conexão elétrica entre a pele e o material condutor do eletrodo, caso contrário o sinal EEG, além de contaminado por ruído, poderá sofrer distorção.

A posição de fixação dos eletrodos depende do protocolo experimental e do que se pretende investigar, pois regiões corticais diferentes implicam padrões de EEG distintos (Figura 2.6). Para resolver este problema, foi criada uma padronização internacional que obedece às normas recomendadas por Jasper em 1958 (NIEDERMEYER e LOPES DA SILVA, 1999) e determina a posição específica para cada eletrodo, então denominado Sistema Internacional 10-20 (Figura 2.7). Tal denominação decorre da medida feita de intervalos de 10 ou 20 % da distância total entre pontos anatômicos específicos, ou seja, entre o nasion e o ínion (protuberância occipital externa) e o perímetro entre os pontos pré-auriculares direito e esquerdo. Os eletrodos são denotados por letra seguida de número, sendo que as letras referem-se à região cortical sobre a qual o eletrodo é posicionado, enquanto que o número indica o hemisfério (se ímpar, refere-se ao hemisfério esquerdo, se par ao hemisfério direito).

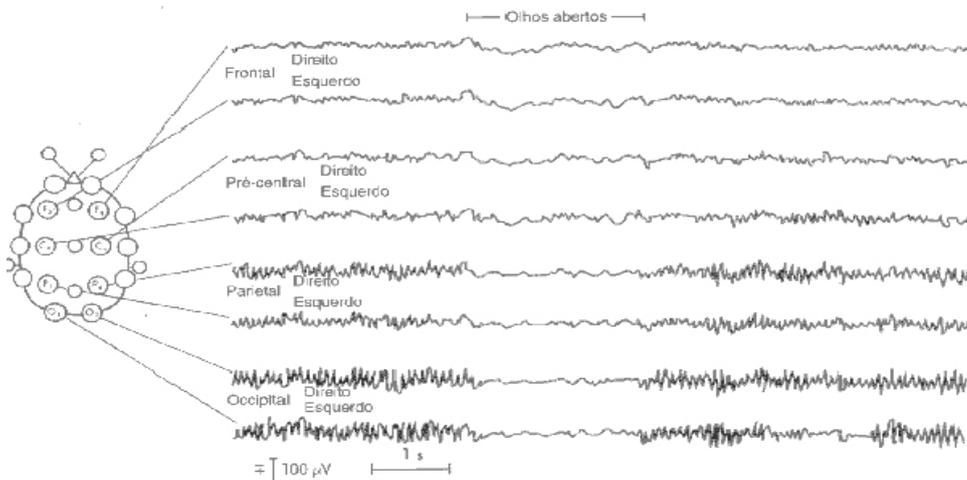


Figura 2.6: EEG de 8 canais de diferentes pontos do córtex (BERNE e LEVY, 2000).

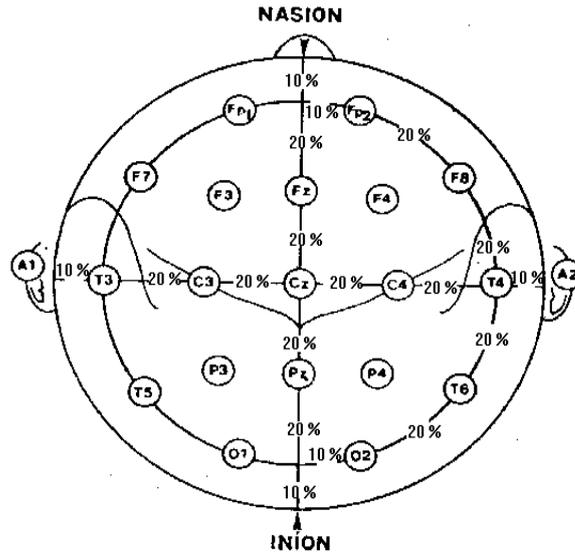


Figura 2.7 Sistema Internacional 10-20.

2.6 Ritmos Encefálicos no EEG

O EEG tem sido subdividido em diferentes bandas de frequência, onde seus limites podem variar para cada autor. Tais bandas refletiriam um funcionamento específico do córtex de acordo com estados de comportamento, como os níveis de atenção, estados de sono ou vigília e doenças como *epilepsia* ou profundidade de *coma* (BEAR *et al.*, 2002).

A faixa de frequências entre 0,5 e 4 Hz é denominada banda delta, a qual é mais acentuada durante a fase 4 do sono de adultos (BERNE e LEVY, 2000) e quando o sujeito se encontra sobre efeito de anestésicos (Figura 2.8).



Figura 2.8 : Ritmo delta (BERNARDI, 1999).

À banda de frequência de 4 a 8 Hz atribui-se o nome de banda teta (Figura 2.9), a qual tem sido relatada como predominante durante o sono leve de adultos, tendo amplitude menor que a das demais bandas (BERNARDI, 1999). O padrão denominado de “dente de serra” presente no sono REM (movimento rápido de olhos) está na banda teta (BERNARDI, 1999).



Figura 2.9: Banda teta (BERNARDI, 1999).

A banda alfa situa-se aproximadamente entre 8 e 13 Hz, sendo de maior magnitude e predominante na região posterior do córtex, em particular na região occipital. Esta banda está associada ao estado de vigília em repouso, estando o sujeito com os olhos fechados (BEAR *et al.*, 2002). A Figura 2.10 mostra o EEG adquirido com eletrodos de superfície dispostos no escalpo do filho de Hans Berger quando em repouso. Nesta, nota-se o predomínio de oscilações que se repetem com periodicidade de cerca de 10 Hz.



Figura 2.10: Trecho do EEG do filho de Hans Berger em 1929 (NIEDERMEYER e LOPES DA SILVA, 1999). A linha de baixo é um sinal de referência em 10 Hz.

A faixa de frequências de 13 a 30 Hz é denominada banda beta. Segundo BERNARDI (1999), essa faixa tem sido estudada por meio de duas sub-bandas. Uma de 13 a 17 Hz, chamada atividade sigma ou beta1. Surtos rítmicos nesta faixa de frequência, denominados fusos sigma, são talvez o indicador mais importante da fase 2 do sono. A segunda, a faixa de frequências de 17 a 30 Hz, corresponde à banda beta2, a qual seria a única do EEG que não se altera durante o sono com o aumento da idade. Após um movimento ou estimulação somato-sensitiva, costuma-se observar um aumento na atividade da banda beta. Utilizando 60 eletrodos posicionados nas regiões frontal, central e parietal de 9 indivíduos normais, PFURTSCHELLER *et al.* (2005) verificaram aumento da banda beta (em especial, na faixa de 23 a 29 Hz) em 7 deles, quando em protocolo de imagética motora de ambos os pés, sendo que o máximo de ativação ocorreu no vértex. Para imagética de movimento das mãos, apenas 2 indivíduos apresentaram aumento de beta, enquanto que, para a tarefa relacionada ao movimento da língua, não foi observada diferença entre os indivíduos.

2.7 Ritmo Alfa

O ritmo alfa corresponde a oscilações do EEG em torno de 10 Hz predominantes em adultos normais acordados, em estado de relaxamentos e com os olhos fechados, sendo maiores em amplitude nos lobos parietal e occipital (BERNE e LEVY, 1998; SCHÜRMAN e BASAR, 2001). Além de patologias associadas a distúrbios do sistema nervoso, este ritmo pode modificar-se de acordo com a idade do sujeito (BOTTGER *et al* 2002), do grau de esforço cognitivo (DOPPLEMAYR *et al.*, 2002; STIPACEK *et al.*, 2003), do estado do ciclo sono-vigília e da utilização de fármacos. Diversos autores têm associado o surgimento do ritmo alfa ao córtex visual por este ser bloqueado quando os olhos são abertos (SCHÜRMAN e BASAR, 2001; CANTERO *et al.*, 2002). A faixa de frequências do ritmo alfa, como o próprio nome indica, é aquela definida para banda alfa (8 a 13 Hz).

2.8 Gênese do Ritmo Alfa

O ritmo alfa tem sido explicado fisiologicamente por despolarizações que ocorrem de maneira síncrona em torno de 10 Hz entre grandes quantidades de células nervosas, a partir do fechamento e abertura dos canais iônicos presentes em suas membranas celulares (LLÍNAS, 1988). Desde a descoberta do ritmo alfa por Berger, uma das grandes dúvidas com relação ao EEG é o conhecimento fisiológico de sua origem e sua relação com funções cognitivas e sensoriais do cérebro (BASAR *et al.*, 1997). Alguns trabalhos têm atribuído ao tálamo a origem dos ritmos corticais (STERIADE *et al.*, 1990 apud BUSER e ROUGEUL-BUSER, 1995), onde o disparo síncrono dos neurônios ocasionaria o surgimento destes ritmos. BUSER e ROUGEUL-BUSER (1995) afirmam que o ritmo alfa seria gerado no corpo geniculado do tálamo mais precisamente nas camadas A e A1.

Segundo BEAR *et al.* (2002), a atividade de um grande número de neurônios produz oscilações sincronizadas de duas maneiras fundamentais: estes neurônios podem obter a informação de um relógio central (ou marcapasso) ou podem compartilhar e distribuir a função de marcador do tempo entre eles, excitando ou inibindo uns aos outros. Na primeira, o tálamo poderia atuar como um poderoso marcapasso, pois as células talâmicas possuem um conjunto de canais iônicos voltagem-dependente que permitem a geração de padrões de descargas rítmicas auto-sustentáveis mesmo sem aferência externa. Na segunda hipótese, as conexões sinápticas entre os neurônios

talâmicos forçariam cada neurônio a igualar-se ao ritmo do grupo. Tais ritmos seriam transmitidos ao córtex pelos axônios tálamo-corticais que, então, excitariam os neurônios corticais. Assim, um grupo pequeno de células talâmicas seria capaz de fazer um grupo maior de células oscilarem conjuntamente (BEAR *et al.*, 2002).

Estatisticamente, existem duas hipóteses para a gênese do ritmo alfa. A primeira, formulada por PRAST (1949), sugere que este ritmo seria resultado de um sinal estocástico que reflete a passagem de um ruído branco através de um filtro de faixa estreita. LOPES DA SILVA (1997) sustenta a hipótese que ruídos e disparos aleatórios de potenciais de ação podem ocorrer por intermédio de fontes como a abertura espontânea de canais iônicos de neurônios, gerando correntes excitatórias em miniatura. Na segunda hipótese, formulada por WIENER (1961), o ritmo alfa seria resultado da saída de osciladores lineares não acoplados. Utilizando a estimulação foto intermitente em diversas frequências e coletando os potenciais evocados no EEG das regiões occipitais do escalpo, GEBBER *et al.* (1999) indicaram que o ritmo alfa seria produzido por osciladores não-lineares acoplados, explicando que este modelo é capaz de gerar diferentes padrões de resposta, associados ao processamento distinto da informação. Em trabalhos recentes, a possibilidade de o ritmo alfa ter processos de formação distintos também tem sido investigada. STAM *et al.* (1999), observando o EEG de 60 sujeitos em repouso com olhos fechados, concluíram que existem dois tipos de ritmos alfa, sendo grande parte associada a um ruído filtrado (>98 %) e outra de um sistema não-linear. MIRANDA DE SÁ e INFANTOSI (2005) analisaram a resposta do EEG, por meio do segundo harmônico da frequência de estimulação, durante estimulação foto intermitente na faixa de frequências de 4 a 15 Hz em 12 voluntários normais, indicando a existência de sistemas não-lineares presentes. Diferentemente do estudo de Gebber, cujo segundo harmônico da frequência de estimulação foi próximo do valor de pico em alfa, Miranda de Sá estimulou também em frequências próximas da banda alfa, o que possibilitou uma análise mais completa. De acordo com os autores, as diferenças no grau de sincronismo neuronal apresentados pelo segundo harmônico das frequências de estimulação refletem a existência de mecanismos não-lineares na gênese do ritmo alfa.

2.9 Análise do EEG

Na análise dos sinais de EEG, diferentes técnicas de processamento têm sido utilizadas. Tais técnicas podem ser agrupadas como sendo do domínio do tempo ou da frequência.

2.9.1 Domínio do tempo

Mesmo atualmente, em sessões clínicas, o exame de EEG multicanal ainda é impresso em papel milimetrado e, então, analisado por inspeção visual com vistas ao estabelecimento do diagnóstico. Esta análise é basicamente realizada no domínio do tempo, sendo altamente dependente da experiência do profissional e, logicamente, da qualidade do sinal coletado. A evolução tecnológica e a incorporação de técnicas de processamento de sinais, em particular das estatísticas, têm contribuído para alterar este cenário.

Entre as técnicas temporais de análise e investigação do EEG, podem-se citar a modelagem auto-regressiva (modelos matemáticos para expressar um sinal por meio de parâmetros), conforme descrito por PARDEY (1996), a análise de periodicidade a partir do cruzamento sucessivo de zeros do sinal (SALTZBERG *et al.*, 1957 apud BERNARDI, 1999) e média coerente (MELGES, 2005).

2.9.2 Domínio da Frequência

A análise no domínio da frequência tem sido a mais comumente utilizada para se investigarem as características de sinais biológicos (SHIAVI, 1999). Esta análise baseia-se no princípio de que qualquer sinal pode ser expresso como uma somação de senóides de frequências múltiplas da fundamental (harmônicos). Assim, modificações na morfologia de um sinal podem também ser observadas em algumas das frequências que o constituem. Segundo MUTHUSWAMY e THAKOR (1998), um sinal poderia ser modelado como uma soma de harmônicos puros de diferentes frequências e fases.

O espectro de amplitude de um sinal ou série temporal é a representação no domínio da frequência de como cada senóide que constitui o sinal contribui, em amplitude, para conformá-lo. Deste modo, permite que uma análise quantitativa das componentes de um sinal possa ser realizada. Neste contexto, a análise de parâmetros

espectrais tem sido utilizada rotineiramente na monitorização de cirurgias, estudos do sono (FERRARA *et al.*, 2002), e patologias (FARMER, 2002).

2.10 Alterações na Banda Alfa

A maioria dos trabalhos que utilizam como objeto de estudo a banda alfa preocupam-se em avaliar esta banda em toda faixa de frequências ou dividida em sub-bandas em diferentes protocolos como testes de aprendizagem afetiva (EVERHEART *et al.*, 2003), resolução de tarefas mentais (JAUSOVEC e JAUSOVEC, 2000) e testes de inteligência (DOPPLEMAYR *et al.*, 2002).

Uma das respostas mais claras da banda alfa à estimulação está associada ao processamento da informação visual, pois a potência nesta banda do EEG é comumente maior nas regiões posteriores do escalpo onde se localiza o córtex visual. Quando estamos com os olhos fechados, a potência da banda alfa é maior do que a potência nesta banda quando abrimos os olhos. O modelo clássico de resposta da banda alfa assume a ocorrência de redução na sua potência como sendo diretamente proporcional à quantidade de processamento de informação pelo córtex. Porém, SHAW (1996) indica que, em algumas situações específicas e determinadas regiões corticais, a potência pode não reduzir e, em alguns casos, até aumentar.

Alguns estudos têm mostrado a existência de alterações no EEG, particularmente na distribuição dos componentes espectrais, com o aumento da idade cronológica de indivíduos normais. KOLEV *et al.* (2002) demonstraram a ocorrência de diferenças na resposta da banda alfa, quando analisada separadamente em sub-bandas superior e inferior, de regiões frontais do córtex durante estímulos visuais entre adultos jovens (20 a 30 anos) e de meia idade (50 a 55 anos). POLICH (1997) analisou o EEG espontâneo e durante potencial relacionado a evento (ERP) visual e auditivo (derivações Pz, Cz e Fz) de 120 indivíduos de ambos os sexos entre 20 e 80 anos (agrupados em 6 faixas etárias), tendo relatado redução da potência nas bandas delta e teta e na banda superior de alfa, bem como a redução nos valores de amplitude máxima e aumento na latência da onda P300 durante ERP, com o aumento da idade. Em contrapartida, estudando indivíduos entre 20 e 95 anos, MATEJCEK (1980) encontrou uma redução na potência relativa das bandas alfa e beta concomitante ao aumento de delta e teta além de redução no valor da frequência de máxima atividade em *alfa* de acordo com o aumento da idade cronológica.

A banda alfa também tem sido investigada a partir da associação de suas alterações com estímulos específicos. Um exemplo é o estudo relacionando a banda alfa com o grau de desempenho cognitivo de indivíduos. Baseado na hipótese de eficiência neural e indicando que indivíduos com inteligência maior seriam capazes de realizar tarefas cognitivas sem necessidade de grande alteração (redução) na potência da banda alfa, DOPPLEMAYR *et al.* (2002) testaram a hipótese de que o comportamento desta banda poderia estar associado ao nível de inteligência. Utilizando 74 sujeitos destros normais através de dois testes de inteligência e segmentando a banda alfa em três sub-bandas, observaram que os sujeitos com baixa performance obtiveram menor potência em repouso com olhos fechados que os sujeitos com alta performance. Durante os testes, ambos os grupos tiveram uma redução da potência da banda alfa, porém esta redução foi proporcionalmente menor nos indivíduos com melhor desempenho. Outro achado importante foi a correlação entre o tipo de teste e a sub-banda de alfa. Enquanto frequências mais elevadas foram relacionadas com a memorização, frequências menores foram associadas à aprendizagem de novas informações. A redução da potência da banda alfa durante testes de memória e inteligência foi também relatada por STIPACEK *et al.* (2003), que utilizaram 66 sujeitos destros normais e verificaram que o espectro de potência da banda alfa reduziu, enquanto a simetria inter-hemisférica aumentou proporcionalmente ao aumento da dificuldade dos testes, sendo estas mudanças mais evidentes na região posterior do córtex.

As alterações da banda alfa não têm sido verificadas somente com relação ao esforço cognitivo de sujeitos normais. Algumas doenças associadas a alterações na comunicação neuronal têm demonstrado claramente que são capazes de interferir nesta banda do EEG. O estudo e a formação de padrões têm auxiliado na clínica para a detecção de doenças psicofisiológicas.

Na doença de Alzheimer (DA), a análise da banda alfa tem sido mais enfatizada na região temporal, pois o déficit cognitivo característico desta doença estaria relacionado com a atrofia desta região. ADLER *et al.* (2003) não observaram redução significativa da potência em banda alfa quando analisaram o EEG de 31 sujeitos com DA, comparando com 17 indivíduos com depressão, mas verificaram a redução da coerência da banda alfa no lobo temporal. A não redução da potência nesta banda pode ser explicada, uma vez que a comparação foi realizada entre portadores de DA e sujeitos com depressão, em vez da comparação com normais. Redução na coerência da banda alfa no lobo temporal também foi observada por HOGAN *et al.* (2003) e no lobo

occipital por ANGHINAH *et al.* (2000). MORETTI *et al.* (2004) verificaram redução na potência da banda alfa em suas frequências superiores para pacientes com DA quando compararam com sujeitos normais.

Outra doença onde a análise da banda alfa tem sido investigada é a epilepsia. Esta doença é caracterizada por crises, que podem ser generalizadas quando envolvem todo o córtex cerebral ou específicas em determinadas regiões. Durante uma crise, a consciência pode ser perdida e o comportamento fica perturbado por vários minutos, o traçado do EEG fica completamente irregular nas regiões afetadas e o ritmo alfa desaparece (BEAR *et al.*, 2002).

Capítulo 3

Imagética Motora

3.1 Introdução

O estudo da imagética motora (MI) não é recente. Galton, em 1883, foi um dos pioneiros a investigar este fenômeno. Seus trabalhos eram baseados em auto-questionários com instruções para a realização mental de tarefas motoras onde a variável dependente geralmente era o grau de “clareza” das tarefas executadas (GALTON, 1883 apud ANNET, 1995). Com o desenvolvimento de novas tecnologias, métodos alternativos começaram a serem propostos, como a coleta de sinais eletrográficos e de outros processos fisiológicos, fornecendo mais informação para análise.

