



ANÁLISE DO *BETA REBOUND* NO EEG DURANTE IMAGÉTICA MOTORA COM  
BASE NO TESTE F-ESPECTRAL

Paulo Roberto Cabral Passos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Maurício Cagy

Rio de Janeiro

Julho de 2016

ANÁLISE DO *BETA REBOUND* NO EEG DURANTE IMAGÉTICA MOTORA COM  
BASE NO TESTE F-ESPECTRAL

Paulo Roberto Cabral Passos

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

---

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

---

Prof. Paulo José Guimarães da Silva, D.Sc.

---

Prof. Luís Aureliano Imbiriba Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2016

Passos, Paulo Roberto Cabral

Análise do *Beta Rebound* no EEG durante imagética motora com base no teste *F*-espectral/ Paulo Roberto Cabral Passos – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

IX, 53 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Maurício Cagy

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 48-53.

1. Eletroencefalograma. 2. Imagética Motora. 3. Teste *F*-espectral. I. Cagy, Maurício. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## DEDICATÓRIA

À minha família, Carlos de Jesus Rodrigues dos Passos (pai), Carlos Eduardo Cabral dos Passos (irmão), Alzeni Cabral (tia) e Luzani Cabral (madrinha). Em especial, à minha mãe Ceci Gomes Cabral, por todo sacrifício, suporte e exemplo dados durante toda minha vida.

Ao meu amor Samara dos Santos Ribeiro, por estar sempre ao meu lado nos piores e melhores momentos. Você foi o maior presente que Deus já me deu, do seu lado, tudo fica mais fácil.

Aos meus sogros Maria da Assunção Ribeiro e José Ubiratan Ribeiro pelo apoio e carinho de sempre.

Aos professores que me deram suporte desde do início da minha carreira acadêmica.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador e professor Antônio Fernando Catelli Infantosi pela dedicação à Engenharia Biomédica nacional e internacional mas, sobretudo, ao programa de pós-graduação em Engenharia Biomédica da UFRJ. Obrigado pelos ensinamentos passados diretamente e indiretamente. Tenho plena segurança em dizer, que seu nome e trabalho não serão esquecidos e continuarão a dar frutos nesta e nas gerações seguintes de alunos deste berço da Engenharia Biomédica.

Ao professor Maurício Cagy, pela orientação, suporte e por suas aulas didáticas e estimulantes.

Ao professor e amigo Paulo José Guimarães da Silva por todos os ensinamentos, paciência e auxílio ao longo desta trajetória.

A todos os colegas e amigos do Laboratório de Processamento de Sinais e Imagens (LAPIS) que contribuíram para minha formação e suavizaram esta jornada.

Às agências de fomento à pesquisa, em especial à CAPES pela bolsa concedida.

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

ANÁLISE DO *BETA REBOUND* NO EEG DURANTE IMAGÉTICA MOTORA COM  
BASE NO TESTE F-ESPECTRAL

Paulo Roberto Cabral Passos

Julho/2016

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

A evolução temporal do teste *F*-espectral (TFE) foi utilizada para investigar o *Beta Rebound* no EEG de derivações centrais de 30 voluntários destros divididos em dois grupos: atletas de voleibol (15) e não-atletas (15). Os sinais investigados foram coletados durante um único bloco de imagética motora (IM) cinestésica com ciclos de duas tarefas : especializada (ataque de voleibol, 30 ciclos) e regular (bater de palmas, 20 ciclos). Para avaliação, cada tarefa foi dividida em sub-blocos de 10 ciclos. Mapas de tempo-frequência (1 Hz) foram estimados (pelo método de *Bartlett*) de cada sub-bloco considerando-se 8 trechos sequenciais e não justapostos de 1 s. Com base na inspeção visual dos mapas, a evolução temporal do  $TFE(\Delta f)$  foi calculada para faixas de 2 Hz tomando-se como referência o trecho de menor potência. Para  $\alpha = 1\%$ , assumiu-se o *Beta Rebound* quando  $TFE(\Delta f) > TFE_{crit}$ , onde  $M = M_x = M_y$ , para uma faixa 2 Hz. Em ambos os grupos, o teste de *Kruskal-Wallis* indicou similaridades nos intervalos de tempo em que assumiu-se o *Beta Rebound* para cada sub-bloco das tarefas investigadas. Por outro lado, na comparação entre os grupos, o teste de *Mann-Whitney* indicou diferenças, na derivação C3, para os sub-blocos 1 ( $p = 0,005$ ) e 2 ( $p = 0,027$ ) e, na derivação C4, no sub-bloco 2 ( $p = 0,049$ ) da tarefa especializada. Estes achados indicam que o tempo de execução da IM estaria associado à experiência na realização da tarefa.

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

SPECTRAL F-TEST ANALYSIS OF THE EEG'S BETA REBOUND DURING  
MOTOR IMAGERY

Paulo Roberto Cabral Passos

July/2016

Advisor: Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

The time-evolution of the spectral  $F$ -test (SFT) was used to investigate *Beta Rebound* in the EEG (central derivations) of 30 right-handed volunteers divided into two groups: volleyball athletes (15) and non-athletes (15). The signals were assessed during a single block of kinesthetic motor imagery (MI) with two MI tasks: specialized (volleyball spike, 30 cycles) and regular (clapping, 20 cycles). To proceed into evaluation, each task was sub-divided into sub-blocks of 10 cycles. Time-frequency maps (1 Hz) were estimated (based on *Bartlett's* method) for each sub-block considering 8 sequential and non-superimposed intervals of 1 s. The time-evolution of the  $TFE(\Delta f)$  was calculated based on the visual inspection of the time-frequency maps, for sub-bands of 2 Hz, taking as reference the interval with less power. For a  $\alpha = 1\%$ , it was assumed to occur *Beta Rebound* for  $SFT(\Delta f) > SFT_{crit}$ , where  $M = M_x = M_y$ , into a 2 Hz frequency band. In both groups, the *Kruskal-Wallis* test indicated similarity between the time intervals in which was assumed the *Beta Rebound* for each sub-block of the investigated tasks. Comparing groups, the *Mann-Whitney* test indicated differences, in C3, for the sub-blocks 1 ( $p = 0.005$ ) and 2 ( $p = 0.027$ ) and, in C4, for the sub-block 2 ( $p = 0.049$ ) of the specialized task. These findings suggest that time for MI realization might be associated with the experience in the current task.

## SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivo	3
1.1.1 Objetivos específicos	3
1.2 Estrutura do trabalho	4
CAPÍTULO 2 O SISTEMA NERVOSO E OS POTENCIAIS DE CAMPO LOCAIS	5
2.1 Anatomia das regiões corticais relacionadas a processos motores	5
2.2 O fluxo de informação no controle da musculatura e as terminações das vias motoras	7
2.3 O planejamento motor	8
CAPÍTULO 3 IMAGÉTICA MOTORA	11
CAPÍTULO 4 O ELETROENCEFALOGRAMA	13
4.1 O ritmo beta e o sistema motor	15
4.1.2 O <i>Beta Rebound</i> na imagética motora e as técnicas de processamento	16
4.2 Análise espectral de potência	18
4.2.1 O teste <i>F</i> -espectral	20
CAPÍTULO 5 MATERIAIS E MÉTODOS	22
5.1 Casuística	22
5.2 Protocolo experimental	23
5.3 Pré-processamento	26
5.4 Processamento do sinal EEG no domínio da frequência	27
5.5 Aplicação do teste <i>F</i> -espectral e comparação de distribuições	28
CAPÍTULO 6 RESULTADOS	30
CAPÍTULO 7 DISCUSSÃO	41
CAPÍTULO 8 CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48



## NOMENCLATURA

### Abreviaturas:

Ag/AgCl – prata – cloreto de Prata

AMS - área motora suplementar

BA - área de Brodmann

CMR – contagem mental regressiva

DEP – densidade espectral de potência

ECOG - eletrocorticograma

EEG - eletroencefalograma ou eletroencefalografia

EMG - eletromiografia

EMT - estimulação magnética transcraniana

DRE - dessincronismo relacionado a evento

SRE - sincronismo relacionado a evento

IM - imagética motora

M1 - córtex motor primário

MEG - magnetoencefalograma

PCL - potenciais de campo locais

PE - potencial evocado

PEPS - potenciais pós-sinápticos excitatórios

RMF - ressonância magnética funcional

RMF - ressonância magnética funcional

s1 – estímulo sonoro de alerta

s2 – estímulo sonoro indicativo da tarefa

SNC - sistema nervoso central

SNP - sistema nervoso periférico

TEP - tomografia por emissão de positrons

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

Nos momentos antecedentes à deflagração de um movimento ocorre o acesso inconsciente ao que se denomina planejamento motor. O planejamento motor, por sua vez, também pode ser acessado conscientemente durante a imagética motora (IM) que consiste na simulação mental do movimento (JEANNEROD, 1995). A IM pode ser realizada em diferentes modalidades, sendo elas visual e cinestésica, assim como em perspectivas distintas (1ª e 3ª pessoa) (DECETY, 1996; KALICINSKI *et al.*, 2015). A análise dos padrões de ativação de estruturas do sistema nervoso central (SNC) e periférico (SNP) indicam que parte dos mecanismos ativados durante o movimento são ativados de maneira semelhante na IM (DECETY, 1996; SIRIGU e DUHAMEL, 2001; ROSS *et al.*, 2003; RIDDERINKHOF e BRASS, 2015).

A IM vem sendo utilizada como meio de investigação de parte do processamento cortical relacionado ao sistema motor (DECETY, 1996; RIDDERINKHOF e BRASS, 2015). Algumas das metodologias utilizadas neste tipo de investigação requerem imobilidade total ou parcial durante seus procedimentos (ex.: ressonância magnética funcional, tomografia por emissão de pósitrons e o eletroencefalograma) (MIZUGUCHI *et al.*, 2012). Assim, uma vez que o movimento e a IM apresentam similaridades a nível cortical, a IM pode satisfazer condições adequadas para o emprego destas metodologias que seriam impossíveis de serem atendidas durante o movimento.

As informações advindas da investigação do processamento cortical na IM, têm justificado sua prática para o aumento da performance motora na reabilitação e no treinamento profissional e desportivo. Estima-se que, atualmente, 70% a 90% dos atletas de elite realizem IM (RIDDERINKHOF e BRASS, 2015). Como exemplo desta prática, pode-se citar o estudo conduzido por ISAAC (1992) *apud* MIZUGUCHI *et al.* (2012), no qual atletas da modalidade de salto em trampolim foram submetidos a treinos de IM e prática regular por um período de 6 semanas. Após o término do período, os atletas praticantes de IM apresentaram melhora significativa na performance quando comparados ao grupo controle (atletas e sem treino de IM). Cabe salientar que, comparando-se aos efeitos da execução motora, a IM apresenta resultados inferiores; entretanto, a utilização desta como treino suplementar é de grande valor principalmente em competições de alto nível (MIZUGUCHI *et al.*, 2012).

A hipótese mais aceita para funcionamento do sistema de codificação cortical, denominada *assembly coding*, sugere que os neurônios corticais cooperariam em grupos distintos em diferentes momentos. Além disso, esta cooperação se daria em intervalos de tempo variáveis (SINGER, 1993). Assim, uma das características de maior importância na investigação do processamento cortical é o tempo. Por isso, apesar da resolução espacial de métodos de imagens, da ordem de milímetros, permitirem a delimitação precisa de regiões ativas durante processos motores, a resolução temporal destes é inadequada à investigação de fenômenos de duração inferior a 1 segundo (DECETY, 1996; WEI e LUO, 2010).

O EEG, por outro lado, pode apresentar alta resolução temporal e o desenvolvimento de técnicas de processamento tem permitido melhor discriminação espacial dos sinais. As alterações observadas no EEG podem ser divididas, conforme suas características de fase, em dois grupos: potenciais evocados (PE) e o dessincronismo/sincronismo relacionado a eventos (DRE/SRE). O primeiro tem como característica o sincronismo de fase e o segundo, a ausência deste (SANEI e CHAMBERS, 2007). Classicamente, define-se como DRE e SRE a redução e o aumento da potência relativa do sinal EEG, respectivamente. Os fenômenos observados no EEG durante a IM classificam-se como DRE/SRE. Ambos são geralmente avaliados em relação a um intervalo de tempo antecedente a IM e dão-se em momentos distintos e em diferentes bandas de frequência (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999). Por esse motivo eles têm sido abordados por meio de técnicas de processamento, no domínio da frequência, ou filtrados em bandas específicas para posterior tratamento por técnicas no domínio do tempo (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999; BRUNS, 2004).

Dentre os fenômenos DRE/SRE observados no EEG durante a IM, pode-se destacar o sincronismo da banda beta, mais conhecido como *Beta Rebound* ou beta SRE. Diversos estudos têm associado este ao término da IM e ao estabelecimento de um breve estado de inibição ou desativação da região somatomotora (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005). O *Beta Rebound* possui maior precisão com o momento do término da IM comparado a outros fenômenos DRE/SRE. Devido a isso, tal alteração tem sido investigada em número expressivo de estudos visando à implementação de interfaces cérebro-máquina (PFURTSCHELLER e NEUPER, 2006; PFURTSCHELLER e SOLIS-ESCALANTE, 2009; MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2010; JEON *et al.*, 2011).

A atividade cortical durante execução motora, medida por meio da análise de fenômenos como o *Beta Rebound*, é influenciada pela experiência com sequências de movimentos específicos e acredita-se que esta característica estenda-se à IM. Estas influências, por sua vez, parecem resultar em diferenças na ativação cortical de grupos distintos como, por exemplo, atletas profissionais e não-atletas (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; MIZUGUCHI *et al.*, 2012). Técnicas de processamento, como teste *F*-espectral, podem ser utilizadas para aferir diferenças na atividade cortical entre sujeitos de grupos distintos e entre o comportamento apresentado em diferentes momentos da adaptação a determinada atividade (STECKLOW, 2006). Um número relevante de estudos abordam o *Beta Rebound* durante a IM; entretanto, buscas na literatura não revelam estudos com o objetivo de avaliar a influência da adaptação a tarefas por meio de sua investigação.

## **1.1 Objetivo**

O presente estudo busca investigar alterações na banda *beta* do sinal EEG durante a prática de tarefas de Imagética Motora na modalidade cinestésica. Para isso foram utilizados sinais de derivações centrais do sistema internacional 10-20. Duas tarefas foram abordadas: o ataque de voleibol e o bater de palmas. Além disso, com o intuito de observar diferenças decorrentes da experiência dos voluntários com uma das tarefas investigadas, dois grupos foram estudados: atletas de voleibol profissional e não-atletas.

### **1.1.1 Objetivos específicos**

- a) avaliar respostas corticais durante a prática de IM cinestésica por meio da inspeção visual de mapas de tempo-frequência dos sinais EEG;
- b) analisar as respostas observadas pela aplicação de teste estatístico (teste *F*-espectral);
- c) investigar diferenças de resposta cortical entre grupos estudados (atletas e não-praticantes);
- d) investigar diferenças de resposta cortical, durante momentos distintos do protocolo de IM, com o objetivo de avaliar mudanças decorrentes de processos de adaptação.

## 1.2 Estrutura do trabalho

O Capítulo 2 deste trabalho apresenta revisão bibliográfica dos princípios de funcionamento de estruturas do sistema nervoso central com detalhes sobre características anatômicas e funcionais de regiões associadas ao processamento de informação motora. O Capítulo 3 introduz conceitos de imagética motora, assim como estudos indicando sua relevância no estudo do processamento cortical de informação motora. O Capítulo 4 apresenta as características gerais do eletroencefalograma (EEG) destacando-se o ritmo cerebral *beta* e a sua associação com o sistema motor. Também neste capítulo são apresentadas técnicas de processamento empregadas na avaliação de fenômenos EEG. O Capítulo 5 (materiais e métodos) apresenta a casuística do trabalho, assim como detalhes do protocolo utilizado e das técnicas de análise. Os Capítulos 6 e 7 apresentam, respectivamente, resultados e discussão. Por fim, a conclusão é apresentada no Capítulo 8.

## CAPÍTULO 2

### O SISTEMA NERVOSO E OS POTENCIAIS DE CAMPO LOCAIS

O sistema nervoso, composto de neurônios e células gliais, é subdividido em dois subsistemas com base na disposição anatômica de suas estruturas: o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP). O SNC compreende componentes mediais, são estes: encéfalo, tronco cerebral e medula espinal (CONSTANZO *et al.*, 2013). Por outro lado, o SNP compreende as estruturas laterais: neurônios motores e aferentes/eférentes variados (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006).

As células gliais possuem, geralmente, função de suporte; já os neurônios são especializados na transmissão de impulsos nervosos (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; CONSTANZO *et al.*, 2013). Impulsos nervosos, também conhecidos como potenciais de ação, são originados na região de interação química entre os neurônios ou destes com outras células (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; CONSTANZO *et al.*, 2013). Nesta região de interação química, que recebe o nome de sinapse, ocorre a transdução de energia química em elétrica por processos metabólicos dados pela ação de neurotransmissores. Os potenciais de ação iniciam-se nos terminais axonais e estendem-se até os corpos celulares dos neurônios que, geralmente por meio de dendritos, interagem com os demais neurônios (CONSTANZO *et al.*, 2013). Os Impulsos nervosos codificam a ativação de estruturas do sistema nervoso e, desta maneira, modelam a resposta a estímulos.

Os potenciais de ação direcionados a sinapses excitatórias provocam, no neurônio subsequente, potenciais excitatórios pós-sinápticos (PEPS). Os PEPS de vários neurônios desencadeiam o fluxo de íons no espaço extracelular, resultando em uma corrente elétrica denominada potencial de campo local (PCL). Estes PCL são medidos de diversas formas, dentre elas o eletroencefalograma (SCHOMER e LOPES DA SILVA, 2010).

