



A DOMINÂNCIA CORTICAL NO POTENCIAL PRÉ-MOTOR EM TAREFA
VOLUNTÁRIA UNILATERAL

Raquel Souza Branco

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.

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi
Maurício Cagy

Rio de Janeiro

Março de 2015

A DOMINÂNCIA CORTICAL NO POTENCIAL PRÉ-MOTOR EM TAREFA
VOLUNTÁRIA UNILATERAL

Raquel Souza Branco

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. Maurício Cagy, DSc.

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

Prof. Paulo José Guimarães da Silva, DSc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2015

Branco, Raquel Souza

A Dominância Cortical no Potencial Pré-Motor em Tarefa Voluntária Unilateral/ Raquel Souza Branco. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

X, 70 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Maurício Cagy

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 64-70.

1. Dominância Cortical. 2. Eletroencefalograma. 3. Potencial Pré-Motor. I. Infantosi, Antonio Fernando Catelli *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedicatória

Aos meus Pais, José Luiz e Rosane, dedico cada passo e cada conquista da minha vida. Obrigada pelo carinho, amor e dedicação durante todos esses anos. Obrigada por fazerem de tudo para que eu tivesse um ambiente propício para os estudos, permitindo que eu não me preocupasse com mais nada além da minha formação. Que Deus os abençoe sempre!

Ao meu noivo, Aluizio, por toda paciência, cumplicidade e carinho, sobretudo nos momentos difíceis dessa jornada. Obrigada por ter sido meu grande professor e amigo, contribuindo para que os ensinamentos fossem assimilados com mais harmonia. Com certeza você foi instrumento da força divina para eu seguir em frente!

A minha família insulana por sempre abrir as portas de suas casas para mim. Obrigada Vanessa, Fábio, Tia Helena e Fernanda por me hospedarem em seus lares, permitindo que eu tivesse conforto e acesso facilitado ao Fundão.

Aos meus familiares e amigos que compreenderam por muitas vezes a minha ausência num ou noutro evento. De fato, eu estava estudando... Agradeço por intercederem por mim em suas orações!

Aos amigos do PEB que tornaram essa caminhada mais leve e divertida. Nunca irei me esquecer dos momentos em que passamos juntos, foram muitos sorrisos e também muitas lágrimas... Obrigada por tudo! Os volumes 1 e 2 do Álbum PEB será finalmente lançado! (rs)

Agradecimentos

Primeiramente agradeço ao autor da minha vida, meu Deus, que em tudo me deu forças para eu permanecer de pé nesta caminhada.

Agradeço aos orientadores Antonio Fernando Catelli Infantosi e Maurício Cagy pela experiência e ensinamentos transmitidos em Engenharia Biomédica.

Agradeço ao professor Paulo José Guimarães da Silva pela experiência e dedicação em Engenharia Biomédica. Obrigada por toda presteza e solicitude, com certeza isto foi essencial para que eu ultrapassasse cada processo da dissertação e alcançasse, por fim, a etapa final.

Agradeço ao professor Aluizio d’Affonseca Netto por todos os auxílios prestados em cada fase, em cada etapa da construção da minha formação. Parabéns pela sua excelência na área de ciências da Engenharia. Obrigada por me cortejar com a sua bela vocação em lecionar, eu com toda certeza levarei para vida esse aprendizado. Você faz parte desta vitória!

Agradeço a todas as pessoas que me auxiliaram direta ou indiretamente na construção desta dissertação.

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.)

A DOMINÂNCIA CORTICAL NO POTENCIAL PRÉ-MOTOR EM TAREFA
VOLUNTÁRIA UNILATERAL

Raquel Souza Branco

Março/2015

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

O *Bereitschaftspotential* (BP), ou potencial pré-motor, foi utilizado para investigar a dominância cortical de 26 indivíduos saudáveis (17 destros) durante movimento voluntário unilateral direito e esquerdo de flexão de ombro. Para a estimativa do BP, aplicou-se a média coerente de trechos de sinais EEG das derivações C3 (ombro direito) e C4 (esquerdo) sincronizados utilizando-se sinal de acelerometria (ACEL, indicando o início do movimento) e o limiar de ativação EMG (LAM) do músculo deltóide anterior. Nos dois procedimentos adotados, o coeficiente β da reta de regressão calculada para BP e a amplitude do potencial de monitoramento do movimento (PMM) indicaram BP com maior magnitude no córtex dominante (C3 para destros e C4 para canhotos), refletindo a lateralidade da casuística. Entretanto, independente da lateralidade, não houve diferença significativa (Wilcoxon, $p > 0,06$) para a distribuição destes parâmetros entre córtex dominante e não-dominante, nem para o instante de ocorrência de PMM. Além disso, não há diferença entre destros e canhotos (Wilcoxon-Mann-Whitney, $p > 0,21$), exceto para LAM ($p < 0,01$). Tal achado pode ser explicado pela variabilidade inter-sujeitos para planejar e executar a tarefa motora. Como alternativa, independente da lateralidade dos sujeitos, estes achados não indicam influência do córtex dominante no BP durante as tarefas unilaterais de flexão de ombro.

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

THE CORTICAL DOMINANCE IN THE PRE-MOTOR POTENTIAL DURING
UNILATERAL VOLUNTARY TASK

Raquel Souza Branco

March/2015

Advisors: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

The pre-motor potential (BP) was used to investigate the cortical dominance from 26 healthy subjects (17 right-handed) during a self-paced unilateral right and left shoulder flexion task. The BP was estimated using the coherent average of the EEG epochs (C3, right shoulder movement response; and C4, the left one), synchronized using accelerometer signals (ACEL, indicating the movement-onset) and the threshold of the EMG activity (LAM) of the anterior deltoid muscle. The high magnitude of BP on contralateral hemisphere and the time delay of PMM of non-dominant in relationship to dominant cortex, could suggest laterality of the right and left-handed subject of the casuistry. Nevertheless, for all subjects, independently on the laterality, the Wilcoxon sign-rank test suggested no difference ($p > 0.06$) between the slopes (and also the PMM amplitudes and PMM times occurrence) for dominant and non-dominant cortices, neither between the dominant cortex of right and left-handed volunteers (Wilcoxon-Mann-Whitney, $p > 0.21$), except for LAM ($p < 0.01$). These findings are maybe explained by the inter-subjects variability to plan and perform the motor task. Alternatively, independent on the laterality of the subjects, they indicate no influence of the dominant cortex in the BP during unilateral self-paced shoulder tasks.

SUMÁRIO

CAPITULO 1 - INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivo	2
1.2 Estrutura do estudo	2
CAPITULO 2 - ANATOMO-FISIOLOGIA DO PLANEJAMENTO MOTOR E MOVIMENTO VOLUNTÁRIO	4
CAPITULO 3 - O ELETROENCEFALOGRAMA E O POTENCIAL PRÉ-MOTOR	10
3.1 O Eletroencefalograma	10
3.2 O Potencial Pré-Motor.....	12
3.2.1 Estimativa do Potencial Pré-motor: Técnicas de Processamento.....	14
3.2.2 Revisão da Literatura.....	16
CAPITULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1 Casuística.....	28
4.2 Considerações éticas.....	29
4.3 Protocolo Experimental	29
4.4 Configuração Experimental.....	32
4.5 Processamento de sinais EMG	37
4.6 Processamento de sinais Acelerômetro	38
4.7 Estimando o Potencial Pré-Motor.....	38
4.8 Análise Estatística	41
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS	42
CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO.....	55
CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO.....	62
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	64

NOMENCLATURA

Abreviaturas:

α - Intercepto da Reta de Regressão Linear com o Eixo Vertical

β - Coeficiente Angular da Reta de Regressão Linear

ACEL – Acelerômetro (Referência para Sincronização do EEG)

Ag/AgCl – prata-cloreto de prata

AMS – Área Motora Suplementar

APM – Área Pré-Motora

Bl₁ – Bloco 1

Bl₂ – Bloco 2

Bl₃ – Bloco 3

Bl₄ – Bloco 4

Bl₅ – Bloco 5

BP – Bereitschaftspotential / Potencial Pré-Motor

BP_I – BP inicial

BP_T – BP tardio

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

Cz – Derivação Central Posicionada Sobre o Vértex

DP – Doença de Parkinson

EEG – Eletroencefalograma

EMG – Eletromiograma

EOG – Eletrooculograma

Esp – EEG Espontâneo

Esp_{OA} – EEG Espontâneo Com Olhos Abertos

Esp_{OF} – EEG Espontâneo Com Olhos Fechados

fMRI – Ressonância Magnética Funcional

Fp – Eletrodo Frontopolar

Fs – Frequência de Amostragem

LAM – Limiar de Ativação Muscular (Referência para Sincronização do EEG)

LRP – *Lateralized Readiness Potential*: Potencial de Alerta Lateralizado

M – Número de trechos do sinal EEG

M1 – Córtex Motor Primário

MP – Potencial Motor

NS' – Negative Slope

O – Eletrodo Occipital

P – Eletrodo Parietal

PLT – Plataforma de Força

PMM – Potencial de Monitoramento do Movimento

PMP – Positividade Pré-Motora

P_{OA} – Posição Ortostática com Olhos Abertos

pré-AMS – Área Pré-Motora Suplementar

PRM – Potencial Relacionado ao Movimento

r – Valor de Correlação da Regressão Linear

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

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TKEO - *Teager-Kaiser Energy Operator*

V1 – Córtex Visual Primário

ZI – Zona de Inervação

CAPITULO 1

INTRODUÇÃO

Movimentos voluntários, tais como flexionar os membros superiores, demandam, além de estabilidade postural e de coordenação motora, um planejamento motor que precede a execução da tarefa (RIBEIRO *et al.*, 2012; YOSHIDA *et al.*, 2008; SHIBASAKI *et a.*, 2006, JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2002). Este planejamento gera um potencial cortical lento, denominado *Bereitschaftspotential* (BP) ou potencial pré-motor, deflagrado predominantemente no córtex sensório-motor, aproximadamente 2 s antes da execução do movimento voluntário (DIRNBERGER *et al.*, 2011; YOSHIDA *et al.*, 2008; SHIBASAKI *et a.*, 2006, JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2002).

Segundo SHIBASAKI *et al.* (2006), o BP é gerado bilateralmente na área motora suplementar (AMS) e, em seguida, distribui-se no córtex pré-motor e motor primário com predominância no hemisfério contralateral ao movimento voluntário. Tal predominância de ativação do córtex motor durante tarefas unilaterais sugere que a somatotopia do BP esteja associada à lateralidade dos sujeitos e, portanto, refletiria uma dominância cortical (DIRNBERGER *et al.*, 2011; DASSONVILLE *et al.*, 1997; BRUNIA, 1984 e 1985). Tais estudos indicam que, em tarefas voluntárias unilaterais, o padrão BP (incluindo o pico de monitoramento do movimento, PMM) tende a apresentar maior magnitude na derivação EEG relacionada ao movimento com o membro dominante. Entretanto, a geração do BP poderia estar associada a maior representação cortical relativa à fineza da tarefa voluntária e, conseqüentemente, à habilidade em planejar e realizar tarefa com o membro dominante e não-dominante. Assim, a utilização do padrão BP pode ser útil na investigação da dominância cortical

em tarefa voluntárias unilaterais de articulações proximais, como, por exemplo, na flexão de ombro.

O BP tem sido estimado no domínio do tempo aplicando-se a técnica de média coerente ao sinal eletroencefalográfico (EEG) adquirido durante a tarefa motora voluntária (RIBEIRO *et al.*, 2012, YOSHIDA *et al.*, 2008; SHIBASAKI *et al.*, 2006, JANKLOWITZ e COLEBATCH, 2002). Para tal, trechos de sinais EEG têm sido, em geral, sincronizados com base em técnicas de detecção do limiar da atividade eletromiográfica (EMG) (SHIBASAKI *et al.*, 2006, JANKLOWITZ e COLEBATCH, 2002), bem como a inspeção visual desta atividade (YOSHIDA *et al.*, 2008; KORNHUBER e DEECKE, 1964 e 1965). Outros procedimentos de sincronização podem ser adotados, como, por exemplo, utilizando-se sinais estabilométricos (RIBEIRO *et al.*, 2012) ou de acelerometria (YOSHIDA *et al.*, 2008), os quais apresentam menor variabilidade na detecção do movimento voluntário.

1.1 Objetivo

O presente estudo visa investigar a dominância cortical de sujeitos destros e canhotos durante o planejamento e execução de movimento voluntário unilateral de flexão de ombro. Para a estimativa do BP, trechos de sinais EEG de derivações do córtex central (C3 e C4) serão sincronizados utilizando-se sinais de acelerometria, coletados no processo estilóide do rádio, e o EMG de superfície do músculo deltoide anterior (motor primário da flexão de ombro).

1.2 Estrutura do estudo

No capítulo 2, serão apresentados os fundamentos teóricos que abordarão anatomia funcional, discursando sobre o funcionamento do Sistema Nervoso Central e

as principais áreas envolvidas com o planejamento motor até a execução do ato motor, sobre o qual será feita uma breve definição de movimento voluntário.

O capítulo 3, primeira seção, discorrerá sobre os fundamentos e princípio do Eletroencefalograma e da geração do sinal EEG. Na seção seguinte, será apresentado o Potencial pré-motor e as técnicas para estimá-lo. Na subseção, serão descritas as técnicas de processamento e estimativa do potencial pré-motor.

Posteriormente, no capítulo 4, a metodologia empregada no estudo será descrita, enfatizando o protocolo experimental e o processamento de sinais EEG. No capítulo 5, serão apresentados os resultados e, no subsequente, capítulo 6, será abordada a discussão. A conclusão do estudo será apresentada no capítulo 7.

CAPITULO 2

ANATOMO-FISIOLOGIA DO PLANEJAMENTO MOTOR E MOVIMENTO VOLUNTÁRIO

Composto pelo encéfalo e medula espinhal, o sistema nervoso central (SNC) recebe, processa e envia informações ao Sistema Nervoso Periférico (SNP) com vistas a coordenar e controlar os músculos durante tarefa motora voluntária (BEAR *et al.*, 2008; MACHADO, 2005; KANDEL *et al.*, 2003). O encéfalo é uma estrutura altamente organizada, sendo constituída pelo tronco encefálico, cerebelo, diencéfalo e cérebro. O cérebro, porção mais rostral do encéfalo, é formado pelo telencéfalo, separado em dois hemisférios pela fissura sagital. Em geral, o hemisfério cerebral direito recebe sensações e controla movimentos do lado esquerdo do corpo e vice-versa. A superfície cerebral, denominada córtex, é repleta de giros e sulcos que caracterizam áreas especializadas (primárias, secundárias ou terciárias) em processar diferentes informações sensorio-motora. Tais áreas corticais são separadas em lobos, os quais recebem a denominação dos ossos do crânio: frontal, parietal, temporal e occipital (Figura 2.1) (MACHADO, 2005).

As regiões do córtex são classificadas de acordo com a funcionalidade, podendo ser sensoriais, motoras ou associativas (BEAR *et al.*, 2008; LENT, 2005). No início do século XX, Korbinian Brodmann dividiu o córtex cerebral humano em 52 áreas distintas com base em estruturas nervosas e em diversos arranjos celulares. O esquema do mapa de Brodmann é amplamente utilizado e continuamente atualizado. A Figura 2.1 ilustra cada área envolvida no planejamento motor e sua respectiva função específica. A área 4 representa o córtex motor primário (M1), responsável pela execução do movimento voluntário. As áreas 1, 2 e 3 compreendem o córtex somatossensorial primário (S1). Estas recebem projeções

com informações relacionadas à propriocepção, as quais são enviadas à área 5 no córtex parietal posterior. A área 17 refere-se ao córtex visual primário (V1), que processa os sinais a partir dos olhos enviando-as à área 7 no córtex parietal posterior, fornecendo a localização do corpo no espaço. As áreas 5 e 7 (área associativa) são responsáveis por integrar as informações provenientes de S1 e V1 para enviá-las ao córtex pré-frontal com vistas ao planejamento da ação motora (BEAR *et al.*, 2008).

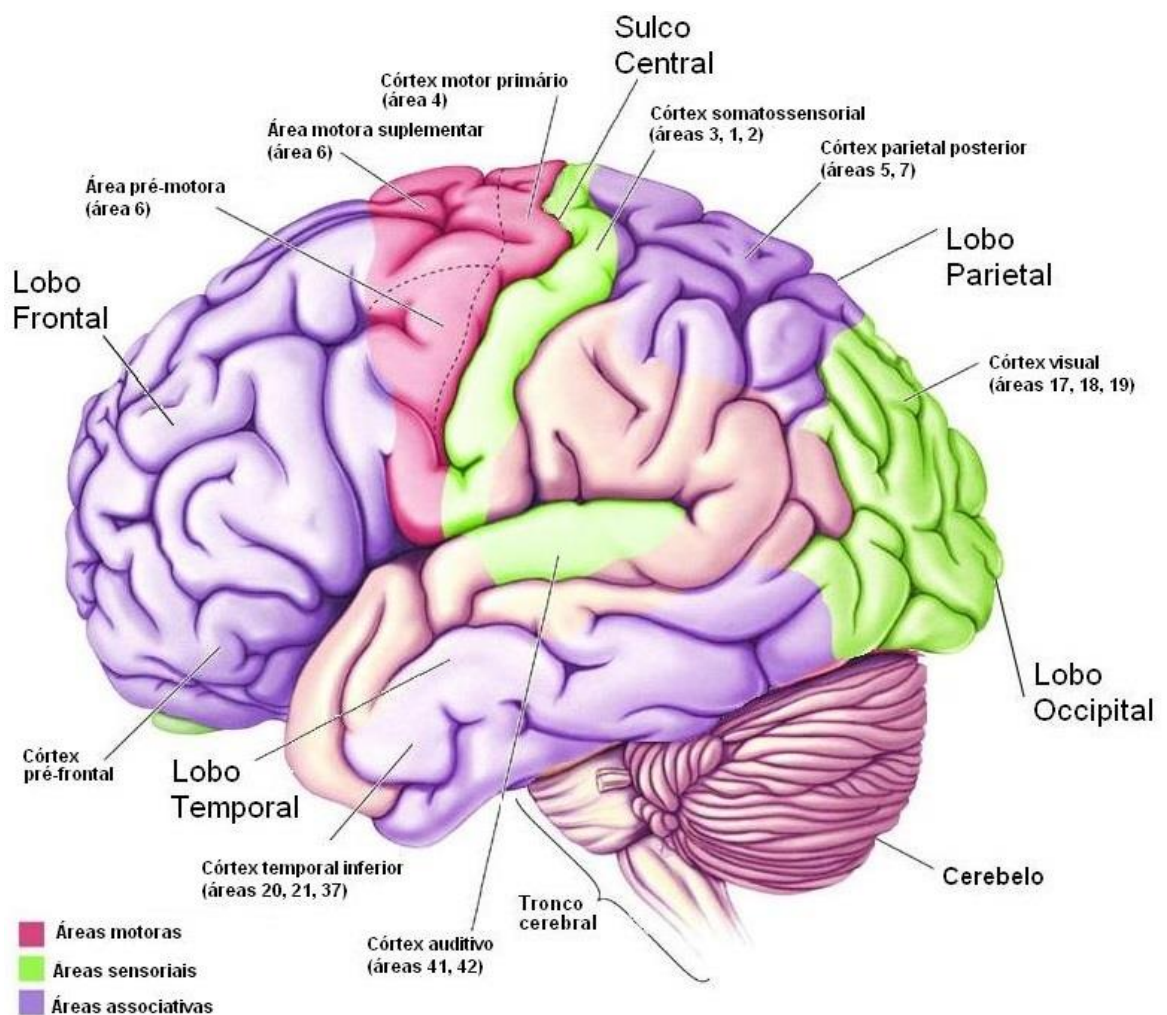


Figura 2.1: Citoarquitetura de Brodmann: vista lateral do encéfalo (Adaptado de Bear *et al.*, 2008)

A área 6 de Brodmann é composta pela área motora suplementar (AMS) e pela área pré-motora (PM), ambas localizadas rostralmente a M1. Esta região fronto-central está relacionada ao planejamento da seqüência de movimento, em especial da musculatura apendicular e, portanto, é ativada antes do início da execução do movimento. A seqüência selecionada é enviada ao córtex motor primário com vistas à execução do movimento voluntário de forma coordenada. Assim, regiões específicas da área 4 (Homúnculo motor de Penfield, Figura 2.2) recebem aferências da área 6, desencadeando, via tratos motores, o comando para gerar a contração dos músculos (BEAR *et al.*, 2008; MACHADO, 2005; KANDEL *et al.*, 2003).