Pode-se considerar a prática de MI, como um processo mental dinâmico no qual um sujeito simula internamente uma tarefa motora, sem que ocorra o movimento de quaisquer segmentos corporais associados a esta tarefa (GENTILI *et al.*, 2006). As evidências obtidas em pesquisas têm levado à indicação de que a MI está contida na mesma categoria de processos que envolveriam a programação, planejamento e preparação para execução de tarefas motoras com a diferença que estas não ocorrem (DECETY, 1996; DECHENT *et al.*, 2004). LANG (1979) propõe um modelo no qual explica a complexidade da MI sugerindo que essa seria composta de uma série de proposições armazenadas no cérebro, que incorporam componentes cognitivos e neuromusculares. Apesar das bases neurológicas, aspectos psicológicos e cinestésicos devem ser considerados durante análise e pesquisa da MI.

Uma possibilidade de classificação de padrões associados à MI baseia-se em parâmetros fisiológicos e eletrográficos. Resistência e temperatura da pele, frequência cardíaca e respiratória, fluxo sanguíneo periférico (ROURE *et al.*, 1999) e parâmetros posturais (RODRIGUES *et al.*, 2003) mostraram-se significativamente alterados durante a realização de MI. O mesmo foi observado com a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) no trabalho de GRÉZES e DECETY (2002), Magnetoencefalografia (MEG) (TESCHE *et al.*, 1995) Imagem em Ressonância Magnética Funcional (fMRI) (ROSS *et al.*, 2003) e EEG (TOKUMARO *et al.*, 2003; CREMADES, 2002).

3.2 Modalidades de Imagética Motora (MI)

As modalidades de MI têm sido classificadas como visuais e cinestésicas, sendo que cada uma pode ser executada em perspectiva de primeira ou terceira pessoa. Enquanto a MI visual em primeira pessoa corresponde a imaginar a execução de uma determinada tarefa motora como se estivesse vendo com seus próprios olhos, em terceira pessoa, pode-se associar esta modalidade de MI à observação de um “vídeo mental”, como se o indivíduo estivesse fora do seu corpo vendo ele próprio executar um movimento. Na MI cinestésica em primeira pessoa, o sujeito deve “sentir” como se o seu corpo estivesse em movimento, procurando obter sensações relacionadas às contrações musculares e da posição dos diversos segmentos corporais no espaço. A respeito da MI cinestésica em terceira pessoa, parece difícil supor que uma perspectiva externa poderia desencadear sensações de movimento, porém CALLOW e HARDY (2004) sustentam que é possível que um indivíduo obtenha sensação de movimento mesmo na MI visual em terceira pessoa, o que representaria então a utilização de ambas as modalidades. Esta confusão a respeito das modalidades e perspectivas de MI empregadas já havia sido motivo de questionamentos anteriores. CALLOW (2000) concluiu que algumas tarefas envolvem a informação de movimento e de percepção, requerendo uma alternância na modalidade e perspectiva de imagética. Ainda no estudo de CALLOW e HARDY (2004), os autores apontaram que existe uma questão metodológica envolvida nos estudos relacionados a modalidades de MI que dificultam a comparação entre os diversos trabalhos realizados. Estes autores utilizaram questionários de imagética visual (VMIQ) e de imagética motora (MIQ), tendo encontrado forte correlação entre a utilização de imagética cinestésica e visual em primeira pessoa. Com base nestes resultados, afirmaram que o paradigma utilizado em alguns trabalhos solicita a execução de mais de uma modalidade de MI simultaneamente ou gera dúvidas quanto à perspectiva de imagética utilizada.

Segundo MAHONEY e AVENER (1977), a modalidade utilizada na MI está associada a aspectos individuais e à natureza específica da tarefa. Ao analisarem ginastas de elite durante imaginação de gestos motores relacionados às suas atividades desportivas, os autores concluíram que estes seriam capazes de realizar MI em primeira pessoa e de obter imagens mentais mais nítidas do que ginastas iniciantes. Entretanto, HALL *et al.* (1990) afirmam que muitos atletas comumente utilizam as duas perspectivas durante MI.

Uma particularidade em relação a utilização de modalidades diferentes de imagética é relacionada a ativação do SNC de maneira distinta. STINEAR *et al.* (2005) utilizaram 10 indivíduos destros normais em experimento com estimulação magnética transcraniana (TMS) e igual número de indivíduos em outro experimento com estimulação elétrica transcutânea durante MI cinestésica e visual e imagética visual estática, concluíram que, somente durante MI na modalidade cinestésica, ocorre alteração na excitabilidade do sistema nervoso ao nível medular, indicando que esta modalidade reflete a simulação interna de um dado movimento, porém sem realimentação periférica. Tais achados foram similares aos de SIRIGU e DUHAMEL (2001), embora estes autores tenham utilizado como objeto de estudo, o tempo de duração de tarefas mentais de movimento em diferentes modalidades. Estes resultados indicaram que a simulação mental de movimentos, que envolvam ações motoras voluntárias, não necessariamente utilizam os mesmos processos cognitivos.

As diferenças na ativação de regiões corticais durante perspectivas distintas de MI também foram observadas por RUBY e DECETY (2001). Estes autores utilizaram a técnica de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) durante MI em primeira e terceira pessoas, indicando que ambas as perspectivas ativaram a área motora suplementar, giro pré-central, precúneo e junção occipito-temporal. O córtex somatosensorial e o córtex parietal inferior no hemisfério esquerdo foram mais ativos na perspectiva de primeira pessoa, enquanto o córtex parietal inferior direito, córtex cingulado posterior e o córtex fronto-polar foram mais ativados durante MI em terceira pessoa.

SOLODKIN *et al.* (2004), utilizando fMRI para comparar a ativação de áreas cerebrais durante MI visual, cinestésica e a execução real de movimento dos dedos da mão ipsilateral a partir de comandos visuais aleatórios, verificaram que o volume de ativação de algumas áreas corticais foi diferente para cada condição experimental. A Tabela 3.1 mostra os resultados obtidos por estes autores. Enquanto o cerebelo, córtex pré-motor látero-dorsal, área motora suplementar e lóbulo parietal foram mais ativos durante a modalidade cinestésica, o lóbulo occipital, responsável pelo processamento visual primário, e o giro frontal, apresentaram maior atividade durante imagética visual. Esses resultados indicam a ativação de circuitos neurais distintos quando modalidades diferentes de imagética são executadas.

Tabela 3.1: Volume de ativação determinada por fMRI (adaptado de Solodkin *et al.*, 2004).

Áreas cerebrais	Volume médio de ativação cerebral (mm ³)		
	Execução	Imagética Cinestésica	Imagética Visual
CRB	1281 +/- 269	336 +/-252	147 +/- 104
IF	294 +/- 102	21 +/- 21	42 +/- 21
M1	1911 +/- 458	735 +/- 308	0 +/- 0
LPMC	2058 +/- 555	1197 +/- 311	567 +/- 153
S1	714 +/- 185	315 +/- 189	42 +/- 21
SMA	588 +/- 123	525 +/- 105	147 +/- 41
PAR	1512 +/- 241	924 +/- 231	441 +/- 145
OCC	672 +/- 228	189 +/- 145	609 +/- 438
T/P	147 +/- 83	21 +/- 21	0 +/- 0
THAL	42 +/-21	0 +/- 0	0 +/- 0

Cerebelo (CRB), giro frontal inferior (IF), córtex motor primário (M1), córtex pré-motor latero-dorsal (LPMC), área motora suplementar (SMA), lóbulo parietal (PAR), lóbulo occipital (OCC), área temporo-parietal (T/P), tálamo (THAL).

Em outro estudo, NEUPER *et al.* (2005) utilizaram o EEG de 14 voluntários normais e destros para classificar respostas corticais na observação e execução de uma tarefa com a mão direita segurando uma bola, comparando com a imagética visual e cinestésica desta mesma tarefa, e concluíram que as áreas sensoriais associadas ao movimento foram mais ativadas durante execução de imagética na modalidade cinestésica do que na modalidade visual a qual apresentou um padrão de ativação não muito consistente.

Alguns autores têm-se dedicado especialmente ao estudo da imagética visual. Em extensa revisão bibliográfica, TIPPETT (1992) comparou os principais trabalhos da literatura sobre a geração de imagens mentais visuais, sendo que todos relataram a região posterior do córtex como substrato neural ativo. De acordo ainda com essa pesquisa, enquanto Farah e Corballis atribuem a geração de tais imagens mentais predominantemente ao hemisfério esquerdo, Kosslyn e Goldenberg consideram que ambos os hemisférios participam desse processo.

3.3 Nitidez durante MI

A nitidez das imagens mentais durante MI não ocorre com o mesmo grau de clareza em todos os indivíduos. Existem pessoas capazes de executar mentalmente um

ato motor com mais facilidade que outras, bem como indivíduos com lesões corticais que se mostram incapazes de formar imagens na mente como na síndrome de *Charcot-Wilbrand* (TIPPETT, 1992). Comparando 129 homens e mulheres agrupados em três faixas etárias distintas durante testes subjetivos relacionados à rotação mental de objetos e controle de imagens visuais, CAMPOS *et al.* (2004) concluíram que os homens tendem a realizar tarefas mentais com mais facilidade do que as mulheres, assim como os indivíduos jovens em comparação com os mais idosos.

Diversos métodos têm sido utilizados para analisar a capacidade de imaginar uma tarefa motora. Dentre os mais utilizados, destacam-se os questionários que compreendem uma lista de perguntas a respeito de sensações e “clareza” percebidas durante imaginação de tarefas ou objetos onde a facilidade de aplicação é, sem dúvida, uma grande vantagem. Enquanto nos questionários subjetivos são utilizadas instruções para a imaginação de cenas e relatos da nitidez, nos questionários objetivos são apresentados estímulos como objetos e figuras dos quais é solicitada a manipulação mental de sua posição no espaço para em seguida escolher dentre algumas alternativas, àquela que melhor representa a correta posição final do objeto ou figura. Segundo Richardson (apud HALL *et al.*, 1985), testes objetivos e subjetivos tendem a não correlação ou leve correlação positiva. Uma grande desvantagem na utilização de questionários subjetivos é a utilização de escalas, as quais estão associadas à escolha subjetiva de cada indivíduo (ANNET, 1995). Sendo assim, indivíduos distintos podem atribuir diferentes valores a graus de nitidez similares de tarefas mentais.

Dentre os modelos de questionários que têm sido utilizados podem ser citados como exemplo: *Psychological Skills Inventory in Sports* (PSIS) (MAHONEY *et al.*, 1987), *Imagery Use Questionnaire* (IUQ) (HALL *et al.*, 1990), *Vividness Movement Imagery Questionnaire* (VMIQ) (ISAAC *et al.*, 1986), *Mental Rotations Test* (MRT) (VANDENBERG e KUSE, 1978), *Brooks Matrix Task* (BROOKS, 1968), *Scale of Vividness of Mental Imagery* (HASEGAWA, 1993) e *Revised Movement Imagery Questionnaire* (MIQ-R) (FOURKAS *et al.*, 2006).

3.4 O Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R)

O *Movement Imagery Questionnaire* (MIQ) foi especificamente projetado para mensurar e validar a nitidez durante MI nas modalidades visual e cinestésica (ATIENZA *et al.*, 1994). O objetivo deste questionário foi estabelecer uma relação entre

modalidades de MI e habilidade na sua execução, nitidez das imagens e percepção de movimentos (HALL *et al.*, 1985) e consistia de 18 itens divididos em 9 visuais e 9 cinestésicos. Para avaliação da clareza da imagética, foram utilizadas duas sub-escalas com 7 pontos de medida, que iam desde “muito difícil de ver (ou sentir)” até “muito fácil de ver (ou sentir)”, de acordo com a respectiva modalidade de MI realizada.

Durante a validação do MIQ, foram utilizados 80 sujeitos, tendo sido possível, segundo HALL e MARTIN (1994), demonstrar a relação entre habilidade em imagética e performance motora. Assim, a confiabilidade do MIQ foi considerada aceitável. Hall, Pongrac e Buckholz, em 1985, encontraram coeficientes de consistência interna (obtidos pelo valor de alfa de Cronbach, que mede o quanto um conjunto de variáveis, número de itens de um questionário, expressam os resultados de uma escala) de 0,87 para sub-escala visual e 0,91 para sub-escala cinestésica (LOVELL e COLLINS, 2001; HALL *et al.*, 1985). Segundo ATIENZA *et al.* (1994), o coeficiente de teste-reteste para o MIQ foi de 0,83 para o intervalo de uma semana. A correlação entre as sub-escalas visual e cinestésica foi de 0,58 indicando que os aspectos de imagética relatados entre ambas eram fortemente diferenciados. Porém, a existência de alguns problemas como longo tempo de duração (mais de 1 h) e a utilização de termos que não acrescentavam informação adicional, conforme observações práticas, fez com que o MIQ fosse revisado em 1993 (MIQ-R) para melhorar sua aplicabilidade. Dentre as mudanças, o número de tarefas foi reduzido para quatro na modalidade visual e igual número na modalidade cinestésica. Outra alteração significativa foi a inversão da ordem das sub-escalas, onde valores maiores passaram a ser atribuídos a maior facilidade de executar mentalmente a respectiva modalidade associada.

O MIQ-R tem sido utilizado em diversos trabalhos. FOURKAS *et al.* (2006b) analisaram 30 sujeitos normais e encontraram valores maiores de escore durante imagética visual quando comparados aos valores de imagética cinestésica. LUTZ (2003) utilizou o MIQ-R em dois experimentos com atiradores de dardo (40 homens e igual número de mulheres), observando maior facilidade na realização de imagética visual, porém, sem significância estatística. Resultados similares são relatados por STINEAR *et al.* (2005), que utilizaram dois grupos com 10 voluntários. Em outro estudo porém, GERARDIN *et al.* (2000) aplicaram o MIQ-R em 8 voluntários jovens, encontrando o valor médio de MI na modalidade cinestésica maior do que na modalidade visual sem significância estatística.

3.5 Duração da MI

No estudo da MI, uma informação relevante é o tempo de duração da execução real e mental de tarefas. PAPAXANTHIS *et al.* (2002a), utilizando a execução e MI de movimentos do braço com utilização de sobrecarga em 6 voluntários sadios, verificaram que o tempo entre as tarefas era similar. Utilizando tarefas de caminhada e escrita, aplicadas em 16 indivíduos normais, PAPAXANTHIS *et al.* (2002b) também verificaram que o tempo de execução e imaginação eram similares, embora a variabilidade nos resultados fosse maior durante MI. Em extensa revisão bibliográfica, GUILLOT e COLLET (2005) relataram que, apesar de muitos trabalhos indicarem que o tempo de simulação de tarefas mentais está muito próximo do tempo real de execução, em situações particulares, os indivíduos podem realizá-las com duração maior ou menor que o tempo de execução real. Essa diferença aumentaria durante simulação de tarefas motoras complexas, como, por exemplo, o movimento de ataque realizado por atletas de voleibol.

3.6 MI associada a doenças do SNC

Dentre os protocolos utilizados para o estudo da MI, sua aplicação para comparar as respostas entre sujeitos sadios e portadores de doenças do SNC têm merecido grande atenção. MARUFF *et al.* (2003) compararam esquizofrênicos com sintomas de passividade motora e assintomáticos por meio de questionários, e verificaram no primeiro grupo a redução no tempo de duração da imaginação de tarefas motoras, embora o tempo de execução real não tenha sido afetado, sugerindo que esses possuem dificuldade na manutenção de representação interna, e na representação temporal interna de ações motoras. Ainda neste estudo, utilizando outro paradigma e um terceiro grupo composto de indivíduos normais, estes autores também verificaram diferenças no tempo de imaginação da tarefa entre este grupo e o de esquizofrênicos. Um indivíduo com grande dificuldade durante imagética na modalidade cinestésica e execução real da tarefa sofria de *apraxia* associada à lesão no lobo parietal esquerdo, indicando que esta região está associada a formação de imagens mentais. Tais achados foram também encontrados por DANCKERT *et al.* (2004), os quais relacionaram a hiperatividade do córtex parietal posterior esquerdo associada à atividade dopaminérgica nesta região como ocasionando anormalidades no seu funcionamento. Tal interpretação também foi dada por SIRIGU e DUHAMEL (2001) ao utilizar o

tempo de duração de tarefas mentais. Conforme descrito anteriormente, o córtex parietal posterior esquerdo está relacionado com a integração de informação sensorial e encontra-se ativa durante a prática de MI (SOLODKIN *et al.*, 2004).

Analisando o caso de um indivíduo com lesão no córtex parietal esquerdo, SIRIGU e DUHAMEL (2001) encontraram grande diferença entre a imagética e a execução de movimentos da mão, com o indivíduo relatando grande dificuldade em manter a imagem mental durante a simulação. Outro sujeito, com lesão na região temporal inferior obteve tempos de duração semelhantes nas mesmas tarefas acima descritas, relatando grande facilidade tanto na execução quanto na imaginação.

3.7 Aprendizagem motora e MI

Os efeitos positivos da MI têm sido extensamente relatados na melhoria da performance em esportes e atividades físicas. Em trabalhos de meta-análise, FELTZ e LANDERS (1983) e DRISKELL *et al.* (1994) concluíram que a prática de simulação mental de movimentos é significativamente efetiva na melhoria da performance atlética, sendo dependente da metodologia utilizada e de parâmetros como periodicidade, duração de cada sessão e o tipo de tarefa utilizada. RANGANATHAN *et al.* (2004) utilizaram dois grupos que realizaram prática de MI de flexão de dedo e cotovelo, um grupo controle e um grupo de seis voluntários que realizaram exercícios de contração máxima de abdução dos dedos por 12 semanas demonstrando que embora a prática real de exercício resultasse em um aumento de 53% na força de contração máxima, os grupos que realizaram prática mental de flexão de dedo (35%) e do cotovelo (13%) também obtiveram aumento da força de contração máxima enquanto no grupo controle não houve aumento significativo. YUE e COLE (1992) ao realizar experimento com três grupos, o primeiro realizou treinamento de flexão do quarto dedo da mão, o segundo utilizou treinamento mental da mesma tarefa e o último não realizou qualquer modalidade de treinamento, encontrou aumento na força de contração muscular em cada grupo de 22 %, 30 % e 3,6 %, respectivamente.

ROURE *et al.* (1999) compararam dois grupos de universitários praticantes de voleibol, com similar capacidade de MI (verificada através do MIQ) e nível de performance de recepção de saque (por análise na execução real da tarefa), onde apenas um dos grupos utilizou um programa com dois meses de duração com treinamento mental nas modalidades visual e cinestésica. Os resultados indicaram que o grupo submetido ao treinamento mental aumentou significativamente sua performance na

recepção de saque quando comparado ao grupo que não realizou tal modalidade de treinamento. Em outro estudo, THELWELL e MAYNARD (2003) utilizaram 16 jogadores de críquete semiprofissionais, os quais foram alocados em dois grupos distintos (controle e experimental), e aplicaram uma série de métodos baseados em treinamento mental com objetivo de melhorar a performance na execução do movimento e também a auto-confiança dos praticantes do grupo experimental, verificando que o grupo submetido ao treinamento mental obteve um aumento consistente na performance atlética comparado ao grupo controle.

A capacidade de aprendizagem por meio do uso de treinamento mental foi também analisada por FÉRY (2003) utilizando voluntários destros, do gênero masculino, os quais compuseram três grupos com 8 voluntários cada. Dois grupos desenharam uma figura numa placa e, a seguir, realizaram o treinamento mental da mesma tarefa baseados em imagética visual para um grupo e cinestésica para o outro. O terceiro grupo não realizou treinamento, sendo considerado como controle. O mesmo experimento foi executado três vezes. Em um segundo momento, os indivíduos realizaram tarefas relacionadas ao movimento coordenado de ambas as mãos. De acordo com os resultados obtidos, o autor concluiu que o aprendizado de tarefas que enfatizam a forma de um objeto, após sessões de treinamento mental, é maior quando este treinamento é realizado na modalidade visual, enquanto que tarefas relacionadas à coordenação de movimentos possuem melhor aprendizado quando se aplica um modelo de treinamento baseado em imagética cinestésica.

3.8 O EEG no estudo da Imagética Motora

A utilização do EEG tem se mostrado uma importante ferramenta de análise do funcionamento cerebral durante MI. A redução da energia da banda alfa tem sido comumente associada à estimulação sensorial ou atividade mental (CREMADES, 2002). Considerando a MI como um estado cognitivo que promove a utilização de circuitos neurais correlatos ao planejamento de tarefas motoras, o estudo do EEG durante MI e particularmente da banda alfa, pode fornecer informações complementares do nível de ativação cortical associada a este processo.

