

ANÁLISE DE SINAIS DE EEG APÓS REABILITAÇÃO COM IMAGÉTICA MOTORA
EM INDIVÍDUOS PÓS-AVC

Lucas Coutinho Pereira da Silva

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

Orientadores: Carlos Julio Tierra-Criollo
Antonio Mauricio Ferreira Leite
Miranda de Sá

Rio de Janeiro
Julho de 2018

ANÁLISE DE SINAIS DE EEG APÓS REABILITAÇÃO COM IMAGÉTICA MOTORA
EM INDIVÍDUOS PÓS-AVC

Lucas Coutinho Pereira da Silva

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. Carlos Julio Tierra-Criollo, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

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

Prof. Erika de Carvalho Rodrigues, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JULHO DE 2018

Silva, Lucas Coutinho Pereira da

Análise de sinais de EEG após reabilitação com
imagética motora em indivíduos pós-AVC / Lucas Coutinho
Pereira da Silva. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

X, 85 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Carlos Julio Tierra-Criollo

Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de
Sá

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 77-85.

1. Eletroencefalografia. 2. Imagética Motora. 3. Acidente
Vascular Cerebral. I. Tierra-Criollo, Carlos Julio *et al.* II.
Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa
de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

À minha família, em especial à minha mãe Valéria, que sempre me apoiou e apoiará, me dando forças para seguir em frente mesmo nas maiores adversidades.

Ao meu pai Otogibison (*in memoriam*), que mesmo em pouco tempo de convivência me passou valores que me ajudaram a ser quem sou atualmente.

Aos meus amigos Lucas, Clara, Paula, Gustavo, Luisa, Glauber, entre outros, que sempre ajudaram a me distrair quando algo me afligia.

Aos amigos do PEB, que são companheiros nessa empreitada, sempre juntos seja na sala de alunos, seja nas festas.

Aos meus companheiros de LAPIS, que ajudaram a deixar o ambiente de trabalho mais ameno. Em especial ao Luiz Fernando e à Vanessa, que estão comigo desde o início, companheiros de conversas e desabafos.

Aos meus orientadores Carlos Julio e Antonio Mauricio pelo auxílio sem o qual esse trabalho não poderia ser realizado.

À banca, por aceitar participar e auxiliar nesse momento tão importante.

Às agências de fomento FAPERJ, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro a mim e ao meu programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado.

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

ANÁLISE DE SINAIS DE EEG APÓS REABILITAÇÃO COM IMAGÉTICA MOTORA EM INDIVÍDUOS PÓS-AVC

Lucas Coutinho Pereira da Silva

Julho/2018

Orientadores: Carlos Julio Tierra-Criollo

Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá

Programa: Engenharia Biomédica

Indivíduos após acidente vascular cerebral (AVC) podem apresentar sequelas, sendo necessárias a utilização de técnicas de reabilitação motora que favoreçam a recuperação funcional para retomada e melhora na qualidade de vida. A imagética motora (IM) tem sido utilizada como técnica de reabilitação motora (RM) pós-AVC. O presente trabalho investigou mudanças na atividade cortical relacionadas à reabilitação com fisioterapia convencional associada com IM em oito indivíduos hemiparéticos pós-AVC. Processou-se o sinal de EEG aplicando as técnicas do potencial relacionado a evento (ERP), da Magnitude quadrática da coerência (MSC), do dessincronismo e sincronismos de ritmos cerebrais (ERD/ERS) durante tarefa motora e da Entropia de Permutação (EP). Esses parâmetros foram comparados em dois momentos da reabilitação: uma semana antes da RM (PRM) e um mês após RM (*Follow-up*). Os resultados indicam grande variabilidade da resposta cortical entre os indivíduos. Somente dois indivíduos apresentaram diferenças entre os momentos analisados, principalmente nas regiões frontal e central contralateral à lesão. Esses indivíduos apresentaram melhora na função motora, avaliada por Teste de destreza manual Minnesota e teste *motor activity log*. Estudos futuros com maior número de indivíduos e outros parâmetros do EEG são necessários para o melhor entendimento das diferenças apresentadas entre os momentos PRM e *Follow-up*.

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

ANALYSIS OF EEG SIGNALS AFTER REHABILITATION WITH MOTOR IMAGERY IN
SUBJECTS AFTER STROKE

Lucas Coutinho Pereira da Silva

July/2018

Advisors: Carlos Julio Tierra-Criollo

Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá

Department: Biomedical Engineering

Individuals after stroke may present sequelae, requiring use of motor rehabilitation techniques to improve functional recovery and life quality. Motor imagery (MI) has been used as a motor rehabilitation technique (MRI) after stroke. The present study investigated changes in electric cortical activity related to rehabilitation with conventional physiotherapy associated with MI in eight post-stroke hemiparetic individuals. EEG signal was processed using the event-related potential (ERP), Magnitude-squared coherence (MSC), event-related desynchronism and synchronism (ERD/ERS) and Permutation Entropy during motor task. The parameters were compared in two rehabilitation moments: one week before MRI (PRM) and one month after MRI (*Follow-up*). The results indicate a high variability of the cortical response among individuals. Only two individuals presented differences between analyzed moments, especially in the contralateral frontal and central regions. These individuals showed improvement in motor function, as assessed by Minnesota Manual Dexterity Test and motor activity log test. Future studies with a greater number of individuals and different EEG parameters are necessary to better understand the differences presented between PRM and *Follow-up* moments.

Sumário

Agradecimentos.....	iv
Lista de abreviaturas e siglas.....	ix
1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	2
1.1.1. Objetivos específicos.....	2
1.2. Estrutura do trabalho.....	3
2. Revisão da literatura.....	4
2.1. Sistema de controle motor.....	4
2.2. Acidente Vascular Cerebral.....	6
2.3. Reabilitação motora em AVC.....	7
2.4. Imagética motora.....	8
2.5. Eletroencefalograma.....	11
2.6. Potencial relacionado a evento.....	14
2.7. Sincronização e Dessincronização relacionada a evento.....	15
2.8. Magnitude quadrática da coerência.....	19
2.9. Entropia de permutação.....	19
3. Materiais e Métodos.....	22
3.1. Participantes.....	22
3.2. Reabilitação.....	24
3.3. Medidas de desfecho.....	27
3.4. Aquisição de sinais de EEG.....	28
3.5. Pré-processamento de sinais.....	30
3.6. Processamento dos sinais.....	34
3.6.1. Potencial relacionada a evento.....	34
3.6.2. Magnitude quadrática da coerência.....	34
3.6.3. Sincronização e dessincronização relacionada a evento.....	34
3.6.4. Entropia de permutação.....	35
4. Resultados.....	36
4.1. Potencial relacionado a evento.....	36
4.2. Magnitude quadrática da coerência.....	39
4.3. ERS/ERD.....	43
4.3.1. ERS e ERD em banda Alfa.....	43
4.3.2. ERS e ERD em banda Beta.....	52
4.4. Entropia de permutação.....	60
4.4.1. EP em banda Alfa.....	60

4.4.2. EP em banda Beta.....	65
5. Discussão.....	69
6. Conclusão.....	76
Referências Bibliográficas	77

Lista de abreviaturas e siglas

AMAT – *Arm motor ability test*

AVC – Acidente vascular cerebral

AVCH – Acidente vascular cerebral hemorrágico

AVCI – Acidente vascular cerebral isquêmico

AVD – Atividade de vida diária

BP – *Bereitschaftspotential* (potencial de prontidão)

CC – Componentes cinemáticos

CNV – *Contingent of negative variation*

EEG – Eletroencefalografia

EP – Entropia de permutação

ERD – *Event-related desynchronization*

ERP – *Event-related potential*

ERS – *Event-related synchronization*

ESP – sinal de EEG espontâneo

FLW at – *Follow-up* antes da tarefa motora (*boxplot*)

FLW dt – *Follow-up* depois da tarefa motora (*boxplot*)

fMRI – *Functional magnetic resonance imaging*

Follow-up – condição experimental após a reabilitação motora

IFC – Intervenção fisioterápica convencional

IM – Imagética motora

IMG – sinal de EEG durante IM da preensão da mão dominante

M1 – Córtex motor primário

MEEM – Mini exame de estado mental

MEG – Magnetoencefalografia

MOV – sinal de EEG durante execução do movimento preensão da mão dominante

MRCP – Potencial cortical relacionados a movimentação, em inglês

MSC – *Magnitude squared of coherence*

MSC_{crit} – valor crítico da Magnitude quadrática da coerência

PE – Potencial evocado

PMA – *premotor area*

PRM – condição experimental antes da reabilitação motora

PRM at – PRM antes da tarefa motora (*boxplot*)

PRM dt – PRM depois da tarefa motora (*boxplot*)

RM – Reabilitação motora

SMA – *Supplementary motor area*

SMAF – Sistema de mensuração de autonomia

SN – Sistema nervoso

SNC – Sistema nervoso central

$t1$ – Intervalo de -2 a -1 s

$t2$ – Intervalo de -1 a 0 s, imediatamente anterior à realização da tarefa motora

$t3$ – Intervalo de 0 a 1 s, logo após a tarefa motora

$t4$ – Intervalo de 1 a 2 s

t_{ERP} – Intervalo de -2 a 3 s, usado no cálculo do ERP

t_{MSC} – Intervalo de -1 a 3 s, usado no cálculo do MSC

1. Introdução

O Acidente vascular cerebral (AVC) afeta cerca de 17 milhões de pessoas anualmente. Segundo dados da Organização Mundial da Saúde (2017), aproximadamente cinco milhões de pessoas apresentam alguma sequela neurológica permanente, como, por exemplo, paralisia parcial de um lado do corpo (hemiparesia), perda de movimento fracionado, tônus musculares anormais e mudanças somatossensoriais. Para retomada das atividades de vida diária (AVD) do indivíduo com sequelas pós-AVC, é necessário identificar técnicas de reabilitação motora que favoreçam a reorganização cortical e a recuperação funcional (PAZ, 2012).

Além da prática motora como atividade de reabilitação, a prática mental (PM) com imagética motora (IM) tem sido utilizada como técnica de reabilitação motora pós-AVC. A IM é definida como simulação mental de movimentos sem que o movimento ocorra realmente (JEANNEROD, 1994). Essa habilidade cognitiva é dirigida pelos princípios do controle motor central, assim como a execução do movimento (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006). Devido às sequelas do AVC, em especial a hemiparesia, a movimentação ativa é de difícil, ou até impossível, realização por parte desses indivíduos, dificultando a sua reabilitação. Por essa dificuldade, alguns estudos têm considerado a IM um instrumento terapêutico importante para facilitar a recuperação motora nestes indivíduos pós-AVC (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006; PAZ, 2012).

Estudos têm sido realizados com o objetivo de verificar a relação entre a execução do movimento e a IM, em especial utilizando ressonância magnética funcional (fMRI) e eletroencefalografia (EEG) (HANAKAWA *et al.*, 2003, 2008). A IM compartilha algumas regiões corticais com a movimentação, principalmente as áreas motora e do córtex somatossensorial relacionadas ao planejamento moto, ocorrendo grande sobreposição entre ambos os eventos (JACKSON *et al.*, 2001). Em indivíduos sem disfunções neurológicas, a atividade cortical avaliada por EEG demonstrou que a execução do movimento e a IM apresentam padrões similares de sincronização e dessincronização relacionadas a evento (ERS e ERD, respectivamente em inglês, *event related synchronization* e *desynchronization*) das bandas de frequência Mu e Beta (PFURTCHELLER *et al.*, 1997). Em indivíduos pós-AVC, esses padrões corticais estão sendo pouco explorados, necessitando novos estudos para entender como e com que grau a IM influencia na atividade cerebral desses indivíduos (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006).

Dados neurofisiológicos de execução de movimento e IM são de extrema importância para o desenvolvimento de novas abordagens com o objetivo de reduzir os custos e maximizar os resultados da reabilitação em indivíduos pós-AVC. Dentre essas novas abordagens, a Interface cérebro-máquina (ICM) tem recebido grande atenção nos últimos anos por promover a prática mental e maior envolvimento do usuário nas tarefas de reabilitação motora (RAMOS-MURGUIALDAY, BIRBAUMER, 2015). Os sistemas ICM permitem converter a intenção do movimento do paciente em “movimento real” com a utilização de um dispositivo robótico que pode ser um computador e/ou braço mecânico (FORMAGGIO *et al.*, 2013).

PAZ (2012) avaliou, por meio de medidas de desfecho, a influência de um programa de reabilitação com PM individualizada e orientada a tarefas específicas adicionada à intervenção fisioterapica convencional (IFC) no aprendizado motor de indivíduos com sequelas crônicas de AVC. Observou-se que o programa de reabilitação foi capaz de gerar modificações na habilidade de usar o membro superior afetado e mobilidade desses indivíduos, e que estas modificações são mantidas após um mês de término do treinamento com PM, sugerindo aprendizado motor.

O presente trabalho analisou o banco de dados gerados no trabalho de PAZ (2012). A hipótese do nosso trabalho era que a reabilitação com PM associada a IFC promovesse alterações nos padrões do sinal de EEG, alterações essas analisadas por meio de técnicas como coerência, sincronização/dessincronização realcionada a evento e entropia de permutação, visto que os indivíduos apresentaram melhora motora após a reabilitação.

1.1. Objetivos

Considerando a importância da reabilitação na qualidade de vida de indivíduos pós-AVC que apresentam déficit motor, o presente trabalho tem como objetivo investigar mudanças na atividade cortical relacionadas à reabilitação individualizada com IM em indivíduos hemiparéticos pós-AVC durante realização de tarefa motora.

1.1.1. Objetivos específicos

Investigar a resposta evocada do sinal de EEG – Potencial relacionados a evento (ERPs) durante tarefa motora, antes e após treinamento com IM.

Investigar a Magnitude quadrática da coerência (MSC) do sinal de EEG – Dependência linear entre os componentes harmônicos do estímulo (ou tarefa motora) e a resposta cerebral.

Estudar as mudanças nos padrões de dessincronização/sincronização (ERD/ERS) relacionadas à reabilitação com IM – ERD/ERS dos ritmos Alfa (Mu) e Beta durante execução de tarefa antes e após treinamento com IM.

Pesquisar a complexidade do sinal de EEG – Aplicação da entropia de permutação (EP) com o objetivo de averiguar se existe mudança após a reabilitação com IM.

1.2. Estrutura do trabalho

O presente trabalho apresenta-se dividido em 5 Capítulos. O Capítulo 2, intitulado “Revisão da Literatura”, detalha brevemente: 1) A fisiologia do sistema de controle motor; 2) Aspectos sobre AVC e sobre a realização da reabilitação motora de indivíduos pós-AVC; 3) Descrição da IM, uma das técnicas utilizadas na reabilitação pós-AVC; 4) Como pode ser mensurada a atividade cortical através dos sinais de EEG e 5) Informações sobre as técnicas de análise do EEG focadas no trabalho. O Capítulo 3 contém descrição dos Materiais e Métodos utilizados com a finalidade de atingir os objetivos propostos no Capítulo 1. No Capítulo 4 são apresentados os resultados das técnicas de análise dos sinais de EEG de indivíduos com lesão cerebral antes e após reabilitação com IM. No Capítulo 5, os resultados são discutidos e apresentadas as conclusões do trabalho. Por fim, as referências utilizadas no desenvolvimento do presente trabalho.

2. Revisão da literatura

2.1. Sistema de controle motor

No final do século XIX, os trabalhos de Fritsch e Hitzig demonstraram que movimentos de partes contralaterais do corpo eram evocados por estimulação elétrica na superfície de áreas pré-delimitadas do córtex de mamíferos anestesiados. Diferentes regiões possuem neurônios com funções distintas nessa faixa do córtex (HAGNER, 2012). Essa faixa motora no córtex contém um mapa motor ordenado do lado contralateral do corpo, sendo necessária sua integridade para o controle voluntário das partes correspondentes do corpo.

Maiores detalhes da definição do mapa motor foram obtidos na primeira metade do século XX, com os trabalhos de PENFIELD e colaboradores (1937). Utilizando uma estimulação elétrica mais restrita em pacientes humanos neurocirúrgicos, Penfield e colaboradores pesquisaram a organização funcional do córtex motor, demonstrando que esta é bem conservada em humanos e em outras espécies de mamíferos, e que a representação de partes do corpo no mapa motor não apresenta representação proporcional do corpo: partes que apresentam um controle mais preciso possuem área de representação extremamente grande no mapa, como por exemplo dedos, faces e a boca (Figura 1).

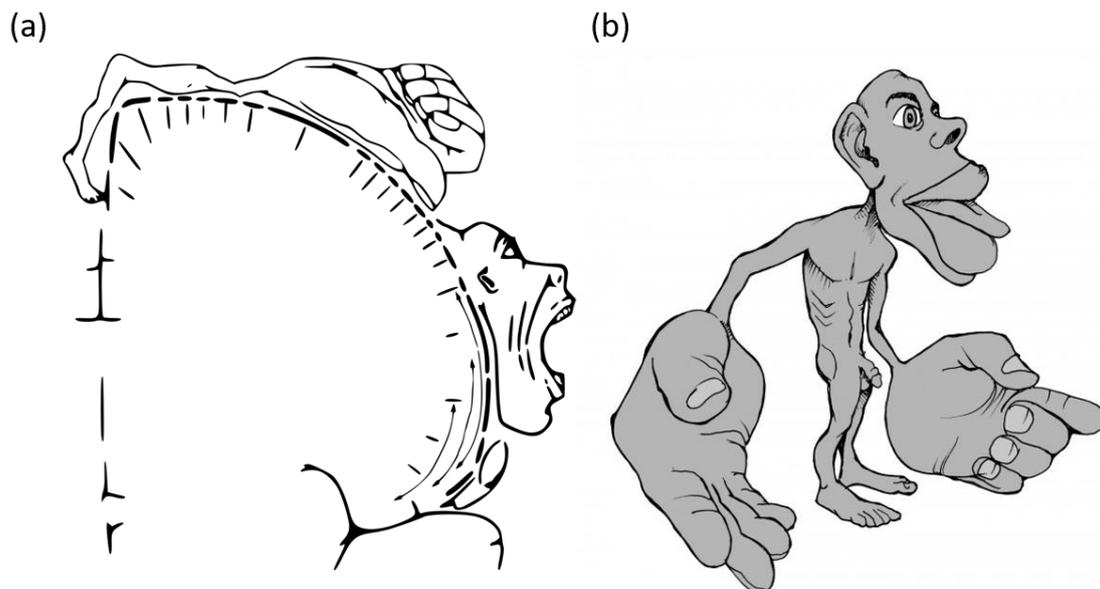


Figura 1 Representação motora nos seres humanos: (a) Mapa do córtex motor humano e (b) o Homúnculo de Penfield, ilustrando o tamanho relativo da representação de cada parte do corpo. Fonte: Modificada da internet. Domínio público.

O sistema motor é composto pelos centros de comando motor do sistema nervoso (SN) e pela musculatura esquelética. O sistema motor central apresenta hierarquia de controle, sendo essa dividida em três níveis, com estruturas e funções diferentes. O nível alto é composto pelas áreas de associação do neocórtex e os gânglios da base, tendo como função a estratégia e o planejamento do movimento que melhor se adequa para atingir o objetivo final. O córtex motor e cerebelo compõem o nível médio e são responsáveis pela tática do movimento, promovendo as sequências de contrações musculares necessárias de forma sincrônica em espaço e tempo. Por último, o nível baixo, composto pelo tronco encefálico e a medula espinhal, responsáveis pela execução do movimento a partir da ativação do motoneurônio e dos conjuntos de interneurônios (BEAR, 2016).

O controle motor é realizado pela integração de múltiplas áreas do córtex cerebral, atuando no desempenho do movimento voluntário os córtices motor (áreas motora e pré-motora), pré-frontal e parietal posterior (Figura 2). O córtex motor localiza-se no lobo frontal, na região anterior ao sulco central. É composto pelo córtex motor primário (M1), localizado na área 4 de Brodmann, e pelo córtex pré-motor situado na área 6. O córtex pré-motor subdivide-se ainda em área motora suplementar (SMA) e córtex pré-motor lateral (PMA). O córtex parietal posterior é composto pelas áreas 5 e 7 e localizam na região posterior ao sulco central (KANDEL, 2014; BEAR, 2016).

O nível mais alto na hierarquia de controle motor é formado pela atuação conjunta do córtex pré-frontal e do córtex parietal posterior, onde as decisões são tomadas sobre quais ações tomar e seu provável resultado. Essas áreas enviam neurônios para o córtex pré-motor (área 6), área essa que se encontra na junção onde os sinais que codificam as ações são convertidos em sinais que especificam como as ações serão executadas. O córtex pré-motor, por sua vez, conecta-se com o M1, responsável por converter o plano de ação em comandos que executam o plano, enviando axônios para o trato corticoespinhal descendente e desempenhando o movimento. Em adição ao seu papel importante no controle de movimentos voluntários, o córtex motor também permite alterações adaptativas durante a aquisição de habilidades motoras e recuperação de funções após lesões (KANDEL, 2014; BEAR, 2016).

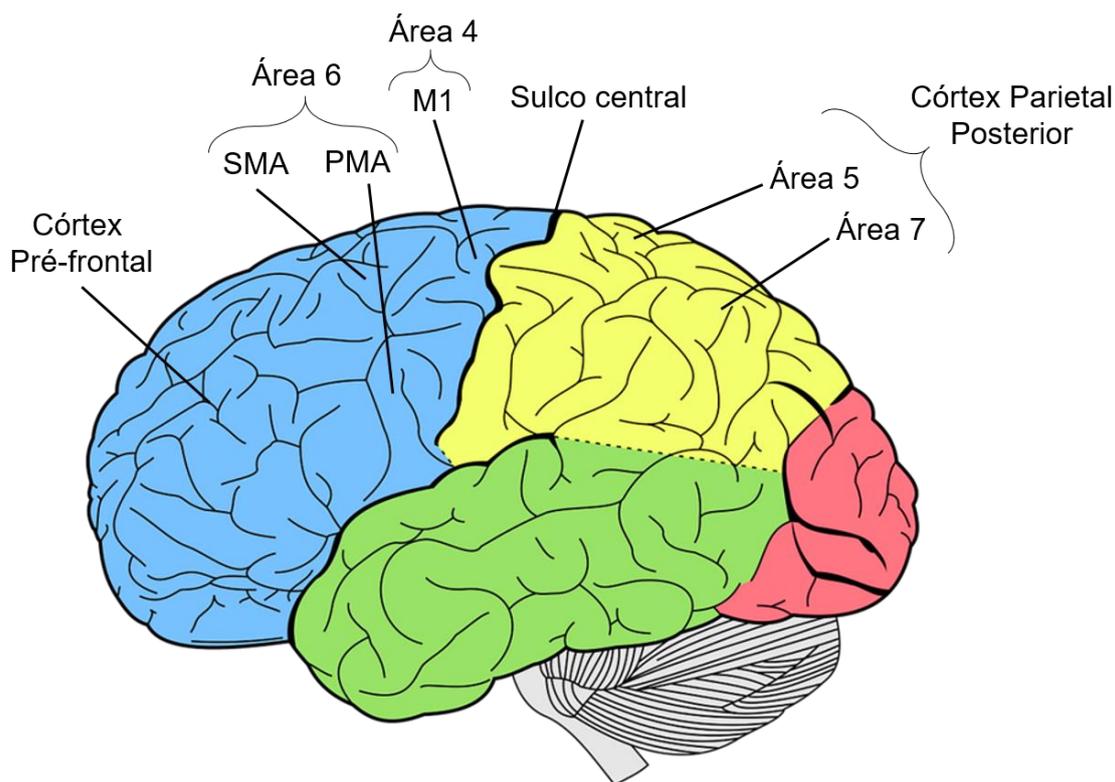


Figura 2 Representação dos córtices cerebrais responsáveis pelo controle motor. Fonte: Modificada da internet. Domínio público.

A principal diferença entre o córtex motor e os córtices pré-frontal e parietal posterior associa-se à atividade neural predominante nessa área que pode estar relacionada com o planejamento ou com a execução do movimento, visto que nenhuma área cortical possui população homogênea de neurônios dedicados exclusivamente à uma única função. Enquanto muitos neurônios de M1 disparam principalmente durante a execução, os córtices pré-frontal e parietal posterior contêm mais neurônios que são intensamente ativados durante o estágio de planejamento motor (KANDEL, 2014).

2.2. Acidente Vascular Cerebral

O acidente vascular cerebral (AVC) é causado pela interrupção do fornecimento sanguíneo ao encéfalo, geralmente por rompimento de um vaso sanguíneo ou bloqueio por um coágulo. Isso corta o suprimento de oxigênio e nutrientes, causando danos ao tecido cerebral (WHO, 2017). O AVC acarreta perda da função cerebral, normalmente levando a déficit sensitivo, motor ou cognitivo permanente (BEAR, 2016; MEDEIROS *et al.*, 2014). Segundo estudo realizado pelo *National Institute of Neurological Disorders and Stroke* (NINDS) (1999), 87% dos AVC são do tipo AVCI, 10% são do tipo AVCH e 3% são de outros tipos, como por exemplo, hemorragia subaracnóidea.

Cerca de 17 milhões de pessoas sofrem AVC anualmente, sendo que, desse total, cinco milhões passam a apresentar deficiências funcionais (WHO, 2017). Segundo Connell (2008) cerca de 30% dos indivíduos pós-AVC apresentam algum tipo de comprometimento motor ou déficit somatossensorial. Outros sintomas incluem: confusão e/ou dificuldade em falar ou entender o discurso; dificuldade para enxergar; dificuldade de locomoção, tonturas, perda de equilíbrio ou coordenação; dor de cabeça severa sem causa conhecida; desmaio ou inconsciência. Os efeitos do AVC dependem de qual e quão severamente afetada foi a região do encéfalo, podendo causar morte súbita devido à gravidade da lesão. A hemiparesia ocorre contralateralmente à lesão no hemisfério cerebral (SURESH *et al.*, 2008). As atividades cotidianas são afetadas pelas sequelas neurológicas apresentadas pelos indivíduos pós-AVC. Por exemplo, a disfunção motora do braço ocorre em 73-88% dos sobreviventes, dentre os quais 55-75% apresentam o braço hemiparético (MEDEIROS *et al.*, 2014).

As atenuações das consequências do AVC estão diretamente relacionadas à neuroplasticidade, que corresponde à capacidade do sistema nervoso central (SNC) em modificar algumas das suas propriedades morfológicas e funcionais em resposta às alterações do ambiente e a mecanismos internos, geralmente cognitivos. Em indivíduos com lesões, em resposta à experiência e à adaptação a condições e estímulos repetitivos (reabilitação motora), o SNC utiliza-se desta capacidade na recuperação de funções perdidas, reorganizando estruturas e favorecendo a recuperação funcional desses indivíduos. Assim, a neuroplasticidade permite que novos circuitos neuronais e trajetos nervosos diferenciados sejam estabelecidos para a execução da atividade (HAASE, LACERDA, 2004). A arquitetura das conexões neurais está em constante reorganização em resposta a estímulos centrais e periféricos. Durante a recuperação após danos cerebrais, a experiência constitui um importante componente na aprendizagem, podendo modificar a estrutura cerebral (MULDER, 2007).

2.3. Reabilitação motora em AVC

A sobrevivência pós-AVC apresenta elevada prevalência na população, acarretando altos índices de comprometimento motor e limitações funcionais nos indivíduos. Um terço dos indivíduos pós-AVC apresentam alguma sequela neurológica permanente, fazendo-se necessária a identificação de técnicas de reabilitação motora que favoreçam a reorganização cortical e a recuperação funcional desses indivíduos.

Diversas intervenções são utilizadas na reabilitação motora, para retomada da função e melhora da qualidade de vida do indivíduos pós-AVC. As principais técnicas

utilizadas na reabilitação são a estimulação elétrica do membro acometido, terapia de espelho, terapia de movimento por restrição induzida, prática mental com IM e utilização de interface cérebro-máquina (MEDEIROS *et al.*, 2014).

Em indivíduos pós-AVC hemiparéticos, o treinamento sensório-motor e a aprendizagem motora são de extrema importância para a reabilitação do membro comprometido. A avaliação da função motora permite selecionar a intervenção adequada e pode ser realizada por medidas baseadas em auto-relato e medidas de performance como, por exemplo, o *Arm motor ability test* (AMAT), Sistema de mensuração de autonomia (SMAF) e o índice *Fugl Meyer* (MEDEIROS *et al.*, 2014).

Embora o treinamento motor seja importante na reabilitação, nem sempre a condição do indivíduo pós-AVC permite terapia física, além de cara e trabalhosa em algumas situações. Por isso a IM surge como uma alternativa de reabilitação motora em AVC, podendo ser realizada sozinha ou em conjunto com outras técnicas de reabilitação (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006). Demonstrou-se que a IM cinestésica, na qual o indivíduo se imagina realizando o movimento, é a melhor opção para reabilitação motora, pois promove melhor reorganização das redes motoras e somatosensoriais que outras modalidades de intervenção (DICKSTEIN, DEUTSCH, 2007; SHARMA, POMEROY, BARON, 2006; PAZ, 2012).

