



## O POTENCIAL PRÉ-MOTOR CORTICAL DURANTE TAREFA VOLUNTÁRIA BILATERAL

Thaís Castro Ribeiro

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: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Rio de Janeiro

Março de 2014

O POTENCIAL PRÉ-MOTOR CORTICAL DURANTE TAREFA VOLUNTÁRIA  
BILATERAL

Thaís Castro Ribeiro

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. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

---

Prof. Mauricio Cagy, DSc.

---

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

---

Prof.<sup>a</sup> Andréa Camaz Deslandes, DSc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2014

Ribeiro, Thaís Castro

O Potencial Pré-Motor Cortical Durante Tarefa Voluntária Bilateral/ Thaís Castro Ribeiro. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XI, 77 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 68-77.

1. Potencial Pré-Motor. 2. Eletroencefalograma. 3. Tarefa Voluntária Bilateral. I. Infantosi, Antonio Fernando Catelli. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## DEDICATÓRIA

À minha mãe e minha avó, Elizabeth de Souza Castro e Yara Indio de Souza Castro, por me oferecerem uma base familiar sólida, com muito amor, respeito e confiança. Tudo o que conquistei até hoje dedico à vocês, e esta realização não seria diferente. Agradeço por todo o carinho e empenho na minha educação e pelo ensinamento dos mais nobres valores. Amo vocês incondicionalmente.

Ao meu marido, Leonardo Esch de Campos, por me apoiar em cada etapa e me incentivar a sempre seguir em frente. Obrigada pela paciência e por estar sempre ao meu lado, independente da situação.

Aos meus amigos e família, por compreenderem a minha ausência e cansaço durante esta fase de intensa dedicação à carreira profissional. Vocês deram toda a força necessária para que eu não desistisse. Muito obrigada por acreditarem em mim.

## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Antonio Fernando Catelli Infantosi, pelos ensinamentos no campo da Engenharia Biomédica e por toda a referência que é para nós alunos. Agradeço cada gesto, cada “puxão de orelha”, todos eles foram muito importantes para o meu aprendizado e crescimento na área da pesquisa.

Aos Professores Paulo José Guimarães da Silva e Mauricio Cagy, que contribuíram grandemente para a concretização deste objetivo. Obrigada pelos conselhos, por participarem de cada etapa deste trabalho, sempre pela paciência e presteza. Parabéns pela dedicação que tem pela ciência, acredito até que seja um dom e, sem dúvida, vocês sabem aproveitá-lo com excelência.

Aos amigos Cecília, Mario, Lyon e André, que me ajudaram a seguir em frente quando tudo parecia perdido, agradeço demais pela amizade, apoio, risadas, chororô, cada momento que passamos aqui foi especial. E que venham muitos outros.

À todos aqueles que auxiliaram a minha formação, seja trocando experiências, seja se voluntariando a participar do meu experimento, obrigada pela contribuição. Me deixo à disposição para ajudá-los no que precisarem.

Às agências de fomento à pesquisa, em especial a CAPES e ao CNPq 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.)

## O POTENCIAL PRÉ-MOTOR CORTICAL DURANTE TAREFA VOLUNTÁRIA BILATERAL

Thaís Castro Ribeiro

Março/2014

Orientador: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Programa: Engenharia Biomédica

O *Bereitschaftspotential* (BP) foi investigado em 28 indivíduos saudáveis (16 destros) durante a tarefa voluntária de levantar-se de uma cadeira com pés sobre uma plataforma de força. Para tal, foram coletados sinais EEG (derivações C3, Cz e C4) simultaneamente ao EMG dos músculos tibiais anteriores. Para obter-se a média coerente, trechos de EEG durante a tarefa foram sincronizados tomando-se como referência: *i*) a indicação de transferência de 50% da massa corporal para a plataforma de força (PLT); *ii*) o limiar de ativação muscular estimado pela envoltória do sinal EMG (LAM). Utilizando-se a correlação cruzada, o padrão obtido pelo PLT foi deslocado temporalmente para se obter a mesma referência do LAM. A regressão linear foi aplicada aos componentes inicial ( $BP_I$ ) e tardio do BP (incluindo o potencial de monitoramento do movimento,  $BP_T+PMM$ ), resultando em valores de  $r$  maiores para PLT quando comparado ao LAM ( $p \ll 0,001$ ) nas três derivações. Os valores de pico do PMM foram maiores para a derivação Cz (área motora do tornozelo). A mediana dos valores de  $r$  do  $BP_I$  e  $BP_T$  da derivação C3 dos destros diferiu significativamente da dos canhotos ( $p \leq 0,02$ ), bem como a de C4 entre canhotos e destros ( $p \ll 0,001$ ) indicando, portanto, maior correlação para a área motora dominante. Tais achados sugerem que a sincronização do EEG com base na informação da plataforma de força, preferencialmente tomando-se como referência temporal a atividade eletromiográfica, parece ser mais adequada na investigação do BP do que apenas por esta última.

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

## THE READINESS POTENTIAL DURING A SELF-PACED BILATERAL TASK

Thaís Castro Ribeiro

March/2014

Advisor: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Department: Biomedical Engineering

The Bereitschaftspotential (BP) was investigated in 28 healthy subjects (16 right-handed), during a self-paced sit-to-stand task on a force platform. During this task, EEG signals (C3, C4 and Cz) and the EMG of the tibialis anterior muscle were acquired simultaneously. For estimating the coherent average, EEG segments during the task were synchronized by: *i*) the indication of transfer of 50% of the body mass for the force platform (PLT); *ii*) the muscle activation threshold obtained from the EMG envelope (LAM). Using the cross-correlation, the pattern obtained by the PLT was shifted temporarily to get the same LAM reference. The linear regression was calculated for the earlier ( $BP_I$ ) and the late components (including the movement-monitoring potential,  $BP_T + PMM$ ), resulting in larger values of  $r$  for the PLT when compared to LAM ( $p \ll 0,001$ ) in all three derivations. The maximum PMM peak values were greater at Cz derivation (motor area of the ankle). The median of the values of  $r$  for  $BP_I$  and  $BP_T$  of right-handers C3 derivation differed significantly from left-handers ( $p \leq 0.02$ ), as well as that of C4 between right-handers and left-handers ( $p \ll 0.001$ ), indicating therefore greater correlation for the dominant motor area. These findings suggest that the EEG synchronization based on the force platform information, preferably by taking as a reference the temporal electromyographic activity, seems to be more suitable for investigating the BP.

## SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo	2
1.2. Estrutura do trabalho	2
CAPÍTULO 2 ANATOMO-FISIOLOGIA DO POTENCIAL PRÉ-MOTOR	4
2.1. Anatomia e funcionamento dos sistemas	4
2.2. Eletroencefalograma (EEG)	7
2.3. Eletromiograma (EMG)	10
2.4. Controle postural durante a tarefa de levantar-se	13
CAPÍTULO 3 O POTENCIAL PRÉ-MOTOR	16
3.1. Definição	16
3.2. Estimativa do Potencial Pré-Motor	17
3.3. Revisão da Literatura	18
CAPÍTULO 4 MATERIAIS E MÉTODOS	32
4.1. Casuística	32
4.2. Considerações Éticas	32
4.3. Protocolo Experimental	32
4.4. Pré-Processamento	38
4.5. Processamento dos Sinais EEG e EMG	39
4.6. Análise Estatística	45
CAPÍTULO 5 RESULTADOS	46
CAPÍTULO 6 DISCUSSÃO	61
CAPÍTULO 7 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	68



## NOMENCLATURA

### Abreviaturas:

$\alpha$  - Intercepto da Reta de Regressão Linear com o Eixo Vertical

$\beta$  - Coeficiente Angular da Reta de Regressão Linear

A – Eletrodo Auricular

Ag/AgCl – prata-cloreto de prata

APAs – Ajustes Posturais Antecipatórios

APCs – Ajustes Posturais Compensatórios

AMS – Área Motora Suplementar

APM – Área Pré-Motora

AVDs – Atividades da Vida Diária

BF – Bíceps Femoral

BP – *Bereitschaftspotential* / Potencial Pré-Motor

BP<sub>I</sub> – BP inicial

BP<sub>T</sub> – BP tardio

BP<sub>T</sub> + PMM – BP tardio + Potencial de Monitoramento do Movimento

C – Eletrodo Central

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

C3 – Derivação Central Posicionada sobre Hemisfério Esquerdo

C4 – Derivação Central Posicionada sobre Hemisfério Direito

CNV – *Contingent Negative Variation*: Variação Contingente Negativo

CNV1 – Primeiro Componente do CNV

CNV2 – Segundo Componente do CNV

Código 300 – indica que voluntário levantou-se (transferência de 50% da MC sobre a plataforma)

Código 400 – indica o início do ciclo da tarefa

Código 500 – indica que voluntário sentou-se

Código 600 – indica que voluntário está apto a realizar a tarefa no momento em que desejar

CP – Centro de Pressão

Cz – Derivação Central Posicionada Sobre o Vértex

DP – Doença de Parkinson

ECG – Eletrocardiograma

EEG – Eletroencefalograma  
EMG – Eletromiograma  
EOG – Eletrooculograma  
ES – Ereter Espinhal  
Esp – EEG Espontâneo  
Esp<sub>OA</sub> – EEG Espontâneo Com Olhos Abertos  
Esp<sub>OF</sub> – EEG Espontâneo Com Olhos Fechados  
FL – Fibular Longo  
fMRI – Ressonância Magnética Funcional  
Fp – Eletrodo Frontopolar  
Fs – Frequência de Amostragem  
GMax – Glúteo Máximo  
GMed – Glúteo Médio  
LAM – Limiar de Ativação Muscular (Referência para Sincronização do EEG)  
LHM – Área Motora da Mão Esquerda  
LRP – *Lateralized Readiness potential*: Potencial de Alerta Lateralizado  
M – Número de trechos do sinal EEG  
M1 – Córtex Motor Primário  
MEG - Magnetoencefalograma  
MP – Potencial Motor  
NS' – *Negative Slope*  
O – Eletrodo Occipital  
P – Eletrodo Parietal  
PET – Tomografia por Emissão de Pósitrons  
PLT – Plataforma de força (Referência para Sincronização do EEG)  
PMM – Potencial de Monitoramento do Movimento  
PMP – Positividade Pré-Motora  
P<sub>OA</sub> – Posição Ortostática com Olhos Abertos  
pré-AMS – Área Pré-Motora Suplementar  
PRM – Potencial Relacionado ao Movimento  
*r* – Valor de Correlação da Regressão Linear  
RHM – Área Motora da Mão Direita  
RMS – *Root Mean Square*: Valor Quadrático Médio  
RP – *Readiness potential*: Potencial de Alerta

S1 – Córtex Somatossensorial Primário

SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*:

Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não-Invasiva dos Músculos

SNC – Sistema Nervoso Central

SNP – Sistema Nervoso Periférico

SNR – Razão Sinal-Ruído

SOL - Solear

TAD – Tibial Anterior Direito

TAE – Tibial Anterior Esquerdo

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

V1 – Córtex Visual Primário

VM – Vasto Medial

ZI – Zona de Inervação

## CAPÍTULO 1

### INTRODUÇÃO

Movimentos voluntários, como, por exemplo, levantar-se de uma cadeira, envolvem, além da coordenação motora e equilíbrio, um planejamento prévio para sua execução (HIRVENSALO *et al.*, 2000). Tal planejamento motor antecede o movimento em cerca de 1,5 s, gerando um potencial cortical lento e negativo predominante no córtex motor (SHIBASAKI e HALLETT, 2006, YOSHIDA *et al.*, 2008). Este potencial foi descrito pela primeira vez em 1964 por KORNHUBER e DEECKE, sendo denominado *Bereitschaftspotential* (BP), potencial pré-motor ou potencial de alerta (*readiness potential*, RP).

O BP tem sido investigado com base no potencial relacionado ao movimento (PRM), obtido pela estimativa da média coerente do sinal EEG sincronizado com o início da tarefa (DIRNBERGER *et al.*, 2011, YOSHIDA *et al.*, 2008). Para tal, o desvio padrão (DEHAIL *et al.*, 2007, JANKLOWITZ e COLEBATCH, 2002) do sinal eletromiográfico (EMG) ou a inspeção visual de sua variabilidade (YOSHIDA *et al.*, 2008) têm sido utilizados para identificar o instante do início da ativação muscular que deflagra o movimento. Segundo DEHAIL *et al.* (2007), a análise do EMG durante tarefa de levantar-se de uma cadeira evidenciou a atividade do músculo tibial anterior antecedente ao movimento, tendo sido este músculo, então, considerado responsável pelo ajuste postural antecipatório (APA) que estabilizaria a articulação do tornozelo antes do deslocamento da massa corporal à frente.

Usualmente, a influência da dominância cortical no BP tem sido investigada em tarefas unilaterais (DIRNBERGER *et al.*, 2011, BRUNIA *et al.*, 1985, BRUNIA e VAN DEN BOSCH, 1984). Em geral, tarefa realizada com o membro não-dominante resulta em BP com início precoce e maior amplitude no córtex motor correspondente,

quando comparada à tarefa realizada com o membro dominante. Neste caso, tem sido sugerido que os voluntários possuem menor destreza e treinamento para executar a tarefa com o membro não-dominante, implicando planejamento motor mais pronunciado.

Por outro lado, a geração do BP para tarefas bilaterais bem como sua influência em relação à dominância precisam ser melhor investigadas. Além disso, tarefas voluntárias que envolvam transição de postura e recuperação de equilíbrio, como o levantar-se de uma cadeira, além do EMG, poderiam ser investigadas usando-se uma plataforma de força que permitiria considerar também a variação de massa corporal durante a tarefa.

### **1.1. Objetivo**

O presente estudo visou investigar a influência da dominância no potencial pré-motor cortical, trechos de sinais EEG sincronizados por dois procedimentos (limiar de ativação muscular e transferência da massa corporal sobre uma plataforma de força), durante a tarefa voluntária de levantar-se de uma cadeira.

### **1.2. Estrutura do trabalho**

No capítulo 2, serão apresentadas as bases anatômicas e fisiológicas, incluindo as áreas corticais responsáveis pela geração do BP e as regiões corporais correspondentes. O capítulo 3 é composto pela definição, estimativa e revisão bibliográfica sobre o potencial pré-motor.

A metodologia a ser empregada nesse estudo será apresentada no capítulo 4, com ênfase para o protocolo experimental e para o processamento dos sinais EEG, EMG e da plataforma de força. No capítulo 5, serão apresentados os resultados e, no

capítulo 6, a discussão. A conclusão desta pesquisa é apresentada no capítulo 7, onde são apresentadas sugestões para trabalhos futuros.

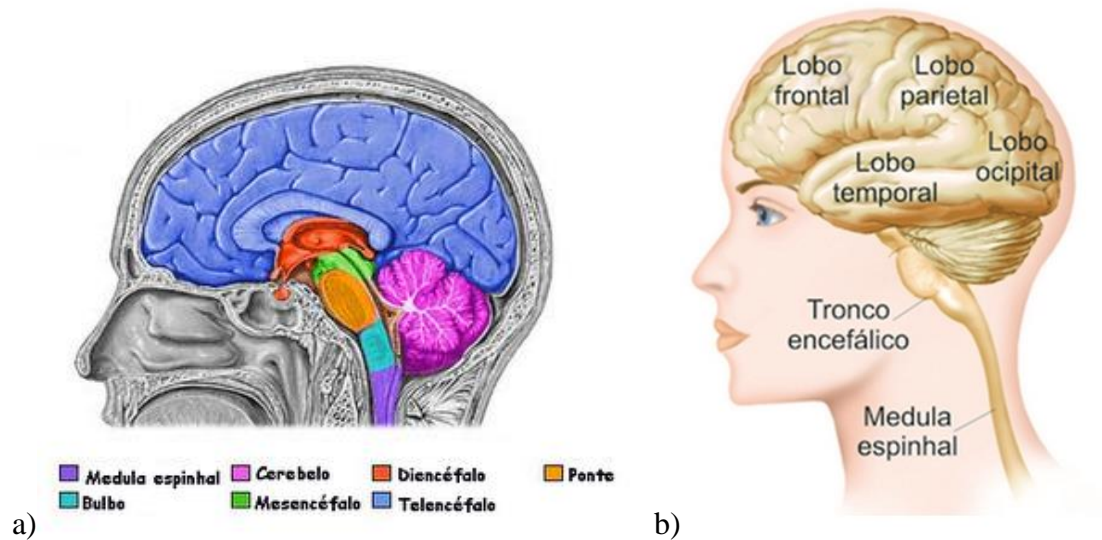
## **CAPÍTULO 2**

### **ANATOMO-FISIOLOGIA DO POTENCIAL PRÉ-MOTOR**

Este capítulo aborda as bases anatômicas e fisiológicas do Sistema Nervoso Central (SNC), descrevendo sua estrutura organizacional de funcionamento, representação somatotópica e as áreas corticais envolvidas no planejamento motor, que eliciam o potencial pré-motor.

#### **2.1. Anatomia e funcionamento dos sistemas**

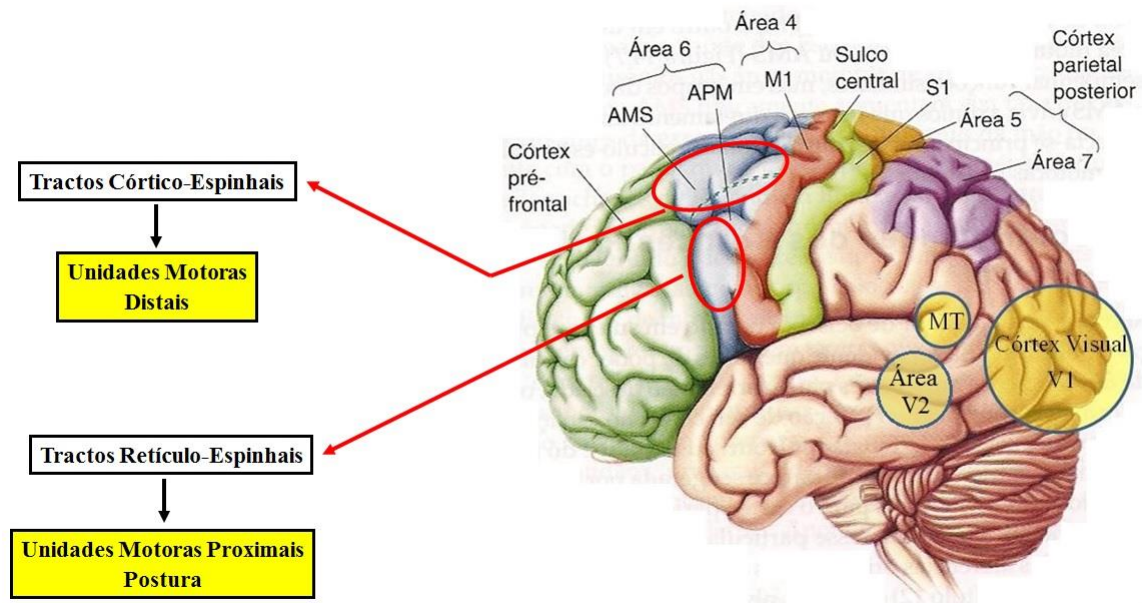
O SNC é composto pelo encéfalo e medula espinhal, por meio dos quais recebe, processa e envia informações ao Sistema Nervoso Periférico (SNP) com vistas a controlar os órgãos efetores, como por exemplo, os músculos. A Figura 2.1a exibe um corte sagital do crânio ilustrando as regiões do encéfalo, constituído pelo cérebro, tronco encefálico (mesencéfalo, ponte e bulbo) e cerebelo. O cérebro é composto pelo telencéfalo e diencefalo (tálamo e hipotálamo). O telencéfalo é dividido em dois hemisférios, cuja superfície, o córtex cerebral (rico em corpos celulares de neurônios), possui forma irregular, com diversas circunvoluções e divisões demarcadas por sulcos profundos. Tais sulcos delimitam os lobos corticais, denominados conforme a localização correspondente aos ossos do crânio, i.e. frontal, parietal, temporal e occipital (Figura 2.1b). Estes também se subdividem em áreas especializadas, baseadas na citoarquitetura cortical, classificadas de acordo com a funcionalidade: áreas visuais, somatossensoriais, motoras ou associativas (BEAR *et al.*, 2008, KANDEL *et al.*, 2000).



**Figura 2.1:** Visão sagital do encéfalo e medula espinhal: a) representação das regiões do encéfalo; b) divisão do córtex cerebral em lobos. Adaptado de OLSON e PAWLINA, 2008, e de LENT, 2005.

A Figura 2.2 ilustra as principais áreas corticais das 52 divisões descritas no mapa de Brodmann. O córtex visual primário (V1) e suas áreas secundárias (V2, V3, MT e V5) são responsáveis por processar a informação do ambiente, necessária para a localização do corpo no espaço, enviando-a à área 7 do córtex parietal posterior. A região S1 refere-se ao córtex somatossensorial primário, localizado no giro pós-central, que corresponde às áreas 3, 2 e 1 de Brodmann. Estas recebem projeções com informação relacionada à propriocepção, tato, dor e temperatura, as quais são enviadas à área 5 do córtex parietal posterior. As áreas 5 e 7, também denominadas de áreas associativas, são responsáveis por integrar as informações provenientes do córtex visual e somatossensorial para enviá-las ao córtex pré-frontal (responsável pela percepção e tomada de decisão) (BEAR *et al.*, 2008, KANDEL *et al.*, 2000).



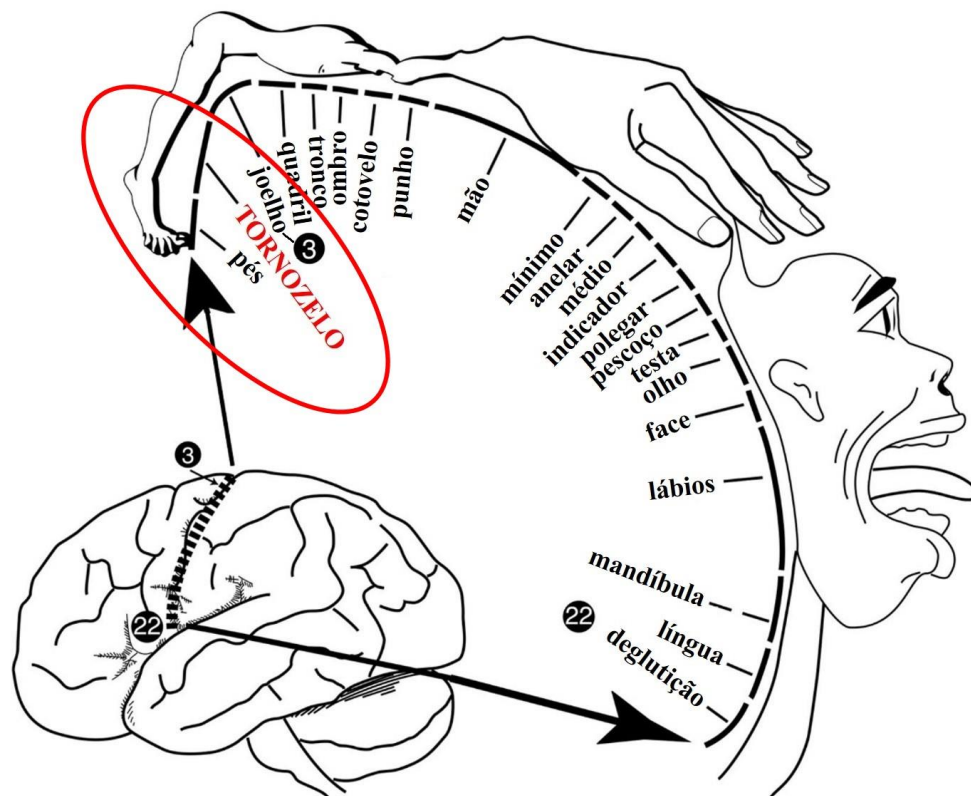


**Figura 2.2:** Representação das principais áreas corticais de Brodmann relacionadas às áreas envolvidas no planejamento motor de movimentos distais e proximais (Adaptado de BEAR *et al.*, 2008).