Padrões de EEG e da banda alfa durante MI têm sido amplamente estudados para o desenvolvimento de interfaces cérebro-computador (BCI). PFURTSCHELLER *et al.* (1997) solicitaram a três sujeitos a prática de MI (160 estímulos) das mãos direita

e esquerda (de acordo com um estímulo visual) e adquiriram sinais EEG nas regiões central e parietal nos hemisférios direito e esquerdo. Utilizando a técnica de dessincronismo relacionado a evento (ERD), estes autores apontaram haver grande dessincronização neuronal no hemisfério contralateral. Em contrapartida, com base na técnica de sincronismo relacionado a evento (ERS), comportamento inverso foi observado no hemisfério ipsilateral.

O emprego do EEG associado a MI durante tarefas desportivas ainda carece de mais estudos. CREMADES (2002) analisou 11 golfistas experientes e 11 novatos durante MI em primeira e terceira pessoas (usando tarefas previamente gravadas e reproduzidas por um sistema de áudio) e analisou a potência na banda alfa em duas sub-bandas, superior (11 a 13 Hz) e inferior (8 a 10 Hz). Enquanto o EEG de fundo coletado por 30 s não apresentou diferença significativa, durante MI, diferenças foram observadas entre os grupos. A potência média da sub-banda inferior foi obtida durante MI em primeira pessoa foi menor do que em terceira pessoa. Tal aspecto foi também observado na região occipital dos novatos em comparação com os experientes. Na região parietal, notou-se diferença inter-hemisférica na sub-banda superior de alfa, sendo que os atletas experientes mostraram potência maior no hemisfério esquerdo e os novatos no hemisfério direito. Ainda segundo este autor, esta interação mostra o uso de diferentes hemisférios para codificar estímulos, dependendo do nível de desempenho do sujeito. Embora tenha usado um número reduzido de sujeitos e aplicado um teste estatístico inadequado para análise dos dados, este autor sugere que esta diferença estaria relacionada à estratégia utilizada.

3.8.1 Análise Espectral

Segundo SCHIAVI (1999), a densidade espectral de potência (DEP) é a transformada de Fourier da função de auto-correlação de um sinal $x[n]$ podendo ser definida como:

$$P_{xx}(f) = \lim_{N \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{(2N+1)} \left| \sum_{n=-N}^N x[n] \exp(-j2\pi f n T) \right|^2 \right\}, \quad (3.1)$$

sendo $E[\bullet]$ referente ao valor esperado, $\exp(-j2\pi f n T)$ denota $e^{-j2\pi f n T}$, T o intervalo amostral e N o número total de amostras do sinal.

Se o sinal $x[n]$ tem duração finita de N amostras $\{x[n], n = 0, 1, \dots, N-1\}$, então a Transformada de Fourier de tempo discreto pode ser estimada por meio da Transformada Discreta de Fourier (DFT), ou seja:

$$\tilde{X}(f) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp(-j2\pi k f_0 n T), \quad (3.2)$$

onde $f_0 = 1/(NT)$ e f , usado por simplicidade, corresponde a $f_k = k f_0$ para $k = 0, 1, \dots, N-1$. Assim, pode-se estimar $P_{xx}(f)$ por:

$$\tilde{P}_{xx}(f) = \tilde{X}(f) \cdot \tilde{X}^*(f). \quad (3.3)$$

Assumindo-se os segmentos de EEG como observação de um processo Gaussiano de média zero (LIAVAS *et al.*, 1998), então $\tilde{P}_{xx}(f)$ tem distribuição qui-quadrada de dois graus de liberdade (χ_2^2). Para aumentar a significância estatística da estimativa pode-se utilizar o periodograma de Bartlett, dado por:

$$\hat{P}_B(f) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} \tilde{P}_{xx}^{(m)}(f), \quad (3.4)$$

onde M é o número total de sub-trechos de $x[n]$ (independentes e com igual duração) e $\tilde{P}_{xx}^{(m)}(f)$ é o espectro estimado da m -ésima época. Logo, $\hat{P}_B(f)$ tem distribuição qui-quadrada de $2M$ graus de liberdade (χ_{2M}^2).

3.8.2 Teste-F Espectral e Teste de Wilcoxon

O teste F -espectral, $TFE(f)$, é um teste estatístico que permite a comparação entre espectros obtidos de sinais em protocolos diferentes, mais especificamente da contribuição em potência de cada frequência. Com este objetivo, o $TFE(f)$ tem sido empregado com êxito na detecção intra-individual de resposta para estímulos somato-sensitivos (LEITE *et al.*, 1996) e visuais (LAZAREV *et al.*, 2004).

Considerando dois sinais EEG, $x[n]$ e $y[n]$, e suas respectivas DEP, $\hat{P}_{xx}(f)$ e $\hat{P}_{yy}(f)$, estimadas conforme equação 3.4 utilizando M_x e M_y épocas, este teste pode ser expresso por (TIERRA-CRIOLLO *et al.*, 1998):

$$TFE(f) = \frac{\hat{P}_{xx}(f)}{\hat{P}_{yy}(f)} = \frac{\frac{1}{M_x} \sum_{m=1}^{M_x} |\tilde{X}_m(f)|^2}{\frac{1}{M_y} \sum_{m=1}^{M_y} |\tilde{Y}_m(f)|^2}, \quad (3.5)$$

onde $\tilde{X}_m(f)$ e $\tilde{Y}_m(f)$ correspondem, respectivamente, à DFT da m -ésima época dos sinais $x[n]$ e $y[n]$, após remoção prévia do valor médio de ambos os sinais.

Assumindo-se $x[n]$ e $y[n]$ como observações de processos gaussianos, tanto o numerador quanto o denominador de (3.5) seguem uma distribuição central χ_{2M}^2 . Assim, tem-se:

$$\frac{M_y}{M_x} TFE(f) \sim F_{2M_x, 2M_y} \quad (3.6)$$

onde $F_{2M_x, 2M_y}$ é a distribuição central de Fisher com $2M_x$ e $2M_y$ graus de liberdade.

Logo para $M = M_x = M_y$ e um nível de significância α , a hipótese nula (H_0) de igualdade da contribuição de potência em uma determinada frequência (ou banda) entre duas condições distintas, pode ser testada usando-se o valor crítico de TFE, expresso por:

$$TFE_{crit} = F_{(2M, 2M, \alpha)} \quad (3.7)$$

Outro teste estatístico utilizado para determinar diferenças na potência do EEG é o de *Wilcoxon*. Este teste é utilizado quando não se pode garantir que a distribuição dos valores submetidos à análise para um determinado conjunto é gaussiana. Desta forma, a comparação entre conjuntos distintos de dados é realizada por meio da comparação entre as suas medianas. Assim, RISTANOVIC *et al.* (1999) utilizaram o teste de *Wilcoxon* para comparar a potência do EEG de 72 jovens de 7 a 15 anos de idade em duas condições (olhos abertos e fechados). SARNTHEIN *et al.* (2006) também utilizaram este teste para comparar a potência do EEG de 15 indivíduos sadios e mesmo número de indivíduos com dor neurogênica crônica. RESCHER e RAPPELSBERGER (1999), utilizaram o teste de *Wilcoxon* (para amostras independentes e pareado) na comparação da coerência em diferentes bandas de frequência do EEG com olhos abertos e fechados, durante tarefas mentais de rotação de objetos em homens e mulheres, indicando diferenças na ativação cortical entre os dois gêneros.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

4.1 – Introdução

Neste capítulo, será apresentada informação a respeito da determinação e seleção da casuística, critérios de exclusão utilizados, aplicação do MIQ-R, aquisição dos sinais EEG durante Imagética Motora, bem como o pré-processamento do EEG. Esta última etapa, inclui a segmentação do EEG em épocas, a rejeição de épocas contaminadas com artefatos e a investigação da habituação por meio da aplicação do teste de *Wilcoxon* a parâmetros espectrais extraídos do EEG.

4.2 - Casuística

Todos os 33 sujeitos que se submeteram ao protocolo experimental foram previamente informados sobre o objetivo da pesquisa, inclusive sobre o próprio protocolo, após assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido. Mesmo participando por vontade própria, foi esclarecido que poderiam desistir a qualquer momento e que não haveria, em hipótese alguma, qualquer tipo de pagamento pela participação nos experimentos (Anexo1).

Os sujeitos foram selecionados de acordo com os pré-requisitos descritos no protocolo experimental e alocados em dois grupos distintos denominados “atletas” (GA) e “não-atletas” (GNA). O GA foi constituído por 15 atletas de voleibol de quadra, com experiência mínima de dois anos em competições regionais, nacionais e/ou internacionais oficiais, reconhecidas pelas federações de voleibol correspondentes. O GNA foi composto de 18 indivíduos sem experiência na prática de voleibol. Em ambos os grupos, os sujeitos eram adultos, do sexo masculino, com faixa etária de 18 a 40 anos e destros. Por meio de anamnese, informaram não serem usuários de drogas, portadores de doenças psicofisiológicas, não terem realizado exercícios físicos até 8 h antes do teste, e nem utilizado produtos que contivessem cafeína ou estimulantes do SNC.

Um teste-*t* simples foi aplicado para verificar a existência de diferenças nos valores médios de idade dos voluntários (Tabela 4.1). O resultado indicou que o valor médio da idade de GA foi maior do que GNA ($p \ll 0,001$), para um nível de

significância de $\alpha = 5\%$. O voluntário mais novo foi #13 de GA com 19 anos completos, enquanto o mais velho fez parte da casuística de GNA (#10), com 35 anos.

Tabela 4.1: Idade dos 15 voluntários de GA e NA. O '*' indica os não-atletas que foram excluídos do experimento por ter escore do MIQ-R abaixo de 16 em pelo menos uma das somas dos valores em cada conjunto de tarefas. Para o cálculo dos valores médios de idade, não foram computadas as idades dos não-atletas excluídos.

Idade		
#	Atletas	Não-atletas
1	23	24
2	21	26
3	21	23
4	23	32
5	26	26
6	22	25
7	21	31
8	26	22
9	20	29
10	21	35
11	26	24
12	26	26
13	19	23
14	23	32
15	23	31
16	-	22*
17	-	25*
18	-	29*
Valor Médio	22,73	27,27
Desvio Padrão	2,34	4,06

4.3 - Descrição do Protocolo Experimental

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Mapeamento Cerebral e Integração Sensório-Motora no Instituto de Psiquiatria e no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais do Programa de Engenharia Biomédica (COPPE), ambos da Universidade Federal do Rio de Janeiro. As instalações utilizadas eram dotadas de sistema de refrigeração, controle de iluminação e rede elétrica devidamente aterrada, fornecendo as condições apropriadas para a execução dos testes.

Antes da aplicação do protocolo experimental, os sujeitos foram instruídos sobre os procedimentos aos quais seriam submetidos, e então preencheram a ficha de anamnese e assinaram o termo de compromisso autorizando a participação voluntária no experimento.

Tabela 4.1: Idade dos 15 voluntários de GA e NA. O '*' indica os não-atletas que foram excluídos do experimento por ter escore do MIQ-R abaixo de 16 em pelo menos uma das somas dos valores em cada conjunto de tarefas. Para o cálculo dos valores médios de idade, não foram computadas as idades dos não-atletas excluídos.

#	Idade	
	Atletas	Não-atletas
1	23	24
2	21	26
3	21	23
4	23	32
5	26	26
6	22	25
7	21	31
8	26	22
9	20	29
10	21	35
11	26	24
12	26	26
13	19	23
14	23	32
15	23	31
16	-	22*
17	-	25*
18	-	29*
Valor Médio	22,73	27,27
Desvio Padrão	2,34	4,06

O *Revised Movement Imagery Questionnaire* (MIQ-R), que consiste na execução real, imagética visual e cinestésica de tarefas motoras, foi traduzido para a língua portuguesa e aplicado a cada voluntário para determinar sua capacidade de realizar MI (Anexo 2). Como critério de exclusão, utilizou-se o escore menor que 15, correspondente a metade mais um do escore máximo (soma dos valores em cada conjunto de tarefas), de acordo com o utilizado por CREMADES (2002). Assim, de um total de 33 voluntários, três sujeitos de GNA foram excluídos da casuística em estudo, ou seja, 15 de GNA e 15 de GA.

Um vídeo do movimento de ataque de voleibol de quadra a partir da posição quatro (zona de ataque do lado esquerdo da quadra) por sobre a rede em direção à quadra oposta foi inicialmente realizado. O local utilizado para as gravações do vídeo foi o Ginásio Leite de Castro, localizado na Escola de Educação Física do Exército, bairro da Urca, na cidade do Rio de Janeiro. O modelo utilizado foi um ex-atleta federado de voleibol que atuou como jogador em clubes por mais de 10 anos, garantindo assim a correta execução do gesto de ataque. Com uma câmera digital (Sony[®], modelo DCR-TRV140 NTSC) foi produzido um vídeo inicial de 7 min e 13 s com a repetição de diversas seqüências do movimento gravadas com a câmera em diferentes posições, o que permitiu registrar detalhes específicos como a posição do corpo, o movimento de salto e a finalização do gesto com a mão golpeando a bola. O vídeo inicial foi levado para um estúdio de edição digital e, então, editado por meio do programa Avid Express DV[®], resultando como produto final uma fita do tipo VHS com 5 min e 10 s de gravação. A Figura 4.1 mostra trechos do vídeo com a seqüência de ataque de voleibol apresentada aos voluntários.

Com o auxílio de um vídeo cassete e uma televisão colorida 20 polegadas, esse vídeo foi exibido a cada voluntário uma única vez. Após a exibição, os sujeitos sentaram em uma poltrona e então se iniciou a montagem dos eletrodos de Ag/AgCl no escalpo de acordo com o Sistema Internacional 10-20 por um técnico em eletroencefalografia experiente (mais de 10 anos de prática em montagem de eletrodos para EEG). Os sinais EEG, foram adquiridos por meio de um eletroencefalógrafo (EMSA, mod. BNT-36) nas derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4, T3, T4, T5, T6, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, Oz, Pz, Cz e Fz, previamente filtrados (*anti-aliasing* de 100 Hz, passa-altas de 0,1 Hz e notch de 60 Hz) e então amostrados a 240 Hz. Tais sinais foram coletados em três condições experimentais distintas: EEG espontâneo (ESP), MI-1 (imagética motora em primeira pessoa) e MI-3 (imagética visual em terceira pessoa). Em ESP (com contagem mental decrescente), precedendo MI-1, a seguir, precedendo MI-3 e ao final do experimento. Juntamente com o EEG multicanal, o sinal indicativo do início de cada tarefa de imagética foi gravado para futuro uso. No presente trabalho, somente os sinais adquiridos nas respectivas derivações occipitais e parietais do hemisfério esquerdo (O1 e P3) e direito (O2 e P4) foram estudados, pois estas regiões têm sido consideradas como ativas durante MI visual e cinestésica (SOLODKIN *et al.*, 2004).

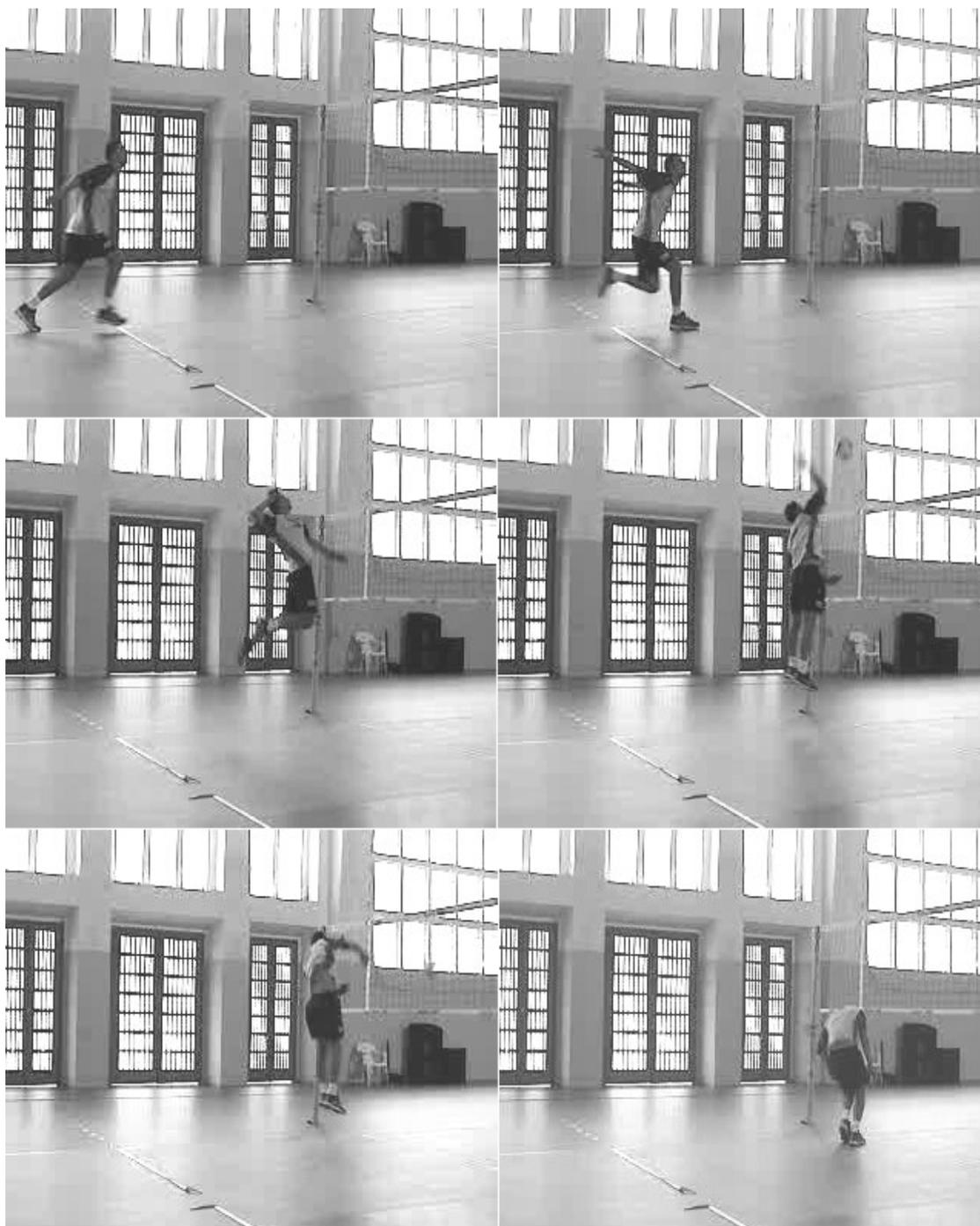


Figura 4.1: Seqüência de movimentos do ataque de voleibol de quadra, obtidas a partir do vídeo utilizado para demonstração desta tarefa aos voluntários de ambos os grupos.

Com a sala em luz de penumbra, o voluntário sentado e com os olhos fechados, foram inicialmente gravados 90 s de EEG espontâneo. A seguir, foi realizada a aquisição durante 30 seqüências de MI-1 para a tarefa alvo e 20 seqüências para tarefa distratora (simular bater palmas), determinadas aleatoriamente pelo programa de

aquisição. Para tal, inicialmente, um estímulo sonoro era apresentado, indicando que o voluntário deveria preparar-se para realizar a tarefa mental. Decorridos 2 s, um outro estímulo sonoro era emitido, sendo que, se a tonalidade fosse grave indicaria que deveria ser imaginado o movimento de ataque de voleibol (tarefa alvo), caso o estímulo fosse agudo, a tarefa distratora deveria ser imaginada, sendo o tempo de duração de cada tarefa de 5 s. Cinco minutos após o término, um segundo bloco foi executado, também composto de 30 tarefas alvo e 20 tarefas distratoras apresentadas aleatoriamente, mas utilizando MI-3. Não houve aleatorização entre as diferentes modalidades de MI. Para reforçar os detalhes do modelo de imagética solicitado, uma gravação em áudio de todos os detalhes de cada movimento na perspectiva de MI foi reproduzida antes do respectivo bloco experimental que compunha a tarefa.