#### 2.1 Anatomia das regiões corticais relacionadas a processos motores

A área do córtex compreendida longitudinalmente entre o sulco central e o giro pré-frontal e, transversalmente, entre o sulco cingulado e a fissura silviana é denominada de córtex motor primário (M1) ou área BA-4 na classificação de Brodmann (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006). Esta região, ilustrada na Figura 2.1,

apresenta ao longo de sua extensão longitudinal, o mapa somatotópico da musculatura estriada esquelética. O córtex motor primário recebe esta denominação pois neurônios originados desta região projetam seus axônios para sinapses nos cornos ventrais da medula onde residem os neurônios motores somáticos. Estes neurônios motores, por sua vez, apresentam-se em contato direto com as fibras extrafusais na junção neuromuscular e realizam a ativação muscular por meio da liberação de acetilcolina (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; BARRETT *et al.*, 2015).

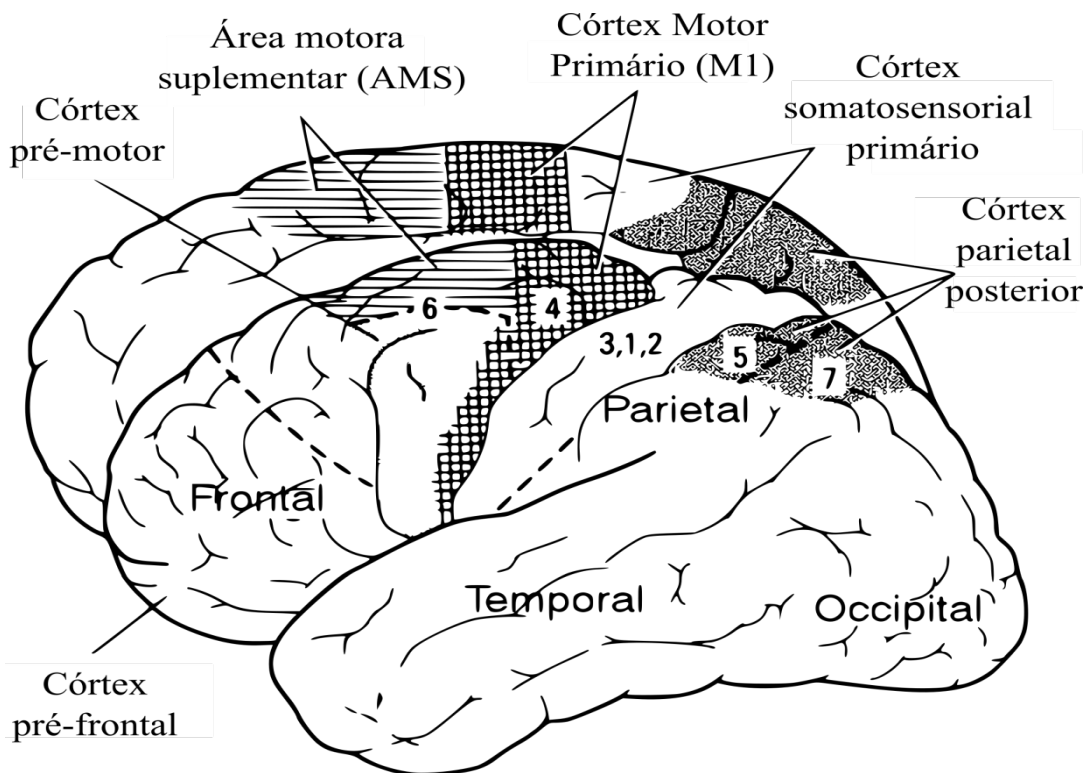


Figura 2.1: Representação das regiões corticais relacionadas aos processos motores (Modificado de: <http://www.acbrown.com/neuro/Lectures/Motr/AVFigs/NrMotr02.gif>).

A área motora suplementar (AMS) encontra-se situada anteriormente ao giro pré-central, logo acima da margem superior do sulco cingulado e tem como limite longitudinal inferior o córtex pré-motor (BARRETT *et al.*, 2012). O córtex pré-motor estende-se até a fissura silviana e, juntamente com a AMS, corresponde à área 6 na classificação de Brodmann (BA-6) (Figura 2.1). De fato, ambas possuem funções relacionadas ao planejamento de sequências motoras, entretanto, de grupos musculares distintos (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; CONSTANZO *et al.*, 2013; BARRETT *et al.*, 2015). A AMS parece exercer funções relacionadas ao controle de neurônios inervados na musculatura distal. Por outro lado, o córtex pré-motor parece

estar associado ao controle de neurônios com inervação na musculatura proximal (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006).

## **2.2 O fluxo de informação no controle da musculatura e as terminações das vias motoras.**

O movimento voluntário, dado pela contração coordenada dos músculos estriados esqueléticos, pode ser dividido nas seguintes etapas: planejamento motor, coordenação muscular e ajustes simultâneos à execução motora. A primeira etapa, o planejamento motor, tem início nas áreas associativas do córtex, ou seja, em áreas onde não há entrada direta de informação sensorial tampouco saída de comandos motores. Estas áreas realizam o planejamento motor juntamente aos núcleos de base e regiões laterais do cerebelo (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; BARRETT, *et al.*, 2015).

As informações de planejamento motor, advindas das áreas associativas, convergem por meio do tálamo ao córtex pré-motor e M1. O córtex pré-motor e área motora suplementar (AMS), como dito anteriormente, possuem funções relacionadas à segunda etapa, a coordenação de grupos musculares. Os comandos gerados nessas estruturas são enviados aos tratos piramidais, divididos em trato corticobulbar e corticoespinal, que constituem a principal via de início de movimentos voluntários especializados. O trato corticobulbar realiza a conexão do córtex com o tronco encefálico e carrega informações destinadas a músculos sob controle de nervos cranianos (músculos da face, cabeça e pescoço). Por outro lado, o trato corticoespinal, também conhecido como pirâmide medular, realiza a conexão do córtex com a medula espinal e carrega informações com destino a músculos de inervação medular (músculos do torso, membros superiores e inferiores) (BARRETT *et al.*, 2015).

A ativação de neurônios motores ao final dos tratos piramidais é geralmente acompanhada pela convergência de informações ao córtex motor e cerebelo. Estas informações provêm de estímulos sensoriais gerados por células especializadas durante a execução, e servem de parâmetros para realização de ajustes. Um exemplo destas células é o fuso muscular, responsável pelo fornecimento de informação proprioceptiva. No caso de ajustes posturais, informações advindas dos fusos convergem ao cerebelo que, por meio de vias estabelecidas com o tronco encefálico, reajustam os músculos posturais conforme os novos parâmetros e objetivo final do movimento (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006; BARRETT *et al.*, 2015). A Figura 2.2 ilustra o fluxo



de informação através das estruturas citadas e evidencia processos de realimentação fundamentais ao controle motor.

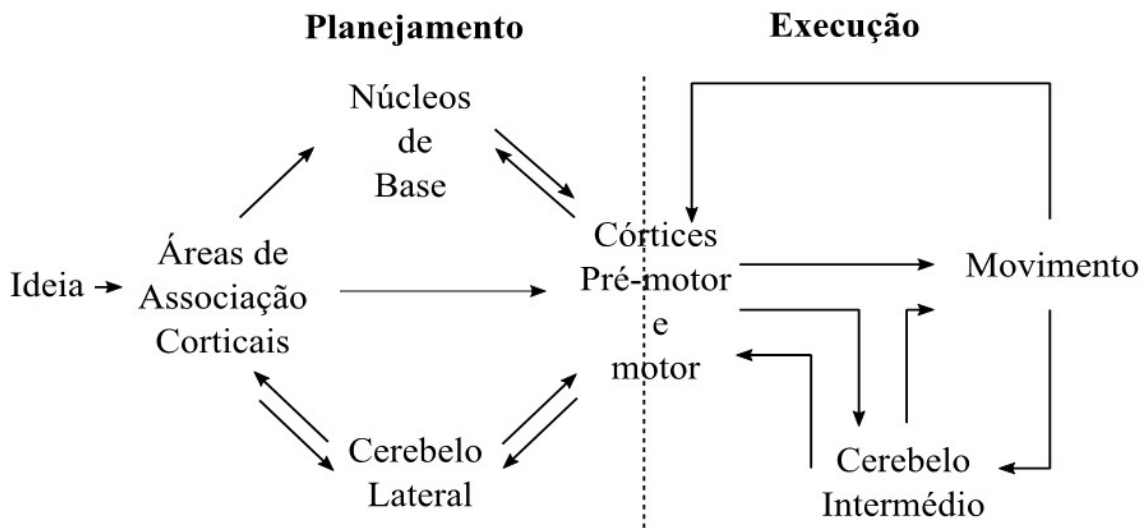


Figura 2.2: Diagrama do fluxo de informação no controle motor (Modificado de BARRETT *et al.*, 2015).

Na medula e tronco encefálico, os feixes de axônios que constituem os tratos organizam-se espacialmente em duas vias: laterais e ventromediais. Axônios das vias ventromedias originam-se no tronco encefálico e apresentam terminações em sinapses de interneurônios medulares. Estes carregam informações de orientação espacial, dadas por estímulos como o visual, realizando controle do equilíbrio e postura, e auxiliando na locomoção (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006). As vias laterais são compostas essencialmente por dois tratos, corticoespinal e rubroespinal. O trato rubroespinal é formado essencialmente por axônios do lobo frontal; por sua vez, o trato corticoespinal apresenta axônios originados das área BA-4, BA-6 e de áreas somatosensoriais do lobo temporal. Em ambos os tratos, ocorre um processo denominado decussação, onde os axônios perpassam a linha média do corpo, em diferentes níveis da medula, para realização de sinapses com neurônios motores cuja junção neuromuscular é contralateral ao hemisfério cerebral (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006).

### 2.3 Planejamento motor

Como visto, a atividade de várias regiões corticais são necessárias para a realização do movimento. Por sua vez, todo movimento é orientado a um objetivo final, que, para ser alcançado, depende do emprego de uma estratégia apropriada. Também é

necessário conhecer a postura e o posicionamento atual do corpo e do alvo sobre o qual destina-se o movimento. Além disso, a ativação da musculatura deve ocorrer no momento apropriado, portanto, informações do planejamento motor devem ser armazenadas na memória (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006).

As áreas associativas do córtex são fundamentais no planejamento motor. Quando o movimento é idealizado, sua representação é gerada em áreas associativas do córtex parietal posterior por meio da ação de neurônios projetados de áreas corticais envolvidas com processamento somatossensorial, proprioceptivo e visual. A área BA-5 recebe aferências do córtex somatossensorial primário (áreas BA-3, BA-2 e BA-1) e da área BA-7. As áreas BA-3, BA-2 e BA-1 estão relacionadas à percepção somatossensorial, assim como a discriminação espacial entre 2 pontos e propriocepção. Já a área BA-7 parece estar relacionada ao processamento de informação espaço-visual (BEAR *et al.*, 2006).

Outra área associativa a ser citada é o córtex pré-frontal. Assim como o córtex parietal, essa região estabelece conexões com córtex motor via aferências. Suspeita-se que este faça parte do controle de movimentos voluntários prevendo as possíveis consequências das estratégias disponíveis e realizando a escolha da mais adequada. O córtex pré-frontal estabelece contato com a AMS por meio do gânglio basal em um circuito neuronal determinante para a deflagração de movimentos voluntários. Conforme ilustrado na Figura 2.3, neurônios inibitórios do globo pálido possuem terminações no núcleo ventral do tálamo (VL), mais precisamente, na região VLo. Durante o estado de repouso estes neurônios apresentam atividade plena, inibindo a atividade da AMS. Por outro lado, neurônios do córtex pré-frontal ativados durante o processamento motor destinado a deflagração de movimentos podem interferir neste circuito impedindo momentaneamente a ação dos neurônios inibitórios do globo pálido e levando a ativação de células relacionadas a atividade motora na AMS. Acredita-se que esta interrupção da atividade inibitória do gânglio basal sob a AMS culmine de forma irreversível na execução de movimentos.

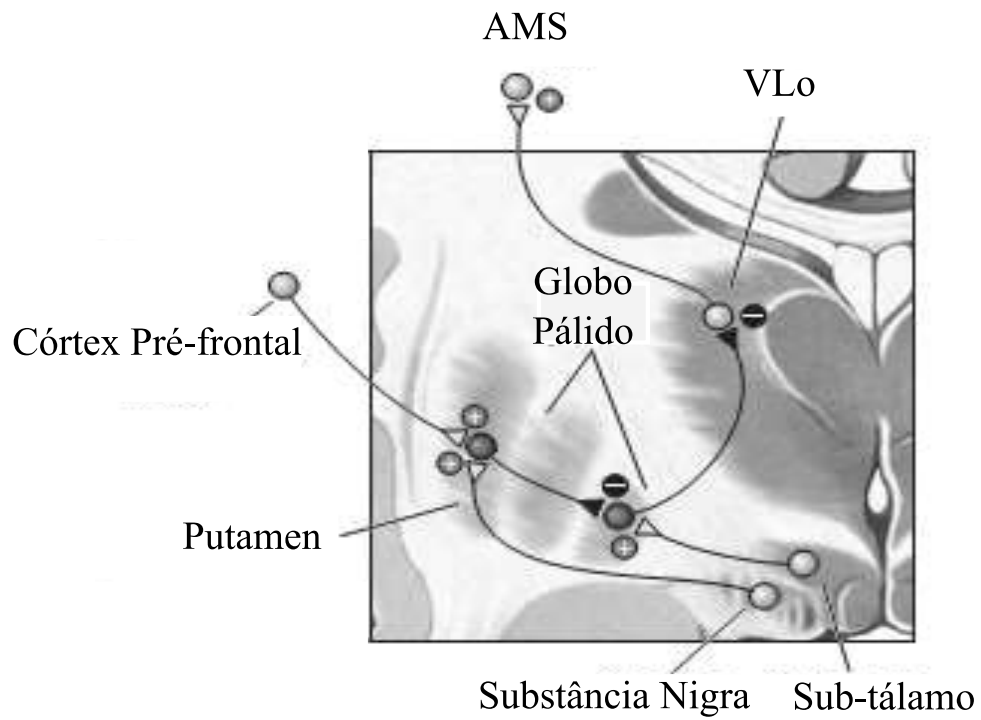


Figura 2.3 Diagrama esquemático do loop motor estabelecido entre o córtex pré-frontal e o ganglio basal (reproduzido de: BEAR, CONNORS e PARADISO, 2006).

### CAPÍTULO 3

#### IMAGÉTICA MOTORA

Segundo DECETY (1996), a imagética motora (IM) pode ser definida como um estado dinâmico no qual o sujeito simula mentalmente determinada ação. Acredita-se que a capacidade de realização da IM esteja associada ao preparo para execução da tarefa motora (DECETY, 1996; GUILLIOT *et al.* 2011; KALICINSKI *et al.*, 2015). A IM pode ser realizada em duas modalidades conforme o caráter principal do conteúdo evocado durante a simulação mental (JEANNROD, 1995; STINEAR *et al.*, 2005). Na IM visual, por exemplo, tem-se como foco a informação espaço-visual associada à execução de um movimento, que pode ser evocada em perspectiva de 1ª e 3ª pessoa (DECETY *et al.*, 1996; STECKLOW, 2006). Por outro lado, na IM cinestésica, o conteúdo evocado tem caráter somatossensorial, portanto, podendo ser evocado apenas em 1ª pessoa (DECETY, 1996).

Um número expressivo de estudos indicam que regiões cerebrais ativadas durante a execução de movimentos também sofrem alterações durante a IM. Os primeiros registros de ativação destas regiões durante IM foram obtidos a partir de medidas de fluxo sanguíneo cerebral regional (rCBF). Ingvar e Philipson (1977), por exemplo, indicaram aumentos de 30-35% no rCBF das regiões frontais e do córtex pré-motor de 4 sujeitos durante a imaginação de um movimento de aperto com as mãos. Por sua vez, em movimentos de maior complexidade, como sequências de digitação, Roland *et al.* (1980) indicaram aumentos significativos no rCBF na AMS.

Acredita-se que, na IM, ocorra um bloqueio do fluxo da informação que culmina no movimento em algum nível da conexão cortico-espinal (DECETY, 1996). Alguns estudos apontam que tal bloqueio ocorra entre a AMS e M1, uma vez que estes relatam a ausência de ativação significativa de M1 durante a IM (ROMERO *et al.*, 2000; HANAKAWA *et al.*, 2003). Por outro lado, evidências mais recentes indicam que M1 sofreria ativação durante a IM, entretanto, apenas na modalidade cinestésica. Como exemplo, podemos citar o estudo de CALDARA *et al.* (2004), o qual indica alterações significativas nos sinais EEG em M1 durante a IM cinestésica da tarefa de pressionar um botão. Além disso, estudos como de STINEAR (2006) apontam aumento da excitabilidade corticoespinal durante IM cinestésica que, por sua vez, estaria relacionada a um aumento da ativação de M1.

No EEG, a IM em modalidade cinestésica tem tido maior abordagem para investigação de fenômenos (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005; PFURTSCHELLER e SOLIS-ESCALANTE, 2009; NAM *et al.*, 2011; SOLIS-ESCALANTE, MÜLLER-PUTZ e NEUPER, 2012). Isso ocorre pela maior relação desta modalidade com processos motores e da observação de fenômenos igualmente presentes no movimento como DRE/SRE. Estes fenômenos, entretanto, nem sempre são apresentados por todos os indivíduos investigados e, geralmente, apresentam magnitude inferior as obtidas durante a execução dos movimentos (SOLIS-ESCALANTE, MÜLLER-PUTZ e NEUPER, 2012).