2.4. Imagética motora

Vários componentes são envolvidos no aprendizado motor: processamento e coleta de informações sensoriais relevantes para a ação, na qual uma série de estratégias de tomada de decisão são aplicadas, definindo parâmetros de movimento (e.g., direção, duração, força) e ativando processos de controle durante o desempenho motor (WOLPERT, FLANAGAN, 2001). A prática motora é essencial para a aquisição e consolidação de novas habilidades motoras, promovendo recuperação física (ROBERTSON *et al.*, 2004). Além dessa técnica, outros dois métodos complementares são bem avaliados para a aprendizagem de habilidades motoras: a observação da ação (MATTAR, GRIBBLE, 2005; NAISH *et al.*, 2014) e IM (GENTILI *et al.*, 2010; GENTILI, PAPAXANTHIS, 2015; SCHUSTER *et al.*, 2011).

Imagética motora é a representação mental explícita ou implícita da ação sem movimentos concomitantes (RUFFINO *et al.*, 2017). Segundo JEANNEROD (1994), a IM também pode ser definida como um estado dinâmico mental no qual uma memória de trabalho ativa internamente a representação de uma ação motora específica sem

promover nenhuma resposta motora. Diferentes são as modalidades de IM: cinestésicas (baseado em informações sensoriais normalmente geradas durante o movimento real), hápticas (usando informações cutâneas para recriar a interação com objetos externos), visuais (com perspectivas externas e internas) ou auditivas. Durante a IM, essas modalidades podem ser utilizadas independentemente ou serem combinadas, potencializando a ativação do sistema sensório-motor. A prática mental (PM) por meio de IM é cada vez mais utilizada para aprendizagem motora em pessoas saudáveis (DICKSTEIN, DEUTSCH, 2007) ou para reabilitação motora em pacientes (MALOUIN *et al.*, 2013).

Assim como a execução do movimento, essa habilidade cognitiva é dirigida pelos princípios do controle motor central (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006). A IM ativa regiões corticais sobrepostas às regiões ativadas durante a execução do movimento, principalmente as áreas motora e do córtex somatossensorial (JACKSON *et al.*, 2001; HANAKAWA *et al.*, 2003, 2008). Embora seja um processo cognitivo, a IM compartilha mecanismos de controle e substratos neurais parecidos com os do movimento real, proporcionando uma oportunidade única para estudar o controle neural do movimento (HANAKAWA, 2016).

Estudos utilizando fMRI e magnetoencefalografia (MEG) demonstraram que as tarefas com IM ativam regiões corticais e subcorticais que se sobrepõem às ativadas durante a execução do movimento (HANAKAWA *et al.*, 2003, 2008). Durante a IM ocorre um aumento significativo da ativação de estruturas corticais motoras não primárias, relacionadas com o planejamento e a preparação do movimento, porém existem controvérsias sobre o aumento da ativação de M1 (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006). Sugere-se que a ausência de ativação de M1 durante IM ocorre devido a um mecanismo neurofisiológico de controle para que não ocorra movimento, havendo maior ativação de SMA e PMA (PAZ, 2012).

Em indivíduos sem disfunções neurológicas, a atividade cortical avaliada por EEG demonstrou que a execução do movimento e a IM apresentam padrões similares de potenciais relacionados a evento (ROMERO *et al.*, 2000) e de sincronização e dessincronização relacionadas a evento (ERS e ERD, respectivamente) das bandas de frequência Mu e Beta (PFURTSCHELLER *et al.*, 1997). Em indivíduos pós-AVC, esses padrões corticais estão sendo pouco explorados, necessitando novos estudos para entender como e com que grau a IM influencia na atividade cerebral desses indivíduos (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006).

Segundo a literatura de psicologia do esporte, a prática de IM tem apresentado resultados positivos na melhora do desempenho motor (FELTZ, LANDERS, 1983; DRISKELL *et al.*, 1994). Para melhora da destreza, atletas e músicos têm utilizado a IM associada à prática física (JEANNEROD, 2006). Vários aspectos do desempenho motor são melhorados com a prática mental com IM, como força muscular, velocidade de movimento, precisão e variabilidade (RANGANATHAN *et al.*, 2004; GENTILI, PAPAXANTHIS, 2015). A prática da IM está relacionada a efeitos positivos na performance e no aprendizado motor em atletas e indivíduos com distúrbios neurológicos, como o AVC (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006). Devido às sequelas, especialmente à hemiparesia, os indivíduos pós-AVC apresentam déficit ou incapacidade de movimentação ativa, dificultando o processo de reabilitação.

Evidências na literatura relacionam a prática da IM com efeitos positivos na performance e no aprendizado motor em indivíduos com distúrbios neurológicos, como AVC e lesões na coluna espinhal (SHARMA, POMEROY, BARON, 2006). A IM tem sido considerada uma alternativa viável na reabilitação motora de indivíduos pós-AVC, principalmente quando o treinamento físico não é possível, pois produz modificações corticais similares à terapia física (PAGE *et al.*, 2001, PAZ *et al.*, 2013). Além disso, o treinamento baseado em IM também pode ser benéfico em pacientes com atividade muscular excessiva devido à espasticidade, comum em indivíduos pós-AVC (PAZ, 2012; HANAKAWA, 2016).

Os dois tipos principais de IM são definidos de acordo com o tipo de perspectiva utilizada: (1) IM visual e (2) IM cinestésica. Na IM visual, também conhecida como IM externa ou em 3º pessoa, a perspectiva é externa, ou seja, o indivíduo imagina a observação do movimento, não necessariamente participando dele. Em contrapartida, na IM cinestésica, também conhecida como IM interna ou em 1º pessoa, a visão do movimento é interna, ou seja, é a imaginação de se realizar propriamente o movimento e todas as sensações atribuídas a ele (DICKSTEIN, DEUTSCH, 2007).

A escolha entre IM visual ou cinestésica é influenciada pelo tipo de tarefa a ser realizada ou pelo estágio de aprendizado motor. Alguns fatores como a modalidade da IM (e.g., cinestésica ou visual), a isocronia entre a execução real e a imaginação e/ou o ambiente no qual a intervenção é realizada são características específicas nas quais os benefícios da IM são baseados. Imagética visual é mais adequada para tarefas que enfatizem na forma do movimento enquanto a imagética cinestésica é melhor para tarefas em que o tempo e a coordenação são enfatizados (FERY, 2003). Segundo Stinear *et al.* (2006), a perspectiva da 1ª pessoa gera modificações corticais

semelhantes àquelas geradas pela execução do movimento, com maior ativação dos córtices somatossensorial e M1.

A duração da sessão é outro fator importante a ser considerado antes de iniciar um treinamento com IM. Segundo Gentili e colaboradores (2010), após 60 repetições de IM, a concentração dos sujeitos diminui. Rozand e colaboradores (2016) demonstraram que uma sessão de IM prolongada diminui a precisão da capacidade de imaginação, embora não pareça induzir fadiga neuromuscular. A combinação de IM e execução de movimento induz mudanças maiores do que o treinamento mental ou físico sozinho (JACKSON *et al.*, 2004; AVANZINO *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2009; PAZ *et al.*, 2013).

2.5. Eletroencefalograma

O eletroencefalograma (EEG) é o registro da diferença de potencial no couro cabeludo ao longo do tempo. As ondas captadas no EEG são oriundas do somatório dos potenciais pós-sinápticos, somados temporal e espacialmente. Essa técnica possui alta resolução temporal (da ordem de milissegundos) e baixa resolução espacial, pois o registro em cada derivação corresponde ao somatório da atividade neuronal (principalmente dos potenciais pós-sinápticos dos neurônios piramidais) de uma área relativamente grande, circunscrita à derivação. A determinação da localização da fonte geradora do EEG não é precisa, pois o EEG é uma projeção bidimensional de um procedimento realizado em três dimensões. Por isso essa técnica, em contraste com a ressonância magnética funcional, apresenta baixa resolução espacial e alta resolução temporal, sendo, portanto, amplamente utilizada para o estudo de marcadores temporais gerados por estimulações sensoriais repetitivas simples ou complexas (GU *et al.*, 2014).

Utilizando derivações de agulha sob o couro cabeludo e um eletrocardiógrafo, Hans Berger, em 1924, realizou o primeiro registro de EEG em humanos (GOMES, 2015). Berger observou oscilações de alta amplitude no sinal de EEG quando o indivíduo acordado estava em um estado relaxado e com os olhos fechados, nomeando-as de oscilações Alfa. Em indivíduos de olhos abertos observaram-se oscilações de baixa amplitude e mais rápidas, sendo nomeadas oscilações Beta (BUZSÁKI, 2006). As oscilações cerebrais foram agrupadas em diferentes tipos de ritmos cerebrais para facilitar os estudos de fisiologia neural em processos sensoriais e cognitivos, além dos estudos dos ritmos do sono (STERIADE, 2006). Os ritmos do EEG são categorizados de acordo com sua faixa de frequência e denominadas por uma letra grega, e

correlacionam-se com alguns estados de comportamento, como os níveis de atenção, sono ou vigília, e patologias, tais como epilepsia. Os ritmos estão apresentados na Figura 3.

Delta (δ). O ritmo Delta, com faixa de frequência entre 0,5 a 4 Hz, pode ser observado durante a vigília, e está intimamente relacionado aos estados de anestesia e sono profundo, tornando-se mais proeminente durante a sonolência (SCHOMER; LOPES DA SILVA, 2011).

Alfa (α) e Mu (μ). Ritmo cerebral mais proeminente do EEG, com faixa de frequência entre 8 e 13 Hz e alta amplitude. Está associado a estados calmos de vigília, sem concentração ou atenção. Dentro da banda do ritmo Alfa existem algumas variantes, com características diferentes e que estão relacionados com populações de neurônios também diferentes. O ritmo Alfa clássico, conhecido também como ritmo Alfa visual, aparece nas regiões occipital e parietal do córtex, sendo, portanto, dependente da estimulação visual (olhos abertos ou olhos fechados). Assim, quando se fecha os olhos é possível observar nitidamente este ritmo Alfa nas regiões parieto-occipitais com alta amplitude, refletindo a ausência de aferências sensoriais para o córtex visual primário (SANEI, CHAMBERS, 2007). O ritmo Mu (μ) rolândico ou ritmo somato-motor ocorre na região central do córtex, córtices motores e sensitivos, região essa onde está representada a parte sensorial e motora do homúnculo (SANEI, CHAMBERS, 2007; SCHOMER, LOPES DA SILVA, 2011). Esse ritmo é bloqueado com a movimentação e com a IM (NEUPER, PFURTSCHHELLER, 2001; PFURTSCHHELLER, LOPES, 1999).

Beta (β). Ritmo cerebral mais rápido que o Alfa, com banda de frequência variando entre 13 e 30 Hz, sendo encontrado nas regiões frontais e centrais. Pode ser dividido em Beta 1 (12,5 – 16 Hz), 2 (16,5 – 20 Hz) e 3 (20,5 – 30 Hz) dependendo de sua aplicação. Esse ritmo está associado ao pensamento ativo, raciocínio lógico, ao estado de vigília e tarefas motoras, como por exemplo movimentação dos dedos (SCHOMER, LOPES DA SILVA, 2011). Quando ocorrem no córtex central está associado ao ritmo Mu rolândico, podendo reduzir com movimentação e/ou imagética motora (PFURTSCHHELLER, LOPES, 1999; SANEI, CHAMBERS, 2007).

O cérebro é um sistema dinâmico altamente complexo que apresenta regimes não-lineares (DUKE, PRITCHARD, 1991). O estudo do comportamento dinâmico do cérebro auxilia na identificação da atividade cerebral quando comparado com o estudo do comportamento de sistemas neurais. Por isso, na análise de dados do EEG, diferentes medidas não-lineares são utilizadas (STAM, 2005). A aplicação da dinâmica

não linear abriu uma nova janela no estudo da atividade cerebral, que fornece descritores quantitativos eficazes de dinâmica de EEG (STAM, 2005; GAO *et al.*, 2012).

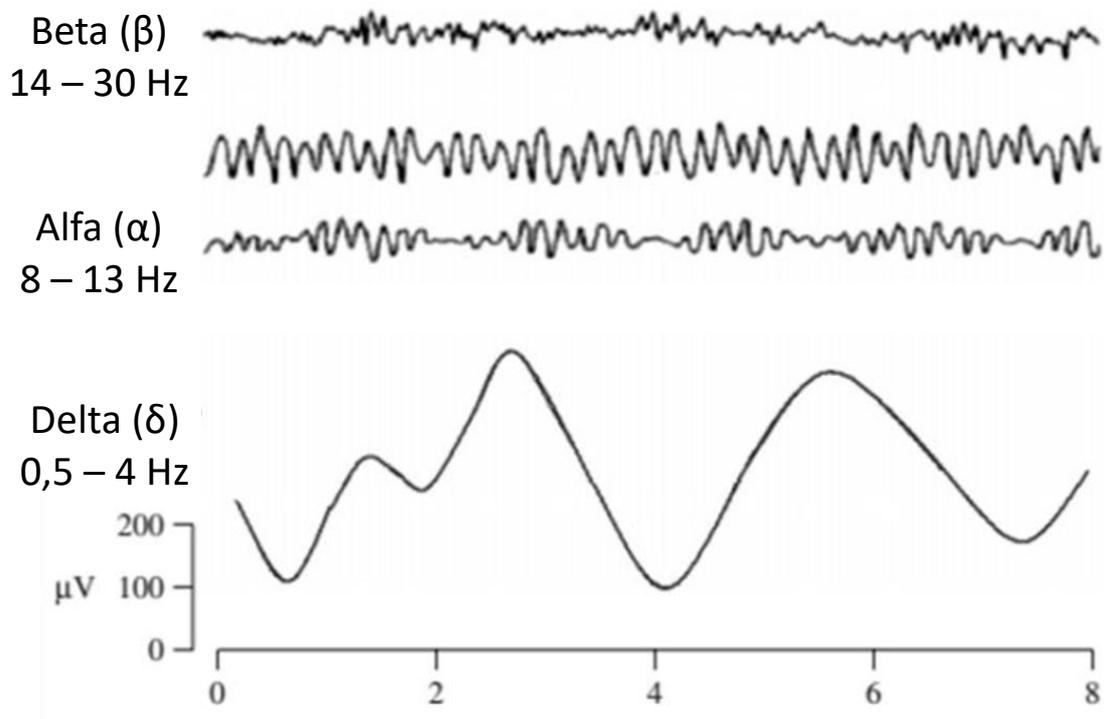


Figura 3 Representação dos ritmos cerebrais e suas respectivas bandas de frequência, (a) a banda Delta, (b) a banda Alfa e (c) banda Beta. Fonte: Modificado de SANEI, CHAMBER(2007); Autorizado em Maio/2018.

Existem dois tipos principais de repostas cerebrais a estímulos: as repostas evocadas e as repostas induzidas. As repostas evocadas caracterizam-se pela relação temporal (“*time-locked*”) e em fase com o estímulo (“*phase-locked*”), ao passo que as repostas induzidas não apresentam relação em fase, caracterizando-se apenas pela relação temporal (não-“*phase-locked*”). Por apresentarem diferença na relação em tempo e em fase, essas repostas são calculadas por métodos diferentes. Enquanto as repostas evocadas podem ser evidenciadas por métodos lineares, as repostas induzidas podem ser avaliadas utilizando tanto métodos lineares quanto não lineares, como por exemplo o índice de sincronização e dessincronização e a Entropia de Permutação, respectivamente (SCHOMER, LOPES DA SILVA, 2011).

2.6. Potencial relacionado a evento

Os potenciais evocados (PE) são respostas neurais em decorrência de estímulos sensoriais, geralmente caracterizadas por sua morfologia – latência de pico e vale, amplitude e polaridade (INFANTOSI *et al.*, 2006). São poderosas ferramentas utilizadas tanto na clínica quanto em estudos de neurociência, além de serem usados amplamente em aplicações de interface cérebro-máquina (SANEI; CHAMBERS, 2007). Para extrair as respostas evocadas do sinal de EEG podem ser utilizados métodos lineares, como por exemplo, a média coerente entre as épocas que apresentam o estímulo (SCHOMER, LOPES DA SILVA, 2011). Os PEs são sincronizados em tempo e fase ao estímulo que os evoca e, portanto, a simples média tradicional das épocas leva a uma forma de onda visivelmente perceptível. Por apresentar amplitude pelo menos dez vezes menor do que o EEG de fundo, a média coerente é calculada para evidenciar a forma de onda do PE com cancelamento do sinal de EEG de fundo (INFANTOSI *et al.*, 2006).

O potencial relacionado a evento (ERP, em inglês *event-related potential*) é também uma resposta cerebral síncrona ao evento, porém de evolução mais lenta do que as sensoriais (SANEI; CHAMBERS, 2007). Dessa forma os ERPs são descritos de acordo com a latência e a amplitude de sua forma de onda. Os vales e picos são identificados como positivo (P) e negativo (N), respectivamente, recebendo uma numeração que indica o tempo, em milissegundos, que a componente ocorre após o estímulo ou evento (SUR, SINHA, 2009; SANEI, CHAMBERS, 2007). Por exemplo o P300 é um potencial positivo que ocorre 300 milissegundos após o estímulo, geralmente relacionado com processamento atencional (SUR, SINHA, 2009).

Em seres humanos, os ERPs são divididos em duas categorias: os primeiros componentes, com latências de até 100 milissegundos após o estímulo, são denominados "sensoriais" ou "exógenos", pois dependem em grande parte dos parâmetros físicos do estímulo. Em contraste, os ERPs gerados em latências posteriores refletem a maneira pela qual o sujeito avalia o estímulo e são denominados ERPs "cognitivos" ou "endógenos" à medida que examinam o processamento da informação (SUR, SINHA, 2009).

Os potenciais corticais relacionados a movimentação (MRCPs, em inglês) são ERPs que ocorrem em relação temporal próxima com movimento ou atividade semelhante ao movimento, como por exemplo a IM. Os MRCPs ocorrem antes, durante ou após o movimento e referem-se à preparação associada para o movimento no córtex. *Bereitschaftspotential* (BP) e contingente de variação negativa (CNV, em inglês

contingent negative variation) emergem antes do estímulo e podem ser considerados como uma assinatura de preparação motora ou expectativa de um estímulo (SHIBAKI, HALLET, 2006; SUR, SINHA, 2009).

2.7. Sincronização e Dessincronização relacionada a evento

As diminuições ou aumentos de potência em determinadas bandas são alterações específicas da frequência na atividade do EEG e representam modificações na sincronia das populações neuronais (PFURTSCHELLER *et al.*, 1999). Sincronização (ERS, do inglês *event-related synchronization*) ou dessincronização (ERD, do inglês *event-related desynchronization*) relacionada a evento são mudanças que ocorrem no sinal do EEG que representa, respectivamente, o aumento ou a diminuição percentual da potência de determinada banda de frequência durante um evento em comparação com um período pré-evento (PFURTSCHELLER, LOPES, 1999). ERS e ERD refletem sincronismo (ou falta de) de populações de neurônios, promovendo mudanças na atividade de interações locais entre neurônios e interneurônios, mudanças essas que influenciam nos componentes de frequência do sinal de EEG. A ERD sobre o córtex ativado, ao ser induzido pela entrada de informação, dentro de uma faixa de frequência específica, representa uma maior atividade neural (MANSUR *et al.*, 2012).

Por outro lado, a ERS caracteriza um comportamento inibitório de redes neurais (PFURTSCHELLER *et al.*, 1996; PFURTSCHELLER, NEUPER, 1997). Os neurônios corticais podem, diretamente, e os talâmicos, indiretamente, interromper a atividade rítmica cerebral. Analisar ERD e ERS é importante para investigar a dinâmica de ativação e inativação de populações neuronais durante o desempenho de uma determinada tarefa. Por exemplo, durante o movimento voluntário da mão direita, ocorre ERD contralateral do ritmo Mu antes da execução, e um ERS após execução (PFURTSCHELLER, LOPES DA SILVA, 1999).

Segundo PFURTSCHELLER e NEUPER (1997), a execução e a IM de tarefa motora estão relacionadas à ativação das áreas sensório-motoras primárias contralaterais e à desativação das áreas sensório-motoras primárias ipsilaterais. Durante a preparação do movimento, execução e imagética da tarefa motora, ocorre no córtex sensório-motor contralateral a diminuição na amplitude dos ritmos do EEG nas bandas Alfa (8–13 Hz) e Beta (13–30 Hz) (PFURTSCHELLER, LOPES, 1999). Na movimentação, a ERD localizada sobre o córtex sensório-motor primário pode ser definido como um correlato de uma rede sensório-motora cortical ativada, atuando tanto no planejamento quanto na execução da tarefa (PFURTSCHELLER *et al.*, 1998).

Imaginação sem movimentação pode suprimir a atividade nas bandas Alfa e Beta sobre o córtex sensório-motor primário contralateral (NASHMI *et al.*, 1994).

Estudos evidenciam que a execução do movimento modula o ritmo Mu e Beta. SALMELIN e HARI (1994) mostraram que antes e durante a movimentação ocorre dessincronização em ambas as bandas Alfa e Beta, com aumento substancial do ERS no período pós-movimento (1-2 s), sendo o componente Beta cerca de 300 ms mais rápido do que o componente Alfa. Durante as tarefas motoras, a dessincronização de Alfa e Beta foi mapeada nas áreas motoras primárias e somatossensoriais, comprovando a composição do ritmo Mu humano (CRONE *et al.*, 1998; PFURTSCHELLER *et al.*, 2003; MILLER *et al.*, 2007).

Trabalhos utilizando sinais de EEG demonstraram que, além de ocorrer durante a execução de movimentos passivos e ativos, a dessincronização do ritmo Mu ocorre durante observação de movimentos de outras pessoas como reflexo da integração, entre processamento de informação motora e visual aliada à nossa capacidade de compreender as intenções dos outros (PINEDA, 2005). A dessincronização dos ritmos Alfa e Beta ocorre em áreas frontais, centrais e parietais generalizadas durante a observação de movimentos realizados por outras pessoas (BABILONI *et al.*, 2002; MARTINEAU, COCHIN, 2003; PERRY, BENTIN, 2009; NEUPER *et al.*, 2009). A inibição deste padrão de atividade tem sido associada a atividade de neurônios espelho em áreas motoras e pré-motoras do córtex cerebral. Segundo PINEDA (2005), a supressão do componente Alfa permitiria a construção da representação dos movimentos observados em uma subpopulação de neurônios que processam informações somato-motoras durante a execução da ação. A dessincronização Alfa (ritmo Mu) e Beta refletem a liberação de um mecanismo de inibição visuais, somatossensoriais e motores para áreas fronto-parietais e temporais envolvidas no controle da execução de movimentos e, em menor grau, na compreensão de movimentos realizados por outras pessoas (NEUPER *et al.*, 2009).

No primeiro segundo após o término de um movimento voluntário, quando o ritmo Mu ainda exhibe um padrão dessincronizado de baixa amplitude, ocorre ERS pós-movimento na banda Beta. Esse fenômeno é conhecido como rebote Beta (*Beta rebound*). O ERS Beta pós-movimento é um fenômeno relativamente robusto e é encontrado em quase todos os sujeitos após movimento dos dedos, mãos, braços e pés, ocorrendo sobre a área sensório-motora contralateral e tendo valor máximo em 1000 ms após a deflagração do movimento (PFURTSCHELLER *et al.*, 1998; PFURTSCHELLER *et al.*, 1999). O *Beta rebound* está associado a uma menor

excitabilidade da via corticoespinhal, sugerindo que a atividade Beta rítmica tem um papel modulador no padrão de atividade do córtex motor que, por sua vez, envia comandos aos motoneurônios espinhais (SCHOMER, LOPES DA SILVA, 2011). A banda Beta (14-30 Hz) sensório-motora é atenuada por uma execução voluntária e IM de movimentos de mão/pé, mesmo em movimentos passivos, mas aumenta proeminentemente após o movimento (ALEGRE *et al.*, 2002; KILAVIK *et al.*, 2013; CHAKAROV *et al.*, 2009). Segundo ENGEL e colaboradores (2010), as oscilações da banda Beta podem refletir a manutenção do *status quo* em ambos os circuitos sensoriais e motores.

Para averiguar se houve aumento ou diminuição da potência de bandas de frequência, é necessário que os valores sejam calculados em relação a um período de referência. Em geral, as referências, ou linhas de base, são medições do sinal de EEG poucos segundos antes do evento ocorrer. O termo ERD só é significativo se a linha de base apresentar valores maiores na potência que o evento. Da mesma forma, o termo ERS só tem um significado se o evento resultar em um pico espectral que inicialmente não era detectável na linha de base (NIEDERMEYERS, 2005). O tempo é variável de acordo com o tipo de estímulo, sendo no caso de um estímulo motor de movimento voluntário de membro entre 1 a 3 s antes do movimento (PFURTSCHELLER, LOPES DA SILVA, 1999).

O ERS/ERD é específico para bandas de frequência, portanto pode ocorrer em regiões diferentes. Por outro lado, uma mesma região pode apresentar ERD e ERS simultaneamente, em bandas diferentes. Certos eventos podem promover dessincronização em determinada banda de frequência. Por serem *time-locked* ao evento, essas alterações não podem ser extraídas por um método linear simples, como a média, mas podem ser detectadas pela análise de frequência. De acordo com a literatura, existem diversos métodos de quantificação de ERS/ERD, sendo considerado o “método clássico” de quantificação de ERD e ERS o Método de Potência de Banda (PFURTSCHELLER, LOPES DA SILVA, 1999), que avalia as flutuações de energia do sinal ao longo do tempo para uma determinada banda de frequência de interesse. Primeiramente, o sinal original de EEG é filtrado de acordo com a banda de frequência desejada. Então, é dividido em épocas com os momentos de interesse (Figura 4b). Subtrai-se das épocas a média coerente do sinal, para retirar o potencial relacionado a evento (sincronizado em tempo e fase), e em seguida eleva-se ao quadrado para obter a potência das amostras (Figura 4c).

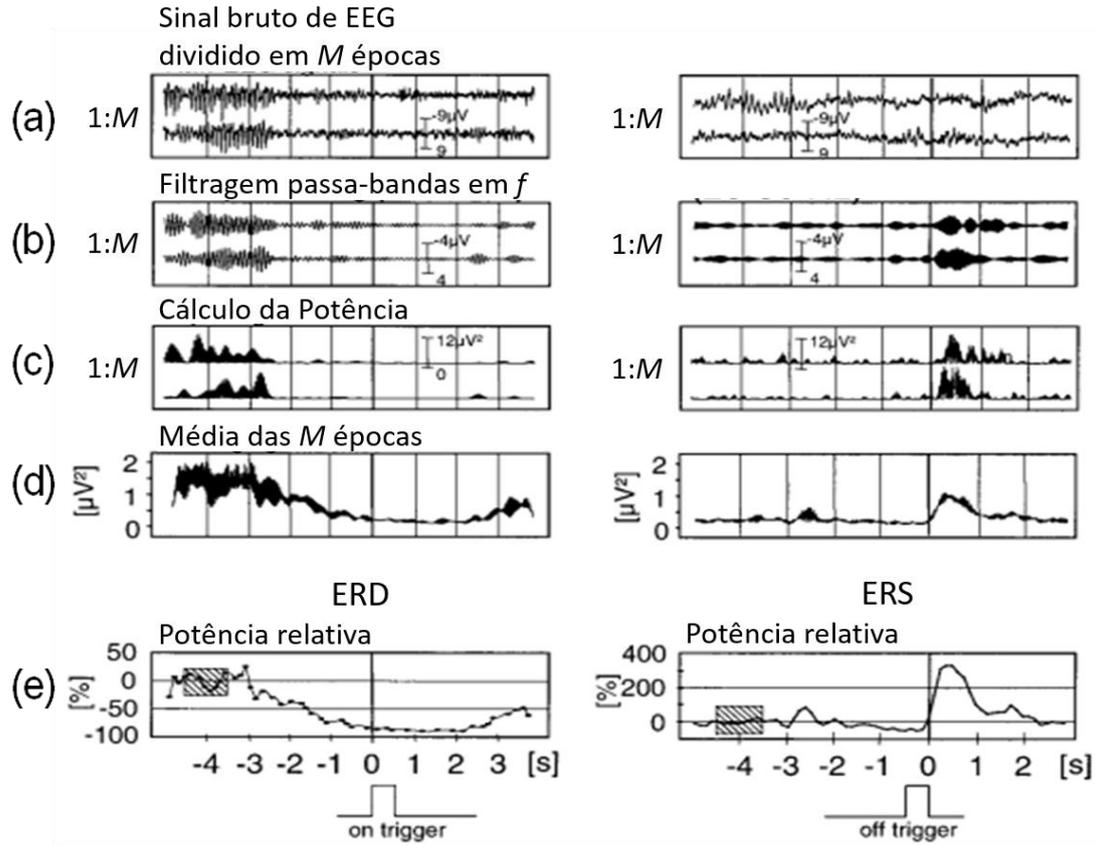


Figura 4 Método clássico de quantificação de ERS/ERD Fonte: Modificado de PFURTSCHELLER, LOPES DA SILVA (1999); Autorizado em Junho/2018.

Matematicamente o ERD/ERS pode ser definido por:

$$P_{j,f} = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (x_{ij,f} - \bar{x}_{j,f})^2 \quad (1)$$

$$R_f = \frac{1}{k} \sum_{r_0}^{r_0+k} P_{j,f} \quad (2)$$

$$ERD/ERS_{j,f} = \frac{P_{j,f} - R_f}{R_f} \times 100\% \quad (3)$$

onde: "M" é o número total de épocas, $x_{ij,f}$ é a amostra j da época i do sinal filtrado na banda de interesse, cujo intervalo de frequência é f , $\bar{x}_{j,f}$ é o valor médio da amostra j em relação a todas as épocas na banda de interesse f , R_f é a potência média na janela de referência (valor de base), que vai da amostra r_0 a $r_0 + k$ no intervalo de frequências f , e $ERD/ERS_{j,f}$ é o valor percentual calculado – ERS, caso seja positivo,

com aumento de energia em relação ao valor basal (Figura 5e, direita) e ERD, negativo, com redução de energia em relação ao valor base (Figura 5e, esquerda).