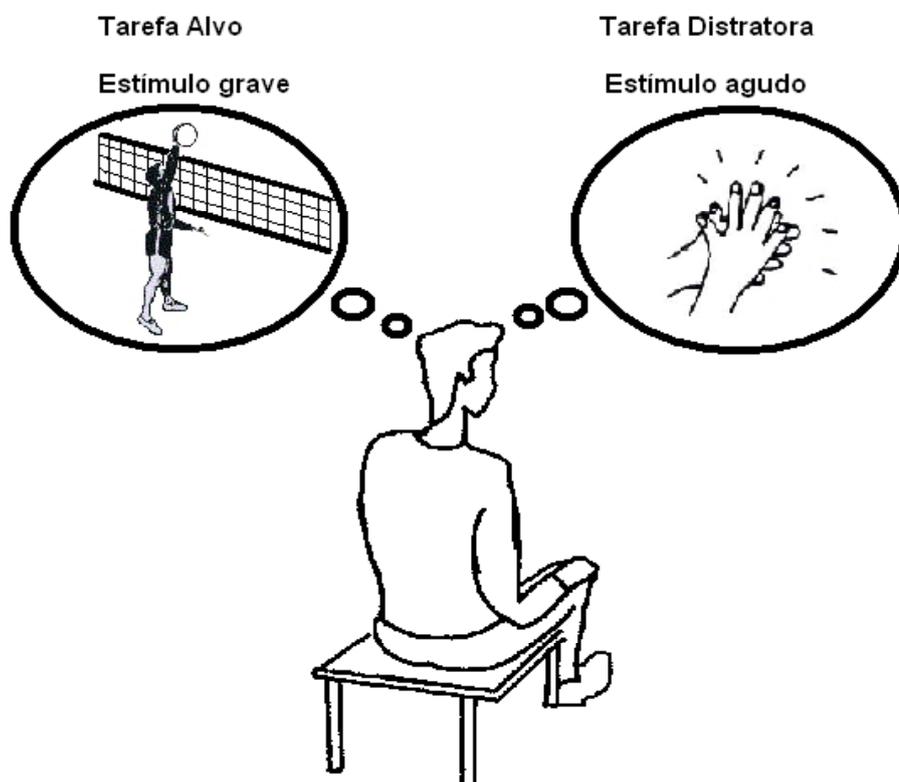


Figura 4.2: Modelo experimental indicando as tarefas imaginadas durante MI-1 e MI-3.

4.4 Pré-processamento dos sinais

4.4.1 Rejeição de Artefatos

Com vistas a reduzir a presença de artefatos, que poderiam comprometer a análise dos sinais no domínio da frequência, uma metodologia de rejeição de artefatos foi aplicada a cada derivação EEG. O critério adotado conforme descrito em TIERRA-CRIOLLO *et al.* (1998), tem como base os dois primeiros momentos estatísticos (valor médio e desvio padrão) de trechos do sinal EEG espontâneo considerados livres de artefato, por inspeção visual a qual funcionou como o primeiro momento do sistema. Uma época (tempo de duração de cada tarefa de 5 s) foi rejeitada, quando m pontos consecutivos ou n pontos do total tivessem valor acima de três desvios padrão. Os valores $m = 24$ e $n = 120$ foram estabelecidos como aqueles adequados para rejeitar as épocas com artefatos do EEG durante o protocolo experimental.

A rotina de rejeição, desenvolvida em ambiente Matlab[®], permitiu também a opção de aprovar épocas manualmente, após a rejeição automática. As Figuras 4.3 e 4.4 ilustram o EEG resultante, nas três condições experimentais, da aplicação da metodologia de rejeição de artefatos. Como resultado, para todos os voluntários, os sinais EEG em quaisquer das condições experimentais possuíam 24 épocas com 5 s de duração cada.

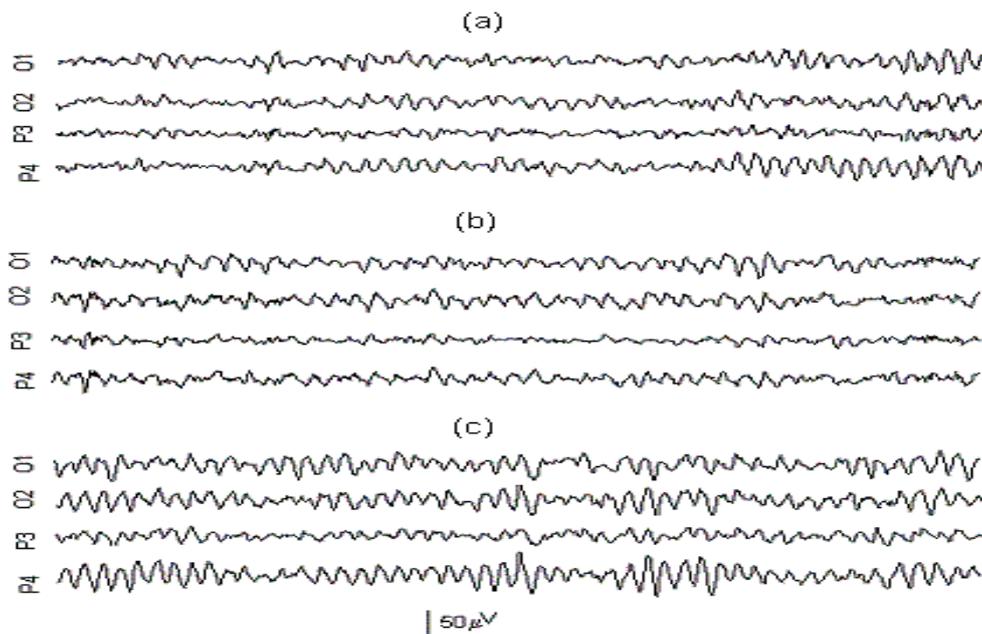


Figura 4.3: Épocas de EEG, atleta #1 para ESP (a), MI-1 (b) e MI-3 (c).

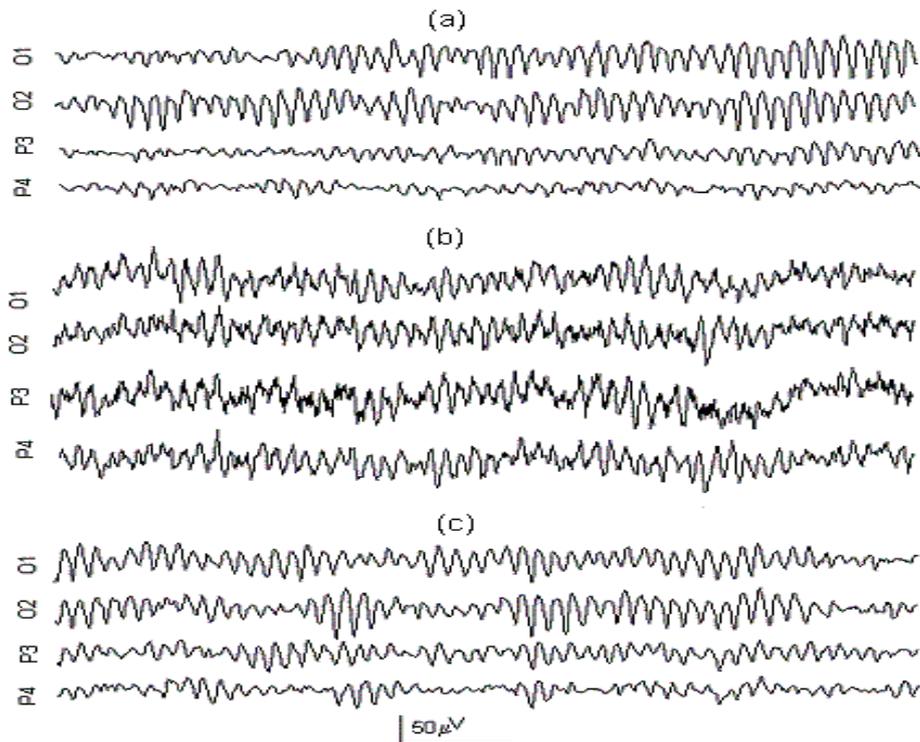


Figura 4.4: Épocas de EEG, não-atleta #1 para ESP (a), MI-1 (b) e MI-3 (c).

4.4.2 Determinação do número de épocas

Para verificar a ocorrência de habituação do EEG ao longo do tempo de execução, tanto em MI-1 quanto em MI-3, os sinais durante MI para cada derivação foram subdivididos em 3 segmentos (S1, S2 e S3), cada um contendo 8 épocas. A hipótese nula (H_0) de não haver habituação foi de que a potência na banda de ± 1 Hz em torno do pico de alfa (BPA) não se alteraria de um segmento para outro em uma mesma condição experimental, ou seja, por exemplo, a potência em BPA no segmento S1 não diferiria estatisticamente daquela de S2.

A densidade espectral de potência (DEP) de cada segmento foi estimada pelo periodograma de *Bartlett* (equação 3.4) com $M = 40$ trechos de EEG com 1 s de duração para cada uma das 8 épocas ($\tilde{P}_{xx}^{(m)}(f)$ é a DEP estimada de cada trecho), resultando em uma DEP com resolução espectral de 1 Hz. $\tilde{P}_{xx}(f)$ foi calculada pela equação 3.3, onde $\tilde{X}(f)$ foi obtido pela DFT (equação 3.2), sendo $x[n]$ referente a cada época do EEG, $f = 240$ Hz e $N = 1200$. A partir da DEP foi, então, determinada a potência na banda de ± 1 Hz em torno do pico de alfa (BPA) de cada sujeito. A Figura 4.5a mostra a BPA

para o atleta #1 durante MI-1 na derivação O1, para o qual o pico de alfa ocorre em 9 Hz. Esta frequência difere daquela do não-atleta #1 durante MI-3, também na derivação O1, que, conforme indicado na Figura 4.5b, encontra-se em 10 Hz. Para o cálculo da potência média de BPA foi utilizada a integração pelo método dos trapézios que corresponde ao cálculo da área sob o espectro delimitado pela BPA, interligando-se as raias espectrais por linhas retas.

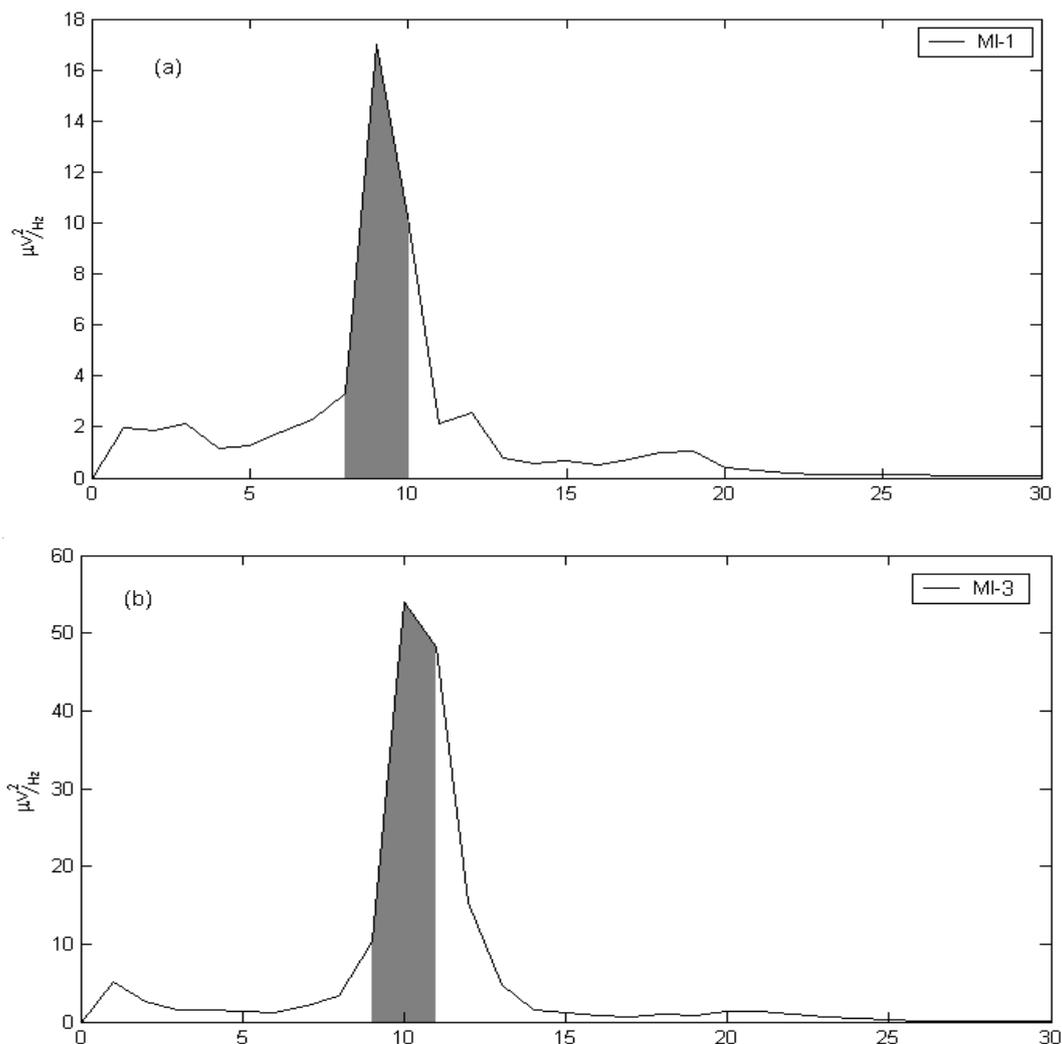


Figura 4.5: DEP do trecho S1 do atleta #1 durante MI-1 na derivação O1 (a) e do não-atleta #1 (b) durante MI-3. A área em cinza indica a BPA.

A Figura 4.6 mostra os espectros de potência dos segmentos S1, S2 e S3 para a banda alfa do voluntário #6 atleta durante MI-3. Percebe-se claramente que os espectros de potência dos 3 segmentos possuem morfologias diferentes. O mesmo não ocorre para o voluntário #5 não-atleta, também em escala arbitrária (Figura 4.7), no qual os espectros aparentam possuir características similares.

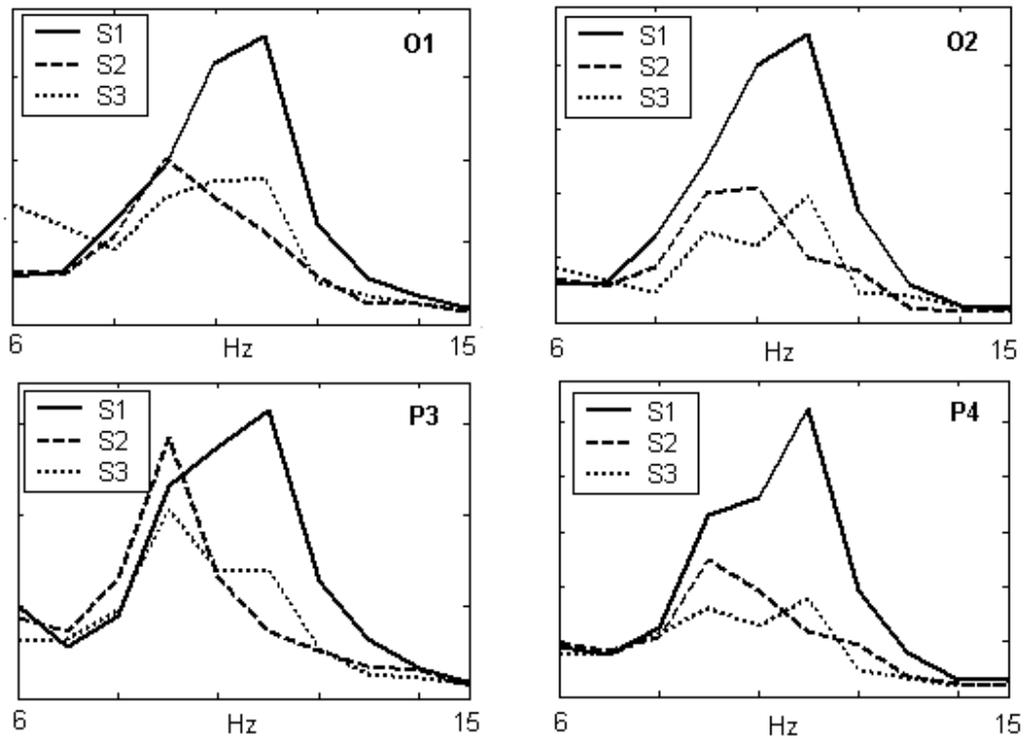


Figura 4.6: Espectro dos segmentos S1, S2 e S3 para o voluntário #6 atleta nas derivações O1, O2, P3 e P4 durante MI-3. Cada gráfico com escala arbitrária.

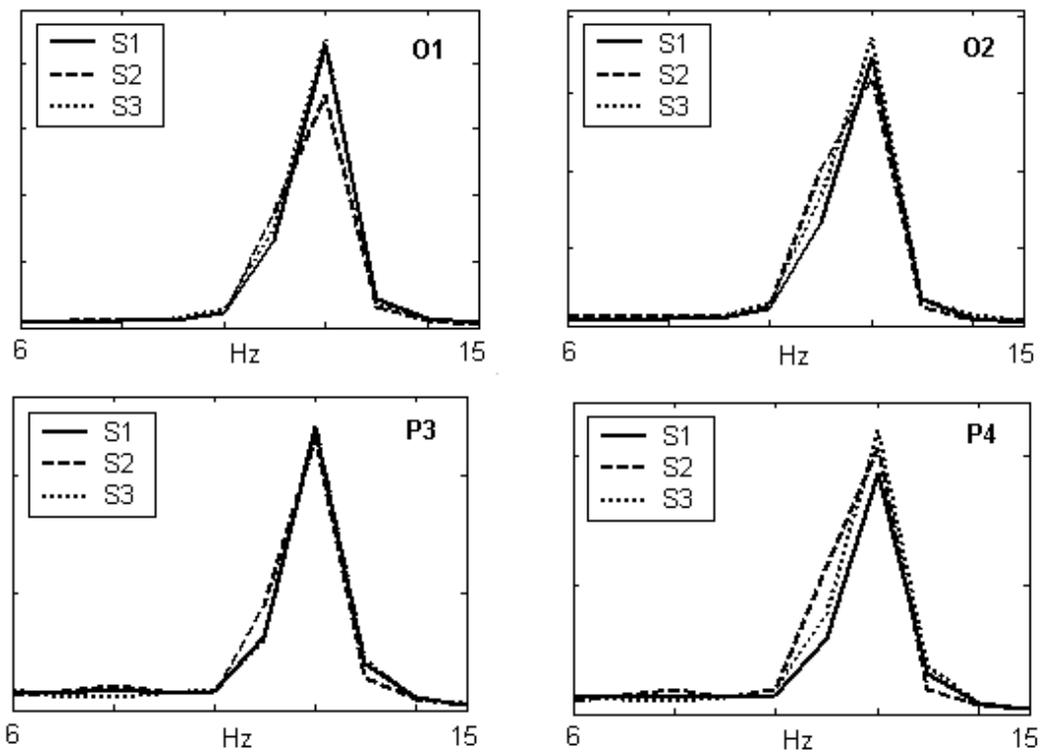


Figura 4.7: Espectro dos segmentos S1, S2 e S3 para o voluntário #5 não-atleta nas derivações O1, O2, P3 e P4 durante MI-1. Cada gráfico com escala arbitrária.

O teste pareado de *Wilcoxon* ($\alpha = 5\%$) foi aplicado para testar a hipótese nula (H_0) de igualdade das medianas da potência média em BPA entre S1, S2 e S3 (duas a duas) em cada grupo e condições experimentais. A Tabela 4.2 mostra os valores- p dos múltiplos testes de *Wilcoxon* aplicados, indicando que ocorreu diferença estatística na derivação P3 entre S1 e S3 de GNA ($p < \alpha$). A Tabela 4.3 é composta dos valores- p nas comparações aplicadas à potência durante MI-1. Pode-se observar que ocorreram diferenças entre S1 e S2 nas derivações O1, P3 e P4. Nas comparações entre os momentos distintos em MI-3, não foram encontradas diferenças significativas em qualquer das análises (Tabela 4.4). Dentre todas as comparações, apenas entre S2 e S3 não foram observadas diferenças para quaisquer das condições e derivações. Sendo assim, optou-se por não utilizar as 8 épocas que compõe o trecho S1 nas análises subsequentes.