## CAPÍTULO 4

### O ELETROENCEFALOGRAMA

O EEG é o registro espaço-temporal de variações de tensão elétrica geradas no córtex cerebral e medidas por eletrodos dispostos sobre o escalpo (SANEI e CHAMBERS, 2007; SILVA, 2010). Devido a sofrer atenuação de amplitude por estruturas dispostas entre o eletrodo e o córtex (escalpo, crânio e meninges), o EEG reflete, em sua maior parte, a atividade pós-sináptica excitatória de grandes populações de neurônios corticais (SANEI e CHAMBERS, 2007). A sua análise durante atividades motoras e estimulação somatossensorial tem contribuído para o entendimento fisiológico e patológico do processamento neuronal associado ao sistema motor.

A aquisição de sinais EEG é, usualmente, realizada por eletrodos discóides (Ag/AgCl) fixados em regiões específicas do escalpo. A interface eletrodo-escalpo, por sua vez, é embebida em pasta eletrolítica, com vistas à diminuição da impedância, e a fixação dos eletrodos segue, em geral, o sistema internacional 10-20 (SI 10-20). O SI 10-20, criado pelo comitê *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, utiliza a distância entre marcos anatômicos (glabella, *vertex* e protuberância occipital) como base para a localização dos eletrodos. Assim, os eletrodos encontrados sob a linha sagital mediana são posicionados sobre o escalpo em sítios localizados utilizando-se 10% e 20% da distância entre a protuberância occipital e a glabella (Figura 4.1).

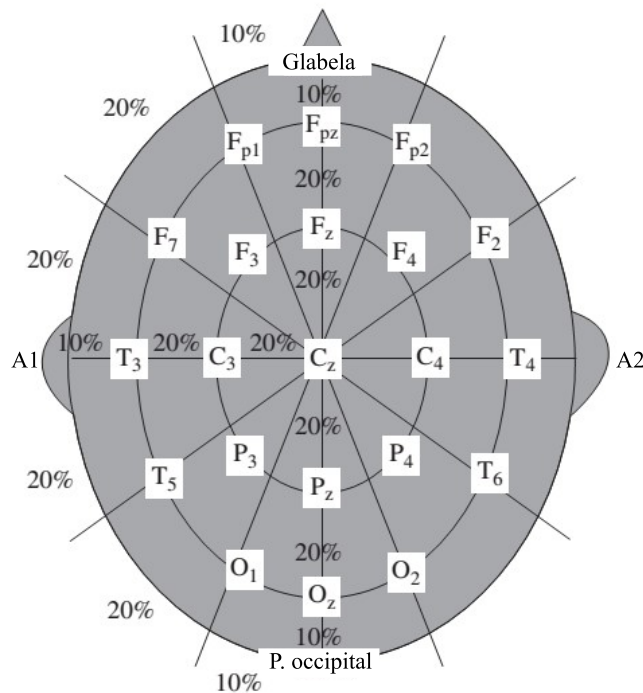


Figura 4.1: Representação do posicionamento de eletrodos segundo o sistema internacional 10-20. (Modificado de SANEI e CHAMBERS, 2007).

Quanto à nomenclatura utilizada no SI 10-20, cada eletrodo recebe denominação formada por duas letras (quando residem na linha média sagital), ou uma letra e um número (quando residem sobre um dos hemisférios) e, no caso especial de eletrodos frontopolares (Fp), duas letras e um número. A primeira letra tem por objetivo indicar o sítio anômico, sendo estas: frontal (F), central (C), temporal (T), parietal (P), occipital (O) e auricular (A). Já os números pares e ímpares indicam, respectivamente, os hemisférios direito e esquerdo, e a letra “z” compõe o nome de eletrodos posicionados sobre a linha sagital.

O EEG retrata o sincronismo cortical correspondente à excitação simultânea de neurônios em uma mesma região do córtex. Este sincronismo, por sua vez, resulta na soma espacial das tensões elétricas de potenciais de campo neuronais que culminam no aumento da amplitude do sinal EEG (SINGER, 1993). Ondas quase-periódicas recorrentes, chamadas de oscilações, surgem no EEG como resultado do sincronismo/dessincronismo cortical e originam os ritmos cerebrais. Estes ritmos podem ser divididos em cinco grupos principais: delta ( $\delta$ ), teta ( $\theta$ ), alfa ( $\alpha$ ) / mu ( $\mu$ ), beta ( $\beta$ ) e gama ( $\gamma$ ) (SCHOMER e LOPES DA SILVA, 2010). Tais grupos compreendem oscilações que se relacionam a vários fatores, tais como: estados de consciência, níveis

de atenção e respostas a estímulos (internos e externos). Além disso, possuem faixas de frequências definidas para delta (0,5-4 Hz), teta (4-8 Hz), alfa/mu (8-13 Hz), beta (13-32 Hz) e gama ( $\geq 32$  Hz) (SANEIE e CHAMBERS, 2007; SCHOMER e LOPES DA SILVA, 2010).

#### 4.1 O ritmo beta e o sistema motor

O ritmo beta (13-32 Hz) pode ser evidenciado com o desaparecimento gradual de oscilações em bandas de frequência relacionadas ao sono (SANEI e CHAMBERS, 2007). Dentre os ritmos cerebrais, o *beta* é considerado preponderante durante o estado de consciência de vigília, sendo encontrado, principalmente, nas regiões frontal e central do escalpo (PFURTSCHELLER, STANCÁK JR. e EDLINGER, 1997). Este foi relatado pela primeira vez, em humanos, por JASPER e PENFIELD (1949) ao realizarem a aquisição de eletrocorticograma (ECoG) em um paciente sob anestesia local, sujeito a tratamento de epilepsia focal. Os sinais com a presença do ritmo foram obtidos de eletrodos posicionados sobre o giro pré-central. Quanto à reatividade, os autores indicaram haver alterações deste em decorrência tanto do início quanto do término de movimentos voluntários.

Na região somatossensorial (áreas 1, 2 e 3 na classificação de Brodmann), o ritmo beta distribui-se em torno de 20 Hz e a amplitude de seu espectro apresenta-se maior durante períodos de imobilidade (inércia voluntária e ausência de engajamento real ou mental em movimentos voluntários) (SALMELIN *et al.*, 1995). Além disso, as oscilações em beta apresentam comportamento semelhante ao apresentado pelo ritmo rolândico *mu* (associado ao controle motor), sofrendo supressão de sua atividade pouco antes do início (0,2 s) assim como durante a execução de movimentos voluntários. Esta semelhança estende-se até o término do movimento, quando ambos retornam ao nível de repouso (SALMELIN *et al.*, 1995; PFURTSCHELLER, STANCÁK JR. e EDLINGER, 1997; SCHOMER e LOPES DA SILVA, 2010). Entretanto, no ritmo beta, a supressão da atividade ocorre cerca de 1,8 s após a do ritmo *mu*, e o retorno ao nível de repouso dá-se imediatamente após o término do movimento, enquanto que, em *mu*, ocorre apenas nos 2-3 s seguintes (SALMELIN *et al.*, 1995; PFURTSCHELLER *et al.*, 2000). Outra distinção cabível é que o ritmo *mu* tem como característica a bilateralidade, enquanto que o ritmo beta é, em geral, observado contralateralmente ao membro movido (SALMELIN *et al.*, 1995; NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001).



Ademais, o retorno da atividade beta aos níveis de repouso, após o término de movimentos voluntários ou de sua simulação mental (imagética motora), é, em geral, acompanhado de um fenômeno caracterizado por um aumento transitório de potência, acima dos níveis de repouso, denominado *Beta Rebound* (PFURTSCHELLER *et al.*, 2000; NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001; PFURTSCHELLER *et al.*, 2005). Este fenômeno tem sido associado, em estudos de EEG, eletromiografia (EMG), estimulação magnética transcraniana (EMT), magnetoencefalografia (MEG) e outros, à inibição e/ou desativação do córtex motor primário (MI) como causa ou resultando na sincronização da região motora ativada durante a preparação ou execução do movimento voluntário. Corrobora esta visão o estudo realizado por CHEN *et al.* (1998), em um grupo de voluntários sadios (7 homens e 6 mulheres), com o objetivo de investigar a atividade corticoespinal durante o movimento de abdução rápida do polegar. Os autores concluíram, por meio da análise dos sinais EMG e de EMT, que o intervalo de tempo associado à diminuição da atividade corticoespinal durante a tarefa coincide com os dados da literatura sobre o momento de ocorrência de oscilações em *beta*.

A modulação do *Beta Rebound* dá-se por diversos fatores, tais como: idade, ritmo circadiano, período de imobilidade entre movimentos, indicação sobre execução correta, experiência na execução e segmento corporal envolvido (PFURTSCHELLER, *et al.*, 2005; KOELEWIJN *et al.*, 2008; WILSON, HEINRICH-GRAHAM e BECKER, 2014). No movimento voluntário, mas também na IM, a amplitude do *Beta Rebound* tem sido associada ao tamanho da representação, no homúnculo motor, do segmento corporal ativado (SINGER, 1993; PFURTSCHELLER *et al.*, 2000; NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001). Assim, o *Beta Rebound* subsequente a tarefas manuais apresentaria maior magnitude que o de tarefas com os pés (NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001). A amplitude também estaria relacionada, segundo JOUNDI *et al.* (2012), ao período de imobilidade entre duas tarefas de movimento voluntário. Esta conclusão foi apresentada pelo autor após o registro de potenciais de campo locais na região do núcleo subtalâmico de pacientes portadores de Parkinson.

#### **4.1.2 O *Beta Rebound* na imagética motora e as técnicas de processamento**

A evocação de representações mentais de tarefas motoras, denominada de imagética motora (IM), compartilha de diversos mecanismos corticais utilizados na performance motora (PORRO *et al.*, 2000; MUTHUKUMARASWAMY e JHONSON,

2004; PFURTSCHELLER *et al.*, 2005). Corroboram esta hipótese estudos como o de PORRO *et al.* (2000), realizado com o objetivo de verificar alterações hemodinâmicas por meio de RMF. No estudo, 14 voluntários foram solicitados a realizar IM e performance motora de sequências de digitação auto-ritmadas realizadas no dedo-polegar. Segundo o autor, nas regiões estudadas (porção mesial do giro pós-central, margem anterior do sulco central, terço posterior do giro pré-central, porção lateral do córtex pré-motor e AMS), apenas cerca de 10% das populações de neurônios ativadas durante a performance motora não sofreram alterações durante a IM.

Apesar do consenso sobre o compartilhamento de mecanismos corticais na execução motora e IM, existem debates quanto à ativação de um destes mecanismos, o córtex motor primário (M1). Embora haja evidências em estudos de imagem indicando sua ativação, alguns estudos de EEG refutam esta hipótese (ROSS *et al.*, 2003). Experimentos como o realizado por STINEAR *et al.* (2006) com o objetivo de investigar a excitabilidade corticomotora durante IM visual e cinestésica de 10 voluntários reafirmam a participação de M1. Segundo os dados de EMG de todos os voluntários, haveria um aumento da atividade corticoespinal durante a IM, porém, apenas na modalidade cinestésica. Este aumento de excitabilidade corticoespinal estaria relacionada à ativação de M1.

O fenômeno *Beta Rebound* possui diversas características modulatórias, dentre as quais pode-se destacar a especificidade de frequência, documentada em diversos estudos de EEG (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005; SOLIS-ESCALANTE *et al.*, 2012; HASHIMOTO e USHIBA, 2013). Em outras palavras, este fenômeno não ocorre ao longo de toda a extensão da banda, mas em uma ou mesmo num pequeno intervalo do espectro frequência (NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001; PFURTSCHELLER, *et al.*, 2005). Dos estudos que ilustram tal característica pode-se citar o de PFURTSCHELLER *et al.* (2005), no qual investigou-se, por meio de sinais EEG, o comportamento de sinais de derivações da região central (C3, C4 e Cz) de 9 voluntários destros durante tarefas de IM com a mão direita, mão esquerda, pés e língua. O autor indica que o *Beta Rebound*, após a IM com os pés, ocorre mais próximo ao *vertex* e em frequências mais próximas a 30 Hz, enquanto que, na IM de qualquer uma das mãos, o mesmo ocorre em frequências mais próximas de 20 Hz e em derivações contralaterais ao movimento.

Várias abordagens têm sido utilizadas para a análise dos sinais EEG com vistas a descrever fenômenos assíncronos em fase que ocorrem em frequências ou bandas

específicas, como o *Beta Rebound*. O método clássico, ainda muito utilizado, consiste em: (1) filtragem em passa-banda das séries temporais de todas as épocas do evento; (2) elevação ao quadrado de cada amostra da série temporal com vistas a obter um valor correlato à potência; (3) cálculo do valor médio das épocas destes valores correlatos; (4) obtenção do valor médio ao longo do tempo com o objetivo de reduzir a variabilidade (PFURTSCHHELLER e SILVA, 1999; PFURTSCHHELLER *et al.*, 2005). Em alternativa a este, outros métodos têm sido aplicados, dos quais destacamos as transformadas de Fourier, Wavelet e Hilbert (BRUNS, 2004; MUTHUKUMARASWAMI e JHONSON, 2004; MOLTENI *et al.*, 2011).

Como demonstrado formalmente por BRUNS (2004), as abordagens por meio da aplicação da transformada de Fourier, Wavelet e Hilbert são equivalentes tanto matematicamente como empiricamente. Entretanto, em termos de utilização de recursos computacionais, a transformada de Fourier mostra-se superior no caso do uso de janelas de tempo com número de amostras iguais a potências de 2. A transformada de Fourier pode ser utilizada junto ao teste F-espectral para avaliação de alterações assíncronas em fase como o *Beta Rebound* (SHUMWAY, 1988). O teste F-espectral é uma técnica estatística aplicada a sinais no domínio da frequência e tem sido utilizado na avaliação de alterações nos sinais EEG durante estimulação fótica intermitente, estimulação visual dinâmica e imagética motora (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2009; SILVA, 2010; STECKLOW, INFANTOSI e CAGY, 2010).

O *Beta Rebound* apresenta grande variabilidade interindividual e especificidade de frequência (PFURTSCHHELLER e LOPES DA SILVA, 1999). Assim, para sua investigação, PFURTSCHHELLER *et al.* (2005) sugere a inspeção de mapas de tempo-frequência para identificar faixas de frequência com comportamento característico do *Beta Rebound* e aplicar a estas faixas técnicas estatísticas como o teste F-espectral. Estes mapas são obtidos pela aplicação de transformadas (Hilbert-Huang, Wavelet e Fourier) ou pelo procedimento clássico de avaliação de DRE/SER, e permitem a representação da potência dos sinais numa matriz de cores, frequência a frequência, ao longo do tempo (BRUNS, 2004).

## 4.2 Análise espectral de potência

Segundo PFURTSCHHELLER e SOLIS-ESCALANTE (2009), alterações na atividade elétrica cortical ocasionadas por estímulos internos, como *Beta Rebound* na

IM, têm como característica o sincronismo temporal sem sincronismo de fase. Informações acerca dessas alterações, por sua vez, podem ser extraídas pela análise espectral de potência. Sendo assim, segundo KAY (1988), a função de densidade espectral de potência de um sinal EEG amostrado,  $x[n]$ , pode ser definida, de forma direta, por meio da transformada discreta de Fourier dada pela equação:

$$P_{xx}(f) = \lim_{L \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{2L+1} \left| \sum_{n=-L}^L x[n] e^{-j2\pi f n T} \right|^2 \right\} \quad (4.1)$$

onde  $E\{\cdot\}$  é o operador valor esperado,  $T = \frac{1}{f_s}$  é o intervalo de amostragem,  $f_s$  a frequência de amostragem do sinal e  $2L+1$  é o número total de amostras do sinal. Para o caso que  $x[n]$  tem duração finita de  $L$  amostras  $\{x[n], n \in \mathbb{Z} | 0 \leq n \leq L+1\}$ , a transformada de Fourier de tempo discreto pode ser estimada por meio da Transformada Discreta de Fourier descrita na equação abaixo:

$$\tilde{X}(f) = \sum_{n=0}^{L-1} x[n] \cdot \exp(-j2\pi k f_0 n T) \quad (4.2)$$

onde  $f_0 = \frac{1}{LT}$  e  $f$  corresponde a  $f_k = k f_0$  para  $\{x[n], n \in \mathbb{Z} | 0 \leq n \leq L+1\}$ . Assim, para o caso em que  $f_s$  obedece o teorema de Nyquist-Shannon, a equação (4.1) pode ser reescrita como:

$$\tilde{P}_{xx}(f) = \tilde{X}(f) \cdot \tilde{X}(f)^* \quad (4.3)$$

Assim, segundo LIAVAS *et al.*, (1998) assumindo-se os segmentos do sinal EEG como realizações de um processo estocástico Gaussiano com média zero,  $\tilde{P}_{xx}(f)$  é proporcional a uma distribuição qui-quadrada com dois graus de liberdade ( $\chi_2^2$ ). Desta forma, com o intuito de reduzir a variabilidade estatística da estimativa, pode-se fazer uso do método de *Bartlett*, dado por:

$$\tilde{P}_b(f) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \tilde{P}_m(f) \quad (4.4)$$

onde  $M$  é o número de épocas (independentes e de igual duração) e  $\hat{P}_m(f)$  é o espectro estimado da  $m$ -ésima época do sinal.