A área 4 (principal região de interesse neste estudo), correspondente ao córtex motor primário (M1) e localizada no giro pré-central, recebe aferências talâmicas, da área somestésica (S1) e das áreas pré-motora (APM) e motora suplementar (AMS, Figura 2.2). Tanto a APM quanto a AMS, correspondentes à área 6 de Brodmann, são áreas responsáveis pelo planejamento das atividades das unidades motoras distais (via tracto córtico-espinhal) e, em especial, das proximais (via tracto retículo-espinhal). Quando a tarefa envolve controle postural antecipatório, estas últimas são ativadas previamente ao início da execução do movimento e, portanto, a ativação da área 6 de Brodmann é fundamental para a geração do potencial pré-motor (SHIBASAKI e HALLETT, 2006).

A área motora M1 projeta eferências neuronais distribuídas conforme um mapeamento das regiões corporais, as quais são representadas pelo Homúnculo de Penfield correspondente a área cortical responsável pela ativação motora (Figura 2.3). Nesta representação, os músculos que cruzam a articulação do tornozelo estão

localizados no vértex, mais precisamente na fissura longitudinal, enquanto os do tronco localizam-se na região paramediana. Nota-se que as regiões como a boca, os dedos da mão e a face possuem uma representação maior, decorrente da maior quantidade de neurônios que ativam as fibras musculares (unidades motoras) que proporcionam os movimentos mais finos.



**Figura 2.3:** Representação das áreas corticais que geram o BP com associação ao Homúnculo de Penfield (organização somatotópica do córtex motor). Adaptado do diagrama clássico de Wilder Penfield.

## 2.2. Eletroencefalograma (EEG)

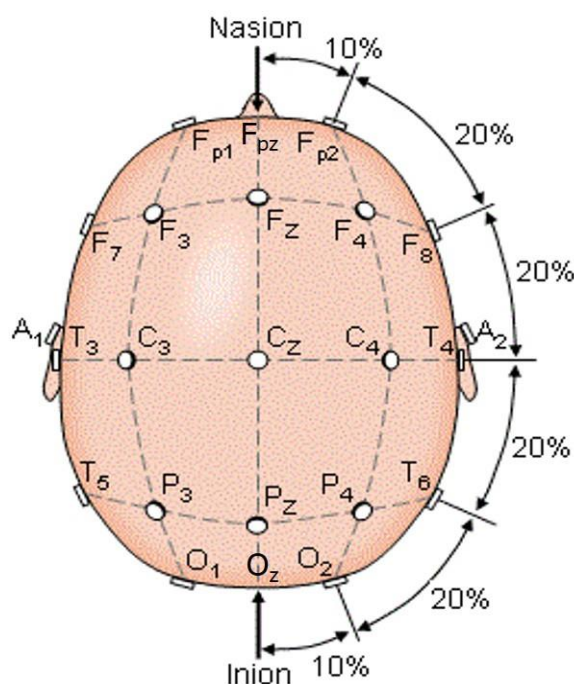
O EEG é um registro espaço-temporal da atividade elétrica cerebral, o qual, em adultos, é composto por ritmos corticais em bandas de frequência distintas (delta: 0,1 – 4 Hz, teta: 4 – 8 Hz, alfa: 8 – 13 Hz, beta: 13 – 30 Hz, gama: acima de 30 Hz). A amplitude do sinal EEG (entre  $\pm 100 \mu\text{V}$ ) apresenta variações de acordo com o estado

comportamental, nível de atenção, sono ou vigília, durante tarefas voluntárias, bem como em algumas condições patológicas, como a epilepsia e tumores cerebrais (BEAR *et al.*, 2008, NIEDERMEYER, 1999). A análise do sinal EEG e suas alterações durante estimulação tem contribuído para um melhor entendimento da funcionalidade dos sistemas sensoriais.

O ritmo mais relevante para este estudo denomina-se *mu*, que, apesar de relacionar-se à banda alfa de frequência, possui topografia e importância fisiológica distintas. Este ritmo está relacionado com a ativação dos neurônios do córtex motor, localizados na região central. Tarefas com movimentos voluntários atenuam o ritmo *mu* bilateralmente, em especial na área cortical contralateral ao sítio do movimento, antecedente ao início da atividade muscular (NIEDERMEYER, 1999). O ritmo *mu* pode ser comparado ao do EEG espontâneo, o qual apresenta pequenas oscilações em torno do valor nulo (ruído gaussiano), possibilitando a identificação de padrões de potenciais corticais evocados, como o potencial pré-motor, que possuem morfologia distinta.

Os sinais EEG são geralmente adquiridos a partir de eletrodos de prata-cloreto de prata (Ag/AgCl) em formato de disco, fixados no escalpo por meio de pasta eletrolítica, posicionados de acordo com o Sistema Internacional 10-20 (JASPER, 1958). Neste sistema, os eletrodos são posicionados a 10 e 20% das distâncias relativas entre marcas anatômicas bem definidas, como indicadas na Figura 2.4: a glabella (*nasion*), o vértex e a protuberância occipital (*inion*). As regiões anatômicas onde são posicionados os eletrodos são identificadas por letras: frontopolar (Fp), frontal (F), central (C), temporal (T), parietal (P), occipital (O) e auricular (A). Os números identificam os hemisférios direito (pares) e o esquerdo (ímpares), enquanto os eletrodos sobre a linha média são identificados pela letra “z”. Quanto maior a

quantidade de eletrodos, maior a possibilidade de cobrir áreas mais específicas do córtex.



**Figura 2.4:** Representação do posicionamento dos eletrodos de acordo com o Sistema Internacional 10-20, com eletrodos de referência biauriculares.

Na aquisição dos sinais EEG, os amplificadores devem apresentar alta rejeição de modo comum, com instrumentos blindados e um bom aterramento. O ambiente deve ser silencioso e adequadamente iluminado, os indivíduos submetidos ao exame devem ser mantidos calmos e confortavelmente acomodados. De modo geral, o protocolo deve visar à aquisição de sinais EEG com boa razão sinal/ruído e poucos artefatos. Estes artefatos presentes durante a aquisição são causados por agentes externos (ruídos eletromagnéticos de 60 e 120 Hz induzidos por lâmpadas e outras interferências provenientes da rede elétrica), instrumentais (eletrodos, amplificadores ou equipamentos que façam parte do sistema de registro e estimulação) ou de origem fisiológica (ECG, movimentos espontâneos ou artefato óculo-motor) (SAUNDERS, 1979).

### 2.3. Eletromiograma (EMG)

O EMG de superfície vem sendo amplamente utilizado em estudos clínicos e experimentais, em especial na aquisição e análise da atividade muscular dinâmica durante atividades da vida diária (AVDs), por ser uma técnica não-invasiva. Sua aplicabilidade envolve diversas áreas, dentre as quais destacam-se a neurofisiologia clínica, neuropediatria, biomecânica, reabilitação, medicina ocupacional e desportiva (SACCO *et al.*, 2009, STÄLBERG e FALCK, 1997).

Diversos fatores podem influenciar a qualidade dos sinais do EMG dinâmico, como por exemplo, o encurtamento da fibra muscular, maior variabilidade de sinal devido ao recrutamento rápido de unidades motoras e o posicionamento dos eletrodos ao longo do músculo. Além destes, existem alguns fatores de influência, fisiológicos e não-fisiológicos, comuns a qualquer aquisição de sinais EMG: as camadas de tecido subcutâneo, a velocidade de condução da fibra muscular, a propagação da zona de inervação (ZI) entre as unidades motoras, tamanho e forma do eletrodo, e distância inter-eletrodos (FARINA, 2006, FARINA *et al.*, 2004).

Apesar da recomendação clássica de BASMAJIAN e DE LUCA (1985) para o posicionamento dos eletrodos no terço distal do músculo, até 1998, não havia uma metodologia padrão para aquisição de sinais EMG e, por este motivo, nenhum consenso sobre a posição dos eletrodos, reduzindo assim a confiabilidade do exame (RAINOLDI *et al.*, 2004, HERMENS *et al.*, 2000). Em 1998 (revisado em 2011 por CRISWELL), CRAM e KASMAN publicaram o *Atlas for Electrode Placement* no livro *Introduction of Surface Eletromyography*, contendo as orientações sobre os locais de posicionamento dos eletrodos EMG para diversos músculos, visando garantir a reprodutibilidade da interpretação do EMG. Em 2000, o projeto SENIAM

(*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* – Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não-Invasiva dos Músculos) também sugeriu os locais de posicionamento dos eletrodos para 22 diferentes músculos, baseados em resultados obtidos em estudos experimentais realizados pelos próprios membros do SENIAM.

Após a publicação destas recomendações, foi postulado que o posicionamento dos eletrodos sobre a ZI, placa motora ou sobre a zona do tendão, não é indicado por ser uma região instável, promovendo alterações substanciais na estimativa da magnitude do sinal EMG. Para uma aquisição de sinais robusta e de melhor qualidade, o recomendado é posicionar os eletrodos entre a ZI e a zona distal do tendão (FARINA *et al.*, 2001, MERLETTI *et al.*, 2001). Os eletrodos lineares foram sugeridos como método de identificação da ZI ao longo do músculo, sendo considerado o padrão ouro na aquisição de sinais EMG (NISHIHARA *et al.*, 2008). Ainda assim, os eletrodos mais utilizados (80%), de acordo com a literatura, e os mais recomendados pelo SENIAM ainda são os bipolares (HERMENS *et al.*, 2000).

A identificação eletromiográfica do início da atividade muscular é essencial em estudos de biomecânica, marcha, controle motor e postural, portanto possui relevante aplicabilidade clínica. A amplitude do sinal EMG indica a magnitude da ativação da musculatura, produzida por meio do aumento da taxa de disparo neuronal e/ou de recrutamento de unidades motoras. Por esta razão, geralmente, são empregados métodos computacionais que possuem em comum a identificação de um limiar prefixado, obtido com base no desvio-padrão do próprio sinal EMG (NAKAGAWA *et al.*, 2011, ALLISON, 2003, STAUDE e WOLF, 2001) ou de sua envoltória (ROBERTSON, 2004). O início da atividade EMG vem sendo estimado adotando-se o primeiro instante no qual o sinal medido excede o limiar (STAUDE e

WOLF, 2001), ou a primeira janela móvel cujo valor médio ultrapassa este limiar (ALLISON, 2003). Estes algoritmos apresentam melhor desempenho se os sinais EMG possuírem uma alta razão sinal-ruído (SNR) e rápidas taxas de crescimento de amplitude.

Geralmente, o sinal EMG adquirido durante tarefas voluntárias pode ser quantificado e avaliado utilizando-se diversas técnicas, como por exemplo, a envoltória linear e o valor eficaz ( $\sqrt{VQM}$  = valor quadrático médio). A envoltória linear pode ser obtida por meio do sinal retificado, i.e. utilizando-se o valor absoluto do sinal EMG, e um filtro passa-baixas com vistas a amenizar flutuações de alta frequência, possibilitando uma melhor avaliação do sinal. A seleção das frequências de corte do filtro é arbitrária, embora existam recomendações de se adotar a faixa entre 3 e 50 Hz (ROBERTSON, 2004). O valor eficaz (*RMS – root mean square*) é uma das técnicas estatísticas que permite avaliar alterações no sinal EMG em função do tempo. O RMS é associado a um intervalo de tempo determinado (RMS móvel), que, geralmente, corresponde a uma janela de tempo entre 100 e 250 ms, que está relacionada ao tempo de resposta muscular (OLIVEIRA E GONÇALVES, 2009, DE LUCA, 1997). Tal processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal é elevada ao quadrado, conforme equação:

$$RMS(k) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_k^{k+N} x[k]^2}, \quad (2.1)$$

onde  $x[k]$  é o sinal EMG e  $N$  o número de pontos da janela temporal que percorre este sinal.  $k = 1, \dots, K$ , onde  $K \gg N$ .

#### 2.4. Controle postural durante a tarefa de levantar-se

O sistema de controle postural baseia-se na integração da informação proveniente dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo com vistas à manutenção do equilíbrio, minimizando as oscilações posturais e regulando o posicionamento do corpo para orientação no espaço. Tal representação interna de orientação espacial é continuamente atualizada pela retroalimentação multissensorial, a qual pode ser utilizada para enviar informação ao córtex motor para ajustes posturais que dependem tanto da tarefa quanto das condições ambientais (BEAR *et al.*, 2008, MERGNER e ROSEMEIER, 1998).

O SNC utiliza duas estratégias de controle para manter ou recuperar o equilíbrio postural: *i*) o controle antecipatório (*feedforward*), ou ajustes posturais antecipatórios (APAs), que ocorre antes da perturbação proveniente do movimento voluntário visando minimizar o deslocamento do centro de massa corporal (MASSION, 1992); *ii*) o controle de retroalimentação (*feedback*), ou ajustes posturais compensatórios (APCs), que é gerado com base nos sinais sensoriais após perturbações (ALEXANDROV *et al.*, 2005).

Os APAs podem ser modificados por diversos fatores, como o posicionamento do indivíduo, a velocidade do movimento e condições patológicas. VAN DER FITS *et al.* (1998) mostraram que a ativação antecipatória dos músculos posturais é maior com o indivíduo na posição ortostática quando comparada à posição sentada. Existem, também, evidências de que os APAs são quase inexistentes em indivíduos com a Doença de Parkinson, bem como em pacientes com lesões no lobo frontal, especialmente na área motora suplementar (SHIBASAKI e HALLETT, 2006, BAZALGETTE *et al.*, 1987; GURFINKEL' e EL'NER, 1988). Estes resultados



sugerem que as áreas pré-motora e a medial frontal, incluindo a AMS, estejam envolvidas na geração dos APAs.

Dentre as AVDs, como, por exemplo, passar da posição deitado para sentado na cama ou caminhar, a tarefa de levantar-se de uma cadeira é uma das mais exigentes em termos mecânicos (YOSHIAKA *et al.*, 2012). Para realizar a transferência da posição sentada para a ortostática, que permite o início da marcha, são necessários planejamento e estratégia de controle postural com vistas a coordenar um conjunto de movimentos, simultâneos e consecutivos, das articulações dos membros inferiores e do tronco. Portanto, alterações na capacidade funcional em realizar os movimentos desta tarefa, geralmente observadas em idosos ou indivíduos com doenças neurológicas, influenciam negativamente na independência e na qualidade de vida (SCHURR *et al.*, 2012, JANSSEN *et al.*, 2002).

A tarefa voluntária de levantar-se de uma cadeira foi descrita por SCHENKMAN *et al.* (1990) como tendo quatro fases distintas. A fase I, ou momento de flexão, é caracterizada por uma flexão do tronco e pelve com vistas a promover o deslocamento anterior do centro de massa. Segundo DEHAIL *et al.* (2007), a ativação do músculo tibial anterior (TA) precede esta fase, iniciando, portanto, o ajuste postural antecipatório desta tarefa. Uma atividade antecipatória do fibular longo (FL) também tem sido evidenciada. Ainda na fase I, ocorre a ativação do bíceps femoral (BF), glúteo médio (GMed), vasto medial (VM) e eretor espinhal (ES). Geralmente, o glúteo máximo (GMax) e o solear (SOL) são os últimos a serem ativados. A fase II, denominada de transição, tem início quando as nádegas são retiradas do assento, instante este cujo pico da atividade muscular do TA e do ES é máximo, terminando na máxima dorsiflexão de tornozelo. Desta posição, inicia-se a fase III, ou fase de extensão do joelho, quadril e tronco, quando ocorre a maior ativação dos músculos

VM, GMed, GMax, BF e ES. Finalmente, na fase IV, ou fase de estabilização, os músculos SOL, gastrocnêmios e FL têm seu pico de ativação até a estabilidade postural em bipedestação ser alcançada.

## CAPÍTULO 3

### O POTENCIAL PRÉ-MOTOR

Este capítulo apresenta a revisão bibliográfica do potencial pré-motor desde sua descoberta até a atualidade, descrevendo sua morfologia, áreas corticais envolvidas, fatores de influência, alterações presentes em patologias, com foco para a questão da dominância. A descrição da técnica estatística da média coerente, utilizada na estimativa deste potencial, também é abordada.

#### 3.1. Definição

O *Bereitschaftspotential* (BP), também denominado potencial pré-motor ou potencial de prontidão (*readiness potential*, RP), é uma atividade eletroencefalográfica lenta e negativa que precede o movimento voluntário, a qual foi descrita pela primeira vez em 1964 por KORNHUBER e DEECKE. O BP é um potencial cortical relacionado ao movimento (PRM) voluntário, sendo considerado uma representação cortical de preparação ou intenção de movimento.

O BP corresponde ao planejamento dos movimentos voluntários, os quais são iniciados espontaneamente pelo indivíduo sem qualquer pista externa. O BP é subdividido em dois componentes: o BP inicial (BP<sub>I</sub>), associado aos aspectos preparatórios do movimento (ajustes posturais); o BP tardio (BP<sub>T</sub>), relacionado aos aspectos de execução, tais como precisão ou complexidade da tarefa (SHIBASAKI e HALLETT, 2006). Diferentemente, a Variação Contingente Negativa (*Contingent Negative Variation*, CNV) reflete a atividade neuronal durante a preparação de movimentos deflagrados por pistas externas (sonoras ou visuais). O CNV também é um potencial cortical lento e negativo, porém deflagrado por dois estímulos contingentes sucessivos, o de alerta seguido de um estímulo resposta (WALTER *et*

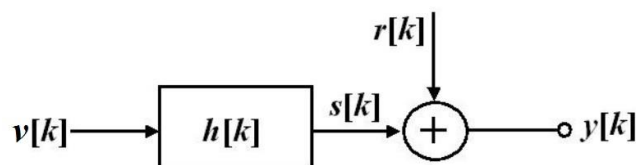
*al.*, 1964). Ao contrário do BP, seu primeiro componente (CNV1) reflete a informação sensorial do estímulo de alerta, enquanto o segundo (CNV2) representa a preparação e a prontidão para a subsequente resposta motora (HAMANO *et al.*, 1997, ROHRBAUGH *et al.*, 1976).

### 3.2. Estimativa do Potencial Pré-Motor

Geralmente, o potencial pré-motor apresenta uma amplitude pelo menos 10 vezes menor que o EEG espontâneo (Esp), e, portanto, a sua estimativa pode ser realizada por meio da média coerente de  $M$  trechos de sinal EEG sincronizados com o início da atividade EMG (DIRNBERGER *et al.*, 2011, SHIBASAKI e HALLETT, 2006). Considerando-se o modelo linear aditivo (Figura 3.1), onde o sinal coletado ( $y[k]$ ) é composto por ruído ( $r[k]$ : Esp) e o potencial pré-motor ( $s[k]$ ), e supondo que o Esp é ruído gaussiano de média nula, a média coerente resulta em um aumento da razão sinal-ruído. Isto é esperado desde que a resposta cortical seja a mesma a cada repetição da tarefa ( $s_i[k] = s[k]$ ). Matematicamente, a média coerente poder ser expressa por:

$$\hat{s}[k] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[k] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M s[k] + \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i[k], \quad (3.1)$$

onde o sobrescrito  $\hat{\phantom{x}}$  denota estimador e  $M$  é o número de trechos de sinal EEG livres de artefato. Quando  $M \rightarrow \infty$ ,  $\hat{s}[k] \rightarrow s[k]$  (SHIAVI, 1999).

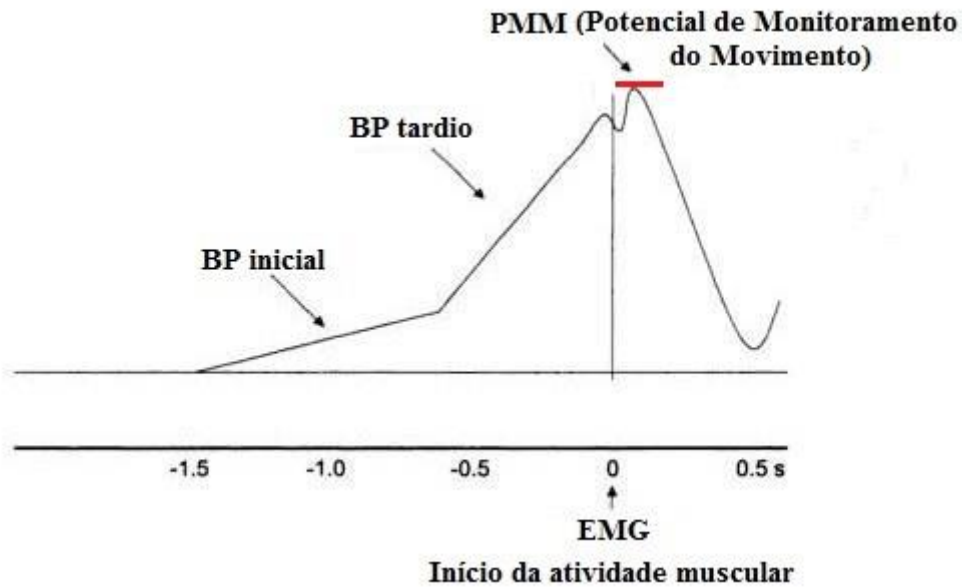


**Figura 3.1:** Modelo linear aditivo da geração do potencial pré-motor:  $v[k]$  refere-se ao planejamento motor para a realização da tarefa de levantar-se,  $h[k]$  é a função de

transferência (córtex),  $s[k]$  é o potencial pré-motor,  $r[k]$  é o EEG Esp e  $y[k]$  o sinal adquirido.

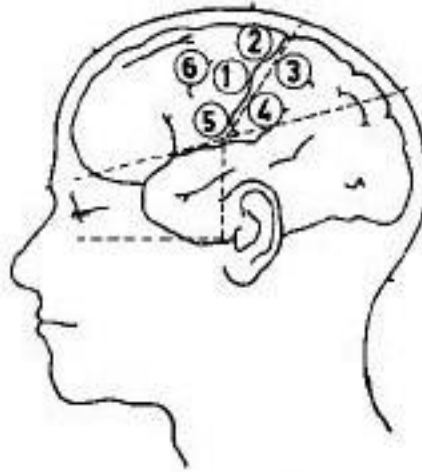
### 3.3. Revisão da Literatura

Logo após a primeira descrição do BP em 1964, KORNHUBER e DEECKE (1965) investigaram simultaneamente os sinais EEG e EMG durante movimento voluntário e repetitivo (auto-ritmado por um metrônomo) unilateral do pé ou da mão de 12 sujeitos saudáveis. Para tal analisaram as derivações EEG unipolares das regiões frontal, pré-central e vértex (Cz), com referência auricular ou biauricular, nariz ou queixo, além do esterno e proeminências vertebrais. Foram realizados um total de 94 experimentos com mais de 100 movimentos para cada aquisição. Todos os dados foram armazenados em uma fita magnética e, por meio da técnica de armazenamento cronológico dos dados e computação reversa (colocando a fita de trás para frente), foi possível realizar uma análise do segmento EEG adquirido antes do início da atividade do EMG. Como resultado, foi observado um potencial cortical negativo de 10-15  $\mu\text{V}$  precedente ao movimento, denominado *Bereitschaftspotential*, e identificados dois diferentes componentes: *i*) o primeiro segmento, chamado BP inicial (*early BP*), predominante na região central (linha média), precede em torno de 1,5 s o início do movimento, detectado pelo EMG; *ii*) e o segundo componente corresponde a um potencial negativo mais acentuado, o BP tardio (*late BP*) ou *negative slope* (NS'), que predomina sobre a área central contralateral ao movimento e ocorre em torno de 500 ms antes do início do movimento (Figura 3.2). Ademais, foi constatado que o BP possui uma amplitude maior conforme aumenta a intenção do indivíduo em realizar a tarefa, bem como esta diminui com sua indiferença.