Tabela 4.2: Valores- p no teste de *Wilcoxon* durante ESP (* indica $p < \alpha = 5\%$).

ESP						
	GA			GNA		
	S1 x S2	S1 x S3	S2 x S3	S1 x S2	S1 x S3	S2 x S3
O1	0,8904	0,7615	0,1688	0,5595	0,0554	0,9780
O2	0,6387	0,9780	0,5245	0,6788	0,6387	0,9780
P3	1,000	0,6788	0,4212	0,1514	0,0430*	0,6387
P4	0,2524	0,3894	0,6387	0,4543	0,0833	0,7615

Tabela 4.3: Valores de p no teste de *Wilcoxon* durante MI-1 (* indica $p < \alpha = 5\%$).

MI-1						
	GA			GNA		
	S1 x S2	S1 x S3	S2 x S3	S1 x S2	S1 x S3	S2 x S3
O1	0,0479*	0,2293	0,4543	0,3591	0,4212	0,3894
O2	0,0730	0,0833	0,1070	0,1688	0,5614	0,1876
P3	0,0215*	0,0256*	0,1688	0,8469	0,9341	0,1354
P4	0,0946	0,0479*	0,1688	0,0054*	0,8040	0,1070

Tabela 4.4: Valores de p no teste de *Wilcoxon* durante MI-3 (* indica $p < \alpha = 5\%$).

MI-3						
	GA			GNA		
	S1 x S2	S1 x S3	S2 x S3	S1 x S2	S1 x S3	S2 x S3
O1	0,3591	0,0256	0,2293	0,0833	0,1876	0,8469
O2	0,1070	0,1514	0,4543	0,1070	0,5245	0,8040
P3	0,4543	0,0637	0,1876	0,5995	0,7197	0,3028
P4	0,0413	0,0637	0,4543	0,5245	0,2524	0,5245

4.5 - Processamento do EEG no Domínio da Frequência

No cálculo da densidade espectral de potência (DEP), utilizaram-se as 16 últimas épocas, conforme indicado pelo teste de habituação. Para a estimativa do DEP, utilizou-se o periodograma de *Bartlett*, conforme equação 3.4, com $M = 80$ trechos de EEG com 1 s de duração para cada época, implicando resolução espectral de 1 Hz. A partir da DEP, foi então determinada a potência na banda de ± 1 Hz em torno do pico de alfa (BPA) de cada sujeito. Assim como para verificar a existência de habituação no EEG, foi utilizada a integração pelo dos trapézios para o cálculo da potência média de BPA. Esses valores foram utilizados na comparação entre grupos por meio do teste pareado de *Wilcoxon* e intra grupos no teste- F espectral para um nível de significância de 5 %.

4.6 - Aplicação do Teste- F espectral

Para testar a diferença entre as DEP durante ESP, MI-1 e MI-3, utilizou-se do teste F -espectral, $TFE(f)$, estimado conforme equação 3.5. Nesta expressão, $\hat{P}_{xx}(f)$ representa a DEP durante ESP e $\hat{P}_{yy}(f)$ corresponde à DEP durante MI-1 ou MI-3, quando da comparação entre ESP e as duas condições experimentais com imagética. Na comparação entre as duas modalidades de MI, com a hipótese de redução maior da potência durante MI-1 quando comparada com MI-3 (CREMADES, 2002). $\hat{P}_{xx}(f)$ correspondeu à DEP de MI-3 e $\hat{P}_{yy}(f)$, a DEP do EEG durante MI-1.

O cálculo do valor de $TFE_{crít}$ foi realizado conforme equação 3.7. Uma vez que o número de épocas utilizadas para o cálculo da DEP do numerador e denominador é idêntico, sendo $M = 80$, resultou em $TFE_{crít} = 1,30$. Para que o $TFE(f)$ indicasse diferença significativa para a BPA de diferentes momentos, bastou que o valor de TFE ultrapassasse o valor crítico em apenas uma das freqüências que compõem a BPA. Por se tratar de múltiplas comparações aplicadas simultaneamente em um único teste, a correção de *Bonferroni* foi aplicada. Esta correção implica em reduzir o valor de alfa de acordo com o número de comparações simultâneas realizadas, conforme descrito em (BUSSAB e MORETINI, 1987), assumindo-se por simplicidade, que as comparações são independentes entre si. Após tal correção, o valor de $TFE_{crít}$ aplicado para BPA aumentou para 1,40.

Capítulo 5

Resultados

5.1 - Introdução

Inicialmente, serão apresentados os resultados da aplicação do MIQ-R, utilizado como critério de exclusão, bem como para mensurar a capacidade de indivíduos realizarem MI em diferentes modalidades. A seguir, o grau de nitidez de MI-1 e MI-3, mensurado com as sub-escalas do MIQ-R, indicará a facilidade com a qual cada voluntário realizou as tarefas mentais pertinentes aos respectivos protocolos experimentais. Posteriormente, com base na análise espectral e no $TFE(f)$, em particular da banda alfa do EEG, os resultados serão apresentados para os protocolos experimentais em estudo, no que concerne à análise intra-individual. Finalmente, utilizando o teste pareado de *Wilcoxon* a análise interindividual será realizada.

5.2 – Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R).

O score máximo para cada uma das duas sub-escalas do MIQ-R (correspondente à soma dos valores máximos de cada uma das quatro tarefas de uma das MI, visual ou cinestésica), cujo valor é de 28 (sendo o mínimo de 15), foi alcançado por quatro voluntários atletas (GA) e um voluntário não-atleta (GNA) para a modalidade visual de MI (Tabela 5.1). Por outro lado, na modalidade cinestésica, nenhum voluntário de GA e apenas um de GNA obtiveram este score máximo. Dos 15 voluntários atletas, nove apresentaram scores do MIQ-R na modalidade visual maiores que a cinestésica enquanto que seis voluntários não-atletas obtiveram scores em MI visual maiores do que em MI cinestésica. Nas duas modalidades de MI, o GNA resultou em score médio menor e variabilidade maior quando comparado ao GA, sendo o score médio da MI visual superior ao da cinestésica (Figura 5.1).

Para GA, embora os scores médios tenham sido distintos, ou seja, 21,73 na modalidade cinestésica e 23,67 na visual, o teste-*t* de Student pareado (intra-grupos) indicou não ser possível rejeitar ($\alpha = 5\%$) a hipótese nula de igualdade entre os scores médios destas modalidades (*p-condição*) do MIQ-R, pois conforme mostra a Tabela 5.2, resultou em valor de 0,22. Observação similar pôde ser feita para GNA, sendo neste caso, *p-condição* = 0,84. Na comparação entre grupos (*p-grupos*), o mesmo pode ser dito, sendo que a modalidade visual resultou valor de 0,10.

Tabela 5.1: Escores do MIQ-R, valor médio e desvio padrão para MI cinestésica e visual de cada voluntário. Os resultados em negrito indicam o maior valor e a modalidade onde esta ocorreu para cada voluntário.

#	atletas		não-atletas	
	Cinestésica	Visual	Cinestésica	Visual
1	18	21	16	18
2	18	28	27	26
3	22	21	24	15
4	27	17	23	23
5	25	26	21	18
6	21	26	15	27
7	24	28	25	22
8	19	25	16	24
9	24	24	20	21
10	21	20	15	16
11	17	23	23	17
12	23	17	20	20
13	27	23	23	19
14	17	28	15	28
15	23	28	28	23
Valor médio	21,73	23,67	20,79	21,14
Desvio padrão	3,39	3,83	4,64	4,19

Tabela 5.2: Teste-*t* para escores médios do MIQ-R de GA e GNA, dentro de cada grupo

	Cinestésica	Visual	<i>p</i> -condição
Atletas	21,73	23,67	0,22
Não-atletas	20,79	21,14	0,84
<i>p</i>-grupos	0,53	0,10	

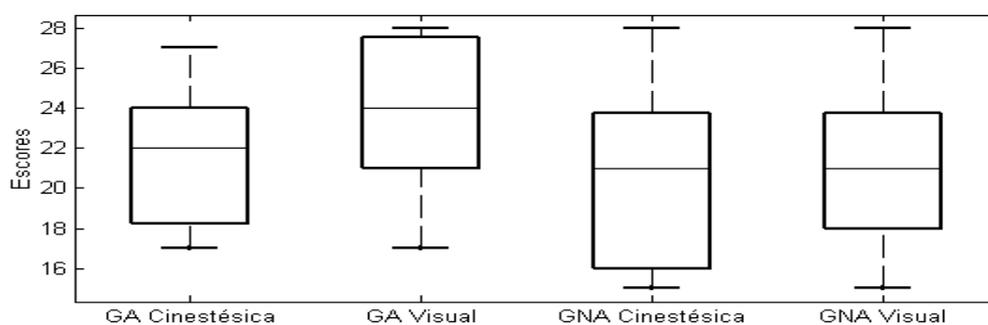


Figura 5.1: *Box plot* dos valores de escore do MIQ-R para MI visual e cinestésica em GA e GNA. A caixa limita a região onde se encontram 75% dos valores e o segmento interno indica a mediana. As linhas horizontais extremas (acima e abaixo da caixa) indicam os valores máximo e mínimo obtido para MIQ-R.

A seqüência de movimentos executada nas tarefas dois (MI visual) e cinco (MI cinestésica) do MIQ-R (Apêndice 1: “*Curve-se para baixo e então salte em linha reta para cima o mais alto possível com ambos os braços estendidos acima da cabeça. Aterrise com os pés afastados e abaixe os braços até que retornem a posição ao longo do corpo*”) é bastante similar àquela do movimento executado por atletas de voleibol durante o bloqueio. Assim, comparou-se o grau de nitidez de MI destas tarefas, conforme Tabela 5.3. Nesta, nota-se que os escores médios para MI visual (tarefa 2) e cinestésica (tarefa 5) indicam que a hipótese nula (*t* de student simples para $\alpha = 5\%$) de igualdade dos escores médios só pode ser rejeitada (*p-grupos* $\ll 0,001$) quando se compara o grupo de atletas com o de não-atletas quando da execução da MI visual. Nesta tarefa, o escore médio de GA (6,07) é muito superior ao de GNA (4,40), sendo sete o máximo escore possível (sete itens, cada um igual à unidade, interpretado como sendo uma tarefa muito fácil de ver). Deve-se salientar que a hipótese nula (*t* de student pareado para $\alpha = 5\%$) de igualdade dos escores médios das tarefas visual e cinestésica é aceita (*p-condição*) independentemente do grupo ser de atletas ou não-atletas.

Tabela 5.3: Escores médios e desvios padrao do MIQ-R para as tarefas 2 e 5.

	Tarefa 2	Tarefa 5	<i>p-condição</i>
Atletas	6,07 ± 1,22	5,33 ± 1,30	0,0885
Não-atletas	4,40 ± 1,56	4,67 ± 1,45	0,5850
<i>p-grupos</i>	$\ll 0,001^*$	0,1594	

5.3 Nitidez durante MI-1 e MI-3

Na Tabela 5.4, nota-se que o máximo grau de nitidez (escore 7) foi alcançado por sete dos 15 atletas durante MI-1 ou MI-3, enquanto que somente um não-atleta atingiu esse escore. Por outro lado, somente dois dos não-atletas obtiveram grau de nitidez unitário (mínimo possível), tendo isto ocorrido em MI-1. Os escores médios do grau de nitidez para MI-1 e MI-3 indicam que a hipótese nula (*t* de student simples para $\alpha = 5\%$) de igualdade pode ser rejeitada ao se comparar o grupo de atletas com o de não-atletas (*p-grupos*). O mesmo não ocorre quando da comparação entre as duas condições (*p-condição*), para a qual se usou o *t* de student pareado com $\alpha = 5\%$. Em MI-1, o escore médio de GA (6,0) é muito superior ao de GNA (4,20), sendo tal constatação também válida para MI-3.

Tabela 5.4: Grau de nitidez de MI de cada voluntário, de cada grupo (GA e GNA), durante MI-1 e MI-3. Valores em negrito correspondem à modalidade de MI na qual cada voluntário sentiu maior facilidade (ou seja, atribuiu maior valor na respectiva sub-escala).

#	atletas		não-atletas	
	MI-1	MI-3	MI-1	MI-3
1	6	6	3	4
2	6	7	5	4
3	5	5	3	4
4	6	5	6	6
5	6	6	5	2
6	5	7	5	5
7	7	6	6	6
8	6	7	5	6
9	6	5	3	3
10	7	6	1	3
11	6	4	4	2
12	7	6	5	6
13	6	3	5	3
14	6	7	1	7
15	5	4	6	6
Valor médio	6,00	5,60	4,20	4,47
Desvio padrão	0,65	1,24	1,66	1,64

Tabela 5.5: Grau de Nitidez médio das imagens mentais em MI-1 e MI-3.

	MI-1	MI-3	<i>p</i> -condição
Atletas	6,00	5,60	0,28
Não-atletas	4,20	4,47	0,66
<i>p</i>-grupos	<<0,01*	0,04*	

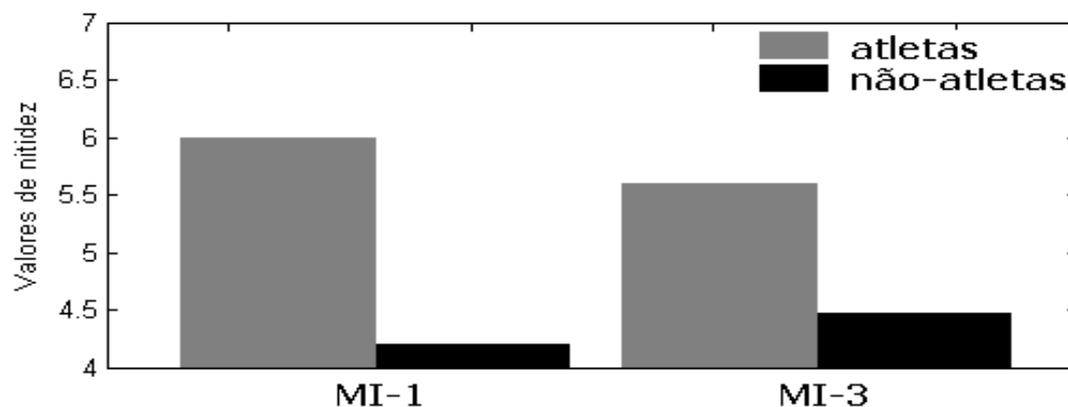


Figura 5.2: Valores médios de nitidez durante MI-1 e MI-3.

5.4 Análise inter-condições experimentais usando o Teste-F Espectral

A Figura 5.3 mostra as estimativas espectrais de potência (utilizando cinco sub-trechos de cada uma das 16 épocas de 5 s de duração) na faixa de 6 a 15 Hz, a qual inclui a banda alfa, para as derivações occipitais e parietais de um atleta (#5) e de um não-atleta (#10) na condição experimental de EEG espontâneo (ESP). Para o atleta, embora as estimativas espectrais apresentem morfologia similar independente da derivação, o pico de alfa em 9 Hz é mais expressivo na região occipital. No exemplo do não-atleta, além da potência relativa na banda alfa ser evidente ainda existe a contribuição da banda teta. Neste caso, o pico de alfa na região occipital encontra-se em 11 Hz e na parietal, em 12 Hz, sendo a contribuição de potência neste pico muito inferior (cerca de 80 vezes) àquela do exemplo do atleta.

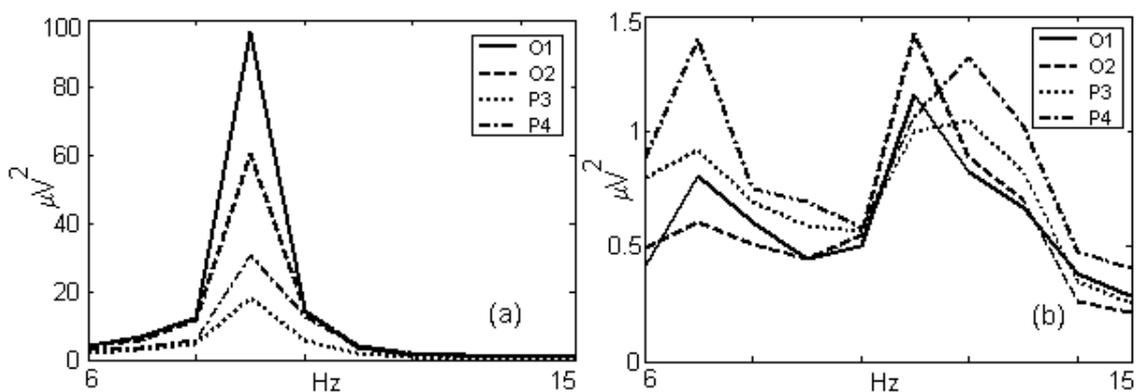


Figura 5.3: Estimativa espectral do EEG das derivações O1, O2, P3 e P4 durante ESP das 16 épocas de EEG dos voluntários (a) #5 atleta e (b) #10 não-atleta.

Estimativas espectrais do EEG de O1 de dois outros sujeitos nas diferentes condições experimentais (ESP e imagética motora) são mostradas na Figura 5.4. Neste caso, nota-se que, para ESP, ambos o atleta (#1) e o não-atleta (#9) apresentam um pico pronunciado na banda alfa, para o primeiro em 10 Hz e para o segundo em 11 Hz. Em MI-1, enquanto que para o atleta o pico de alfa é maior que em ESP, para o não-atleta ocorre o oposto. Na condição MI-3, ambos os sujeitos apresentam pico de alfa com potência relativa inferior àquela da condição ESP. A potência em BPA (potência na banda de ± 1 Hz em torno do pico de alfa) varia com a condição experimental e mesmo entre os sujeitos deste exemplo, evidenciando a variabilidade inter-condições e, mesmo, interindividual.

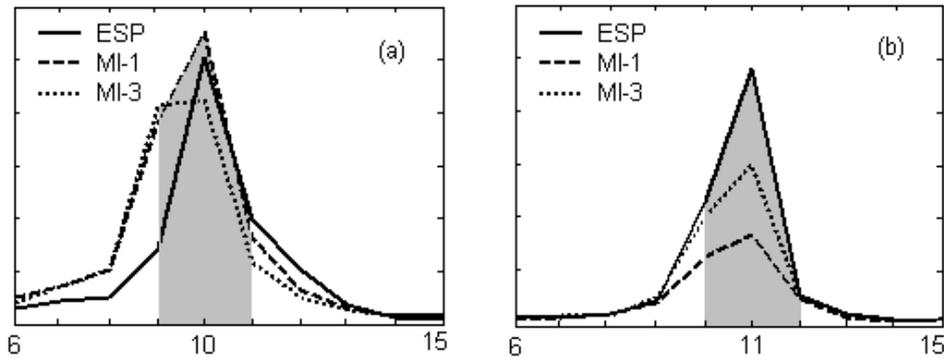


Figura 5.4: Espectros de potência para a banda alfa em escala arbitrária. (a) Atleta #1 e (b) não-atleta #9. Derivação O1. A área em cinza indica a região de BPA

A Figura 5.5 mostra o $TFE(f)$ do EEG na derivação O1 para os mesmos sujeitos e mesmas condições experimentais da Figura 5.4. Neste caso, o $TFE(f)$ indica que a hipótese nula de igualdade da potência entre condições distintas pode ser rejeitada ($TFE(f) > TFE_{crit} = 1,3$ para $M = 80$ e $\alpha = 5\%$), somente em algumas das frequência da banda alfa tanto para o atleta (#1) quanto para o não-atleta (#9). Tal constatação é mais evidente na comparação ESP x MI-1. Considerando a BPA e, conseqüentemente, a correção de *Bonferroni* ($TFE_{crit} = 1,4$), a hipótese nula é rejeitada em todas as comparações para o não-atleta, enquanto que para o atleta isto ocorre somente entre ESP x MI-1 e ESP x MI-3.