#### 4.2.1 O teste $F$ -espectral

O teste  $F$ -espectral (TFE) é uma ferramenta estatística que permite o cálculo da probabilidade de duas amostras espectrais serem originadas de uma mesma população (em termos do espectro teórico de potência), e pode ser utilizado na investigação de alterações síncronas no tempo em sinais EEG (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2009). Sua aplicação pode ser realizada tanto na comparação de amostras distintas obtidas de uma banda ou índice de frequência de estimativas de densidade espectral de potência (DEP) diferentes, quanto no teste de amostras de uma mesma estimativa de DEP, mas oriundas de bandas ou índices de frequências distintos. Considerando-se que as estimativas de DEP para cada um dos momentos a serem comparados se baseiam em um mesmo número de épocas ( $M$ ), o TFE pode ser definido, com base na equação (4.4), pela seguinte expressão:

$$TFE(f) = \frac{\hat{P}_{yy}(f)}{\hat{P}_{xx}(f)} = \frac{\frac{1}{M} \sum_{m=1}^M |\tilde{Y}_m(f)|^2}{\frac{1}{M} \sum_{m=1}^M |\tilde{X}_m(f)|^2} \quad (4.5)$$

onde  $f$  é o índice de frequência,  $\tilde{X}_m$  e  $\tilde{Y}_m$  são as transformadas de Fourier da  $m$ -ésima época de momentos distintos de uma mesma condição experimental. Assim, segundo SHUMWAY (1988), para sinais estocásticos de origem gaussiana e média zero, os valores de  $TFE(f)$  resultantes de (4.5) seguem uma distribuição  $F$  central, com  $2M$ ,  $2M$  graus de liberdade:

$$TFE(f) \sim F_{2M, 2M} \quad (4.6)$$

Por fim, assumindo-se como hipótese nula ( $H_0$ ) a igualdade entre as potências (ausência do *Beta Rebound*), para uma dada frequência  $f$ , nos dois momentos da condição experimental investigada, o valor crítico do teste pode ser obtido por:

$$TFE_{crit} = F_{2M,2M,\alpha} \quad (4.7)$$

onde  $\alpha$  é o nível de significância estatística do teste. Para o caso especial em que se espera, de antemão, que o denominador da equação (4.5) assuma valores inferiores ou iguais ao numerador, o teste a ser realizado deve ser unicaudal. Dessa forma,  $H_0$  só poderá ser rejeitada se  $TFE(f) > TFE_{crit}$ .

## CAPÍTULO 5

### MATERIAIS E MÉTODOS

#### 5.1 Casuística

Os dados aqui especificados foram coletados durante a dissertação de STECKLOW (2006). A casuística foi composta por 33 sujeitos adultos, destros, do sexo masculino e de faixa etária 18 a 40 anos. A seleção dos participantes deu-se conforme os seguintes pré-requisitos: idade superior a 18 anos, sexo masculino, não serem usuários de substâncias psicoativas ilícitas e não portarem patologias ou distúrbios psicológicos diagnosticados. Após a seleção, os sujeitos foram divididos em dois grupos distintos, atletas e não-atletas. O grupo de atletas foi composto por 15 atletas de voleibol de quadra com um mínimo de dois anos de experiência em competições regionais, nacionais e/ou internacionais oficiais reconhecidas pelas federações de voleibol. O grupo não-atletas, por outro lado, foi composto por 18 sujeitos sem experiência profissional na prática de voleibol.

Os voluntários declararam não terem realizado exercícios físicos extenuantes nem ingerido estimulantes do Sistema Nervoso Central por um intervalo de 8 horas precedentes a coleta dos sinais. Todos os participantes foram informados sobre os objetivos e etapas do protocolo experimental da pesquisa e, por meio da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, aceitaram participar do estudo. Além disto, foi esclarecido não haver qualquer tipo de remuneração em razão da sua participação e a qualquer momento, poderiam desistir sem qualquer consequência resultante desta decisão.

Os voluntários do estudo foram submetidos à aplicação de um teste visando à mensuração da capacidade da realização de IM, denominado *Movement Imagery Questionnaire-Revised*. Este teste foi adotado como critério de exclusão; assim, indivíduos apresentando valores inferiores ao escore total de 16 foram eliminados das demais etapas do estudo (para mais detalhes, STECKLOW, 2016). Como resultado da aplicação deste critério, a casuística do estudo foi reduzida a 30 sujeitos, sendo os três indivíduos eliminados constituintes do grupo atletas.

A Figura 5.1 apresenta as distribuições das idades dos sujeitos de ambos os grupos investigados na casuística final do estudo. Pode-se observar na figura que, aparentemente, o grupo de não atletas (NA, 15 sujeitos) apresenta valores de idade

superiores aos do grupo atletas (A, 15 sujeitos). Segundo resultados de STECKLOW (2006), um teste- $t$  simples indicou, para um nível de significância  $\alpha = 5\%$ , diferenças nos valores médios de idade dos voluntários.

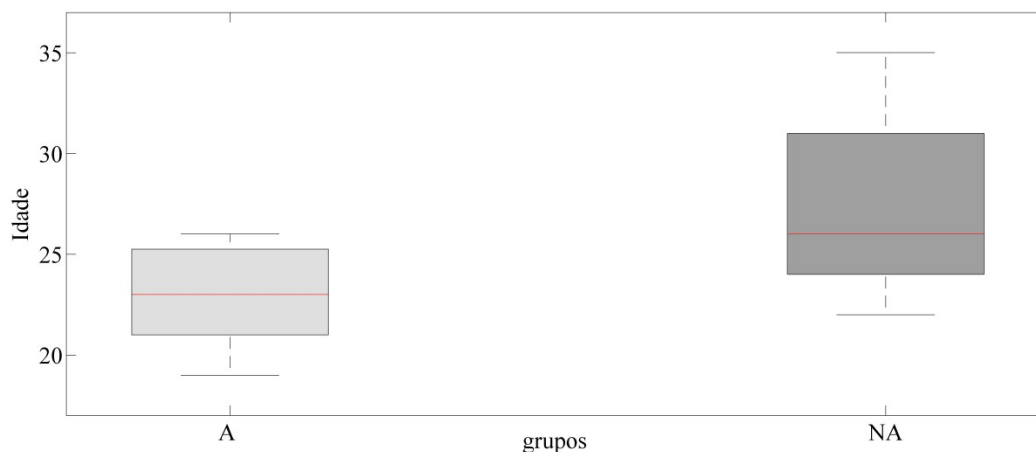


Figura 5.1: Distribuição das idades dos sujeitos de ambos os grupos investigados, Atletas (A) e Não-Atletas (NA), da casuística final do estudo.

## 5.2 Protocolo experimental

Os experimentos foram conduzidos durante a pesquisa de dissertação de Mestrado de STECKLOW (2006) nos laboratórios de Mapeamento Cerebral e Integração Sensório-Motora do Instituto de Psiquiatria e de Processamento de Imagens e Sinais do Programa de Engenharia Biomédica (COPPE), ambos da Universidade Federal do Rio de Janeiro. As instalações utilizadas dispunham de rede elétrica aterrada, sistema de refrigeração e controle de iluminação.

Antes do início da aplicação do protocolo experimental, os sujeitos foram instruídos acerca dos procedimentos aos quais seriam submetidos e solicitados a preencher uma ficha de anamnese. Em seguida, os voluntários foram requisitados a completar o questionário *Movement Imagery Questionary-Revised*, com o objetivo de avaliar a capacidade de realização de imagética motora (para detalhes, consultar STECKLOW, 2006). Após a aplicação do questionário, os sujeitos foram submetidos à visualização de um vídeo em VHS, capturado por uma câmera SONY® modelo DCR-TRV140 NTSC, ilustrando diversas repetições (em ângulos distintos) do mesmo movimento de voleibol, totalizando 7 min e 13 s de duração. Reproduzido uma única vez a cada voluntário, o vídeo apresentava um movimento de ataque de voleibol de



quadra a partir da posição quatro (zona de ataque do lado esquerdo da quadra), por sobre a rede e em sentido à quadra oposta. A gravação teve como objetivo fornecer detalhes como posição do corpo nos diversos momentos, salto e gesto das mãos ao golpear a bola.

Em seguida, os voluntários foram solicitados a sentarem em uma poltrona para o início da montagem dos eletrodos de Ag/AgCl no escalpo, conforme o Sistema Internacional 10-20, realizada por um técnico em eletroencefalografia com experiência de mais de 10 anos em montagem de eletrodos de EEG. Os sinais EEG foram adquiridos por meio de um eletroencefalógrafo padrão (EMSA, mod. BNT-36) das derivações monopolares O1, O2, P3, P4, C3, C4, T3, T4, T5, T6, F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, Oz, Pz, Cz e Fz (referência média biauricular e aterramento em FPz).

Os sinais foram filtrados analogicamente por filtros *anti-aliasing*, passa-altas e *notch* com frequências de corte em, respectivamente, 100 Hz, 0,1 Hz e 60 Hz. Estes sinais, amostrados a 240 Hz, foram coletados dos sujeitos com os olhos fechados, durante três condições distintas: contagem mental regressiva (CMR), IM-1 (imagética motora cinestésica e perspectiva de 1ª pessoa) e IM-3 (IM visual em perspectiva de 3ª pessoa). Quanto à ordem, foi, inicialmente, realizada coleta na condição IM-1 e, em seguida, na condição de IM-3. Antes, entre e após cada condição de IM, foram realizadas as coletas de sinal na condição CMR, somando 27 s (9 s cada), enquanto as coletas nas condições de IM-1 e IM-3 tiveram, ambas, duração de 6 minutos.

No presente trabalho, foram avaliados somente os sinais provenientes das derivações centrais C3 (hemisfério esquerdo), C4 (hemisfério direito) e Cz (vértex), adquiridos durante IM cinestésica (IM-1). Tal decisão foi tomada em concordância com dados encontrados na literatura, que indicam a ocorrência do fenômeno *Beta Rebound* em derivações da região central e apenas durante modalidade de IM cinestésica de 1ª pessoa (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005).

Com os voluntários sentados e em luz de penumbra, foram coletados, inicialmente, 9 s de EEG durante CMR. Logo em seguida, realizou-se a aquisição de sinal EEG durante o bloco 1 de IM-1 cinestésica constituído de 50 ciclos, sendo 30 ciclos da tarefa de ataque de voleibol e 20 da tarefa de bater de palmas. As tarefas foram, de maneira aleatória ao longo do bloco, intercaladas entre si por um *software* de geração de números aleatórios contido no programa de aquisição. Como ilustrado pela Figura 5.1, cada ciclo de IM foi constituído, inicialmente, da apresentação de um estímulo sonoro (S1) com o objetivo de informar o voluntário quanto à proximidade de

um segundo estímulo (S2) informando qual tarefa a ser realizada. Cerca de 2 s após S1, o estímulo sonoro S2 era emitido podendo apresentar tonalidade grave, indicativo da tarefa de voleibol, ou aguda, indicando a tarefa de bater de palmas. Após S2, os indivíduos deveriam realizar a tarefa IM indicada para o ciclo num intervalo de tempo de até 7 s com fim sinalizado pelo estímulo sonoro de preparação S1, indicativo do início do ciclo seguinte.

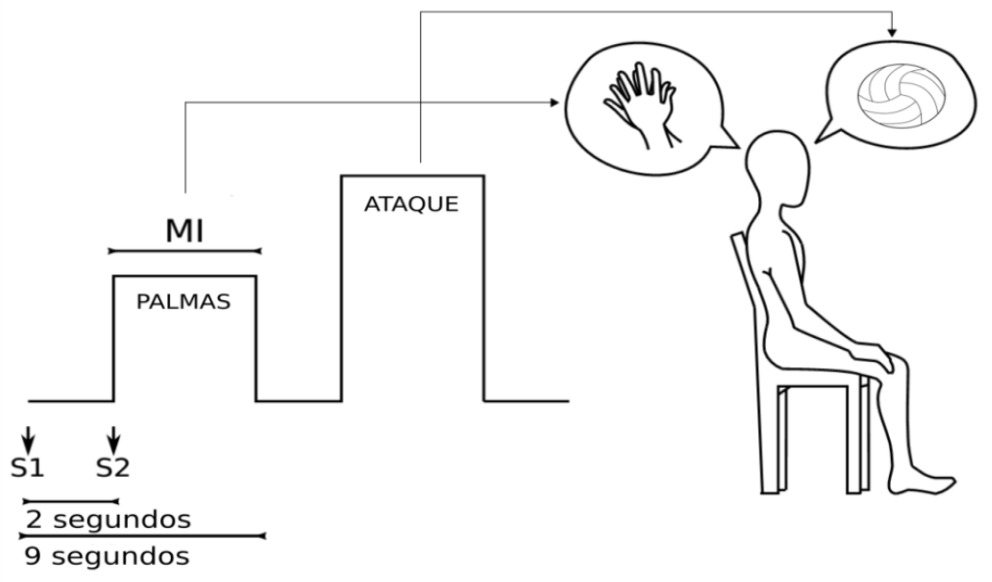


Figura 5.1: Esquema ilustrativo de dois ciclos do protocolo experimental aplicado. O estímulo sonoro S1 tem como objetivo alertar o voluntário sobre o início do ciclo. O estímulo sonoro S2, apresentado em uma de duas tonalidades, indica a IM a ser realizada: ataque de voleibol (grave) ou bater de palmas (agudo).

Com o objetivo de reforçar os detalhes sobre a modalidade e perspectiva de IM a ser reproduzida, uma gravação em áudio com detalhes acerca das tarefas foi reproduzida antes do início do bloco. Após 5 minutos do término do bloco 1, seguiu-se a coleta do bloco 2, organizado de maneira similar, mas destinado à realização de tarefas de IM-3. Não houve a mistura de modalidades de IM diferentes em um mesmo bloco. Devido ao propósito deste estudo e indicações da literatura quanto à condição de ocorrência do *Beta Rebound*, os sinais referentes ao bloco 2 (imagética motora visual) não foram abordados.

### 5.3 Pré-processamento

Com o objetivo de aferir a presença de segmentos contaminados com artefatos, os sinais EEG dos voluntários foram inicialmente filtrados para posterior inspeção visual. A filtragem dos sinais foi realizada por dois filtros digitais *butterworth* de 2ª ordem, sendo um passa-altas e um passa-baixas com frequências de corte em, respectivamente, 8 Hz e 32 Hz (bandas alfa e beta). Segundo SCHOMER e LOPES DA SILVA (2010), a filtragem de sinais em bandas de interesse é, por si só, considerada como método de rejeição de artefatos, além disso, o sinal filtrado facilita sua inspeção visual.

Após a filtragem, a inspeção dos sinais de C3, C4 e Cz foi realizada ciclo a ciclo, e os ciclos considerados contaminados, independente da extensão, foram eliminados das demais etapas. Além disso, suspeitando-se da contaminação de sinais de uma derivação, o mesmo intervalo de tempo foi igualmente inspecionado nas derivações próximas (F3, Fz, F4, P3, Pz, P4, T3 e T4), uma vez que certos artefatos tem como característica a contaminação de mais de uma derivação (SCHOMER e LOPES DA SILVA, 2010). A análise morfológica de artefatos baseou-se nas especificações apresentadas por SCHOMER e LOPES DA SILVA (2010), URIGÜEN e GARCIA-ZAPIRAIN (2015). A Figura 5.2 mostra parte do sinal filtrado da derivação C3, na banda 8-32 Hz, de um ciclo de IM do voluntário atleta #1. Pode-se notar a presença de artefato com morfologia característica entre 44 s e 44,5 s, com repetição no mesmo intervalo de tempo nas derivações P3,T3 e F3 localizadas no entorno.

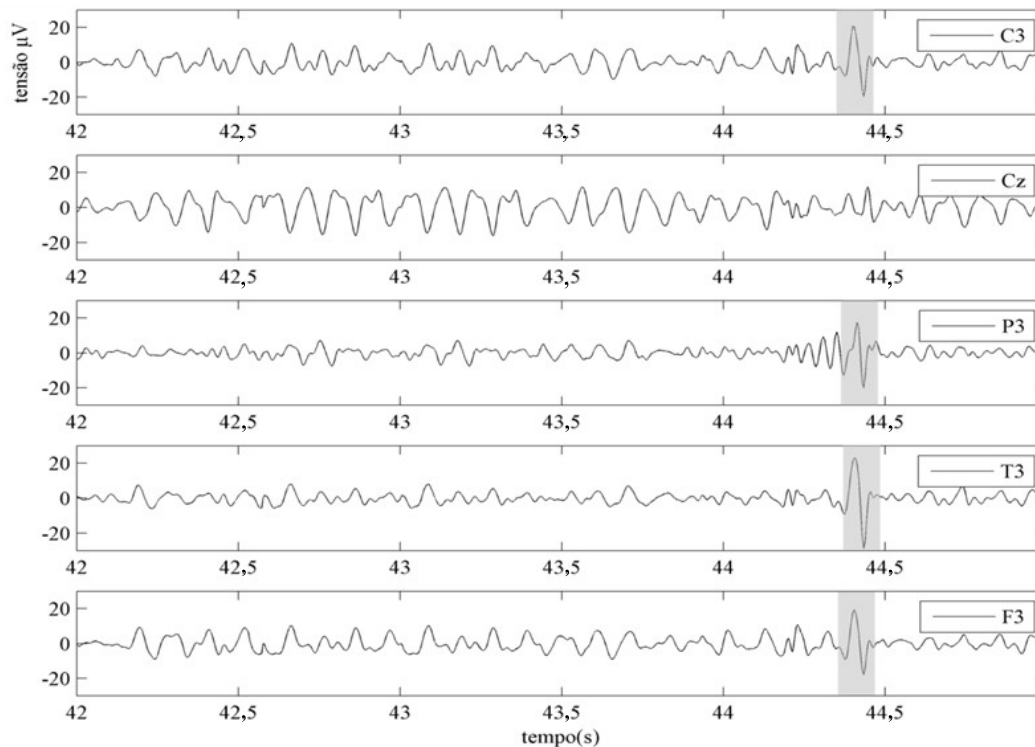


Figura 5.2: Ciclo de sinal EEG do voluntário atleta #1 com indicação de artefato (faixa cinza). O sinal apresentado foi coletado durante bloco de IM-1 cinestésica e filtrado na banda de 8-32 Hz para inspeção visual de C3. A inspeção dos sinais das derivações no entorno fazem parte do critério de rejeição do ciclo.