**Figura 3.2:** Representação sistemática do tempo de duração e dos componentes do *Bereitschaftspotential* (BP) antes do início do movimento, além do potencial de monitoramento do movimento (PMM). Adaptado de JAHANSHAHI e HALLETT (2003).

Posteriormente, DEECKE *et al.* (1969) descreveram outros dois componentes precedentes ao movimento: a positividade pré-motora (PMP) e o potencial motor (MP). Neste estudo, foram recrutados 16 voluntários saudáveis (13 destros e 3 canhotos) que realizaram o movimento rápido de flexão do dedo indicador direito e, em alguns casos, uma leve e rápida abdução do ombro direito. Os eletrodos para a captação do EEG foram posicionados na região frontal (anteriormente à linha do cabelo), pré-central direita e esquerda (acima da área da mão), vértex e, algumas vezes, no occipital, de acordo com TAYLOR E HAUGHTON (1900, Figura 3.3). As referências foram os mastóides ou orelhas conectadas, nariz ou queixo, além do esterno e proeminências vertebrais.



**Figura 3.3:** Ilustração do posicionamento dos eletrodos para aquisição dos sinais EEG. Adaptado de DEECKE *et al.*, 1969.

BRUNIA e VAN DEN BOSCH (1984) conduziram um trabalho com amostra de 20 indivíduos destros (entre 18 e 26 anos), no qual foram comparadas as características dos PRMs para a tarefa de pressionar um botão com um dos dedos indicadores ou realizar uma rápida flexão plantar de um dos tornozelos. Os movimentos foram realizados em 4 blocos de 80 tentativas. Foram coletados sinais EOG e o EEG das derivações F3, F4, C3, C4, P3 e P4, com referências mastóides conectadas. Como resultado, os PRMs iniciaram anteriormente, foram mais amplamente distribuídos e mostraram maior amplitude precedendo o movimento do tornozelo, em comparação à flexão do dedo. As amplitudes foram maiores no hemisfério contralateral para o movimento de flexão do dedo e ipsilateral para a flexão plantar do tornozelo. Alguns estudos já encontraram grandes amplitudes próximas ao vértex, portanto o resultado encontrado neste estudo provavelmente ocorreu por uma ativação contralateral muito próxima à fissura longitudinal cerebral, porém a derivação Cz não foi estudada.

Subsequentemente, BRUNIA *et al.* (1985) estudaram 20 indivíduos canhotos (entre 17 e 37 anos). Os procedimentos utilizados foram similares ao estudo anterior e os resultados encontrados também foram semelhantes. Concluiu-se, portanto, que não houve diferença significativa para a dominância.

SHIBASAKI e HALLETT (2006), em um artigo de revisão, concluíram que, para movimentos unilaterais repetitivos, ritmados pelo próprio indivíduo, o BP inicial é gerado pela ativação da área pré-motora suplementar (pré-AMS), da área motora suplementar (AMS), e então, do córtex pré-motor bilateralmente. Por outro lado, o BP tardio se origina da ativação dos córtices motor primário (M1) contralateral e do pré-motor lateral com somatotopia precisa (Tabela 3.1), conforme pode ser visualizado na Figura 2.3.

**Tabela 3.1** (Adaptada de SHIBASAKI e HALLETT, 2006)

Fontes geradoras dos componentes do <i>Bereitschaftspotential</i> (BP)	
Componente	Fontes geradoras
<b>BP inicial</b>	
Inicialmente	Pré-AMS (bilateral) AMS (bilateral)
Em seguida	Área 6 (bilateral) <sup>a</sup>
<b>BP tardio ou NS'</b>	Área 4 (predomínio contralateral) <sup>b</sup> Área 6 (predomínio contralateral) <sup>b</sup>

<sup>a</sup> Organizada de acordo com a somatotopia

<sup>b</sup> Organizada precisamente de acordo com a somatotopia

Para movimentos que exigem praxia, o córtex parietal gera o BP em um estágio precoce de preparação. Isto foi comprovado em estudo de WHEATON *et al.* (2005), onde os indivíduos realizavam tarefas mais complexas, como utilizar um martelo ou tesoura, e realizar gestos, como sinal de 'ok'. Pelo aumento da demanda cognitiva nestas tarefas, o córtex parietal atua na integração das informações. Os

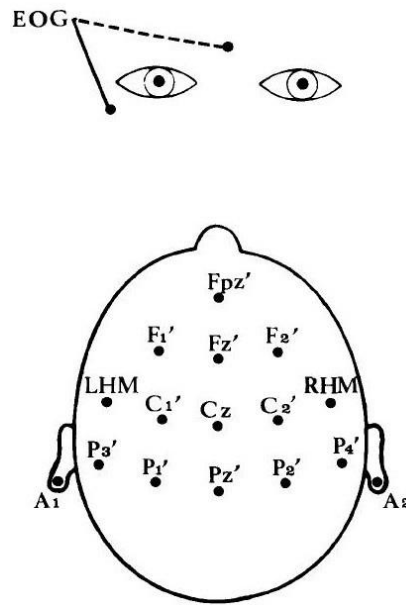


mesmos autores sugerem que a negatividade precoce possa ser iniciada no córtex parietal posterior e que esta esteja relacionada à preparação de tarefas complexas e objetivas, podendo ser a fonte geradora dos sinais pré-motores nestes casos. Oito indivíduos destros e saudáveis participaram do estudo e foram utilizados os sinais EEG de alta-densidade, por meio de 64 canais com referências auriculares conectadas, além do EMG dos músculos abductor curto do polegar e flexor ulnar do carpo.

O BP tardio atinge seu pico na área central contralateral (posições C1', entre Cz e LHM, e C2', entre Cz e RHM, Figura 3.4) para movimentos das mãos e na linha média (Cz) para movimentos dos pés (SHIBASAKI *et al.*, 1981, SAITOU *et al.*, 1996). No estudo de SHIBASAKI *et al.* (1981), participaram 8 voluntários destros e saudáveis, e foram testados os movimentos de extensão do dedo médio da mão e dorsiflexão do tornozelo. Foram utilizados 14 eletrodos para captar sinais EEG (Fpz', F1', Fz', F2', LHM, C1', Cz, C2', RHM, P3', P1', Pz', P2' e P4') com referência auricular e derivação unipolar, além dos sinais EOG (eletrooculograma) coletados da região periorbital e EMG do músculo extensor dos dedos e tibial anterior. Os eletrodos LHM e RHM correspondem à área motora da mão esquerda e direita, respectivamente (Figura 3.4). A distribuição assimétrica do BP tardio para o movimento unilateral da mão foi descrito como potencial de alerta lateralizado (*lateralized readiness potential*, LRP) (COLES *et al.*, 1988).

No caso do BP inicial, para tarefas unilaterais, o pico ocorre na linha média (posição Cz) (BARRETT *et al.*, 1986), a qual encontra-se sobre a AMS, e sua distribuição é simétrica sobre todo o escalpo independentemente do sítio do movimento, isto provavelmente pela soma dos campos elétricos gerados por áreas homólogas de ambos hemisférios. Neste estudo, foram testados movimentos voluntários de extensão do dedo médio com 20 sujeitos (apenas um canhoto). Os

sinais EEG foram coletados a partir de 8 eletrodos (Fz, LHM, C1, Cz, C2, RHM, P1, Pz e P2) com referências auriculares e derivação unipolar. Também foi realizado o EOG e o EMG do músculo extensor dos dedos.



**Figura 3.4:** Posicionamento dos eletrodos para aquisição do EOG e EEG de SHIBASAKI *et al.*, 1981. LHM e RHM representam a área motora da mão esquerda e direita, respectivamente. As derivações frontais encontram-se 5 cm à frente das centrais, as parietais 5 cm atrás das centrais, enquanto que Fpz' 5 cm à frente de Fz'.

Em estudo clássico, LIBET *et al.* (1983) estudaram o BP na intenção consciente, onde 6 sujeitos (divididos em 2 grupos) realizavam movimentos de flexão dos dedos e/ou do punho da mão direita. Para coletar os sinais EEG foram posicionados eletrodos no vértex (Cz), na região parietal esquerda (P3) e pré-frontal (Fp1 e Fp2) de acordo com o Sistema 10-20, com referência mastóide, derivação unipolar e aterramento em orelha esquerda. Além disso, foram captados sinais EOG e EMG do músculo envolvido na tarefa. Os sujeitos eram posicionados de frente a um relógio e orientados a indicar a posição dos ponteiros no momento em que iniciasse a intenção consciente de realizar do movimento. Desta forma, detectaram que o início do BP médio (*averaged BP*) ocorre 500 ms antes do movimento, enquanto o tempo de

decisão para o movimento, relatado pelos sujeitos do estudo, foi de apenas 200 ms antes do movimento. Estes autores concluíram então que o início de uma tarefa envolve um processo neural inconsciente, seguido da intenção consciente e, logo após, do movimento propriamente dito.

Desde então, diversos estudos foram realizados com as descobertas fisiológicas mais atuais e aplicações clínicas dos potenciais corticais relacionados ao movimento (PRMs). Ao longo dos anos, alguns exames vem sendo utilizados nestes estudos, dentre os quais o EEG combinado ao EMG para a estimativa do BP, a magnetoencefalografia (MEG) para a identificação dos componentes relacionados ao BP (ERDLER *et al.*, 2000), o EEG intracraniano (KUKLETA *et al.*, 2012, JAHANSHAHI *et al.*, 2001, IKEDA *et al.*, 1995, REKTOR *et al.*, 1994), além das combinações de EEG e Tomografia por emissão de pósitrons (PET) (JAHANSHAHI *et al.*, 1995), EEG e Ressonância Magnética Funcional (fMRI) (BALL *et al.*, 1999) ou EEG e MEG (NAGAMINE *et al.*, 1994).

Os PRMs, bem como o BP, são utilizados na investigação da fisiopatologia de diversas desordens de movimento e lesões neurológicas (WASHIMI e SAITOU, 1995). Publicações anteriores indicam que a magnitude e tempo de duração do BP podem ser comprometidos pela Doença de Parkinson (FUMURO *et al.*, 2013, JAHANSHAHI *et al.*, 1995, DICK *et al.*, 1989), Doença de Huntington (JOHNSON *et al.*, 2001), distonia (DEUSCHL *et al.*, 1995), cerebelopatias (VERLEGER *et al.*, 1999, SHIBASAKI *et al.*, 1986), por distúrbios psiquiátricos, como a esquizofrenia (NORTHOFF *et al.*, 2000, SINGH *et al.*, 1992) e depressão (HAAG *et al.*, 1994), e por lesões focais no tálamo, gânglios da base (FÈVE *et al.*, 1994), cerebelo (KITAMURA *et al.*, 1999) e córtex pré-frontal (SINGH e KNIGHT, 1990) ou parietal (SIRIGU *et al.*, 2004, SINGH e KNIGHT, 1993).

DICK *et al.* (1989) recrutaram 14 pacientes com Doença de Parkinson (DP), os quais não utilizaram a medicação antiparkinsoniana nas 12 horas anteriores ao estudo, e compararam com um grupo controle composto por 12 sujeitos. Foram coletados sinais EEG de 6 posições do escalpo: C3, C4, Cz, FCz, C3A, C3P para movimentos voluntários de extensão do dedo indicador para 128 tentativas, além do EMG dos músculos extensores dos dedos. Como resultado, o grupo DP obteve um ‘BP precoce’ de menor amplitude quando comparado aos indivíduos normais, o que também foi constatado em estudo de metodologia semelhante realizado com PET para averiguar o fluxo sanguíneo cerebral (JAHANSHAHI *et al.*, 1995). Sugere-se que o resultado encontrado resulta de uma ativação inadequada dos gânglios da base, que são considerados a maior fonte de aferência à AMS.

Em estudo realizado por VERLEGER *et al.* (1999), indivíduos com disfunções cerebelares mostraram uma redução drástica dos potenciais EEG em tarefas simples, mas não diferiram do grupo controle em tarefas em que a coordenação se fez mais necessária. Isto sugere que o cerebelo não é ativado exclusivamente em movimentos finos, geralmente está envolvido em qualquer tipo de atividade que exija preparação, uma vez que o córtex motor é largamente ativado para prover coordenação fina.

SIRIGU *et al.* (2004), em estudo semelhante ao de LIBET *et al.* (1983), detectou que, quando indivíduos com lesões parietais (área 39 de Brodmann) relataram a intenção de realizar o movimento de apertar um botão com o dedo indicador, apresentaram uma ativação precária das áreas motoras do hemisfério contralateral; além disso, mostraram um BP de baixa amplitude. Isto ocorreu, possivelmente, por um déficit no *feedback* com as áreas motoras frontais para o planejamento das ações voluntárias. É sugerido que o córtex parietal monitora as

intenções e planos motores, detectando quando as ações são executadas de forma a alcançar, da melhor forma, o seu objetivo final.

Além das patologias, a motivação (MacADAM e SEALES, 1969), tipo de movimento: proximal ou distal (JANKLOWITZ e COLEBATCH, 2002), o estado de preparação, o aprendizado e a habilidade adquirida, o esforço percebido, a força exercida, o ritmo de repetição, a praxia, complexidade, velocidade e precisão do movimento são outros fatores que podem influenciar as características do BP (SHIBASAKI e HALLETT, 2006, *apud* LANG, 2003) (Tabela 3.2). Adicionalmente, o início do BP difere entre sujeitos, supostamente por diferenças na anatomia funcional, e em diferentes condições experimentais (COLEBATCH, 2007).

**Tabela 3.2** (*Adaptada de SHIBASAKI e HALLETT, 2006*)

Influência de diversos fatores no BP inicial e BP tardio em condições normais ou patológicas

Fatores	BP inicial	BP tardio
Nível de intenção	Maior <sup>a</sup>	
Estado de preparação	Início precoce <sup>a</sup>	
Aprendizado	Maior durante aprendizado <sup>a</sup>	
Praxia do movimento	Inicia no córtex parietal <sup>a</sup>	
Força	Maior <sup>a</sup>	
Velocidade	Início atrasado <sup>a</sup>	
Precisão	Sem efeito	Maior
Complexidade	Sem efeito	Maior
Parkinsonismo	Pequeno	Sem efeito
Lesão cerebelar	Pequeno	Pequeno
Distonia	Sem mudanças	Pequeno

O efeito dos fatores é mostrado de forma comparativa: quanto maior o fator, maior ou menor a amplitude do BP.

<sup>a</sup> 'BP tardio' não foi definido claramente

MacADAM e SEALES (1969) estudaram o BP em 2 grupos: *recompensa*, no qual os sujeitos receberiam uma recompensa em dinheiro ao alcançarem respostas corretas; e *sem recompensa*, onde as respostas não renderiam retorno monetário. Desta forma, foi encontrada uma maior amplitude do BP no grupo *recompensa*, indicando que quanto maior a motivação, maior será a preparação para a determinada ação. Em outro estudo, JANKLOWITZ e COLEBATCH (2002) encontraram uma maior amplitude do pico e, também, um BP tardio maior para movimentos proximais de ombro, quando comparado a movimentos dos dedos (distais).

Em relação à habituação e envolvimento intencional, em artigo 2004, DIRNBERGER *et al.* estudaram 33 indivíduos destros (entre 21 e 31 anos). O experimento consistia em realizar um flexão do dedo indicador direito ou esquerdo, pressionando um botão. Foram realizados 2 blocos de 100 tentativas, onde o indivíduo poderia começar pelo lado direito ou esquerdo. Foram coletados sinais EMG da musculatura envolvida, EOG e o EEG de F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz e P4, com referências mastóides conectadas. Os resultados encontrados foram: *i*) a amplitude dos PRMs diminui no hemisfério direito (área sensoriomotora) durante a tarefa de pressionar o botão, independente do lado do movimento. *ii*) negatividade decresceu por todo o escalpo durante o primeiro bloco, e, no segundo bloco, realizado com a outra mão, foi observada uma crescente negatividade. A atenuação na primeira sequência se deve, provavelmente, por um aumento da fadiga, habituação ou diminuição da atenção. Já o discreto aumento da amplitude dos PRMs no segundo bloco pode ser atribuído ao aumento da expectativa para o fim do experimento.

JANKLOWITZ e COLEBATCH (2002) estudaram o BP (derivações Cz, Fz, Pz, C3 e C4) em 14 indivíduos (12 destros e dois canhotos) para diversos movimentos: abdução de dedo, flexão de dedo, flexão de cotovelo e abdução de

ombro. O movimento proximal de ombro obteve maior amplitude de pico (12  $\mu\text{V}$ ) em relação ao distal (9  $\mu\text{V}$ ), ambos na derivação Cz. SAITOU *et al.* (1996) encontraram cerca de 15  $\mu\text{V}$  para o movimento de extensão do tornozelo na posição ortostática, também predominante na derivação Cz, ao estudar 10 indivíduos destros. Nesta última, foram utilizadas as derivações Cz, Cza (2 cm a frente de Cz), Czp (2 cm atrás de Cz), mais 6 derivações localizadas a 2 cm para as laterais.

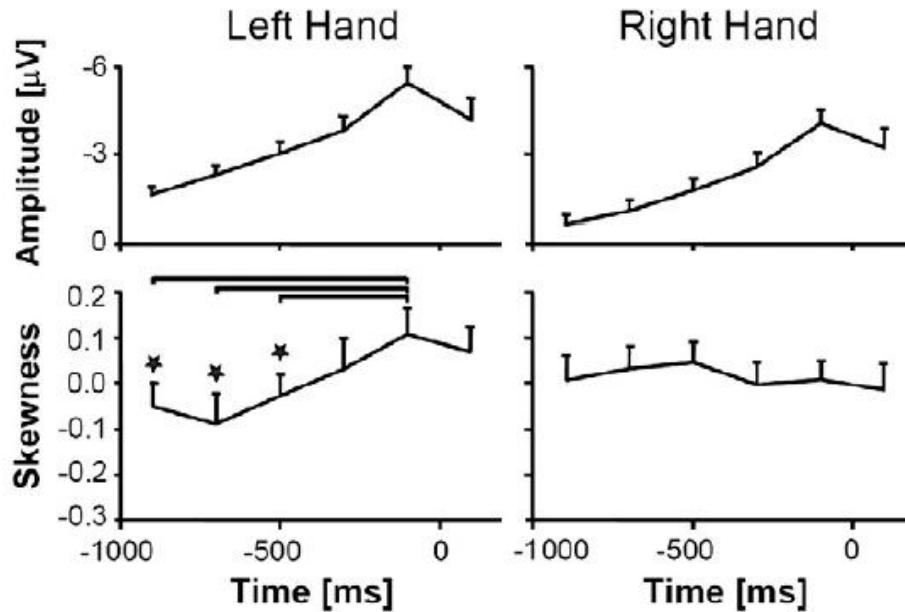
YOSHIDA *et al.* (2008) utilizaram 8 eletrodos (F3, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz e P4), com referências biauriculares e derivação unipolar, para a aquisição de sinais EEG com vistas a estudar o movimento de flexão de ombro direito realizado em duas posições distintas: sentada e de pé. Adicionalmente, foi medida a aceleração do movimento do braço por meio de um acelerômetro e coletados sinais EMG dos músculos deltóide anterior, eretores espinhais, reto abdominal, bíceps femoral e reto femoral. Vinte indivíduos destros e saudáveis fizeram parte do estudo. Como resultado, constataram que o BP é influenciado pelo posicionamento do indivíduo, apresentando maior amplitude nas derivações frontal, pré-frontal e parietal ipsilateral ao movimento quando o indivíduo realizou o movimento na posição de pé. Em posição ortostática, ao realizar movimentos voluntários, ajustes posturais antecipatórios (APAs) se fazem necessários para a manutenção da postura, o que pode justificar a diferença dos resultados nas duas posições. Existem evidências de que os APAs se encontram afetados em indivíduos com lesões na AMS (SIRIGU *et al.*, 2004, GURFINKEL' e EL'NER, 1988), o que sugere estar esta área do córtex relacionada ao controle postural, também atuando como principal gerador do BP inicial.

Estudos realizados com indivíduos destros, comparando movimentos da mão direita e esquerda, retrataram que, em tarefas realizadas com o membro não

dominante (esquerdo), constatou-se um início precoce (ODA e MORITANI, 1995, BABA *et al.*, 1976) e uma maior amplitude (DAMEN *et al.*, 1996, BABA *et al.*, 1976) do BP. Esta diferença foi atribuída à pouca familiaridade e habilidade dos indivíduos com tarefas realizadas com o membro esquerdo (BASHORE *et al.*, 1982), sendo necessária a ativação em maior proporção das áreas motoras para uma preparação mais lenta. Outros estudos de neuroimagem também relataram uma ativação cortical mais difundida para movimentos realizados com o membro não-dominante (BABILONI *et al.*, 2003), predominantemente em regiões bilaterais do córtex pré-motor e motor (KAWASHIMA *et al.*, 1993).

Recentemente, DIRNBERGER *et al.* (2011) conduziram um estudo no qual 28 voluntários destros eram orientados a realizar movimentos repetitivos e auto-ritmados de apertar um botão com o dedo indicador, em duas condições: dedo indicador esquerdo e direito. Foram coletados sinais EEG das posições Fz, C3, Cz e Pz (referências mastóides e derivação unipolar), além do eletroculograma (EOG) e do EMG do músculo flexor superficial dos dedos direito e esquerdo. Foram realizadas pelo menos 50 repetições do movimento para cada posição. Para a análise estatística dos dados foi utilizada a assimetria (*skewness*), uma medida de distribuição de assimetria em função do tempo, que foi calculada para cada eletrodo dividida em 6 intervalos de 200 ms. Os resultados mostraram que, nos movimentos realizados com o membro não-dominante, a assimetria inicia com valores negativos, que chegam a valores neutros próximo ao início do movimento (Figura 3.5). Isto indica uma ativação cortical precoce para movimentos com o membro esquerdo, o que está de acordo com estudos prévios citados anteriormente, que também encontraram um BP com maior amplitude nestes casos.





**Figura 3.5:** Tempo de duração da amplitude e da assimetria (*skewness*) do BP dos dados coletados, separados para os movimentos com a mão esquerda e direita. Para ambos tipos de movimento, a amplitude cresce vagarosamente dos intervalos iniciais para os finais. A negatividade é sempre maior para tarefas com a mão esquerda. A assimetria para movimentos com a mão esquerda inicia com valores negativos que progridem para valores neutros ou ligeiramente positivos próximos ao início do movimento. Por outro lado, para a mão direita, os valores se mantêm em torno de zero em todos os intervalos pré-movimento. Isto sugere que existem *outliers* com uma negatividade muito precoce para a tarefa com a mão esquerda.  $*p < 0,05$  (Adaptado de Dirnberger *et al.*, 2011).