2.8. Magnitude quadrática da coerência

A MSC foi proposta como uma maneira de testar a presença de respostas evocadas por um estímulo (ou evento) no sinal de EEG (SIMPON *et al.*, 2000; SANTOS FILHO, 2010; MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004). A função coerência entre dois sinais $x(n)$ e $y(n)$ é definida como o espectro da correlação cruzada entre os sinais e quantifica a dependência linear entre os componentes harmônicos destes sinais. Sendo $y(n)$ idêntico em todos os trechos do sinal e $x(n)$ o sinal de EEG captado do escalpo, a MSC pode ser definida por:

$$MSC(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad (4)$$

sendo $X_i(f)$ a Transformada Discreta de Fourier (DFT) do i -ésimo trecho do sinal $x(n)$ e M o número total de trechos do sinal. Para a hipótese nula de ausência de coerência entre os sinais $x(n)$ e $y(n)$, a MSC segue uma distribuição Beta com os seguintes parâmetros (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004):

$$MSC(f) \sim \beta(1, M - 1) \quad (5)$$

sendo $\beta_{1,(M-1)}$ a distribuição Beta padrão com parâmetros de forma 1 e $M-1$. O valor crítico de MSC para um nível de significância α , considerando para o teste de hipótese nula para a ausência de estímulo é calculado por:

$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (6)$$

Na ausência de resposta ao evento, a MSC tende assintoticamente a 0 quando M tende a infinito. A presença de resposta sincronizada com o evento, na frequência f é esperada para valores $MSC(f) > MSC_{crit}$.

2.9. Entropia de permutação

A entropia é um dos principais descritores utilizados na análise de sinais de EEG, para caracterização da taxa de criação de informação em sistemas dinâmicos (GAO *et al.*, 2013). O cálculo da entropia baseado em padrões de permutação (EP), no caso permutações definidas pelas relações de ordem entre valores de uma série temporal, tem ganhado muita atenção nos últimos anos, em especial para entendimento de

sistemas complexos, como por exemplo os sinais de EEG. A EP é um método poderoso de análise de complexidade das séries temporais caóticas, em particular na presença de ruído dinâmico e observacional, pois permite descrever as distribuições de probabilidade dos possíveis estados de um sistema e, portanto, a informação nele codificada (BANDT, POMPE, 2002; ZANIN *et al.*, 2012).

A EP foi desenvolvida por BANDT e POMPE em 2002, a partir da entropia de Shannon, e é um método simples e robusto que leva em conta a causalidade temporal, comparando valores vizinhos em uma série temporal. Foi concebida para quantificar a complexidade de qualquer série temporal, a partir das distribuições de padrões ordinais que descrevem as relações de ordem entre os valores de uma série temporal.

Segundo os autores Bandt e Pompe, esse método apresenta vantagens em relação às outras técnicas de análise de complexidade porque é simples e com cálculo extremamente rápido, além de possuir robustez, baixíssimo custo computacional e invariância em relação às transformações monotônicas não-lineares (BANDT, POMPE, 2002). Trabalhos posteriores validaram o poder e a utilidade dessa técnica como mostrado pela evolução ao longo do tempo no número de citações ao trabalho de BANDT E POMPE (ZANIN *et al.*, 2012)

A PE – $H(n)$ – pode ser calculada com a equação 7:

$$H(n) = - \sum_{i=1}^{n!} p_i(\pi) \log p_i(\pi) \quad (7)$$

A partir da série temporal discreta $Xv = [X_t, X_{t+\tau}, \dots, X_{t+(n-1)\tau}]$, onde $p(\pi)$ é a probabilidade da permutação π , n é a dimensão embutida e τ , atraso temporal, variando-se t ao longo da série. O valor máximo possível de H é definido como $H = \log(n!)$, enquanto o valor mínimo é igual a 0. Por exemplo, para a série $X = [8, 3, 4, 2, 9, 10, 5, 6, 3, 1]$, com $n = 2$ e $\tau = 1$, são construídos quatro vetores de tamanho n com permutação $Xt < Xt+1$ ([3, 4], [2, 9], [9,10], [5,6]) e cinco vetores com permutação $Xt > Xt+1$ ([8, 3], [4, 2], [10, 5], [6, 3] e [3, 1]). Calculando a entropia obtém-se (equação 8):

$$H(2) = -\frac{4}{9} \times \log\left(\frac{4}{9}\right) - \frac{5}{9} \times \log\left(\frac{5}{9}\right) \approx 0,2983 \quad (8)$$

Quanto maior o valor de entropia, mais complexo será o sistema. No exemplo, o sistema apresenta baixo valor de entropia, sendo, portanto, considerado um sistema de complexidade regular. O valor de n é também importante para estimar o grau de complexidade de um sistema porque quanto maior for o n , melhor será a estimativa da complexidade do sistema (BANDT, POMPE, 2002; AMORIM *et al.*, 2015).

Os sistemas biológicos, como por exemplo o cérebro, são caracterizados por possuírem dinâmicas complexas, com estrutura temporal rica mesmo em repouso (GOLDBERGER *et al.*, 2002). A atividade cerebral espontânea engloba um conjunto de estados de comutação dinâmica, que são continuamente reeditados através do córtex, de maneira não aleatória. Compreender a atividade cerebral tem um interesse que vai além do domínio clínico. A neurociência cognitiva estuda os substratos biológicos, em especial a atividade cerebral, subjacentes à cognição. Um estudo típico de neurociência cognitiva envolve averiguar a resposta cerebral a estímulos sensório-motores, por exemplo. Uma tarefa desafiadora é extrair qual parte da resposta observada é específica do estímulo e qual é fruto da variabilidade inerente da atividade cerebral (ZANIN *et al.*, 2012).

Nos últimos anos, a EP emergiu como medida de complexidade apropriada no estudo de séries temporais desses sistemas biológicos, tanto na clínica quanto na neurociência cognitiva. SCHINKEL e colaboradores (2007) mostraram que a EP pode otimizar o método de análise de ERP, resultando em uma redução significativa do número de épocas necessárias para extrair um ERP relacionado à tarefas cognitivas.

A EP tem sido utilizada na detecção de intenção de movimento usando sinais de EEG registrados durante tarefa de movimento voluntário e IM. NICOLAOU e colaboradores (2010) empregaram a EP na caracterização de sinais de EEG durante tarefa de imagética motora, sinais esses posteriormente classificados com auxílio de uma máquina de vetores de suporte (*support vector machine*). A utilização desse método pode apresentar níveis de acurácia de classificação maiores que por classificadores convencionais e específicos para cada indivíduo, ocasionalmente alcançando uma classificação perfeita. Além disso, é um método importante na implementação de interfaces cérebro-máquina porque, por ser capaz de detectar variações dinâmicas no planejamento motor, pode ser utilizado como detector da intenção de movimento (AMORIM *et al.*, 2015).

3. Materiais e Métodos

Uma base de sinais de EEG de indivíduos pós-AVC registrados de acordo com o protocolo aprovado pelo Comitê de Ética (ETIC 467/08) da Universidade Federal de Minas Gerais (PAZ, 2012) foi utilizada neste trabalho. PAZ (2012) avaliou a influência de um programa individualizado de IM orientada a tarefas específicas funcionais, quando adicionado à intervenção fisioterápica convencional (IFC), no aprendizado motor de atividades de vida diária (AVD) em indivíduos com sequelas crônicas de AVC.

3.1. Participantes

Inicialmente 17 indivíduos foram recrutados em uma clínica de fisioterapia do Hospital Santa Casa, da cidade de Bom Despacho, Minas Gerais, de acordo com os seguintes critérios de inclusão: possuir idade entre 20 e 60 anos; apresentar diagnóstico de AVC unilateral há mais de seis meses; apresentar comprometimento do membro superior do seu lado dominante; apresentar comprometimento de leve a moderado – escore menor que 5,2 no *Orpington Prognostic Scale* (KALRA, CROME, 1993); não possuir déficit cognitivo, apresentando escore maior que 18 (ponto de corte) no Mini exame de estado mental (MEEM) (BERTOLUCCI et al., 1994); possuir flexão ativa de pelo menos 10° a partir da posição neutra de punho, de metacarpofalangeana e interfalangeana do polegar; e participar de programa de fisioterapia convencional baseado em fortalecimento e alongamento dos músculos do membro superior parético desde a fase aguda do AVC.

Os critérios de exclusão foram: indivíduos com nível excessivo de espasticidade – escore ≥ 3 na escala modificada de *Ashworth* (BOHANNON, SMITH, 1987); apresentar dor excessiva no membro superior parético – escore ≥ 4 na escala visual analógica de 10 pontos; possuir dificuldade de realizar imagética motora – escore ≤ 4 nas questões da versão revisada do questionário de imaginação motora (MIQ-RS) (GREGG, HALL, BUTLER, 2010); e apresentar outras condições de saúde que influenciem na mobilidade no membro superior e e/ou outras desordens neurológicas.

Após a avaliação dos pacientes com os critérios de inclusão e exclusão, foram selecionados nove voluntários (cinco mulheres) com idades variando entre 23 e 54 anos (média de $42,2 \pm 12,2$ anos) com tempo de AVC variando de 7 a 24 meses (média de $13 \pm 6,5$ meses), sendo 5 indivíduos destros. As informações dos indivíduos estão na

Tabela 1. Os indivíduos não faziam uso de qualquer medicamento que interferisse no sinal de EEG.

Tabela 1 Informação dos indivíduos selecionados para o trabalho de PAZ (2012).
Legenda: D - destro, C - canhoto, F - feminino e M - Masculino.

<i>Indivíduo</i>	<i>Idade</i>	<i>Tempo de AVC (meses)</i>	<i>Membro afetado e dominante</i>	<i>Sexo</i>
#1	26	24	D	F
#2	23	8	C	F
#3	51	11	C	M
#4	57	7	D	M
#5	45	12	D	M
#6	32	8	D	M
#7	48	12	C	F
#8	52	24	D	F
#9	46	11	C	F

3.2. Reabilitação

Os indivíduos realizaram reabilitação motora (RM), que consistiu de intervenção fisioterápica convencional (IFC) associada à prática mental com IM. A RM foi realizada por um profissional de fisioterapia durante quatro semanas (30 min por sessão, três vezes por semana). As sessões de IFC possuíam duração de 30 min, consistindo de: (1) cinco min de alongamento, (2) 20 min de exercícios de fortalecimento e (3) cinco min de relaxamento muscular. A IFC deu ênfase no alongamento dos músculos flexores e fortalecimento dos músculos flexores e extensores do ombro, cotovelo e punho, em adição aos músculos escapulares.

As sessões de IM foram individualizadas, sendo realizadas durante quatro semanas (30 min por sessão, três vezes por semana). As tarefas de IM foram realizadas em perspectiva de primeira pessoa (IM cinestésica ou interna), onde o indivíduo é orientado a imaginar-se realizando os movimentos, e selecionadas de acordo com seu objetivo, sendo específicas para cada indivíduo. Estudos com IM usam frequentemente o treinamento com IM baseado nas mesmas tarefas para todos os indivíduos e não específicas para cada indivíduo, sendo, portanto, um diferencial no protocolo desenvolvido.

As tarefas foram de intensidade crescente, iniciando com tarefas mais simples e evoluindo para tarefas mais complexas, tendo como foco o alcance e a apreensão de determinados objetos (PAZ *et al.*, 2013). As tarefas estão listadas na Tabela 2. Por exemplo, o indivíduo #1 focou em pegar copo e lata (1ª semana), manipular objetos (2ª semana), usar talheres (3ª semana) e pentear cabelo (4ª semana). O indivíduo #9 focou em abrir e fechar potes, aprimorar a direção de veículos, usar talheres e abotoar roupas e calçar sapatos nas 1ª, 2ª, 3ª e 4ª semanas, respectivamente.

O treinamento com IM, além da intensidade e da especificidade, baseia-se também no princípio do aprendizado motor. Estratégias cognitivas, como por exemplo atenção, são essenciais nos estágios iniciais do aprendizado motor pois cada componente do movimento demanda atenção que, com o passar do tempo, vai perdendo importância pois a execução do movimento torna-se automática (BOUTIN, BLANDIN, 2010).

As tarefas foram divididas em componentes cinemáticos (CC) específicos, identificados pelo próprio indivíduo durante a execução da tarefa. Antes da PM, o indivíduo era orientado a executar (ou tentar executar) a tarefa, prestando atenção em

como ele realizava. Em seguida, ele foi orientado a dividir a tarefa em CC e descrever como executá-los e as dificuldades encontradas na execução. Ao realizar um alcance à frente, por exemplo, a tarefa foi dividida em quatro CC pelo indivíduo #1: “elevar o ombro”, “esticar o cotovelo”, “posicionar a mão sobre o objeto” e “pegar o objeto”. A divisão da tarefa em CCs favorece o feedback intrínseco do indivíduo, tornando-o capaz de perceber o seu erro durante a realização da tarefa e tenta modificar seu padrão de movimento. Permite, além disso, que o indivíduo crie estratégias de movimento específicas, uma vez que ele consegue perceber as características do ambiente e as suas restrições individuais ao passar pela experiência motora, gerando um padrão de movimento específico (PAZ, 2012). Assim que o indivíduo conseguiu identificar e entender os CC e as dificuldades, ele foi orientado a realizar cada CC e imaginá-lo durante 10 vezes. Ao terminar a imaginação de cada CC, o indivíduo foi orientado a descrever os CC de toda a tarefa (tarefa completa) e a realizar a imaginação de todos os CC da tarefa. O indivíduo, após as repetições, deveria descrever cada CC da tarefa, executar cada um dos CCs e tentar executar a tarefa na sua totalidade, utilizando o que foi aprendido durante a sessão. Após o treinamento, o indivíduo deveria descrever o grau de dificuldade de imaginar, de acordo com o questionário de imaginação motora versão revisada (MIQ-RS).

Tabela 2 Descrição das tarefas treinadas ao longo da reabilitação dos indivíduos presentes no estudo (PAZ *et al.*, 2013).

Participante	1ª semana	2ª semana	3ª semana	4ª semana
#1	Pegar copo e lata	Manipular objetos (telefone)	Usar talheres	Maquiar Pentear cabelo
#2	Digitar	Carregar a bolsa	Manusear objetos	Usar talheres
#3	Pegar um copo Beber água	Fazer comida	Alimentar-se	Pintar a parede
#4	Pegar um copo Beber água	Fazer faxina Lavar vasilha	Usar talheres	Pentear o cabelo Escrever
#5	Pegar um copo Beber água	Fazer faxina Tirar poeira	Usar talheres	Escrever
#6	Carregar a bolsa	Pegar objetos	Abrir e fechar potes	Alimentar-se
#7	Pegar um copo Beber água	Abrir garrafa	Fazer a barba	Usar talheres
#8	Pegar objetos	Lavar vasilhas	Lavar roupas	Fazer unha
#9	Abrir e fechar potes	Digitar Aprimorar o dirigir	Usar talheres	Abotoar roupas Calçar sapatos

3.3. Medidas de desfecho

PAZ (2012) realizou medidas de desfechos dos indivíduos em momentos da RM: um mês antes da IFC (*Baseline*), uma semana antes da reabilitação com IM (PRM), uma semana após a RM (ApRM) e um mês depois do final da reabilitação com IM (*Follow-up*). A escala *motor activity log* (MAL-Brasil) foi usada para avaliar a quantidade de uso (AOU) e a qualidade do movimento (QOM) do membro superior parético em funções diárias. Foi pedido ao indivíduo que classificasse a habilidade para usar o membro superior durante as atividades contidas na escala. Para a escala AOU, a pontuação varia de zero (“não usa o membro superior mais afetado”) a cinco (“usa o membro superior mais afetado da mesma forma que usava antes da história de AVC”). Para a escala QOM, a pontuação varia de zero (“o membro superior mais afetado não é usado de forma alguma para a atividade”) a cinco (“sua habilidade de usar o membro superior mais afetado é tão boa quanto era antes do AVC”). Quanto maior a média obtida nas escalas, melhor é a qualidade e quantidade de uso do membro superior mais afetado na realização das AVD.

O Teste de Destreza Manual Minnesota (TDMM) foi usado por PAZ (2012) para avaliar destreza manual dos membros superiores afetados. Para aplicação do teste são utilizados: o Modelo do Teste de Destreza Manual Minnesota (LOURENÇÃO, TSUKIMOTO, BATTISTELA, 2007), Manual de instruções, duas pranchas de teste, 60 discos plásticos pretos e vermelhos e uma prancha com papel para marcação dos pontos. O cronômetro foi acionado e o indivíduo iniciou o teste pela direita pegando a peça inferior da prancha de cima e a encaixando no orifício mais alto da coluna da direita da prancha de baixo, em seguida pegando a próxima peça e encaixando-a no segundo orifício. Após, pegou a terceira peça e encaixou-a no terceiro orifício, e procedeu de forma igual com a quarta peça, encaixando-a no orifício de baixo da coluna da direita do tabuleiro. Completa a coluna, o indivíduo continuou o teste, repetindo a sequência anterior na segunda coluna, depois na terceira, quarta e assim sucessivamente, até que todo tabuleiro estivesse completo. Quando o indivíduo encaixou o último bloco de cada tentativa, o cronômetro foi parado e foi registrado o tempo da tentativa. A unidade de medida do teste foi peças/minuto. O número total de peças foi de 60, que deviam ser encaixadas em um tempo de até 10 min. Para os indivíduos que conseguiram completar todo o teste nesse tempo máximo, obteve-se o TDMM de 60 peças pela média dos minutos gasto de duas tentativas. Para os indivíduos que não conseguiram completar o

teste nesse tempo, utilizou-se a média do número de peças encaixadas em duas tentativas de 10 min.

3.4. Aquisição de sinais de EEG

O registro dos sinais de EEG utilizou protocolo similar a Santos Filho e colaboradores (2009) (Figura 5). Dois LEDs, um vermelho e um amarelo, foram colocados no ângulo de visão do voluntário e utilizados como indicador da ordem do espontâneo (ESP) e das tarefas de movimentação (MOV) e de IM (IMG). O LED vermelho foi acionado 4 s antes da tarefa motora, permanecendo ligado até o início da tarefa. O LED amarelo foi acionado 3 s após o acionamento do LED vermelho, estando ligado por 1 s até o início da tarefa motora. Os LEDs possuíam funções distintas no protocolo: o LED vermelho foi utilizado para fazer com que o indivíduo focasse a sua atenção no procedimento e o LED amarelo indicava momento de preparação para tarefa. No final dos 4 s, ambos os LEDs foram desligados indicando a ordem de execução da tarefa.

Os indivíduos foram posicionados em uma poltrona confortável, mantendo os membros superiores apoiados. Sinais de EEG foram registrados uma semana antes da reabilitação com IM (PRM), uma semana após a RM (ApRM) e um mês depois do final da reabilitação com IM (*Follow-up*) (Figura 6). Neste trabalho foram analisados os sinais de EEG nesses três momentos. Em cada sessão de registro foram coletados: (1) 15 min de EEG espontâneo (ESP); (2) 15 min de execução do movimento preensão da mão dominante (MOV) e (3) 15 min de IM da preensão da mão dominante (IMG). Coletou-se, portanto, nove condições de cada indivíduo: três condições de EEG espontâneo (ESP PRM, ESP ApRM e ESP *Follow-up*), três de EEG durante execução do movimento (MOV PRM, MOV ApRM e MOV *Follow-up*) e três de EEG durante IM (IMG PRM, IMG ApRM e IMG *Follow-up*).

O sinal de EEG foi registrado em 19 derivações posicionados conforme o sistema internacional 10-20 (Figura 7). Para auxiliar no sincronismo com a tarefa foram registrados os sinais dos LEDs luminosos, que indicavam a ordem de realização da tarefa. Utilizou-se um amplificador de sinais biológicos BrainNET BNT-36, com filtro passa-alta e passa-baixa de 0,1 Hz e 100 Hz, respectivamente, filtro *notch* de 60 Hz e frequência de amostragem de 600 Hz. PRE

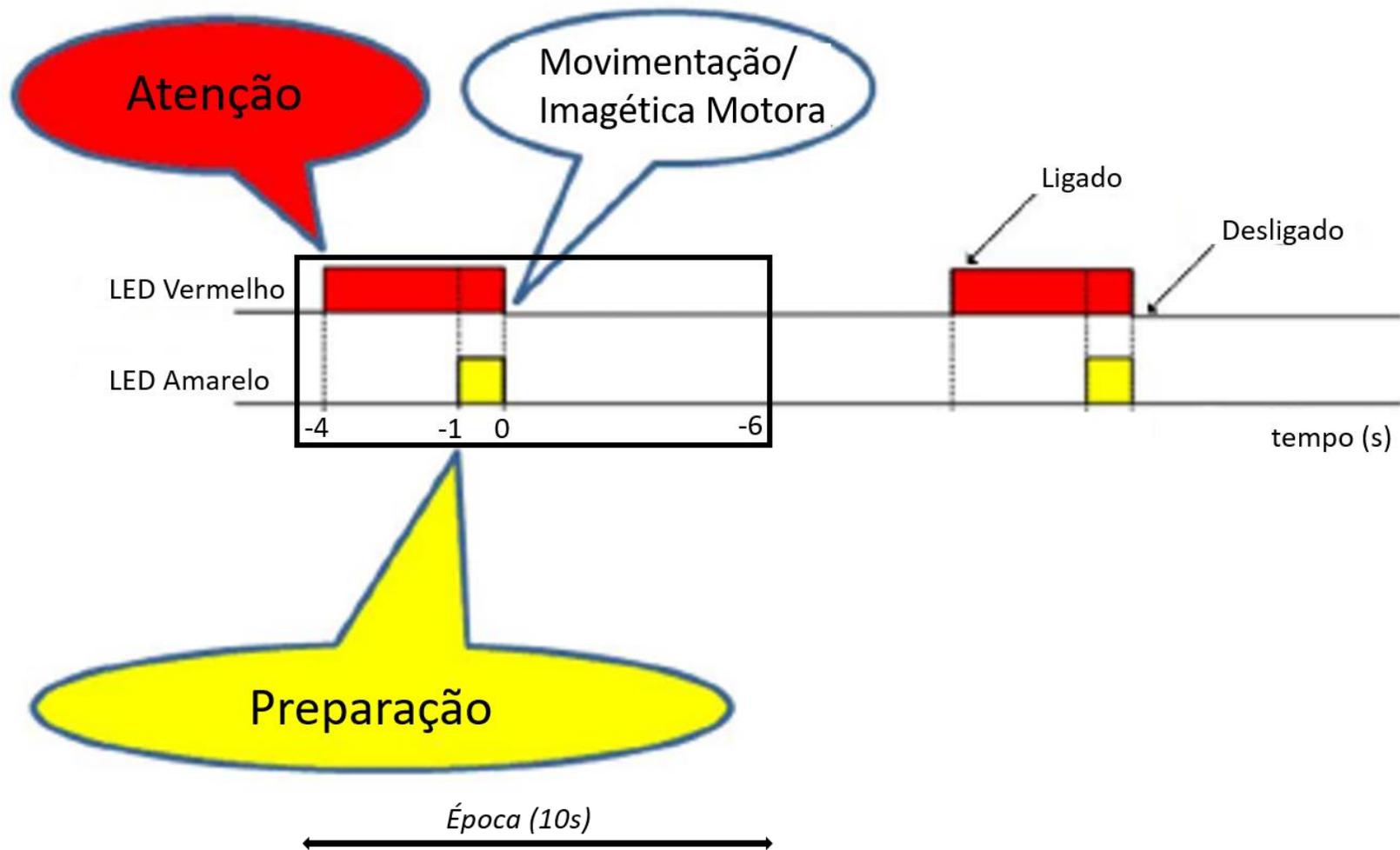


Figura 5. Protocolo de aquisição dos sinais de EEG. O retângulo delimita o intervalo de análise do EEG, de -4 a 6 s em relação ao início da tarefa motora ($t=0s$). Fonte: Modificado de SANTOS FILHO *et al.* (2009); Autorizado em Maio/2018.

3.5. Pré-processamento de sinais

Os sinais de EEG foram filtrados (direta e inversamente) com filtros passa-faixa *Butterworth* de 2ª ordem em faixas de frequência de interesse, sendo gerado três sinais nas seguintes faixas: (1) de 0,1 a 40 Hz, (2) banda Alfa, de 8 a 13 Hz e (3) banda Beta, de 14 a 30 Hz.

A segmentação do sinal de EEG em épocas foi realizada de forma síncrona com a realização da tarefa motora. A tarefa foi marcada pelo apagamento dos LEDs vermelho e amarelo, sendo, portanto, esse momento considerado o tempo inicial ($t=0s$). A partir do tempo inicial, tomou-se 4 s anteriores e 6 s posteriores à tarefa motora, gerando épocas de 10 s (-4 a 6 s) (Figura 5). A Figura 8 apresenta um exemplo, na condição MOV, no qual os sinais de acelerômetro ocorreram após o sinal dos LEDs (Pic), comprovando o sincronismo da execução da tarefa com o sinal dos LEDs.

Em seguida, realizou-se remoção de épocas consideradas com artefato. Dois métodos foram utilizados: (1) por um algoritmo automático de rejeição de artefatos pelo método do desvio-padrão (TIERRA-CRIOLLO, 2001), no qual eram rejeitadas as épocas que apresentavam 10% de valores ± 3 vezes um limiar. O limiar obteve-se com o desvio padrão de um sinal de EEG (20 s) considerado livre de artefatos e; (2) identificação visual de artefatos remanescentes. Após a rejeição de artefatos, utilizou-se $M=50$ épocas consideradas sem artefato, para todos os indivíduos e condições.

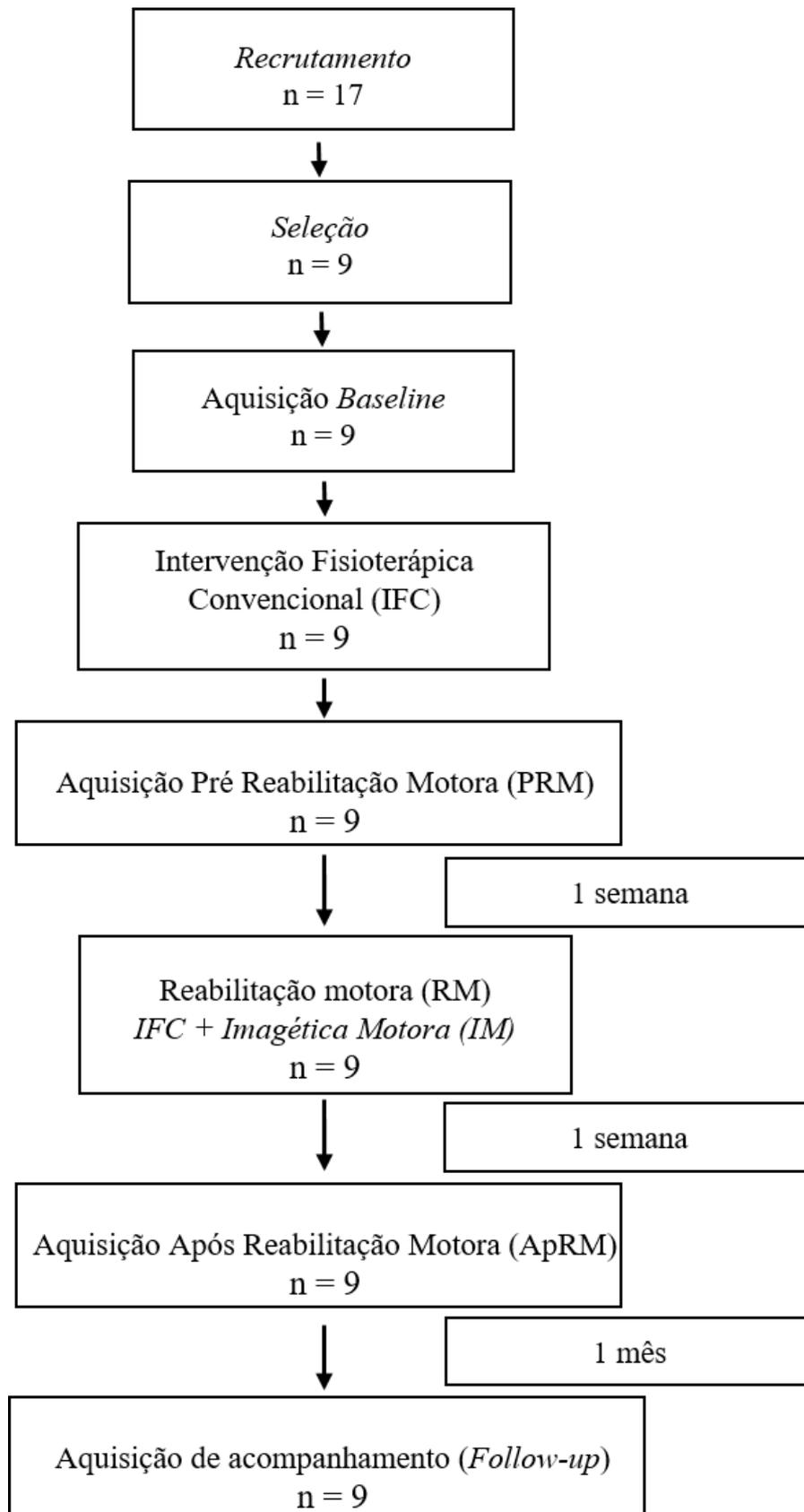


Figura 6 Fluxograma do trabalho. Fonte: Modificado de PAZ (2012); Autorizado em Maio/2018.