#### 5.4 Processamento do sinal EEG no domínio da frequência

Com o intuito de verificar se o fenômeno *Beta Rebound* seria sujeito à habituação dos voluntários às tarefas de IM realizadas, o bloco de tarefas estudado (IM-1) foi dividido em sub-blocos definidos para cada uma das tarefas avaliadas. Cada sub-bloco foi composto por  $M = 10$  ciclos consecutivos de uma mesma tarefa. Assim, para a tarefa de ataque de voleibol, foram definidos três sub-blocos, e, para a de bater de palmas, dois sub-blocos. Essa decisão ocorreu devido a STECKLOW (2006) ter indicado, neste mesmo conjunto de dados, diferenças estatisticamente significativas entre valores de densidade espectral de potência (DEP) obtidos em diferentes momentos ao longo deste bloco de tarefas.

Devido à especificidade de frequência e à variabilidade inter-individual entre os sujeitos, a investigação do *Beta Rebound* é, usualmente, realizada por meio da análise de tempo-frequência (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005). Sendo assim, mapas de tempo-

frequência foram construídos, para cada uma das tarefas avaliadas, com base em valores de DEP obtidos por meio da equação (4.4). Em razão da organização aleatória das tarefas ao longo dos blocos e da relação do *Beta Rebound* com o fim do processo de IM, o intervalo de tempo compreendido pelos mapas deu-se, por exemplo, na tarefa de ataque de voleibol, de S2 do ciclo de IM de ataque até S1 do ciclo seguinte, independente da tarefa posterior. Desta maneira, assumindo S2 como  $t = 0$  s, os sinais EEG das derivações investigadas (C3, C4 e Cz) foram segmentados, a partir de  $t = 0,5$  s, em  $n = 8$  trechos sequenciais e justapostos de 1 s de duração. Esse procedimento foi adotado pois acredita-se que o 0,5 s inicial poderia estar associado ao processamento cognitivo realizado pelo voluntário em razão do estímulo sonoro S2, indicativo da tarefa (FRIEDRICH, SCHERER e NEUPER, 2013). Em seguida, a DEP, denotada por  $\bar{P}_{yy}(f)$  na equação (4.5), foi estimada, para cada um dos trechos, por meio do método de *Bartlett* com resolução espectral de 1 Hz. Um esquema ilustrativo do mapa de tempo-frequência é apresentado na Figura 5.3.

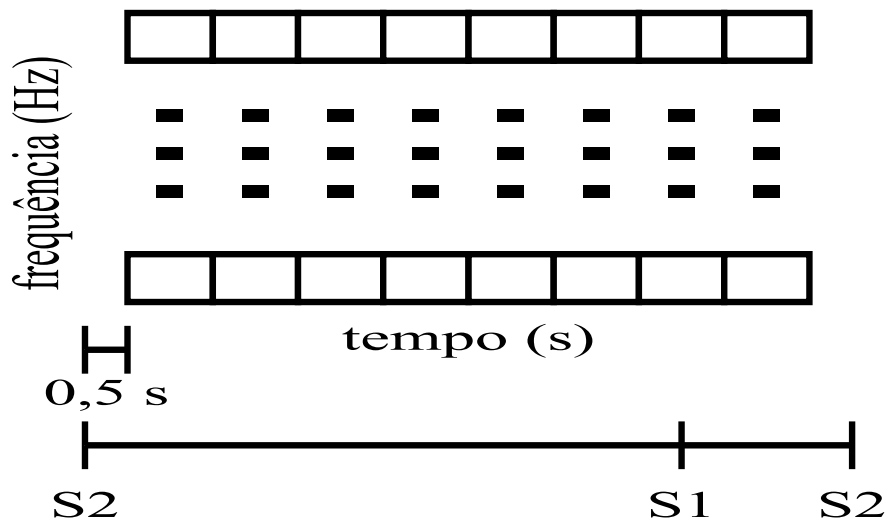


Figura 5.3: Representação esquemática do mapa de tempo-frequência. Para a IM-1 de ataque de voleibol, por exemplo, o intervalo temporal compreendido pelo mapa inicia-se na IM-1 de ataque. Os quadrados recebem cores correspondentes à potência em  $\mu V^2$ .

### 5.5 Aplicação do teste *F*-espectral e comparação de distribuições

Com o intuito de aferir diferenças na potência estimada para os trechos de 1 s contidos no intervalo compreendido pelos mapas de tempo-frequência, o *TFE*, descrito

na equação (4.5), foi aplicado às estimativas de DEP obtidas. Para isso, primeiramente, os mapas de tempo-frequência foram inspecionados visualmente em busca de faixas de 2 Hz com maior potência ao longo da evolução temporal das tarefas. Após a escolha da faixa a ser analisada, assumiu-se como  $x[n]$ , na equação (4.5), o trecho de menor potência dentro desta faixa. Em seguida, foram calculadas as contribuições em potência por meio da integral, pelo método de trapézios, aplicada à faixa de  $\Delta f = 2$  Hz escolhida das estimativas de DEP.

A evolução temporal dos valores de  $TFE(\Delta f)$  foi calculada considerando-se  $y_n[k]$  na equação (4.5) como os  $n = 8$  trechos, para os quais foi obtida a contribuição de potência na mesma faixa de  $\Delta f = 2$  Hz estabelecida para  $x[n]$ . Para um nível de significância  $\alpha = 1\%$ , o valor crítico do teste unicaudal foi obtido por meio da equação (4.7). Por fim, considerou-se a ocorrência do *Beta Rebound* no instante em que o valor de  $TFE(\Delta f)$  superou o  $TFE_{crit}$ .

Após a aplicação do teste F-espectral, as distribuições dos intervalos  $\Delta t$  onde se considerou a ocorrência do *Beta Rebound* foram testadas para averiguação de possíveis diferenças entre os sub-blocos das tarefas. Para isso foi aplicado o teste não-paramétrico de *Kruskal-Wallis*, que permite avaliar a probabilidade de duas amostras originarem-se de uma mesma distribuição (KRUSKAL e WALLIS, 1952). Além disso, este teste possui como vantagem a possibilidade de comparação de amostras de tamanhos distintos e foi utilizado como alternativa a testes para medidas repetidas. Também realizaram-se comparações entre as distribuições obtidas de ambos grupos em cada sub-bloco. Estas comparações foram realizadas pela aplicação do teste *Mann-Whitney*, que permite o cálculo da probabilidade de duas amostras pertencerem a uma mesma população (HETTMANSPERGER e MCKEAN, 1998).

## CAPÍTULO 6

### RESULTADOS

A Figura 6.1 ilustra, para a derivação C3 do voluntário atleta #1, os mapas de tempo-frequência (banda *beta*) do sinal EEG de imagética motora (IM) do ataque de voleibol. Cada mapa foi obtido a partir da estimativa de densidade espectral de potência (DEP) para um sub-bloco de 10 tarefas consecutivas do bloco de IM cinestésica. O mapa no item (a) corresponde à estimativa 1 do sub-bloco inicial. Neste sub-bloco, o sinal EEG de uma das tarefas foi eliminado devido à contaminação por artefatos. Assim, obteve-se, para cada segundo subsequente, a estimativa de DEP dada pela equação (4.4), onde  $M = 9$  épocas, como base para construção do mapa. O mesmo procedimento foi aplicado aos demais sub-blocos para obtenção dos mapas da estimativa 2 (b), com  $M = 10$  épocas, e 3 (c), com  $M = 9$  épocas, respectivamente. A escala à direita de cada gráfico indica as cores referentes aos valores de potência, em  $\mu V^2$ , apresentados no mapa. No mapa da estimativa 1, na sub-banda específica de 18 a 19 Hz, nota-se um aumento transitório de potência nos instantes finais da tarefa. É possível observar comportamento semelhante nos mapas das estimativas 2 e 3 nas sub-bandas evidenciadas nos retângulos.

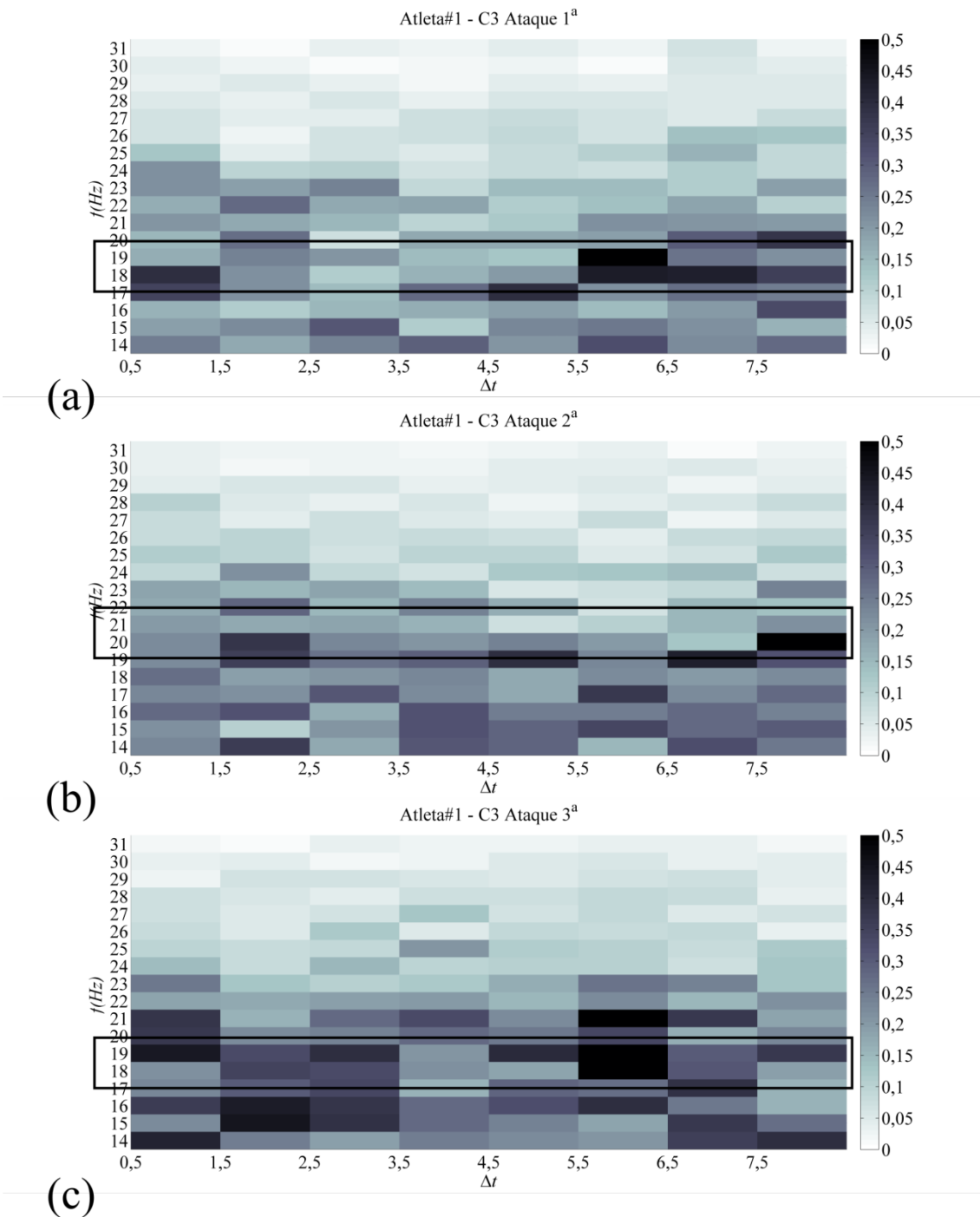


Figura 6.1: Mapas de tempo-frequência obtidos da derivação C3 do voluntário atleta #1. Os valores de potência em  $\mu V^2$ , no intervalo de tempo  $\Delta t$  e frequência  $f(Hz)$ , apresentam-se conforme as escalas de cores à direita dos gráficos. Representações obtidas por meio da estimativa de DEP, dada pelo método de *Bartlett*, para  $M$  épocas de sinal. (a) estimativa 1 –  $M=9$ ; (b) estimativa 2 –  $M=10$ ; (c) estimativa 3 –  $M=9$ . Os retângulos destacam sub-bandas de 2 Hz com aumentos potência nos instantes finais da IM ou início dos ciclos seguintes (após  $t = 7$  s).



A Figura 6.2 ilustra, também para derivação C3, os mapas de tempo-frequência obtidos da tarefa de IM de ataque de voleibol para o voluntário não-atleta #5. Como pode ser observado, no item (a), correspondente ao mapa da estimativa 2, onde  $M = 8$  épocas, ocorre um aumento transitório de potência nos instantes finais da tarefa na sub-banda de 18 a 19 Hz. Por outro lado, no mapas da 3, onde  $M = 9$  épocas, tal variação ocorre com concentração na sub-banda 19-20 Hz.

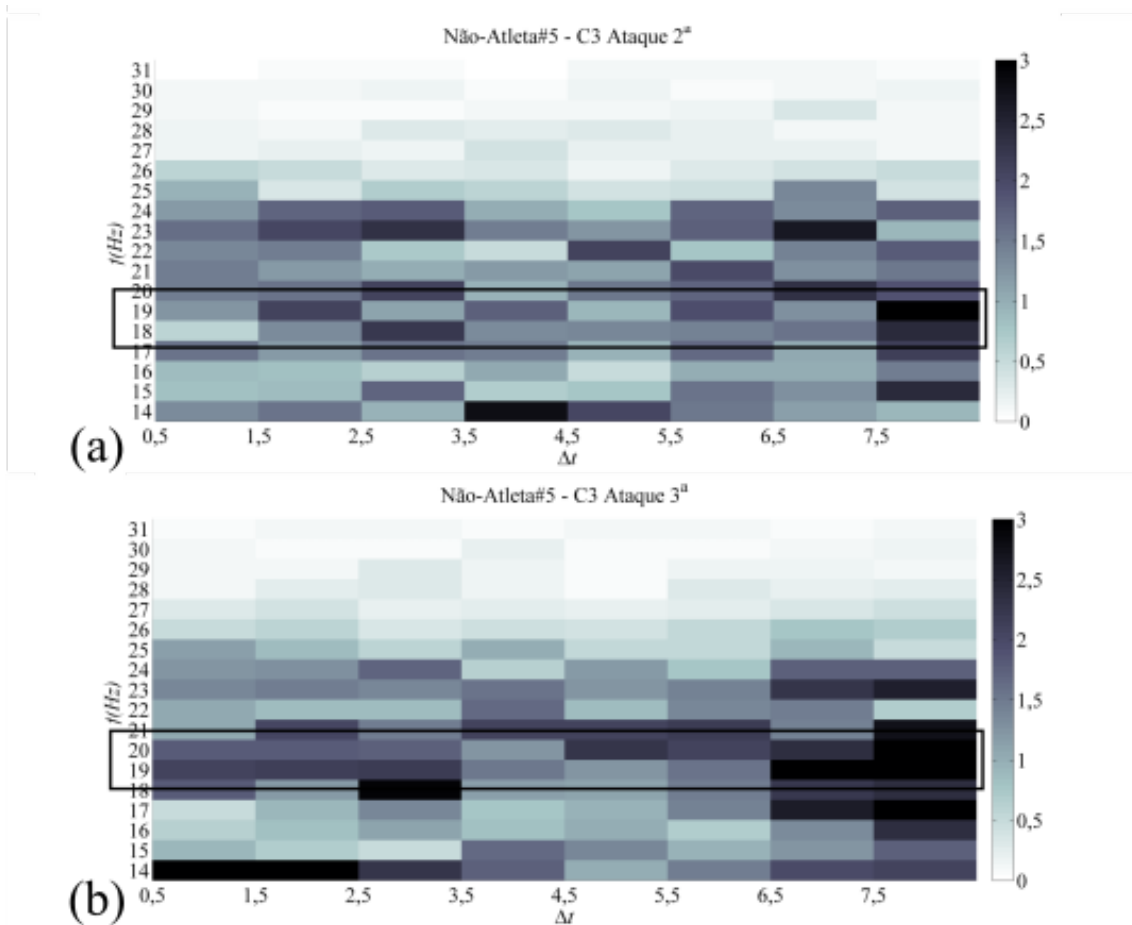


Figura 6.2: Mapas de tempo-frequência obtidos da derivação C3 do voluntário não-atleta #5. Os valores de potência em  $\mu V^2$ , no intervalo de tempo  $\Delta t$  e frequência  $f(Hz)$ , apresentam-se conforme a escala de cores à direita dos gráficos. Representações obtidas por meio da estimativa de DEP, dada pelo método de *Bartlett*, para  $M$  épocas de sinal. (a) estimativa 2 –  $M = 8$ ; (b) estimativa 3 –  $M = 9$ .

Por inspeção visual dos mapas, foram escolhidas sub-bandas de 2 Hz com grande variação de potência como aquelas destacadas pelos retângulos nos mapas de tempo-frequência das Figuras 6.1 e 6.2. Nestas sub-bandas, identificou-se o trecho de menor potência. Por exemplo, no mapa da estimativa 1 (atleta #1), na Figura 6.1(a), para a sub-banda de 18-19 Hz, este trecho corresponde a  $t = 4,5$  s. Em seguida, o  $TFE_{crit} = 2,205$  foi calculado pela equação (4.7), considerando  $M = 9$  épocas e  $\alpha = 1\%$ . Por fim, assumindo-se como referência o trecho de menor potência, a evolução temporal do  $TFE(\Delta f)$  foi obtida por meio da equação (4.5), onde  $M = 9$  épocas, conforme ilustra a Figura 6.3(a). O mesmo procedimento foi aplicado às demais estimativas deste mesmo voluntário, para as faixas destacadas nos respectivos mapas apresentados na Figura 6.1. As evoluções temporais do  $TFE(\Delta f)$  destas estimativas podem ser evidenciadas nos gráficos restantes da figura 6.3(a). Ainda na Figura 6.3, no item (b), são apresentadas as evoluções temporais do  $TFE(\Delta f)$  para as estimativas 2 e 3 do voluntário não-atleta #5.