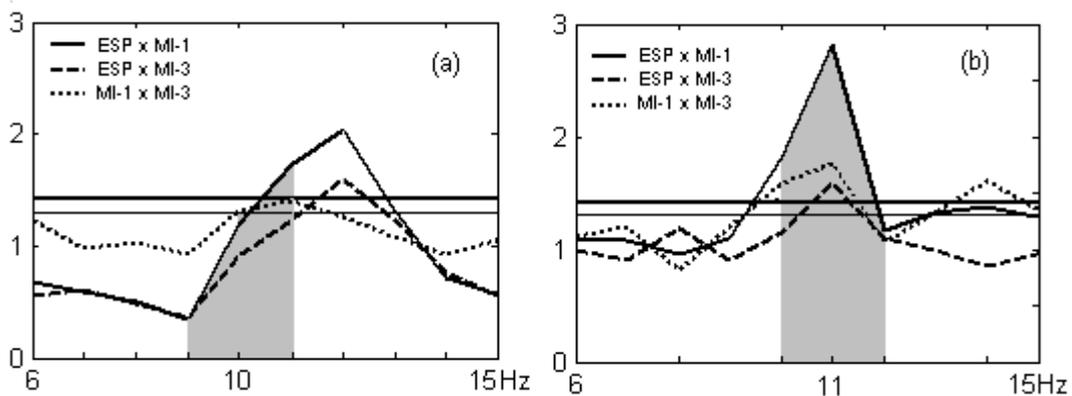


Figura 5.5: $TFE(f)$ do EEG da derivação O1 para (a) atleta #1 e (b) não-atleta #9. A linha horizontal mais fina (1,3) e a linha mais espessa (1,4) indicam respectivamente o valor de TFE_{crit} para cada frequência da banda e BPA (área em cinza) com correção de *Bonferroni*.

A Tabela 5.6 mostra o resultado da comparação entre as diferentes condições experimentais usando-se o *TFE* na BPA do EEG das derivações occipitais e parietais de todos os atletas. Nesta, nota-se que a hipótese nula de igualdade de potência entre tais condições, independentemente da derivação, foi rejeitada em todas estas somente para dois atletas (#8 e #15), enquanto que somente um voluntário (#5) não apresentou diferença. A diferença entre as condições ESP e MI-1, nas derivações O1 e P4, ocorreu para um maior número de voluntários (doze). Tais resultados encontram-se sumariados na Figura 5.6.

Tabela 5.6: TFE do grupo Atletas para todos os indivíduos. O ‘x’ indica onde $TFE(f) > TFE_{crit}$ em BPA de cada voluntário para cada comparação.

#	ESP x MI-1				ESP x MI-3				MI-1-MI-3			
	O1	O2	P3	P4	O1	O2	P3	P4	O1	O2	P3	P4
1	x	x	x	x						x	x	x
2	x	x	x	x	x	x	x	x			x	
3				x			x		x	x	x	x
4	x	x	x	x	x	x	x	x		x	x	
5												
6	x	x	x	x	x	x	x	x				
7			x				x			x		x
8	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
9	x	x		x				x			x	x
10	x	x	x	x	x	x			x	x	x	x
11	x	x	x	x	x	x	x		x	x	x	x
12	x				x	x	x	x	x			
13	x	x	x	x	x				x	x	x	x
14	x	x	x	x	x	x	x	x				
15	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Total	12	11	11	12	10	9	10	8	7	9	10	9

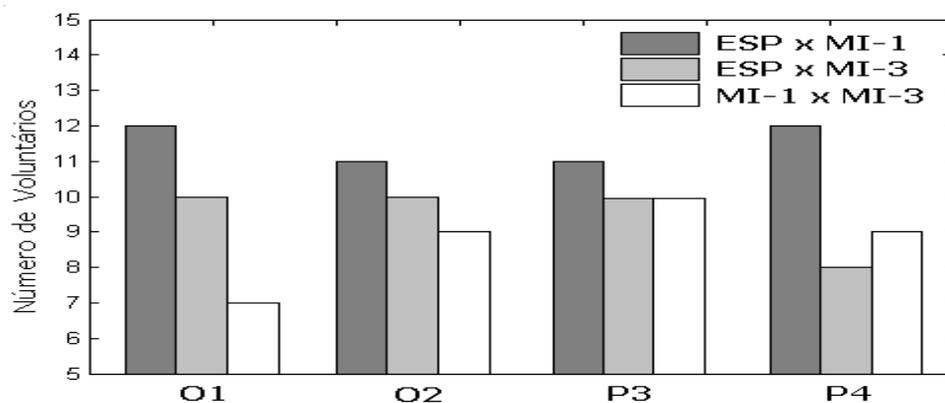


Figura 5.6: Número de voluntários onde $TFE(f) > TFE_{crit}$ na BPA do GA.

A comparação entre as diferentes condições experimentais usando-se o *TFE* na BPA do EEG das derivações occipitais e parietais de todos os não-atletas é mostrada na Tabela 5.7. Neste caso, para todos os voluntários, a hipótese nula foi rejeitada em pelo menos uma das comparações entre condições distintas, sendo que para dois deles (#8 e #14) esta foi rejeitada em todas as comparações. A Figura 5.7 mostra que o maior percentual de não-atletas que apresentaram diferença entre condições (ESP x MI-1 e MI-1 x MI-3) ocorreu para a derivação P3. Por outro lado, o menor percentual ocorreu entre ESP e MI-3, embora ainda na região parietal (P4) no hemisfério direito.

Tabela 5.7: TFE aplicado na BPA do grupo não-atletas para todos os indivíduos.. O ‘x’ indica a existência de diferença significativa ($TFE(f) > TFE_{crit}$) em cada comparação.

	ESP x MI-1				ESP x MI-3				MI-1 x MI-3			
	O1	O2	P3	P4	O1	O2	P3	P4	O1	O2	P3	P4
1	X	X			X	X			X	X		
2	X	X	X	X			X		X	X	X	X
3					X	X	X	X			X	X
4	X	X	X	X	X	X	X	X		X		
5	X	X	X	X			X	X		X	X	X
6			X	X	X	X	X	X			X	X
7	X		X	X	X		X		X	X	X	X
8	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
9	X	X	X	X	X	X			X	X	X	X
10			X	X	X	X					X	
11	X	X	X	X				X	X	X	X	X
12	X	X	X	X			X		X	X	X	X
13			X	X					X	X	X	X
14	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
15	X	X	X		X	X	X	X	X		X	X
Total	11	10	13	12	10	9	10	8	10	11	13	12

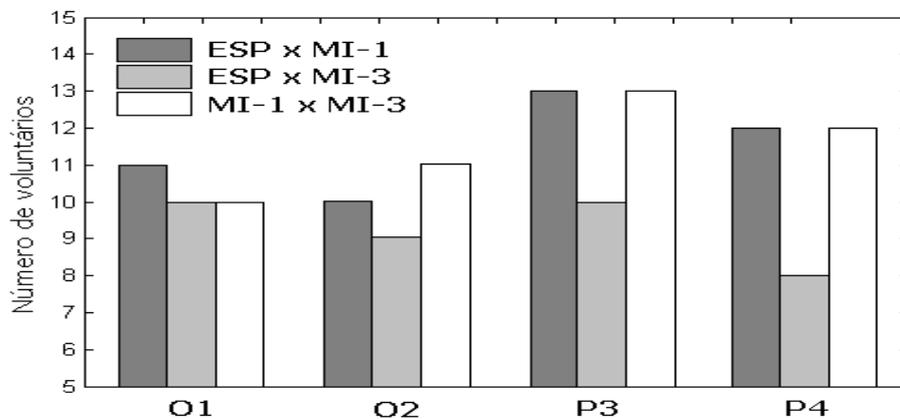


Figura 5.7: Número de voluntários onde $TFE(f) > TFE_{crit}$ na BPA do GNA em todas as comparações realizadas.

5.5 Análise intra-grupo usando o Teste de Wilcoxon

Na aplicação do teste de *Wilcoxon* pareado, às medianas dos valores médios de potência da BPA de GA (Tabela 5.8) indicaram haver diferença significativa ($p < 0,05$) nas derivações O1 e P3 (hemisfério esquerdo), na comparação ESP x MI-1, e somente em O1 ao se comparar ESP e MI-3. Por outro lado, para os não-atletas, todas as derivações occipitais e parietais indicaram haver diferença significativa ($p < 0,05$) entre as condições ESP e MI-1. Além disso, diferença estatisticamente significativa também foi observada em O1 na comparação ESP x MI-3. Somente para GNA constatou-se diferença entre as medianas dos valores médios de potência da BPA, sendo esta em P3 na comparação entre MI-1 e MI-3.

Tabela 5.8: Valores- p do teste pareado de *Wilcoxon* comparando a potência média na BPA em ESP, MI-1 e MI-3 do grupo de atletas. O “*” indica as comparações onde ocorre diferença significativa ($p < 0,05$).

	ESP x MI-1	ESP x MI-3	MI-1 x MI-3
O1	0,0125*	0,0125*	0,8904
O2	0,0946	0,2293	0,7197
P3	0,0043*	0,3383	0,1514
P4	0,0637	0,6788	0,1688

Tabela 5.9: Valores- p do teste pareado de *Wilcoxon* comparando a potência média na BPA em ESP, MI-1 e MI-3 do grupo de não-atletas. O “*” indica as comparações onde ocorre diferença significativa ($p < 0,05$).

	ESP x MI-1	ESP x MI-3	MI-1 x MI-3
O1	0,0151*	0,0215*	0,0554
O2	0,0215*	0,3591	0,0833
P3	0,0479*	0,2293	0,0479*
P4	0,0479*	0,1876	0,1514

Capítulo 6

Discussão

Qualquer protocolo experimental de simulações mentais de tarefas é de difícil controle, pois a interpretação da instrução para realização da mesma e até o próprio estado psicológico do voluntário podem interferir no resultados. Entre as diversas abordagens adotadas neste trabalho, deve-se situar a opção por limitar a faixa etária dos participantes e a utilização apenas de voluntários do gênero masculino.

Tal procedimento foi baseado nos diferentes padrões de ativação cortical refletidos nos sinais EEG de homens e mulheres conforme descrito no trabalho de RESCHER e RAPPELSBERGER (1999) e de facilidade para manipular imagens mentais descrita por CAMPOS *et al.* (2004). Ambos utilizaram como paradigma a prática mental da rotação de objetos, na qual predomina essencialmente a imagética visual. Segundo TIPPETT (1992), esta modalidade de imagética ativaria as regiões posteriores do córtex incluindo o lobo occipital, no qual está contido o córtex visual primário. Este também tem se mostrado ativo quando da prática de MI na modalidade visual, conforme trabalho de SOLODKIN *et al.*, 2004. De acordo com a informação descrita na literatura, a restrição da casuística em voluntários apenas do gênero masculino evitou a incursão de mais uma variável que poderia interferir nos resultados tanto do MIQ-R quanto na nitidez da MI e sinais EEG durante MI-1 e MI-3.

Apesar do valor médio da idade de GA ter sido maior que o de GNA, todos os voluntários de ambos os grupos eram indivíduos adultos jovens e sadios com idades dentro da faixa etária definida na casuística inicial. No que concerne ao GA, cabe ressaltar que a idade na qual os atletas de voleibol de alto rendimento encerram a carreira normalmente está abaixo dos 40 anos. Durante a fase de divulgação da pesquisa para selecionar a casuística, nenhum atleta que respondeu positivamente à participação estava fora dos limites de idade definidos originalmente. O estudo de POLISH (1997), que também utilizou potenciais evocados (auditivos e visuais) e a potência de sub-bandas de alfa, não demonstrou variações consistentes do EEG ao longo do aumento da idade. Porém, outros autores reportaram alterações no EEG decorrentes do aumento da idade (KOLEV *et al.*, 2002). Tais autores compararam adultos jovens e de meia idade e encontraram diferença nos potenciais evocados visuais entre os grupos. Devido a este comportamento do EEG ao longo da idade, a delimitação da faixa etária possibilitou

reduzir o risco de interferência nos resultados do EEG, assim como da nitidez durante MI, a qual reduziria com o aumento da idade, conforme relatado no trabalho de CAMPOS *et al.* (2004).

Os resultados do MIQ-R obtidos no presente estudo indicaram que ambos os grupos realizaram a modalidade de MI visual com mais facilidade do que a cinestésica, e que os atletas sentiram maior facilidade do que os não-atletas. Porém, não foi obtida significância estatística ($p < 0,05$) na diferença entre grupos (p -grupos) ou condições (p -condição). Estes resultados foram similares aos de LUTZ (2003), STINEAR *et al.* (2005) e FOURKAS *et al.* (2006), que também observaram maior facilidade na realização da MI visual quando da aplicação do MIQ-R. Porém, nestes trabalhos, a casuística foi composta de indivíduos de ambos os gêneros, fato que representa uma dificuldade na interpretação dos resultados devido a diferença entre a nitidez durante a manipulação mental de imagens entre gêneros conforme foi descrito por ALFREDO CAMPOS *et al.* (2004). No trabalho de LUTZ (2003), foram utilizadas sub-escalas de valores com classificação invertida conforme a versão original do MIQ (HALL *et al.*, 1985), o que pode ter influenciado nas respostas dos indivíduos. Também não foi aplicado nenhum teste estatístico para comparar os valores obtidos, o mesmo ocorrendo no trabalho de FOURKAS *et al.* (2006). Já STINEAR *et al.* (2005) reportam que não existem diferenças significativas entre os valores dos escores, porém não informa qual o teste estatístico empregado para tal análise.

O presente trabalho utilizou o MIQ-R em atletas de alto rendimento de voleibol de quadra e indivíduos que não praticam tal atividade. Dos trabalhos analisados, somente no de STINEAR *et al.* (2005) o MIQ-R foi aplicado em indivíduos com experiência em uma prática desportiva (lançamento de dardo), embora esta possua um padrão de movimento bem diferente dos movimentos realizados por atletas de voleibol. A comparação de nossos resultados com os da literatura fica restrita pela falta de controle das variáveis relacionadas à casuística dos outros trabalhos. Mesmo assim, nossos achados tendem a indicar que, durante o MIQ-R, tanto os praticantes de voleibol quanto os indivíduos sem prática neste desporto realizam MI na modalidade visual com maior facilidade que a cinestésica. Quanto à diferença entre os escores totais do GA com relação ao GNA, certamente ela seria maior caso os três indivíduos do GNA com escore abaixo de 15 inicialmente excluídos do restante do experimento fossem então considerados, o que reduziria o valor médio para este grupo.

Um possível problema no estabelecimento do MIQ-R seria as instruções para a realização da MI visual, pois, quando é feita a solicitação para que o indivíduo “Forme uma imagem a mais clara e nítida possível do movimento executado”, e após cada movimento, quando lhe é ordenado que “feche os olhos e visualize-se AGORA”, em nenhum momento é indicada qual perspectiva da MI visual a ser executada. Segundo CALLOW e HARDY (2004), a realização da MI visual em primeira pessoa é freqüentemente confundida e os indivíduos executam a MI cinestésica. A falta de informação sobre a perspectiva de MI visual a ser executada no MIQ-R pode implicar diferenças substanciais nos resultados, em particular nesta modalidade.

Na realização da MI nas tarefas dois (modalidade visual) e cinco (modalidade cinestésica) do MIQ-R, era esperado que atletas conseguissem executá-las mentalmente com mais facilidade do que os não-atletas, pois estas tarefas representam movimentos similares aos executados por atletas de voleibol de quadra durante o bloqueio. Um atleta desta modalidade certamente já possui toda a programação motora necessária para execução desta tarefa que lhe é familiar. Os resultados deste trabalho concordam em parte com esta observação, ou seja, atletas realmente executaram ambas as modalidades de MI com maior facilidade que os não-atletas, havendo maior diferença na MI visual. Para o GA, a MI visual só pode ser aceita como mais fácil de ser realizada do que a cinestésica com significância $p = 0,0885$. Tal achado, entretanto, difere do reportado por MAHONEY e AVENER (1977), os quais concluíram que indivíduos com experiência em uma determinada tarefa motora seriam capazes de executar MI na modalidade cinestésica com maior facilidade do que aqueles sem experiência. Por outro lado, HALL *et al.* (1990) reportaram que atletas de elite tendem a utilizar ambas as perspectivas durante MI de tarefas específicas da sua prática esportiva. Deve-se enfatizar, porém, que embora semelhante ao movimento de bloqueio, as tarefas dois e cinco do MIQ-R não são exatamente idênticas à situação vivenciada durante a execução real.

Os dados da comparação entre a nitidez de MI inter-grupos (*p-grupos*) indicaram maior facilidade de execução da MI do ataque de voleibol pelos indivíduos de GA tanto em MI-1 quanto em MI-3. Tais indivíduos executam exaustivamente o movimento de ataque durante jogos e sessões de treinamento e assim conhecem todos os detalhes relacionados à posição do corpo no espaço durante cada fase do movimento, bem como a noção de tempo com relação à posição da bola para atingi-la de maneira correta. Sendo assim, era esperado que os indivíduos de GA conseguissem realizar a MI

em ambas as perspectivas com maior nitidez do que os voluntários de GNA. HALL *et al.* (1985) examinaram diversos estudos que procuraram relacionar a habilidade em executar MI e a execução real de movimentos e concluíram que os resultados são muito inconsistentes. ANNET (1995) revisou a literatura e também observou que alguns estudos mostram uma relação entre habilidade para MI e prática real de movimentos mas outros trabalhos falham em obter resultados semelhantes. MAHONEY E AVENER (1977) observaram resultados similares aos do presente trabalho comparando a prática de MI de ginastas de elite e iniciantes, embora exista uma questão de metodologia em seu trabalho que não permite assegurar se os ginastas de elite utilizam-se da MI cinestésica ou da modalidade visual em primeira pessoa.

Os resultados do presente estudo mostram que há uma tendência dos atletas de elite imaginarem um movimento relacionado à sua prática com mais facilidade que não-atletas. Entretanto, essa análise ainda é motivo de discussão e não existe um consenso na literatura. Mais estudos ainda se fazem necessários para que as dúvidas presentes possam ser eliminadas.

Neste estudo, as épocas de sinal EEG adquiridas durante ESP MI-1 e MI-3 foram definidas com 5 s de duração. Para MI-1 e MI-3, o início de cada época estava associado ao estímulo sonoro que indicava qual a execução da tarefa alvo ou distratora. O tempo real de execução do movimento de ataque de voleibol de quadra pode sofrer variações em decorrência da velocidade da jogada e da trajetória da bola a partir da sua saída após o toque do levantador. Em termos gerais, o tempo para execução desta seqüência dura entre três e quatro segundos. O trabalho de GUILLOT e COLLET (2005) apontou que tarefas complexas podem demandar mais tempo para execução mental do que na execução real. Para obter um espectro discreto com resolução de 1 Hz, cada trecho de sinal deveria ter 1 s; sendo assim, a utilização de 5 s de duração para cada época satisfaz as condições para aplicação do periodograma de *Bartlett*, bem como permite que se utilize mais informação sobre as respostas do EEG a execução da MI de cada estímulo.

Neste trabalho, optou-se por analisar a banda alfa do EEG, pois esta tem se mostrado significativamente alterada durante imagética motora (CREMADES, 2002). Observa-se porém, que existe uma diferença interindividual na frequência onde ocorre a máxima contribuição na potência da banda alfa. Diferentemente da utilização de toda a banda, considerou-se a potência na faixa de ± 1 Hz em torno do pico de alfa, denominada de BPA. Para verificar a ocorrência de habituação no EEG ao longo da

apresentação dos estímulos e determinar quantas épocas de MI-1 e MI-3 poderiam ser utilizadas, aplicou-se o teste de *Wilcoxon*. Este teste indicou que em algumas condições experimentais ocorreram diferenças entre a potência média na BPA entre os primeiros estímulos e os posteriores ao longo do experimento, devendo-se por este motivo não se utilizar as oito primeiras épocas do EEG. Resultados similares foram encontrados por LIM *et al.* (1999), embora estes autores tenham utilizado o valor RMS em vez da potência média durante estímulos sonoros na derivação Cz. NIEDEMEYER e LOPES DA SILVA (1999) também discutiram sobre o fenômeno, tendo indicado que a habituação tende a desaparecer quando o tipo de estímulo apresentado é modificado. Neste sentido, nossos achados podem servir para futuras pesquisas que utilizem estímulos em seqüência durante imagética motora.

Diversos autores têm relatado que a magnitude da potência na banda alfa é inversamente proporcional ao processamento da informação em regiões corticais funcionalmente associadas à tarefa, podendo ocorrer um aumento em áreas não ativas (SHAW, 1996, CREMADES, 2002). No presente estudo, com o emprego da MI, considera-se que a estimulação foi interna ou “endógena”, a qual produz respostas menores no EEG do que estímulos externos, conforme explicado por NIEDEMEYER e LOPES DA SILVA (1999).