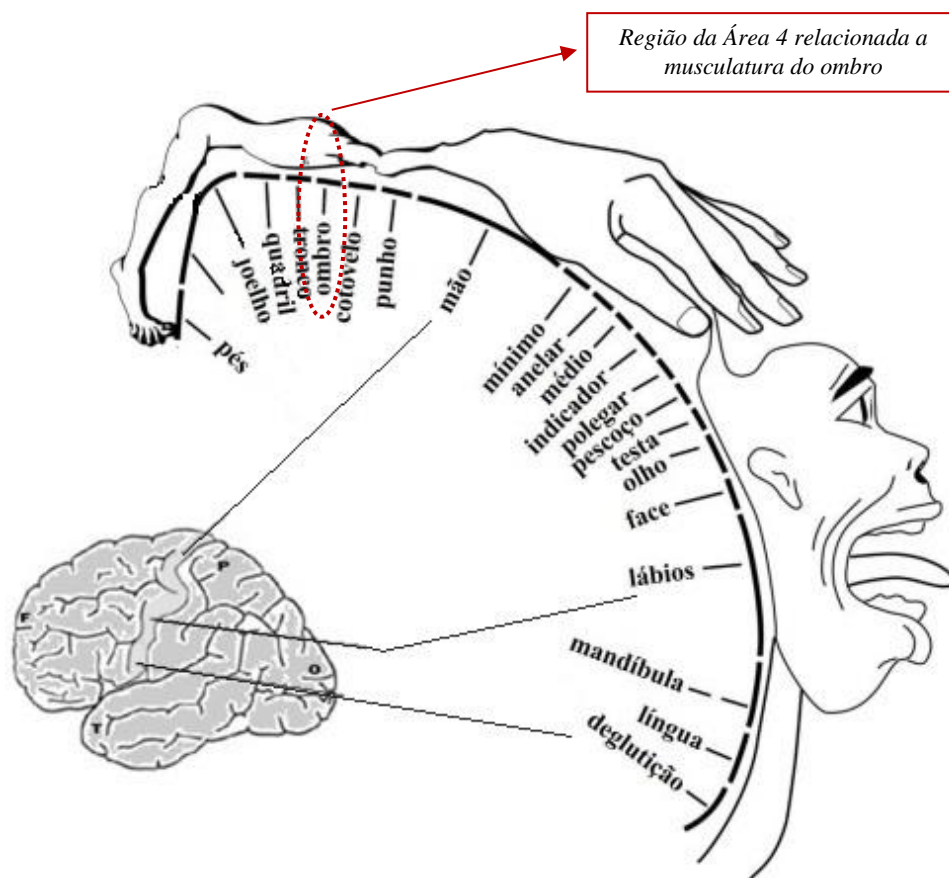


Figura 2.4: Representação somatotópica do BP e do Homúnculo Motor de Penfield. (Adaptado do diagrama clássico de Wilder Penfield).

A principal via de condução responsável pela motricidade voluntária humana é o trato córtico-espinhal (MACHADO, 2005; KANDEL, 2003). O trato córtico-espinhal consiste numa via de cerca de um milhão de axónios, dos quais cerca de 40% originam no córtex motor. Suas fibras descendentes formam as pirâmides medulares. Na região das pirâmides medulares, uma parte dos axónios continua anteriormente, formando o trato córtico-espinhal anterior, que se estende ipsilateralmente na medula espinhal. A outra parte, cerca de 75%, cruza a medula para formar o trato córtico-espinhal lateral, fenómeno denominado decussação piramidal (MACHADO, 2005). Portanto, a motricidade voluntária é cruzada, ou seja, as áreas motoras localizadas em um hemisfério cerebral controlam os músculos contra-laterais do corpo, evento denominado de dominância cortical no sistema motor (SPENCE, 1991, MACHADO, 2005).

Outras vias, tais como a rubro-espinhal, tecto-espinhal, vestibulo-espinhal, retículo-espinhal também participam do controle do movimento voluntário. As duas últimas são responsáveis por estabilizar a postura e promover ajustes posturais antecipatórios para que o movimento possa ser realizado, como, por exemplo, a ativação da musculatura do tronco e membros inferiores que antecede o movimento voluntário de braços durante a posição ortostática (FUJIWARA *et al.*, 2009, YOSHIDA *et al.*, 2008; FUJIWARA *et al.*, 2003; LATASH, 1995; BELEN'KII e PAL'TSEV, 1967).

O sinal proveniente do tracto córtico-espinhal referente às unidades motoras representadas nas regiões específicas de M1 promovem a despolarização dos axónios dos nervos periféricos do SNP (BEAR *et al.*, 2008; MACHADO, 2005; KANDEL, 2003). O potencial de ação é propagado até a junção neuro-muscular, desencadeando um processo de contração das fibras musculares. A tensão elétrica gerada para a contração muscular é dependente da quantidade de unidades motoras a serem recrutadas para a realização da

tarrafa voluntária. Tal atividade elétrica é detectável utilizando-se um par de eletrodos posicionados sobre a superfície muscular, gerando sinal eletromiográfico (EMG) (MERLETTI *et al.*, 2010; DE LUCA, 2006;).

Diversos fatores como a velocidade de condução da fibra muscular, a variabilidade inerente ao recrutamento das unidades motoras e/ou a propagação do potencial de ação entre as zonas de inervação (ZI) podem influenciar na detecção da atividade muscular. Outros fatores não-fisiológicos tais como o posicionamento de eletrodo, bem como a forma e tamanho deste, também intervêm na qualidade do sinal EMG coletado. (FARINA, 2006, FARINA *et al.*, 2004). De modo a minimizar os efeitos provocados pelo posicionamento incorreto dos eletrodos, o projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* – Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não-Invasiva dos Músculos), baseado em resultados experimentais, recomenda o posicionamento de eletrodos em 22 músculos distribuídos ao longo da musculatura do tronco e em membros superiores e inferiores.

O movimento voluntário de flexão de ombro tem como motor primário o músculo deltoide anterior (CALAIS-GERMAIN, 2010; KAPANJI, 2000; HALL, 2000), o qual realiza a primeira fase da flexão de 0 – 60°, juntamente com os músculos coracobraquial, bíceps braquial (cabeça longa) e peitoral maior (parte clavicular). Estes últimos atuam não somente como estabilizadores do complexo do ombro, mas também como sinergistas do deltoide anterior (KAPANJI, 2000; HALL, 2000). A partir dos 30° de flexão, a escápula desliza sobre o gradil costal por meio da ativação dos músculos escapulotorácicos (trapézio e serrátil anterior), os quais proporcionam a rotação para cima da escápula em 1° para cada 2° de flexão de ombro. Tal rotação auxilia a articulação gleno-umeral a alcançar a amplitude completa de movimento, com um arco de 180° (DANGELO e FATTINI, 2002;

KAPANJI, 2000; HALL, 2000). Geralmente, a investigação deste movimento tem sido realizada com base no sinal EMG do deltóide anterior (HAWKES *et al.*, 2011; FUJIWARA *et al.*, 2009; YOSHIDA *et al.*, 2008; JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2006; FUJIWARA *et al.*, 2003).

CAPITULO 3

O ELETROENCEFALOGRAMA E O POTENCIAL PRÉ-MOTOR

A atividade bioelétrica gerada no SNC tem sido investigada com vistas a monitorar a função cerebral e o estado funcional do indivíduo. O entendimento dessas funções neuronais e das propriedades neurofisiológicas da geração da atividade cerebral é fundamental no diagnóstico, procedimentos cirúrgicos e/ou no tratamento de anomalias cerebrais (SANEI e CHAMBERS, 2007), bem como no estudo dos mecanismos de controle de tarefas motoras (SLOBOUNOV *et al.*, 2005).

3.1 O Eletroencefalograma

Em 1875, o fisiologista inglês Richard Caton observou impulsos elétricos provindos dos nervos periféricos em animais e pressupôs que essa atividade ocorria também no cérebro humano. No entanto, o desenvolvimento da eletrônica e a sofisticação dos amplificadores usados para captação de sinais biológicos proporcionaram a utilização do sinal eletroencefalográfico (EEG) para uso clínico/diagnóstico dos sistemas que compõem o SNC (GOMES e BELLO, 2008).

O EEG é o registro espaço-temporal da distribuição de potencial gerado a partir das correntes iônicas neurogênicas (NIEDERMEYER, 1999). O sinal EEG é composto por ritmos cerebrais distribuídos em bandas de frequências distintas, como 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 EEG apresenta variações relacionadas ao estado comportamental, nível de atenção ou tarefas mentais, condições patológicas (BEAR *et al.*, 2008; NIEDERMEYER, 1999), bem como durante tarefas motoras (RIBEIRO *et al.*, 2012; DIRNBERGER *et al.*, 2011;

YOSHIDA *et al.*, 2008; SHIBASAKI *et al.*, 2006). A análise do sinal EEG e suas alterações durante estimulação têm contribuído para um melhor entendimento da funcionalidade dos sistemas sensoriais.

A atividade elétrica neuronal registrada no EEG ocorre devido aos potenciais pós-sinápticos entre as células nervosas e não diretamente pela geração do potencial de ação. Os registros são realizados sobre o escalpo por meio de eletrodos de superfície, usualmente de Ag-AgCl em discos de 10 mm de diâmetro, posicionados conforme o Sistema Internacional 10-20 (BEAR *et al.*, 2008; GOMES e BELLO, 2008; MISULIS, 1994; JASPER, 1958). Neste sistema, os eletrodos são posicionados a 10 e 20% das distâncias relativas entre marcas anatômicas bem definidas, como a glabella (*nasion*), vértex e protuberância occipital (*inion*). A Figura 3.1 ilustra o posicionamento dos eletrodos, os quais são identificados por letras, conforme a localização: pré-frontal (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”. Usualmente, utiliza-se a referência média biauricular (A1 – A2), com aterramento em FPz.

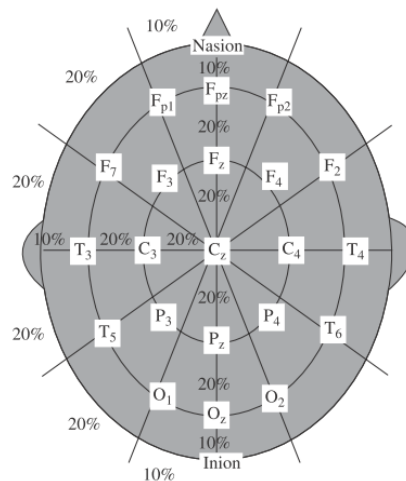


Figura 3.1: Representação do posicionamento dos eletrodos: Sistema Internacional 10-20.

De modo geral, o protocolo deve visar à aquisição de sinais EEG com boa razão sinal/ruído e minimização de artefatos (GOMES e BELLO, 2008). Para tal, os cabos de conexão devem ser blindados, os amplificadores devem ter alta impedância de entrada e alto fator de rejeição de modo comum e um bom aterramento das instalações. Geralmente, os ruídos e artefatos presentes durante a aquisição do EEG são causados por agentes externos (ruídos eletromagnéticos de 60 Hz e seus harmônicos, induzidos por condicionadores de ar e lâmpadas), instrumentais (eletrodos, amplificadores ou equipamentos que fazem parte do sistema de registro e estimulação) ou de origem fisiológica (ECG, movimentos espontâneos ou artefato óculo-motor) (SAUNDERS, 1979). O sujeito deve permanecer em ambiente seguro e confortável para a realização do protocolo experimental.

3.2 O Potencial Pré-Motor.

O *Bereitschaftspotential* (BP), ou potencial pré-motor, é uma atividade eletroencefalográfica de padrão lento evocada pelos processos neurais dos comandos motores que precedem o movimento voluntário (SHIBASAKI e HALLETT, 2006). Descrita pela primeira vez em 1964 por KORNHUBER e DEECKE, o BP é um potencial cortical relacionado ao movimento, sendo considerado uma representação cortical de preparação e intenção de realizar uma tarefa motora, iniciada espontaneamente pelo indivíduo sem qualquer pista externa.

O BP corresponde ao planejamento da seqüência motora dos movimentos voluntários, iniciando-se aproximadamente 2 s antes da execução do movimento (Figura 3.2). A morfologia do potencial pré-motor é caracterizada por apresentar dois

componentes: inicial e tardio (SHIBASAKI e HALLETT, 2006). O primeiro tem sido associado aos ajustes posturais de preparação do movimento, na área AMS do córtex fronto-central. O componente tardio, com inclinação mais acentuada, tem sido associado à atividade cortical da área motora que deflagra a execução do movimento. Conjuntamente com o potencial de monitoramento do movimento (PMM), a magnitude do padrão BP como um todo reflete os aspectos de execução ou complexidade da tarefa (DIRNBERGER *et al.*, 2011; KUKLETA, 2012).

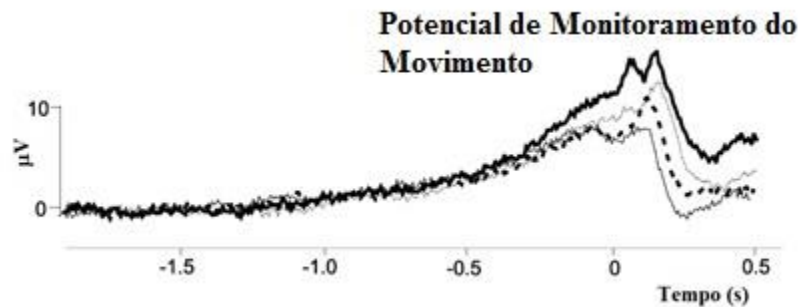


Figura 3.2: Morfologia do *Bereitschaftspotential* (BP) antes do início do movimento e o potencial motor após o movimento. *Adaptado de JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2002.*

Diferentemente, a Variação Contingente Negativa (Contingent Negative Variation, CNV) reflete a atividade neuronal durante a preparação de movimentos deflagrados por dois estímulos contingentes sucessivos (pistas externas sonoras ou visuais), o de alerta seguido de um estímulo resposta (WALTER *et al.*, 1964). Ao contrário do BP, seu primeiro componente de CNV reflete a informação sensorial do estímulo de alerta (preparar), enquanto o segundo, a prontidão para a subsequente resposta motora (HAMANO *et al.*, 1997).

3.2.1 Estimativa do Potencial Pré-motor: Técnicas de Processamento

Geralmente, o potencial pré-motor apresenta uma amplitude pelo menos 10 vezes menor que a do EEG de fundo (ou espontâneo, EEGe) e, portanto, a sua estimativa pode ser evidenciada por meio da média coerente do sinal EEG, sincronizado com o início do movimento (RIBEIRO, 2014; YOSHIDA *et al.*, 2008; SHIBASAKI e HALLETT, 2006; JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2002). Matematicamente, a média coerente é calculada como (BENDAT e PIERSOL, 2011)

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

onde $\hat{s}[k]$ representa o valor estimado do potencial pré-motor, $y_i[k]$ o sinal EEG adquirido, $s_i[k]$ é a resposta evocada de cada tarefa e $r_i[k]$, o ruído de fundo (EEGe). Assim, ao se assumir que o EEGe ($r_i[k]$) segue uma distribuição Gaussiana de média nula e variância σ^2 e que a resposta evocada $s_i[k]$ é um sinal determinístico, i.e., idêntica tarefa a tarefa, tem-se:

$$E\{y[k]\} = E\{s[k] + r[k]\} = E\{s[k]\} + E\{r[k]\} = s[k]. \quad (3.2)$$

Assumindo também que $r[k]$ é estacionário e não apresenta correlação entre trechos, a variância da média coerente será apenas função do ruído:

$$\text{var}\{\hat{s}[k]\} = E\left[\left(\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[k]\right)^2\right] = \frac{1}{M^2} \sum_{i=1}^M \text{var}[y_i[k]] = \frac{1}{M} \text{var}[r[k]] = \frac{\sigma^2}{M}, \quad (3.3)$$

isto é, à medida que se aumenta a quantidade de épocas (M) na promediação, o efeito da média coerente é aumentar a razão sinal ruído (RSR). Então, para M tendendo ao infinito:

$$E\{\hat{s}[k]\} = E\{y[k]\} = s[k]. \quad (3.4)$$

Geralmente, a sincronização dos sinais EEG para a estimativa do BP tem sido realizada por meio da identificação do início da atividade muscular que deflagra o movimento voluntário. 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, 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 (RIBEIRO, 2014; SANTOS, 2011; YOSHIDA *et al.*, 2008; SHIBASAKI e HALLETT, 2006; ROBERTSON, 2004). O início da atividade EMG é identificado quando o primeiro instante no qual o sinal medido excede o limiar. Estes algoritmos apresentam melhor desempenho se os sinais EMG possuem uma alta razão sinal-ruído (SNR) e rápidas taxas de crescimento de amplitude.

Por outro lado, outros procedimentos de sincronização têm sido utilizados para a estimativa do BP, os quais se baseiam em sinais com menor variabilidade na detecção do movimento voluntário. RIBEIRO (2014) utilizou sinais de estabilometria para sincronizar os sinais EEG durante tarefa voluntária de levantar-se de uma cadeira com pés sobre uma plataforma de força, tomando-se como referência temporal a atividade eletromiográfica.

Neste caso, considerou-se o limiar fixo de 50% de transferência do peso corporal para a plataforma de força. YOSHIDA *et al.* (2008) utilizaram sinais de acelerometria na investigação do BP durante movimento de flexão de ombro unilateral direito, porém apenas para avaliar o desempenho desta tarefa. O acelerômetro é um instrumento de medição comumente utilizado para a análise do movimento humano capaz de detectar alterações de velocidade ou padrão de movimentos corporais, medir choque ou vibração mecânica de um corpo. Por meio deste, podem-se decompor os movimentos nos três eixos básicos: mediolateral, anteroposterior e longitudinal (DA ROCHA e MARRANGHELLO, 2013; GODFREY *et al.*, 2008; KAVANGH e MENZ, 2008). O princípio de funcionamento se dá pela variação da capacitância gerada pela alteração das distâncias entre placa móvel central e as placas fixas extremas quando ocorre o movimento. Esta variação é proporcional à aceleração aplicada, resultando em um sinal de acelerometria. (GODFREY *et al.*, 2008).