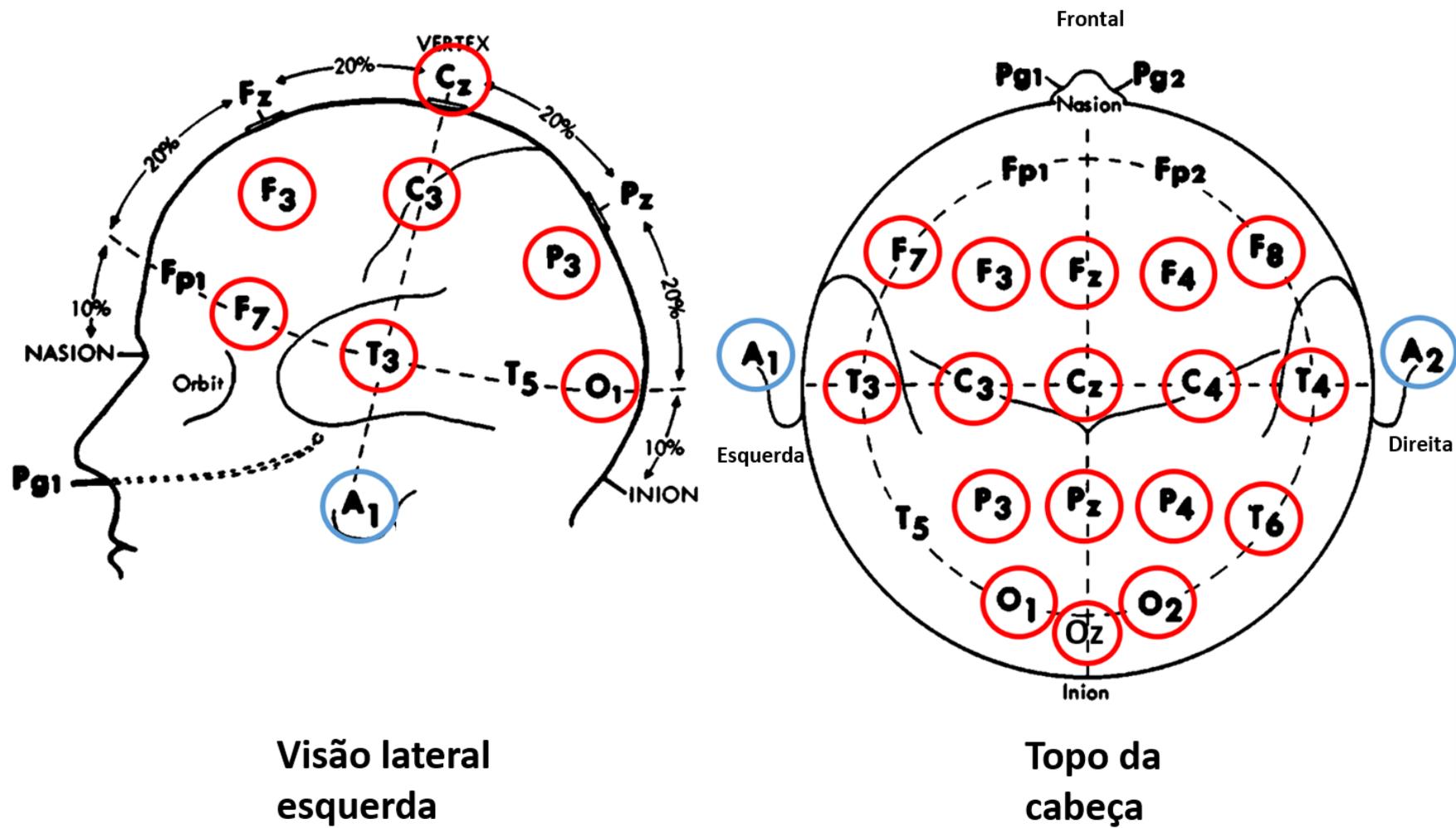


Figura 7 Posicionamento das derivações de aquisição do EEG no Sistema Internacional 10-20. Circulados de vermelho estão os 17 derivações escolhidos para análise e em azul as derivações de referência. Fonte: Modificado de SANEI, CHAMBERS (2007); Autorizado em Maio/2018.

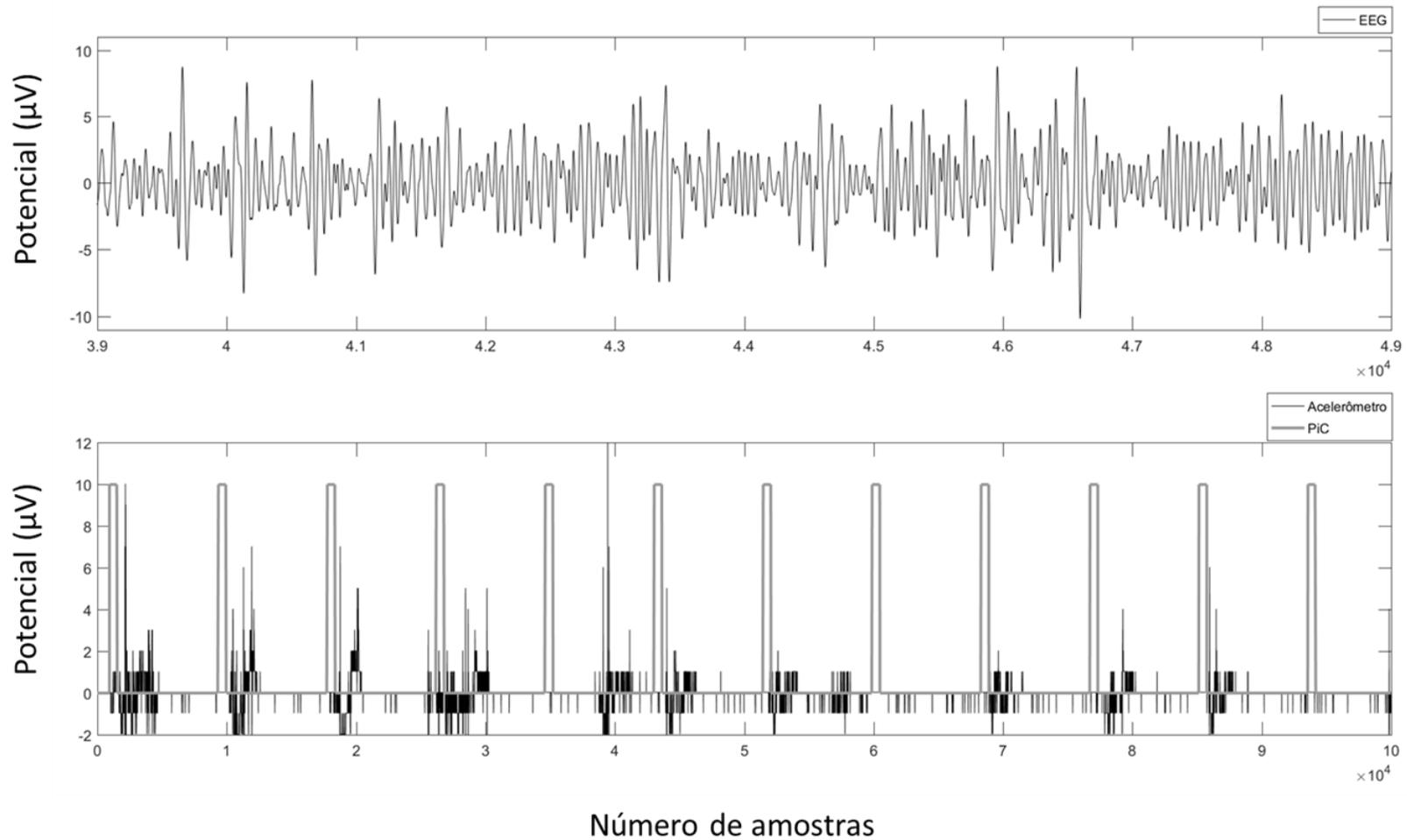


Figura 8 Sinais dos LEDs (Pic), em cinza, utilizados para divisão do sinal do EEG em épocas, sincronizados com o sinal do acelerômetro (preto). Acima, um exemplo de sinal de EEG (derivação C3).

3.6. Processamento dos sinais

Os sinais foram processados utilizando o programa Matlab (The MathWorks, Natick, MA, USA).

3.6.1. Potencial relacionada a evento

Os ERPs foram calculados pela média coerente das 50 épocas sem artefato, a partir dos sinais filtrados de 0,1 a 40 Hz. Foram gerados gráficos no intervalo t_{ERP} (-2 a 2 s).

3.6.2. Magnitude quadrática da coerência

Devido ao número de épocas sem artefato ($M=50$), o MSC_{crit} gerado foi igual a 0.0593. As frequências que apresentaram valores de MSC maiores que o valor do MSC_{crit} foram consideradas com resposta relacionada à tarefa motora. Para observar presença de resposta cerebral à tarefa motora nas várias frequências foram gerados mapas de cores com todos os indivíduos no intervalo t_{MSC} (-1 a 3 s), no qual é esperada a respostas relacionada à tarefa motora. A diferenças entre as condições PRM e *Follow-up* nas frequências com maiores valores de MSC foram avaliadas pelo teste de Wilcoxon pareado (teste não paramétrico).

3.6.3. Sincronização e dessincronização relacionada a evento

Com base no Método da potência de banda (“método clássico”), foi calculado o perfil de ERS/ERD dos sinais filtrados nas bandas de interesse com as 50 épocas sem artefato. Foi escolhida para o cálculo do ERS/ERD uma janela de referência de 0,5 s de duração pré-estímulo (de -4 a -3,5 s). Foram gerados gráficos no intervalo total (-4 a 6 s – t_{total}) com o intuito de verificar o perfil de ERD/ERS antes, durante e após o desempenho da tarefa motora.

Com o intuito de observar a dinâmica temporal da potência relativa entre as derivações foram gerados mapas topográficos, utilizando um algoritmo do banco de dados da *toolbox* EEGLAB, para as bandas de interesse (Alfa e Beta), usando instantes t específicos no tempo. Gerou-se os mapas com os valores médios dos instantes t : $t1$ com intervalo de -2 a -1 s; $t2$, intervalo de -1 a 0 s (imediatamente anterior à realização da tarefa motora); $t3$, intervalo de 0 a 1 s (logo após a tarefa motora); e $t4$, intervalo de 1 a 2 s.

3.6.4. Entropia de permutação

A partir dos sinais filtrados nas bandas Alfa e Beta e as 50 épocas sem artefato, a EP foi calculada com dimensão embutida (n) igual a 4. A dimensão n foi calculada pelo método de falsos vizinhos, proposto por Kennel e colaboradores (1992). O atraso temporal utilizado foi de $\tau=1$ (uma amostra) com base em trabalhos anteriores (RIEDL *et al.*, 2013; PEREIRA *et al.*, 2017).

Gerou-se gráfico com traçado para averiguar a dinâmica temporal da EP nas bandas de interesse em instantes antes e após a execução da tarefa motora.

4. Resultados

O sinal de EEG de um dos indivíduos (#2) foi excluído por estar altamente contaminado por artefatos, gerando um novo n de 8 indivíduos, com idades variando entre 26 e 54 anos (média de $44,6 \pm 10,47$ anos) com tempo de AVC variando de 7 a 24 meses (média de $13 \pm 6,5$ meses). A variabilidade das lesões dos indivíduos e do tempo de lesão, dificulta a análise estatística dos dados. Portanto, foi realizada a maioria das vezes uma análise descritiva de alguns indivíduos.

4.1. Potencial relacionado a evento

Os indivíduos apresentaram variabilidade de resultados entre os momentos para a condição MOV. Nas Figuras 9 e 10 estão representados os ERPs, no intervalo t_{ERP} , de dois indivíduos (#1 e #5) que apresentaram diferenças entre *Follow-up*, ApRM e PRM. Os outros indivíduos não apresentaram diferenças.

O indivíduo #1 (Figura 9) na condição MOV apresentou ERPs uma pronunciada componente negativa, de 300 a 500 ms após a execução da tarefa motora ($t=0$) em *Follow-up* nas regiões central e frontal. Em ApRM existe também a componente mas não tão pronunciada como em *Follow-up*. Em PRM não existe componente após a execução da tarefa motora.

O indivíduo #5 (Figura 10) apresentou ERPs negativa após a execução da tarefa motora ($t=0$) em todos os momentos (PRM, ApRM e *Follow-up*). As maiores componentes foram nos momentos ApRM e *Follow-up*, com menores valores em PRM, principalmente nas regiões central e parietal. Os outros indivíduos não apresentaram morfologia consistente com o ERPs.

Durante a condição de IMG para nenhum dos oito indivíduos foi identificada morfologia consistente com ERPs, não ocorrendo diferenças entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up*.

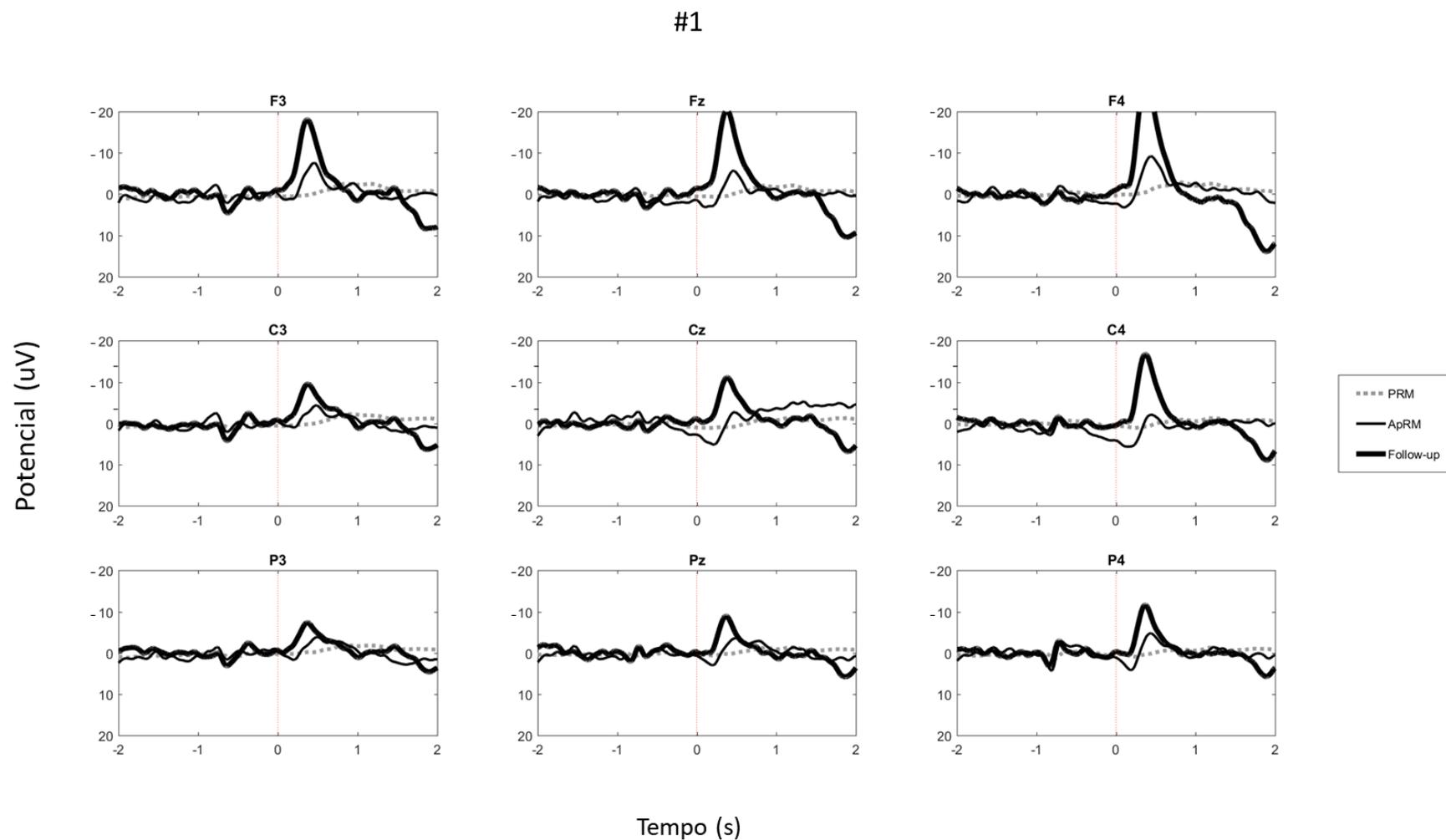


Figura 9 ERP do indivíduo #1 na condição MOV no intervalo de interesse t_{ERP} para o sinal filtrado de 0,1 a 40 Hz. A reta vermelha pontilhada mostra o início da execução da tarefa motora ($t=0$ s).

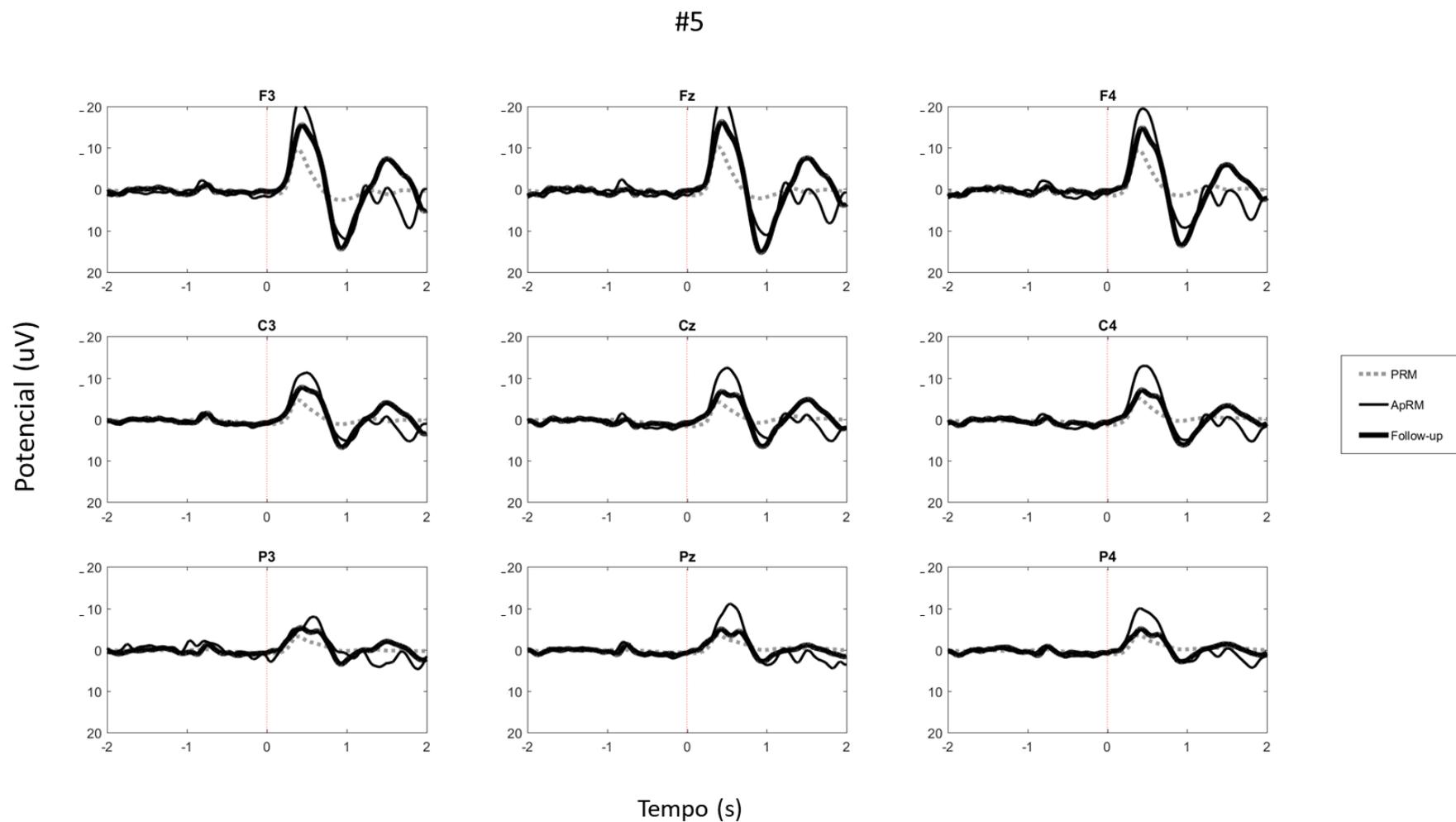


Figura 10 ERP do indivíduo #5 na condição MOV no intervalo de interesse t_{ERP} para o sinal filtrado de 0,1 a 40 Hz. A reta vermelha pontilhada mostra o início da execução da tarefa motora ($t=0$ s).

4.2. Magnitude quadrática da coerência

Os resultados da MSC estão representados na Tabela 3 e nas Figuras 11, 12 e 13. Os maiores valores de MSC foram encontrados na banda Delta (<4Hz). Foram encontradas diferenças estatísticas ($p < 0,05$) entre os momentos PRM e *Follow-up* em três indivíduos (#1, #5 e #8) e os eletodos de interesse foram os centrais (C3, C4 e Cz) e frontais (F3, F4, Fz).

Os indivíduos #1 e #8 apresentaram valores de MSC na banda Delta maiores no momento *Follow-up* que em PRM. No indivíduo #1 o aumento ocorreu na condição MOV no canal F4 (Figura 13). No indivíduo #8 o aumento ocorreu na condição IMG nos canais F3 (Figura 11) e C3 (Figura 12).

No indivíduo #5, o perfil foi o oposto: maiores valores de MSC na banda Delta no momento PRM quando comparado com o *Follow-up*, tanto na condição MOV no canal F4 (Figura 13) quanto na IMG nos canais C3 (Figura 12) e F3 (Figura 11).

Tabela 3 Descrição dos resultados encontrados da MSC da banda Delta para os indivíduos que apresentaram diferença (#1, #5 e #8).

Participante	Condição	Comparação	Canal	Valor p
#1	MOV	<i>Follow-up</i> > PRM	F4	0.02
#8	IMG	<i>Follow-up</i> > PRM	C3	0.036
	IMG	<i>Follow-up</i> > PRM	F3	0.04
	IMG	PRM > <i>Follow-up</i>	C3	0.015
#5	MOV	PRM > <i>Follow-up</i>	F4	0.025
	IMG	PRM > <i>Follow-up</i>	F3	0.01

F3

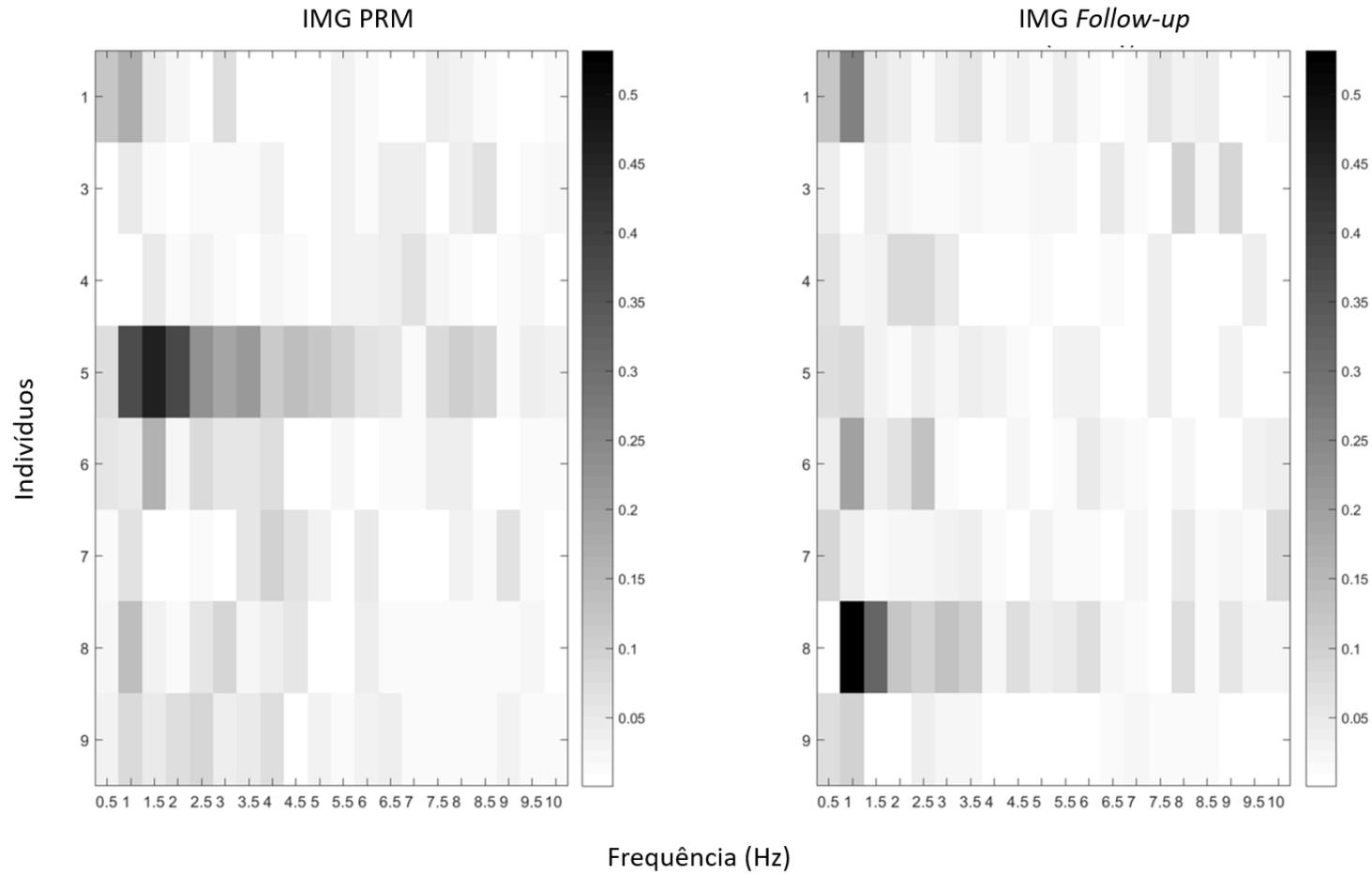


Figura 11 Mapa de cor do canal F3 mostrando a diferença entre os momentos PRM e *Follow-up* da IMG. Principais diferenças nos indivíduos #5 (PRM > *Follow-up*) e #8 (*Follow-up* > PRM). Quanto mais escura a cor, maior o valor do MSC na banda (Preto > Cinza > Branco).

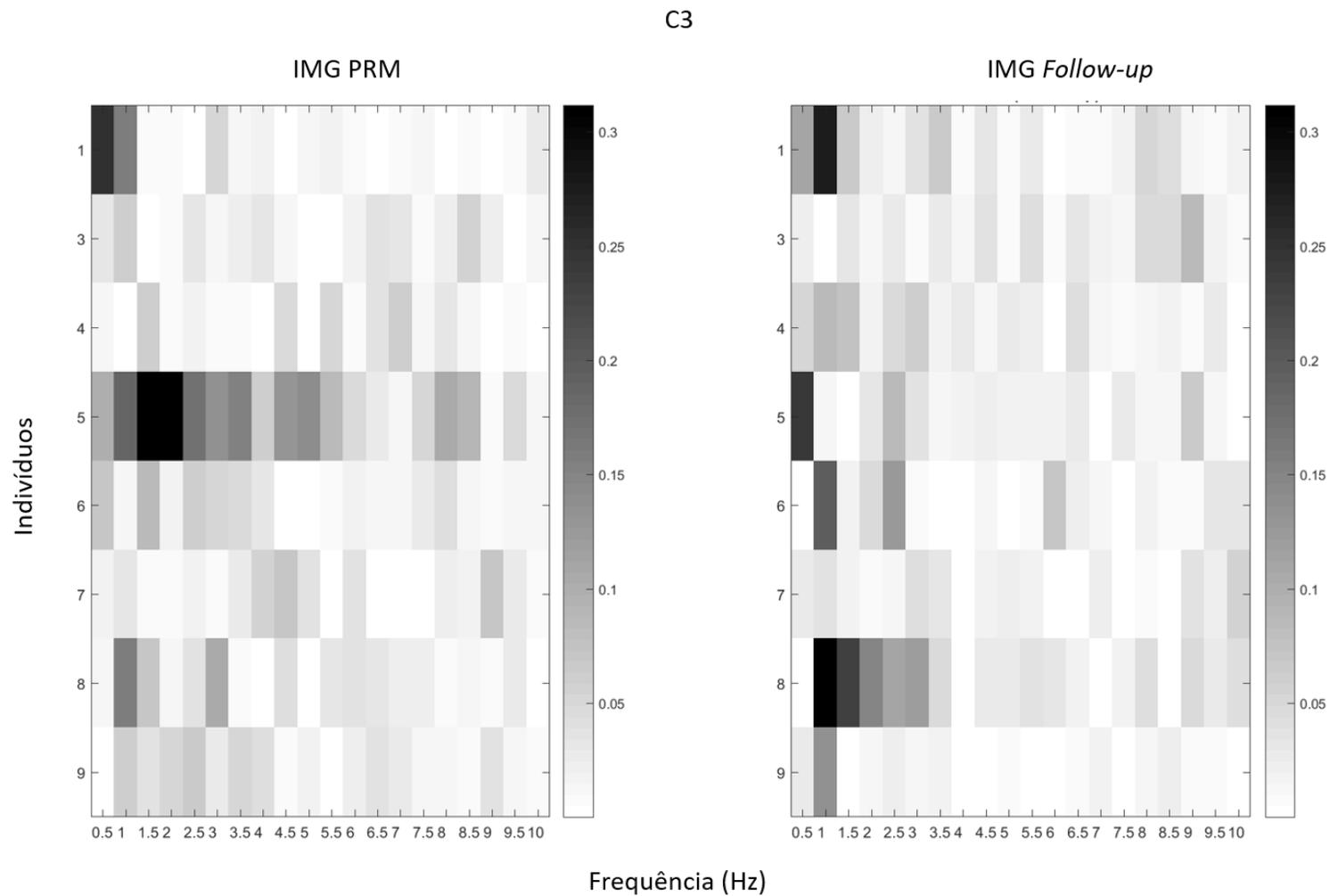


Figura 12 Mapa de cor mostrando a diferença entre os momentos PRM e *Follow-up* da IMG no canal C3. Principais diferenças nos indivíduos #5 (PRM > *Follow-up*) e #8 (*Follow-up* > PRM). Quanto mais escura a cor, maior o valor do MSC na banda (Preto > Cinza > Branco).