Os resultados do $TFE(f)$ aplicados à BPA indicaram que a redução de potência em tal faixa do espectro ocorreu sempre em maior número de voluntários na comparação entre ESP e MI-1 tanto no GA quanto no GNA. Para a mesma condição experimental e derivação, a diferença no número de voluntários entre os grupos, quando ocorreu foi pequena. Porém, percebe-se claramente que as derivações do hemisfério esquerdo (O1 e P3) apresentaram o maior número de sujeitos com resposta significativa. A atuação do hemisfério esquerdo, particularmente no córtex parietal posterior durante MI, foi também relatada por RUSWORTH *et al.* (1997) e SIRIGU e DUHAMEL (2001) que utilizaram como parâmetro, o tempo de duração de tarefas mentais em indivíduos com lesões nesta região cortical. Embora não tenham sido encontrados trabalhos que utilizaram o $TFE(f)$ em protocolos com MI, este trabalho consistiu na utilização de estímulos seqüenciais assim como na estimulação foto-intermitente utilizada por LAZAREV *et al.* (2004), que aplicaram o $TFE(f)$ para detectar respostas no espectro do EEG durante diferentes freqüências de estimulação incluindo algumas na banda alfa. Essa diferença encontrada na ativação cortical em modalidades diferentes de MI também é relatada por outros autores tais como CREMADES (2002), que utilizou

protocolo experimental semelhante, STINEAR *et al.* (2004) que utilizaram TMS e estimulação transcutânea, e SIRIGU e DUHAMEL (2001), que relataram diferenças na execução de MI em perspectivas diferentes de um indivíduo com lesão no córtex parietal posterior e outro com lesão na região ínfero-temporal.

Os resultados dos testes de *Wilcoxon* aplicados aos conjuntos de indivíduos indicaram que, durante MI-1, ocorreram as maiores reduções da potência média na BPA com relação a ESP, sendo significativa nas quatro derivações estudadas do GNA e nas derivações do hemisfério esquerdo de GA. Estes achados podem ser interpretados como a ativação de áreas cerebrais distintas para MI de uma tarefa motora complexa em grupos com diferentes graus de conhecimento na execução real desta tarefa, com predominância de ativação do hemisfério esquerdo para o GA e com ambos os hemisférios participando ativamente em GNA. Assim como no *TFE(f)*, esses resultados também mostram que a realização de MI na modalidade cinestésica demanda um maior esforço cognitivo dos voluntários, representado pela maior redução da potência média na BPA quando comparado com a MI visual, conforme já demonstrado por CREMADES (2002).

Capítulo 7

Conclusão

A análise da simulação mental de tarefas complexas, como o movimento de ataque do voleibol de quadra, realizada nas modalidades visual, em perspectiva de terceira pessoa, e cinestésica, em primeira pessoa, aplicadas em voluntários agrupados de acordo com o grau de vivência na execução real da tarefa acima indicada, revelou que um grupo composto de sujeitos com experiência em tal execução realiza ambas as modalidades de imagética motora com mais facilidade do que indivíduos inexperientes. Porém, tal comportamento não ocorre quando tarefas não habituais são apresentadas para os dois grupos, como durante a aplicação do *Revised Movement Imagery Questionnaire* (MIQ-R).

O resultado da aplicação das técnicas no domínio da frequência, em particular do teste-*F* espectral, para a análise intra-individual e do teste de *Wilcoxon* para análise interindividual da potência na faixa de ± 1 Hz em torno do pico de alfa dos sinais de EEG durante o repouso (EEG espontâneo) e imagética motora indicaram que regiões corticais distintas são ativadas tanto para as diferentes modalidades de imagética quanto para os grupos.

Entretanto, outros estudos se fazem necessários para que os mecanismos de processamento de informação pelo córtex durante imagética motora sejam melhor compreendidos. A continuidade deste trabalho pode ser sumariada como se segue:

- ✓ Aumento do número de voluntários em cada grupo experimental para melhorar a confiabilidade dos resultados.
- ✓ Utilização de casuística composta de voluntários com doenças no SNC para comparar as respostas corticais com voluntários sadios.
- ✓ Implementação da aleatorização na seqüência de apresentação das modalidades de imagética motora, para evitar que a apresentação da imagética em modalidade visual sempre após a modalidade cinestésica possa ocasionar alterações no estado de atenção dos indivíduos.

- ✓ Redução do número de estímulos em cada seqüência de imagética para reduzir o risco de habituação. A segmentação das duas seqüências em maior número com menos estímulos também deve ser considerada.
- ✓ Investigação dos sinais de EEG de outras regiões corticais, pois a literatura tem apontado que outras regiões do córtex estariam ativas durante imagética motora.
- ✓ O emprego de outras técnicas estatísticas e a comparação com as técnicas já utilizadas.

BIBLIOGRAFIA

- ADLER, G., BRASSEN, S., JAJCEVIC, A., 2003, "EEG coherence in Alzheimer's dementia", *Journal of Neural Transmission*, v. 110, pp. 1051-1058.
- CAMPOS, A., PÉREZ-FABELLO, M.J., GÓMEZ-JUNCAL, R., 2004, "Gender and age differences in measured self-perceived and imaging capacity", *Personality and Individual Differences*, v. 37, pp. 1383-1389.
- ANNETT, J., 1995, "Motor imagery: perception or action?", *Neuropsychologica*, v. 33 (11), pp. 1395-1417.
- ANGHINAH, R., KANDA, P.A.M., JORGE M.A., PEREIRA DE LIMA, E.E., PASCUZZI, L., PAIVA MELO, A., C., 2000, "Estudo da coerência do eletroencefalograma para a banda de frequência alfa em indivíduos adultos normais e com provável demência do tipo Alzheimer", *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v. 2-A, pp. 272-275.
- ATIENZA, F., BALAGEUR, L., GARCIA – MERITA, M.L., 1994, "Factor analysis and reliability of the Movement Imagery Questionnaire", *Perceptual Motor Skills*, v. 78, pp. 1323-1328.
- BASAR, E., SCHURMANN, M., BASAR-ERGOLU, C., KARAKAS, S., 1997, "Alpha oscillations in Brain functioning: An integrative Theory", *International Journal of Psychophysiology*, v. 26, pp. 5-29.
- BEAR, M.F., CONNORS, B.W., PARADISO, M.A., 2002, *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*, 2 ed. Porto Alegre, Artmed.
- BERNARDI, A., 1999, *Filtros de Kalman no levantamento de características do sinal de EEG*. M.Sc., Dissertação, Escola Federal de Engenharia de Itajubá, Itajubá, Minas Geras, Brasil.
- BROOKS, L., 1968, "Spatial and verbal components of the act of recall", *Canadian Journal of Psychology*, v. 22, pp. 349-368.

- BERGER, H., 1929, “Über das elektrekephalogramm des menschen”, *Arquiv Für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, v. 87, pp. 527-570.
- BERNE, R.M., LEVY, M.N., 1998, *Fisiologia*, 4 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- BOTTGER, D., HERRMANN, C.S., CRAMON, D.Y.V., 2002, “Amplitude differences of evoked alpha and gamma oscillations in two different age groups”, *International Journal of Psychophysiology*, v. 45, pp. 245-251.
- BUSER, P., ROUGEUL-BUSER, A., 1995, “Do the thalamic bioelectric oscillations have a functional role? A brief survey and discussion”, *Journal of Physiology (Paris)*, v. 89, pp. 249-254.
- BUSSAB, W., MORETTIN, P., 1987, *Estatística Básica*, São Paulo: Atual.
- CANTERO, J.L., ATIENZA, M, SALAS, R.M., 2002, “Human alpha oscillations in wakefulness, drowsiness period, and REM sleep: different electroencephalographic phenomena within the alpha band”, *Neurophysiology Clinical*; v. 32, pp. 54-71.
- CATON, R., 1875, “The electrical currents of the brain”, *British Medical Journal*, v. 2, pp. 278.
- CLAUS, J.J., ONGERBOER DE VISSER, B.W., WALSTRA, G.J.M., HIJDRA, A., VERBEETEN, B., VAN GOOL, W.A., 1998, “Quantitative spectral eletroencephalography in predicting survival in patients with early Alzheimer Disease”, *Archives of Neurology*, v. 55(ago), pp. 1105-1111.
- COOPER, N.R., CROFT, R.J., DOMINEY, S.J., BURGESS, A.P., GRUZELIER, J.H., 2003, “Paradox lost? Exploring the role of alpha oscillations during externally vs. internally directed attention and the implications for idling and inhibition hypotheses”, *International Journal of Psychophysiology*, v. 47(jan), pp. 65-74.

- CREMADES, J.G., 2002, "The effects of imagery perspective as a function of skill level on alpha activity", *International Journal of Psychophysiology*, v. 43, pp. 261-271.
- CREMADES, J.G., BARRETO, A., SANCHEZ, D., ADJOUAD, M., 2003, "Human-computer interfaces with regional lower and upper alpha frequencies as on-line indexes of mental activity", *Computers in Human Behavior*, Article in Press
- ERNEST, C.H., 1977, "Imagery ability and cognition: a critical review", *Journal of Mental Imagery*, v. 2, pp. 181-216.
- DANCKERT, J., SAOUD, M., MARUFF, P., 2004, "Attention motor control and motor imagery in schizophrenia: implication for the role of parietal cortex", *Schizophrenia*, v. 70, n. 2, p. 241-261.
- DECETY, J., 1996, "The neurophysiological basis of motor imagery", *Behavior Brain Research*, v. 77, pp.45-52.
- DECHENT, P., MERBOLDT, K.D., FRAHM, J., 2004, "Is the human primary cortex involved in motor imagery?", *Cognitive Brain Research*, v. 19, pp.138-144.
- DEIBER, M.P., CALDARA, R., IBÁÑEZ, C., HAUERT, C.A., 2001, "Alpha band power changes in unimanual and bimanual sequential movements, and during motor transitions", *Clinical Neurophysiology*, v. 112, pp. 1419-1435.
- DESTEXHE, A., SEJNOWSKI, T.J., 2003, "Interaction between Membrane conductances underlying Thalamocortical Slow-Wave Oscillations", *Physiology Review*, v. 83, pp. 1401-1453.
- DOPPLEMAYR, M., KLIMESCH, W., STADLER, W., PÖLLHUBER, D., HEINE, C., 2002, "EEG alpha power and intelligence", *Intelligence*, v. 30, pp. 289-302.
- DRISKELL, J.E., COOPER, C., MORAN, A., 1994, "Does mental practice enhance performance?", *Journal of Applied Psychology*, v. 79(4), pp. 481-492.

- EVERHART, D., DEMAREE, H.A., WUENSCH, K.L., 2003, "Healthy high-hostiles evidence low-alpha power (7.5-9.5 Hz) changes during negative affective learning", *Brain and Cognition*, v. 52, pp. 334-342.
- FARAH, M.J. (1984) "The neurological basis of mental imagery: a componential analysis" *Cognition*, v. 18, p. 245-272.
- FARMER, S., 2002, "Neural Rhythms in Parkinson disease", *Brain*, v. 125, pp. 1175-1176.
- FELTZ, D.L., LANDERS, D.M., 1983, "The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis", *Journal of Sport Psychology*, v. 5, pp. 25-57.
- FERRARA, M., DE GENNARO, L., CURCIO G., CRISTIANI, R., BERTINI, M., 2002, "Regional Differences of the temporal EEG dynamics during the 30 min of human sleep", *Neuroscience Research*, v. 44, pp. 83-89.
- FERREE, T.C., LUU, P., RUSSELL, G.S., TUCKER, D.M., 2001, "Scalp electrode impedance: Infection risk, and EEG data quality", *Clinical Neurophysiology*, v. 112, pp. 536-544.
- FÉRY, Y.A, 2003, "Differentiating visual and kinesthetic imagery in mental practice", *Canadian Journal of Experimental Psychology*, v. 53, pp. 1-10.
- FONTENELLE, L., PIEDADE, R.A.M., MARQUES, C., MENEZES, G.B., VERSIANI, M., 2000, "Eletroencefalografia quantitativa no Transtorno Obsessivo-Compulsivo", *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v. 58 (3-A), pp. 677-682.
- FOURKAS, A.D., AVENANTI, A., URGESI, C., AGLIOTI, S.M., 2006, "Corticoespal facilitation during first and third person imagery", *Experimental Brain Research*, v. 168, pp. 143-151.

- FOURKAS, A.D., IONTA, S., AGLIOTI, S.M., 2006, "Influence of imagined posture and imagery modality on cortical excitability", *Behavioural Brain Research*, v. 168, pp. 190-196.
- FREEMAN, W.J., HOLMES, M.D., BURKE, B.C., VANHATALO, S., 2003, "Spatial spectra of scalp EEG and EMG from awake in humans", *Clinical Electrophysiology*, v. 114, pp. 1053-1068.
- GALTON, F., 1883 "Inquires into human faculty and its development" London, *Macmillan*.
- GAZZANIGA, M.S., IRVY, R.B., MANGUN, G.R., 1998, *Cognitive Neuroscience. The Biology of the Mind*. New York, NY, Norton & Company.
- GEBBER, G.L., ZHONG, S., LEWIS, C., BARMAN, S.M., 1999, "Human Brain alpha rhythm: Non linear oscillation or filtered noise?", *Brain Research*, v. 818, pp. 556-560.
- GENTILI, R., PAPAXANTHIS, C., POZZO, T., 2006, "Improvement and generalization of arm motor performance through motor imagery practice", *Neuroscience*, v. 137, pp. 761-772.
- GERARDIN, E., SIRIGU, A., LEHÉRICY, S., POLINE, J.P., GAYMARD, B., MARSAULT, C., AGID, Y., LE BIHAN, D., 2000, "Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements", *Cerebral Cortex*, v. 10 pp. 1104-1047.
- GOLDMAN, R.I., STERN, J.M., ENGEL, J.Jr., COHEN, M.S., 2002, "Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm", *Neuroreport*, v. 20, 13(dec), pp. 2487-2492.
- GRÉZES, J., DECETY, J., 2002, "Does visual perception of object afford action? Evidence from a neuroimaging study", *Neuropsychologia*, v. 40, pp. 212-222.

- GUILLOT, A., COLLET, C., 2005, "Duration of mentally simulated movement: A review", *Journal of Motor Behavior*, v. 37(1), pp. 10-20.
- HALL, C., PONGRAC, J., BUCKOLZE, E., 1985, "The measurement of imagery ability", *Human Movement Science*, v. 4, pp. 107-118.
- HALL, J.C., ROGERS, W., BARR, K., 1990, "The use of imagery by athletes in selected sports", *Sport Psychology*, v. 4: pp. 1-10.
- HALL, C.R., MARTIN, K.A., 1997, "Measuring imagery abilities: a revision of movement imagery questionnaire", *Journal of Mental Imagery*, v. 21(1 e 2), pp. 143-154.
- HALL, C., 2002, "Imagery and the development of surgical skills", *American Journal of Surgery*, v. 184, n. 5, pp. 465-470.
- HASEGAWA, K., 1993, "The scale of vividness mental imagery", *Kamazashobo Publishing*, Tokyo.
- HARADA, H., RIKIMARU, F., MORI, T., TANAKA, M., SHIRAISHI, K., KATO, T., 2002, "Electroencephalographic changes during intravenous olfactory stimulation in humans", *Clinical Electroencephalography*, v. 33 (oct), pp. 189-9.
- ISAAC, A., MARKS, D.F., RUSSELL, D.G., 1986, "An instrument for assessing imagery of movement: The vividness of movement imagery questionnaire (VMIQ)", *Journal of Mental Imagery*, v. 10, pp. 23-30.
- JEANNEROD, M., DECETY, J., 1995, "Mental motor imagery: a window into representational stages of action", *Current Opinion in Neurobiology*; v. 5: pp. 727-732.
- JENSEN, O., GELFAND, J., KOUNIOS, J., LISMAN, J.E., 2002, "Oscillations in the Alpha Band (9–12 Hz) Increase with Memory Load during Retention in a Short-term Memory Task", *Cerebral Cortex*, v. 12,(aug), pp. 877-882.

- JUNQUEIRA, L.C., CARNEIRO, E.J., 1995, *Histologia Básica*, Rio de Janeiro, 8 ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- KATADA, A., HASEGAWA, S., OHIRA, D., KUMAGAI, T., HARASHIMA, T., OSAKI, H., SUZUKI, H., 2000, "On chronological changes in the basic EEG rhythm in persons with Down Syndrome – with special reference to slowing of alpha waves", *Brain and Development*, v. 22, pp. 224-229.
- KOSKINEN, M., MUSTOLA, S., SEPPÄNEN, T., 2005, "Relation of EEG spectrum progression to loss of responsiveness during anesthesia with propofol", *Clinical Neurophysiology*, v. 116, pp. 2069-2076.
- KNYAZEY, G.G., SLOBODSKAYA, H.R., SAFRONOVA, M., SOROKIN, O.V., GOODMAN, R., WILSON, G.D., 2003, "Personality, Psychopathology and brain oscillations", *Personality and Individual Differences*, v. 35, pp. 1331-1349.
- KOLEV, V., YOURDANOVA, J., BASAR-ERGOLU, C., BASAR, E., 2002, "Age effects on visual EEG responses reveal distinct frontal alpha networks", *Clinical Neurophysiology*, v. 113, pp. 901-910.
- LANG, P.J., 1979, "A bio-information theory of emotional imagery", *Psychophysiology*, 17, pp. 495-512.
- LAZAREV, V.V., INFANTOSI, A.F.C., VALENCIO-DE-CAMPOS, D., AZEVEDO, L.C., 2004, "Topographic aspects of photic driving in the electroencephalogram of children and adolescents", *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 37, pp. 879-891.
- LEITE, R.T., SIMPSON, D.M., INFANTOSI, A.F.C., 1996, "Comparision of techniques for objective identification of EEG responses to somatosensitive stimulation", *18th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam.

- LIAVAS, A.P., MOUSTAKIDES, G.V., HENNING, G., PSARAKIS, E.Z., HUSAR, P., 1998, "A periodogram-based method for the detection of steady-state visually evoked potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 2, p. 242-248.
- LIM, C.L., GORDON, E., RENNIE, C., WRIGHT, J.J., BAHRAMALI, H., LI, W.M., CLOUSTON, P., MORRIS, J.G.L., 1999, "Dynamics of SCR, EEG and ERP activity in an oddball paradigm with short interstimulus intervals", *Psychophysiology*, v. 36, pp. 543-551.
- LLÍNAS, R.R., 1988, "The intrinsic electrophysiological properties of mammalian neurons: insights into central nervous system function", *Science*, v. 242(4886), pp. 1654-1665.
- LOPES DA SILVA, F.H., HOEKS, A., SMITHS, H., ZETTEBERG, L.H., 1974, "Model of brain rhythmic activity. The alpha rhythm of the thalamus", *Kybernetik*, v. 15, pp. 27-37.
- LOPES DA SILVA, F.H., PIJN, J.P., VELIS, D., NIJSSEN, P.C.G., 1997, "Alpha rhythms: noise dynamics and models", *International Journal of Psychophysiology*, v. 26, pp. 237-249.
- LOVELL, G., COLLINS, D., 2001, "Speed of image manipulation, imagery ability and motor skill acquisition", *International Journal of Sport Psychology*, v. 32, pp. 355-368.
- LUTZ, R.S., 2003, "Covert muscle excitation is outflow from the central generation of motor imagery", *Behavioural Brain Research*, v. 140, pp. 149-163.
- MAHONEY, M.J., AVENER, M., 1977, "Psychology of elite athlete: An exploratory study", *Cognitive Research Therapy*, v. 1, pp. 135-141.
- MAHONEY, M.J., GABRIEL, T.J., PERKINS, T.S., 1987, "Psychological skills and exceptional athletic performance", *The Sport Psychologist*, v. 1, pp. 181-199.