Em um artigo de revisão, SHIBASAKI (2012) reafirma a importância da ativação sequencial da pré-AMS e AMS (bilateralmente), do córtex pré-motor lateral e do M1 (predominância contralateral ao movimento) para a preparação e execução do movimento voluntário. Os avanços em neurofisiologia clínica e neuroimagem funcional permitem uma investigação cada vez mais aprofundada sobre o mecanismo de controle dos movimentos voluntários, bem como a patofisiologia de movimentos involuntários (tremor essencial, distonia focal etc.).

Recentemente, a intenção consciente de movimento tornou-se um importante tópico de pesquisa (VINDING *et al.*, 2014, IMHOF e FANGERAU, 2013, KORNHUBER e DEECKE, 2012). Estes autores sugerem uma lenta atividade negativa eletrofisiológica denominada "potencial de intenção", originada das áreas centrais e frontais, ocorrendo quando os sujeitos indicam sua intenção voluntária de movimento, portanto o mesmo não ocorre em resposta a uma pista externa.

## **CAPÍTULO 4**

### **MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **4.1. Casuística**

A casuística foi constituída por 28 indivíduos, 16 destros (4 do gênero feminino) e 12 canhotos (6 do gênero feminino), com idade entre 22 e 41 anos, massa entre 53 e 120 kg e estatura entre 1,55 e 1,89 m. Por meio de *anamnese*, assegurou-se que nenhum caso de disfunção neurológica, patologia osteomioarticular, cefaléia, indisposição, vertigem, fadiga visual e utilização de medicamentos ou substâncias estimulantes que, eventualmente, pudessem alterar os resultados do teste fosse incluído no estudo. Caso o voluntário fizesse uso de óculos ou lentes de contato corretivas, estes foram utilizados durante o experimento.

#### **4.2. Considerações Éticas**

Cada indivíduo foi informado verbalmente e por escrito sobre as condições para participar no estudo, tendo assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme consta no projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva (IESC/UFRJ - Parecer 100/2011, Processo 36/2011).

#### **4.3. Protocolo Experimental**

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Processamento de Sinais (LAPIS/PEB/COPPE-UFRJ) sob condições ambientais adequadas (temperatura de 23°C, som e iluminação controlados). O experimento não foi realizado imediatamente antes ou após o horário de almoço, evitando déficits de concentração e fadiga dos voluntários. Antes da realização da tarefa, com o sujeito sentado confortavelmente em poltrona com encosto e apoio para os braços, pés descalços sobre uma plataforma de

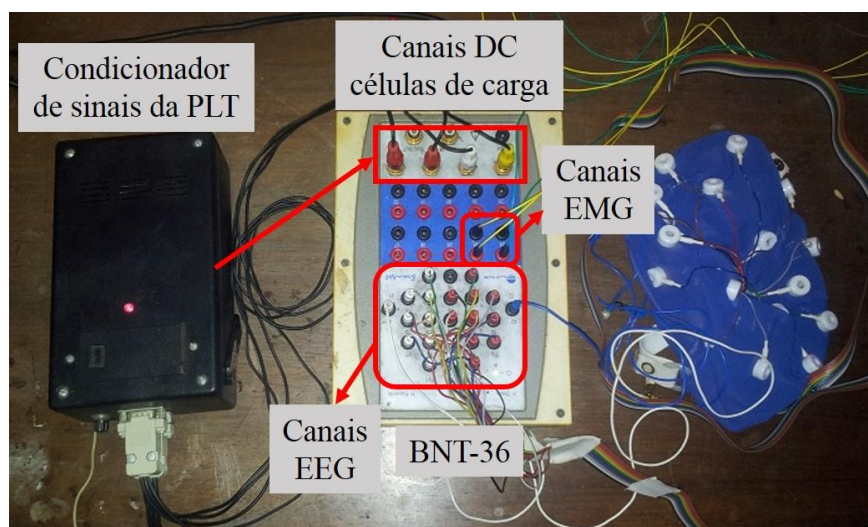
força, adquiriu-se o EEG espontâneo com o voluntário de olhos abertos (condição denotada por Esp<sub>OA</sub>) e, em seguida, com olhos fechados (Esp<sub>OF</sub>), por 5 minutos em cada condição. Uma terceira aquisição foi ainda conduzida, com o sujeito em posição ortostática sobre a plataforma de força com olhos abertos (P<sub>OA</sub>), também por 5 minutos. A posição dos pés foi demarcada (abertura de 30° e 2 cm de afastamento entre os maléolos) com o objetivo de manter a mesma base de apoio durante todo o experimento. Desta forma, o voluntário também poderia movimentar os pés livremente durante o intervalo de descanso entre cada bloco de aquisição dos exames.

A tarefa consistiu em levantar-se voluntariamente de uma cadeira, permanecendo na posição ortostática sobre a plataforma de força, e, então, retornar à posição sentada após estabilização da postura. Para iniciar, um aviso sonoro (*beep*) indicava que o sujeito poderia realizar a tarefa quando desejasse. Após a estabilização da postura ortostática, um aviso sonoro distinto (*beep* duplo) foi utilizado para indicar que o voluntário estaria apto a retornar à posição sentada quando desejasse. O experimento foi realizado em cinco blocos de 16 tarefas (ciclos) “levantar-sentar”. Um intervalo de descanso com duração de 3 minutos foi empregado entre cada bloco, com o voluntário permanecendo sentado e relaxado.

O voluntário foi orientado a realizar a tarefa espontaneamente, em qualquer momento, sem qualquer pré-planejamento ou concentração de quando a executaria. Logo, este procedimento teve por objetivo minimizar ou eliminar os fatores externos que pudessem afetar a tarefa motora voluntária, bem como prejudicar a aquisição dos sinais, e, portanto, permitir a aquisição do potencial pré-motor em vez do CNV.

Utilizando-se o sistema integrado de aquisição de sinais biológicos, desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais

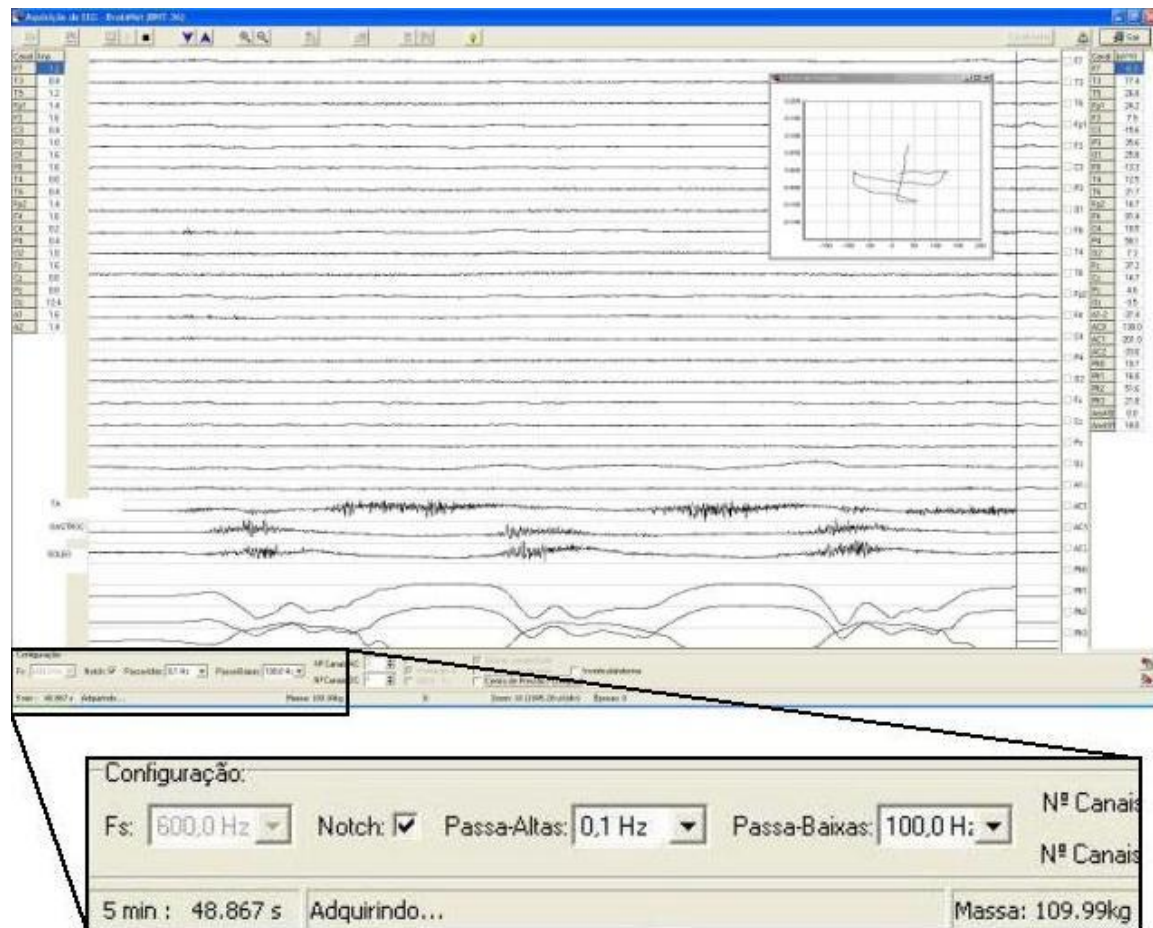
(PEB/COPPE/UFRJ), realizou-se o protocolo “Levantar-Sentar”, com vistas à coleta simultânea dos sinais EEG, EMG e da plataforma de força. Para tal utilizou-se o BrainNet – BNT 36 (EMSA, Brasil), tendo sido os sinais amostrados a 600 Hz (conversor A/D com resolução de 16 bits e faixa dinâmica de +/- 10 V). Deste equipamento (Fig. 4.1), foram utilizados 26 canais, sendo 20 para as derivações do EEG, quatro DC para os sinais das células de carga da plataforma de força, dois AC para os sinais EMG, além de dois canais de anotação e um canal de *trigger* gerados pelo programa de aquisição. A Figura 4.2 ilustra a janela do *software* de aquisição durante coleta dos sinais, com os canais utilizados e a configuração de filtragem e amostragem utilizada no eletroencefalógrafo. Sinais EEG e o EMG foram previamente filtrados por um passa-altas de 1ª ordem em 0,1 Hz, passa-baixas de 2ª ordem em 100 Hz (*anti-aliasing*) e *notch* em 60 Hz.



**Figura 4.1:** BNT 36 (EMSA, Brasil) utilizado para a aquisição simultânea dos sinais EEG, EMG e das células de carga da plataforma de força, previamente condicionados.

Para a aquisição dos sinais EEG foi utilizada uma touca (Figura 4.3) modelo ECI Electro-Cap Electrode System<sup>TM</sup> (Electro-Cap International, Inc., EUA) com os eletrodos posicionados de acordo com o Sistema Internacional 10-20, com referência média biauricular e aterramento em FPz. O tamanho da touca foi selecionado de

acordo com a circunferência da cabeça do voluntário, sendo a mesma fixada ao tronco por uma faixa elástica. A impedância dos eletrodos manteve-se abaixo de 3 k $\Omega$ . A aquisição envolveu 20 derivações EEG: F7, T3, T5, Fp1, F3, C3, P3, O1, F8, T4, T6, Fp2, F4, C4, P4, O2, Fz, Cz, Pz e Oz.



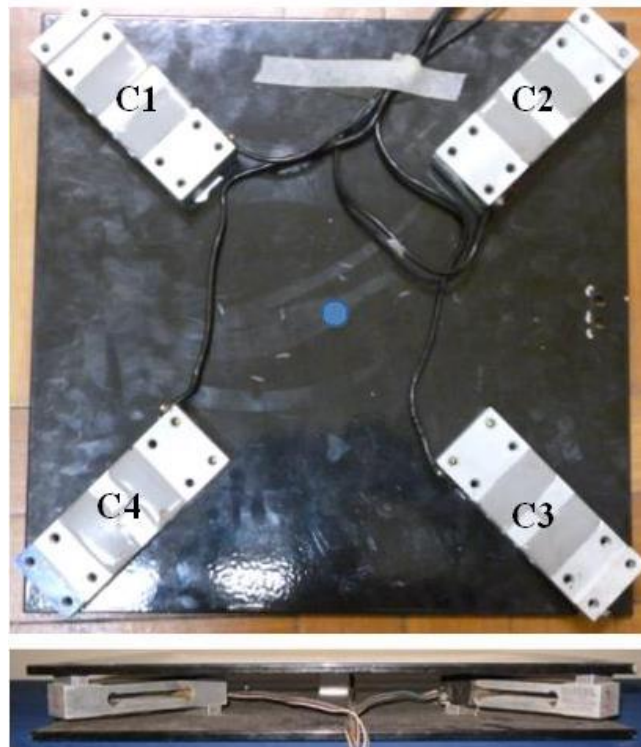
**Figura 4.2:** Janela do *software* de aquisição de sinais EEG com a configuração de filtragem, frequência de amostragem (Fs), derivações utilizadas e canais DC (células de carga: Plt0, Plt1, Plt2 e Plt3). Durante a execução do protocolo é exibido o tempo de aquisição dos sinais e a massa do voluntário de acordo com a plataforma de força. A figura de Lissajous ilustra o deslocamento do CP em tempo real.



**Figura 4.3:** Touca modelo ECI Electro-Cap Electrode System<sup>TM</sup>, utilizada para a aquisição dos sinais EEG.

Para a detecção da transferência da massa corporal do voluntário ao levantar-se, utilizou-se uma plataforma de força portátil (400 x 400 mm; Figura 4.4) composta por quatro células de carga modelo BC-200 (capacidade: 200 kg; Excel Sensores, São Paulo). A indicação de que o sujeito estava apto a realizar a tarefa foi codificada por pulsos com código numérico 600, sincronizados com o início de cada ciclo (código 400). Outros dois pulsos distintos, com códigos 300 e 500, também foram utilizados com vistas a informar quando o voluntário se levantou ou se sentou na cadeira, tendo sido utilizado como limiar da ação a transferência de 50% da massa corporal sobre a plataforma de força. Esta sequência de pulsos foi enviada para o canal de anotação do eletroencefalógrafo, gerando um sinal de *trigger*, a ser utilizado no pré e no processamento dos sinais (ver itens correspondentes). Cabe ressaltar que, durante a

posição sentada com os pés sobre a plataforma de força, esta já mede, em média, tão somente cerca de 25% da massa corporal do voluntário em estudo.



**Figura 4.4:** Esquema da plataforma de força com quatro células de carga (C1, C2, C3 e C4 – vistas superior e de perfil). O símbolo (●) indica o centro da plataforma.

Para a aquisição dos sinais EMG, eletrodos de superfície do tipo alpaca foram posicionados nos músculos tibial anterior (DEHAIL *et al.*, 2007) direito (TAD) e esquerdo (TAE), conforme estabelecido por CRISWELL (*CRAM's Introduction to Surface Electromyography*, 2010). Para cada músculo foram utilizados dois eletrodos (distância intereletrodos de 2 cm) posicionados paralelamente ao eixo da tíbia, aproximadamente a um terço da distância entre o joelho e o tornozelo (Figura 4.5).





**Figura 4.5:** Eletrodos EMG posicionados nos músculos tibial anterior direito e esquerdo com o voluntário sobre a plataforma de força utilizada no experimento.

#### **4.4. Pré-processamento**

Neste estudo, três derivações EEG foram analisadas: C3, C4 e Cz (área motora do músculo tibial anterior direito e esquerdo, e vértex, nas quais há uma predominância do potencial pré-motor, conforme seção 2.1). Após filtragem com um Butterworth passa-baixas de 2ª ordem em 5 Hz (sentido direto e reverso), estes sinais foram segmentados em trechos tomando-se como base o sinal de anotação que indica estar o voluntário apto a se levantar (código 600). Trechos de EEG considerados como contendo artefatos (baixa razão sinal-ruído) foram identificados e rejeitados utilizando-se algoritmo descrito por TIERRA-CRIOLLO *et al.* (2001), ou seja,

utilizou-se o desvio padrão do EEG espontâneo com olhos fechados ( $Esp_{OF}$ ) como referência. Além deste, também foi realizada uma inspeção visual por observador experiente.

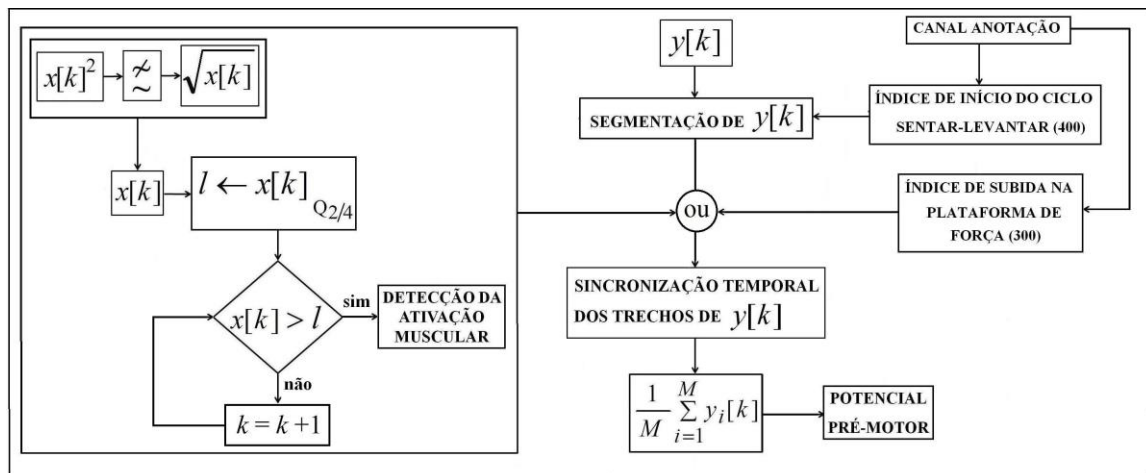
O sinal EMG do músculo tibial anterior foi utilizado para indicar o início da ativação muscular, com base em sua envoltória. Assim, o EMG sofreu filtragem adicional usando-se um passa-altas Butterworth de 4ª ordem (sentido direto e reverso), com frequência de corte em 40 Hz. Em seguida, o sinal filtrado foi segmentado tomando-se como referência os trechos de sinais EEG selecionados. Para a continuidade do processamento, somente foram utilizados os trechos de EMG livres de artefato e seus correspondentes trechos de EEG. Finalmente, cabe salientar que o processamento foi realizado utilizando o Matlab (The MathWorks, EUA).

#### **4.5. Processamento dos sinais EEG e EMG**

Com vistas à estimativa do potencial pré-motor, que antecede a ação de levantar, foi utilizada a técnica da média coerente conforme descrita na equação 3.1, onde  $y_i[k]$  é o EEG coletado,  $s[k]$  corresponde ao potencial pré-motor e  $r_i[k]$  é o sinal de fundo (ruído).  $M$  é o número de trechos de sinal EEG livres de artefato, que variou entre 22 e 52 para a amostra em estudo. A mesma técnica foi empregada para o sinal EEG espontâneo, considerando-se o mesmo número de trechos livres de artefatos para o sujeito em estudo.

Para se obter a média coerente, trechos de EEG durante a tarefa foram sincronizados com base em dois procedimentos distintos (Figura 4.6). No primeiro (denominado PLT), utilizou-se o sinal de *trigger* que indica a transferência de 50% da massa corporal sobre a plataforma de força. No segundo (denominado LAM), usou-se a detecção temporal do início da atividade do músculo TAD (Figura 4.7a) e/ou TAE

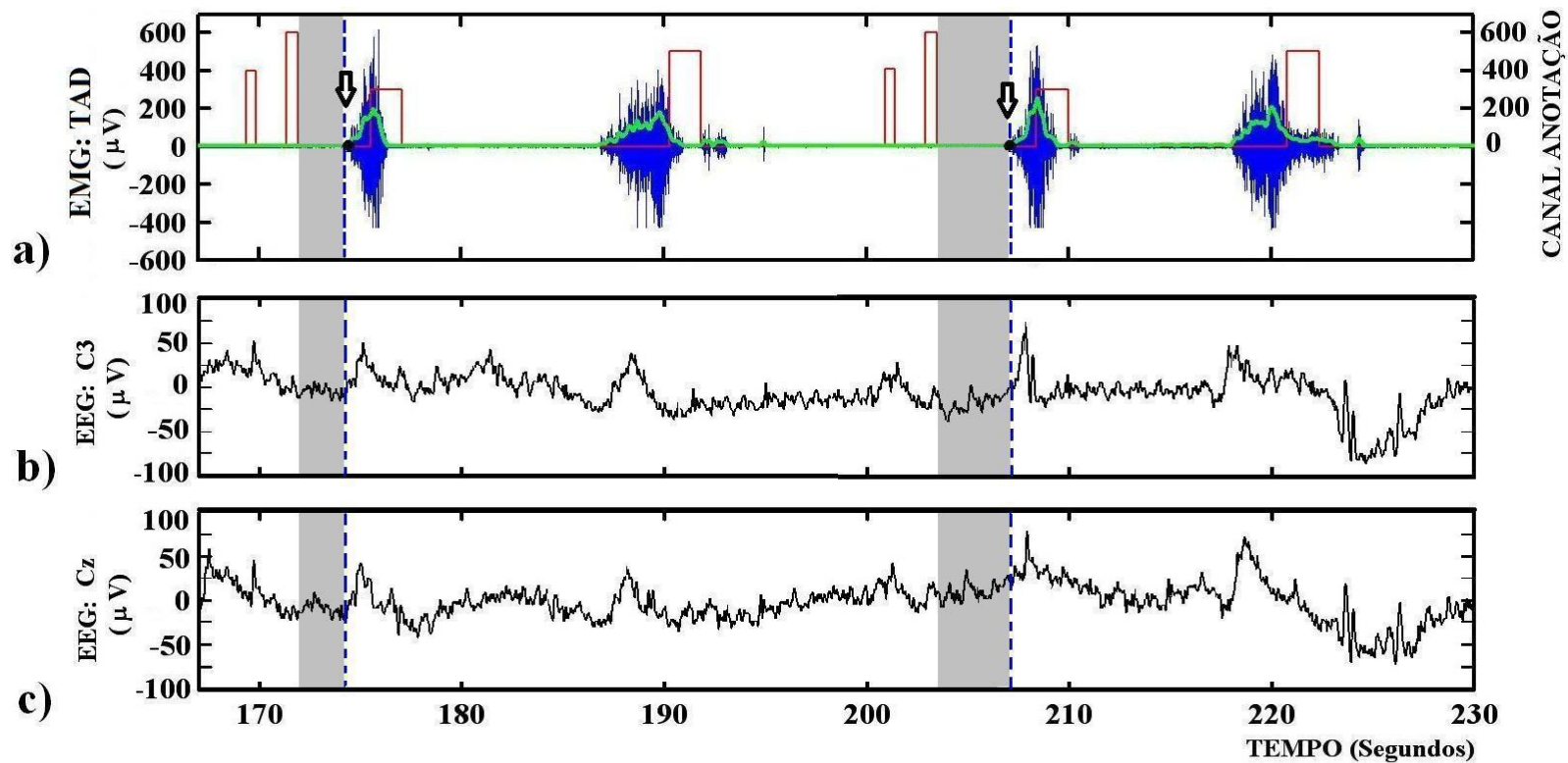
(Figura 4.8a) durante a tarefa de se levantar. Para tal, a envoltória do EMG ( $x[k]$ ) foi obtida calculando-se o valor RMS instantâneo do sinal com filtragem passa-baixas a 3 Hz (Butterworth de 4ª ordem, sentido direto e reverso e, portanto, fase zero), o qual é equivalente à expressão 2.1 com  $N = 24$ . A partir desta envoltória, estimou-se o limiar da ativação muscular de cada ciclo como sendo a mediana do sinal RMS.