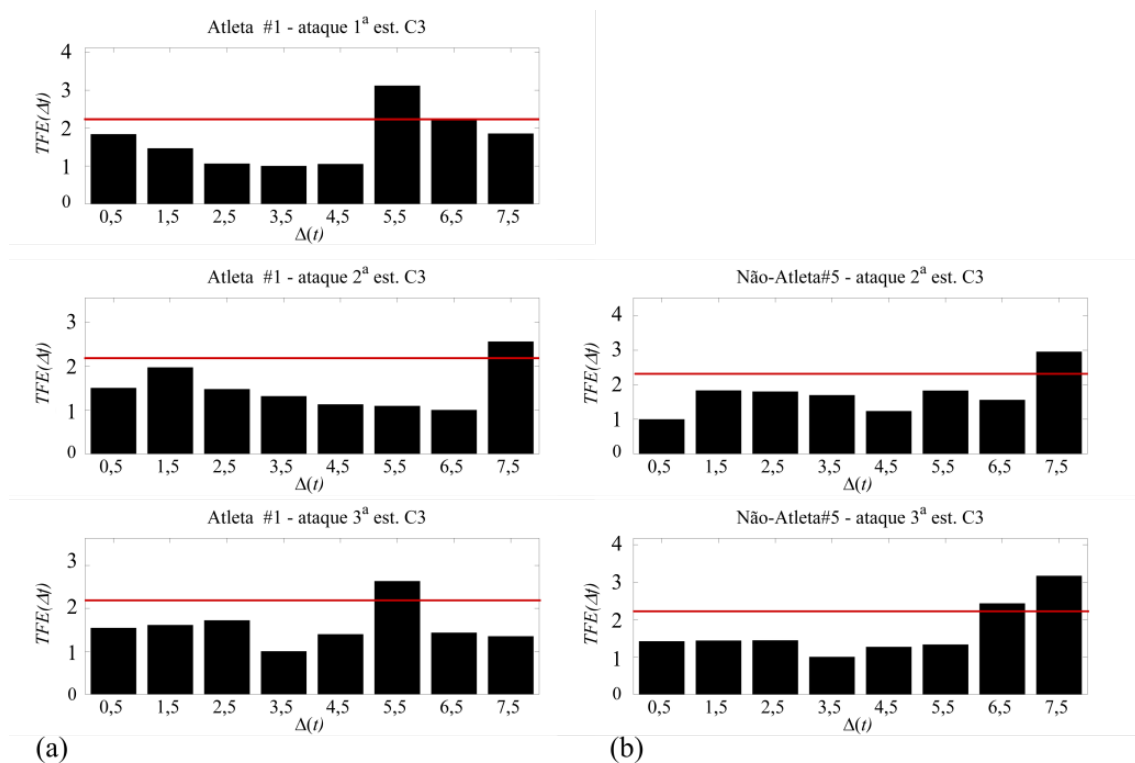


Figura 6.3: Evolução temporal do  $TFE(\Delta f)$  dos voluntários atleta #1 e não-atleta #5. As linhas vermelhas indicam os valores de  $TFE_{crit}$  calculados com base no número  $M$  de épocas de cada estimativa (est.) de densidade espectral.

Assim como para a derivação C3, os mapas de tempo-frequência correspondentes à IM de ataque de voleibol também foram obtidos para as derivações

C4 e Cz. A Figura 6.4 mostra mapas de tempo-frequência obtidos das derivações C3, Cz e C4 de 4 voluntários ilustrando alguns dos comportamentos observados (2 atletas e 2 não-atletas). Em (a), pode-se notar um aumento ipsilateral da potência em frequências em torno de 18 Hz nos segundos finais da IM nos mapas do voluntário atleta #3. Em (b), o voluntário atleta #8 apresenta uma grande redução na potência de *beta1* durante os segundos iniciais seguido, e, ao fim da tarefa, um grande aumento na potência nesta mesma região do espectro. O voluntário não-atleta #5, representado no item (c), apresenta um aumento da potência no entorno de 19 Hz nos segundos finais da tarefa de forma simétrica em C3 e C4. Por fim, o voluntário atleta #7 do item (d) apresenta aumento na potência, no entorno de 17 Hz, nos instantes finais de IM; entretanto, este comportamento é evidenciado apenas na derivação Cz.

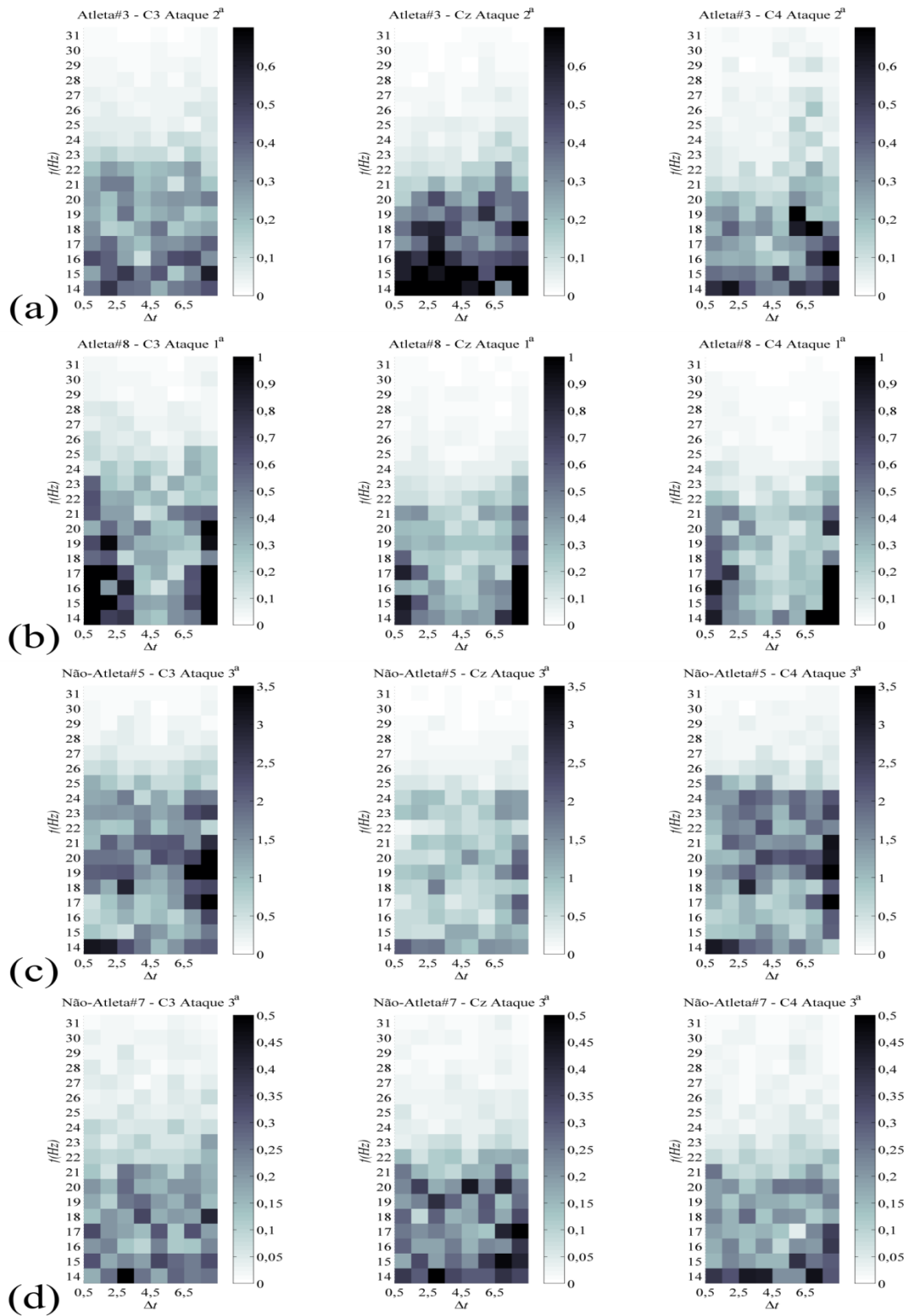


Figura 6.4: Mapas de tempo-frequência do voluntários #3 (a) e #8 (b), do grupo de atletas, e #5 (c) e #7 (d) do grupo de não-atletas. Os valores de potência em  $\mu V^2$ , no intervalo de tempo  $\Delta t$  e frequência  $f(Hz)$ , apresentam-se conforme a escala de cores à direita dos gráficos.

A Figura 6.5 apresenta, para os dois grupos investigados (atletas e não-atletas), a distribuição do intervalo de tempo  $\Delta t$  em que se considera haver *Beta Rebound*, para as derivações C3(a), Cz (b) e C4(c), durante a tarefa de IM de ataque de voleibol. As medianas das distribuições do intervalo de tempo  $\Delta t$  são indicadas pelas linhas vermelhas horizontais. Pode-se notar que, no grupo de atletas (cinza claro), as medianas das distribuições deste intervalo ocorrem, para as três estimativas de C3, no intervalo de  $6,5 < \Delta t < 7,5$ . Por outro lado, para mesma derivação, as medianas do intervalo  $\Delta t$  do grupo de não-atletas apresentam-se no intervalo de  $5,5 < \Delta t < 6,5$ , portanto, abaixo do observado no grupo de atletas. Além disso, ao observar o comportamento das distribuições obtidas para o conjunto de derivações apresentadas na Figura 5.5, podemos notar um comportamento interessante. Aparentemente, tanto para C3(a) quanto para C4(c), os intervalos  $\Delta t$  em que se considera haver o *Beta Rebound*, nos dois grupos, apresentam distribuições mais próximas com o decorrer dos blocos. Esta tendência, no entanto, não é evidenciada no conjunto das distribuições obtidas para a estimativa de Cz.

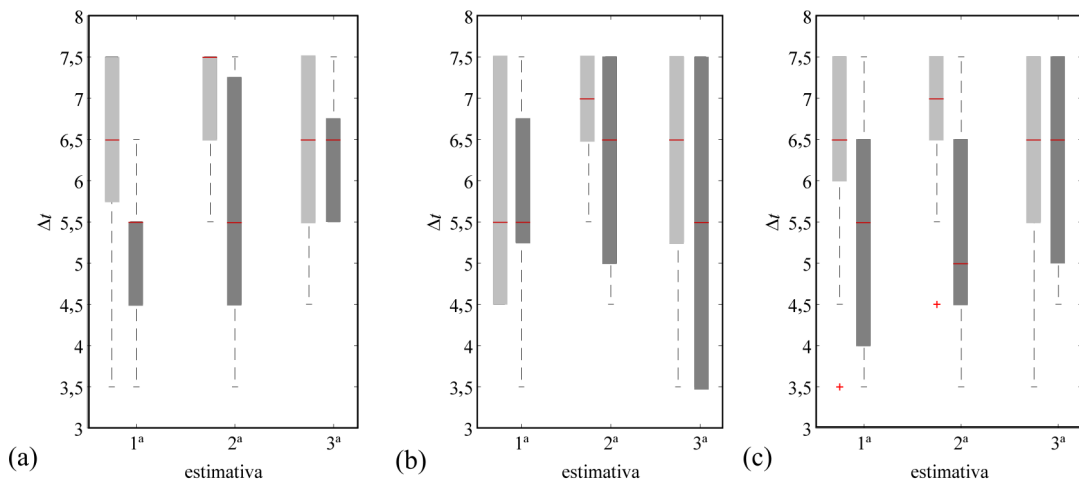


Figura 6.5: Distribuições dos intervalos de tempo  $\Delta t$  em que se considerou ocorrer o *Beta Rebound* em ambos os grupos, atletas (cinza claro) e não-atletas (cinza escuro), durante a IM de ataque de voleibol. Para as derivações C3(a), Cz(b) e C4(c), são apresentadas as distribuições para cada uma das três estimativas. C3 (1ª est.,  $N = 11, 13$ ; 2ª est.,  $N = 11, 11$ ; 3ª est.,  $N = 11, 5$ ), Cz (1ª est.,  $N = 5, 9$ ; 2ª est.,  $N = 10, 8$ ; 3ª est.,  $N = 9, 5$ ), C4 (1ª est.,  $N = 9, 12$ ; 2ª est.,  $N = 11, 10$ ; 3ª est.,  $N = 9, 8$ )

Com o objetivo de atestar, para cada um dos grupos, diferenças entre os intervalos de tempo  $\Delta t$  em que se considerou haver o *Beta Rebound*, o teste não-paramétrico de *Kruskal-Wallis* foi aplicado ao conjunto das distribuições obtidas para cada uma das estimativas. Este procedimento foi realizado para todas as derivações investigadas, assumindo-se como nível de significância  $\alpha = 5\%$ . Embora este teste não seja o mais indicado para análises de medidas repetidas, a falta de detecção do *Beta Rebound* em alguns sujeitos, para algumas das três estimativas, inviabilizou o emprego de testes estatísticos específicos. Os resultados do teste são apresentados na Tabela 6.1. Nota-se que, conforme a tabela, não houve indicação de diferenças significativas nas distribuições do intervalo  $\Delta t$  para nenhum dos grupos, em todas as derivações investigadas. Entretanto, para derivação C3 do grupo de não-atletas, obteve-se como resultado da aplicação do teste o valor  $p = 0,13$ , relativamente pequeno quando comparado aos valores obtidos para as demais derivações.

Tabela 6.1: Resultados do teste de *Kruskal-Wallis* aplicado, em cada grupo, às distribuições do intervalo de tempo  $\Delta t$  em que assumiu-se haver *Beta Rebound*, para as três estimativas, durante a tarefa de IM de ataque de voleibol.

	Atletas			Não-atletas		
	valor- $p$	$\chi^2$	g.l.	valor- $p$	$\chi^2$	g.l.
C3	0,534	1,25	2	0,13	3,96	2
C4	0,757	0,55	2	0,25	2,71	2
Cz	0,569	1,13	2	0,72	0,65	2

g.l.: graus de liberdade.

Para comparar os grupos estudados, o teste não-paramétrico de *Mann-Whitney* foi aplicado às distribuições obtidas para cada uma das estimativas, em cada derivação investigada. A Tabela 6.2 apresenta os resultados do teste, para um nível de significância  $\alpha = 5\%$ . Conforme a tabela, o teste indica diferenças significativas entre as distribuições dos grupos para as estimativa 1 ( $p = 0,005$ ) e 2 ( $p = 0,027$ ) da derivação C3. Por sua vez, para a derivação C4, o teste indica diferenças significativas somente para a estimativa 2 ( $p = 0,049$ ), embora, para estimativa 1, o valor- $p$  encontrado seja bastante pequeno ( $p = 0,06$ ). Para Cz, por outro lado, não foi indicado haver diferenças entre os grupos para nenhuma das estimativas.

Tabela 6.2: Resultados do teste de *Mann-Whitney* aplicado a conjunto das distribuições, de ambos os grupos, do intervalo  $\Delta t$  onde assumiu-se o *Beta Rebound*, em cada estimativa e derivação.

	C3			Cz			C4		
	valor-p	Z	ranks*	valor-p	Z	ranks*	valor-p	Z	ranks*
est. 1	0,005	2,765	184,5	0,987		37,5	0,063	1,856	125
est. 2	0,027	2,199	159,0	0,432		104,5	0,049	1,962	148,5
est.3	0,913		95,5	0,664		71	0,928		80

\*Valor da soma dos *ranks* do teste não-paramétrico.

A Tabela 6.3 apresenta, para a IM de bater de palmas, os valores médios dos intervalos  $\Delta t$  onde se considerou ocorrer o *Beta Rebound*, assim como o número  $N$  de voluntários, em cada estimativa, para ambos os grupos. Nota-se que, para esta tarefa, o número de voluntários para os quais se considerou ocorrer o *Beta Rebound* foi pequeno nos dois grupos, para derivações investigadas, independente da estimativa.

Tabela 6.3: Intervalos de tempo  $\Delta t$  onde se considerou ocorrer *Beta Rebound* para atletas e não-atletas durante os sub-blocos da tarefa de IM de bater de palmas, nas derivações C3,Cz e C4.

		C3 ( $\Delta t = s$ )		Cz ( $\Delta t = s$ )		C4 ( $\Delta t = s$ )	
		N	média (d.p).	N	média (d.p).	N	média (d.p).
Atletas	est.1	1	4,5 (0)	1	6,5 (0)	0	-
	est.2	3	6,1 (1,5)	3	6,5 (1,7)	3	6,0 (0,7)
Não-atletas	est.1	5	4,7 (1,4)	3	4,1 (1,1)	3	4,8 (2,0)
	est.2	5	5,3 (1,4)	5	4,9 (1,5)	5	4,9 (1,8)

A Figura 6.8 mostra as distribuições da primeira raia de frequência das sub-bandas de 2 Hz onde se considerou haver o *Beta Rebound* durante a IM de ataque de voleibol, em ambos os grupos, para a estimativa de cada sub-bloco. Nota-se que, em

ambos os grupos, as frequências distribuem-se geralmente entre 15 e 25 Hz para todas as derivações investigadas. Ainda na figura, pode-se observar que, apesar de eventuais diferenças, as medianas (linha vermelha) das distribuições apresentam-se, para ambos os grupos e em todas as estimativas, abaixo de 20 Hz. As frequências referentes a IM de bater de palmas encontram-se disponíveis na Tabela 6.4.