3.2.2 Revisão da Literatura

KORNHUBER e DEECKE (1964, 1965), os pioneiros a relatar a atividade cortical que precede o movimento voluntário, avaliaram mais de 100 movimentos auto-ritmados (*self-paced*) realizados por 12 sujeitos saudáveis. Ao aplicarem a técnica da média coerente ao sinal EEG, observaram que a execução de movimentos voluntários dos pés ou das mãos era precedida por um potencial cortical, variando entre 10 e 15 μV , predominantemente na região sensório-motora do córtex. Posteriormente, DEECKE *et al.* (1969) investigaram o movimento auto ritmado de flexão do dedo indicador direito, bem como do ombro direito, de 16 sujeitos (13 destros e 3 canhotos), identificando, além do BP, mais dois componentes do potencial relacionado ao movimento: a positividade pré-motora (*premotor positivity*, PPM) e o potencial motor (*motor potential*, PM). O primeiro ocorre imediatamente antes do

início da tarefa voluntária, com uma curva mais inclinada, enquanto o segundo está diretamente relacionado com a atividade muscular observada no EMG. Adicionalmente, oito componentes foram descritos por SHIBASAKI *et al.* (1980), dos quais quatro aconteciam antes do movimento: BP precoce, NS, P-50 e o N-10; e quatro posteriormente ao início do movimento: N+50, P+90, N+160 e P+300. Nestas componentes, as letras N e P indicam a polaridade do potencial (negativa ou positiva), enquanto os números indicam o instante de tempo em que estes ocorrem em relação ao limiar de ativação muscular ($t = 0$).

O mapeamento das componentes do BP tem sido de grande importância para o estudo da função e do mecanismo motor nas diferentes áreas do córtex cerebral (DEECKE e LANG 1996; DEECKE e KORNHUBER 1978; KORNHUBER e DEECKE 1965). A forma de onda do BP, sua inclinação e a amplitude do potencial motor têm sido relacionadas à somatotopia, cuja fonte geradora depende da área do córtex motor responsável pelo movimento desejado. Neste contexto, diversos autores utilizaram o Sistema Internacional 10-20 expandido (Figura 3.2) para aquisição dos sinais EEG durante a tarefa motora, no qual as derivações na linha FC indicavam a ativação das áreas suplementar motora (AMM) e cíngulo motor (CMA), enquanto, em C, a ativação da área M1 (SHIBASAKI *et al.*, 2006; JAHANSHAHI e HALLETT, 2003; CUI e DEECKE, 1999; JAHANSHAHI *et al.*, 1995; SIMONETTA *et al.*, 1991; LANG *et al.*, 1990; BARRETT *et al.*, 1986; BOSCHERT *et al.*, 1983; DEECKE *et al.*, 1978).

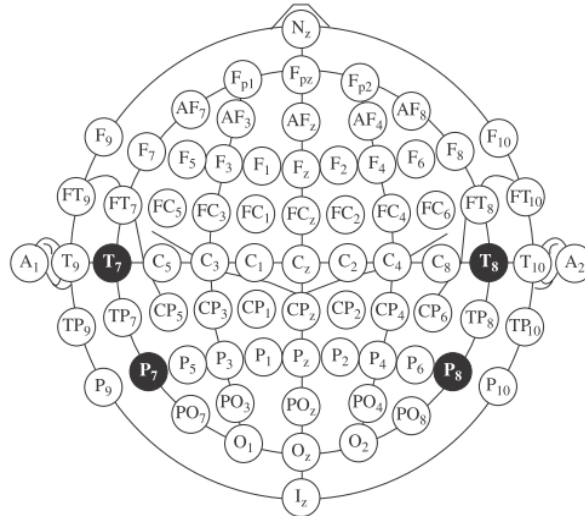


Figura 3.2: Diagrama de representação do sistema internacional 10-20 expandido. (Adaptado de DRONGELEN, 2006)

CUI e DEECKE (1999) investigaram os potenciais relacionados ao movimento (PRM) nas áreas suplementar motora (AMS), cíngulo motor (CMA) e motora primária (M1) de 18 voluntários destros saudáveis utilizando-se sinais EEG (DC-EEG de alta resolução com 64 canais), EOG e EMG dos músculos extensores dos dedos durante as tarefas de extensão bilateral e unilateral direita e esquerda do dedo indicador. A localização da geração do BP foi obtida utilizando-se a análise de fontes reais de densidade e a média coerente dos sinais EEG. Os valores dos PRMs das três tarefas foram comparados duas a duas. Como resultado, o PRM apresentou valores de amplitude maiores nas áreas SMA e CMA (derivações FC3, FCz e FC2) nas três tarefas. Segundo SIMONETTA *et al.* (1991), o nível de atividade e a grande atuação de redes neuronais nessas áreas corticais poderiam ser inerentes ao planejamento motor. Para o movimento bilateral, os potenciais foram maiores na região da linha média, em especial Cz. Nas tarefas unilaterais, ocorreu um predomínio contralateral do BP em C3 e C4, ou seja, o movimento unilateral do indicador direito

apresentou uma maior atividade cortical na área M1 do hemisfério cortical esquerdo (C3), e vice-versa. Tal achado indicou a importância de M1 na execução do movimento quando comparado à preparação do mesmo na SMA e CMA.

BRUNIA e VAN DEN BOSCH (1984) investigaram os potenciais relacionados ao movimento durante a movimentação voluntária unilateral direita e esquerda de flexão do dedo indicador (pressionar botão) e flexão plantar do tornozelo de 20 voluntários destros (entre 18 e 26 anos). O protocolo consistia em realizar o movimento em 4 blocos de 80 repetições. Foram coletados sinais EOG e o EEG das derivações F3, F4, C3, C4, P3 e P4, com referências no processo mastóide. Como resultado obtiveram que os potenciais relacionados a movimentação do tornozelo iniciaram precocemente e apresentaram maior amplitude em comparação a flexão de dedos. Quanto à somatotopia dos potenciais gerados, observou-se que a amplitude do BP era maior sobre o hemisfério contralateral para os movimentos de flexão do dedo (pressionar um botão), e ipsilateralmente para a flexão plantar. BRUNIA e VAN DEN BOSCH (1985) realizaram o mesmo protocolo para voluntários canhotos com idade entre 17 e 37 anos, com resultados similares àqueles dos destros, i.e., a amplitude do BP era maior sobre o hemisfério contralateral ao da mão esquerda, indicando uma dominância cortical relacionada à lateralidade dos sujeitos. Também investigaram a distribuição do potencial nos dois grupos, destros e canhotos. No entanto, não observaram nenhuma diferença significativa entre destros e canhotos com relação à dominância motora.

DASSONVILLE *et al.* (1997), em seu estudo por Ressonância Magnética Funcional (fMRI), investigou se existe associação do aumento do volume de ativação funcional em áreas córtico-motoras contra laterais relacionado ao uso da mão dominante comparada com

a não dominante. Participaram deste estudo 13 sujeitos com idade entre 19 e 34 anos, sendo 7 destros e 6 canhotos. A tarefa consistiu em pressionar um botão com os dedos da mão direita ou esquerda. Os resultados indicaram uma ativação do córtex contralateral ao movimento, tanto em destros quanto em canhotos, porém não relataram influência desta ativação sobre lateralidade. Por outro lado, em estudo similar de fMRI, BABILONI *et al.* (2003) testou a hipótese de haver uma prevalência da ativação da SMA do hemisfério esquerdo, dominante do destro, durante extensão de dedo médio direito, e esquerdo em sujeitos destros. Esta assimetria da ativação do córtex motor durante movimentos realizados com o membro dominante e não-dominante sugere que a somatotopia do potencial pré motor parece associar-se à lateralidade cortical.

Em geral, o BP inicia-se aproximadamente 2 s antes do movimento na área AMS e M1. Entretanto, nos movimentos unilaterais, a somatotopia do BP tende a ser imprecisa na área AMS (CUNNINGTON *et al.*, 2002 e 2003) para logo distribuir-se bilateralmente no córtex pré-motor (SHIBASAKI *et al.*, 2006). Por outro lado, o pico máximo do BP, que ocorre previamente ao movimento, inicia-se no córtex pré-motor contralateral (IKEDA *et al.*, 1992) e, principalmente em M1, com precisão somatotópica (CUNNINGTON *et al.*, 2002 e 2003). Segundo YOSHIDA *et al.* (2008), a evidência da ativação bilateral da SMA sugere que este potencial decorre do processo de ajuste postural antecipatório para a realização de uma tarefa. A Tabela 3.1 apresenta a distribuição topográfica das fontes geradoras dos componentes do BP.

Os potenciais relacionados ao movimento sofrem influências de tarefas simples e complexas (KITAMURA *et al.*, 1993), decisão e intenção de movimento (LIBET *et al.*, 1986; MILLER e TREVENA, 2002 e 2010), bem como habilidade e aprendizado

(WRIGHT *et al.*, 2012). Segundo LANG (2003) e SHIBASAKI e HALLET (2006), outros fatores podem influenciar a magnitude e a duração do BP, como, por exemplo, nível de intenção, motivação, estado de preparação, práxis, esforço, força exercida, velocidade, precisão e complexidade de um movimento (Tabela 3.2).

Tabela 3.1 Fontes geradoras dos componentes do *Bereitschaftspotential* (BP)

Componentes do BP		Fontes geradoras
BP 'precoce'	Inicialmente	Pré-SMA (bilateral)
		SMA (bilateral)
	Em seguida	Área 6 (bilateral) ^a
BP 'final' ou NS'		Área 4 (predomínio contralateral) ^b
		Área 6 (predomínio contralateral) ^b

^a organizada de acordo com a somatotopia

^b organizada precisamente de acordo com a somatotopia

Tabela 3.2. Influência de diversos fatores no 'BP precoce' e 'BP final' em condições normais ou patológicas (Adaptada de SHIBASAKI e HALLETT, 2006).

Fatores	BP 'precoce'	BP 'final'
Nível de intenção	Maior ^a	
Estado de preparação	Início precoce ^a	
Aprendizado	Maior durante aprendizado ^a	
Praxia do movimento	Inicia no córtex parietal ^a	
Força	Maior ^a	
Velocidade	Início atrasado ^a	
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 o BP.

KITAMURA *et al.* (1993) investigaram o BP de sete sujeitos saudáveis e destros na realização de 50 movimentos voluntários e seqüenciais dos dedos indicador e médio da mão direita (tarefa complexa), comparando-a a tarefa simples de 50 extensões simultânea destes. Para tal, registrou-se o EEG (referência biauricular) nas derivações Cz, C1, C2, Pz, P1 e P2, além de dois eletrodos posicionados nas áreas motoras da mão esquerda e direita respectivamente (a 7 cm lateralmente ao vértex). Também foram adquiridos os sinais EOG (eletrodo posicionado na lateral superior ao olho direito) e o EMG dos extensores dos dedos. Para a estimativa do BP de ambas as tarefas, aplicou-se a média coerente ao EEG (sincronizado pela inspeção visual do EMG retificado) considerando-se cada voluntário para, posteriormente, estimar de toda a amostra (*grand average*). O resultado evidenciou um potencial pré-motor com a curva mais inclinada (teste t-Student, $p < 0,05$), e com valores de amplitude maiores em C1 e Cz durante o movimento sequencial dos dedos quando comparado ao movimento simultâneo (teste t-Student, $p < 0,01$), além de aquele iniciar previamente a este.

Com base nos estudos de LIBET *et al.* (1986), MILLER e TREVENA (2002 e 2010) investigaram a tomada de decisão e a intenção de realizar os movimentos voluntários durante as tarefas de flexão dos dedos e de flexão do punho, ambas da mão direita. No estudo de LIBET (1986), os voluntários foram posicionados em frente a um relógio e orientados a informar a posição dos ponteiros imediatamente antes da decisão de realizar o movimento, ou seja, quando houvesse a intenção consciente de iniciar a ação. A média coerente do sinal EEG nas derivações Cz, P3, Fp1 e Fp2 (Sistema 10-20), sincronizados pela atividade EMG dos músculos envolvidos no movimento, indicou que o potencial de prontidão (*Readiness potential*) iniciou 500 ms precedente ao movimento, enquanto a intenção de realizar o movimento ocorreu 200 ms antes da execução. Tais achados sugerem

que a decisão para executar o movimento voluntário ocorre posteriormente ao início da atividade cortical que precede a ação motora. Portanto, o início da tarefa está relacionado a um processo neural inconsciente, seguido da intenção consciente inferida pela decisão. Similarmente, MILLER e TREVENA (2002), ao investigarem o potencial de prontidão lateralizado (LRP), também concluíram que a preparação cortical necessária para que o movimento aconteça não poderia surgir após a tomada de decisão. Por outro lado, MILLER e TREVENA (2010) compararam os sinais eletrofisiológicos antes da decisão para mover e antes da decisão para não mover, evidenciando que ambas as decisões estão especificamente relacionadas à preparação do movimento propriamente dito, ou seja, o potencial de prontidão independe da decisão de realizar ou não tal movimento.

WRIGHT *et al.* (2012) investigaram a influência da habilidade no potencial relacionado a movimento, comparando os componentes de BP de 10 voluntários músicos e 10 não-músicos (grupo controle), todos destros e saudáveis. Os não-músicos receberam a devida instrução para realizar a tarefa, que consistia em realizar 100 vezes um Dó maior na guitarra elétrica. Para tal, foi utilizado um metrônomo, o qual indicava que a tarefa poderia ser iniciada (*self-paced*). Para sincronizar os sinais de EEG nas derivações FCz, Cz, C3 e C4 e estimar o BP, utilizou-se um sensor com vistas a identificar o instante em que ocorre a deflexão da corda ($t = 0$, *movement onset*). Como resultado, indicaram que o BP dos músicos, além de iniciar mais tarde, apresentou menor amplitude quando comparado aos não-músicos. Conclui-se que as diferenças observadas neste estudo estão relacionadas ao longo período de treinamento que os músicos receberam em detrimento do grupo controle, podendo-se inferir que a aprendizagem é um fator que influencia o PRM.

As patologias também são fatores que influenciam o comportamento do BP, principalmente as relacionadas a desordens do movimento (LU *et al.*, 2010; WHEATON *et*

al., 2005; SIRIGU *et al.*, 2004). Como essas últimas ainda não foram bem elucidadas, a investigação de BP por meio de promediação dos sinais EEG pode ser empregada para investigar os mecanismos intrínsecos à doença, bem como a somatotopia do BP. No entanto, embora o BP ‘precoce’ possua uma menor amplitude quando comparado a sujeitos normais, a sua análise pode não ser suficiente para a formulação de diagnósticos, visto que a magnitude do BP é influenciada pela intenção, motivação, esforço e diversos fatores físicos do movimento, bem como a variabilidade entre os indivíduos (GIRONELL *et al.*, 2002).

JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002) realizaram um estudo com 14 sujeitos destros saudáveis, com vistas a comparar potenciais pré-motores durante a tarefa voluntária de abdução de dedo indicador, flexão de todos os dedos, flexão de cotovelo e abdução de ombro, todos referentes ao membro direito. Para cada tarefa, o sinal EEG nas derivações Cz, Fz, Pz, C3 e C4 (sistema 10-20) foi simultaneamente registrado e sincronizado com o sinal EMG do motor principal. Para as quatro tarefas descritas, o pico de amplitude do BP foi maior na derivação Cz, seguida de C3 (hemisfério contralateral) e C4 (hemisfério ipsilateral), no entanto não foi observada diferença significativa (*t-student*, $p = 0,93$) entre os instantes de tempo em que estes ocorrem. Por outro lado, foi observada diferença (*post hoc*, $p < 0,05$) entre a magnitude do BP para movimento de abdução de ombro quando comparado aos movimentos de abdução e flexão de dedos, sugerindo uma maior amplitude do potencial para os movimentos das articulações proximais.

Durante a posição ortostática, os movimentos voluntários dos membros superiores e do tronco são compensados por ajuste postural antecipatório, que minimizam os efeitos das perturbações posturais a serem provocadas por tais movimentos. YOSHIDA *et al.* (2008) analisaram a atividade cortical relacionada ao APA que deflagra o PRM durante a flexão de

ombro direito nas posições sentada e ortostática de 20 sujeitos destros e sadios. Os sinais EEG nas derivações F3, F4, F_Z, C_Z, C3, C4, P3, P_Z e P4 (sistema 10-20, referência biauricular), o EOG e a atividade EMG dos músculos deltóide anterior (DA), eretor espinhal (ES), reto abdominal (RA), bíceps femoral (BF) e reto femoral (RF) do dimídio direito foram coletadas simultaneamente. No punho direito de cada indivíduo, foi fixado um acelerômetro com vistas a indicar o início da movimentação do ombro e avaliar seu desempenho. Para cada posição (sentada e ortostática), foram realizado 50 movimentos em um intervalo de 10 a 15 segundos, cada um precedido de um aviso sonoro, o qual informava que o sujeito estava apto a realizar a tarefa voluntária. Tomando-se como referencia temporal ($t = 0$) a atividade do músculo deltóide anterior (Figura 3.3), a atividade antecipatória dos músculos que agem previamente à flexão de ombro foi quantificada integrando-se o sinal de EMG entre de -100 ms a 50 ms. Como resultado, apenas o bíceps femoral apresentou atividade antecipatória durante a posição ortostática. Para as duas posições, os componentes do BP e o valor do pico máximo do potencial de monitoramento do movimento foram sempre maiores na derivação Cz e bilateralmente simétrica nas derivações frontais e centrais, porém ipsilateral na parietal (P4). Por outro lado, tais componentes são influenciados pelo posicionamento do indivíduo, apresentando maiores amplitudes na posição ortostática devido aos ajustes posturais antecipatórios necessários para a manutenção do equilíbrio.

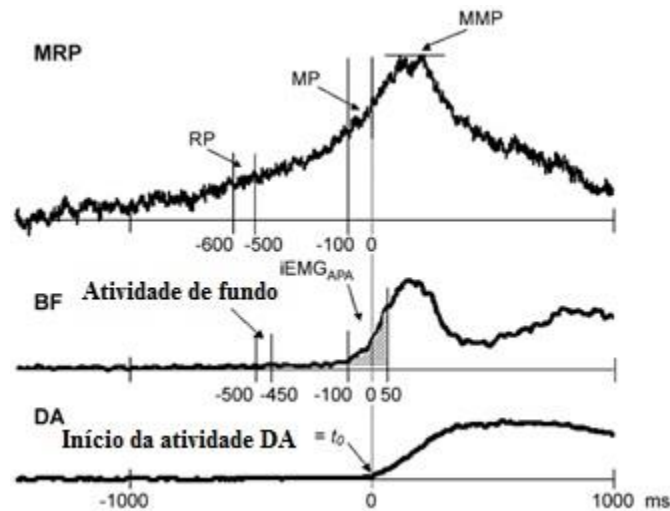


Figura 3.3: Representação esquemática da janela de tempo utilizada para a extração do componente do BP e do ajuste postural antecipatório de EMGs. RP (*readiness potential*), MP (*motor potential*) e o MMP é o pico da monitorização do potencial de movimento. T_0 indica o início da atividade muscular de DA (deltoide anterior) e $iEMG_{APA}$ indica a integral da envoltória da atividade de BF (bíceps femoral) Adaptado de YOSHIDA *et al.*, 2008.