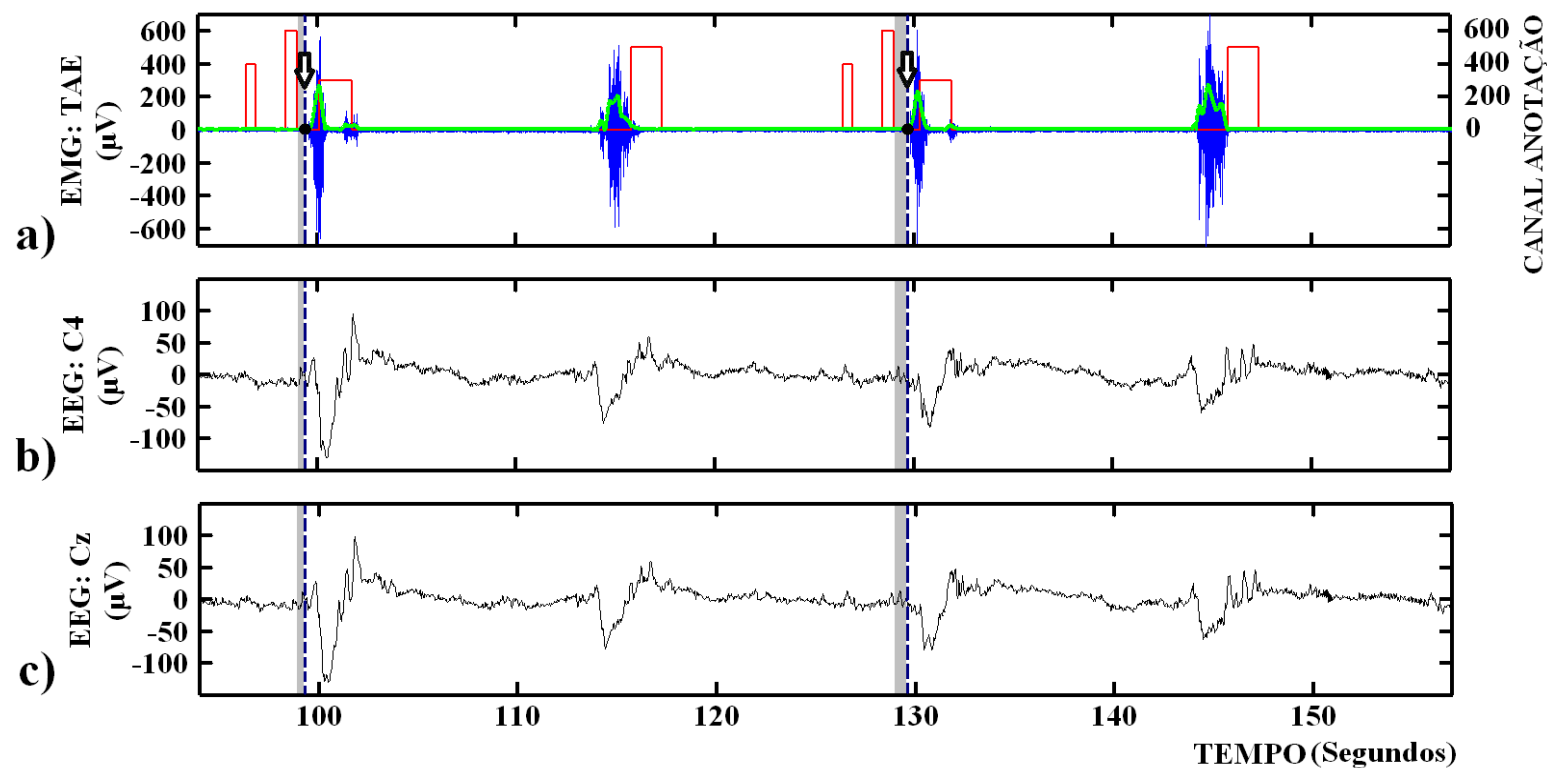
**Figura 4.6:** Diagrama de blocos ilustrando os dois procedimentos adotados para se estimar o potencial pré-motor (sinal EEG, denotado por  $y[k]$ ) que antecede a ação de levantar: *i*) detecção do limiar ( $l$ ) da ativação muscular (sinal EMG, denotado por  $x[k]$ ), a esquerda); *ii*) informação da plataforma de força (a direita).

A Figura 4.7a ilustra trecho do sinal EMG (azul) e a envoltória (verde) da ativação do TAD do voluntário # 1 (destro, massa = 107 kg). No primeiro ciclo, o início da atividade eletromiográfica (●, indicado pela seta) foi detectado 1113 ms antes da transferência de 50% da massa corporal na plataforma de força, observada pelo pico máximo da envoltória e indicada pelo pulso de código 300 (vermelho), enquanto que, no segundo ciclo, isto ocorreu 1289 ms antes. Os sinais EEG das derivações C3 (Figura 4.7b) e Cz (Figura 4.7c) mostram uma oscilação precedendo parcialmente o início da ativação muscular (linha vertical azul). Por ser um voluntário destro, adotou-se a ativação de TAD para sincronizar o sinal EEG da derivação Cz.

Para os voluntários canhotos, como o # 28 ilustrado na Figura 4.8, foi utilizado o EMG do TAE (músculo dominante, Figura 4.8a) para sincronizar tanto a derivação C4 quanto a Cz. O início da atividade eletromiográfica (●, indicado pela seta) é sempre detectado anteriormente à transferência da massa corporal na plataforma de força (pulso de código 300), sendo que estes intervalos de tempo (área marcada em cinza) variam a cada ciclo, pois a tarefa é voluntária. Os sinais EEG das derivações C4 (Figura 4.8b) e Cz (Figura 4.8c) mostram uma oscilação precedendo parcialmente o início da ativação muscular (linha vertical azul), para este voluntário, melhor observada no primeiro ciclo. A ativação muscular deste voluntário canhoto (Figura 4.8a) cessa mais rapidamente quando comparada à do voluntário destro # 1 (Figura 4.7a), talvez devido à diferença de estratégia adotada.



**Figura 4.7:** Trechos de sinais do voluntário # 1 (destro) durante dois ciclos de levantar e sentar: a) EMG do músculo TAD (azul), sinal de envoltória do EMG (verde) e a detecção do início da ativação muscular (círculo preto, ●), sincronizado com sinal de anotação (vermelho); b) EEG da derivação C3; e c) da derivação Cz. No sinal de anotação, 400 refere-se ao início de um novo ciclo, 600 indica que o voluntário está apto a se levantar, 300 indica que o voluntário se levantou, enquanto 500 indica que este sentou. Os pulsos 300 e 500 referem-se à detecção da ação pela plataforma de força. As linhas verticais azuis tracejadas referem-se ao início da ativação muscular. A área marcada em cinza, entre o aviso sonoro e o início da ativação muscular, indica o trecho de EEG utilizado na investigação do BP.



**Figura 4.8:** Trechos de sinais do voluntário # 28 (canhoto) durante dois ciclos de levantar e sentar: a) EMG do músculo TAE (azul), sinal de envoltória do EMG (verde) e a detecção do início da ativação muscular (círculo preto, ●), sincronizado com sinal de anotação (vermelho); b) EEG da derivação C4; e c) da derivação Cz. No sinal de anotação, 400 refere-se ao início de um novo ciclo, 600 indica que o voluntário está apto a se levantar, 300 indica que o voluntário se levantou, enquanto 500 indica que este sentou. Os pulsos 300 e 500 referem-se à detecção da ação pela plataforma de força. As linhas verticais azuis tracejadas referem-se ao início da ativação muscular. A área marcada em cinza, entre o aviso sonoro e o início da ativação muscular, indica o trecho de EEG utilizado na investigação do BP.

Para se obter a mesma referência temporal nos procedimentos PLT e LAM, estimou-se a correlação cruzada para determinar o atraso entre os picos de PMM dos padrões resultantes do BP, como a seguir:

$$(f * g)[k] = \sum_{m=1}^{k_{fin}} f * [m]g[k + m], \quad (4.1)$$

onde  $f[k]$  e  $g[k]$  representam as médias coerentes de uma dada derivação EEG dos procedimentos PLT e o LAM, respectivamente, e  $k_{fin}$  indica o instante do pico de PMM.

Considerando, conforme SHIBASAKI e HALLETT (2006) e YOSHIDA *et al.* (2008), que o BP possui um componente inicial,  $BP_I$  (cerca de 2,5 a 2 s antecedendo o movimento) e outro tardio,  $BP_T$  (500 ms antes deste), sendo que este último se sobrepõe ao potencial de monitoramento do movimento (PMM), conformando o padrão  $[BP_T+PMM]$ , a regressão linear foi calculada para dois trechos distintos: *i*)  $BP_I$ : entre  $k_{in} = -2500$  e  $k_{fin} = -500$  ms; *ii*)  $BP_T+PMM$ : entre  $k_{in} = -500$  ms e  $k_{fin}$ , o qual é o instante em que ocorre a máxima amplitude do PMM. Para a estimativa da regressão linear utilizou-se:

$$y[k] = \alpha + \beta \cdot t[k], \quad (4.2)$$

onde  $\alpha$  é o intercepto da reta com o eixo vertical e  $\beta$  o coeficiente angular,  $y[k]$  é a média coerente do EEG ( $\mu V$ ) e  $t[k]$  representa o tempo (s). A estimativa de  $\alpha$  e  $\beta$  pode ser expressa como (por simplicidade suprimiu-se o índice  $k$ ):

$$\hat{\alpha} = \frac{\sum t^2 \sum y - \sum (ty) \sum t}{n \sum t^2 - (\sum t)^2} \quad (4.3)$$

$$\hat{\beta} = \frac{n \sum (ty) - \sum t \sum y}{n \sum t^2 - (\sum t)^2}. \quad (4.4)$$

Para o coeficiente de correlação linear utilizou-se a expressão:

$$r = \frac{n \sum (ty) - \sum t \sum y}{\sqrt{n \sum t^2 - (\sum t)^2} \times \sqrt{n \sum y^2 - (\sum y)^2}}, \quad (4.5)$$

que, neste caso, mede o grau de associação linear entre  $y[k]$  (EEG) e  $t[k]$  (tempo).

#### 4.6. Análise Estatística

Com vistas a investigar possíveis diferenças estatísticas entre os procedimentos PLT e LAM, foram utilizados três parâmetros: *i*) os valores de correlação ( $r$ ) do componente BP<sub>I</sub>; *ii*) valores de  $r$  de BP<sub>T</sub>; e *iii*) valores de pico do PMM. Por se tratar de análise entre duas amostras dependentes, foi aplicado o teste de Wilcoxon Pareado ( $\alpha = 0,05$ ). Procedimento similar foi aplicado na comparação entre derivações dominantes e não-dominantes, também utilizando os parâmetros indicados anteriormente. O teste foi aplicado para as três derivações estudadas.

Na análise entre destros ( $n = 16$ ) e canhotos ( $n = 12$ ), os mesmos parâmetros indicados anteriormente foram utilizados, porém, por serem amostras independentes, utilizou-se o Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney ( $\alpha = 0,05$ ) (MOORE, 2004).

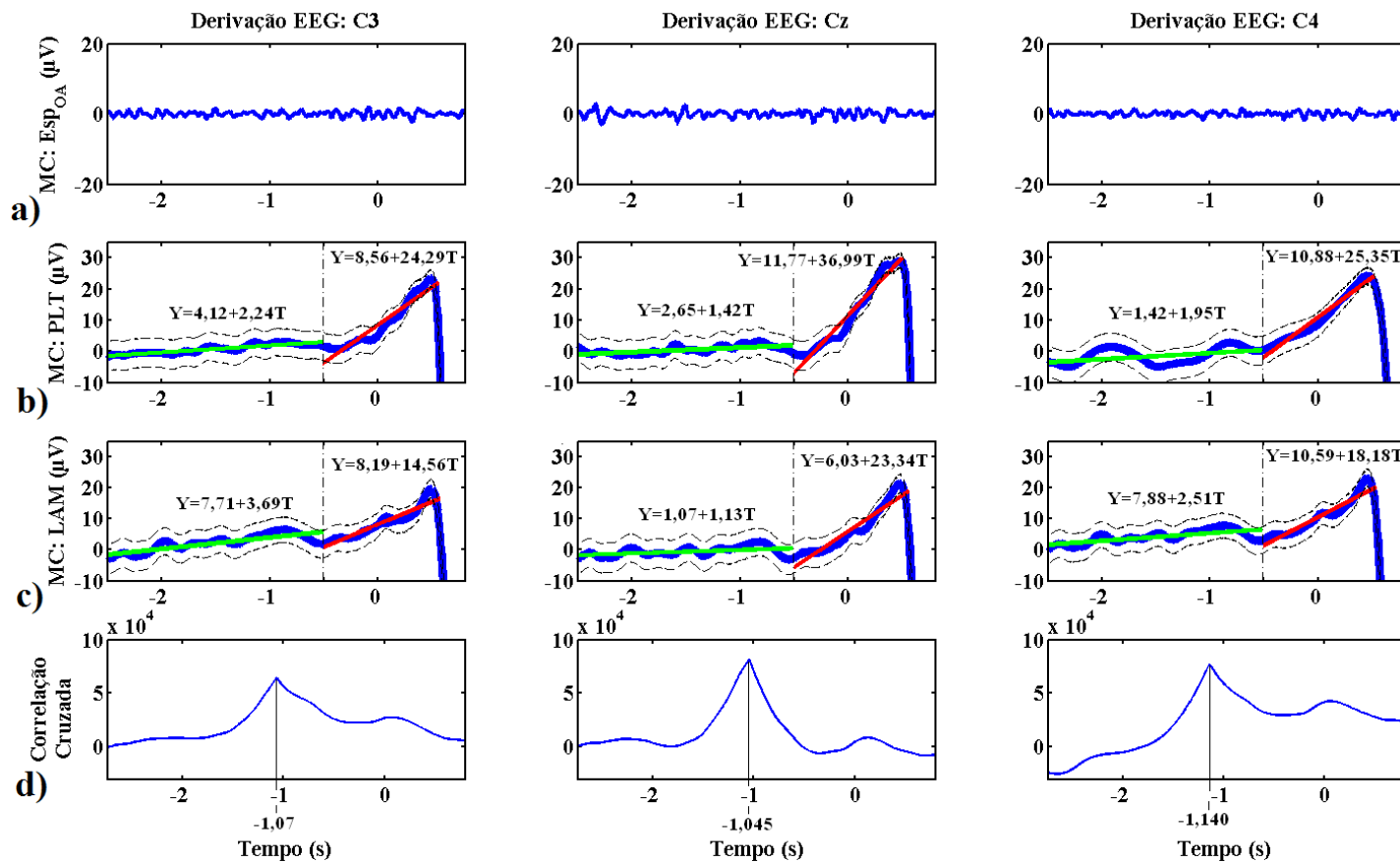


## CAPÍTULO 5

### RESULTADOS

Inicialmente, as médias coerentes do sinais EEG (derivações C3, Cz e C4) nos dois procedimentos de sincronização adotados (PLT: plataforma; LAM: limiar de ativação muscular) serão apresentadas para quatro voluntários, ilustrativamente, dois destros e dois canhotos, a partir das quais foram extraídos os componentes de BP ( $BP_I$  e  $BP_T+PMM$ ) e o valor de pico de PMM. Tais parâmetros foram, então, estimados para todos os 28 voluntários deste estudo e, por meio do Teste de Wilcoxon, investigou-se a hipótese de haver diferença estatística entre os procedimentos, entre destros e canhotos, e entre derivações dominantes e não-dominantes.

Para o voluntário # 1 (destro), a média coerente do EEG espontâneo ( $Esp_{OA}$ ), com  $M = 46$ , das derivações C3, Cz e C4 (Figura 5.1a) oscila em torno do valor nulo (regressão não significativa com  $r$  próximos de zero e  $p = 0,23, 0,34$  e  $0,39$ , respectivamente). Por outro lado, durante a tarefa, pela sincronização utilizando-se tanto PLT (Figura 5.1b) quanto LAM (Figura 5.1c), pode-se observar o BP inicial ( $BP_I$ , potencial cortical lento) e o tardio em conjunto com o PMM ( $BP_T+PMM$ , potencial cortical acentuado). Em todas as derivações, para PLT e LAM, o desvio-padrão da média coerente do EEG apresenta comportamento similar à própria média, tendo menor variabilidade próximo ao pico do PMM. A média coerente resultante do procedimento usando a PLT foi deslocada com base no instante de ocorrência do valor máximo da correlação cruzada entre PLT e LAM (Figura 5.1d), neste caso para a esquerda.



**Figura 5.1:** Média coerente com  $M = 46$  (azul) do (a) EEG espontâneo (Esp<sub>OA</sub>) e durante a tarefa (b) PLT e (c) LAM (respectivo desvio-padrão, tracejado em preto) para as derivações C3, Cz e C4 do voluntário # 1 (destro). As retas de regressão linear estão representadas em verde e vermelho para o BP<sub>I</sub> e BP<sub>T</sub>+PMM, respectivamente. A linha tracejada vertical delimita o final do BP<sub>I</sub> e o início do BP<sub>T</sub>+PMM. (d) Estimativas da correlação cruzada, utilizada para o ajuste temporal entre PLT e LAM.

Embora, para os procedimentos, a regressão linear seja significativa ( $p \ll 0,001$ ), o coeficiente de correlação é maior usando-se PLT do que o LAM, tanto para  $BP_I$  quanto para  $BP_T+PMM$  (Tabela 5.1), e, portanto, com maior coeficiente angular ( $\beta$ ), em especial para derivação Cz. Para ambos os procedimentos, a estimativa dos picos máximos de PMM é maior na derivação Cz. Assim, por exemplo, nesta derivação e para PLT, tem-se  $r = 0,40$  em  $BP_I$  e  $r = 0,98$  em  $BP_T+PMM$ . Ainda para PLT, porém para C3, derivação dominante no caso do voluntário destro, para  $BP_I$  obteve-se  $r = 0,63$ , quase o dobro do obtido em C4 ( $r = 0,33$ ). Por outro lado, para  $BP_T+PMM$ , os valores destes coeficientes diferem muito pouco (em C3,  $r = 0,97$ , e em C4,  $r = 0,89$ ), talvez devido ao PMM ter valores próximos (19,1 e 21,9  $\mu V$ , respectivamente). Tal diferença nos valores de correlação do  $BP_I$  e a similaridade para os de  $BP_T+PMM$  e entre os valores de pico do PMM, referentes à lateralidade, também ocorrem para o LAM.

Para outro voluntário também destro (# 15, com  $M = 29$ ), a Figura 5.2 mostra um padrão de média coerente e desvio padrão similar aos obtidos para o voluntário # 1. Neste caso, para o PLT, os coeficientes de correlação de  $BP_T+PMM$  das três derivações são os mesmos (Tabela 5.2), não indicando haver influência da dominância.

**Tabela 5.1:** Valores de correlação de  $BP_I$  e  $BP_T+PMM$  (indicado apenas por  $BP_T$ ), bem como os picos do PMM, das derivações C3, Cz e C4 do voluntário # 1 (destro), para os procedimentos.

	Derivação C3			Derivação Cz			Derivação C4		
	$BP_I$ ( $r$ )	$BP_T$ ( $r$ )	PMM ( $\mu V$ )	$BP_I$ ( $r$ )	$BP_T$ ( $r$ )	PMM ( $\mu V$ )	$BP_I$ ( $r$ )	$BP_T$ ( $r$ )	PMM ( $\mu V$ )
LAM	0,54	0,74	16	0,22	0,91	19,3	0,37	0,60	17,5
PLT	0,63	0,97	19,1	0,40	0,98	26,6	0,33	0,89	21,9

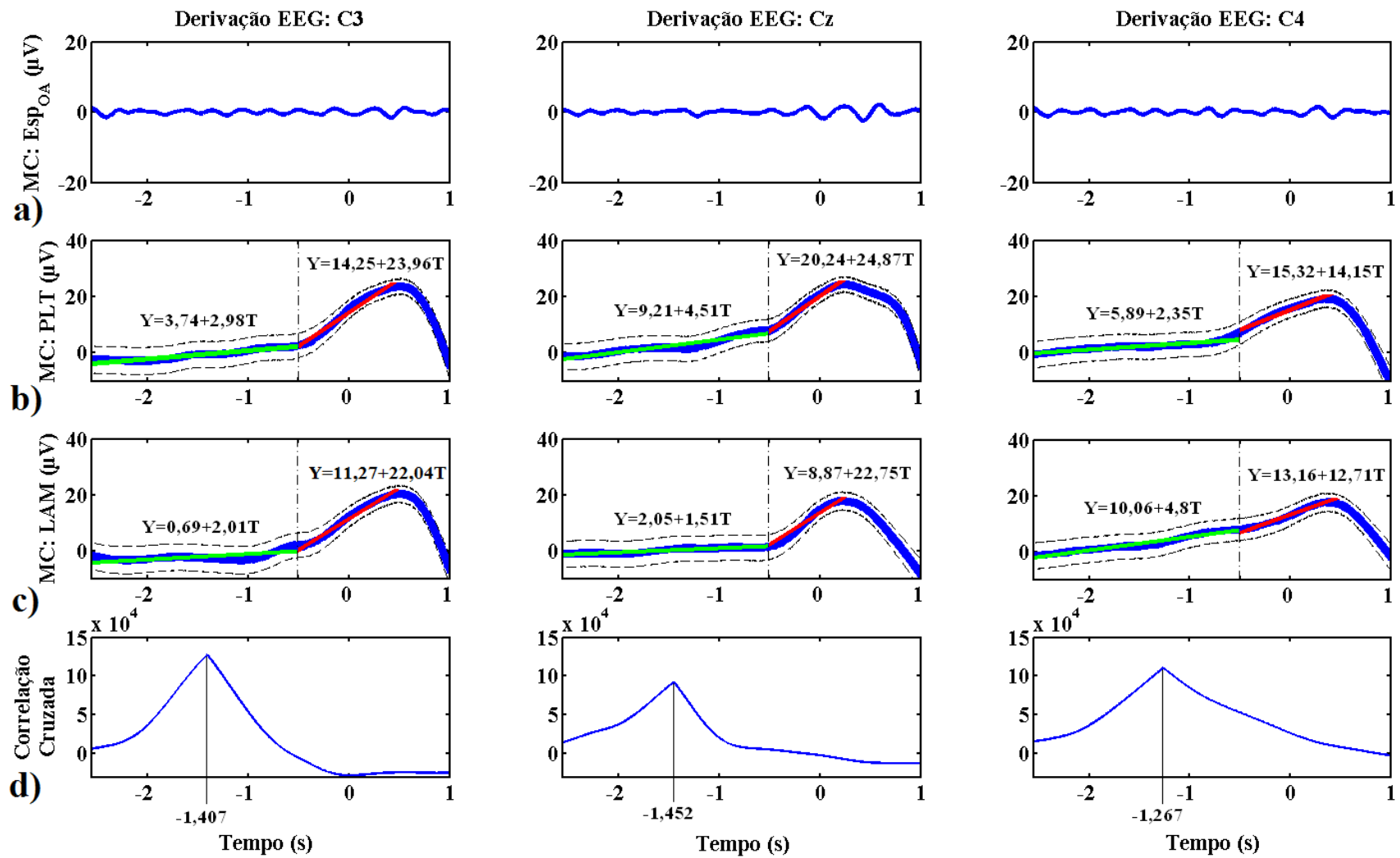


Figura 5.2: Idem Figura 5.1, para voluntário destro # 15 ( $M = 29$ ).