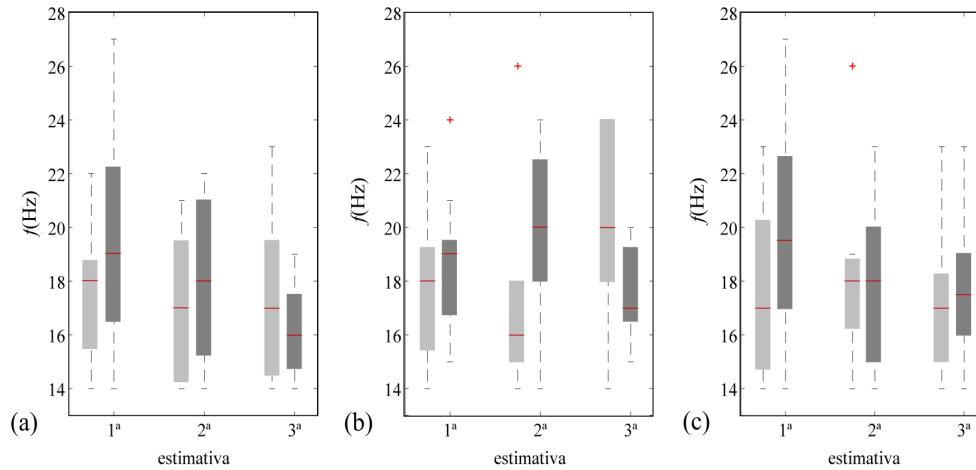


Figura 6.8: Distribuições da primeira raia de frequência da sub-banda de 2 Hz onde se considerou ocorrer *Beta Rebound* durante a tarefa de IM de ataque de voleibol para as derivações C3(a), Cz(b) e C4(c). cinza claro – frequências para atletas. cinza escuro – frequências para não-atletas. C3 (1ª est.,  $N = 11, 13$ ; 2ª est.,  $N = 11, 11$ ; 3ª est.,  $N = 11, 5$ ), Cz (1ª est.,  $N = 5, 9$ ; 2ª est.,  $N = 10, 8$ ; 3ª est.,  $N = 9, 5$ ), C4 (1ª est.,  $N = 9, 12$ ; 2ª est.,  $N = 11, 10$ ; 3ª est.,  $N = 9, 8$ ).

Tabela 6.4: Distribuições da primeira raia de frequência da sub-banda de 2 Hz onde se considerou ocorrer *Beta Rebound* durante a tarefa de IM de bater de palmas, nas derivações C3,Cz e C4.

		C3 - $f(\text{Hz})$		Cz - $f(\text{Hz})$		C4 - $f(\text{Hz})$	
		N	média (d.p)	N	média (d.p)	N	média (d.p)
Atletas	est.1	1	17 (0)	1	20 (0)	0	-
	est.2	3	16,6 (2,3)	3	17,3 (3,0)	3	16,3 (2,0)
Não-atletas	est.1	5	18,8 (2,0)	3	18,3 (0,5)	3	19,6 (1,1)
	est.2	5	17,3 (1,6)	5	16,8 (1,7)	5	17,0 (1,7)



Por fim, a Tabela 6.5 apresenta valores médios e desvios padrões do intervalo  $\Delta t$  de menor potência, assumido como referência para o cálculo da evolução temporal do  $TFE(\Delta f)$ , para ambos os grupos e estimativas das tarefas investigadas. Nota-se que, em todas as condições, o valor médio do intervalo  $\Delta t$  restringe-se ao segundos iniciais da IM, de 0 a 3,8 s.

Tabela 6.5: Valores médios do intervalo  $\Delta t$  de menor potência, assumidos como referência para o cálculo da evolução temporal do  $TFE(\Delta f)$ , para ambos os grupos e estimativas das tarefas investigadas.

		<b>C3 (<math>\Delta t = s</math>)</b>		<b>Cz (<math>\Delta t = s</math>)</b>		<b>C4 (<math>\Delta t = s</math>)</b>		
		<i>N</i>	média (d.p.)	<i>N</i>	média (d.p.)	<i>N</i>	média (d.p.)	
<b>Atletas</b>	<b>Ataque de voleibol</b>	<b>est.1</b>	11	3,03(1,56)	5	2,30(1,30)	9	2,83(1,72)
		<b>est.2</b>	11	3,80(2,09)	10	3,27(1,85)	11	2,04(1,80)
		<b>est.3</b>	11	2,64(1,74)	9	2,50(1,67)	9	3,08(1,92)
	<b>palmas</b>	<b>est.1</b>	1	0,5(0)	1	0,5(0)	0	-
		<b>est.2</b>	3	3,16(2,51)	3	3,83(1,52)	3	2,5(2,64)
	<b>Não-atletas</b>	<b>Ataque de voleibol</b>	<b>est.1</b>	13	2,0(0,85)	9	2,60(2,07)	12
<b>est.2</b>			11	2,33(1,80)	8	2,05(1,58)	10	2,77(1,27)
<b>est.3</b>			5	2,40(1,22)	5	2,62(2,29)	8	3,05(2,45)
<b>Palmas</b>		<b>est.1</b>	5	1,70(1,64)	3	0,83(0,57)	3	0,5(0)
		<b>est.2</b>	5	1,0(0,54)	5	2,16(0,81)	5	1,50(1,26)

## CAPÍTULO 7

### DISCUSSÃO

No presente estudo, foi investigada a resposta cortical durante IM cinestésica, em sinais EEG de dois grupos distintos de indivíduos: atletas e não-atletas. Para esta investigação foram abordadas duas tarefas sendo uma especializada (ataque de voleibol) e uma regular (bater de palmas). A escolha de investigar separadamente estes grupos, assim como das tarefas, teve como base evidências de que grupos com elevado nível de experiência em tarefas motoras (esportistas, músicos e outros) tendem a mostrar diferenças na ativação cortical de IM relacionadas à sua expertise (FOURKAS *et al.*, 2008; WEI e LUO, 2010; MIZUGUCHI *et al.*, 2012). Estudos como o de FOURKAS *et al.* (2008), por exemplo, indicam que, durante a IM de tarefas intrinsecamente associadas à prática esportiva individual, atletas profissionais experientes apresentam um aumento da excitabilidade corticoespinal que, por sua vez, estaria associado a uma maior ativação do córtex motor primário M1. Por outro lado, durante tarefas regulares, não há indicação de alterações significativas dos níveis de excitabilidade.

Também optou-se, neste estudo, por investigar somente sinais EEG provenientes do bloco de IM em modalidade cinestésica (em 1ª pessoa). É fato que estudos de IM visual têm contribuído ao entendimento de aspectos temporais e de memória associados a IM, entretanto, relata-se maior ativação de regiões corticais ligadas ao processamento visual durante sua prática (DECETY, JEANNEROD e PROBLANC, 1989; JEANNEROD, 1995). Por outro lado, regiões como AMS, córtex pré-motor e cerebelo, ligadas principalmente às funções motoras, possuem alterações de processamento mais significativas durante a prática da modalidade cinestésica (DECETY, JEANNEROD e PROBLANC, 1989; GUILLOT *et al.*, 2009). Além disso, segundo STINEAR *et al.* (2006), é possível evidenciar, inclusive, aumentos de excitabilidade corticoespinal relacionados à ativação de M1.

Neste trabalho, a condução do protocolo de IM em condição de olhos fechados constitui uma abordagem complementar a grande parte dos estudos realizados para investigação de fenômenos DRE/SRE na banda beta (PFURTSCHELLER *et al.*, 2000; NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001; PFURTSCHELLER *et al.*, 2005). É fato que o ritmo beta relaciona-se à vigília, portanto, a opção por protocolos realizados com olhos abertos é preponderante e justificada pela facilidade de manutenção deste estado de consciência (SANEI e CHAMBERS, 2007). Aliado a isso, devido ao potencial de

fenômenos DRE/SRE para implementação de interfaces cérebro-máquina, a escolha de aspectos do protocolo geralmente leva em consideração objetivos como desenvolvimento de ferramentas de controle de próteses e instrumentos de navegação utilizados com olhos abertos (CINCOTTI *et al.*, 2008; MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2010). Por outro lado, ressalta-se que tal condição também torna os resultados destes estudos suscetíveis a influências de respostas corticais à estímulos visuais, por exemplo, as apresentadas no campo visual suplementar da AMS durante movimentos sacádicos (TANJI, 1996). Tal aspecto é particularmente importante uma vez que a orientação durante os blocos de tarefa, geralmente, dá-se por estímulos visuais (ex.: símbolos apresentados em monitores) (PFURTSCHELLER *et al.*, 2000; NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001; PFURTSCHELLER *et al.*, 2005, HASHIMOTO e USHIBA, 2013).

O teste F-espectral, obtido por meio da transformada de Fourier, foi utilizado neste trabalho para aferir alterações na potência da banda beta do EEG na IM cinestésica. Usualmente, este é aplicado às faixas alfa e mu, cujos espectros apresentam frequências de pico espectral bem definidos (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2006, 2009; STECKLOW, INFANTOSI e CAGY, 2007, 2010). Nestas bandas, o entorno destas frequências constituem a principal região do espectro a sofrer alterações de potência decorrentes de estímulos; assim, a aplicação do teste tem sido realizada para averiguar alterações especificamente nesta região. Apesar de a banda beta apresentar frequências de pico espectral, seu espectro é extenso e, dependendo do estímulo, respostas corticais em forma de alterações de potência podem ocorrer em diversas regiões do espectro (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999). Esta característica constitui um problema na averiguação de fenômenos de EEG na banda *beta*.

Com o objetivo de definir a faixa a ser utilizada para a aplicação do teste F-espectral, adotou-se uma abordagem frequente na investigação de alterações de potência no espectro da banda beta: a construção e inspeção visual de mapas de tempo-frequência (BRUNS, 2004; PFURTSCHELLER *et al.*, 2005; MÜLLER-PUTZ *et al.*; 2010; NAM *et al.*, 2011; MENORÉT, BOURGUIGNON e HARI, 2015). Quando comparado a outros métodos (filtragens repetidas, análise espectro a espectro), este procedimento permite uma visão mais clara e objetiva de mudanças do comportamento do sinal durante a apresentação do estímulo ou resposta.

A exemplo da técnica empregada por PFURTSCHELLER *et al.* (2005), neste trabalho, as alterações foram avaliadas em faixas de 2 Hz selecionadas após inspeção

visual dos mapas de tempo-frequência obtidos para a IM. Entretanto, diferente do autor que utiliza valores obtidos pelo método clássico para avaliação de DRE/SRE (seção 4.1.2), após filtragem dos sinais em passa-bandas de 2 Hz, os mapas neste trabalho foram obtidos pelo método de *Bartlett* (equação 4.4). A vantagem na utilização do método de *Bartlett* dá-se na possibilidade de aplicação do teste *F*-espectral. Este teste permite o cálculo de limites críticos baseados em uma distribuição conhecida em vez da usual aplicação de técnicas de *bootstrap* (baseadas no próprio sinal) para o cálculo dos intervalos de confiança (GRAIMANN *et al.*, 2002; PFURTSCHLLER *et al.*, 2005; DOYLE, YARROW e BROWN, 2005; PFURTSCHELLER e SOLIS-ESCALANTE, 2009; MÜLLER-PUTZ *et al.*, 2010; HASHIMOTO e USHIBA, 2013).

No presente estudo, detectou-se o *Beta Rebound* com maior frequência durante a a IM de ataque de voleibol. No grupo de atletas, o *Beta Rebound* foi observado em 11 voluntários, em cada sub-bloco, na derivação contralateral a dominância (C3). Já no grupo de não-atletas, na mesma derivação, 13 sujeitos apresentaram *Beta Rebound* durante o sub-bloco inicial da tarefa. Comparativamente, a frequência do fenômeno nas derivações C4 e Cz foi pouco menor que em C3. PFURTSCHELLER *et al.* (2005), ao investigar o *Beta Rebound* em 9 indivíduos destros durante a IM de quatro tarefas distintas, também não conseguiram observar o *Beta Rebound* em parte dos sujeitos. Conforme os resultados do autor, observou-se maior frequência do *Beta Rebound* na derivação Cz (7 voluntários) durante a IM de movimento envolvendo ambos os pés e com o indivíduo em posição sentada ( $p < 5\%$ ). Já para IM de movimento com a mão dominante, o *Beta Rebound* foi observado em apenas 5 dos voluntários e apresentado na derivação contralateral ao movimento. PFURTSCHELLER e SOLIS-ESCALANTE (2009) também estudaram o *Beta Rebound* em indivíduos destros durante a mesma tarefa com os pés. Por sua vez, os autores indicaram uma taxa de detecção de apenas 80% e ocorrência na derivação Cz.

Neste estudo, a preponderância do *Beta Rebound* sob derivações laterais (C3 e C4) na IM de ataque de voleibol pode ser justificada pela duração da tarefa. A lateralização do *Beta Rebound* parece estar ligada à duração, de forma que, em tarefas mais longas, este tende a apresentar-se contralateralmente segundo resultados obtidos em tarefas unilaterais (NAM *et al.*, 2011). Outro aspecto importante dos resultados deste trabalho é a menor frequência do *Beta Rebound* na IM de bater de palmas. É conhecido que, na IM, tarefas complexas resultam não apenas em uma maior excitabilidade corticoespinal como também em uma maior ativação cortical (ROOSINK

e ZIJDEWIND, 2010; MIZUGUCHI *et al.*, 2012). Diversos estudos sugerem que esta maior ativação seja em função de uma participação mais expressiva da AMS. Essa hipótese dá-se em razão de lesões nesta região produzirem déficits ou perdas na habilidade de realização de tarefas complexas (TANJI, 1996; BEAR, CONNORS e PARADISO *et al.*, 2006). Vários autores sugerem que o *Beta Rebound* seja gerado em conexões estabelecidas entre M1 e a MAS; assim, espera-se que, em tarefas de maior complexidade, o *Beta Rebound* seja mais facilmente detectado (NEUPER e PFURTSCHHELLER, 2001; PFURTSCHHELLER *et al.*, 2005; PFURTSCHHELLER e SOLIS-ESCALANTE, 2009; NAM *et al.*, 2011).

No presente estudo, as frequências em que se considerou ocorrer o *Beta Rebound* variaram entre 15 Hz e 25 Hz, em ambas as tarefas, na maioria dos sujeitos. A investigação do *Beta Rebound* em movimentos reais indica que, em tarefas simples, este apresenta organização estritamente somatotópica. Em outras palavras, a ativação de músculos com representação em regiões laterais de M1 (ex.: músculos dos membros superiores) resulta em um *Beta Rebound* próximo a 20 Hz. Por outro lado, a ativação de músculos representados próximo ao *vertex* (ex.: membros inferiores) resulta em um *Beta Rebound* próximo a 30 Hz (NEUPER e PFURTSCHHELLER, 2001). Sendo a ativação cortical semelhante na IM e na execução, espera-se que o *Beta Rebound* também apresente organização somatotópica para IM (JEON *et al.*, 2011). Colaboram com esta hipótese estudos como o de PFURTSCHHELLER *et al.* (2005), no qual, para IM com as mãos, verifica-se o *Beta Rebound* em derivações laterais e na faixa de 20 a 26 Hz. Por outro lado, ao realizarem IM com ambos os pés, o *Beta Rebound* é apresentado, sobre o *vertex*, na faixa 23 a 29 Hz. Outros autores como JEON *et al.* (2001) atestam que o fenômeno pode ser verificado pela avaliação do espectro inteiro da banda (14-30 Hz).

Neste estudo, a faixa de verificação do *Beta Rebound* associa-se principalmente à IM de segmentos de membros superiores. Este resultado pode ser justificado por meio da postura sentada, adotada durante o protocolo. No século XIX, um interessante experimento para aferição de interferências de aspectos posturais na capacidade de simulação mental foi proposto pelo psicólogo vienense S. Stricker: “Tente imaginar-se pronunciando a letra ‘f’. Agora, forme com a boca a postura necessária para a pronúncia da letra ‘o’, mantenha esta postura e, em seguida, tente novamente imaginar-se pronunciando a letra ‘f’.” (STRICKER, 1885 *apud* SIRIGU e DUHAMEL, 2001). Por meio deste experimento, foi proposto que, assim como no

movimento, no qual aspectos posturais são determinantes na capacidade de realizá-lo, na simulação mental, a postura afetaria sua realização. Sugere-se que a condição postural adotada possa ter facilitado o foco na IM de membros em maior condição de movimentação, neste caso, membros superiores.

Neste trabalho, o 0,5 s imediatamente após a pista da tarefa a ser realizada foi desconsiderado como trecho da IM corrente. Este procedimento foi seguido a exemplo de FRIEDRICH, SCHERER e NEUPER (2013) e tem como justificativa o tempo necessário para o processamento cognitivo da pista. Sugere-se que tal decisão assim como a aleatorização das tarefas previna conclusões errôneas sobre o tempo de latência do *Beta Rebound*. Em estudos de IM, a precisão dos tempos de latência de DRE/SRE é um problema recorrente haja vista a incapacidade de delimitação do momento exato de início da tarefa (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005). Aliado a isso, os protocolos empregados geralmente não apresentam aleatorização das tarefas a serem realizadas favorecendo condições de antecipação (PFURTSCHELLER, 1997, 1999; JURKIEWICKZ *et al.*, 2006; SOLIS-ESCALANTE *et al.*, 2012; HASHIMOTO; USHIBA, 2013).