DIRNBERGER *et al.* (2011) investigaram, para 28 sujeitos destros, a distribuição do instante no qual o BP durante tarefa unilateral direita e esquerda de apertar um botão com o primeiro dedo (*BP onset*). Para tal, sinais EEG das derivações Fz, C3, C4, Cz e Pz (referências mastóides e derivação unipolar) foram coletados simultaneamente aos sinais EMG do músculo flexor superficial dos dedos direito e esquerdo. Os resultados indicaram assimetria (*skewness*) na distribuição do início do BP para a tarefa realizada com o membro não-dominante (esquerdo), sugerindo uma ativação pré-motora mais precoce e inconsistente. Neste contexto, o efeito da promediação do sinal EEG devido ao aumento da variabilidade do instante em que ocorre o planeamento de tarefas com menor destreza resulta em BP com morfologia mais achatada e espalhada e, conseqüentemente, com menor amplitude.

RIBEIRO *et al.* (2012) investigaram o BP aplicando-se a média coerente aos sinais EEG nas derivações centrais adquiridos durante a tarefa de levantar-se de uma cadeira com os pés sobre uma plataforma de força (movimento voluntário bilateral). Para tal, um aviso sonoro foi utilizado para informar que os indivíduos estariam aptos a iniciar a tarefa quando desejassem (voluntariamente). Os sinais EEG foram sincronizados com base em dois procedimentos: *i*) limiar de ativação da envoltória do sinal EMG do músculo tibial anterior (LAM); *ii*) sinal estabilométrico que indica a transferência de 50% da massa corporal à plataforma de força (PLT). A correlação cruzada indicou um atraso entre os picos de BP obtido com o procedimento PLT e, portanto, este foi deslocado temporalmente para se obter a mesma referência. A regressão linear foi calculada para segmentos do sinal referentes aos dois componentes do BP: o inicial (BP_I) e o tardio (incluindo o potencial de monitoramento do movimento, $BP_T + PMM$). Para o BP_I , r variou de 0,22 a 0,69 ($p \ll 0,001$) enquanto que, para $BP_T + PMM$, r apresentou valores entre 0,86 e 0,98. Para o EEG espontâneo, r é aproximadamente nulo. Os valores máximos de pico do PMM foram maiores para o procedimento PLT na derivação Cz. Adicionalmente, RIBEIRO *et al.* (2012a) não observaram a influência da lateralidade na amplitude do BP, mas sim um atraso na ativação muscular do dimídio 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.

CAPÍTULO 4

MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Casuística

Participaram deste estudo 26 indivíduos saudáveis, dos quais consistiam 17 destros (5 do gênero feminino e 12, masculino) e 9 canhotos (5 do gênero feminino e 4, masculino), com idade média de 29 ± 7 anos, estatura de 171 ± 10 cm e massa de 75 ± 19 kg, tendo como base dois fundamentos: *i*) a variabilidade interindividual no que concerne à manutenção do equilíbrio ortostático, ou seja, características individuais relevantes para o protocolo experimental em estudo; *ii*) os sinais EEG, que são inerentemente susceptíveis a outros fatores externos relacionados ou não ao próprio experimento, tais como artefatos oculares, artefatos musculares decorrente da movimentação do sujeito, que podem comprometer a qualidade do sinal coletado e, conseqüentemente, sua análise.

Anamnese foi realizada com vistas a obter informação sobre o estado físico dos voluntários que eventualmente possam alterar os resultados da tarefa, tais como: uso continuado de medicamentos, entorpecentes e/ou outras drogas ilícitas; fadiga muscular e prática de atividade física extenuante anteriormente ao experimento; presença de patologias osteomioarticulares, distúrbios neurológicos, cefaléia, indisposição, vertigem; e/ou fadiga visual e déficit auditivo. Assim, todos os voluntários incluídos nesta pesquisa não apresentaram os sinais sintomas descritos.

4.2 Considerações éticas

Cada indivíduo recebeu verbalmente e por escrito todas as informações referentes à sua participação no estudo, que foi autorizada pelo próprio por meio de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). A participação declarou-se livre, e o sujeito pôde abandonar os experimentos em qualquer momento.

Este projeto enquadrou-se na linha de pesquisa de Engenharia Neural do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva (IESC/UFRJ) pelo Parecer 100/2011 do 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 e sala com aterramento). Os voluntários permaneceram em posição ortostática com os pés descalços sobre a plataforma de força, membros superiores longitudinalmente ao lado do tronco, com antebraço semi-pronado (posição neutra). Inicialmente, cada voluntário foi instruído a permanecer em posição ortostática e com os pés afastados em 2 cm (distância entre os maléolos internos) e abertura de 30° (Figura 4.1). Esta posição foi demarcada de modo a manter a mesma base de apoio durante todos os experimentos. Desta forma, durante o intervalo de descanso, o voluntário pôde mover os pés livremente, evitando-se, portanto, possíveis fadigas musculares ou incômodo pela permanência daquela posição. Cabe ressaltar que os sinais da plataforma de força (estabilometria) não foram utilizados neste estudo.

A tarefa (Figura 4.1) consistiu em realizar movimento voluntário unilateral direito (D), esquerdo (E) ou bilateral (B) de flexão de ombro a 90°, sendo esta última utilizada como tarefa distratora. Para tal, avisos sonoros verbalizados em “direito”, “esquerdo” e “ambos”, apresentados aleatoriamente, foram utilizados para informar que o sujeito estaria apto a realizar o movimento indicado quando desejasse. A posição do ombro a 90° foi mantida por 7 s para, posteriormente, retornar à posição inicial, enquanto o sujeito permanecem na posição ortostática. Deve-se ressaltar que foi enfatizada a instrução quanto à “livre decisão” de iniciar a tarefa e que o aviso sonoro não deveria deflagrar o movimento. Tal procedimento é fundamental para a geração do potencial pré-motor em vez da variação negativa contingente (contingent negative variation, CNV). Um total de 150 flexões de ombro foi realizado, distribuídos em cinco blocos de 30 movimentos (10 de cada: D, E e B). Cada bloco foi iniciado 30 s após o voluntário posicionar-se sobre a plataforma de força (posição ortostática), com vistas a proporcionar a recuperação da estabilidade de apoio pelo ato de levantar da poltrona. Cada bloco (Bl₁, Bl₂, Bl₃, Bl₄ e Bl₅, com duração de 10 min) foi intercalando por 3 min de descanso, estando o sujeito sentado em uma poltrona (Figura 4.2).

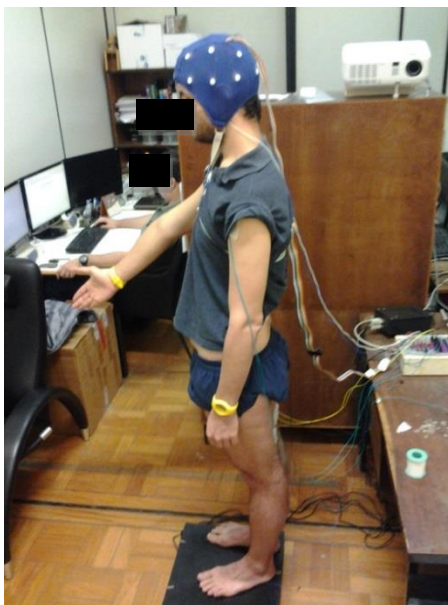


Figura 4.1: Posição do voluntário durante tarefa unilateral de ombro direito.

Sinais de EEG espontâneo, com duração de 5 min, foram adquiridos previamente à tarefa, estando o sujeito em quatro condições distintas sem realizar movimento algum: sentada com olhos abertos (S_{OA}), sentada com os olhos fechados (S_{OF}) e posição ortostática com olhos abertos (P_{OA}) e, em seguida, com os olhos fechados (P_{OF}). Intervalo de descanso de 1 min foi empregado entre as condições S_{OA} e S_{OF} e de 3 min entre P_{OA} e P_{OF} . Tanto para P_{OA} , quanto para P_{OF} , a aquisição foi iniciada 30 s após o voluntário posicionar-se sobre a plataforma de força (recuperação da estabilidade de apoio pelo ato de levantar-se da poltrona). Tais sinais foram posteriormente utilizados nos procedimentos de rejeição de artefatos e como referência. O tempo de duração total do experimento, desde a preparação do voluntário, foi de aproximadamente 120 minutos (Figura 4.2).

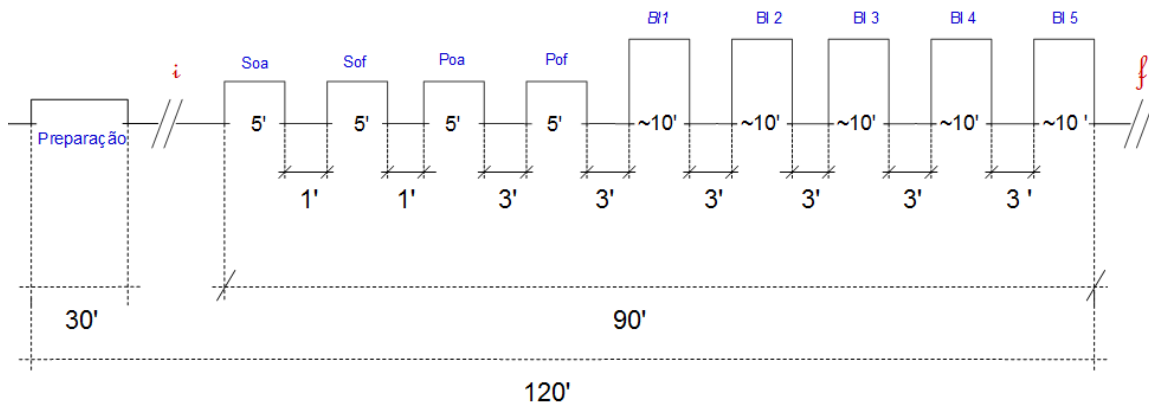


Figura 4.2: Esquema do protocolo experimental com trinta minutos de preparação, cinco minutos para os blocos espontâneos, dez minutos para os blocos da tarefa e seus respectivos descansos. Onde o “i” refere-se ao início do protocolo e o “f”, o fim de todo o protocolo.

4.4 Configuração Experimental

Os sinais EEG, EMG e de acelerometria foram coletados simultaneamente utilizando-se o sistema integrado de aquisição de sinais biológicos, desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS/Coppe/UFRJ). Para tal, utilizou-se o BrainNet - BNT36 (EMSA, Brasil), tendo sido os sinais amostrados a 600 Hz (resolução de 16 bits e faixa dinâmica de ± 10 V). Deste equipamento (Figura 4.3), foram utilizados 26 canais, sendo 20 para as derivações do EEG, quatro DC para os sinais das células de carga da plataforma de força (não utilizados nesse estudo), dois AC para os sinais EMG, além de seis canais externos para os sinais de acelerometria e um canal de trigger gerado pelo programa de aquisição. 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.

A aquisição do EEG foi realizada por meio de uma touca modelo ECI *Electro-Cap Electrode System*™ (*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 (Figura 4.3). O tamanho da touca foi selecionado de acordo com a circunferência da cabeça do voluntário. A impedância dos eletrodos manteve-se abaixo de 5 k Ω .

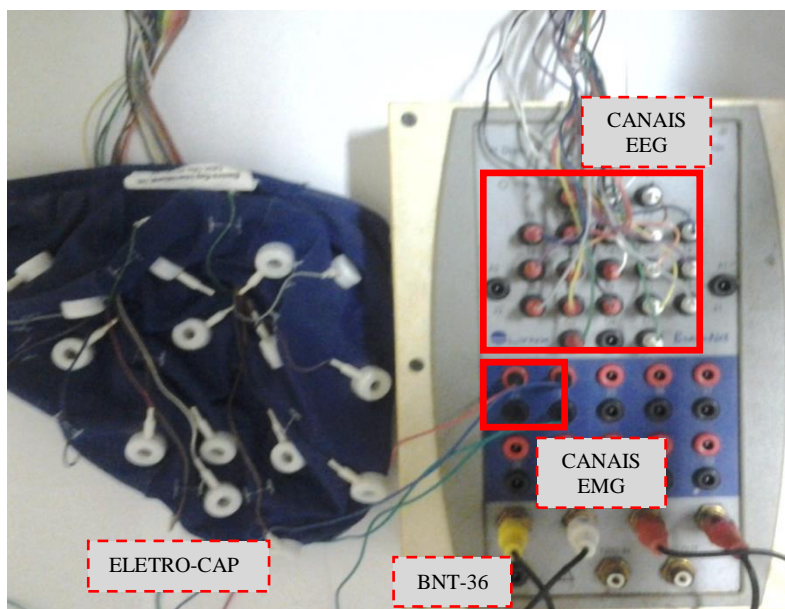


Figura 4.3: Sistema de aquisição dos sinais EEG e EMG realizado pelo BNT-36 (EMSA, Brasil) e a captura dos sinais EEG por meio da touca modelo ECI Electro-Cap Electrode System™ (Electro-Cap International, Inc., EUA).

Na aquisição dos sinais EMG, um par de eletrodos de superfície do tipo adesivo condutivo hidrogel (*Kendall*™, Estados Unidos) foi posicionado nos músculos deltoide anterior direito (DAD) e esquerdo (DAE). Os eletrodos foram fixados distando 2 cm um do outro na região anterior do ombro, paralelamente ao músculo e aproximadamente 4 cm abaixo do terço distal da clavícula (Figura 4.4), conforme estabelecido pelo projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles – Eletromiografia de Superfície para a Avaliação Não-Invasiva dos Músculos*).

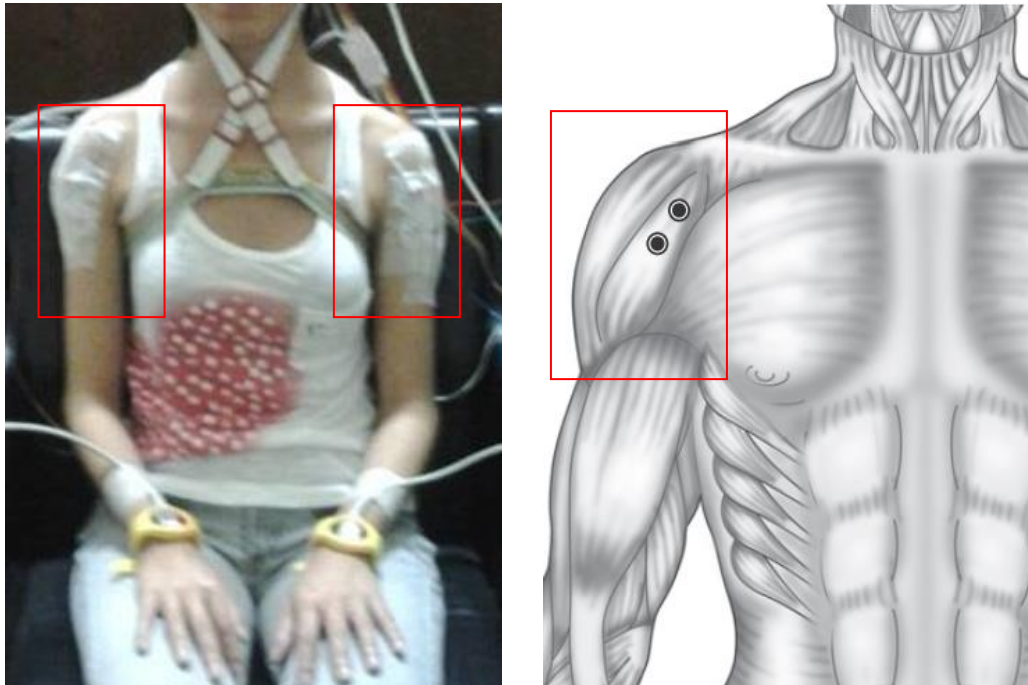


Figura 4.4: Posicionamento dos eletrodos. A figura à direita mostra a localização dos eletrodos no deltoide anterior direito e esquerdo, conforme o projeto SENIAM (mapa anatômico da figura à esquerda).

Para identificar o início do movimento de flexão do ombro, posicionou-se em cada punho do voluntário (referência no processo estilóide do rádio) um acelerômetro afixado em uma pulseira de borracha e, portanto, mantendo-se o mesmo posicionamento durante todo o experimento. O acelerômetro tri-axial (Figura 4.5) modelo MMA 7361 (*Freescale*, Estados Unidos) possui três elementos sensores em posições ortogonais, um para cada eixo de orientação X, Y e Z com opção de faixa dinâmica de 1,5 g com sensibilidade de 800 mV/g ($1\text{ g} = 9,8\text{ m/s}^2$). O componente ainda possui uma banda passante de 300 Hz para eixo Z e 400 Hz para eixos X e Y, com alimentação de 3,3 V (fornecidos pelo sistema de aquisição). Cada eixo do acelerômetro foi conectado a um sistema de aquisição de canais analógicos NI USB - 6009 (*National Instruments*, Estados Unidos) 14 bits, com faixa dinâmica de $\pm 10\text{ V}$.



Figura 4.5: Acelerômetro tri-axial modelo MMA 7361 (Freescale, Estados Unidos) acoplado a pulseira de relógio (suporte) e conectado a Placa de aquisição da *National Instruments* (NI USB – 6009).

A Figura 4.6 ilustra um segmento de sinais EMG e Acelerometria, sincronizados com o sinal de *trigger* para 3 ciclos completos da tarefa de flexão de ombro direito, bilateral e esquerdo, respectivamente. Os códigos numéricos do sinal de *trigger*, a serem utilizados durante o processamento de sinais, identificam os avisos verbalizados em “direito”, “esquerdo” e “ambos”. Assim, o código 200 refere-se ao aviso da tarefa a ser executada com o membro superior esquerdo, o 400, membro direito e o 600, ambos os membros. Já o código 900 refere-se a um *beep* sonoro que indica ao voluntário que pode retornar a posição inicial da tarefa. A área hachurada em cinza indica o intervalo temporal entre o instante em que ocorreu o aviso sonoro e a execução da tarefa indicada pela atividade EMG e do acelerômetro. Nota-se que as áreas em cinza apresentam dimensões diferentes, indicando, portanto, a voluntariedade em executar a tarefa quando desejado.

Todo o processamento digital dos sinais foi realizado off-line com o software Matlab (*The MathWorks*, EUA).