**Tabela 5.2:** Idem Tabela 5.1, para voluntário destro # 15.

	Derivação C3			Derivação Cz			Derivação C4		
	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)
LAM	0,56	0,79	21,2	0,53	0,84	23,9	0,31	0,59	20,7
PLT	0,67	0,89	26,2	0,64	0,89	31,4	0,53	0,89	27,9

O voluntário canhoto # 22 ( $M = 40$ ) apresenta características da média coerente e desvio padrão similares aos anteriores, porém o coeficiente angular ( $\beta$ ) da reta de regressão linear do BP<sub>I</sub> possui valores menores, resultando em retas mais horizontalizadas (Figura 5.3). Os valores de correlação, para BP<sub>I</sub> e BP<sub>T</sub>+PMM, são maiores para a derivação C4 quando comparada à C3 em ambos os procedimentos, com exceção de BP<sub>T</sub>+PMM no PLT, cujos valores de  $r$  são os mesmos para as três derivações (Tabela 5.3).

Os resultados encontrados para outro voluntário canhoto # 28 ( $M = 22$ ) são semelhantes aos demais (Figura 5.4). Similarmente ao sujeito canhoto # 22, os valores de  $r$  são maiores para a derivação C4 em relação à C3 (Tabela 5.4), também indicando influência da dominância.

**Tabela 5.3:** Idem Tabela 5.1, para voluntário canhoto # 22.

	Derivação C3			Derivação Cz			Derivação C4		
	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)
LAM	0,25	0,69	20,1	0,50	0,95	27	0,47	0,84	19,2
PLT	0,60	0,94	28	0,59	0,94	30	0,66	0,94	27,4

**Tabela 5.4:** Idem Tabela 5.1, para voluntário canhoto # 28.

	Derivação C3			Derivação Cz			Derivação C4		
	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)	BP <sub>I</sub> ( <i>r</i> )	BP <sub>T</sub> ( <i>r</i> )	PMM ( $\mu$ V)
LAM	0,22	0,65	15,2	0,45	0,90	18,6	0,45	0,80	18,9
PLT	0,55	0,93	27,6	0,63	0,98	30,8	0,66	0,95	25,6

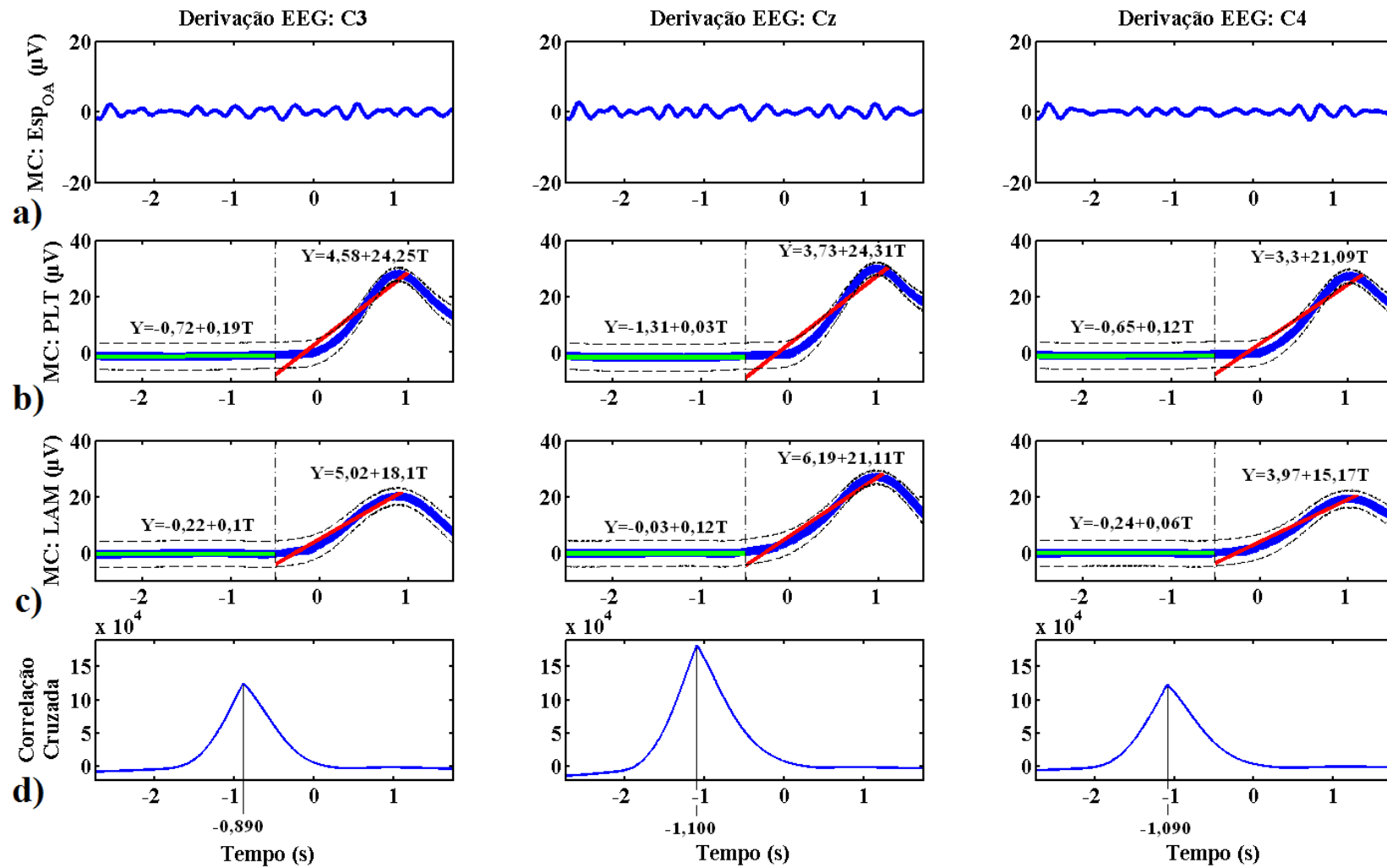


Figura 5.3: Idem Figura 5.1, para voluntário canhoto # 22 ( $M = 40$ ).

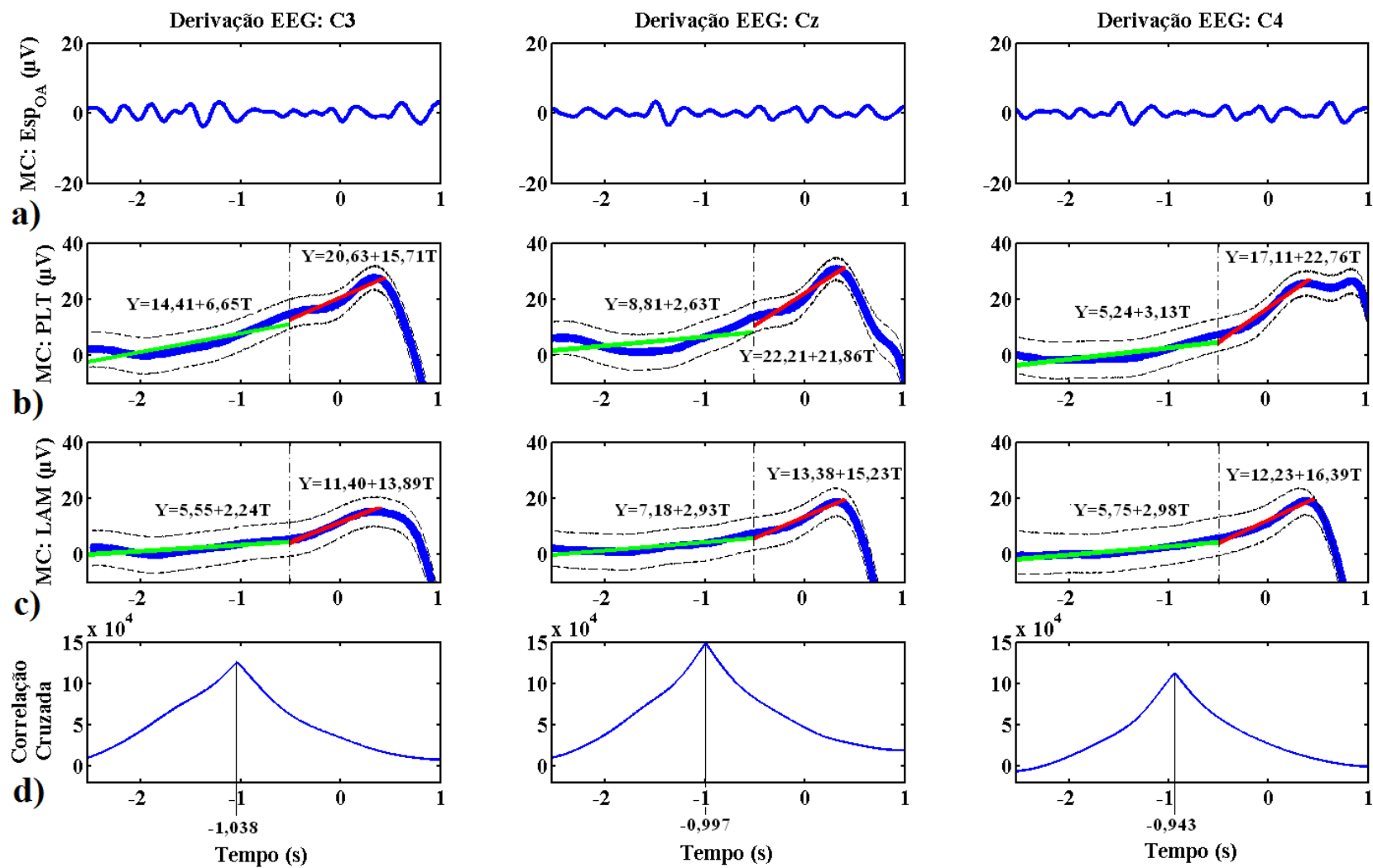
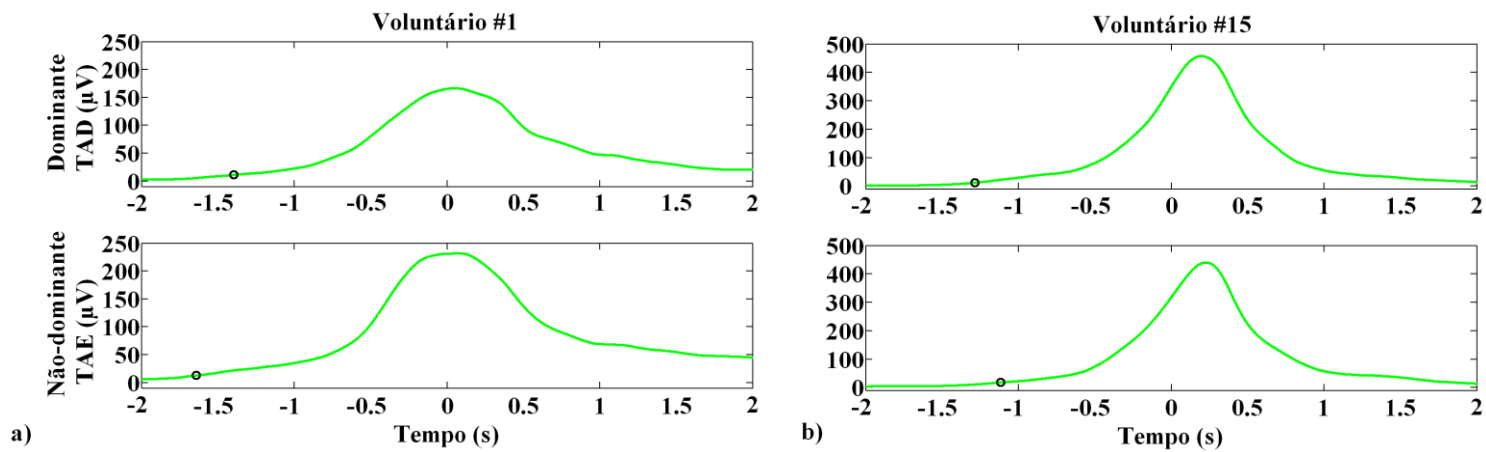
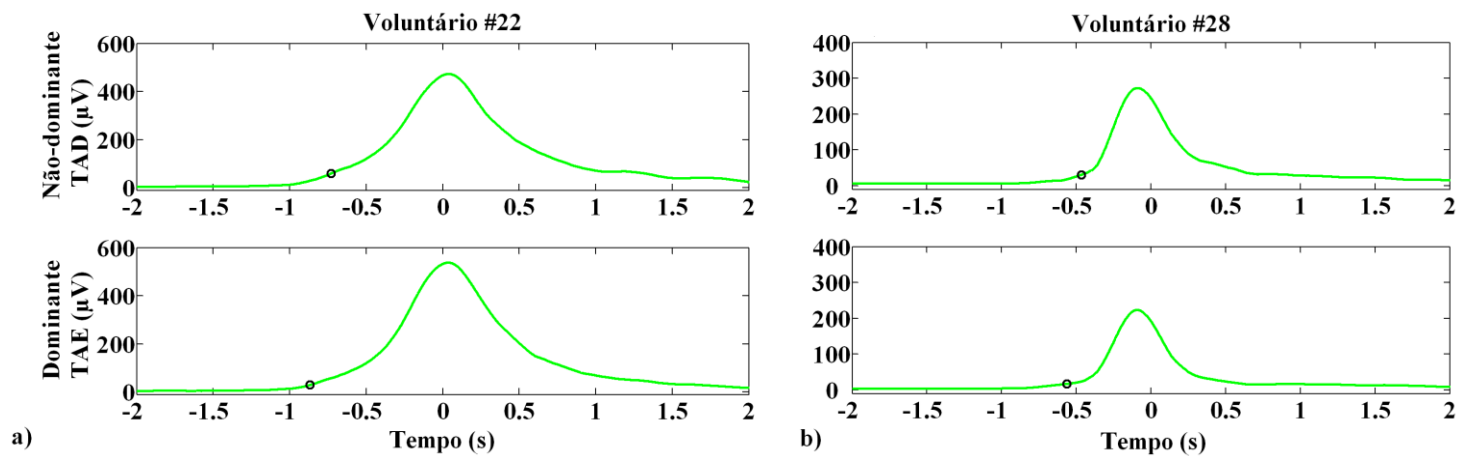


Figura 5.4: Idem Figura 5.1, para voluntário canhoto # 28 ( $M = 22$ ).



**Figura 5.5:** Média coerente da envoltória do EMG, com base na PLT, dos músculos TAD e TAE, e limiar da ativação muscular (o) dos voluntários destros (a) # 1 (TAD: -1,394 s e TAE: -1,643 s) e (b) # 15 (TAD: -1,286 s e TAE: -1,116 s).



**Figura 5.6:** Idem Figura 7.5, para os canhotos (a) # 22 (TAD: -0,730 s e TAE: -0,868 s) e (b) # 28 (TAD: -0,465 s e TAE: -0,564 s).



A Figura 5.5 mostra a média coerente das envoltórias do EMG do músculo tibial anterior utilizadas no procedimento LAM, tomando-se como base a informação da PLT ( $t = 0$ ), indicando que o limiar médio da atividade do TAE se inicia 249 ms antes do TAD para o voluntário destro # 1, diferentemente do que ocorre com o outro destro (#15), para o qual a ativação do TAD precede à do TAE em 170 ms (Figura 5.5b). Para o voluntário canhoto # 22 a ativação muscular ocorre em TAE 138 ms antes de TAD (Figura 5.6a), assim como o outro canhoto (# 28), porém em somente 99 ms (Figura 5.6b).

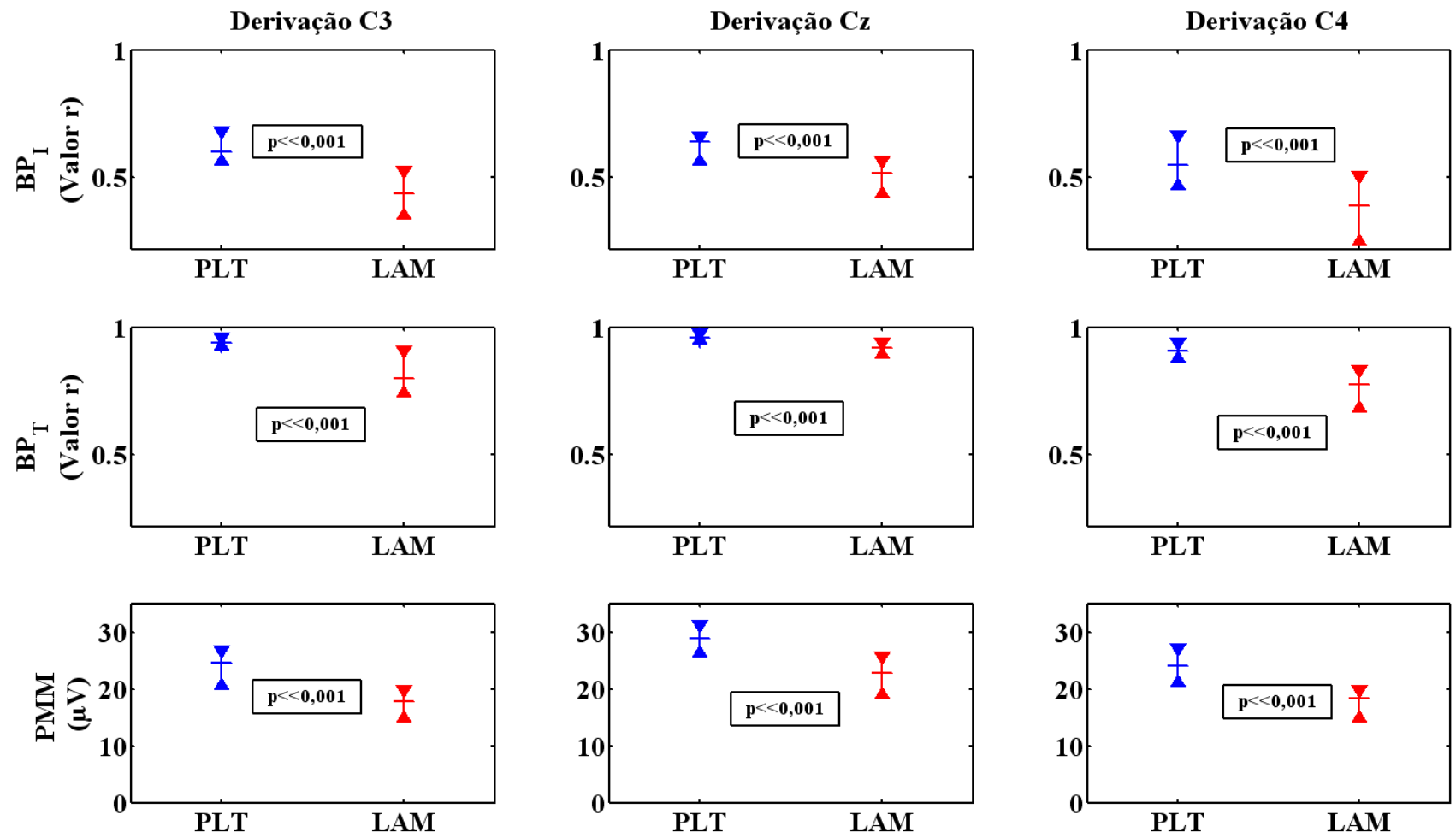
A Figura 5.7 sumariza para todos os 28 voluntários (destros e canhotos) a distribuição dos valores de  $r$  para os componentes  $BP_I$  e  $BP_T$ , bem como o valor de pico do PMM, das derivações C3, Cz e C4 para ambos os procedimentos, PLT (azul) e LAM (vermelho). Para os dois componentes do BP, as medianas de  $r$  são maiores para PLT em todas as derivações. Para  $BP_T$ , além de os valores de  $r$  estarem concentrados próximos de 1 (menor variabilidade), estes são maiores em Cz. A mediana dos valores de pico do PMM também é maior para PLT nas três derivações, particularmente em Cz. Em geral, os resultados obtidos com o procedimento PLT apresentam maior correlação e maior valor de pico, ambos com menor variabilidade quando comparado ao LAM (Wilcoxon,  $p \ll 0,001$ ).

Para a derivação C3, de ambos os procedimentos (Figuras 5.8 e 5.9), a mediana de  $r$  do  $BP_I$  e  $BP_T$  dos destros ( $n = 16$ ) difere significativamente da dos canhotos ( $n = 12$ ) ( $p \leq 0,02$ ). Ao contrário, para a derivação C4 ( $p \ll 0,001$ ), a mediana de  $r$  das duas componentes do BP é maior para os canhotos, com maior correlação da área motora dominante. Tanto para  $BP_I$  quanto  $BP_T$  não foi observada diferença entre a derivação dominante dos destros (C3) e dos canhotos (C4), seja no PLT ( $BP_I$ :  $p = 0,40$  e  $BP_T$ :  $p = 0,51$ ), seja no LAM ( $BP_I$ :  $p = 0,44$  e  $BP_T$ :  $p = 0,38$ ),

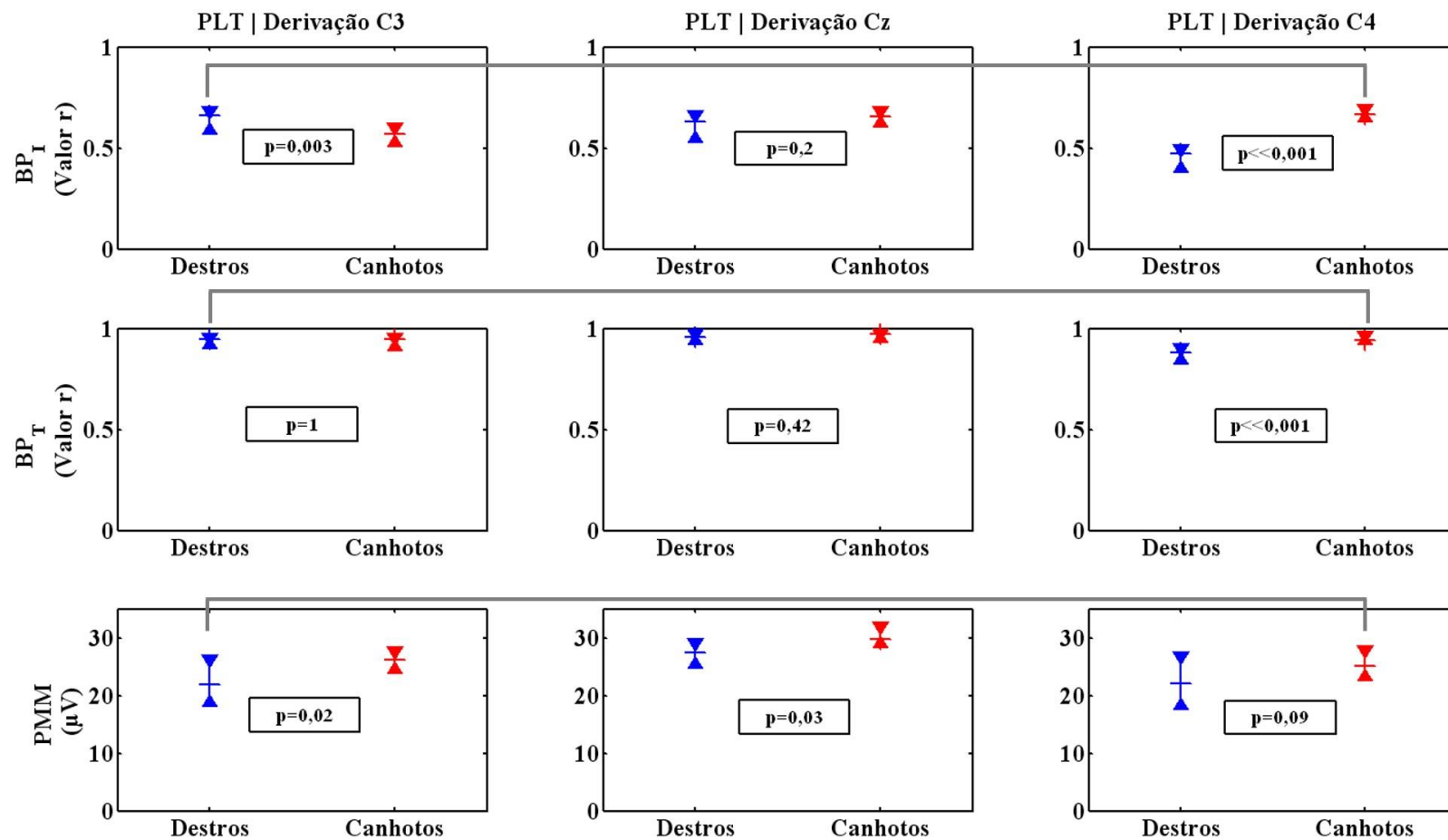
indicados pelos traçados em cinza nas Figuras 5.8 e 5.9. Para os picos do PMM também não foi observada diferença entre as derivações dominantes para o procedimento LAM ( $p = 0,38$ ), entretanto para PLT obteve-se valor- $p = 0,02$ . No caso da derivação Cz, não há diferença entre os grupos nos dois procedimentos, exceto para PMM no PLT ( $p = 0,03$ ).