Os fenômenos DRE/SRE são geralmente avaliados relativamente a um intervalo de tempo de referência (PFURTSCHELLER, 1999). Neste trabalho, a referência adotada consistiu no período de IM no qual os sujeitos exibiram menor potência na faixa de frequência analisada. Este período foi associado ao DRE presente durante o curso temporal da realização da IM e apresentou valores médios entre 0,5 a 3,8 s ( $S2 = 0$ ), em ambas as tarefas investigadas. Tal intervalo mostra proximidade aos instantes de pico de DRE observados por HASHIMOTO e UCHIBA (2013) durante investigação da IM de dorsoflexão dos pés (0-2,5 s). Classicamente, estudos optam como referência intervalos de tempo antecedentes ao período de IM nos quais é solicitado aos sujeitos que não realizem qualquer atividade mental associada a processos motores (NEUPER e PFURTSCHELLER, 2001; PFURTSCHELLER *et al.*, 2005; PFURTSCHELLER e SOLIS-ESCALANTE, 2009; NAM *et al.*, 2011). Apesar de apresentar justificativa plausível para seu uso, esta condição é dificilmente exequível, sobretudo em protocolos longos, e geralmente não sofre análise prévia de forma a atestar a ausência de processamento motor nas derivações investigadas. Além disso, como mostram os estudos de WEI *et al.* (1998) e FRIEDRICH, SCHERER e NEUPER (2013), atividades não necessariamente associadas a processos motores podem implicar

reduções na potência do EEG, mesmo em regiões centrais do escalpo fortemente associadas ao sistema motor.

Neste estudo, segundo a análise do sinais da derivação C3 e C4, o momento de ocorrência do *Beta Rebound* apresenta diferenças significativas entre os grupos investigados. Estas diferenças são observadas durante a IM de ataque de voleibol nos sub-blocos 1 ( $p = 0,05$ ), em C3, e 2 ( $p = 0,027$ ), para C3 e C4, onde atletas apresentam o *Beta Rebound* em instantes de tempo mais próximos ao final do ciclo da tarefa. O *Beta Rebound* é geralmente associado ao término da IM e, por sua vez, apresenta correlação temporal com o tempo de realização efetiva do movimento. Cabe ressaltar que a correlação temporal entre a tarefa e a IM correspondente é geralmente observada em tarefas simples (DECETY, JEANNEROD e PROBLANC, 1989). Por outro lado, em tarefas complexas, é comum a subestimação/superestimação do tempo de realização da tarefa. Por sua vez, este aspecto estaria relacionada ao nível de experiência na execução (WEI *et al.*, 1998; GUILLOT *et al.*, 2012; KALICINSKI, KEMPE e BOCK, 2014). Os resultados apresentados neste estudo colaboram com esta hipótese. Entretanto, devido a não terem sido observadas diferenças nos sub-blocos finais da tarefa, sugere-se que tais influências diminuam com a prática da IM.

## CAPÍTULO 8

### CONCLUSÃO

No presente estudo, foi investigado o aumento da potência relativa da banda beta do sinal EEG (*Beta Rebound*), associado ao término da simulação mental na IM. Esta investigação deu-se em dois grupos de voluntários: 15 atletas profissionais de voleibol e 15 indivíduos comuns sem experiência atlética profissional. O protocolo adotado consistiu na execução de duas tarefas distintas, uma especializada (ataque de voleibol) e outra regular (bater de palmas), que, por sua vez, foram conduzidas em dois blocos, também distintos. Entretanto, apenas o bloco destinado a IM cinestésica foi abordado.

Devido à especificidade de frequência do fenômeno, a investigação do *Beta Rebound* deu-se pela inspeção visual de mapas de tempo-frequência construídos a partir dos sinais EEG. A construção destes mapas foi realizada com base no método de *Bartlett* com vistas a aplicação do teste F-espectral a faixas de 2 Hz. A aplicação do TFE indicou o *Beta Rebound* em ambos os grupos, entretanto, foi observada maior frequência durante a tarefa de ataque de voleibol. Por sua vez, a comparação dos grupos estudados indicou diferenças significativas no intervalo de tempo em que se considerou ocorrer o *Beta Rebound* no primeiro e segundo sub-blocos da tarefa de ataque de voleibol. Estes resultados sugerem que indivíduos com diferentes níveis de experiência apresentam diferenças no tempo de simulação mental de uma tarefa. Por outro lado, a comparação dos sub-blocos em cada grupo indica que estas diferenças tendem a se atenuar com a prática da IM.

A IM é geralmente estudada sob padrões de condições experimentais, são estes: olhos abertos, indivíduos sentados e blocos constituídos de um grande número de repetições de uma única tarefa. Estudos em condições experimentais distintas são necessários para elucidar questões relativas a adaptação do *Beta Rebound*, sobretudo, para avaliação da estabilidade do intervalo no qual este se apresenta ao longo de protocolos mais extensos. Também faz-se necessário investigar as implicações da visão no fenômeno, uma vez que nenhuma região cortical pode ser associada exclusivamente a um tipo de processamento. Além disso, são necessários estudos que abordem alterações na banda beta em tarefas de IM complexas sob diferentes posturas que permitam ou não a execução do movimento imaginado.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. (2006). **Neuroscience: Exploring the Brain**. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins.
- BARRETT, K. E. et al. **Ganong's Review of Medical Physiology**. 25th ed. McGraw-Hill Education / Medical. 2015.
- BRUNS, A. Fourier-, Hilbert- and wavelet-based signal analysis: are they really different approaches? **J Neurosci Methods**, [S.L], v. 137, no. 2, p. 321-332, ago. 2004.
- CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C. Objective response detection technique in frequency-domain for reflecting changes in MLAEP. **Medical Engineering & Physics**, [S.L], v. 29, p. 910–917, 2007.
- CALDARA et al. Actual and mental motor preparation and execution: a spatiotemporal ERP study. **Exp Brain Res**, [S.L], v. 159, no. 3, p. 389-399, 2004.
- CHEN, R. et al. Time course of corticospinal excitability in reaction time and self-paced movements. **Annals of Neurology**, [S.L], v. 44, no. 3, p. 317-325, set. 1998.
- CINCOTTI, F. et al. Non-invasive brain–computer interface system: towards its application as assistive technology. **Brain Res Bull.**, [S.L], v. 75, no. 6, p. 796–803, abr. 2008.
- DECETY, J. The neurophysiological basis of motor imagery. **Behav Brain Res.**, [S.L], v. 77, no. 1-2, p. 45-52, maio, 1996.
- DECETY, J.; JEANNEROD, M.; PRABLANC, C. The timing of mentally represented actions. **Behav Brain Res.**, [S.L], v. 34, no. 1-2, p. 35-42, ago. 1989.
- DOYLE, L. M.F.; YARROW, K.; BROWN, P. Lateralization of event-related beta desynchronization in the EEG during pre-cued reaction time tasks. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 116, no. 8, p. 1879-1888, ago. 2005.
- FOURKAS, A. D. et al. Kinesthetic Imagery and Tool-Specific Modulation of Corticospinal Representations in Expert Tennis Players. **Cerebral Cortex**, [S.L], v. 18, n. 10, p. 2382–2390, 2008. Disponível em:< <http://doi.org/10.1093/cercor/bhn005>>.
- FRIEDRICH, E. V.C.; SCHERER, R.; NEUPER, C. Stability of event-related (de-) synchronization during brain–computer interface-relevant mental tasks. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 124, no. 1, p. 61–69, jan. 2013.
- GRAIMANN, B. et al. Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 113, no. 1, p. 43–47, jan. 2002.

GUILLOT, A. Understanding the timing of motor imagery: recent findings and future directions. **International Review of Sport and Exercise Psychology**, [S.L.], v. 5, n. 1, p. 3–22, 2012. Disponível em: <<http://doi.org/10.1080/1750984X.2011.623787>>.

HANAKAWA, T et al. Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. **J Neurophysiol.** vol. 89, p. 989-1002, 2003.

HASHIMOTO, Y.; USHIBA, J. EEG-based classification of imaginary left and right foot movements using beta rebound. **Clin Neurophysiol.**, [S.L.], v. 124, no. 11, p. 2153-2160, nov. 2013.

HETTMANSPERGER, T. P.; MCKEAN, J. W. **Robust Nonparametric Statistical Methods**. 2nd ed. Chapman & Hall/CRC Monographs on Statistics & Applied Probability (Book 119). 2011.

JEANNEROD M. Mental imagery in the motor context. **Neuropsychologia**, [S.L.], v. 33, n. 11, p. 1419–32, nov. 1995.

JEON, Y. et al. Event-related (De) synchronization (ERD/ERS) during motor imagery tasks: Implications for braincomputer interfaces. **International Journal of Industrial Ergonomics**, [S.L.], v. 41, no. 5, p. 428-436, set. 2011.

JURKIEWICZ, M. T. et al. Post-movement beta rebound is generated in motor cortex: evidence from neuromagnetic recordings. **Neuroimage**, [S.L.], v. 32, no. 3, p. 1281–1289, set. 2006.

KALICINSKI, M.; KEMPE, M.; BOCK, O. Motor Imagery: Effects of Age, Task Complexity, and Task Setting. **Experimental Aging Research**, [S.L.], v. 41, n. 1, p. 25–38, 2015. Disponível em: <<http://doi.org/10.1080/0361073X.2015.978202>>.

KAY, S. M. **Modern Spectral Estimation: Theory and Application/Book and Disk**. Englewood Cliffs, N.J: Prentice Hall, 1998.

KOELEWIJN, T. et al. Motor-cortical beta oscillations are modulated by correctness of observed action. **Neuroimage**, [S.L.], v. 40, no. 2, p. 767–775, abr. 2008.

KRUSKAL, W. H.; WALLIS, W. A. Use of Ranks in One-Criterion Variance Analysis. **Journal of the American Statistical Association**. [S.L.], v. 47, no. 260, p.583-621, dec. 1952.

LIAVAS, A. P. et al. A periodogram-based method for the detection of steady-state visually evoked potentials. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [S.L.], v. 45, no. 2, p. 242-248, fev. 1998.

CONSTANZO, L.S. **Physiology**. 4 th ed. Saunders. 2010.

MÉNORET, M.; BOURGUIGNON, M.; HARI, R. Modulation of rolandic beta-band oscillations during motor simulation of joint actions. **PLoS One**, [S.L], v. 10, no. 7, jul. 2015.

MIZUGUCHI, N *et al.* Motor imagery and sport performance. **J Phys Fitness Sports Med**, [S.L], v. 1, no.1, p. 103-111, abr. 2012.

MOLTENI, E. Event related synchronization and Hilbert Huang transform in the study of motor adaptation: A comparison of methods. In: INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING (NER), 5., 2011. **Anais...** p. 132–135. Disponível em : <<http://doi.org/10.1109/NER.2011.5910506>>.

MUTHUKUMARASWAMY, S. D.; JOHNSON, B. W. Primary motor cortex activation during action observation revealed by wavelet analysis of the EEG. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 115, no. 8, p. 1760–1766, ago. 2004.

MÜLLER-PUTZ, G. R. et al. Fast set-up asynchronous brain-switch based on detection of foot motor imagery in 1-channel EEG. **Med Biol Eng Comput**, [S.L], v. 48, no. 3, p. 229–233, mar. 2010.

NAM, C. S. et al. Movement imagery-related lateralization of event-related (de) synchronization (ERD/ERS): motor-imagery duration effects. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 122, no. 3, p. 567–577, mar. 2011.

NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Evidence for distinct beta resonance frequencies in human EEG related to specific sensorimotor cortical areas. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 112, no. 11, p. 2084–2097, nov. 2001.

PFURTSCHELLER, G.; STANCÁK JUNIOR, A.; EDLINGER, G. On the existence of different types of central beta rhythms below 30 Hz. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 102, no. 4, p. 316-325, abr. 1997.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. **Neurosci Lett.**, [S.L], v. 239, no. 2-3, p. 65–68, dez. 1997.

PFURTSCHELLER, G.; SILVA, F.H. L. da. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 110, no. 11, p. 1842-1857, nov. 1999.

PFURTSCHELLER, G. et al. Do brain oscillations of different frequencies indicate interaction between cortical areas in humans? **Neurosci Lett.**, [S.L], v. 286, no. 1, p. 66-68, maio, 2000.

- PFURTSCHELLER, G. et al. Beta rebound after different types of motor imagery in man. **Neurosci Lett.**, [S.L], v. 378, no. 3, p. 156–159, abr. 2005.
- PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C. Future prospects of ERD/ERS in the context of brain–computer interface (BCI) developments. **Prog Brain Res.**, [S.L], v. 159, p. 433–437, 2006.
- PFURTSCHELLER, G.; SOLIS-ESCALANTE, T. Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a “brain switch”? **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 120, no. 1, p. 24–29, jan. 2009.
- PORRO, C. A. et al. Ipsilateral involvement of primary motor cortex during motor imagery. **Eur J Neurosci.**, [S.L], v. 12, no. 8, p. 3059–3063, ago. 2000.
- RIDDERINKHOF, K. R.; BRASS, M. How Kinesthetic Motor Imagery works: a predictive-processing theory of visualization in sports and motor expertise. **J Physiol Paris.** [S.L], v. 109, no. 1-3, p. 53–63, fev./jun. 2015.
- ROMERO, D. H. et al. Event-related potentials as a function of movement parameter variations during motor imagery and isometric activation. [S.L.] **Behav Brain Res.** vol. 177, p. 83–96, 2000.
- ROSS, J. S. et al. The mind’s eye: functional mr imaging evaluation of golf motor imagery. **AJNR Am J Neuroradiol.**, [S.L], v. 24, no. 6, p. 1036–1044, jun./jul. 2003.
- ROOSINK, M.; ZIJDEWIND, I. Corticospinal excitability during observation and imagery of simple and complex hand tasks: Implications for motor rehabilitation. **Behavioural Brain Research**, [S.L.], v. 213, n. 1, p., 35–41. 2010. Disponível em: <<http://doi.org/10.1016/j.bbr.2010.04.027>>
- SÁ, A. M. F. L. M. D. et al. Assessing Time- and Phase-Locked Changes in the EEG during Sensory Stimulation by Means of Spectral Techniques. **IFMBE Proceedings**, Munich, v. 25, no. 4, p. 2136–2139, 2009.
- SÁ, A. M. F. L. M. et al. Spectral F-Test power evaluation in the EEG during intermittent photic stimulatón. **Arq. Neuro-Psiquiatr.**, São Paulo, v. 64, no. 2-A, p. 228–232, jun. 2006.
- SALMELIN, R. et al. Functional segregation of movement-related rhythmic activity in the human brain. **Neuroimage**, [S.L], v. 2, no. 4, p. 237–243, dez. 1995.
- SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG Signal Processing**. 1st ed. Chichester, England; Hoboken, NJ: Wiley-Interscience. 2007.

- SCHOMER, D.L.; LOPES DA SILVA, F.H. **Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. 6 th ed. LWW. 2010.
- SHUMWAY, R. H. **Applied Time Series Statistical Analysis**. Englewood Cliffs, N.J: Prentice Hall, 1998.
- SILVA, P. J. G. da. **Análise eletroencefalográfica do controle postural ortostático em ambiente de realidade virtual**. 2010. 109 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2010.
- SINGER, W. Synchronization of cortical activity and its putative role in information processing and learning. **Annu Rev Physiol.**, [S.L], v. 55, p. 349-374, 1993.
- SIRIGU A.; DUHAMEL, J. R. Motor and Visual Imagery as Two Complementary but Neurally Dissociable Mental Processes. **Journal of Cognitive Neuroscience**, [S.L.], v. 13, n. 7, p. 910-919, out. 2001.
- SOLIS-ESCALANTE, T. et al. Cue-induced beta rebound during withholding of overt and covert foot movement. **Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 123, n. 6, p. 1182–1190, jun. 2012.
- STECKLOW, M. V. **Imagética motora em tarefa complexa: análise na banda alfa do eletroencefalograma**. 2006. 93 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.
- STECKLOW, M. V.; INFANTOSI, A. F. C.; CAGY, M. Alterações na banda alfa do eletroencefalograma durante imagética motora visual e cinestésica. **Arq Neuropsiquiatr.**, São Paulo, v. 65, no. 4, p. 1084-1088, dez. 2007.
- STECKLOW, M. V.; INFANTOSI, A. F. C.; CAGY, M. EEG changes during sequences of visual and kinesthetic motor imagery. **Arq Neuropsiquiatr.**, São Paulo, v. 68, no. 4, p. 556-561, ago. 2010.
- STINEAR, C. M. et al. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. **Exp Brain Res.**, [S.L], v. 168, no. 1-2, p. 157–164, jan. 2006.
- TANJI, J. New concepts of the supplementary motor area. **Curr Opin Neurobiol.**, [S.L], v. 6, no. 6, p. 782-787, dez. 1996.
- URIGÜEN, J. A.; GARCIA-ZAPIRAIN, B. EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines. **Journal of Neural Engineering**, [S.L.], v. 12, n. 3, 2015. Disponível em: <http://doi.org/10.1088/1741-2560/12/3/031001>.
- WEI, G.; LUO, J. Sport expert's motor imagery: Functional imaging of professional

motor skills and simple motor skills. **Brain Res.**, [S.L], v. 1341, p. 52-62, jun. 2010.

WEI, J. et al. The temporal and spatial features of event-related EEG spectral changes in 4 mental conditions. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol.**, [S.L], v. 106, no. 5, p. 416–423, maio, 1998.

WILSON, T. W.; HEINRICHS-GRAHAM, E.; BECKER, K. M. Circadian modulation of motor-related beta oscillatory responses. **Neuroimage**, [S.L], v. 102, p. 531–539, nov. 2014.

ZHANG, Y. et al. Response preparation and inhibition: the role of the cortical sensorimotor beta rhythm. **Neuroscience**, [S.L], v. 156, no. 1, p. 238–246, set. 2008.