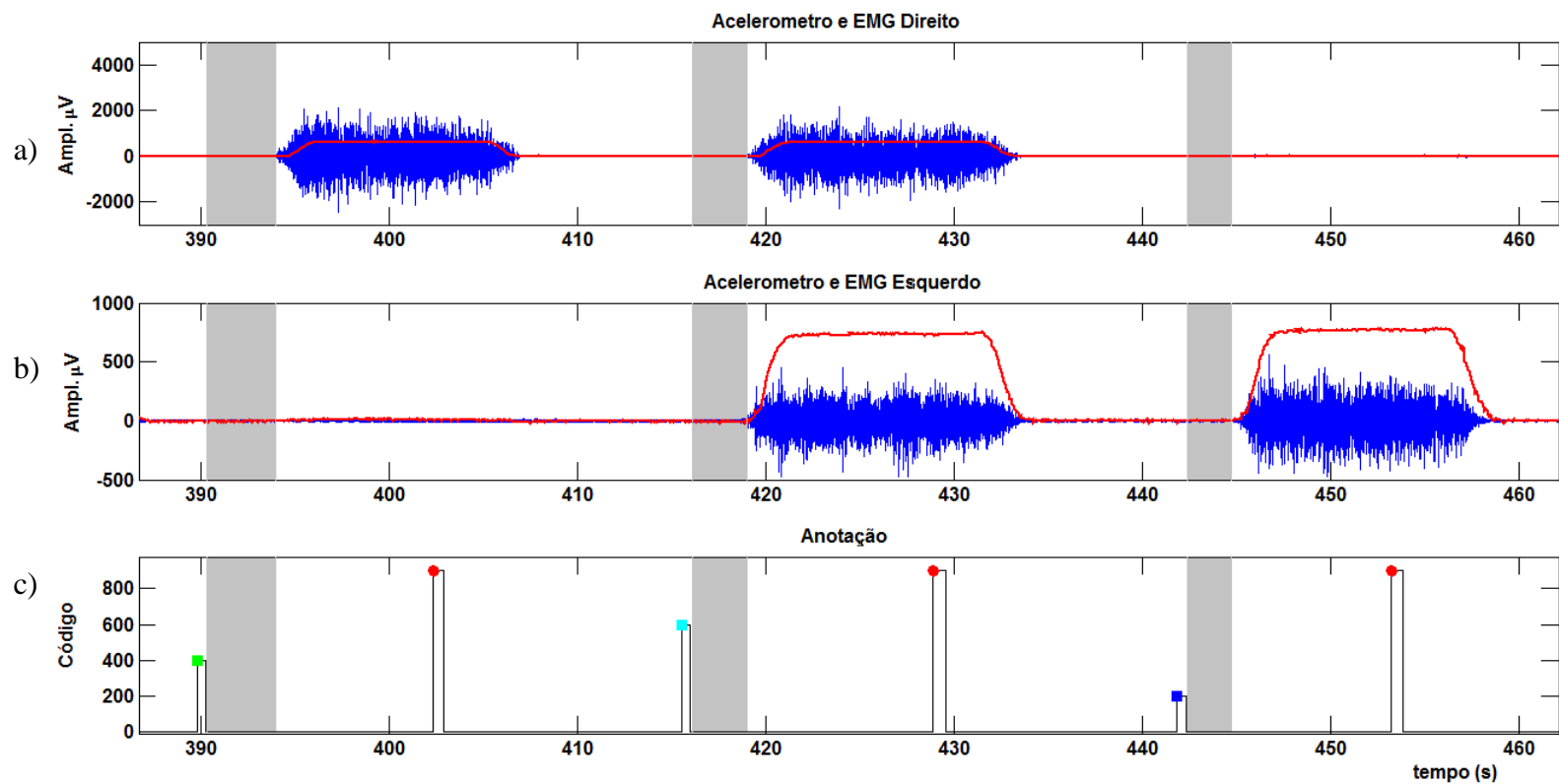


Figura 4.6: Segmento de sinais EMG do deltoide anterior (azul) e de acelerometria (vermelho) do voluntário # 2 (destro) durante uma sequência de 3 ciclos completos da flexão de ombro direito, ambos e esquerdo, sincronizados com o canal de anotação. a) membro direito; b) esquerdo; c) canal de anotação: (■) indica o código 200 referente ao aviso sonoro “esquerdo”; (■) indica o código 400 referente ao aviso sonoro “direito”; (■) indica o código 600 refere-se aviso “ambos”; (●) indica o código 900 referente a um *beep* de retorno a posição inicial da tarefa. A área hachurada em cinza indica o intervalo temporal entre o instante em que ocorreu o aviso sonoro e a execução da tarefa indicada pela atividade EMG e do acelerômetro

4.5 Processamento de sinais EMG

Os sinais EMG dos músculos deltóide anterior (DAD e DAE) foram filtrados digitalmente utilizando-se um passa-altas Butterworth de 4ª ordem (sentido direto e reverso), com frequência de corte em 40 Hz (Figura 4.7, azul). Para se obter o limiar de ativação muscular para cada tarefa (procedimento denominado LAM), estimou-se a envoltória do EMG de DAD (ou DAE) aplicando-se a técnica Teager-Kaiser Energy Operator (TKEO) (SIBELI, 2011) ao EMG filtrado com passa-baixas (Butterworth de 2ª ordem, sentido direto e reverso) a 5 Hz:

$$Tk(x[n]) = x^2[n] - x[n-1] \times x[n+1] \quad (4.1)$$

A partir desta envoltória (Figura 4.7, vermelho), detectou-se o instante de ativação muscular (indicado pelo tracejado vertical verde na figura 4.8) usando como limiar a mediana TKEO do sinal EMG de cada tarefa.

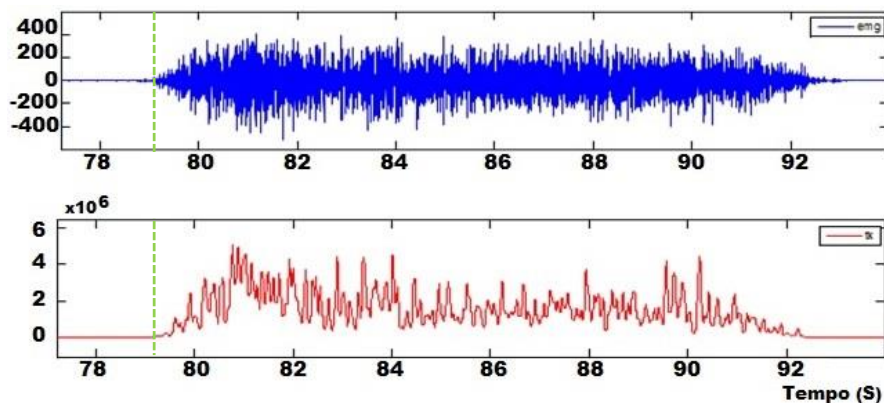


Figura 4.7: Trecho de sinal EMG DAD filtrado (passa-alta 40 Hz, azul), envoltória deste (TKEO, vermelho) e o limiar de ativação muscular indicado pelo tracejado verde.

4.6 Processamento de sinais Acelerômetro

Os sinais do eixo das ordenadas do acelerômetro (longitudinal ao antebraço) foram utilizados para detectar o início do movimento de flexão de cada ombro, procedimento denominado de ACEL. Para tal, o sinal deste eixo foi previamente filtrado em 10 Hz (passa-baixas Butterworth de 2ª ordem no sentido direto e reverso) e subtraído de sua linha de base. O instante de início do movimento foi assumido como sendo o ponto (•) de mínimo da primeira inclinação positiva da derivada do sinal de acelerometria (Figura 4.8, vermelho), sendo esta filtrada com um passa baixa de 2ª ordem com frequência de 5 Hz no sentido direto e reverso. Este processo foi semelhante ao utilizado por HAUSDORFF *et al.* (1995).

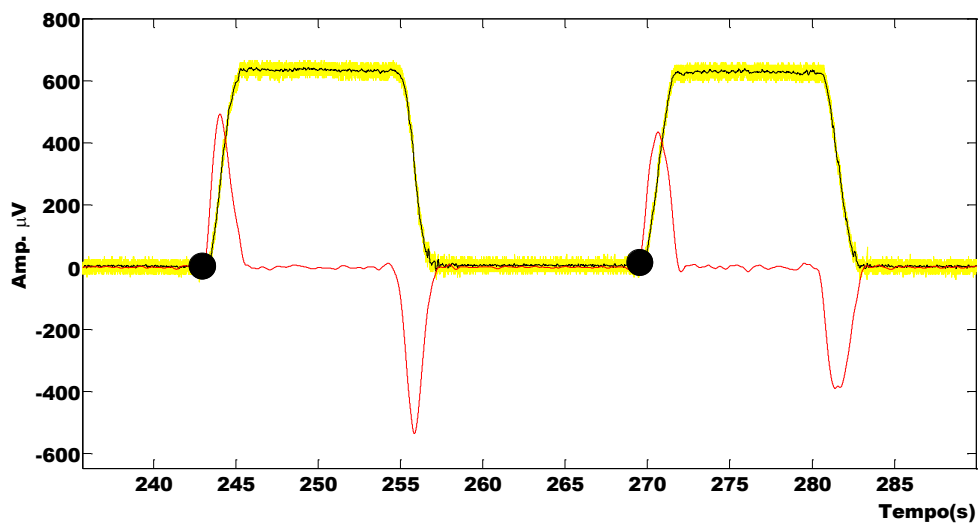


Figura 4.8: Segmento de sinal do acelerômetro (amarelo) e deste filtrado (preto). O círculo preto (•) indica o ponto de mínimo da primeira inclinação positiva da derivada do sinal de acelerometria (vermelho).

4.7 Estimando o Potencial Pré-Motor

Neste estudo, duas derivações EEG nas quais há uma predominância do potencial pré-motor foram analisadas: C3, a qual representa a área cortical motora referente ao ombro direito; e C4, referente ao ombro esquerdo. Os sinais EEG destas derivações foram

filtrados digitalmente utilizando-se um passa-baixas em 5 Hz, Butterworth de 2ª ordem, sentido direto e reverso. Com base no canal de anotação, os respectivos sinais EEG obtidos para cada tarefa unilateral D e E foram segmentados em $M = 50$ trechos (50 movimento para cada membro). Somente foram avaliados os trechos de EEG livres de artefatos obtidos a partir da utilização de um algoritmo de rejeição de artefatos descrito por TIERRA-CRIOLLO *et al.* (2001), tomando-se como referência o desvio padrão do sinal EEG espontâneo de olhos fechados da condição S_{OF} . Cabe ressaltar que os trechos de sinais EEG livres de artefatos foram também descartados devido à presença de artefatos nos seus correspondentes trechos de sinais EMG ou ACEL e vice-versa. Ademais, a análise das derivações também contou com a inspeção visual realizada por observador experiente.

Para a estimativa do potencial pré-motor os trechos livres de artefatos do sinal EEG de C3 (ou C4) foram sincronizados com base nos procedimentos LAM e ACEL (Figura 4.9). Para cada lateralidade da tarefa e procedimento, estimou-se o potencial pré-motor aplicando-se a média coerente, conforme a equação 3.1. O padrão BP estimado foi filtrado utilizando-se um Butterworth de 2ª ordem, passa-baixas em 2 Hz (sentido direto e reverso). A mesma técnica foi empregada para o sinal EEG espontâneo de C3 (ou C4) na condição P_{OA} , considerando-se o mesmo número de trechos livres de artefatos.

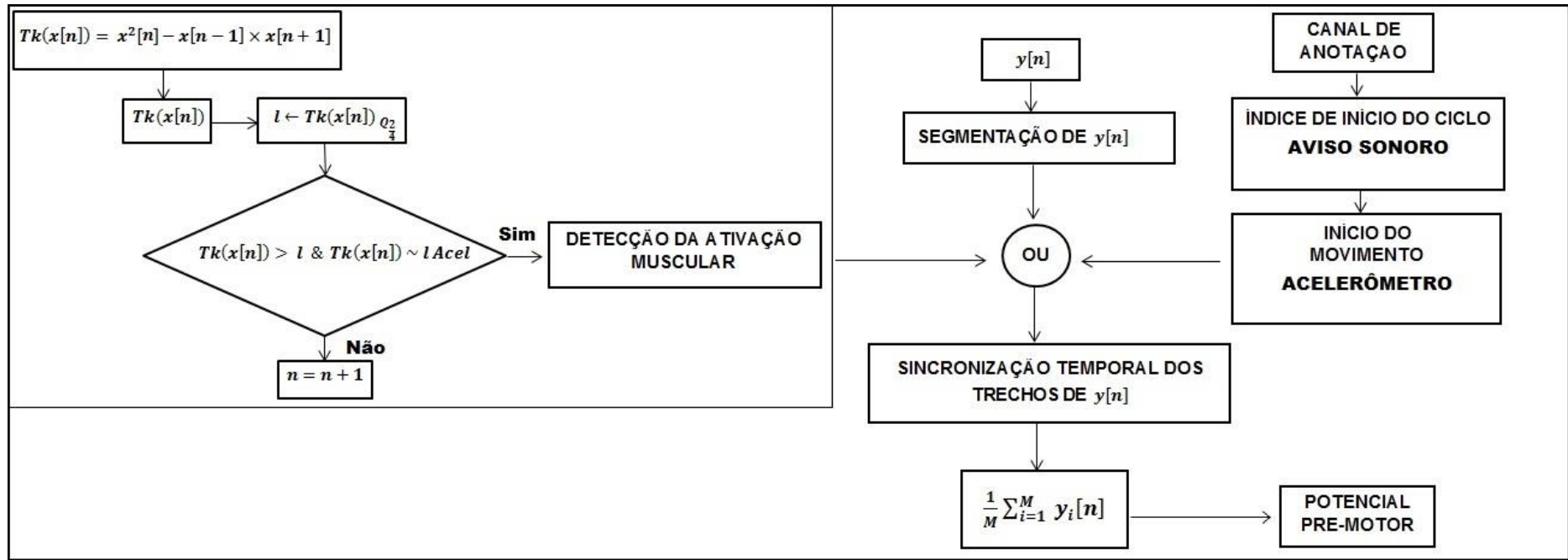


Figura 4.9: Diagrama de blocos ilustrando os dois procedimentos adotados para se estimar o potencial pré-motor (sinal EEG, denotado por $y[n]$) que precede a ação flexionar o ombro: i) informação do acelerômetro (codigo); ii) detecção do limiar (l) da ativação muscular (sinal EMG, denotado por $x[n]$).

4.8 Análise Estatística

Para cada uma das estimativas de BP estimou-se a reta de regressão para o intervalo entre o mínimo do BP, compreendido entre -2500 e -700^oms, e o Pico de Monitoramento do Movimento (PMM). Com base no coeficiente angular β da reta de regressão, estimou-se o coeficiente de correlação (r) para o BP. Para se obter o atraso temporal do PMM entre a derivação dominante e a não-dominante de destros (ou canhotos), foi calculada a correlação cruzada entre estes padrões, conforme a equação a seguir:

$$(f * g)[k] = \sum_{m=1}^{k_{fin}} f*[m] g [k+m], \quad (4.2)$$

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

Com vistas a investigar possíveis diferenças estatísticas referentes à dominância cortical em executar as tarefas de movimento unilateral de ombro direito e esquerdo de destros (ou canhotos), aplicou-se o teste de Wilcoxon pareado ($\alpha = 0,05$) considerando-se a distribuição de três parâmetros extraídos do padrão BP estimado usando-se LAM e ACEL: *i*) coeficiente angular β da reta de regressão; *ii*) a amplitude de PMM, *iii*) o instante de tempo de ocorrência do PMM. Para a análise entre destros ($n = 17$) e canhotos ($n = 9$), por serem amostras independentes, aplicou-se o Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney ($\alpha = 0,05$) (MOORE, 2004).

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

Inicialmente, a média coerente dos sinais EEG (derivações C3 e C4) obtida pelos dois procedimentos de sincronização adotados (LAM: limiar de ativação muscular; ACEL: Acelerômetro) serão apresentadas para dois voluntários, ilustrando um destro (#14) e um canhoto (#3). A partir da estimativa do *Bereitchaftspotential* (BP), extraiu-se os parâmetros reta de regressão (r), o coeficiente angular da reta (β) e o pico de PMM (amplitude [μV] e instante de tempo [ms]). Tais parâmetros foram, então, estimados para todos os 26 voluntários deste estudo e, por meio do Teste de Wilcoxon ($\alpha = 0,05$), investigou-se a hipótese de haver diferença estatística entre derivações dominantes e não-dominantes tanto para destros, quanto para canhotos, bem como entre estes.

A Figura 5.1 ilustra, para um voluntário destro (#14), a média coerente dos sinais EEG espontâneo e durante a tarefa voluntária de elevação de ombro direito (derivação C3) e esquerdo (derivação C4). Note que a média para o EEG espontâneo (posição ortostática com olhos abertos: P_{OA}), obtida com $M = 30$ épocas, oscila em torno do valor nulo (Figura 5.1a) e, portanto, regressão não significativa com r próximo de zero. Durante a tarefa, tanto na sincronização utilizando o procedimento LAM (Figura 5.1b) quanto o ACEL (Figura 5.1c), pode-se observar o padrão BP incluindo o potencial de monitoramento do movimento (PMM), em ambas as derivações.

Para o mesmo voluntário destro (#14), nos dois procedimentos LAM e ACEL, os valores de coeficiente de regressão linear pouco diferem entre os BPs, embora maior para aquele de C3 (ombro direito: $r = 0,95$) quando comparado ao de C4 (ombro esquerdo: $r = 0,90$). O coeficiente angular da reta de regressão também apresenta maior

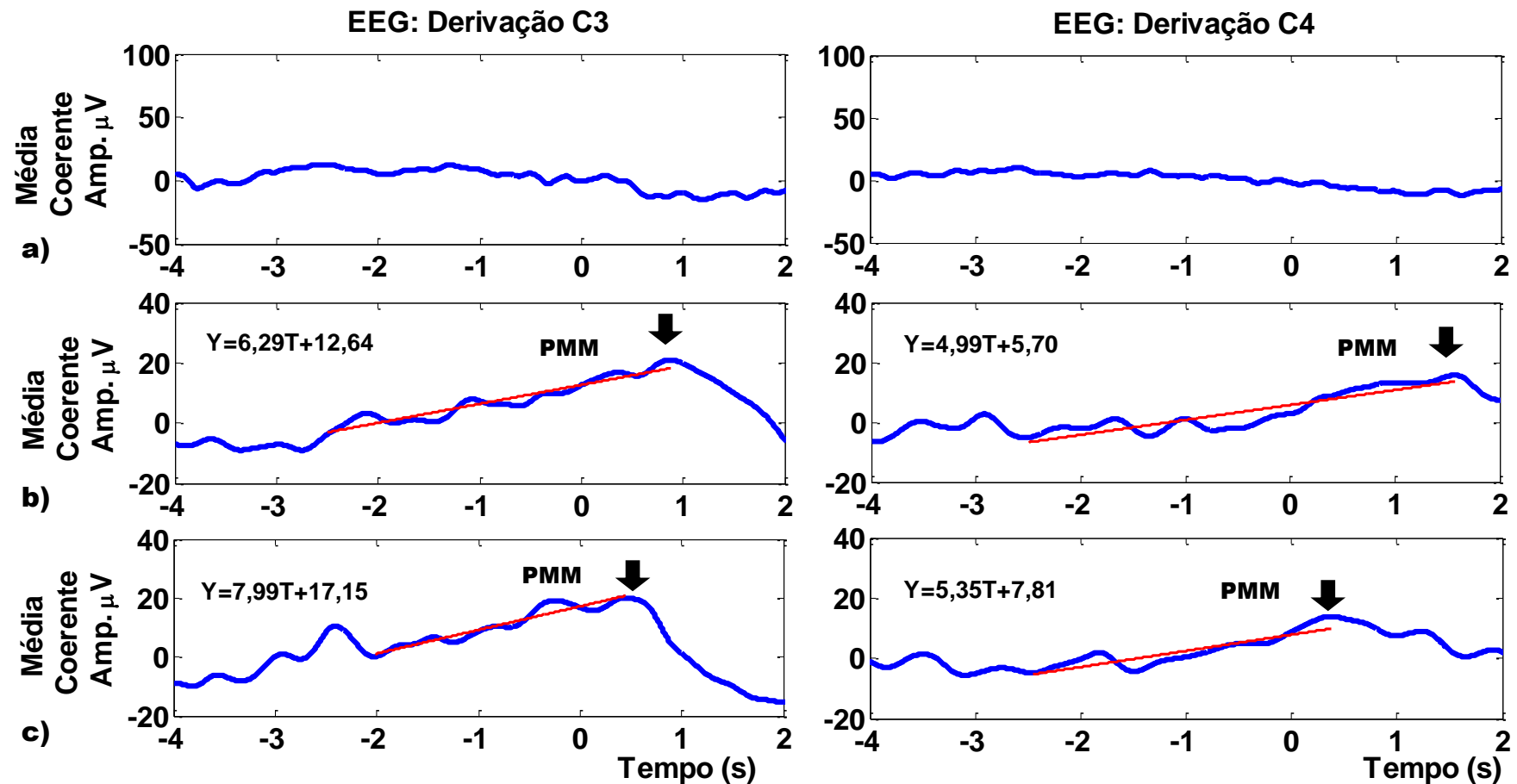


Figura 5.1: Média coerente dos sinais EEG do voluntário destro #14 durante tarefa voluntária de flexão de ombro direito (derivação dominante: C3) e esquerdo (não dominante: C4): a) EEG espontâneo (posição ortostática de olhos abertos, $M = 30$ épocas); b) Sincronizado pelo LAM ($M_{EMG} = 28$); c) idem: ACCEL ($M_{ACEL} = 25$). As linhas vermelhas representam as retas de regressão linear entre o mínimo de BP e o pico de monitoramento do movimento (PMM, indicado pela seta preta) e suas respectivas equações da reta.

valor para a derivação dominante C3 (Tabela 5.1). A amplitude de PMM para a derivação C3 de LAM (21,0 μV) e ACEL (20,1 μV) são maiores do que os de C4 (LAM: 15,6 μV ; ACEL: 13,9 μV). A correlação cruzada (Figura 5.2) indicou haver um atraso temporal entre a ocorrência do PMM estimado para C4 (não-dominante) em relação a C3 (dominante), mais evidente no procedimento LAM (Tabela 5.1). Resultados similares foram encontrados para os demais sujeitos destros.