Com base na dominância cortical foram formados dois grupos pareados ( $n = 28$ ): dominante e não-dominante. O primeiro foi composto pelos valores de  $r$  dos componentes do BP e os valores de pico do PMM das derivações dominantes (C3 dos destros e C4 dos canhotos), enquanto o segundo pelos mesmos da derivação não-dominante do voluntário (C4 dos destros e C3 dos canhotos). O teste de Wilcoxon pareado evidenciou diferença significativa para a mediana de  $r$  de  $BP_I$  e  $BP_T$  entre o grupo dominante e o não-dominante em ambos os procedimentos ( $p \ll 0,001$ , Figura 5.10), sempre com maior correlação para o dominante. Por outro lado, o pico de PMM não diferiu entre os grupos (PLT:  $p = 0,65$  e LAM:  $p = 0,24$ ).

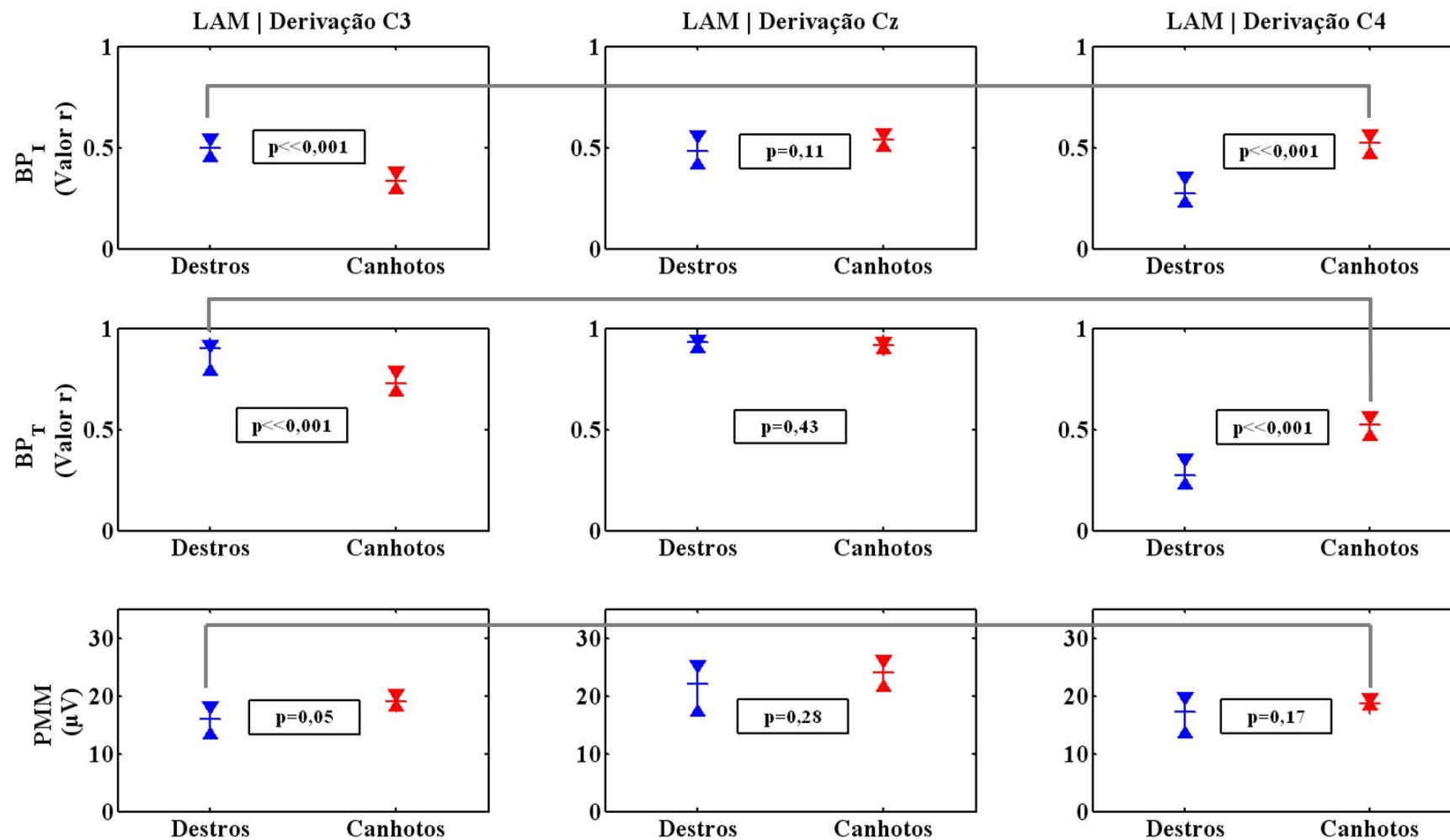
A Figura 5.11 mostra a distribuição do valor médio do limiar de ativação muscular do TA para os grupos dominante e não-dominante, sendo que  $t = 0$  se refere ao limiar de 50% de transferência da massa corporal sobre a plataforma de força. O teste de Wilcoxon pareado demonstrou não haver diferença nos tempos de ativação EMG entre os grupos ( $p = 0,60$ ), cujas medianas possuem valores bem próximos (Dominante:  $-0,879$  s / Não-Dominante:  $-0,864$  s).



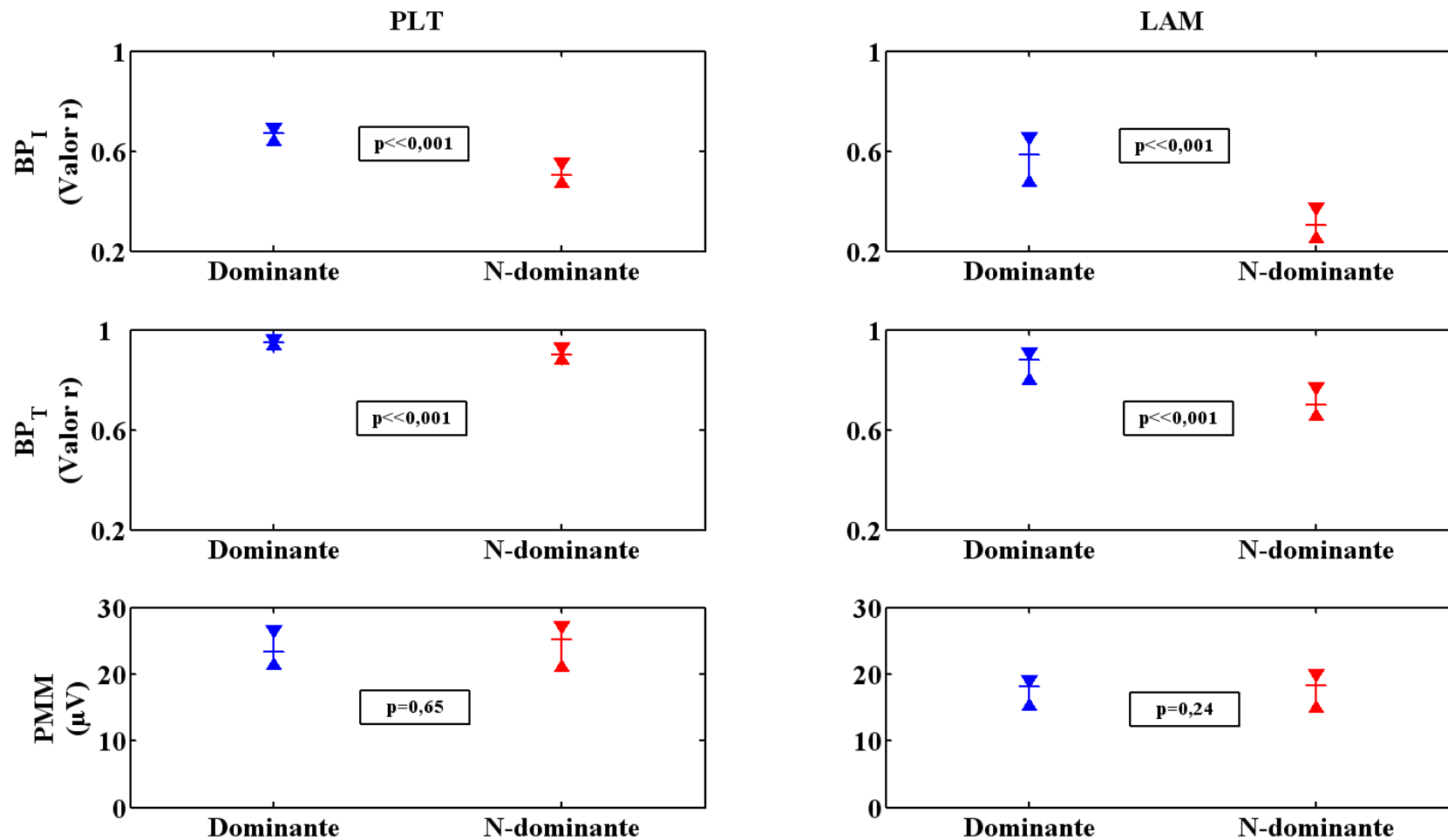
**Figura 5.7:** Distribuição dos valores de  $r$  (boxplot) para os componentes BP<sub>I</sub> e BP<sub>T</sub>, bem como o valor de pico de PMM (μV), das derivações C3, Cz e C4 para os procedimentos PLT (azul) e LAM (vermelho). Em destaque o valor- $p$  do teste de Wilcoxon pareado.



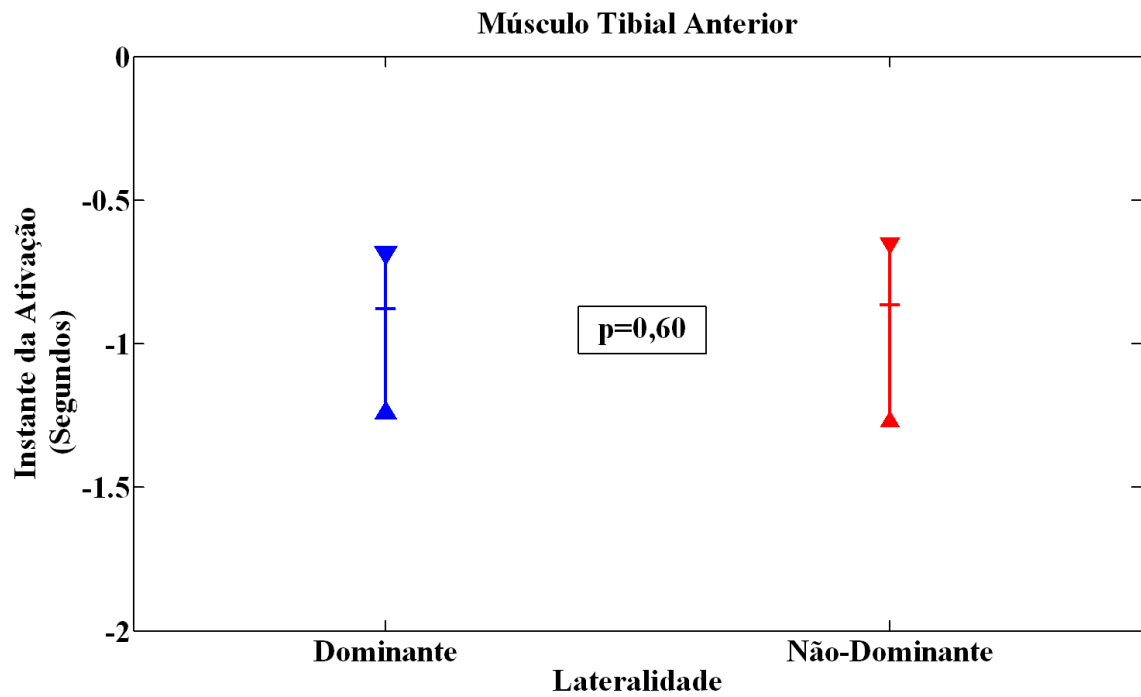
**Figura 5.8:** Distribuição dos valores de  $r$  (boxplot) para os componentes  $BP_I$  e  $BP_T$ , bem como o valor de pico de PMM ( $\mu V$ ), das derivações C3, Cz e C4 para o procedimento PLT dos voluntários destros (azul) e canhotos (vermelho). Em destaque o valor- $p$  do teste de Wilcoxon não-pareado. Traçado cinza: valor- $p = 0,40$  ( $BP_I$ );  $0,51$  ( $BP_T$ ) e  $0,05$  (PMM).



**Figura 5.9:** Idem Figura 5.8, para o procedimento LAM. Traçado cinza: valor- $p = 0,44$  (BP<sub>I</sub>) e  $0,38$  (BP<sub>T</sub>).



**Figura 5.10:** Distribuição dos valores de  $r$  (boxplot) para os componentes BP<sub>I</sub> e BP<sub>T</sub>, bem como o valor de pico de PMM (μV), para os procedimentos PLT e LAM das derivações dominante (azul) e não-dominante (vermelho). Em destaque o valor- $p$  do teste de Wilcoxon pareado.



**Figura 5.11:** Distribuição do valor médio do limiar de ativação muscular do tibial anterior, para os grupos dominante e não-dominante. O  $t = 0$  refere-se ao limiar de 50% da transferência da massa corporal do voluntário sobre a plataforma de força. Valor- $p = 0,60$ .

## CAPÍTULO 6

### DISCUSSÃO

No protocolo aqui empregado, a tarefa motora de levantar-se de uma cadeira foi realizada voluntariamente, ou seja, deflagrada pelo próprio sujeito quando assim desejasse e, portanto, em conformidade com os protocolos de investigação sobre o potencial pré-motor (BP), descritos por YOSHIDA *et al.* (2008) e SHIBASAKI e HALLETT (2006). Cabe ressaltar que, caso o movimento fosse deflagrado em resposta a estímulos externos, tais como avisos sonoros (JANKLOWITZ e COLEBATCH, 2002) ou luminosos (SANTOS FILHO *et al.*, 2008), aplicados como pistas regulares, ter-se-ia o CNV (*Contingent Negative Variation*), o qual possui características distintas do BP, como, por exemplo, não evidenciar o componente tardio.

Neste estudo, a média coerente, técnica no domínio do tempo, foi empregada aos sinais EEG, adquiridos simultaneamente aos sinais EMG e de plataforma de força durante a tarefa motora, diferentemente de YOSHIDA *et al.* (2008) e SHIBASAKI e HALLETT (2006), que apenas utilizaram sinais EEG e EMG. Na sincronização dos sinais EEG com base no limiar da ativação muscular (LAM), procedimento usualmente utilizado na investigação do BP, adotou-se o músculo tibial anterior (TA). Segundo DEHAIL *et al.* (2007), a tarefa motora de levantar-se de uma cadeira, importante habilidade da vida diária, por se tratar de uma tarefa complexa bilateral, envolve a contração coordenada de diversos músculos. Embora o agente motor principal para tal tarefa seja o músculo do quadríceps (vasto medial e reto femoral), a atividade antecipatória do TA produz estabilidade na articulação do tornozelo, essencial para a manutenção do equilíbrio no ato de se levantar.



Para as três derivações estudadas, e para todos os voluntários, independente do procedimento de sincronização adotado, a estimativa da média coerente do EEG evidenciou a presença do BP, que se destaca significativamente ( $p \ll 0,001$ ) da atividade espontânea. Tais padrões, em particular aquele com base em informação da plataforma (PLT), apresentaram morfologia similar às descritas por YOSHIDA *et al.* (2008), SHIBASAKI e HALLETT (2006), JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002) e SAITOU *et al.* (1996), embora esses autores tenham utilizado somente o sinal EMG na sincronização do EEG durante movimentos monoarticulares.

Na tarefa de levantar-se, aqui empregada, o BP<sub>I</sub> iniciou em torno de 2 s antes do movimento, resultado que difere daqueles apontados na literatura, provavelmente por se tratar de tarefa bilateral complexa, a qual envolve ajuste antecipatório. Para movimentos da mão (punho e dedos) de um voluntário sentado, JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002) observaram BP<sub>I</sub> em torno de 1,2 s antes do limiar da atividade EMG, enquanto que YOSHIDA *et al.* (2008) obtiveram 1,5 s para protocolo de movimento de ombro durante posição sentada. Maior antecipação, cerca de 1,7 s, foi relatada por SHIBASAKI e HALLETT (2006) também com movimento de ombro, porém com o sujeito na posição ortostática. Em protocolo de movimento de tornozelo nesta posição, BP<sub>I</sub> ocorreu em aproximadamente 1,4 s em relação ao limiar do EMG (SAITOU *et al.*, 1996). Por outro lado, obteve-se um componente tardio do BP (BP<sub>T</sub>) de aproximadamente 500 ms antes do limiar do EMG, valor este que não difere substancialmente daqueles obtidos por estes autores (entre 391 e 500 ms).

Para os dois procedimentos (LAM e PLT), estimaram-se duas retas de regressão linear, conforme sugerido por JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002). Tanto para o BP<sub>I</sub> ( $r$  entre 0,33 e 0,70) quanto para BP<sub>T</sub>+PMM ( $r$  variando de 0,79 a 0,99), a regressão linear indicou maiores valores de correlação ao adotar-se a

sincronização obtida com base na informação da plataforma de força do que pela ativação muscular. Isto se deve, provavelmente, ao fato de o limiar de detecção do movimento de levantar-se ser fixo (transferência de 50% da massa corporal sobre a plataforma de força) enquanto que o da ativação muscular, obtido pela envoltória do EMG, depende da variabilidade inerente à pré-ativação ou relaxamento da musculatura envolvida. Os procedimentos aqui adotados diferem daqueles utilizados por YOSHIDA *et al.* (2008) e SAITOU *et al.* (1996). No primeiro, a informação obtida por um acelerômetro foi utilizada na detecção do início do movimento, enquanto que o segundo baseou-se na inspeção visual do EMG para detectar a ativação muscular.

Tanto os coeficientes de correlação do  $BP_I$  e  $BP_T+PMM$  quanto os valores de pico do PMM foram maiores em Cz, região do vértex, onde ocorre a máxima amplitude do BP e que se refere à área motora suplementar, também responsável pelo movimento do tornozelo, portanto compatível com o protocolo experimental aqui empregado. YOSHIDA *et al.* (2008) e SHIBASAKI e HALLETT (2006) também observaram maior valor de PMM em Cz, embora com protocolo experimental de movimento unilateral.

O máximo do potencial de monitoramento do movimento (PMM) para a amostra em estudo variou de 22,4 a 39,4  $\mu V$ , portanto, maior que o obtido por SAITOU *et al.* (1996), cerca de 15  $\mu V$  para o movimento de extensão do tornozelo na posição ortostática, assim como por JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002) que obtiveram 12  $\mu V$  para a abdução do ombro e 9,5  $\mu V$  para a abdução do dedo. Estes achados sugerem que movimentos que envolvem ajustes posturais antecipatórios apresentam PMM com valores maiores que aqueles obtidos durante movimentos monoarticulares e distais, conforme YOSHIDA *et al.* (2008). Além disso, segundo

KRISTEVA *et al.* (1979), tarefas bilaterais, provavelmente por requerer uma contração muscular mais abrangente, envolvem a ativação de um maior número de células corticais, implicando maior amplitude do BP (posteriormente denominado PMM).

A dominância cortical no BP, para a tarefa de levantar-se, foi evidenciada pelos maiores valores de correlação nos componentes  $BP_I$  e  $BP_T+PMM$  para a área motora contralateral ao membro dominante, independente de o voluntário ser destro ou canhoto. Uma possível interpretação para este resultado é a tarefa ser bilateral, a qual requer um planejamento para uma ação motora coordenada e sincronizada dos membros inferiores, implicando a ocorrência quase simultânea do BP em ambos os hemisférios cerebrais. Por outro lado, para uma tarefa unilateral, como a de um voluntário destro pressionar um botão com o dedo indicador esquerdo, o BP resultou em maior amplitude no córtex motor não-dominante, ou seja, na área correspondente a este mesmo dedo, conforme DIRNBERGER *et al.* (2011). Nestes casos, por serem destros, os voluntários possuíam menor destreza e treinamento para executar a tarefa com a mão esquerda e, portanto, tarefa unilateral executada com esta mão implicaria maior potencial cortical precoce para o planejamento deste movimento fino, aumentando a amplitude do BP quando comparado com o da mão direita.

O valor de pico máximo de PMM no presente estudo (tarefa bilateral) não diferiu entre as derivações C3 e C4. Para tarefas unilaterais, YOSHIDA *et al.* (2008) e SHIBASAKI e HALLETT (2006) apontaram picos maiores no hemisfério cortical contralateral ao movimento, que seria a área motora correspondente. Sugere-se que, para tarefa bilateral que envolva membros inferiores, o BP apresenta amplitude semelhante nos dois hemisférios.

Embora os resultados da regressão linear da média coerente do EEG tenham indicado dominância cortical, esta não influenciou no limiar de ativação EMG dos músculos tibiais anteriores, i.e., o instante de tempo da ativação foi similar para o membro dominante e o não-dominante. Este achado corrobora com DIRNBERGER *et al.* (2011), os quais encontraram o início da atividade muscular (neste caso o flexor superficial do dedo) em instante de tempo similar para a tarefa realizada com o dedo indicador direito e com o esquerdo.