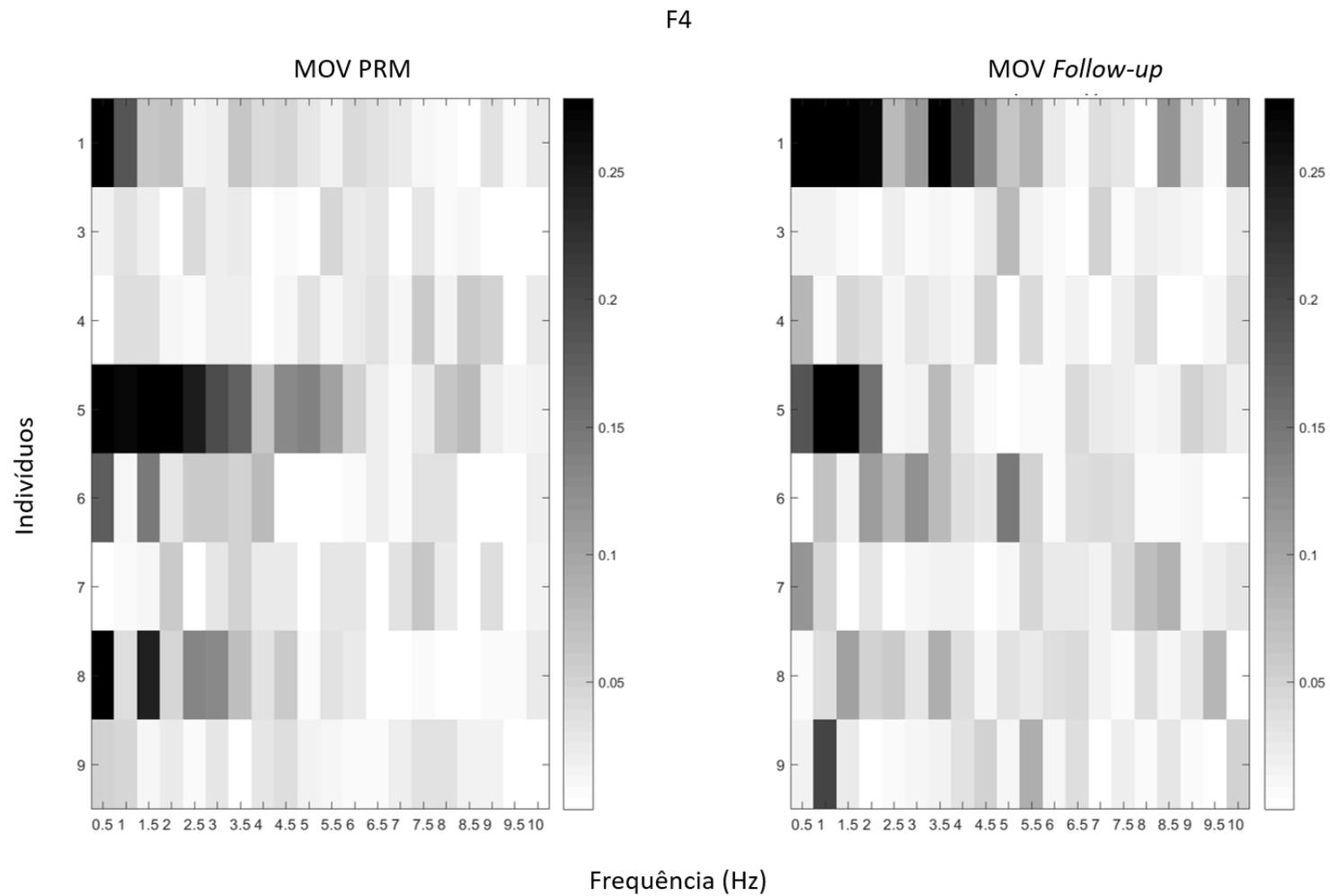


Figura 13 Mapa de cor do canal F4 mostrando a diferença entre os momentos PRM e *Follow-up* do MOV. Principais diferenças nos indivíduos #5 (PRM > *Follow-up*) e #1 (*Follow-up* > PRM). Quanto mais escura a cor, maior o valor do MSC na banda (Preto > Cinza > Branco).

4.3. ERS/ERD

Os perfis de ERD/ERS do traçado estão ilustrados nas Figuras 14 a 20 (banda Alfa) e 21 a 26 (banda Beta).

4.3.1. ERS e ERD em banda Alfa

Nas Figuras 14 e 15 mostram os ERD/ERS dos indivíduos que apresentaram diferença entre os momentos (PRM, ApRM e *Follow-up*) na banda Alfa. O indivíduo #1 na condição MOV (Figura 14) apresenta ERD anterior à tarefa motora seguida de ERS após a tarefa motora, principalmente no momento *Follow-up* nas derivações centrais e frontais. O momento PRM não apresentou perfis de ERD/ERS nem anterior nem posterior ao desempenho da tarefa para nenhum das derivações analisados.

O indivíduo #8 na condição MOV (Figura 15) apresentou ERS próximo à tarefa motora ($t=0s$), tanto em *Follow-up* quanto em ApRM, embora com maiores valores em *Follow-up* nas regiões central e frontal ipsilateral. Já o momento PRM não apresentou perfis de ERD/ERS nem anterior nem posterior ao desempenho da tarefa.

Na Figura 16 estão representados os indivíduos #5, #7 e #9, que não apresentaram diferenças entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up*.

Na condição IMG não foram encontradas diferenças nos perfis de ERD/ERS entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up* para nenhum dos oito indivíduos analisados.

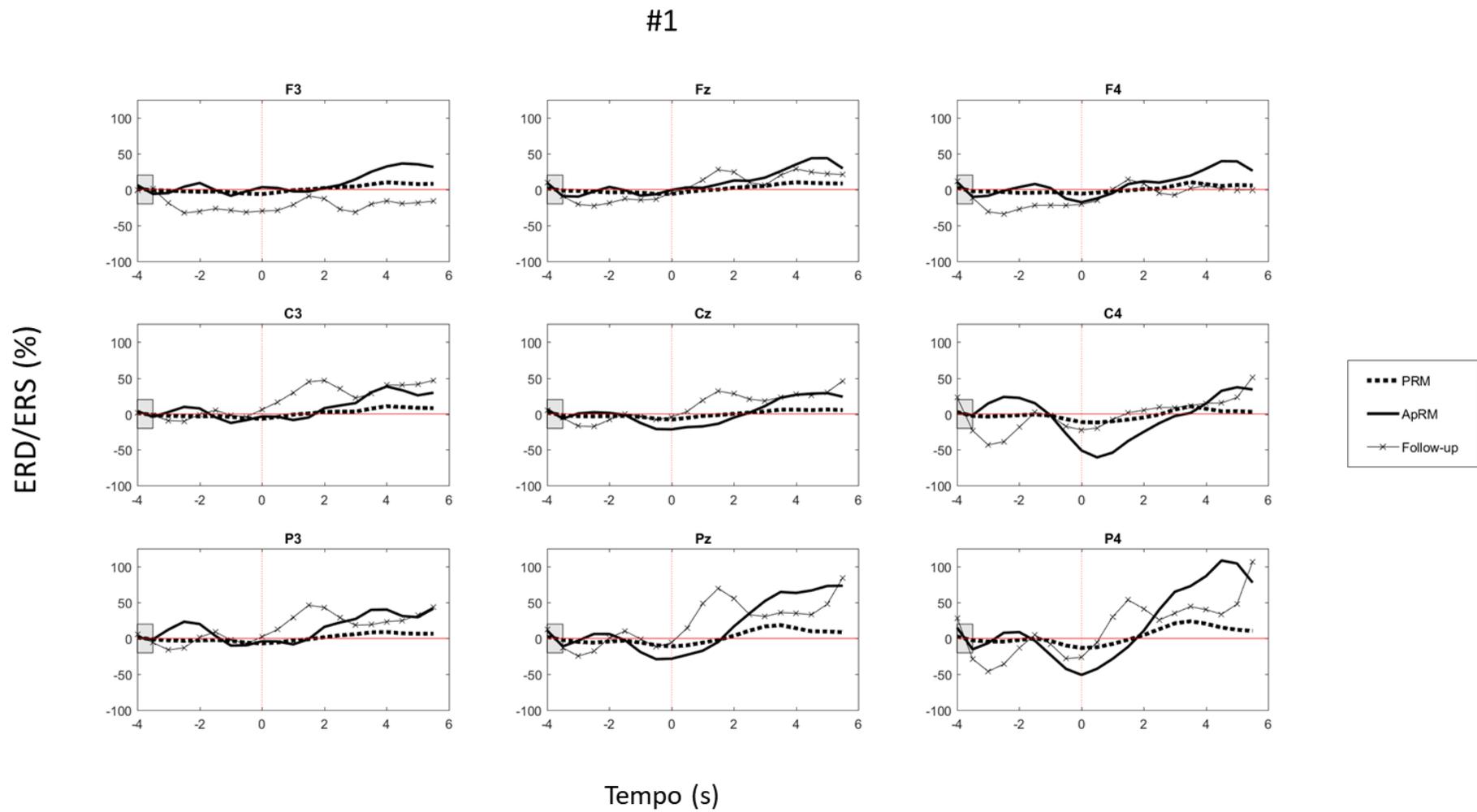


Figura 14 ERD/ERS do intervalo t_{total} do indivíduo #1 na banda Alfa. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

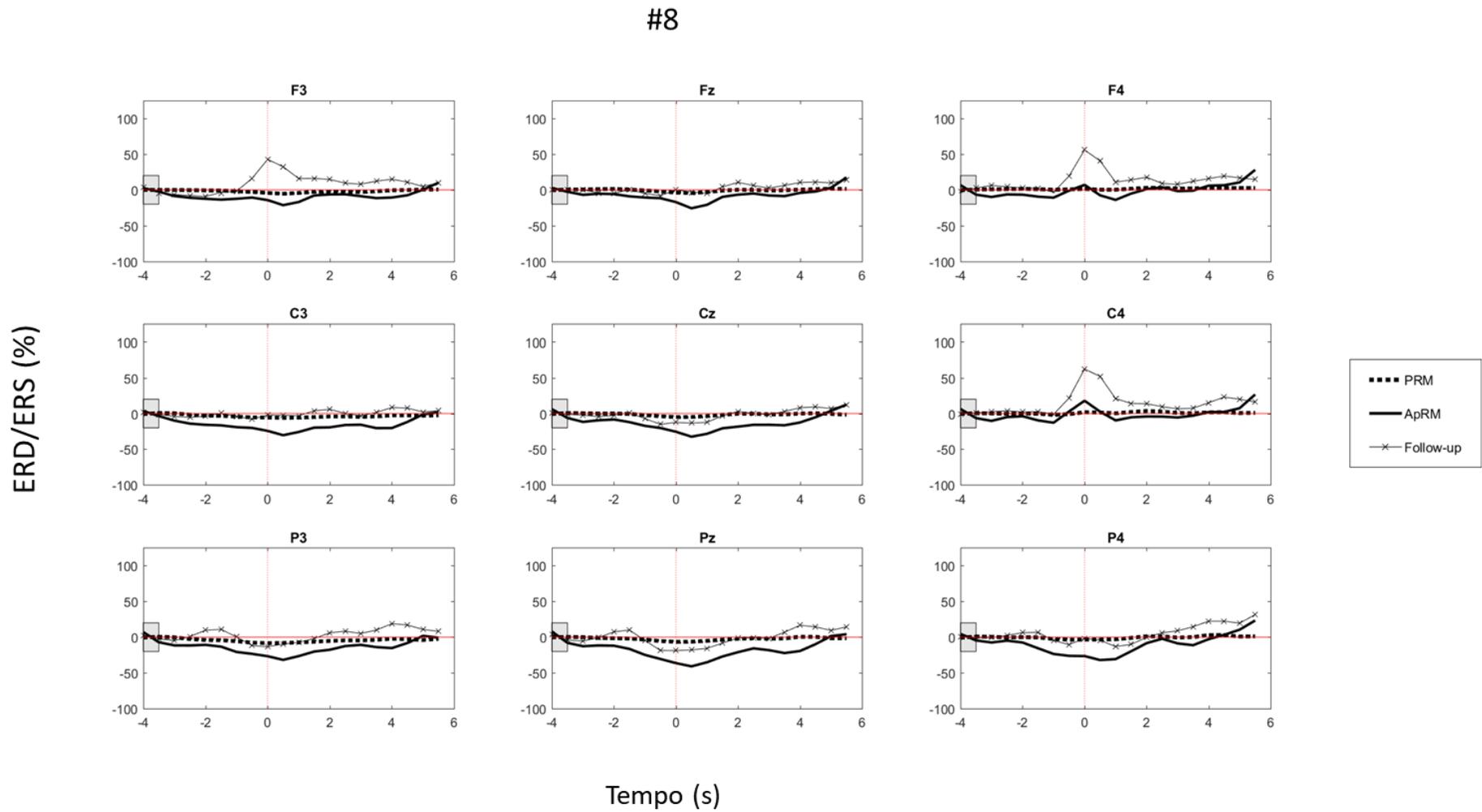


Figura 15 ERD/ERS do intervalo t_{total} do indivíduo #8 na banda Alfa. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

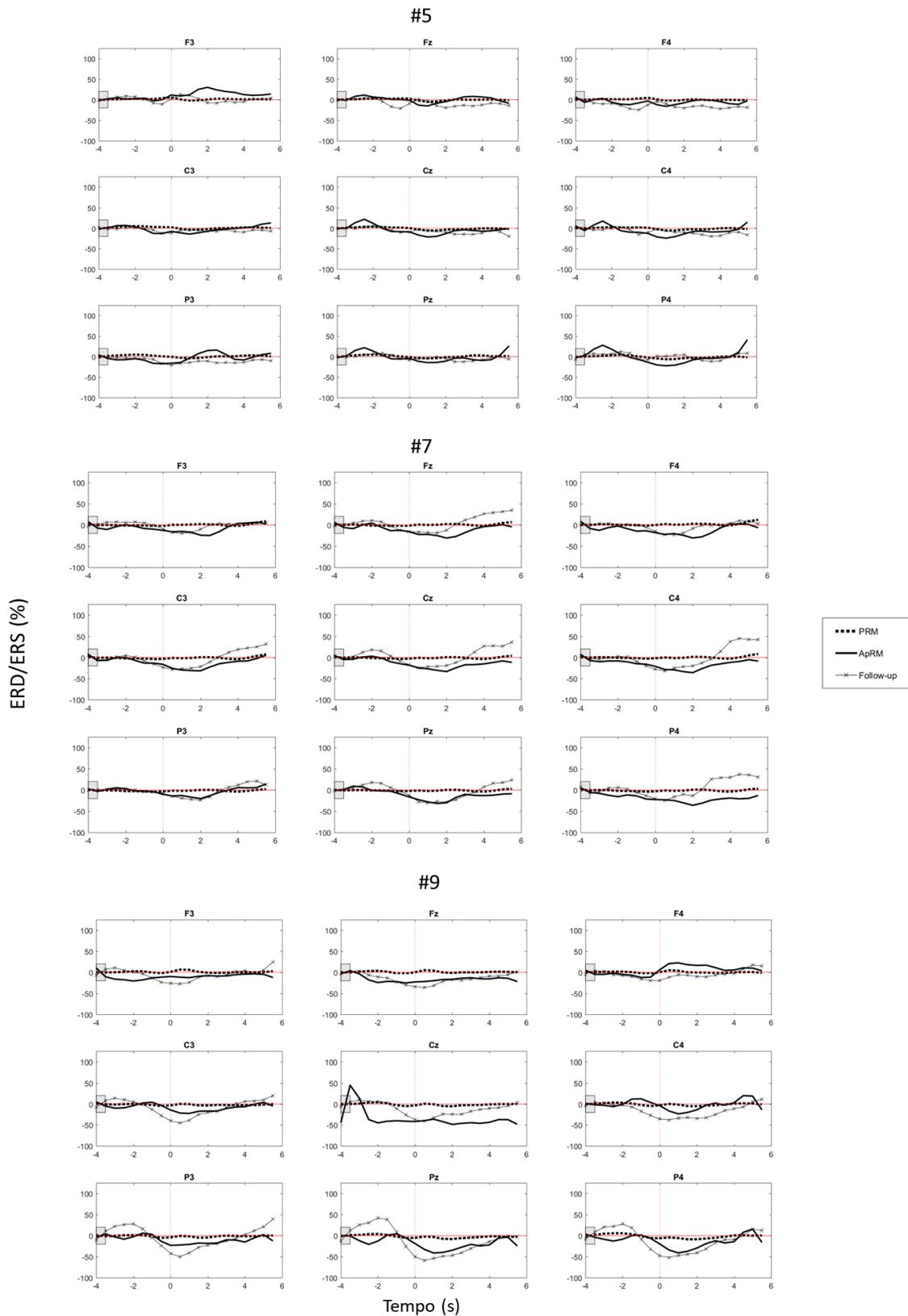


Figura 16 ERD/ERS do intervalo t_{total} dos indivíduos #5, #7 e #9 na banda Alfa. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

Em seguida foram analisados os mapas topográficos dos indivíduos #1 e #8. Os resultados dos perfis de ERD/ERS na banda Alfa estão descritos na Tabela 4.

O mapa topográfico do indivíduo #1 (Figura 17) mostrou ERS nos períodos *t3* e *t4* em *Follow-up*, principalmente nas derivações frontais e centrais (Fz, F4, Cz, C4), enquanto em PRM não houve diferença nos perfis de ERD/ERS. O *boxplot* (Figura 18) mostrou, em *Follow-up*, valores maiores depois da tarefa (*t3* e *t4* – FLW dt) comparados a antes da tarefa (*t1* e *t2* – FLW at) e que em PRM (PRM at e PRM dt).

O mapa topográfico do indivíduo #8 (Figura 19) mostrou ERS a partir do instante *t2* para ambos os momentos PRM e *Follow-up* nas derivações frontais e centrais, porém com valores de ERS maiores em *Follow-up*. O *boxplot* (Figura 20) mostrou valores maiores em *Follow-up*, tanto nos períodos *t3* e *t4* (FLW dt) quanto em *t1* e *t2* (FLW at) comparados a PRM (PRM at e PRM dt).

Tabela 4 Descrição dos perfis de ERD/ERS na banda Alfa dos indivíduos que apresentaram diferenças entre os momentos (#1 e #8). Legenda: (+) – sincronismo baixo; (++) – sincronismo alto; (-) – dessincronismo baixo; (- -) – dessincronismo alto; 0 – ausência de sincronismo ou dessincronismo.

Indivíduo	Condição	Momento	Períodos				Obs.:
			t1	t2	t3	t4	
#1	MOV	PRM	0	0	0	0	
		<i>Follow-up</i>	0	0	++	++	Fz, F4, Cz, C4
#8	MOV	PRM	0	+	+	0	F4, C4; pico em 0 s
		<i>Follow-up</i>	0	++	++	+	Frontais, centrais; pico em 0 s

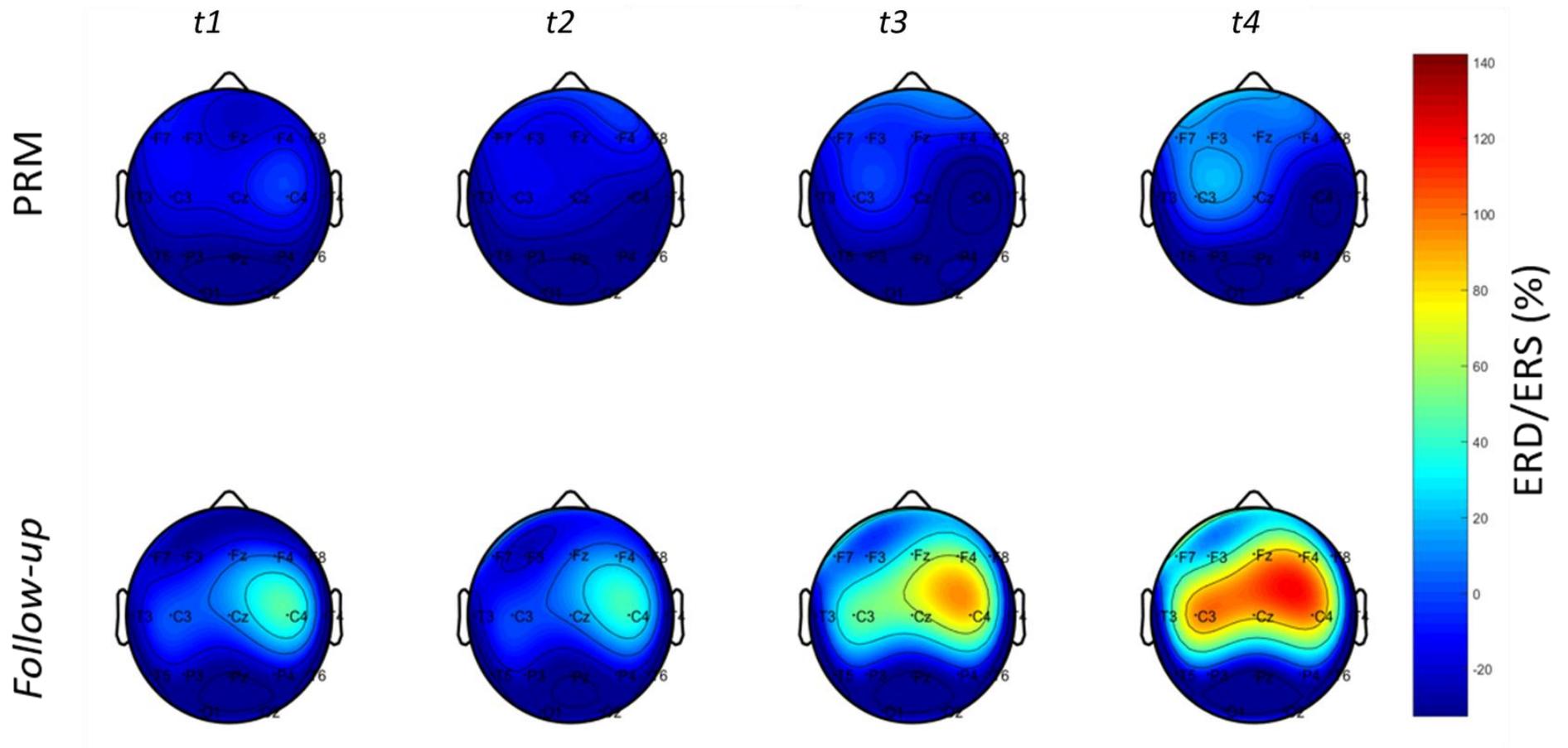


Figura 17 Mapas topográficos mostrando a dinâmica temporal do ERD/ERS (banda Alfa) dos períodos $t1$ a $t4$ no indivíduo #1 na condição MOV. Legenda: $t1$ - -2 a -1 s; $t2$ - -1 a 0 s; $t3$ - 0 a 1 s; e $t4$ - 1 a 2 s.

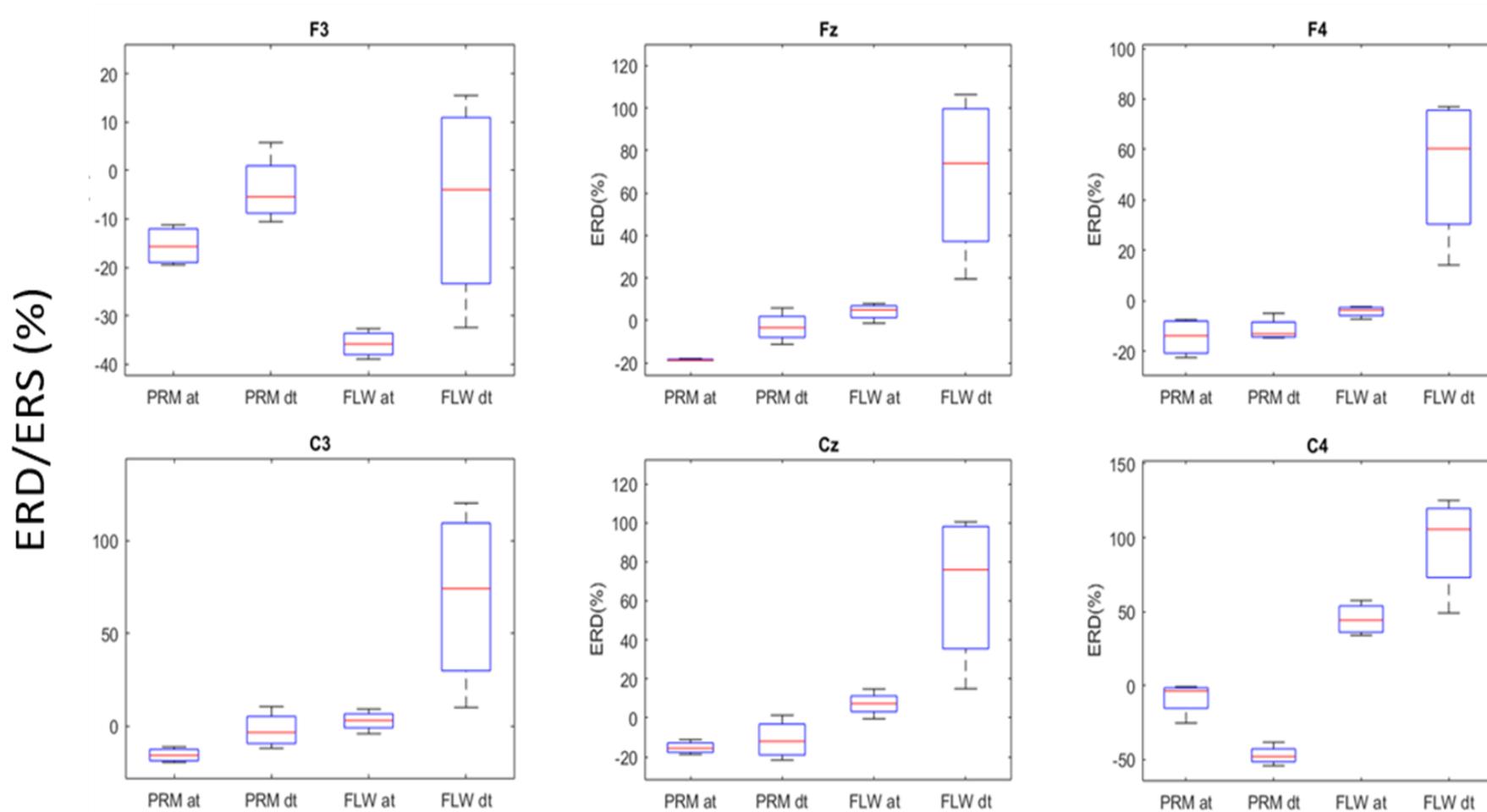


Figura 18 Comparação dos momentos do indivíduo #1 na condição MOV por *boxplot*. Legenda: PRM at – PRM antes da tarefa motora; PRM dt – PRM depois da tarefa motora; FLW at – *Follow-up* antes da tarefa motora; FLW dt – *Follow-up* depois da tarefa motora.