Tabela 5.1: Valores de coeficiente de regressão linear (r), coeficiente angular da reta (β), PMM e atraso de C4 (ombro esquerdo) em relação C3 (ombro direito) para o voluntário destro # 14 estimados para os procedimentos LAM e ACEL.

	Procedimento	Derivação EEG		Atraso C3 \times C4 (ms)	
		C3	C4		
LAM	r	0,95	0,90	698	
	β	6,3	5,0		
	PMM	Amplitude (μv)	21,0		15,6
		Instante (ms)	878		1576
ACEL	r	0,95	0,89	68	
	β	8,0	5,4		
	PMM	Amplitude (μv)	20,1		13,9
		Instante (ms)	448		380

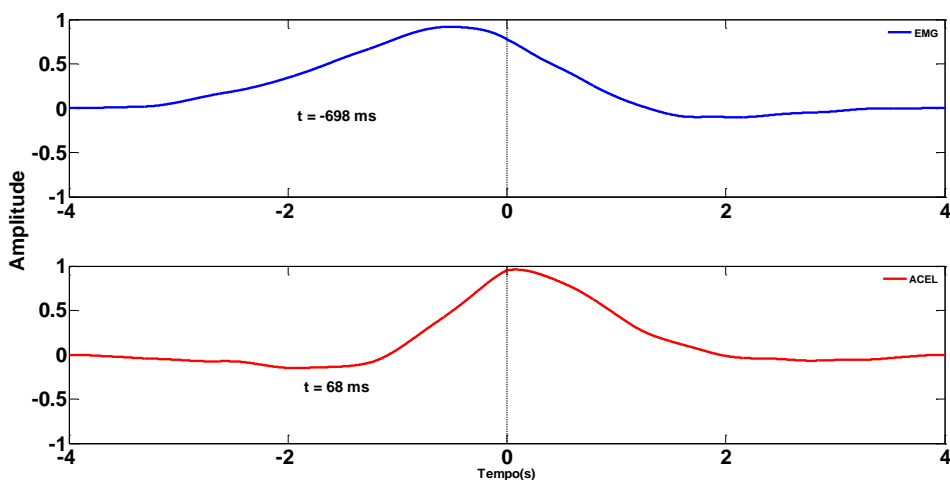


Figura 5.2: Correlação Cruzada entre os BP das derivações C3 e C4 do voluntário destro #14, sincronizadas pelos procedimentos LAM (azul) e ACEL (vermelho).

A Tabela 5.2 apresenta, para o conjunto de voluntários destros, os valores médios do coeficiente angular da reta de regressão (β) e da amplitude e instante do PMM para a derivação C3 (ombro direito) e C4 (ombro esquerdo), bem como do atraso de PMM entre tais derivações. Para o procedimento LAM, o valor médio do coeficiente β indica BP mais acentuado no córtex dominante (C3). Entretanto, a distribuição do coeficiente β para C3 não difere estatisticamente (Wilcoxon, $p = 0,06$) daquela de C4 (Figura 5.2). Do mesmo modo, não há diferença significativa ($p = 0,26$) entre as distribuições da amplitude de PMM de C3 em relação a C4. Embora o pico de PMM da derivação não-dominante (C4) encontre-se atrasado em cerca de 152 ms daquele da dominante (C3), não há diferença significativa ($p > 0,38$) entre os instantes de ocorrência destas distribuições (Figura 5.2).

Tabela 5.2: Média e desvio padrão do coeficiente de regressão linear (r), coeficiente angular da reta (β), PMM e atraso de C4 (ombro esquerdo) em relação C3 (ombro direito) para a casuística de voluntários destros.

	Procedimento	Derivação EEG		Atraso C3 \times C4 (ms)
		C3	C4	
	β	7,8 \pm 4,2	6,1 \pm 3,0	
LAM	Amplitude (μ v)	19,7 \pm 12,1	21,4 \pm 12,7	152 \pm 764
	PMM			
	Instante (ms)	1087 \pm 836	1239 \pm 685	
	β	10,9 \pm 9,5	6,2 \pm 3,1	
ACEL	Amplitude (μ v)	25,3 \pm 18,0	21,5 \pm 11,3	64 \pm 768
	PMM			
	Instante (ms)	945 \pm 665	1008 \pm 568	

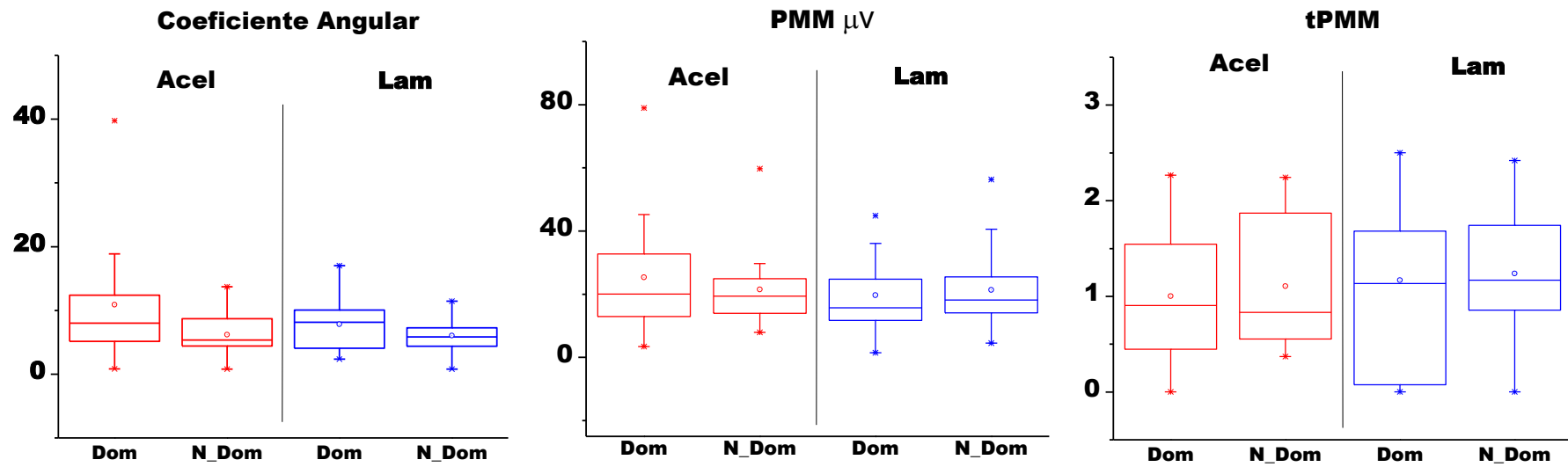


Figura 5.2: *Box plot* da distribuição do coeficiente angular da reta, amplitude (PMM μV) e instante do potencial de monitoramento do movimento (tPMM) para o conjunto de voluntários destros nos procedimentos Acel (vermelho) e Lam (azul).

Para o procedimento ACEL, embora o valor médio dos parâmetros investigados seja maior para a derivação C3 (Tabela 5.2), a aplicação do teste de Wilcoxon indicou não haver diferença significativa ($p > 0,38$) entre as derivações dominante e não-dominante (Figura 5.2). Além disso, a distribuição do instante de ocorrência do PMM destas derivações em nada difere ($p = 0,72$), indicando não haver atraso entre a derivação não-dominante (C4) em relação ao dominante (C3).

A Figura 5.3 ilustra para outro voluntário (#3), com lateralidade canhota, a média coerente do sinal EEG espontâneo (P_{OA} , $M^{\circ} = 40$ épocas) das derivações C3 e C4, as quais também oscilam em torno do valor nulo, implicando regressão não significativa (r próximo de zero). Para as tarefas de movimento unilateral de ombro esquerdo (C4) e direito (C3), pode-se observar o padrão BP estimado para os dois procedimentos adotados, LAM (Figura 5.3b) e ACEL (Figura 5.3c). Para o procedimento LAM, tanto o coeficiente de regressão linear (r) quanto o coeficiente angular (β) da reta de regressão são maiores para a derivação dominante do canhoto, C4 (Tabela 5.3). Por outro lado, para ACEL, tais parâmetros estimados para C4 pouco diferem daqueles de C3.

Para o mesmo voluntário canhoto (#3), a amplitude de PMM é maior para a derivação dominante do que para a não-dominante em ambos os procedimentos de sincronização (Tabela 5.3). Além disso, a correlação cruzada indicou haver um atraso temporal entre o PMM estimado para o córtex não-dominante (C3, ombro direito) em relação ao dominante (C4, ombro esquerdo). A Figura 5.4 evidencia ser o atraso de 890 ms para o procedimento LAM e de 410 ms para o ACEL. Resultados similares foram encontrados para os demais sujeitos canhotos.

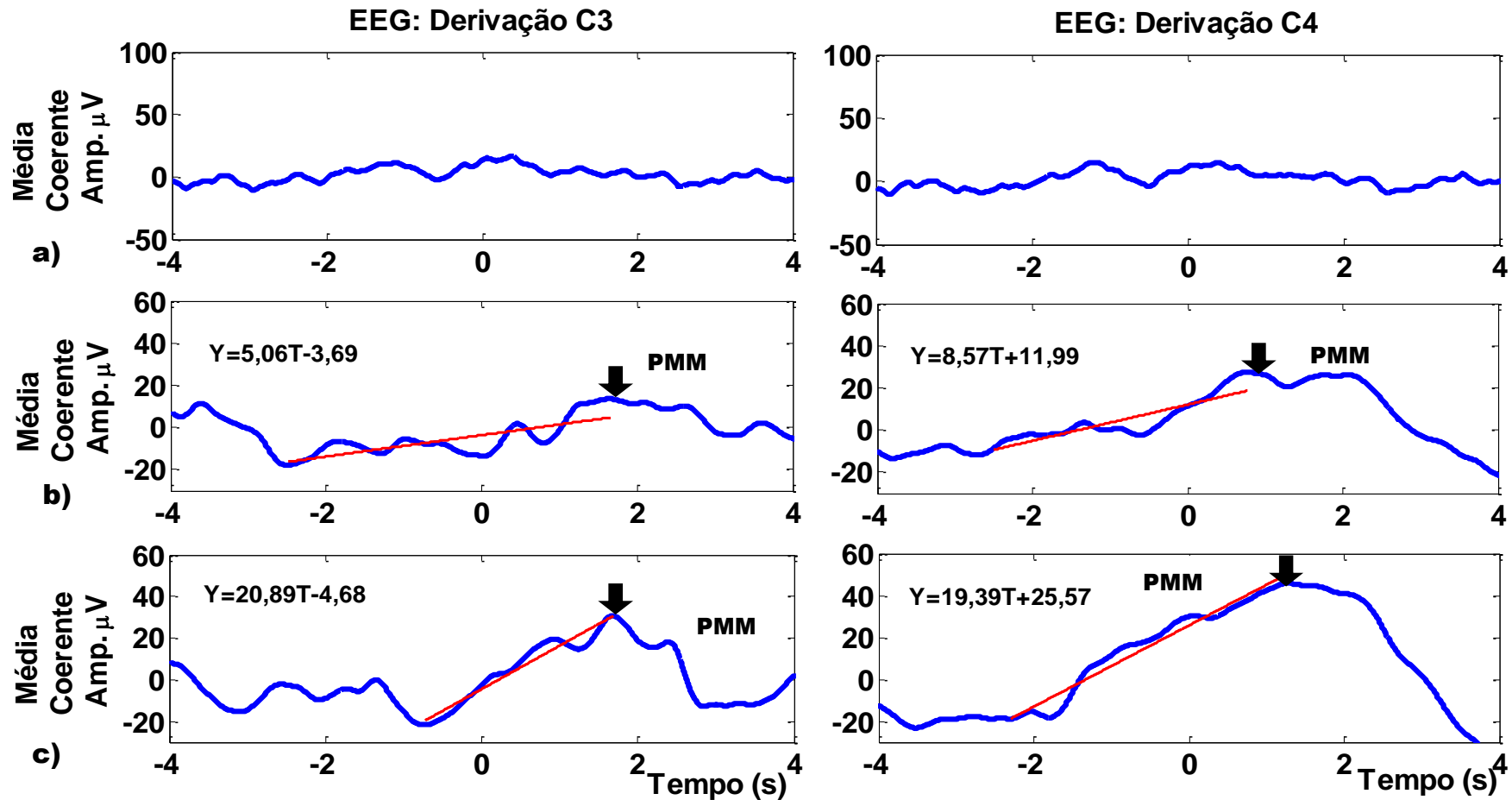


Figura 5.3: Média coerente dos sinais EEG do voluntário canhoto #3 durante tarefa voluntária de flexão de ombro direito (derivação dominante: C3) e esquerdo (não dominante: C4): **a)** EEG espontâneo (posição ortostática de olhos abertos, $M = 30$ épocas); **b)** Sincronizado pelo LAM ($M_{EMG} = 25$); **c)** idem: ACEL ($M_{ACEL} = 36$). As linhas vermelhas representam as retas de regressão linear entre o mínimo de BP e o pico de monitoramento do movimento (PMM, indicado pela seta preta) e suas respectivas equações da reta.

Tabela 5.3: Valores de coeficiente de regressão linear (r), coeficiente angular da reta (β), PMM e atraso de C4 (ombro esquerdo) em relação C3 (ombro direito) para o voluntário canhoto # 3 estimados para os procedimentos LAM e ACEL.

Procedimento	Derivação EEG		Atraso C4 × C3 (ms)
	C3	C4	
LAM	r	0,76	890
	β	5,06	
	Amplitude (μv)	13,5	
	Instante (ms)	1660	
ACEL	r	0,97	410
	β	20,9	
	Amplitude (μv)	30,6	
	Instante (ms)	1690	

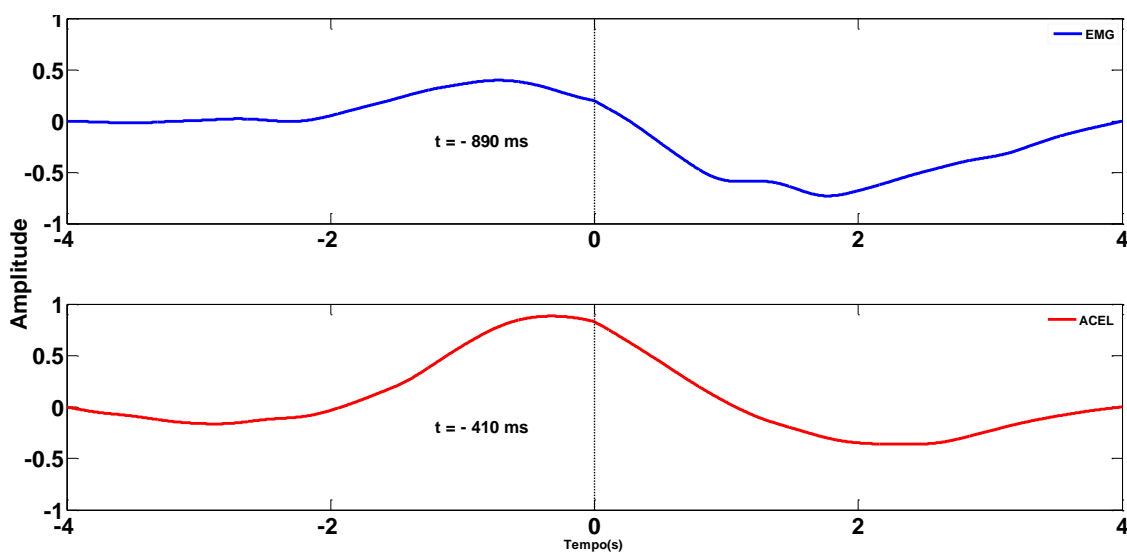


Figura 5.4: Correlação Cruzada entre os BP das derivações C3 e C4 do voluntário canhoto #3, sincronizadas pelos procedimentos LAM (azul) e ACEL (vermelho).

A Tabela 5.4 apresenta, para a casuística dos voluntários canhotos, os valores médios do coeficiente angular da reta (β), da amplitude do PMM e do instante de ocorrência deste para a derivação C4 (ombro esquerdo) e C3 (ombro direito), bem

como o atraso de PMM entre tais derivações. Para o procedimento LAM, tanto o coeficiente β quanto a amplitude de PMM são maiores para a derivação dominante do canhoto (C4) quando comparado com a não-dominante (C3). Entretanto, a aplicação do teste de Wilcoxon indicou não haver diferença entre o BP das derivações C4 e C3 (Figura 5.5), nem para o coeficiente β ($p = 0,09$), nem para a amplitude de PMM ($p = 0,25$). Além disso, embora o PMM da derivação não-dominante (C3) esteja cerca de 225 ms atrasado em relação ao dominante (C4), não há diferença significativa ($p = 0,49$) entre a distribuição do instante de ocorrência destes (Figura 5.5). Para o procedimento ACEL, o teste de Wilcoxon também resultou não haver diferença significativa ($p = 0,16$) entre as distribuições do coeficiente β da reta de regressão estimados para as derivações C4 e C3. Resultado similar pode ser observado para a amplitude de PMM (Wilcoxon, $p = 0,42$) e o instante de ocorrência deste ($p = 0,65$), mesmo com atraso médio de cerca de 168 ms.

Tabela 5.4: Média e desvio padrão dos coeficientes angular da reta (β), pico de PMM (μV) e atraso entre C3 e C4 (ms) dos voluntários canhotos.