- MARKS, D.F., ISAAC, A.R., 1995, "Topographical distribution of EEG activity accompanying visual and motor imagery in vivid and non-vivid imagers", *British Journal of Psychology*, v. 86 (Pt2), pp. 271-282.
- MARUFF, P., WILSON, P., CURRIE, J., 2003, "Abnormalities of motor imagery associated with somatic passivity phenomena in schizophrenia", *Schizophrenia Research*, v. 60 n. 2-3, pp. 229-238.
- MATEJCEK, M., 1980, "Some relationships between occipital E.E.G. activity and age: A spectral analytic study", *Rev. Electroencephalography and Neurophysiology Clinical*, v. 10 n. 2, pp. 122-130.
- MELGES, D.B., 2005, *Instrumento virtual para monitorização da resposta à estimulação somato-sensitiva*, M.Sc., Dissertação, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., INFANTOSI, A.C.F., SIMPSON, D.M., 2002, "Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the electro-encephalogram during sensory stimulation", *Medical Biology Engineering Computational*, v. 40, pp. 99-104.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., INFANTOSI, A.C.F., 2005, "Evaluating the entrainment of the alpha rhythm during stroboscopic flash stimulation by means of coherence analysis", *Medical Engineering & Physics* v. 27, pp. 167–173.
- MORETTI, D.V., BABILONI, C., BINETTI, G., CASSETTA, E., DAL FORNO, G., FERRERIC, F., FERRI, R., LANUZZA, B., MINIUSSI, C., NOBILI, F., RODRIGUEZ, G., SALINARI, S., ROSSINI, P.M., 2004, "Individual analysis of EEG frequency and band power in mild Alzheimer's disease", *Clinical Neurophysiology*, Article in press
- MUTHUSWAMY, J., THAKOR, N.V., 1998, "Spectral analysis for neurological signals", *Journal of Neuroscience Methods*, v. 83, pp. 1-14.

- NAITO, E., KOCHIYAMA, T., KITADA, R., NAKAMURA, S., MATSUMURA, M., YONEKURA, Y., SADATO, N., 2002, "Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and cerebellum", *The Journal of Neuroscience*, v. 22(9), pp. 3683-3691.
- NEUPER, C., SCHERER, R., REINER, M., PFURTSCHELLER, G., 2005, "Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG", *Cognitive Brain Research*, v. 25, pp. 668-677.
- NIEDERMEYER, E., LOPES DA SILVA, F.H., 1999, *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields*, 4 ed. Baltimore, Maryland, Lippincott Williams & Wilkins.
- PAIVIO, A., CLARK, J.M., 1991, "Static vs. dynamic imagery", *Imagery and Cognition*, Springer, New York: pp. 221-245.
- PARDEY, J., ROBERTS, S., TARASSENKO, L., 1996, "A review of parametric modeling techniques for EEG analysis", *Medical Engineering & Physics*, v. 18(1), pp. 2-11.
- PAPAXANTHIS, C., POZZO, T., SKOURA, X., SCHIEPPATI, M., 2002, "Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? The duration of walking and writing tasks", *Behavioural Brain Research*, v. 134, pp. 209-215.
- PAPAXANTHIS, C., SCHIEPPATI, M., GENTILI, R., POZZO, T., 2002, "Imagined and actual arm movements have similar durations when performed under different conditions of direction and mass", *Experimental Brain Research* v. 143, pp. 447-452.
- PFURTSCHELLER, G., NEUPER, C., BRUNNER, C., LOPES DA SILVA, F., 2005, "Beta rebound after different types of motor imagery in man", *Neuroscience Letters*, v. 378, pp. 156-159.

- PFURTSCHELLER, G., NEUPER, C., FLOTZINGER, D., PREGENZER, M., 1997, "EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 103, pp. 642-651.
- POLISH, J., 1997, "EEG and ERP assessment of normal aging", *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, v. 104, pp. 244-256.
- PRAST, J. W., 1949, "An interpretation of certain EEG patterns as transient responses of a transmission system", *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, v. 1, pp. 370.
- RANGANATHAN, V.K., SIEMINOW, V., LIU, J.Z., SAHGAL, V., YUE, G. H., 2004, "From mental power to muscle power – gaining strength by using the mind", *Neuropsychologia*, v. 42: pp.944-956.
- RASCH, P.J., 1991, *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*, Ed 7, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- RAU, R., RASCHKA, C., KOCH, H.J., 2002, "Uniform decreases of alpha global field power induced by intermittent photic stimulation of health subjects", *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 35, pp. 605-611.
- REEVES, R., STRUVE, F.A., PATRICK, G., 2002, "Topographic quantitative EEG response to acute caffeine withdrawal: a comprehensive analysis of multiple quantitative variables", *Clinical Electroencephalography*, v. 33, (oct), pp. 178-188.
- RICHARDSON, J.T.E., 1980, *Mental Imagery and Human Memory*, New York, St. Martin Press.
- RISTANOVIC, D., MARTINOVIC, Z.J., JOVANOVIC, V., 1999, "Topography of visual EEG reactivity in school-children age", *Brain and Development*, v. 21, pp. 236-243.

- ROBERT, C., GAUDY, J.F., LIMOGÉ, A., 2002, "Electroencephalogram processing using neural networks", *Clinical Neurophysiology*, v. 113, pp. 694-701.
- RODRIGUES, E.C., IMBIRIBA, L.A., LEITE, G.R., MAGALHÃES, J., VOLCHAN, E., VARGAS, C.D., 2003, "Efeito da estratégia de simulação mental sobre o controle postural", *Revista Brasileira de Psiquiatria*, v. 25: pp. 33-35.
- ROSS, J.S., TKACH, J., RUGGIERI, P.M., LEIBER, M., LAPRESTO, E., 2003, "The mind's eye: Functional MR Imaging evaluation of Golf motor imagery", *American Journal of Neuroradiology*, 24; v. pp. 1036-1044.
- ROURE, R., COLLET, C., DESCHAUMES-MOLINARO, C., DELHOMME, G., DITTMAR, A., VERNET-MAURY, E., 1999, "Imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement", *Physiology & Behavior*, v. 66, pp. 63-72.
- RUBI, P., DECETY, J., 2001, "Effect of subjective perspective taking using simulation of action: a PET investigation of agency", *Nature Neuroscience*, v. 4, n° 5, pp. 546-560.
- RUSHWORTH, M.F.S., NIXON, P.D., RENOWDEN, S., WADE, D.T., PASSINGHAM, R.E., 1997, "Left parietal cortex and motor attention", *Neuropsychologia*, v. 35, pp. 1261-1273.
- SALTZBERG, B., 1957, "A new approach to signal analysis in electroencephalography", *IRE Transactional Medical Electronics*, v. 8, pp. 24-30.
- SARNTHEIN, J., STERN, J., AUFENBERG, C., ROUSSON, V., JEANMONOD, D., 2006, "Increased EEG power and slower dominant frequency in patients with neurogenic pain", *Brain*, v. 129, pp. 55-64.
- SCHÜRMAN, M., BASAR, E., 2001, "Functional aspects of alpha oscillations in the EEG", *International Journal of Psychophysiology*, v. 39, pp. 151-158.

- SHAW, J.C., 1996, "Intention as a component of the alpha-rhythm response to mental activity", *International Journal of Psychophysiology*, v. 24, pp. 7-23.
- SHIAVI, R., 1999, *Introduction to applied statistical signal analysis*, 2 ed., California, San Diego, Academic Press.
- SIRIGU, A., DUHAMEL, J.R., 2001, "Motor and visual imagery as two complementary and neurally dissociable mental process", *Journal of Cognitive Neuroscience*; v. 13(7): 910-919.
- SOLODKIN, A., HLUSTIK, P., CHEN, E.E., SMALL, S.L., 2004, "Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery", *Cerebral Cortex*, v. 14, pp. 1246-1255.
- STAM, C.J., PIJN, J.P.M, SUFFCZINSKY, P., LOPES DA SILVA, F.H., 1999, "Dynamics of the human alpha rhythm: evidence of non linearity?", *Clinical Neurophysiology*, 110, v. pp. 1801-1813.
- STERIADE, M., GLOOR, P., LLINAS, R., LOPES DA SILVA, F., MESULAM, M., 1990, "Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities", *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, v. 76, 481-508.
- STEVENS, J.A., STOYKOV, M.E.P.S., 2003, "Using motor imagery in the rehabilitation of hemiparesis", *Archives of Physic Med Rehabilitation*; v. 84, pp. 1090-1092.
- STINEAR, C.M., BYBLOW, W.D., STEYVERS, M., LEVIN, O., SWINNEN, S.P., 2005, "Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability", *Exp Brain Research*, v. (VER NO SITE DA REVISTA)
- STIPACEK, A., GRABNER, R.H., NEUPER, C., FINK, A., NEUBAUER, A.C., 2003, "Sensitivity of human EEG alpha band desynchronization to different working memory components and increasing levels of memory load", *Neuroscience Letters*, v.20 , pp. 1-4.

- TESCHE, C.D., UUSITALO, M.A., ILMONIENI, R.J., KAJOLA M.J., 1995, "Characterizing the local oscillatory content of spontaneous cortical activity during mental imagery", *Cognitive Brain Research*, v. 2, pp. 243-249.
- THEWELL R.C., MAYNARD I.W., 2003, "The effects of a mental skills package on 'repeatable good performance' in cricketers", *Psychology of Sport and Exercise*, v. 4, pp. 377-396.
- TIERRA-CRIOLLO, C.J., SIMPSON, D.M., INFANTOSI, A.F.C., 1998, "Detección objetiva de las respuestas evocadas en el EEG con la prueba espectral F ponderada", *Memorias del 1er Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, v. 1, pp. 151-154, Matzalán, 11-14 nov.
- TIPPETT, L.J., 1992, "The generation of visual images: A review of neuropsychological research and theory", *Psychological Bulletin*, v. 112(3), pp. 415-432.
- TOKUMARU, O., MIZUMOTO, C., TAKADA, Y., HIROSHI, A., 2003, "EEG activity of aviators during imagery flight training", *Clinical Neurophysiology*, v. 114, pp. 1926-1935.
- VANDENBERG, S., KUSE, A. R., 1978, "A group of test of three-dimensional spatial visualization", *Perceptual Motor Skills*, v. 47, pp. 599-601.
- WIENER, N., 1961, "Cybernetics: or control and communications in the Animal and the Machine", *MIT Press, Cambridge, MA*, 261.
- YAGÜEZ, L., CANAVAN, A.G.M, LANGE, H.W., HÖMBERG, V., 1999, "Motor learning by imagery is differentially affected in Parkinson's and Huntington's Disease", *Behavior Brain Research*, v. 102, pp. 115-127.

YUE, G., COLE, K.J., 1992, "Strength increases from the motor program: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions", *Journal of Neurophysiology*, v. 67, n°. 5, pp. 1114-1123.

Apêndice 1

Neste capítulo será apresentado os modelos do Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Científica e da ficha de anamnese, preenchidos por todos os voluntários.

Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Científica

Você está sendo convidado a participar de um estudo denominado “**O ritmo alfa durante imagética motora**”, cujo objetivo é analisar padrões encefalográficos durante a imaginação de uma tarefa motora.

Será realizado o preenchimento de questionários seguido da aplicação de um teste de imaginação de tarefas motoras (MIQ – Movement Imagery Questionnaire) seguido de coleta de sinais eletroencefalográficos de acordo com protocolo a ser previamente informado pelo responsável. Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo. A sua participação é voluntária e você tem a liberdade de recusar participar do estudo, bem como, caso aceite participar, retirar sua aceitação a qualquer momento, sem que isto lhe cause prejuízo de qualquer forma.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos envolvidos na pesquisa, no entanto se qualquer informação for divulgada em relatórios, publicações ou quaisquer outros meios de comunicação, isto ocorrerá de maneira codificada, de modo que a confidencialidade seja mantida.

As despesas de testes e instrumentação, necessárias para a realização do exame, não são da responsabilidade do participante o qual não receberá qualquer valor em dinheiro para participação no estudo.

Este projeto foi previamente aprovado por comitê de ética de acordo com as normas do Ministério da Saúde.

Rio de Janeiro, ____/____/____ Eu, _____ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios associados aos exames. Entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão. Entendi o que não posso fazer durante os testes e sei que qualquer problema relacionado aos testes será livre de custos para mim e concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Assinatura do voluntário _____

Assinatura do pesquisador responsável _____

Ficha de Anamnese

Nome completo:

Data de Nascimento: ___/___/___ Nacionalidade:

Altura: _____ Peso: _____

Atleta Federado? (S/N) _____ Há quanto tempo? _____

Joga em que posição (ões) _____

Com que frequência semanal você pratica o voleibol? _____

Já utilizou algum método de treinamento mental durante sessões de treino? (S/N) _____

Qual? _____

Possui alergia a alguma substância? (S/N) _____ Qual(is)? _____

Faz uso de algum medicamento? (S/N) _____ Qual? _____

Possui alguma patologia? (S/N) _____ Qual? _____

Observações: _____

Apêndice 2

Neste capítulo será apresentado o Revised Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R) utilizado como um dos instrumentos de seleção da casuística do nosso estudo.

MIQ-R (Revised Movement Imagery Questionnaire) em Português

Cada um dos seguintes enunciados descreve uma ação ou movimento particular. Ouça cada enunciado cuidadosamente e então execute o movimento como descrito.

Somente execute o movimento uma única vez após o comando “execute o movimento agora”. Após executar o movimento retorne à posição de partida anterior à execução, exatamente como se esperasse para executar o movimento uma segunda vez. Então, dependendo das questões que serão solicitadas para a sua execução:

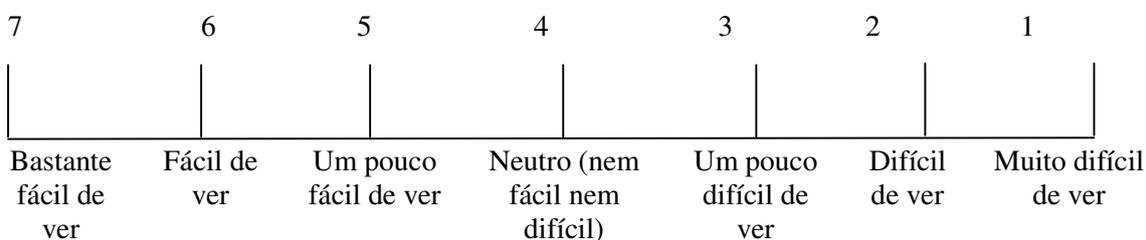
Forme uma imagem a mais clara e nítida possível do movimento executado

Preste atenção para sentir-se realizando o movimento sem executá-lo efetivamente.

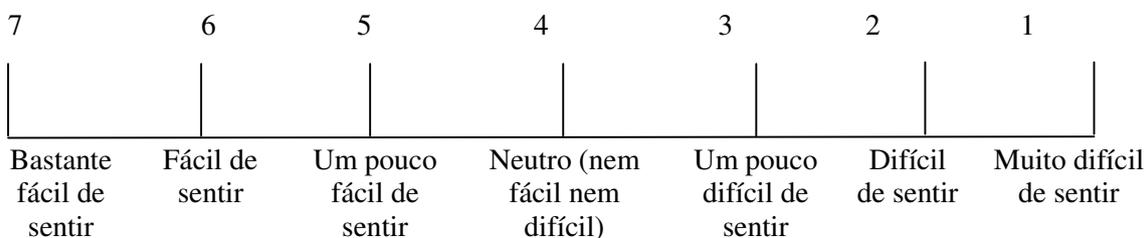
Somente inicie as tarefas mentais solicitadas após os comandos “feche os olhos e se veja AGORA” ou “Feche os olhos e sinta-se AGORA”

Após ter completado o teste mental proposto classifique em fácil/difícil com relação a sua habilidade na execução de acordo com as escalas abaixo

Escala de Imagética Visual



Escala de Imagética Cinestésica



Início do Teste

1	Posição Inicial	Permaneça de pé com os pés juntos e os braços ao longo do corpo
	Ação	<p>Em 1 segundo será solicitada a execução do seguinte movimento.</p> <p>Flexione seu joelho direito o máximo possível de maneira que você permaneça de pé apoiado na perna esquerda com a perna direita totalmente flexionada. Finalmente abaixe sua perna direita até retornar a posição inicial de apoio com ambos os pés no solo.</p> <p>Execute o movimento <i>AGORA. 10 segundos</i></p>
	Tarefa Mental	<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato, da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando <i>AGORA. 10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>
2	Posição Inicial	Permaneça de pé com suas mãos ao longo do corpo
	Ação	<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Curve-se para baixo e então salte em linha reta para cima o mais alto possível com ambos os braços estendidos acima da cabeça.</p> <p>Aterrise com os pés afastados e abaixe os braços até que retornem a posição ao longo do corpo</p> <p>Execute o movimento <i>AGORA. 10 segundos</i></p>
	Tarefa Mental	<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior sem realizá-lo de fato, da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e visualize-se executando <i>AGORA. 10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>

3	Posição Inicial	Estenda o braço de sua mão não-dominante para o lado do corpo de maneira que ele fique paralelo ao solo com a palma da mão para baixo
	Ação	Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento. Mova seu braço para frente do corpo permanecendo paralelo ao solo. Mantenha seu braço estendido durante o movimento executando vagarosamente. Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i>
	Tarefa Mental	Assuma a posição inicial Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato. Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA. <i>10 segundos</i> Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i>
4	Posição Inicial	Permaneça com seus pés afastados e seus braços completamente estendidos acima da cabeça
	Ação	Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento. Lentamente curve seu corpo para frente pela cintura tentando alcançar o dedão do pé ou o solo com a ponta dos dedos das mãos e então retorne a posição inicial permanecendo ereto com seus braços estendidos sobre a cabeça. Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i>
	Tarefa Mental	Assuma a posição inicial. Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior da maneira mais clara e nítida possível. Feche seus olhos e visualize-se AGORA. <i>10 segundos</i> Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i>
5	Posição Inicial	Permaneça com os pés unidos e os braços ao longo do corpo.
	Ação	Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento. Curve-se para baixo e então salte em linha reta para cima o mais alto possível com os braços estendidos acima da cabeça. Aterrisse com os pés afastados e abaixe os braços até que retornem a posição ao longo do corpo.

		Realize o movimento AGORA. <i>10 segundos</i>
	Tarefa Mental	<p>Assuma a posição inicial</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental <i>10 segundos</i></p>
6	Posição Inicial	Permaneça com seus pés e pernas unidos e seus braços ao longo do corpo.
	Ação	<p>Em 1 segundo será solicitada a execução do seguinte movimento.</p> <p>Flexione seu joelho direito o máximo possível de maneira que você permaneça de pé apoiado na perna esquerda com a perna direita totalmente flexionada. Finalmente abaixe sua perna direita até que retorne a posição inicial de apoio com ambos os pés no solo.</p> <p>Execute essas ações vagarosamente. Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>
	Tarefa Mental	<p>Assuma a posição inicial.</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior da maneira mais clara e nítida possível.</p> <p>Feche seus olhos e visualize-se AGORA. <i>10 segundos</i></p> <p>Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i></p>
7	Posição Inicial	Permaneça com os pés unidos e os braços ao longo do corpo.
	Ação	<p>Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento.</p> <p>Lentamente curve seu corpo para frente pela cintura tentando alcançar o dedão do pé ou o solo com a ponta dos dedos das mãos e então retorne a posição inicial permanecendo ereto com seus braços estendidos sobre a cabeça.</p> <p>Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i></p>
	Tarefa Mental	<p>Assuma a posição inicial</p> <p>Em 1 segundo você será instruído a sentir-se executando o movimento anterior sem realizá-lo de fato.</p> <p>Feche seus olhos e sinta-se executando AGORA <i>10 segundos</i></p>

		Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental <i>10 segundos</i>
8	Posição Inicial	Estenda o braço de sua mão não-dominante para o lado do corpo de maneira que ele fique paralelo ao solo com a palma da mão para baixo
	Ação	Em 1 segundo você será instruído a realizar o seguinte movimento. Mova seu braço para frente até a frente do corpo permanecendo paralelo ao solo. Mantenha seu braço estendido durante o movimento e faça execute-o vagarosamente. Execute o movimento AGORA. <i>10 segundos</i>
	Tarefa Mental	Assuma a posição inicial. Em 1 segundo você será instruído a visualizar-se realizando a tarefa anterior da maneira mais clara e nítida possível. Feche seus olhos e visualize-se AGORA. <i>10 segundos</i> Agora, classifique a facilidade/dificuldade encontrada na realização desta tarefa mental. <i>10 segundos</i>