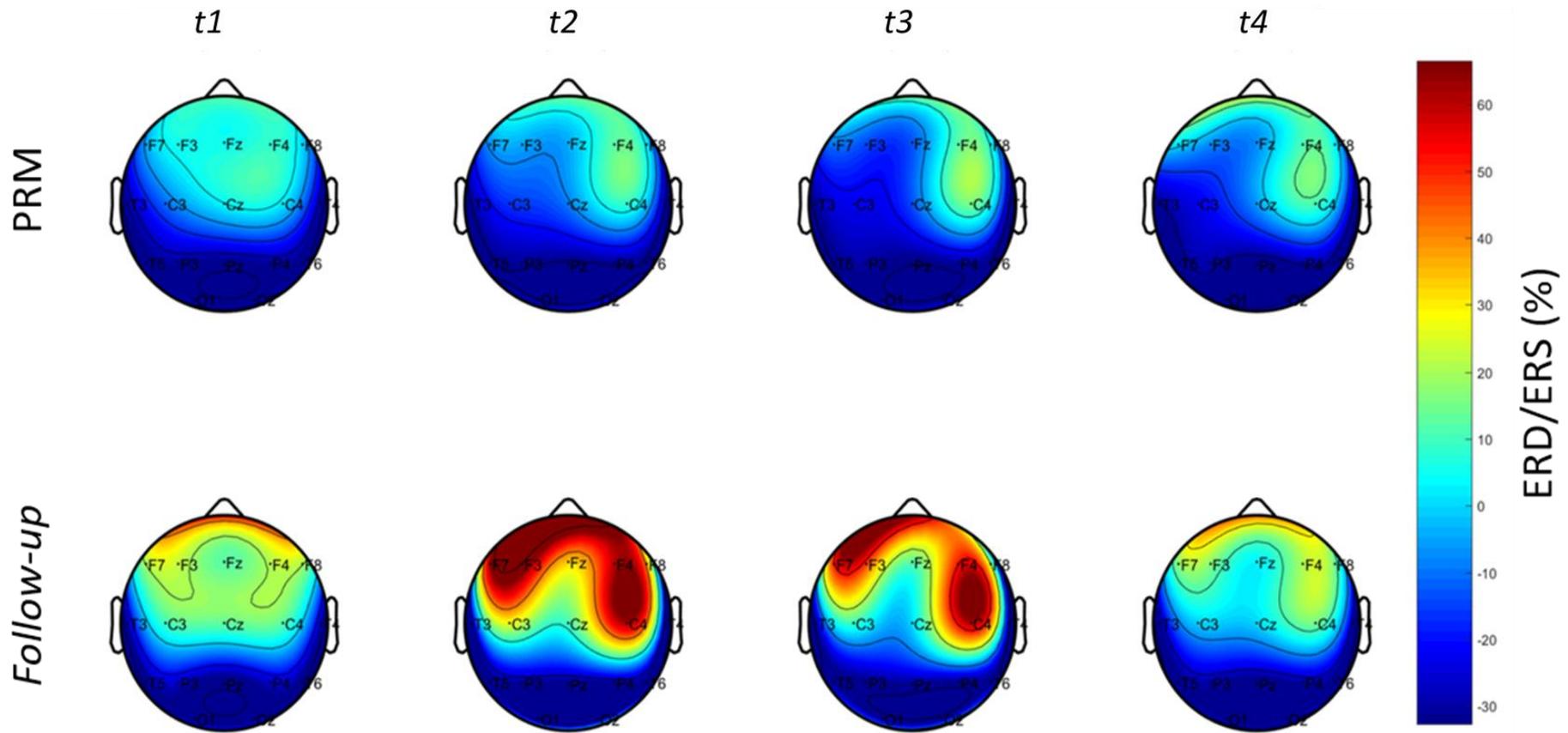


Figura 19 Mapas topográficos mostrando a dinâmica temporal do ERD/ERS (banda Alfa) dos períodos $t1$ a $t4$ no indivíduo #8 na condição MOV. Legenda: $t1$ - -2 a -1 s; $t2$ - -1 a 0 s; $t3$ - 0 a 1 s; e $t4$ - 1 a 2 s.

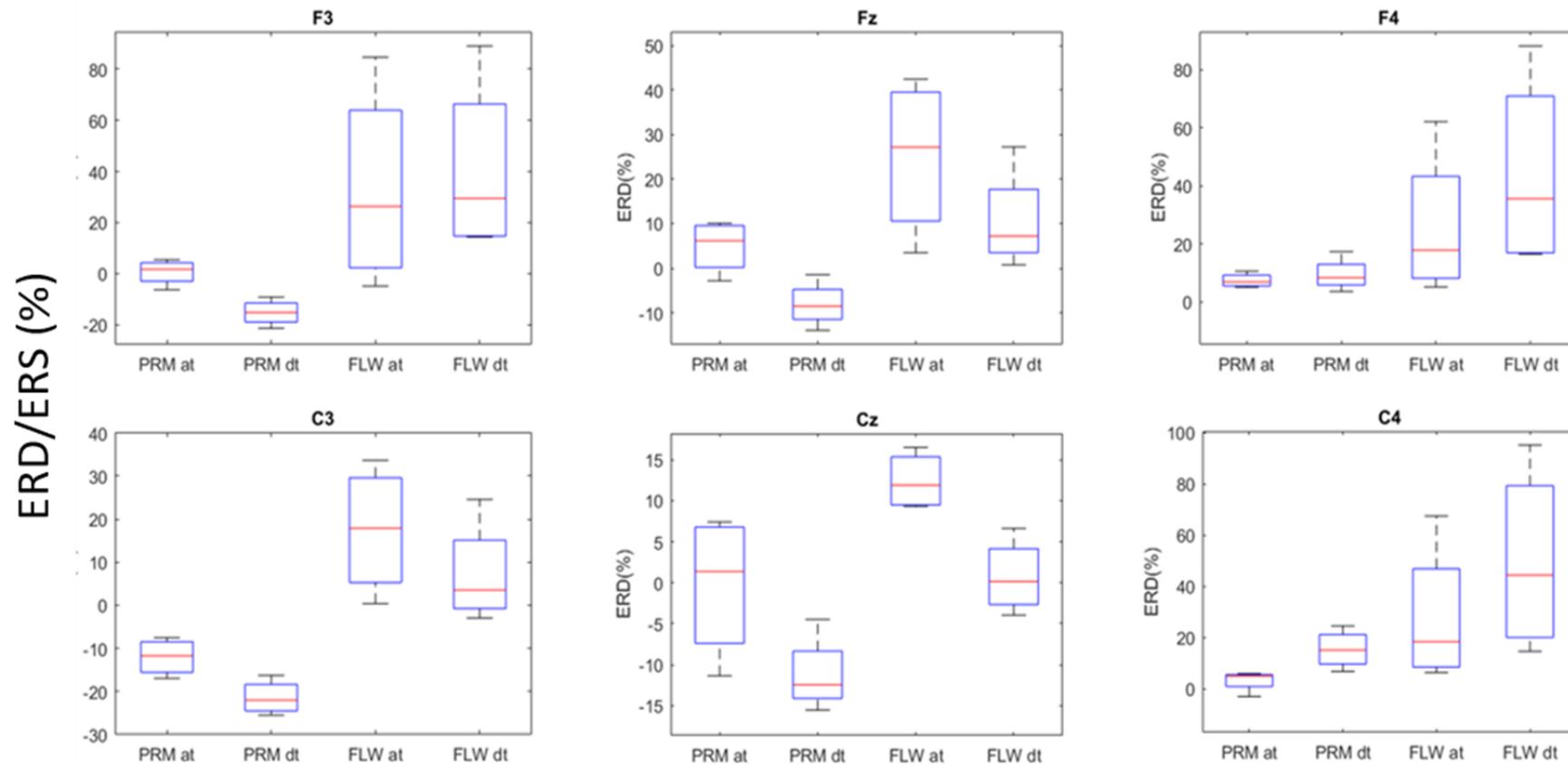


Figura 20 Comparação dos momentos do indivíduo #8 na condição MOV por *boxplot*. Legenda: PRM at – PRM antes da tarefa motora; PRM dt – PRM depois da tarefa motora; FLW at – *Follow-up* antes da tarefa motora; FLW dt – *Follow-up* depois da tarefa motora.

4.3.2. ERS e ERD em banda Beta

Nas Figuras 21 a 23 estão apresentados os indivíduos que apresentaram diferença entre os momentos – PRM, ApRM e *Follow-up* na banda Beta. O indivíduo #1 na condição MOV (Figura 21) ERD anterior à tarefa motora em *Follow-up* e em ApRM, seguida de ERS após a tarefa motora, principalmente em C4 (ipsilateral) no *Follow-up*. O momento PRM não apresentou perfis de ERD/ERS nem anterior nem posterior ao desempenho da tarefa para nenhum das derivações analisados.

O indivíduo #8 na condição MOV (Figura 22) apresentou ERD anterior à tarefa motora ($t=-2s$) seguida de ERS próximo à tarefa motora ($t=0s$), tanto em *Follow-up* quanto em ApRM, embora com maiores valores em *Follow-up* nas regiões central e frontal, com maiores diferenças nas derivações F3 e C3 (contralateral). Já o momento PRM não apresentou perfis de ERD/ERS nem anterior nem posterior ao desempenho da tarefa.

Na Figura 23, o indivíduo #9 apresentou ERD anterior à tarefa motora ($t=-2s$) seguida de ERS após à tarefa motora (aproximadamente $t=2s$) em *Follow-up* e em ApRM, principalmente nas regiões central e frontal. Já o momento PRM não apresentou perfis de ERD/ERS nem anterior nem posterior ao desempenho da tarefa para nenhum das derivações analisados.

Na Figura 24 estão representados os indivíduos #5, #6 e #7, que não apresentaram diferenças entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up*.

A condição IMG não apresentou diferenças nos perfis de ERD/ERS entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up* para nenhum dos oito indivíduos analisados.

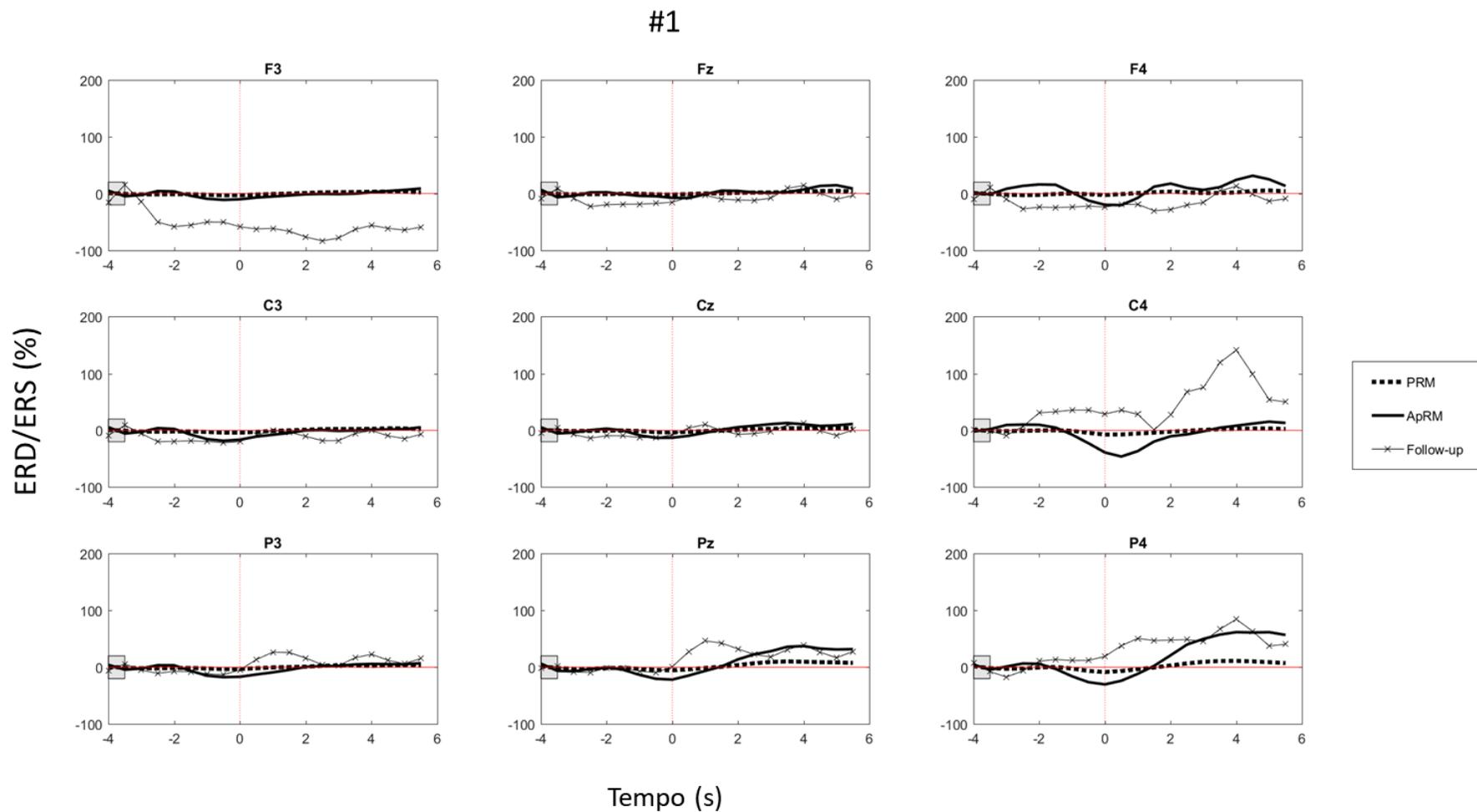


Figura 21 ERD/ERS do intervalo t_{total} dos indivíduos #1 na banda Beta. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

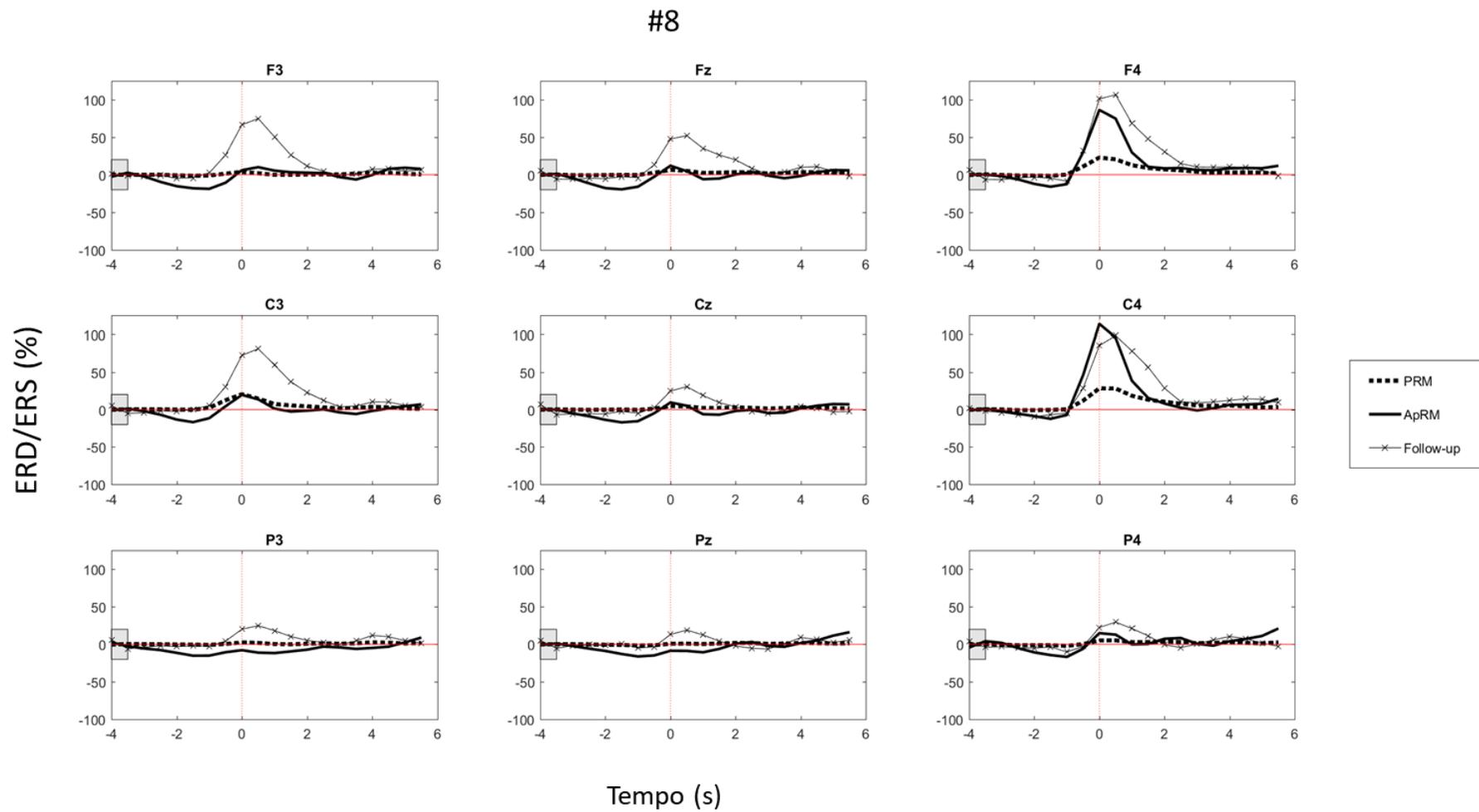


Figura 22 ERD/ERS do intervalo t_{total} do indivíduo #8 na banda Beta. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

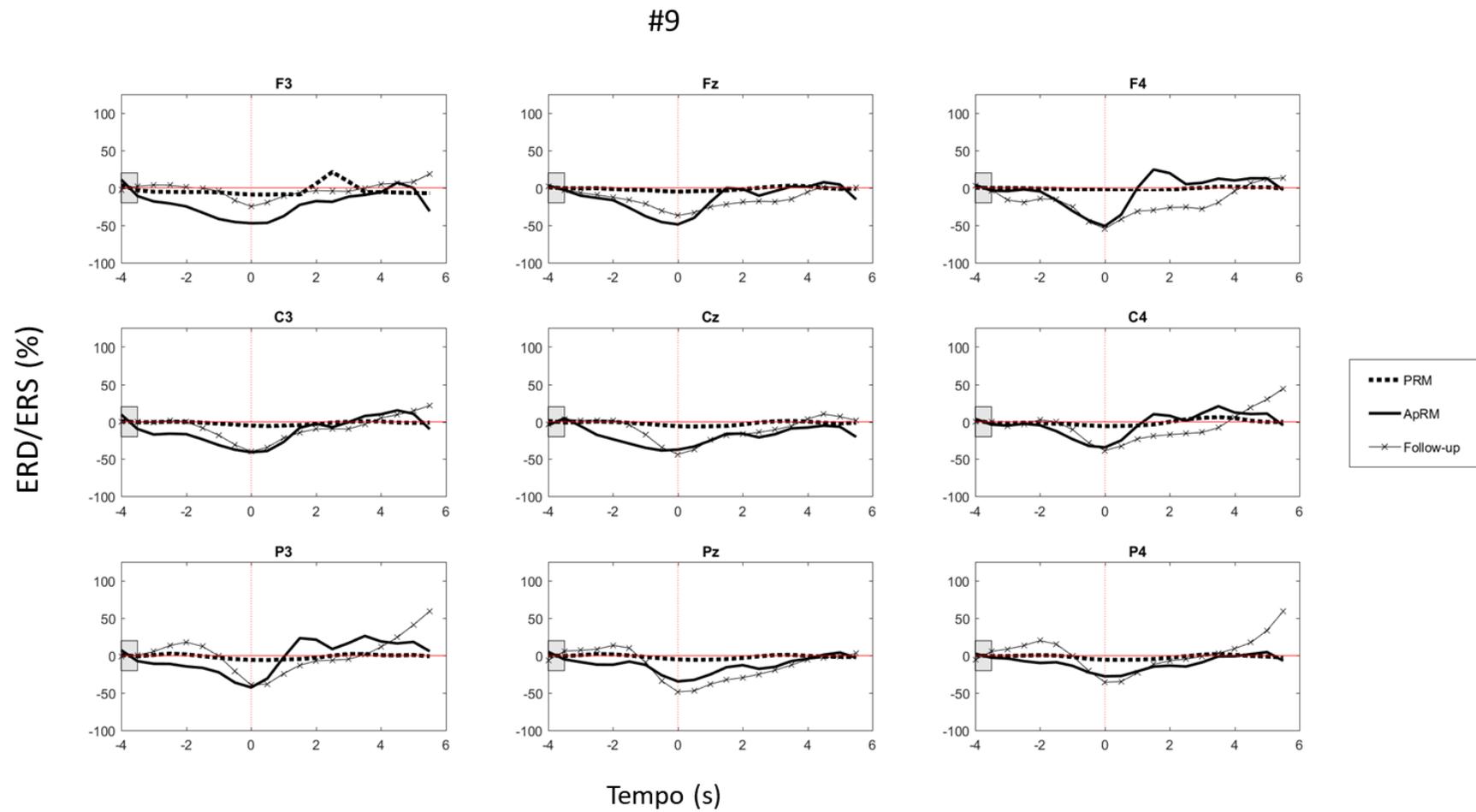


Figura 23 ERD/ERS do intervalo total do indivíduo #8 na banda Beta. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

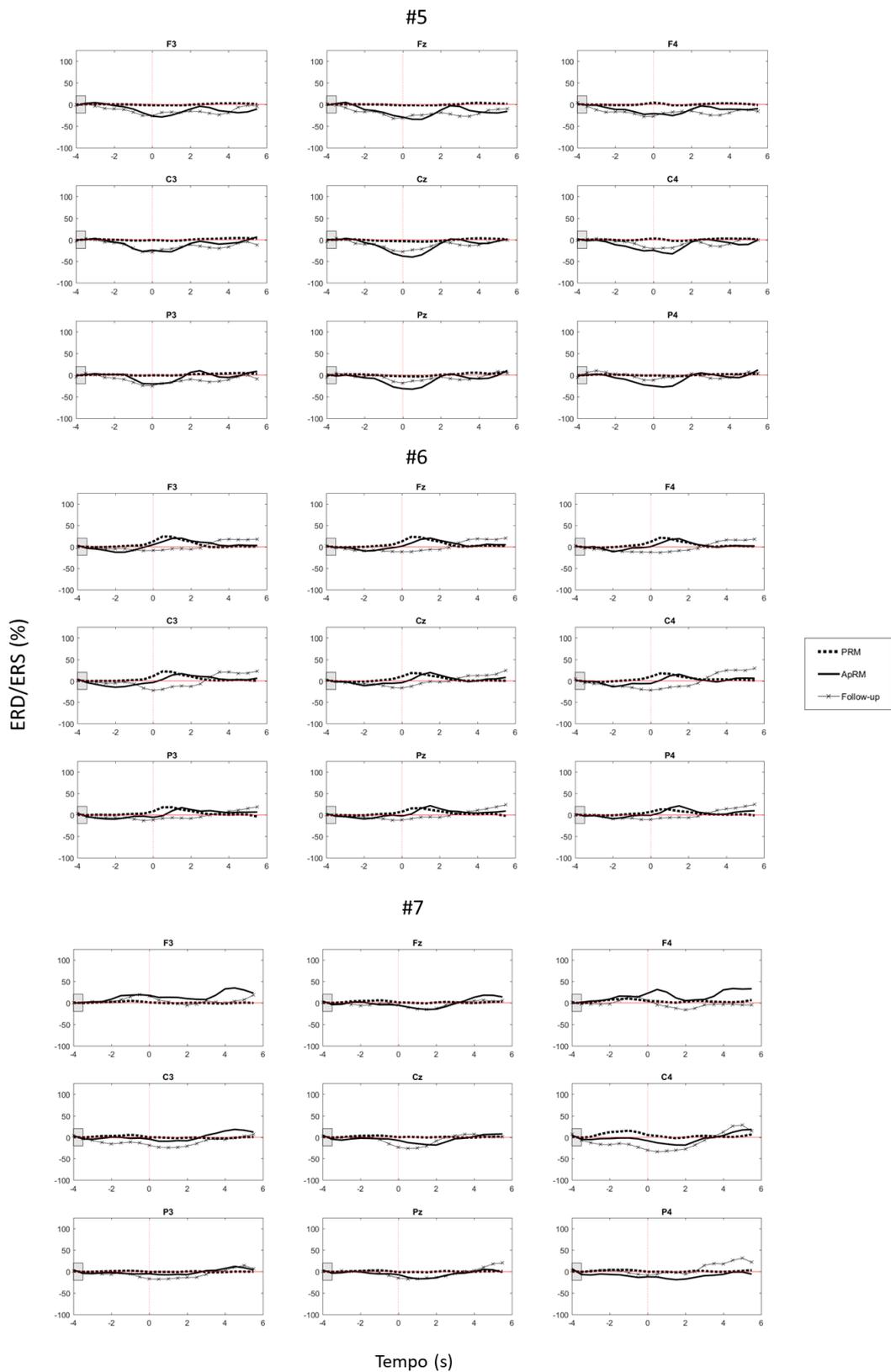


Figura 24 ERD/ERS do intervalo t_{total} do indivíduo #5, #6 e #7 na banda Beta. A linha vermelha tracejada representa o momento da execução da tarefa ($t=0s$); a linha vermelha contínua, o ERD/ERS igual a zero; e o quadrado cinza, o intervalo usado como referência para o cálculo do ERD/ERS.

Em seguida foram analisados os mapas topográficos. Os resultados dos perfil de ERD/ERS na banda Beta do indivíduo #8 estão descritos na Tabela 5. O mapa topográfico do indivíduo #8 na condição MOV (Figura 25) mostrou ERS a partir do instante t_2 para o momento *Follow-up* nas derivações dos frontais e centrais, e ERS a partir do instante t_3 para o momento PRM, porém com valores de ERS maiores em *Follow-up*. As maiores diferenças entre PRM e *Follow-up* ocorreram no hemisfério esquerdo (contralateral).

Os *boxplots* na Figura 25 mostram que a distribuição dos valores em *Follow-up*, tanto nos períodos t_3 e t_4 (FLW dt) quanto em t_1 e t_2 (FLW at) apresentou valores maiores que em PRM (PRM at e PRM dt) na condições MOV.

Tabela 5 Descrição dos perfis de ERD/ERS na banda Beta do indivíduos #8. Legenda: (+) – sincronismo baixo; (++) – sincronismo alto; (-) – dessincronismo baixo; (- -) – dessincronismo alto; 0 – ausência de sincronismo ou dessincronismo.

Indivíduo	Condição	Momento	Períodos				Obs.:
			t_1	t_2	t_3	t_4	
#8	MOV	PRM	0	0	+	+	F4, C4
		<i>Follow-up</i>	0	+	++	+	Frontais, centrais

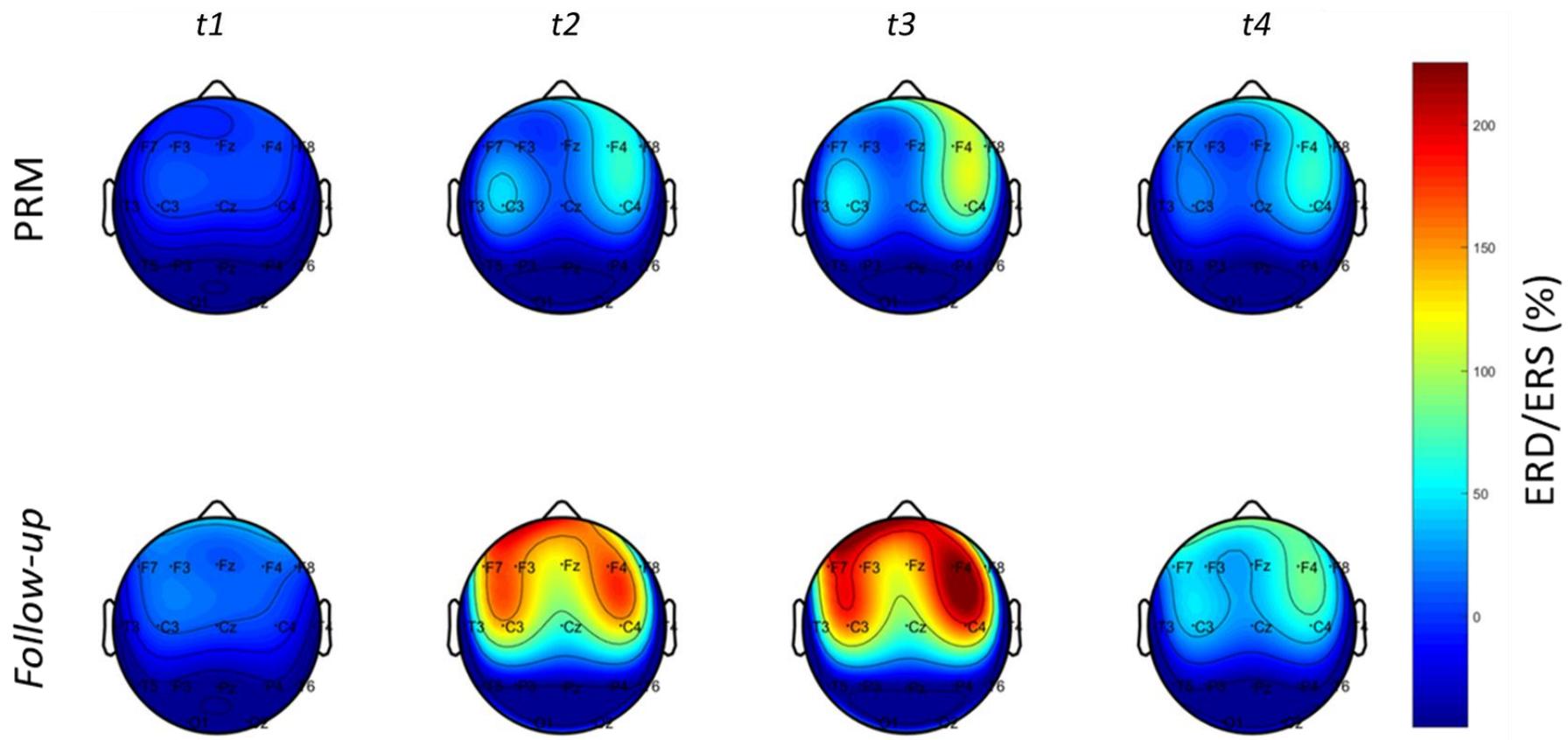


Figura 25 Mapas topográficos mostrando a dinâmica temporal do ERD/ERS (banda Beta) dos períodos $t1$ a $t4$ no indivíduo #8 na condição MOV. Legenda: $t1$ - -2 a -1 s; $t2$ - -1 a 0 s; $t3$ - 0 a 1 s; e $t4$ - 1 a 2 s.