Procedimento		Derivação EEG		Atraso C4 \times C3 (ms)
		C3	C4	
	β	9,3 \pm 6,4	19,9 \pm 17	
LAM	Amplitude (μv)	30,0 \pm 24,0	41,9 \pm 23,9	225 \pm 845
	PMM			
	Instante (ms)	1653 \pm 654	1429 \pm 734	
	β	14,0 \pm 6,0	20,3 \pm 15,7	
ACEL	Amplitude (μv)	31,1 \pm 17,4	38,4 \pm 23,4	168 \pm 885
	PMM			
	Instante (ms)	1324 \pm 684	1156 \pm 573	

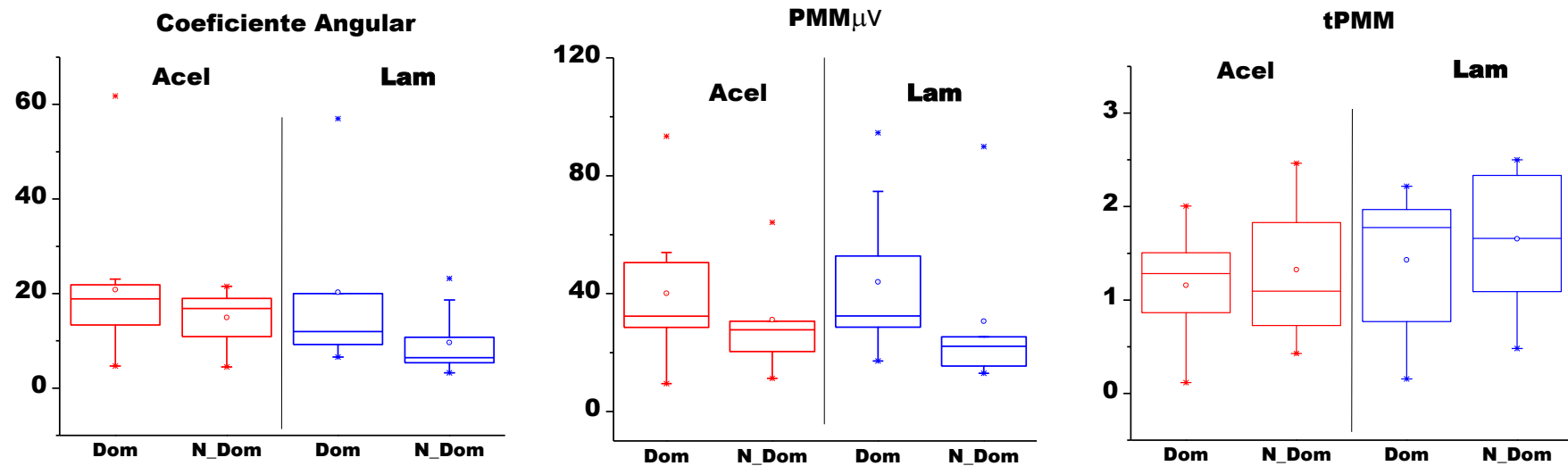


Figura 5.5: *Box plot* da distribuição do coeficiente angular da reta, amplitude (PMM μ V) e instante do potencial de monitoramento do movimento (tPMM) para o conjunto de voluntários canhotos nos procedimentos Acel (vermelho) e Lam (azul).

A Figura 5.6 ilustra para a derivação dominante de destros (C3, Dom_d) e canhotos (C4, Dom_c) a distribuição dos parâmetros coeficiente angular da reta (β) e da amplitude e instante do PMM estimados para LAM e ACEL. Para o procedimento LAM, a aplicação do teste de Wilcoxon não pareado indicou haver diferença significativa entre destros e canhotos tanto para o coeficiente angular ($p = 0,01$), quanto para a amplitude de PMM ($p = 0,0018$). Entretanto, não foi observada diferença significativa ($p > 0,21$) para o instante em que o PMM ocorre. Já para o procedimento ACEL, não houve diferença significativa ($p > 0,21$) entre tais derivações para os parâmetros.

Para verificar uma possível influência da dominância cortical relacionada à tarefa voluntária de flexão de ombro a 90° , foram formados dois grupos pareados ($n = 26$): Dominante e Não-dominante. O primeiro foi composto pelos parâmetros extraídos do BP (coeficiente angular da reta de regressão, amplitude e instante de PMM) da derivação C3 dos destros e C4 dos canhotos, enquanto o segundo pelos mesmos da derivação não-dominante (C4 dos destros e C3 dos canhotos). Embora com BP mais inclinado para as derivações dominantes (Figura 5.7), o teste de Wilcoxon resultou em não haver diferença significativa entre a distribuição do coeficiente angular da reta de regressão do grupo dominante e o não-dominante, tanto para LAM ($p = 0,055$), quanto para ACEL ($p = 0,16$). O pico máximo de PMM do grupo dominante também não diferiu daquele do não-dominante (LAM: $p = 0,48$; ACEL, $p = 0,55$). Além disso, não houve diferença entre a distribuição do instante de ocorrência do PMM, tanto para LAM ($p = 0,53$) quanto para ACEL ($p = 0,58$), indicando que o atraso em realizar a tarefa com o membro não-dominante não é significativo.

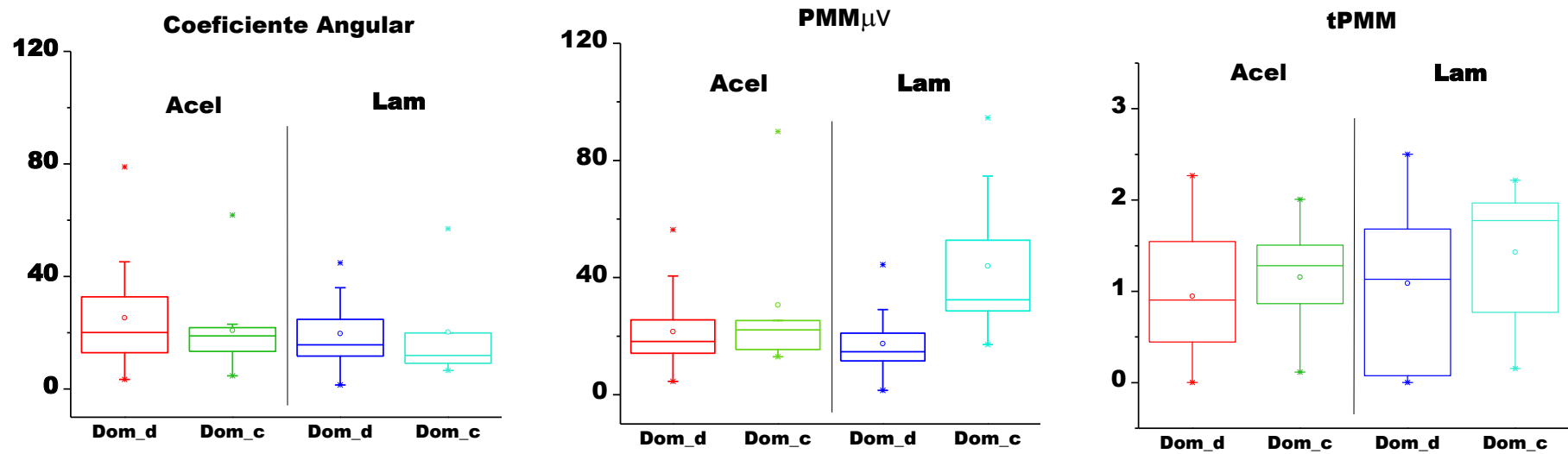


Figura 5.6: *Box plot* da distribuição do coeficiente angular da reta, amplitude ($PMM_{\mu V}$) e instante do potencial de monitoramento do movimento ($tPMM$) para as derivações dominantes de destros (Dom_d) e canhotos (Dom_c).

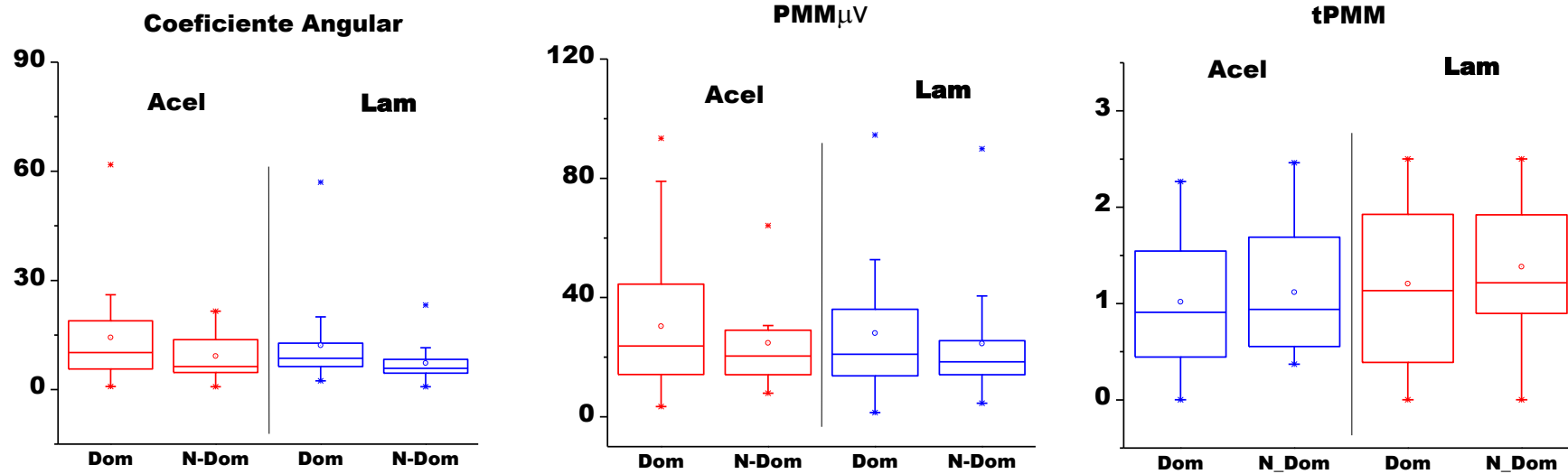


Figura 5.7: *Box plot* da distribuição do coeficiente angular da reta, amplitude (PMM μ v) e instante do potencial de monitoramento do movimento (tPMM) para os grupos Dominante (Dom) e Não-dominantes (N-Dom).

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

A tarefa do protocolo deste estudo consistiu na flexão voluntária de ombro direito ou esquerdo, estando o sujeito na posição ortostática. Para assegurar a voluntariedade desta tarefa, não foram aplicados estímulos de alerta seguido de estímulo resposta (estímulos contingentes sucessivos) que deflagrasse o movimento. Assim, evitou-se a geração da Variação Contingente Negativa (*Contingent Negative Variation - CNV*), a qual também é um potencial lento relacionado à preparação do movimento, porém com características distintas do BP. Os estímulos sonoros aqui aplicados foram utilizados apenas para verbalizar a lateralidade da tarefa e, portanto, em conformidade com os protocolos de investigação do potencial pré-motor descritos por YOSHIDA *et al.* (2008), JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002), RIBEIRO *et al.* (2012) e RIBEIRO (2014).

Os sinais EEG das derivações C3 e C4 analisadas são referentes à área do córtex motor relacionado ao planejamento e execução do movimento de flexão do ombro direito e esquerdo, respectivamente, conforme sugerido por SHIBASAKI e HALLETT (2006). Com base na lateralidade da tarefa voluntária, o BP foi estimado no domínio do tempo aplicando-se a média coerente aos sinais EEG sincronizados com o início do movimento. A sincronização das épocas de sinais EEG foi realizada utilizando-se dois procedimentos: LAM e ACEL. No LAM, aplicou-se a técnica TKEO para se estimar o limiar da ativação muscular do músculo deltóide anterior direito (DAD) e esquerdo (DAE), motor primário da flexão de ombro (CALAIS-GERMAIN, 2010; KAPANJI, 2000; HALL, 2000). No ACEL, utilizou-se o sinal do eixo longitudinal do acelerometro, posicionado no processo estilóide do rádio, para detectar o início do movimento de flexão de ombro. Usualmente, na investigação do BP, as

épocas de sinais EEG têm sido sincronizadas com base no limiar de ativação EMG, definido como o primeiro instante em que o sinal EMG ultrapassa um limiar prefixado (com base no desvio padrão) ou apenas na inspeção visual (YOSHIDA *et al.*, 1998 e 2008; JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2002; JUDITA *et al.*, 2012; RIBEIRO, 2014). Entretanto, a pré-ativação mioelétrica pode não estar relacionada à ação muscular que deflagaria a realização da tarefa. Por outro lado, conforme sugerido por YOSHIDA *et al.* (2008) e RIBEIRO *et al.* (2012), procedimentos de sincronização, os quais se baseiam em um limiar fixo ou que apresentem menor variabilidade de detecção do início da tarefa também podem ser aplicados para se estimar o BP. Assim, o uso do acelerômetro possibilitou detectar o início do movimento do ombro, como sugerido por YOSHIDA *et al.*, 2008, embora estes autores tenham utilizado o sinal do acelerômetro apenas para avaliar o desempenho do movimento de membros superiores.

A estimativa da média coerente do sinal EEG das derivações C3 (ombro direito) e C4 (ombro esquerdo) sincronizada pelos dois procedimentos LAM e ACEL evidenciou o padrão BP, independentemente da lateralidade dos voluntários. Tal potencial pré-motor, iniciado cerca de 2 s antes do movimento voluntário, apresentou, tanto para destros quanto para canhotos, morfologia similar às descritas por KORNHUBER E DEECKE (1964, 1965), YOSHIDA *et al.* (2008), SHIBASAKI e HALLETT (2006), JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002), embora esses autores tenham utilizado somente o sinal EMG na sincronização das tarefas unilaterais do ombro, dedos das mão ou tornozelo. Para todos os sujeitos (destros ou canhotos), independentemente dos procedimentos de sincronização adotados e das derivações EEG, os valores de coeficiente de regressão (r variando entre 0,11 e 0,99) do padrão BP estimado para a tarefa diferiu significativamente ($p \ll 0,001$) daqueles do EEG espontâneo (r em torno do valor nulo). Tais achados indicam haver um potencial

cortical lento relacionado ao planejamento da tarefa voluntária, também observado por RIBEIRO *et al.* (2012), porém para tarefa bilateral de levantar-se de uma cadeira.

Os voluntários aqui exemplificados apresentaram coeficiente angular (β) da reta de regressão com valores maiores para a derivação EEG do hemisfério cortical contralateral a lateralidade do sujeito, i.e., C3 para destros e C4 para canhotos. Tais achados são similares aos relatados por RIBEIRO *et al.* (2012 e 2014), embora estes autores tenham investigado apenas o coeficiente de regressão relacionados ao componentes inicial e tardio do BP. Além disso, segundo YOSHIDA *et al.* (2008), SHIBASAKI e HALLETT (2006) e JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002), a inclinação de o BP tende a ser maior no hemisfério cortical dominante. Entretanto, independente do voluntário ser destro ou canhoto, o teste de Wilcoxon aqui aplicado resultou em não haver diferença ($p > 0,05$) entre o coeficiente angular (β) da reta de regressão da derivação dominante e não-dominante para os dois procedimentos adotados.

Na tarefa aqui estudada, o sujeito executou o movimento de flexão de ombro até 90°, mantendo-se o braço nesta posição por aproximadamente 7 s antes de retornar a posição de repouso. O tempo de execução do movimento de flexão ocorreu em aproximadamente 1 s. O potencial de monitoramento do movimento (PMM) também correu próximo de 1 s, com pico em torno de 20 μ V tanto para destros quanto para canhotos. Tal achado é similar ao relatado por YOSHIDA *et al.* (2008) para sujeitos destros, porém tendo sido investigado somente o movimento de flexão de ombro direito, com sustentação de 3 s. Estes autores também observaram PMM (pico entre 15 e 20 μ V) ocorrendo próximo de 1 s, instante este no qual o movimento é finalizado (início da sustentação). Entretanto, JANKELOWITZ e COLEBATCH (2002), ao investigar o BP para movimento de abdução/adução de ombro direito, relataram PMM em torno de

6 μ V ocorrendo em cerca de 250 ms, possivelmente por utilizarem movimento contínuo, sem sustentação. Segundo LANG (2003), fatores relacionados à velocidade, força, precisão e motivação da tarefa podem influenciar a magnitude, duração e morfologia do BP. Portanto, sugere-se que o instante de ocorrência do PMM estaria relacionado ao tempo de execução da tarefa voluntária.

Para a casuística de destros ou canhotos, embora a magnitude do pico de PMM tenha sido maior no hemisfério cortical referente à lateralidade do sujeito, não foi observada diferença significativa (Wilcoxon, $p > 0,25$) entre a derivação dominante e não-dominante. Tais achados são parcialmente similares àqueles reportados por BRUNIA e VAN DEN BOSCH (1984 e 1985) para sujeitos destros e canhotos durante movimento de flexão voluntária ritmada do primeiro dedo da mão (indicador) na tarefa de pressionar um botão. Tais autores também observaram um padrão BP relacionado à atividade cortical contralateral à lateralidade do sujeito, independente de este ser destro ou canhoto. Tal aspecto da dominância cortical tem sido apontado em estudos de imagem por ressonância magnética funcional (fMRI), i.e., maior ativação da área contra lateral ao movimento em relação à ipsilateral. Além disso, DASSONVILLE *et al.* (1997) sugeriram uma associação entre a lateralização manifestada pela preferência em utilizar uma das mãos e o volume de ativação cortical em tarefas voluntárias unilaterais direita e esquerda. De maneira semelhante, BABILONI *et al.* (2003) apontou tal preponderância hemisférica cortical durante a extensão de dedo médio direito em sujeitos destros. Entretanto, estes autores não investigaram a distribuição da amplitude de PMM.

Independente da lateralidade do voluntário, a correlação cruzada indicou um atraso do pico de PMM para a derivação não-dominante em relação àquele da derivação dominante e, portanto, o sujeito leva mais tempo para monitorar a ação motora com o

membro de menor destreza. Segundo SHIBASAKI e HALLETT (2006), o BP de movimento unilateral tende a ativar, inicialmente, a área motora suplementar de ambos os hemisférios cerebrais para, posteriormente, ativar a área pré-motora contralateral ao movimento (planejamento). Neste contexto, o menor tempo de planejamento motor está relacionado à dominância cortical e, portanto, à habilidade em executar a tarefa com o membro dominante (BRUNIA *et al.*, 1984 e 1985; DIRNBERGER *et al.*, 2011). No caso de destros, os voluntários possuíam menor destreza e treinamento para executar a tarefa com membro esquerdo e, portanto, tarefa unilateral executada com este membro implicaria maior tempo de planejamento deste movimento, quando comparado com o do membro direito. No caso de canhotos, ocorria o oposto. Entretanto, a análise estatística evidenciou não haver diferença significativa entre os tempos de ocorrência do PMM de tais derivações, tanto para os sujeitos destros quanto para os canhotos.

Diante desses achados, foi realizada a comparação entre o BP da derivação dominante dos destros (C3) e aquela dos canhotos (C4). Para o procedimento LAM, tanto o coeficiente angular (β) quanto a amplitude de PMM de destros diferiu daqueles de canhotos ($p = 0,01$), diferentemente do apontado por RIBEIRO (2014). Os achados também diferem daqueles reportados por DIRNBERGER *et al.* (2011) para a tarefa de pressionar um botão com o dedo indicador, estando o sujeito na posição sentada. Os autores utilizaram o sinal EMG para detectar o início da atividade muscular (flexor superficial do dedo) e observaram limiar de ativação similar para a tarefa realizada com o dedo indicador direito de destros. Uma possível explicação para tal diferença se deve, provavelmente, ao fato de o limiar de detecção da atividade muscular obtido pela envoltória do EMG depender da variabilidade inerente à pré-ativação ou relaxamento da musculatura envolvida, conforme apontado por SANTOS (2011). Por outro lado, no procedimento ACEL, não houve diferença entre destros e canhotos, similar ao

observado por RIBEIRO (2014), a qual utilizou procedimento de sincronização dos sinais EEG com limiar fixo de detecção do movimento sobre uma plataforma de força. Neste caso, o procedimento ACEL detectou, com menor variabilidade, o início do movimento voluntário de flexão do ombro, conforme sugerido por YOSHIDA *et al.* (2008).