O protocolo aqui adotado, levantar-se de uma cadeira, evidenciou ativação cortical bilateral, com predominância do BP na região do vértex (derivação Cz, área motora da articulação do tornozelo) e, portanto, sugere que a fonte geradora do BP para esta tarefa situa-se próxima à fissura longitudinal cerebral. Além disso, evidenciou haver diferença entre os padrões de BP desta região, sendo a dominância cerebral contralateral ao membro dominante do voluntário (destro ou canhoto). Estes achados estão em conformidade com a execução de tarefas que necessitam de ajustes posturais de tronco para manutenção do equilíbrio, como, por exemplo, o movimento de tornozelo na posição ortostática investigado por SAITOU *et al.* (1996). Segundo JANKLOWITZ e COLEBATCH (2002) e SHIBASAKI e HALLETT (2006), tarefas complexas, como a aqui investigada, deflagrariam um maior número de potenciais de ação, que, embora em áreas específicas, deveriam ocorrer de modo a ativar tanto os músculos dos membros inferiores quanto os do tronco. Assim, o planejamento da tarefa de levantar-se de uma cadeira implicaria BP gerado especificamente na região central com vistas à ativação simultânea dos músculos tibiais anteriores, e com dominância contralateral relacionada à habilidade do dimídio dominante no controle postural antecipatório.

## **CAPÍTULO 7**

### **CONCLUSÃO**

Neste estudo, foi realizada a investigação eletroencefalográfica do potencial pré-motor (BP) de 28 voluntários (16 destros e 12 canhotos) durante a tarefa voluntária e repetitiva de levantar-se de uma cadeira, tendo-se coletado simultaneamente o sinal eletromiográfico dos músculos tibiais anteriores direito e esquerdo. Para a estimativa de BP utilizou-se a média coerente de épocas de sinal EEG multicanal, sincronizadas com base no limiar de ativação muscular (LAM) ou na informação de transferência de 50% da massa corporal do voluntário sobre a plataforma de força (PLT).

A estimativa do potencial pré-motor na região central resultou em morfologia similar à descrita na literatura, para ambos os procedimentos de sincronização. Por ser a tarefa bilateral, a ativação cortical também é bilateral, com dominância cerebral contralateral ao membro dominante do voluntário (destro ou canhoto), porém com BP de maior magnitude na região do vértex (derivação Cz).

Em suma, o planejamento da tarefa de levantar-se de uma cadeira, por ser complexa, implica BP gerado especificamente na região central, como observado, com vistas à ativação simultânea dos músculos tibiais anteriores, e com dominância contralateral relacionada à habilidade do hemisfério dominante no controle postural antecipatório.

Similarmente ao BP obtido com o procedimento LAM, a sincronização baseada na plataforma de força também evidenciou a influência da dominância cortical dos componentes de BP, indicando a potencialidade deste último procedimento (PLT) na investigação da atividade cortical do planejamento motor de

movimentos voluntários bilaterais. Logo, o uso da plataforma na sincronização do EEG, preferencialmente tomando-se como referência temporal a atividade eletromiográfica, parece ser mais adequada na investigação do BP do que apenas por esta última.

Para estudos futuros sugere-se que se investiguem os sinais EEG das regiões frontal e parietal envolvidas no planejamento do movimento, que correspondem à área motora suplementar e associativa, respectivamente (Figura 2.2). A aplicação deste protocolo se torna clinicamente interessante para diferentes populações, como idosos, pessoas com Doença de Parkinson, entre outros.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALEXANDROV, A.V., FROLOV, A.A., HORAK, F.B. *et al.* "Feedback equilibrium control during human standing", **Biological Cybernetics** v. 93, n. 5, p. 309-322. Nov. 2005.
- ALISSON, G.T. "Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact", **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 13, p. 209–216, 2003.
- BABA, Y., ASANO, T., NAKAMURA, S. *et al.* "Readiness potentials recorded from the scalp and depth leads", **Applied Neurophysiology** v. 39, n. 3-4, p. 268-271, 1976.
- BABILONI, C., CARDUCCI, F., GRATTA, C.DEL, *et al.* "Hemispherical asymmetry in human SMA during voluntary simple unilateral movements. An fMRI study", **Cortex, a Journal Devoted to the Study of the Nervous System and Behavior** v. 39, n. 2, p. 293-305, Abr. 2003.
- BALL, T., SCHREIBER, A., FEIGE, B. *et al.* "The Role of Higher-Order Motor Areas in Voluntary Movement as Revealed by High-Resolution EEG and fMRI", **NeuroImage** v. 10, n. 6, p. 682-694, Dez. 1999.
- BARRETT, G., SHIBASAKI, H., NESHIGE, R. "Cortical potentials preceding voluntary movement: evidence for three periods of preparation in man", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 63, n. 4, p. 327-339, Abr. 1986.
- BASHORE, T.R., MCCARTHY, G., HEFFLEY, E.F. *et al.* "Is handwriting posture associated with differences in motor control? An analysis of asymmetries in the readiness potential", **Neuropsychologia** v. 20, n. 3, p. 327-346, 1982.
- BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. **Muscles Alive**. 5 ed. Baltimore, Williams and Wilkins, 1985.
- BAZALGETTE, D., ZATTARA, M., BATHIEN, N., BOUISSET, S., RONDOT, P., "Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease", **Advances in Neurology** v. 45, p. 371-374, 1987.
- BEAR, M.F., CONNORS, B.W., PARADISO, M.A. **Neurociências - Desvendando o Sistema Nervoso**, 3ª ed. Porto Alegre, Artmed Editora, 2008.

- BRUNIA, C.H., VAN DEN BOSCH, W.E. "Movement-related slow potentials. I. A contrast between finger and foot movements in right-handed subjects", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 57, i. 6, p. 515-527, Jun. 1984.
- BRUNIA, C.H., VOORN, F.J., BERGER M.P. "Movement related slow potentials. II. A contrast between finger and foot movements in left-handed subjects", v. 60, i. 2, p. 135-145, Fev. 1985.
- COLEBATCH, J.G. "Bereitschaftspotential and movement-related potentials: Origin, significance, and application in disorders of human movement", **Movement Disorders** v. 22, n. 5, p. 601-610, Abr. 2007.
- COLES, M.G., GRATTON, G., DONCHIN, E. "Detecting early communication: using measures of movement-related potentials to illuminate human information processing", **Biological Psychology** v. 26, n. 1-3, p. 69-89, Jun. 1988.
- CRISWELL, E., **CRAM's Introduction to Surface Electromyography**. 2 ed. Massachusetts, Jones and Bartlett Publishers, 2010.
- DAMEN, E.J., FREUDE, G, BRUNIA, C.H. "The differential effects of extremity and movement side on the scalp distribution of the readiness potential (RP) and the stimulus-preceding negativity (SPN)", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 99, n. 6, p. 508-516, Dez. 1996.
- DE LUCA, C.J. "The use of surface eletromyography in biomechanics", **Journal of Applies Biomechanics**, v. 13, p.135-163, 1997.
- DEECKE, L., SCHEID, P., KORNHUBER, H.H. "Distribution of readiness potential, pre-motion positivity, and motor potential of the human cerebral cortex preceding voluntary finger movements", **Experimental Brain Research** v. 7, n. 2, p. 158-168, 1969.
- DEHAIL, P., BESTAVEN, E., MULLER, F. *et al.* "Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during 'Sit-to-Walk' task in elderly subjects: Role of Strength", **Clinical Biomechanics** v. 22, n. 10, p. 1096-1103, Set. 2007.
- DEUSCHL, G., TORO, C., MATSUMOTO, J. *et al.* "Movement-related cortical potentials in writer's cramp", **Annals of Neurology** v. 38, n. 6, p. 862-868, Dez. 1995.



- DICK, J.P., ROTHWELL, J.C., DAY, B.L. *et al.* "The Bereitschaftspotential is abnormal in Parkinson's disease", **Brain: A Journal of Neurology** v. 112, n. 1, p. 233-244, Fev. 1989.
- DIRNBERGER, G., DUREGGER, C., LINDINGER, G. *et al.* "Habituation in a simple repetitive motor task: a study with movement-related cortical potentials", **Clinical Neurophysiology** v. 115, n. 2, p. 378–384, Fev. 2004.
- DIRNBERGER, G., DUREGGER, C., LINDINGER, G. *et al.* "On the regularity of preparatory activity preceding movements with the dominant and non-dominant hand: A readiness potential study", **International Journal of Psychophysiology** v. 81, n. 2, p. 127-131, Ago. 2011.
- ERDLER, M., BEISTEINER, R., MAYER, D. *et al.* "Supplementary Motor Area Activation Preceding Voluntary Movement Is Detectable with a Whole-Scalp Magnetoencephalography System", **NeuroImage** v. 11, n. 6, p. 697-707, Jun. 2000.
- FARINA, D. "Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions", **Exerc Sport Sci Rev** v. 34, n. 3, p. 121–127, 2006.
- FARINA, D., MERLETTI, R., ENOKA, R.M. "The extraction of neural strategies from the surface EMG", **J Appl Physiol** v. 96, n. 4, p. 1486-1495, 2004.
- FARINA, D., MERLETTI, R., NAZZARO, M. *et al.* "Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. **IEEE Eng Med Biol Mag** v. 20, n. 6, p. 62-71, 2001.
- FÈVE, A., BATHIEN, N., RONDOT, P. "Abnormal movement related potentials in patients with lesions of basal ganglia and anterior thalamus", **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry** v. 57, n. 1, p. 100-104, Jan. 1994.
- FUMURO, T., MATSUHASHI, M., MITSUEDA, T. *et al.* "Bereitschaftspotential augmentation by neuro-feedback training in Parkinson's disease", **Clinical Neurophysiology** v. 124, p. 1398–1405, 2013.
- GURFINKEL', V.S., EL'NER, A.M. "Participation of the secondary motor area of the frontal lobe of the brain in organizing postural components of human voluntary movement", **Neurophysiology** v. 20, n. 1, p. 7-15, 1988.

- HAAG, C., KATHMANN, N., HOCK, C. *et al.* "Lateralization of the Bereitschaftspotential to the left hemisphere in patients with major depression", **Biological Psychiatry** v. 36, n. 7, p. 453-457, Oct. 1994.
- HAMANO, T., LÜDERS, H.O., IKEDA, A. *et al.* "The cortical generators of the contingent negative variation in humans: a study with subdural electrodes", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 104, n. 3, p. 257-268, Mai. 1997.
- HERMENS, H.J., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, C. *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol** v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.
- HIRVENSALO, M., RANTANEN, T., HEIKKINEN, E. "Mobility difficulties and physical activity as predictors of mortality and loss of independence in the community-living older population", **Journal of the American Geriatric Society** v. 48, p. 493-498, 2000. IKEDA, A., LÜDERS, H.O., SHIBASAKI, H. *et al.* "Movement-related potentials associated with bilateral simultaneous and unilateral movements recorded from human supplementary motor area", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 95, n. 5, p. 323-334, Nov. 1995.
- IMHOF, C., FANGERAU, H. "Neuroscience and the Bereitschaftspotential: Current debates about free will and autonomy", **Neurology, Psychiatry and Brain Research** v. 19, p. 201-206, 2013.
- JAHANSHAHI, M., DIRNBERGER, G., LIASIS, A. *et al.* "Does the pre-frontal cortex contribute to movement-related potentials? Recordings from subdural electrodes", **Neurocase** v. 7, n. 6, p. 495-501, 2001.
- JAHANSHAHI, M., JENKINS, I.H., BROWN, R.G. *et al.* "Self-initiated versus externally triggered movements. I. An investigation using measurement of regional cerebral blood flow with PET and movement-related potentials in normal and Parkinson's disease subjects", **Brain: A Journal of Neurology** v. 118 ( Pt 4), p. 913-933, Ago. 1995.
- JAHANSHAHI, M., HALLETT, M. **The Bereitschaftspotential: movement-related cortical potentials**, New York, Kluwer Academic/Plenum, 2003.
- JANKELOWITZ, S.K., COLEBATCH, J.G. "Movement-related potentials associated with self-paced, cued and imagined arm movements", **Experimental Brain**

- Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale**  
v. 147, n. 1, p. 98-107, Nov. 2002.
- JANSSEN, W.G., BUSSMANN, H.B., STAM, H.J. "Determinants of the sit-to-stand movement: a review", **Physical Therapy** v. 82, n. 9, p. 866-79, Set. 2002.
- JASPER, H.H. "The ten-twenty electrode system of the International Federation", **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**, v. 10, p. 371-375, 1958.
- JOHNSON, K., CUNNINGTON, R., IANSEK, R. *et al.* "Movement-related potentials in Huntington's disease: movement preparation and execution", **Experimental Brain Research** v. 138, p. 492-499, Jun. 2001.
- KANDEL, E.R., SCHWARTZ, J.H., JESSELL, T.M., **Principles of Neural Science**.  
4 ed. USA, McGraw-Hill Professional, 2000.
- KAWASHIMA, R., YAMADA, K., KINOMURA, S. *et al.* "Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement", **Brain Research** v. 623, n. 1, p. 33-40, Set. 1993.
- KITAMURA, J., SHABASAKI, H., TERASHI, A., TASHIMA, K. "Cortical potentials preceding voluntary finger movement in patients with focal cerebellar lesion", **Clinical Neurophysiology** v. 110, n. 1, p. 126-132, Jan. 1999.
- KORNHUBER, H.H., DECKEE, L. "Hirnpotentialänderungen beim Menschen vor und nach Willkürbewegungen, dargestellt mit Magnetbandspeicherung und Rückwärtsanalyse", **Pflügers Archiv für die Gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere**, 281:52, 1964.
- KORNHUBER, H.H., DEECKE, L. "Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale", **Pflügers Archiv für die Gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere** v. 284, n. 1, p. 1-17, 1965.
- KORNHUBER, H.H., DEECKE, L. "The Will and Neurophysiology/Brain Research". In: KORNHUBER, H.H., DEECKE, L. (eds), *The Will and its Brain: An appraisal of Reasoned Free Will*, chapter 4, p. 17-23, Maryland, University Press of America Lanham, 2012.

- KUKLETA, M., TURAK, B., LOUVEL, J. " Intracerebral recordings of the Bereitschaftspotential demonstrate the heterogeneity of its components", **International Journal of Psychophysiology** v. 83, p. 65-70, 2012.
- LANG W. "Surface recordings of the Bereitschaftspotential in normals". In: JAHANSHAH, M., HALLETT, M. (eds), *The Bereitschaftspotential. Movement-related cortical potentials*, chapter 2, p. 19–34, New York, USA, Springer, 2003.
- LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios: conceitos fundamentais de neurociência**. 2ª ed. São Paulo, Atheneu, 2005.
- LIBET, B., GLEASON, C.A., WRIGHT, E.W., PEARL, D.K. "Time Of Conscious Intention to Act in Relation to Onset Of Cerebral Activity (Readiness-Potential)", **Brain** v. 106, n. 3, p. 623 -642, 1983.
- MASSION, J. "Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination", **Progress in Neurobiology** v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.
- McADAM, D.W., SEALES, D.M. "Bereitschaftspotential enhancement with increased level of motivation", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 27, n. 1, p. 73-75, Jul. 1969.
- MERGNER, T., ROSEMEIER, T. "Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions--a conceptual model", **Brain Research. Brain Research Reviews** v. 28, n. 1-2, p. 118-135, Nov. 1998.
- MERLETTI, R., RAINOLDI, A., FARINA, D. "Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle", **Exerc Sport Sci Rev.** v. 29, n. 1, p. 20-25, 2001.
- MOORE, D.S., **A Estatística Básica e Sua Prática**. 3ª ed. Rio de Janeiro, LTC, 2005.
- NAGAMINE, T., TORO, C., BALISH, M. *et al.* "Cortical magnetic and electric fields associated with voluntary finger movements", **Brain Topography** v. 6, n. 3, p. 175-183, 1994.
- NAGAMINE, T., KAJOLA, M., SALMELIN, R. *et al.* "Movement-related slow cortical magnetic fields and changes of spontaneous MEG- and EEG-brain rhythms", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 99, n. 3, p. 274-286, Set. 1996.

- NAKAGAWA, T.H., MUNIZ, T.B., BALDON, R.M. *et al.* "Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain", **Revista Brasileira de Fisioterapia** v. 15, n. 1, p. 59-65, 2011.
- NIEDERMEYER, E. "The normal EEG of the waking adult". In: NIEDERMEYER, E. e LOPES DA SILVA, F.H. (eds), *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*, 4 ed., chapter 9, Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
- NISHIHARA, K., KAWAI, H., GOMI, T. *et al.* "Investigation of optimum electrode locations by using an automatized surface electromyography analysis technique", **IEEE Trans Biomed Eng.** v. 55, n. 2 Pt 1, p. 636-642, Fev. 2008.
- NORTHOFF, G., PFENNIG, A., KRUG, M. *et al.* "Delayed onset of late movement-related cortical potentials and abnormal response to lorazepam in catatonia", **Schizophrenia Research** v. 44, n. 3, p. 193-211, Set. 2000.
- ODA, S., MORITANI, T. "Movement-related cortical potentials during handgrip contractions with special reference to force and electromyogram bilateral deficit", **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology** v. 72, n. 1-2, p. 1-5, 1995.
- OLIVEIRA, A.S.C., GONÇALVES, M. "EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold", **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 19, p. 295–303, 2009.
- OLSON, T.R., PAWLINA, W., **A.D.A.M. student atlas of anatomy**. 2 ed. Cambridge University Press, 2008.
- RAINOLDI, A., MELCHIORRI, G., CARUSO, I. "A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles", **Journal of Neuroscience Methods** v. 134, p. 37-43, 2004.
- REKTOR, I., FÈVE, A., BUSER, P. *et al.* "Intracerebral recording of movement related readiness potentials: an exploration in epileptic patients", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 90, n. 4, p. 273-283, Abr. 1994.

- ROBERTSON, D.G.E., CALDWELL, G.E., HAMILL, J. *et al.* **Research methods in biomechanics**. 1 ed, USA, Human Kinetics, 2004.
- ROHRBAUGH, J.W., SYNDULKO, K., LINDSLEY, D.B. "Brain wave components of contingent negative variation in humans", **Science** v. 191, n. 4231, p. 1055-1057, 1976.
- SACCO, I.C.N., GOMES, A.A., OTUZI, M.E. *et al.* "A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions". **Journal of Neuroscience Methods** v. 180, p. 133-137, 2009.
- SAITOU, K., WASHIMI, Y., KOIKE, Y. *et al.* "Slow negative cortical potential precedind the onset of postural adjustment", **Neurophysiology** v. 98, p. 449-455, 1996.
- SANTOS FILHO, S.A. MORAES XAVIER, P.A., CAMÊLO, P.M. *et al.* "Detecção do potencial relacionado à imaginação do movimento para aplicação em interface cérebro-máquina", In: Anais do 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Salvador, p. 221-224, 16-20 Nov, 2008.
- SAUNDERS, M. G. "Artifacts: Activity of Noncerebral Origin in the EEG ". In: KLASS, D.W., DALY, D.D.R. (eds), *Current practice of clinical electroencephalography*, 3 ed., chapter 4, Raven Press, 1979.
- SCHENKMAN, M., BERGER, R.A., RILEY, P.O. *et al.* "Whole-body movements during rising to standing from sitting", **Physical Therapy**, v. 70, n. 10, p. 638-648, Out. 1990.
- SCHURR, K., SHERRINGTON, C., WALLBANK, G. *et al.* "The minimum sit-to-stand height test: reliability, responsiveness and relationship to leg muscle strength", **Clinical Rehabilitation** v. 26, n. 7, p. 656-663, Jul. 2012.
- SHIAVI, R. **Introduction to applied statistical signal analysis**, London, Academic Press, 1999.
- SHIBASAKI, H. "Cortical activities associated with voluntary movements and involuntary movements", **Clinical Neurophysiology** v. 123, n. 2, p. 229-43, Fev. 2012.
- SHIBASAKI, H., BARRETT, G., HALLIDAY, E. *et al.* "Cortical potentials associated with voluntary foot movement in man", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 52, n. 6, p. 507-516, Dez. 1981.

- SHIBASAKI, H., BARRETT, G., NESHIGE, R. *et al.* "Volitional movement is not preceded by cortical slow negativity in cerebellar dentate lesion in man", **Brain Research** v. 368, n. 2, p. 361-365, Mar. 1986.
- SHIBASAKI, H. HALLETT, M. "What is the Bereitschaftspotential?" **Clinical Neurophysiology** v. 117, n. 11, p. 2341-2356, 2006.
- SINGH, J., KNIGHT, R. "Effects of posterior association cortex lesions on brain potentials preceding self-initiated movements", **The Journal of Neuroscience** v. 13, n. 5, p. 1820 -1829, Mai. 1993.
- SINGH, J., KNIGHT, R.T. "Frontal lobe contribution to voluntary movements in humans", **Brain Research** v. 531, n. 1-2, p. 45-54, Out. 1990.
- SINGH, J., KNIGHT, R.T., ROSENLICHT, N. *et al.* "Abnormal premovement brain potentials in schizophrenia", **Schizophrenia Research** v. 8, n. 1, p. 31-41, Out. 1992.
- SIRIGU, A.; DAPRATI, E.; CIANCIA, S. *et al.* "Altered awareness of voluntary action after damage to the parietal cortex", **Nat Neurosci** v. 7, n. 1, p. 80-84, Jan. 2004.
- STÄLBERG, E., FALCK, B. "The role of electromyography in neurology", **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** v. 103, p. 579-598, 1997.
- STAUDE, G., WOLF, W. "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals", **Med Eng Phys** v. 21, p. 449-467, 1999.
- TAYLOR, E.H., HAUGHTON, W.S. "Some recent researches on the topography of the convolutions and fissures of the brain", **Transactions of the Royal Academy of Medicine in Ireland** v. 18, n. 1, p. 511-522, Dez. 1900.
- TIERRA-CRIOLLO, C.J., 2001, *Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- VAN DER FITS, I.B., KLIP, A.W., VAN EYKERN, L.A. *et al.* "Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults", **Experimental Brain Research** v. 120, n. 2, p. 202-216, Mai. 1998.

- VERLEGER, R., WASCHER, E., WAUSCHKUH, B. *et al.* "Consequences of altered cerebellar input for the cortical regulation of motor coordination, as reflected in EEG potentials", **Experimental Brain Research** v. 127, p. 409-422, Ago. 1999.
- VINDING, M.C., JENSEN, M., OVERGAARD, M. "Distinct electrophysiological potentials for intention in action and prior intention for action", **Cortex** v. 50, p. 86-99, 2014.
- WALTER, W.G., COOPER, R., ALDRIDGE, V.J. *et al.* "Contingent Negative Variation: an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain", **Nature** v. 203 (4943), p. 380-384, 1964.
- WASHIMI, Y., SAITOU, K. "Movement-related cortical potentials (MRCPs) and voluntary movement--clinical usefulness of MRCPs", **Clinical Neurology** v. 35, n. 12, p. 1525-1527, Dez. 1995.
- WHEATON, L.A., SHIBASAKI, H., HALLETT, M. "Temporal activation pattern of parietal and premotor areas related to praxis movements", **Clinical Neurophysiology** v. 116, n. 5, p. 1201-1212, Mai. 2005.
- YOSHIDA, S., NAKAZAWA, K., SHIMIZU, E. *et al.* "Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement", **Gait and Posture** v. 27, n. 1, p. 97-102, Jan. 2008.
- YOSHIOKA, S., NAGANO, A., HAY, D.C. *et al.* "The minimum required muscle force for a sit-to-stand task", **Journal of Biomechanics** v. 45, n. 4, p. 699-705, Fev. 2012.