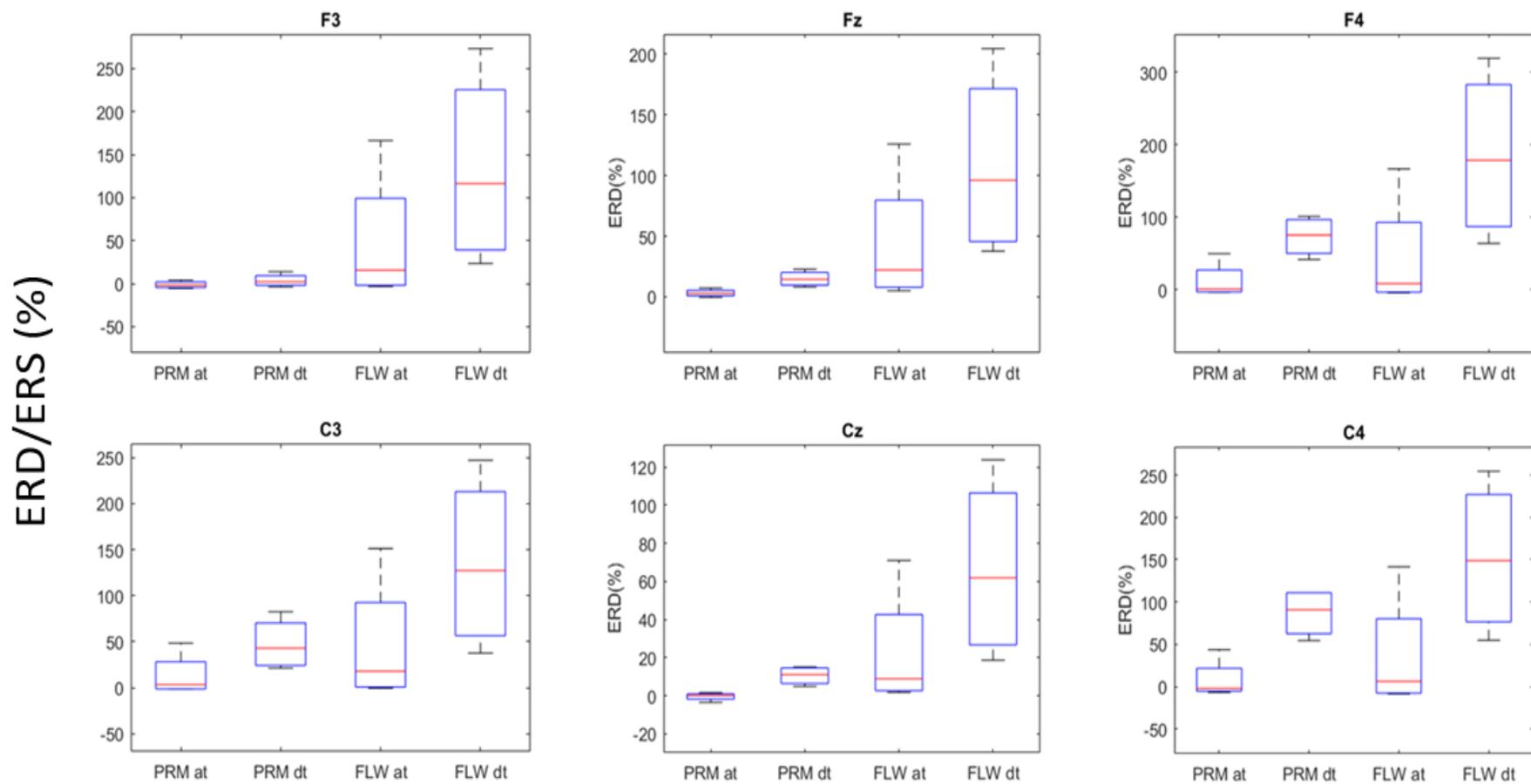


Figura 26 Comparação dos momentos do indivíduo #8 na condição MOV por *boxplot*. Legenda: PRM at – PRM antes da tarefa motora; PRM dt – PRM depois da tarefa motora; FLW at – *Follow-up* antes da tarefa motora; FLW dt – *Follow-up* depois da tarefa motora.

4.4. Entropia de permutação

4.4.1. EP em banda Alfa

Nas Figuras 27 a 29 estão apresentados os indivíduos que apresentaram diferença entre os momentos – PRM, ApRM e *Follow-up* na banda Alfa. O indivíduo #7 na condição MOV (Figura 27) apresentou maiores valores de EP nos momentos ApRM e *Follow-up* em comparação ao momento PRM, em especial nas derivações frontais e centrais. Não houve diferença na EP antes e após a tarefa motora, marcada no gráfico com a linha tracejada vermelha.

O indivíduo #8 na condição MOV (Figura 28) apresentou maiores valores de EP nas regiões central e frontal, principalmente no momento *Follow-up*. Além disso, a EP apresentou valores maiores logo após o início da tarefa motora ($t=0$ s), retornando aos valores após 2 s.

Na Figura 29, o indivíduo #9 apresentou maiores valores de EP nos momentos ApRM e *Follow-up* da derivação F4 (contralateral). As outras derivações não apresentaram diferenças entre os momentos. Na Figura 30 estão representados os indivíduos #1, #5 e #6, que não apresentaram diferenças consistentes dos valores de EP entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up*.

A condição IMG não apresentou diferenças nos perfis da EP entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up* para nenhum dos oito indivíduos analisados.

Entropia de Permutação

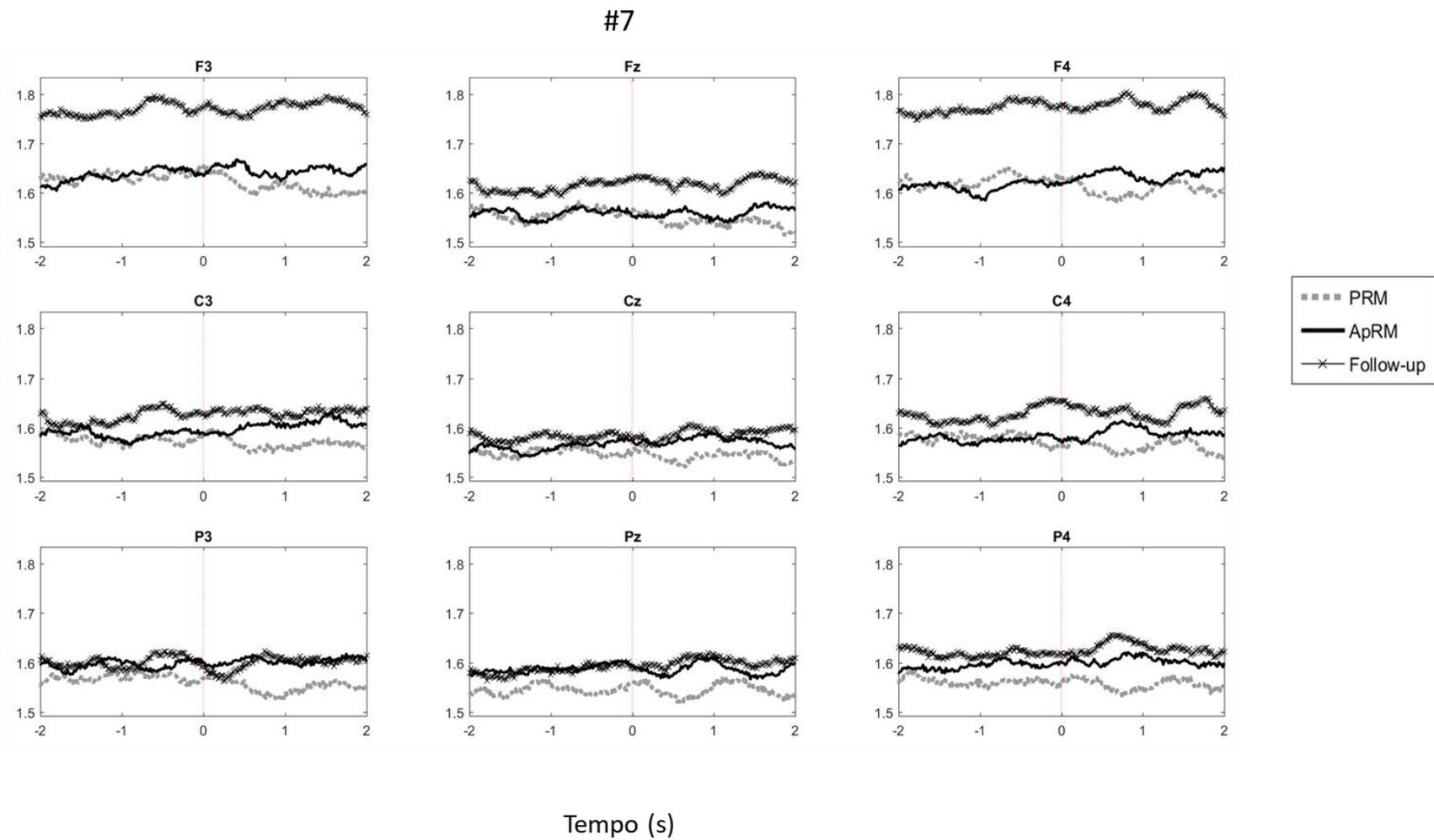


Figura 27 Gráficos da EP nas derivações de interesse para banda Alfa do indivíduo #7 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora ($t=0s$).

Entropia de Permutação

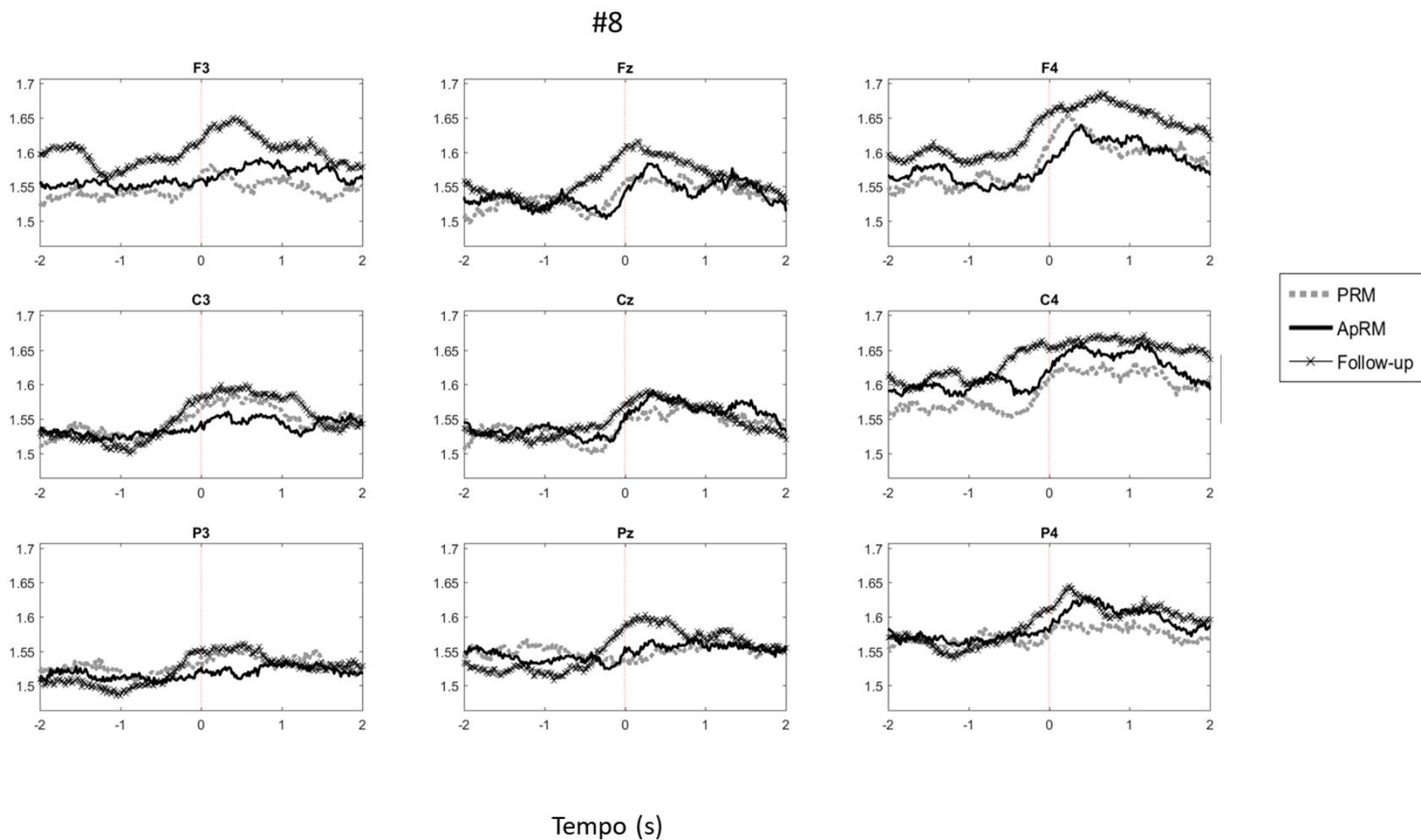


Figura 28 Gráficos da EP nas derivações de interesse para banda Alfa do indivíduo #8 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora ($t=0s$).

Entropia de Permutação

#9

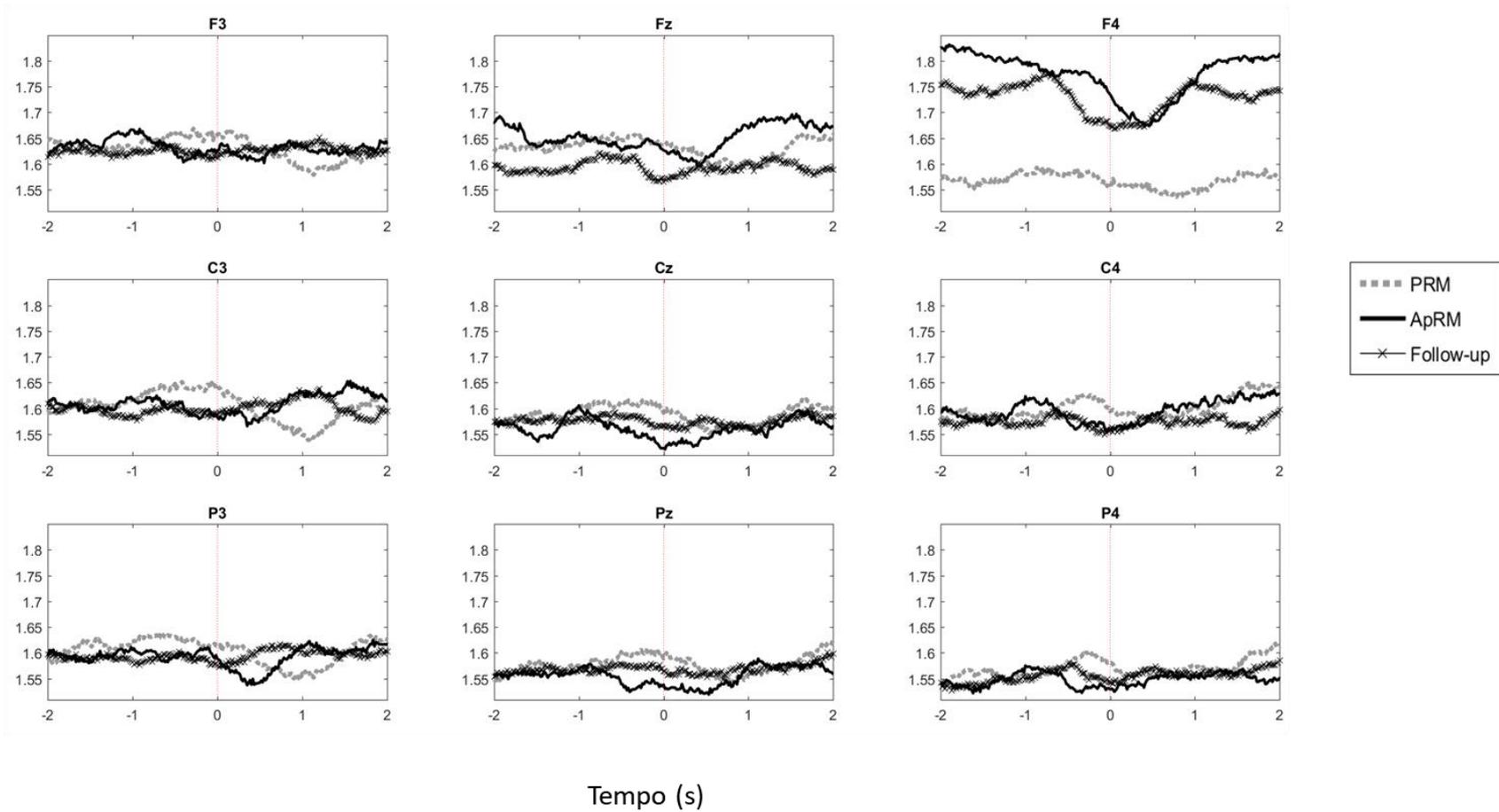


Figura 29 Gráficos da EP nas derivações de interesse para banda Alfa do indivíduo #9 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora ($t=0s$).

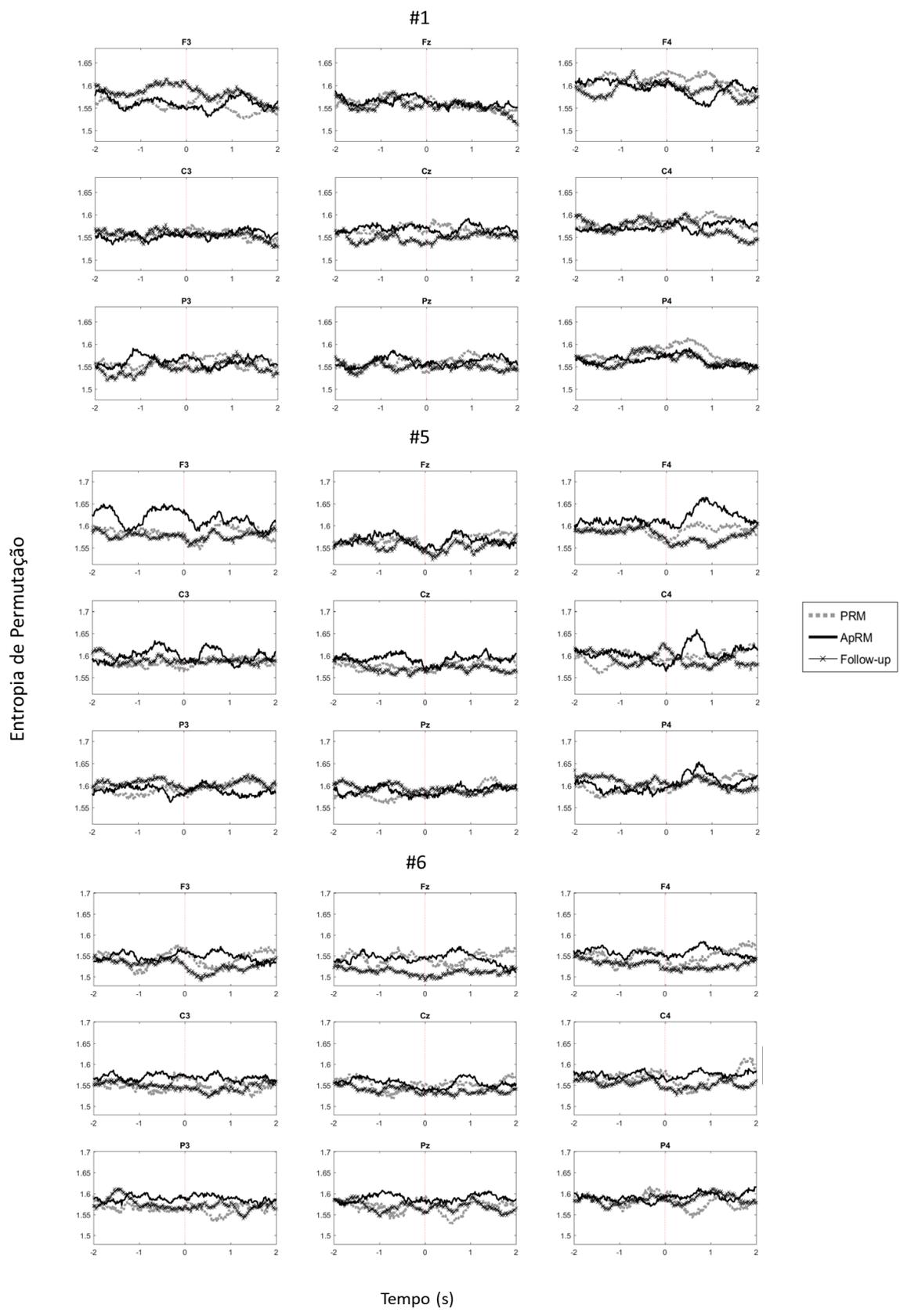


Figura 30 Gráficos da EP na derivações s derivações de interesse para banda Alfa dos indivíduos #1, #5 e #6 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora (t=0s).

4.4.2. EP em banda Beta

Nas Figuras 31 a 33 estão apresentados os indivíduos que apresentaram diferença entre os momentos – PRM, ApRM e *Follow-up* na banda Beta. O indivíduo #1 na condição MOV (Figura 31) apresentou maiores valores de EP nos momentos ApRM e *Follow-up*, especialmente ApRM, em comparação ao momento PRM, nas derivações frontais, centrais e parietais. Não houve diferença na EP antes e após a tarefa motora, marcada no gráfico com a linha tracejada vermelha.

O indivíduo #9 na condição MOV (Figura 32) apresentou maiores valores de EP nos momentos ApRM e *Follow-up*, principalmente na derivação F4 (contralateral).

Na Figura 33, o indivíduo #8 apresentou maiores valores de EP nas regiões central e frontal, principalmente no momento *Follow-up*. Além disso, a EP apresentou valores maiores logo após o início da tarefa motora ($t=0$ s), retornando aos valores após 2 s.

Na condição IMG não foram encontradas diferenças nos perfis da EP entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up* para nenhum dos oito indivíduos analisados.

Entropia de Permutação

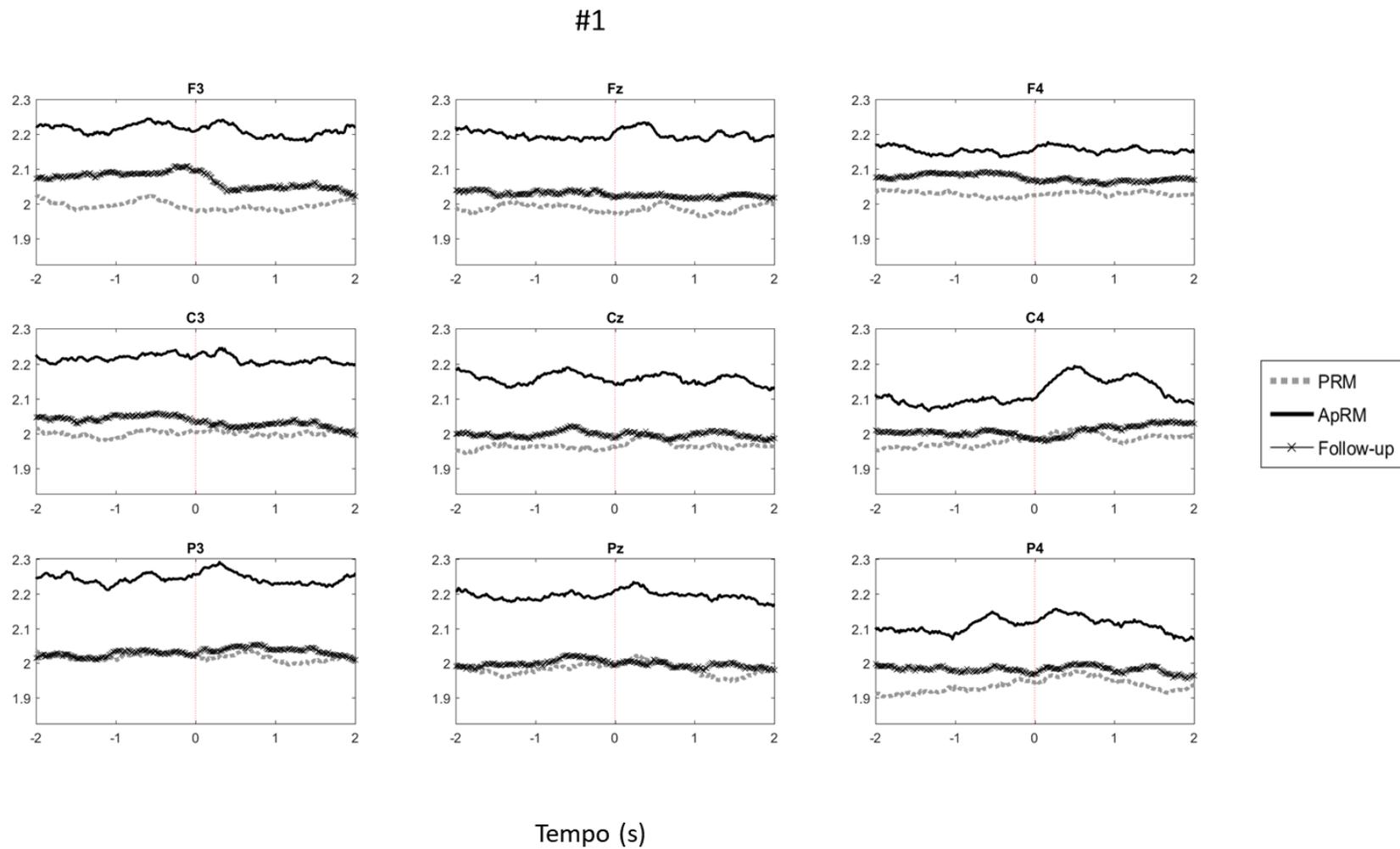


Figura 31 Gráficos da EP nas derivações de interesse para banda Beta do indivíduo #1 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora ($t=0s$).

Entropia de Permutação

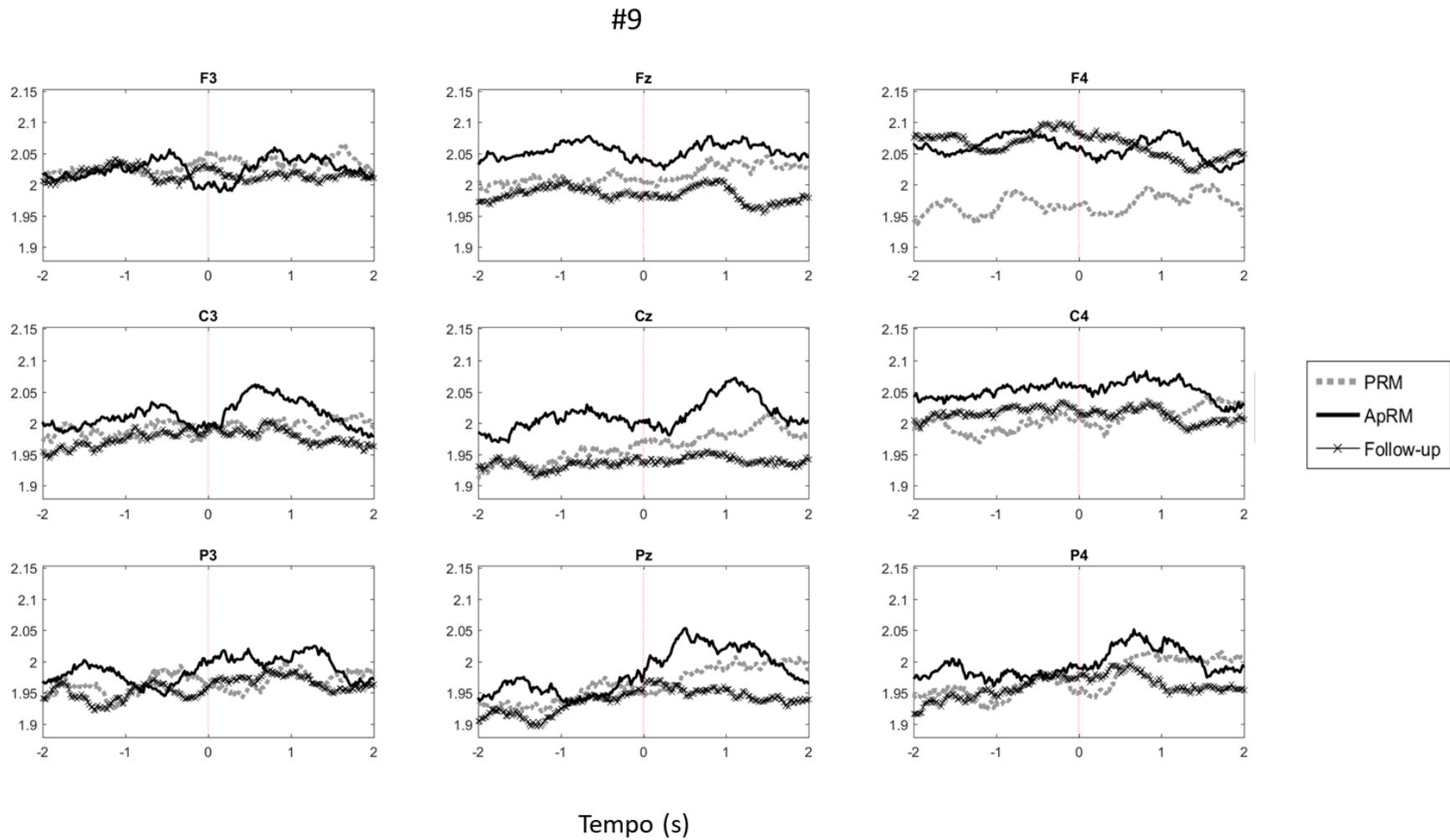


Figura 32 Gráficos da EP nas derivações de interesse para banda Beta do indivíduo #9 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora ($t=0s$).