Assim, considerando-se a similaridade entre o BP de destros e canhotos e com base na lateralidade destes, considerou-se agrupar os hemisferios corticais dominantes (C3 de destro + C4 de canhoto) e compará-los com os hemisferios não-dominantes (C4 de destro + C3 de canhoto), conforme sugerido por RIBEIRO (2014). Para os três parâmetros investigados, não foi observada diferença estatística entre os grupos dominante e não-dominante em ambos os procedimentos. Tais achados diferem daqueles apontados por RIBEIRO (2014), no entanto, este investigou somente tarefa bilateral (levantar-se de uma cadeira). Uma possível interpretação para os resultados aqui encontrados pode estar relacionada à grande variabilidade inter-sujeitos para planejar e executar a tarefa motora simples de flexão de ombro. Por outro lado, em estudos como o de RIBEIRO *et al.* (2012 e 2014), cuja tarefa exige transição de postura, a dominância cortical poderia estar relacionada ao alto nível de planejamento e recrutamento muscular necessário para executar tarefas complexas. Nesta perspectiva, sugere-se não haver influencia cortical na realização de tarefa unilateral simples, como a daqui estudada.

Na tarefa aqui investigada, flexão voluntária unilateral de ombro direito ou esquerdo, o padrão de BP ocorreu de modo espelhado, independentemente de o voluntário ser destro ou canhoto. A forma de onda do BP e as diferentes inclinações da mesma, além da amplitude do potencial de monitoramento do movimento, têm sido relacionadas à somatotopia, cuja fonte geradora depende da área do córtex motor

responsável pelo movimento desejado (BRUNIA *et al.*, 1984 e 1985; JANKELOWITZ e COLEBATCH, 2002; SHIBASAKI e HALLETT, 2006; YOSHIDA *et al.*, 2008; DIRNBERGER *et al.*, 2011; NIAZI *et al.*, 2011). Sendo assim, o mapeamento de potenciais relacionados ao movimento tem sido de grande importância para o estudo da função e do planejamento motor nas diferentes áreas do córtex cerebral (KORNHUBER e DEECKE 1978; DEECKE e LANG, 1996), bem como na fisiopatologia de desordens do movimento (NIAZI *et al.*, 2011; TOMOYUKI *et al.*, 2013). O BP pode ser utilizado em procedimentos de reabilitação neuromotora, bem como em atividades de treinamento e aprendizagem motora, similarmente ao sugerido por SHIBASAKI e HALLETT (2006), YOSHIDA *et al.* (2008), DIRNBERGER *et al.* (2011) e NIAZI *et al.* (2011) para o padrão BP como um todo. Segundo NIAZI *et al.* (2011), a geração do BP induziria a plasticidade neural de áreas corticais específicas. Além disso, o BP tem sido utilizado na investigação da intenção em realizar uma tarefa e, portanto, com potencialidade de aplicação em interface cérebro-máquina.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

Neste estudo, foi investigada, por meio de sinais eletroencefalográficos, a influência da dominância cortical durante movimento voluntário unilateral de ombro direito e esquerdo de 26 indivíduos saudáveis (17 destros e 9 canhotos). O *Bereitschaftspotential* foi estimado no domínio do tempo por meio da média coerente dos trechos de sinais EEG do córtex central, sincronizado utilizando-se sinais de acelerometria (ACEL, coletados no processo estilóide do rádio) e o limiar de ativação do EMG (LAM) do músculo deltóide anterior.

A estimativa da média coerente do sinal EEG das derivações centrais C3 e C4 evidenciou o padrão BP para os dois procedimentos adotados. Tal potencial pré-motor, iniciado cerca de 2 s antes do movimento voluntário, apresentou morfologia similar às descritas na literatura. O predomínio do BP, com maior magnitude no hemisfério cortical contralateral a lateralidade dos voluntários, e o atraso entre o pico de monitoramento do movimento da derivação não-dominante em relação à dominante sugerem que o planejamento motor esteja relacionado à dominância cortical e, portanto, na habilidade em executar a tarefa com o membro dominante. Além disso, para a casuística deste estudo, não foi observada diferença entre o BP de destros e canhotos. Entretanto, independente da lateralidade dos sujeitos, os parâmetros coeficiente angular da reta, amplitude e instante de ocorrência do pico de monitoramento do movimento não evidenciaram a influência da dominância cortical no planejamento e na ação motora durante a tarefa de movimento voluntário unilateral de ombro.

Para estudos futuros, sugere-se que se investiguem os sinais EEG das regiões frontal e parietal, que correspondem à área motora suplementar e associativa, respectivamente envolvidas no planejamento do movimento. Sugere-se também

investigar os sinais EEG obtidos durante o movimento bilateral de ombro, tarefa aqui utilizada como distratora. A sincronização dos sinais EEG por meio de sinal de acelerometria, o qual apresenta menor variabilidade na detecção de movimento, pode ser útil na investigação do pico de monitoramento do movimento com vistas à associação do instante de ocorrência deste parâmetro com tempo de execução da tarefa voluntária. Assim, este protocolo e as técnicas de processamento aqui empregadas podem ser aplicadas em diferentes populações, como idosos ou pessoas com doenças neuromotoras em reabilitação.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ALISSON, G.T, 2003. “Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact”, *Journal of Electromyography and Kinesiology* .v. 13, p. 209–216.
- ARUIN, A. S., FORREST, W. R., LATASH, M. L., 1998, “Anticipatory postural adjustment in conditions of postural instability”. *Electroenceph clin Neurophysiol*, v.9, p.;109-350.
- BABILONI C, CARDUCCI F, CINCOTTI F., *et al.*, 1999. “Human movement-related potentials vs. desynchronization of EEG alpha rhythm: a high-resolution EEG study”. *NeuroImage*, v.10, p.658–65.
- BABINSKI, J., 1899. “De l'asynergie crribelleuse”. *Neurology*, v.7, p.806-816.
- BARRETT, G., SHIBASAKI, H., NESHIGE, R., 1986. “Cortical potentials preceding voluntary movement: evidence for three periods of preparation in man”. *Electroencephalography clinical Neurophysiology*, v.63, n.4, p. 327-339.
- BELEN'KII~, V. E., GURfINKEL, V. S., & PAL'TSEV, E. I.,1967. “Control elements of voluntary movements”. *Biofizika*, v.12, p. 135–141.
- BOSCHERT, J., HINK, R.F. AND DEECKE, L.,1983. “Finger movement versus toe movement-related potentials: further evidence for (SMA) participation prior to voluntary action.Exp”. *Experimental Brain Research*, v.52, n.1, p. 73-80.
- BOUISSET, S., & DO, M. C., 2008. “Posture, dynamic stability, and voluntary movement”. *Neurophysiologie Clinique*,v. 38, p. 345–362.
- CALAIS-GERMAIN, B., 2010, *Anatomia para o movimento*. Vol.1. São Paulo, Manole.
- cortical and subcortical generators – a hypothesis”, *Clinical Neurophysiology*, v.113, n.12, p.1998-2005.
- CRISWELL, E., 2010, *Cram's introduction to surface electromyography*. 2 ed. Massachusetts, Jones and Bartlett Publishers.
- CUI RQ, DEECKE L. High resokution DC-EEG., 1999. “Analysis of the Bereitschaftspotential and post movement onset potentials accompanying uni or bilateral voluntary finger movements”. *Experimental Brain Research* , v.11, p.233–249.

- CUNNINGTON, R.; WINDISCHBERGER, C.; DEECKE, L.; MOSER, E.; 2003. “The preparation and readiness for voluntary movement: a high-field event-related fMRI study of the Bereitschafts BOLD response”. *NeuroImage*, v.20, p.404–412.
- CUNNINGTON, R; WINDISCHBERGER, C; DEECKE., *et al.*, 2002. “The preparation and execution of self-initiated and externally-triggered movement: a study of event-related fMRI”. *NeuroImage*, v.15, p.373–385.
- Da ROCHA, F. S., MARRANGHELLO, G. F., 2013, “ Propriedades de uma acelerometro eletrônico e possibilidades de uso no ensino de mecânica”, *American Journal of Physics Education*, v.7, n. 1, p. 37-46.
- DA_SILVA, P.J.G., CAGY, M., INFANTOSI, A.F.C., 2012. “Determinação Do Potencial Pré-Motor Cortical Durante Movimento Voluntário Bilateral”, *Actas de Congreso Terceras Jornadas Chilenas de Ingeniería Biomédica*, p. 121-24.
- DA_SILVA, P.J.G., INFANTOSI, A.F.C., 2012. “O Sincronismo Cortical Durante o Movimento Voluntário”. *Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB2012*, p. 1948-52, ISSN - 2179-3220.
- DANGELO, J.G.; FATTINI, C. A, 2002, *Anatomia humana básica*. 2ed. São Paulo, Atheneu.
- DASSONVILLE, P., ZHU, X. H., UGURBIL, K., *et al.*, 1997. “Functional activation in motor cortex reflects the direction and the degree of handedness.” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 94, n.25, p.14015-14018.
- DE LUCA, C.J., 2006, “Electromyography”. In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2 ed. John Wiley Publisher.
- DEECKE, L. AND LANG, W., 1996. “Generation of movement-related potentials and fields in the supplementary sensorimotor area and the primary motor area”. In: H.O. Luders (Ed)., *Advances in Neurology*, v. 70, p.127-146.
- DEECKE, L. AND KORNHUBER, H.H.,1978. “An electrical sign of participation of the mesial SMA cortex in human voluntary finger movements”, *Experimental Brain Research*.,v.159, p.473-476.
- DEECKE, L., SCHEID, P., KORNHUBER, H. H.,1969 “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.
- DICK, J.P.R., ROTHWELL., J.C., DAY, B.L., *et al.*, 1989. “The Bereitschaftspotential is abnormal in Parkinson’s disease”, *Experimental Brain Research*, v.113, p.233–244.

- DRONGELEN, W. V., "Noise". In: *Signal Processing for Neuroscientists: An Introduction to the Analysis of Physiological Signals*, chapter 1. Amsterdam ; Burlington, MA: Academic Press, 2006.
- FARINA, D., 2006. "Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions", *Exerc Sport Sci Rev*, v. 34, n. 3, p. 121–127.
- FARINA, D., MERLETTI, R., ENOKA, R.M., 2004, "The extraction of neural strategies from the surface EMG", *J Appl Physiol*, v. 96, n. 4, p. 1486-1495.
- FUJIWARA, K., TOMITA, H., MAEDA, K., *et al.*, 2009. "Effects of neck flexion on contingent negative variation and anticipatory postural control during arm movement while standing". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.19, p. 113–121.
- FUJIWARA, K., TOYAMA, H., & KUNITA, K., 2003. "Anticipatory activation of postural muscles associated with bilateral arm flexion in subjects with different quiet standing positions". *Gait & Posture*, v.17, p. 254–263.
- GODFREY, A., CONWAY. R., MEAGHER., *et al.*, 2008, "Direct measurement of human movement by accelerometry", *Medical Engineering e Physics*, v. 30, n. 10, p. 1364-1386.
- HALL, S.J., 2000, *Biomecânica Básica*. 3ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- HAMANO, T., LUDERS, H.O., IKEDA, A., *et al.*, 1997. "The cortical generators of the contingent negative variation in humans: a study with subdural electrodes". *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. V.104, p. 257–268.
- HAUSDORFF, M. J., LADIM, Z., WEI, Y. J., 1995, " Footswitch System For Measurement Of The Temporal Parameters Of Gait", *J.Biomechanics*, v.28, n.3, p.347-351.
- HAWKES, D H., ALIZADEHKHAIYAT, O., FISHER, A.C. *et al.*, 2011. "Normal shoulder muscular activation and co-ordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living: An electromyographic study". *Journal of Orthopaedic Research*, v.30, n.1, p.53-60.
- HUG.F., 2011 Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Eletromyography and Kinesiology*, v.21, p.1-12.
- IKEDA, A., LUDERS, H. O., BURGESS, R. C., *et al.*, 1992. "Movement-related potentials recorded from supplementary motor area and primary motor area. Role of supplementary motor area in voluntary movements", *Experimental Brain Research*, v.115, p.1017–1043.

- JAHANSHAHI, M., JENKINS, I.H., BROWN, R.G., *et al.*, 1995. "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", *Experimental Brain Research*, v.118, n. 4, p. 913-933.
- JANKELOWITZ, S. K.; COLEBATCH, J G., 2002. "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.
- JASPER, H.H, 1958. "The ten-twenty electrode system of the International Federation", *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, v. 10, p. 371-375.
- JULIUS S. B, ALLAN G. P, 2011., *Analysis and Measurement Procedures*. 4 ed. New Jersey, John Wiley & Sons.
- KANDEL.R.E., SCHWARTZ.H.J., JESSELL.M.T., 2003, *Principles of Neural Science*. 4 ed. USA, McGraw-Hill Professional.
- KAPANDJI, I. A, 1990, *Fisiologia articular*. vol 1. 5 ed. São Paulo, Manole.
- KAVANAGH, J.J., MENZ, B.H., 2008, "Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking", *Gait & Posture*, v.28, n.1, p.1-15.
- KITAMURA, J., SHIBASAKI, H., TAKAGI, A., *et al.*, 1993b. "Enhanced negative lobe of cortical potentials before sequential as compared with simultaneous extensions of two fingers", *Electroencephalography Clinical Neurophysiology* , v.86, p.176–182.
- KORNHUBER, H. H.; DEECKE, L., 1965. "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.
- KORNHUBER, H.H.; DECKEE, L., 1964. "Hirnpotentialänderungen beim Menschen vor und nach Willkürbewegungen, dargestellt mit Magnetbandspeicherung und Rückwärtsanalyse", *Pflügers Archiv für die Gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*. v.281, n. 1, p. 1-17.
- KUKLETA, M., TURAK, B., LOUVEL, J, 2012. " Intracerebral recordings of the Bereitschaftspotential demonstrate the heterogeneity of its components". *International Journal of Psychophysiology* ,v. 83, p. 65-70.

- 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.
- LANG, W., OBRIG, H., LINDINGER, G., *et al.*, 1990 “L.Supplementary motor area activation while tapping bimanually different rhythms in musicians”, *Experience Brain Research*, v.79, n.3, p.504-514.
- LENT, R., 2005., *Cem Bilhões de Neurônios: conceitos fundamentais de neurociência*. 2 ed. Rio de Janeiro, Atheneu
- LIAVAS, A. P., MOUSTAKIDES, G. V., HENNING, G., *et al.*, 1998. “A Periodogram-Based Method for the Detection of Steady-State Visually Evoked Potentials”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 2, p. 242-248.
- MACHADO, A.B., 2005, *Neuroanatomia Funcional*. 2 ed. Rio de Janeiro, Atheneu.
- MASSION, J., 1992. “Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination”, *Progress in Neurobiology*, v 38, p 35–56.
- MERLETTI, R., PARKER, P. A., “Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation”. In P (eds), *Electromyography: physiology, engineering and Non-invasive Applications*, chapter 1. New Jersey, USA, John Wiley & Sons, 2004.
- MERLETTI, R., RAINOLDI, A., FARINA, D., 2010b, “Surface EMG for non-invasive muscle characterization”, *Exerc Sport Sci Rev*, v.29, n.1, p.20–5.
- MILLER, J.; TREVENA, J., 2002. “Cortical Movement Preparation before and after a Conscious Decision to Move”, *Consciousness and Cognition*, v.11, p.162-190.
- MILLER, J.; TREVENA, J., 2010. “Brain preparation before a voluntary action: Evidence against unconscious movement initiation”, *Consciousness and Cognition*, v.19, p.447-456.
- MISULIS, K. E., 1994, “General Description of Evoked Potentials”, .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed., chapter 1, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.
- NAKAGAWA, T.H., MUNIZ, T.B., BALDON, R.M. *et al*, 2011. "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.

- 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.
- PURVES. D., AUGUSTINE G. J., FITZPATRICK.D *et al.*;2010, *Neurociências*.4°ed. Rio de Janeiro, Artmed.
- REKTOR, I., 2002, "Scalp-recorded Bereitschaftspotential is the result of the activity of
- RIBEIRO, C. T., 2014, *O Potencial Pré-Motor Cortical Durante Tarefa Voluntária Bilateral*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- RIBEIRO, T.C., DA_SILVA, P.J.G., CAGY, M., INFANTOSI, A.F.C., 2012. "Determinação do Potencial pré-motor cortical utilizando a plataforma de força e o sinal EMG", *Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, p. 1933-37.
- ROBERTSON, D.G.E., CALDWELL, G.E., HAMILL, J, *et al.*, 2004. *Research methods in biomechanics*. 1 ed, USA, Human Kinetics.
- SAITOU, K., WASHIMI, Y., KOIKE, Y., *et al.*,1996. "Slow negative cortical potential preceding the onset of postural adjustment". *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, v.98, p.449-55.
- SANTOS, S. B. S., 2011, *Detecção De Início De Ativação Muscular No Eletromiograma Com O Operador Teager-Kaiser*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- 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.
- 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.*, 1981. "Cortical potentials associated with voluntary foot movement in man", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 52, n. 6, p. 507-51.
- SHIBASAKI, H., HALLETT, M., 2006.What is the Bereitschaftspotential? *Clinical Neurophysiology*, v. 117, n. 11, p. 2341-2356.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, H.M., *Controle motor*. 2°ed. São Paulo, Manole.

- SILVA, F.L., 2004, *electroencephalography: basic principles, clinical applications and relates fields*. 5 ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- SIMONETTA, M., 1991. “BP in a simple movement or in a motor sequene starting with the same simple movement”, *Electroencephalography clinical Neurophysiology*, v.81, p.129-134.
- SLOBOUNOV, S., TUTWILER, R., SLOBOUNOVA, *et al.*, 2000, “Human oscillatory brain activity within gamma band (30–50 Hz) induced by visual recognition of non stable postures”, *Cognitive Brain Research*, v. 9, pp. 177–92.
- SPENCE, A. P., 1991, *Anatomia humana básica*. 2 ed. São Paulo, Manole.
- STAUDE, G., WOLF, W. "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals", *Med Eng Phys*. v. 21, p. 449–467, 1999.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J., SIMPSON, D. M., INFANTOSI, A. F. C., 1998. “Detección Objetiva de Respuestas Evocadas en el EEG con la Prueba Espectral F Ponderada.” In: *Memorias del 1er Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, v. 1, p. 151-154, Mazatlán.
- TIERRA-CRIOLLO, C.J. (2001), “*Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Somato-Sensitiva Utilizando Parâmetros Espectrais*”, Tese de Doutorado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
- WALTER, W. G., COOPER, R., ALDRIDGE, V. J., *et al*, 1964. “Contingent negative variation: an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain”. *Nature*, v. 203, p. 380-384.
- WRIGTH, J.D., HOLMES, S.P., LOPORTO, M., *et al.*, 2012 “Differences in cortical activity related to motor planning between experienced guitarists and non-musicians during guitar playing”, *Human Movement Science*, v.31, p 567–577.
- YOSHIDA, S., NAKAZAWA, K., SHIMIZU, E., *et al.*, 2008, “Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement”, *Gait & Posture*, v. 27, n. 1, p. 97-102.