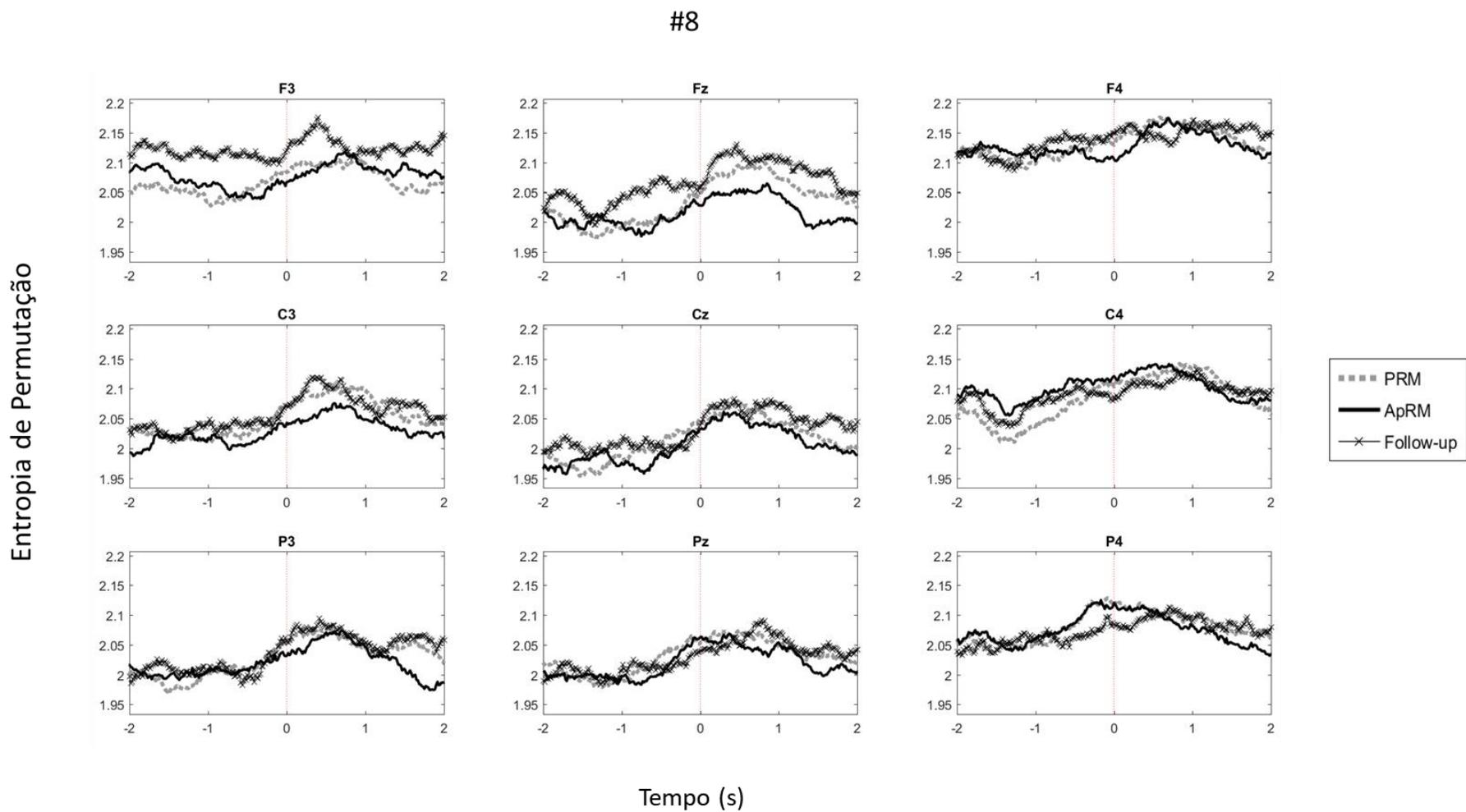


Figura 33 Gráficos da EP nas derivações de interesse para banda Beta do indivíduo #8 na condição MOV para o momentos de RM. A linha tracejada vermelha representa o instante da execução da tarefa motora ($t=0s$).

5. Discussão

Os sinais de EEG analisados foram coletados durante a tese de doutorado de PAZ (2012). Nesse trabalho, os indivíduos pós-AVC participaram de um programa de RM, que consistiu em IFC associada à IM. Os resultados mostraram que, após o período de intervenção, ocorreu aumento na habilidade de imaginação e de utilização do membro superior afetado, associados ao aumento de mobilidade e de destreza manual. São apresentados relatos da percepção dos indivíduos em relação à qualidade e quantidade de uso de membro superior afetado durante a realização de suas atividades diárias. Maiores detalhes sobre as medidas de desfecho do trabalho podem ser encontrados em PAZ (2012).

PAZ (2012) encontrou diferenças significativas entre as fases pelo ANOVA, para ambos as escalas AOU (Tabela 6) e QOM (Tabela 7): $F=33,71$; $p<0,0001$; poder estatístico=0,999 e $F=35,72$; $p<0,0001$; poder estatístico=1,0, respectivamente. Houve ausência de diferenças entre escores da AOU e QOM obtidas nos momentos Baseline e PRM ($F=0,16$; $p=0,70$ e $F=0,14$; $p=0,91$, respectivamente), sugerindo estabilidade dos indivíduos em relação a esta variável. Foram observadas diferenças após a RM, entre os momentos PRM e ApRM: $F=31,56$; $p=0,001$ e $F=36,32$; $p<0,0001$, respectivamente. Os ganhos se mantiveram no momento *Follow-up* quando comparado com ApRM ($F=0,50$; $p=0,49$ e $F=0,30$; $p=0,60$, respectivamente). A PM resultou em ganhos na percepção de todos os indivíduos relacionados à quantidade e qualidade do uso do membro superior parético e estes ganhos persistiram depois do período de reabilitação com PM.

Tabela 6 Descrição dos valores do teste MAL (sub-escala AOU) para os indivíduos presentes no trabalho nos momentos avaliados e o percentual de incremento entre os momentos (PAZ, 2012).

MOTOR ACTIVITY LOG (MAL/AOU)					
Indivíduo	Baseline	PRM	ApRM	Follow-up	%
#1	1,69	1,6	3,20	3,2	200
#3	1,2	1,25	2,36	2,5	200
#4	0,38	0,38	3,23	2,86	753
#5	2,1	2	4,60	4,6	230
#6	0	0	0,30	0,29	N
#7	1,3	1,37	3,85	3,96	289
#8	0,4	0,44	1,50	1,85	420
#9	1,3	1,39	3,90	4,1	295

Tabela 7 Descrição dos valores do teste MAL (sub-escala QOM) para os indivíduos presentes no trabalho nos momentos avaliados e o percentual de incremento entre os momentos (PAZ, 2012).

MOTOR ACTIVITY LOG (MAL/QOM)

Indivíduo	Baseline	PRM	ApRM	Follow-up	%
#1	0,96	0,96	2,84	2,9	302
#3	1	1	2,71	2,54	254
#4	0,46	0,46	3,57	4	870
#5	1,6	1,5	4,90	4,8	300
#6	0	0	0,59	0,54	N
#7	1,6	1,66	4,02	4	241
#8	0,5	0,59	1,62	1,89	321
#9	1,3	1,32	3,70	3,6	273

PAZ (2012) encontrou diferenças significativas entre os escores obtidos nas fases para o TDMM ($F=18,87$; $p=0,002$; $poder\ estatístico=0,97$). A Tabela 8 mostra que todos os indivíduos apresentaram aumento na destreza. Houve ausência de diferenças entre os momentos *Baseline* e PRM ($F=2,33$; $p=0,17$ e $F=0,008$; $p=0,93$, respectivamente). Já entre os momentos PRM e ApRM foram encontradas diferenças significativas ($F=22,18$; $p=0,002$ e $F=9,47$; $p=0,015$, respectivamente), ganhos esses que foram mantidos no momento *Follow-up* em comparação com ApRM ($F=4,98$; $p=0,06$ e $F=2,71$; $p=0,14$), sugerindo que a adição de PM resultou em ganhos permanentes na destreza manual.

Tabela 8 Descrição dos valores do TDMM para os indivíduos presentes no trabalho nos momentos avaliados e o percentual de incremento entre os momentos (PAZ, 2012).

TESTE DE DESTREZA MANUAL MINESSOTA (TDMM)

Indivíduo	Baseline	PRM	ApRM	Follow-up	%
#1	7,96	8,31	10,97	11,28	136
#3	11,65	11,6	17,39	16,9	146
#4	23,3	24,1	28,30	28,1	117
#5	23,8	27,3	40,00	38,2	140
#6	0	0	3,00	2,7	n
#7	9,6	9,13	13,15	13,36	146
#8	1,5	2	5,00	4,4	220
#9	17	17,7	26,55	25,79	146

A IM tem se mostrado estratégia eficaz na RM, principalmente por permitir a prática repetitiva e a aprendizagem de habilidades no membro superior afetado pelo AVC. Os mecanismos atuantes na combinação de IFC e IM durante a reabilitação ainda

são pouco entendidos, principalmente em avaliar a influência de um programa de treinamento motor individualizado em sinais de EEG (PAZ *et al.*, 2013; RICCIO *et al.*, 2010; PAGE *et al.*, 2009).

A RM com IM demonstrou influência aguda sobre a atividade cortical. PAGE e colaboradores (2009) observou aumento na atividade de áreas corticais relacionadas com movimento voluntário durante tarefas motoras em indivíduos que participaram de RM com IM. Analisando fMRI, encontraram aumento na atividade nas áreas pré-motora e em M1 durante tarefa de flexão/extensão do pulso do membro afetado em indivíduos pós-AVC que participaram de reabilitação com associação de IFC e IM. A hipótese do presente trabalho era que a reabilitação IFC associada à IM alterasse o sinal de EEG, devido à melhora motora apresentada pelos indivíduos após a intervenção. Para isso foram comparadas três diferentes momentos da RM (PRM, ApRM e *Follow-up*).

Os ERPs têm sido ferramentas de análise de processos cognitivos e motores (SANTOS FILHO *et al.*, 2009; ROMERO *et al.*, 2000). No presente trabalho avaliou-se as ERPs relacionadas a MOV e IMG. Houve presença de ERP somente na condição MOV em dois indivíduos. Os indivíduos #1 e #5 mostraram componentes com morfologias esperadas aos encontrados em indivíduos sem disfunção motora (potencial negativo após a tarefa motora), principalmente em *Follow-up* e ApRM, porém sem diferenças entre ambos os momentos. No indivíduo #1, não ocorreu componentes em PRM enquanto no indivíduo #5 ocorreram componentes em PRM que foram menores que em *Follow-up* e ApRM. DEJANOVIC e colaboradores (2015) analisaram ERPs relacionados à tarefa motora em indivíduos pós-AVC. Os autores observaram que a lesão cortical influencia na latência e na amplitude do potencial, quando comparado com indivíduos sem lesões. Além disso, sugerem que quanto maior o tempo de lesão, maior o retorno da latência e da amplitude do ERP à valores próximos aos encontrados indivíduos sem lesões. Dentre os oitos participantes do presente trabalho, os indivíduos #1 e #5 apresentaram grandes tempos pós-lesão (24 e 12 meses, respectivamente), portanto, a presença de potencial pode estar relacionada ao tempo após a lesão.

Os resultados do presente trabalho mostraram que a MSC identificou resposta consistente na banda Delta durante execução da tarefa motora (MOV e IMG) em indivíduos pós-AVC. Trabalhos têm demonstrado a atuação dessa banda de frequência durante o movimento voluntário e a IM. SANTO FILHO e colaboradores (2009) encontraram, durante tarefa motora (movimentação e IM) de membro superior em indivíduos sem lesões corticais, resposta consistente na banda Delta nas regiões frontal, central e parietal. PAZ e colaboradores (2012) encontraram valores aumentados de

MSC na banda Delta na região central em indivíduos sem disfunções neurológicas após treinamento com IM.

A hipótese inicial era de que, nos indivíduos pós-AVC, o treinamento com IM promovesse alteração da MSC entre os três momentos (PRM, ApRM e *Follow-up*). Em dois indivíduos (#1 e #8), os valores de MSC acima do valor crítico na banda Delta foram estatisticamente maiores após a reabilitação, principalmente nas regiões frontal e central. Os resultados sugerem que as tarefas motoras nesses indivíduos apresentaram detecção mais consistente nos harmônicos de baixa frequência (banda Delta), estando a condição *Follow-up* mais síncrona ao estímulo que ApRM e PRM. A banda Delta está relacionada à realização de tarefas mentais, principalmente à dificuldade da tarefa e à inibição de estímulos não relacionados ao desempenho da tarefa (HARMONY *et al.*, 1999). Valores maiores da coerência podem relacionar-se com o aumento da eficiência neural e favorecimento do aprendizado motor devido ao controle cortical inibitório (PAZ *et al.*, 2012).

A atividade da banda Delta, durante o estado de vigília, é quase ausente em condições normais, aparecendo após lesão cerebral subcortical ou após indução do processo de neurplasticidade cortical (STERIADE *et al.*, 2001; ASSENZA *et al.*, 2013a). ASSENZA e colaboradores (2013b) em um estudo clínico com indivíduos pós-AVC encontraram maior atividade da banda Delta, tanto no hemisfério afetado quanto no hemisfério não afetado, e sugerem que a maior atividade dessa banda pode ser considerada um sinal de processos neuronais adaptativos após a desconexão funcional e/ou anatômica inter-hemisférica, estando relacionado com o processo de recuperação do indivíduo.

As respostas induzidas também foram analisadas no presente trabalho por meio do cálculo da ERD/ERS. A ERD e ERS podem ser interpretadas como variações nos parâmetros de controle da atividade oscilatória das redes neurais, modulando a dinâmica sináptica dos elementos neurais dos principais circuitos de retroalimentação (tálamo-cortical e córtico-cortical), representando as variações da atividade das interações neurônio-interneurônio, que controlam os componentes espectrais do EEG (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999; CAGY, 2008).

Os perfis de ERD e ERS durante o movimento voluntário, principalmente em indivíduos sem lesões corticais, são bem estudados e apresentam diversos trabalhos na literatura (PFURTSCHELLER; LOPES DA SILVA, 1999; NEUPER *et al.*, 2006; LANA *et al.*, 2015). ERD é produzida durante preparação, movimentação e IM sobre as áreas sensório-motoras contralaterais em ambas as bandas Alfa (ritmo Mu) e Beta (NEUPER,

PFURTSCHELLER, 1999). No período pós-movimento (1 a 2 s) ocorre ERS, sendo o componente Beta cerca de 300 ms mais rápido do que o componente Alfa (PFURTSCHELLER *et al.*, 2003; MILLER *et al.*, 2007).

Em relação ao ERD/ERS, a hipótese inicial do trabalho foi que a RM com IM alterasse os perfis de ERD/ERS. Os resultados do presente trabalho mostraram que as respostas dos indivíduos foram diferentes entre si, não apresentando um perfil consistente de ERD e ERS. Na banda Alfa, dois indivíduos (#1 e #8) apresentaram ERS após a tarefa motora (t_3 e t_4), com maiores valores no momento *Follow-up* e ApRM que no PRM. Na banda Beta, três indivíduos (#1, #8 e #9) apresentaram diferenças nos perfis de ERD/ERS entre esses momentos. Os outros indivíduos não apresentaram uma morfologia do ERD/ERS muito bem definida, fora dos padrões da normalidade. O indivíduo #8 apresentou ERD antes da tarefa (t_1 e t_2) seguida de ERS justo à tarefa (t_3), com maiores valores nos momentos ApRM e *Follow-up*, porém sem diferenças entre as condições. Por sua vez, o indivíduo #9 apresentou ERD antes da tarefa ($t=0s$) seguida de ERS após a tarefa ($t=2s$), morfologia do ERD/ERS similar ao encontrado em indivíduos sem disfunções (MILLER *et al.*, 2007).

Outra técnica de análise utilizada foi a EP. Na literatura, a EP tem sido utilizada em processamento de sinais de EEG no uso de anestésicos (SILVA *et al.*, 2011), na detecção de estados epiléticos (MATEOS *et al.*, 2014) e em movimentação voluntária (GAO *et al.*, 2013). A EP pode ser utilizada como medida de predição do movimento voluntário, podendo ser utilizada como detector da intenção do movimento, ou como medida de análise de complexidade cortical durante a movimentação (AMORIM, 2016).

No presente trabalho, a hipótese inicial era de que, nos indivíduos pós-AVC, o treinamento com IM alterasse o perfil de EP, visto que os indivíduos retomaram parte das funções motoras e diminuíram a espasticidade após a reabilitação. SUN e colaboradores (2017) observaram, em 11 indivíduos pós-AVC, que o treinamento com IM promovia aumento significativo nos valores de entropia, principalmente das regiões centrais e frontais. Segundo os autores, o aumento da entropia (técnica *fuzzy approximate entropy*) estaria relacionado com o aumento da atividade cortical e, por conseguinte, da complexidade do sinal de EEG. Durante uma tarefa motora, diferentes redes neuronais no nível cortical começam a oscilar em frequências diferentes, e isso pode reduzir a previsibilidade do sinal do EEG, aumentando sua complexidade. Três dos oito indivíduos apresentou diferenças na condição MOV, com maiores valores de EP nos momentos ApRM e *Follow-up* quando comparado ao PRM, sendo as maiores

diferenças na regiões central e frontal contralateral. Os resultados concordam com os apresentados por SUN e colaboradores.

De modo geral, quatro indivíduos (#1, #5, #8 e #9) apresentaram diferenças nos parâmetros analisados dos sinais do EEG entre os momentos PRM, ApRM e *Follow-up*. Essas diferenças acompanharam grandes variações nos escores durante os momentos de reabilitação (Tabelas 6, 7 e 8) obtidos em PAZ (2012). O indivíduo #8 apresentou a maior variação no escore do TDMM (200%) e a segunda maior variação no escore do teste MAL (420% e 320%), testes esses que permitem avaliar tanto a recuperação motora quanto a capacidade de auto-percepção do indivíduo em relação à sua performance durante as atividades (YANCOSEK, HOWELL, 2009; VAN DER LEE *et al.*, 2004). Os indivíduos #5 e #9 apresentaram melhora nos escores do MAL (#5 - 230% e 300%; #9 - 295% e 273%) e do TDMM (#5 - 140%; #9 - 146%) em resposta à RM. O mesmo ocorreu para o indivíduo #1, que também apresentou melhora nos escores do MAL (200% e 302%) e do TDMM (136%). Embora isso não se observe no indivíduo #4 que apresentou as maiores variações de escore no MAL (753% e 870%). Maiores estudos devem ser realizados para investigar a correlação entre os parâmetros de EEG e as medidas de desfecho após a reabilitação.

Os resultados do trabalho podem estar relacionados à variabilidade dos indivíduos no que diz respeito à área, extensão e tempo de lesão. Embora os indivíduos tenham sido selecionados por apresentar lesão de artéria cerebral média do hemisfério dominante e queixa relacionada ao comprometimento de membro superior, a extensão da lesão e quais áreas foram afetadas não foram claramente conhecidas. O que é uma das limitações desse trabalho. A informação codificada em lesões cerebrais, como, por exemplo, extensão e localização da lesão pode explicar a variabilidade nos resultados pós-AVC (SCHIEMANCK *et al.*, 2005; RONDINA *et al.*, 2016). Segundo BONSTRUP e colaboradores (2018), a recuperação motora pós-AVC apresenta alta variabilidade interindividual, visto que o tamanho e tempo da lesão associado ao potencial do cérebro de formar novas conexões entre as áreas do córtex determinam individualmente os níveis de recuperação motora.

Para melhor delimitar as áreas corticais analisadas, é necessário aumentar a densidade de derivações utilizados no escalpo. JURCAK e colaboradores (2006) analisaram três arranjos espaciais de derivações no escalpo (SI 10-20, SI 10-10 e SI 10-5) e observaram que o SI 10-10 é ideal para análises de regiões mais delimitadas. Essa distribuição mostrou-se melhor que o SI 10-20, que apresentou distribuição muito espaçada, não contemplando algumas regiões corticais, e do que o SI 10-5, que

apresentou muita sobreposição de sinal, demandando, portanto, alto gasto computacional para separação de fontes de sinal.

Devido a variabilidade dos indivíduos, não puderam ser realizadas comparações entre os indivíduos (interindividual), sendo necessárias comparações das condições em cada indivíduo (intraindividuais). Além disso, o presente estudo teve limitação de número de indivíduos, devido à dificuldade de adequação aos critérios de inclusão, principalmente pela falta de movimentação ativa e pela dificuldade de realizar a IM e além disso falta de grupo controle.

6. Conclusão

O presente trabalho contribuiu ao analisar a possível influência da reabilitação utilizando prática mental por IM nos perfis da resposta cortical, avaliados por ERP, MSC, ERS/ERS e EP em indivíduos pós-AVC. Para isso foram avaliados três momentos de reabilitação, PRM, ApRM e *Follow-up* em duas condições distintas MOV e IMG. De forma geral, os indivíduos mostraram perfis variados de respostas à tarefa motora, observando-se diferenças entre os momentos em quatro indivíduos (#1, #5, #8 e #9) na condição MOV, embora todos apresentaram maiores escores em Teste de destreza manual Minnesota (TDMM) e *motor activity log* (MAL-Brazil) após a reabilitação. Na condição IMG, somente a MSC foi capaz de indentificar diferenças entre os momentos em alguns indivíduos. Como passos futuros do trabalho, pretende-se inclusão de grupo controle, a utilização de maior densidade de derivações (Sistema 10-10) e a inclusão de novas técnicas para análise do sinal de EEG, como a conectividade cerebral.

Referências Bibliográficas

- ALEGRE, M.; LABARGA, A.; GURTUBAY, I.G.; IRIARTE, J.; MALANDA, A.; ARTIEDA, J. Beta electroencephalograph changes during passive movements: sensory afferences contribute to Beta event-related desynchronization in humans. **Neuroscience Letters**, v. 331, n. 1, pp. 29–32, 2002.
- AMORIM, F.E.; DA-SILVA, P.J.G.; CAGY, M.; INFANTOSI, A.F.C. **Análise da complexidade de EEG usando entropia de permutação durante MOV voluntário**. In: SIMPÓSIO DE INSTRUMENTAÇÃO E IMAGENS MÉDICAS, 7, 2015, São Paulo. Anais. Campinas, 2015.
- ASSENZA, G.; PELLEGRINO, G.; TOMBINI, M.; TECCHIO, F.; TOMASEVIC, L.; DI PINO, G. Delta waves increase after cortical plasticity induction during wakefulness. **Clinical Neurophysiology**, v.124, pp. 71-72, 2013a.
- ASSENZA, G.; ZAPPASODI, F.; PASQUALETTI, pp.; VERNIERI, F.; TECCHIO, F. A contralesional EEG power increase mediated by interhemispheric disconnection provides negative prognosis in acute stroke. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v.31, pp.177–188, 2013b.
- AVANZINO, L.; GIANNINI, A.; TACCHINO, A.; PELOSIN, E.; RUGGERI, pp.; BOVE, M. Motor imagery influences the execution of repetitive finger opposition movements. **Neuroscience Letters**, v. 466, pp. 11–15, 2009.
- BANDT, C., POMPE, B. Permutation entropy: a natural complexity measure for time series. **Physical Review Letters**, v.88, pp. 174102, 2002.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience: exploring the brain**, 4ed. Lippincott Williams&Wilkins, 2016.
- BERTOLUCI, pp.H.F.; BRUCKI, S.M.D.; CAMPACCI, S.R.; JULIANO, Y. O Mini exame do Estado Mental em uma população geral. O impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 52, pp. 1-7, 1994.
- BOHANNON, R.W.; SMITH, M.B. Inter-rater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, pp. 206-07, 1987.
- BOUTIN A.; BLANDIN Y. On the cognitive processes underlying contextual interference: Contributions of practice schedule, task similarity and amount of practice. **Human Movement Science**, v. 29, pp. 910–20, 2010.
- BUTLER, A.J.; PAGE S.J. Mental practice with motor imagery: evidence for motor recovery and cortical reorganization after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87(12 Suppl 2):S2–S11, 2006.
- CHAKAROV, V.; OMLOR, W.; HUETHE, F. Beta-range EEG-EMG coherence with isometric compensation for increasing modulated low-level forces. **Journal of Neurophysiology**, v. 102, pp. 1115–1120, 2009.

- CHAPIN, J.K., MOXON, K.A., MARKOWITZ, R.S., NICOLELIS, M.A.L. Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. **Neuroscience**, v. 2, n. 7, pp. 664-670, 1999.
- CONNELL, L. A.; LINCOLN, N. B.; RADFORD, K. A. Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. **Clinical Rehabilitation**, v. 22, pp. 758-67, 2008.
- CRONE, N.E.; MIGLIORETTI, D.L.; GORDON, B.; SIERACKI, J.M.; WILSON, W.T.; UEMATSU, S. Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. I. Alpha and Beta event-related desynchronization. **Brain**, v. 121:p. 2271–99, 1998.
- DI PINO G.; PELLEGRINO G.; ASSENZA G.; CAPONE F.; FERRERI F.; FORMICA D.; RANIERI, F.; TOMBINI, M.; ZIEMANN, U.; ROTHWELL, J. C. Modulation of brain plasticity in stroke: a novel model for neurorehabilitation. **Nature Reviews: Neurology**, v. 10, n.10, pp. 597–608, 2014.
- DICKSTEIN, R.; DEUTSCH, J.E. Motor Imagery in Physical Therapist Practice. **Physical Therapy**, v. 87, pp. 942-953, 2007.
- DRISKELL, J.E.; COPPER, C.; MORAN, A. Does mental practice enhance performance? **Journal of Applied Psychology**, v. 79, pp. 481–492, 1994.
- DUKE D.W.; PRITCHARD W.S. Measuring Chaos in the Human Brain ed Singapore: World Scientific, 1991.
- FELTZ, D.L; LANDERS, D.M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: an article. **Journal of Sport and Exercise Psychology**, v. 5, pp. 25–57, 1983.
- FERY, Y.A. Differentiating visual and kinesthetic imagery in Mental Practice. **Canadian Journal of Experimental Psychology**, v. 57, pp. 1–10, 2003.
- FINNIGAN, S.P.; WALSH, M.; ROSE, S.E.; CHALK, J.B. Quantitative EEG indices of sub-acute ischaemic stroke correlate with clinical outcomes. **Clinical Neurophysiology**, v. 118, pp. 2525-2532, 2007.
- FORMAGGIO, E.; STORTI, S. F.; GALAZZO, I. B.; GANDOLFI, M.; GERGIN, C.; SMANIA, N.; SPEZIA, L.; WALDNER, A.; FIASCHI, A.; MANGANOTTI. Modulation of event-related desynchronization in robot-assisted hand performance: brain oscillatory changes in active, passive and imagined movements. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, 2013.
- GAO, J.; HU, J.; TUNG, W.W. "Entropy measures for biological signal analyses". **Nonlinear Dynamics**, v. 68, pp. 431–444, 2012.
- GAO, L.; WANG, J.; CHEN, L. Event-related desynchronization and synchronization quantification in motor-related EEG by Kolmogorov entropy. **Journal of Neural Engineering**, v. 10, pp. 036023, 2013.
- GENTILI, R.; HAN, C.E.; SCHWEIGHOFER, N.; PAPAXANTHIS, C. Motor learning without doing: trial-by-trial improvement in motor performance during mental training. **Journal of Neurophysiology**, v. 104, pp. 774–783, 2010.

- GENTILI, R.; PAPAXANTHIS, C. Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. **Neuroscience**, v. 297, pp. 231–242, 2015.
- GOLDBERGER, A.L.; AMARAL, L.A.N.; HAUSDORFF, J.M.; IVANOV, pp.; PENG, C.K.; STANLEY, H.E. Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 99, pp. 2466–2472, 2002.
- GREGG, M.; HALL, C.; BUTLER, A. The MIQ-RS: A Suitable Option for Examining Movement Imagery Ability. **Evidence-based Complementary and Alternative Medicine**, v. 7, n. 2, pp. 249-57, 2010.
- HAASE V.G.; LACERDA, S.S. Neuroplasticidade, variação interindividual e recuperação funcional em neuropsicologia. **Temas em Psicologia da Sociedade Brasileira de Psicologia**, v. 12, n.1, pp. 28-42, 2004.
- HADJILEONTIADIS, L.J. Biosignals and compression standards. Dept of Electrical and Computer Engineering, School of Engineering. Thessaloniki, Grécia. p. 277-90, 2007.
- HAGNER, M. The electrical excitability of the brain: toward the emergence of an experiment. **Journal of the History of the Neurosciences**, v. 21, n. 3, pp. 237-49, 2012.
- HANAKAWA, T. Organizing motor imageries. **Neuroscience Research**, v. 104, pp. 56–63, 2016.
- HANAKAWA, T.; DIMYAN, M.A.; HALLETT, M. Motor planning, imagery, and execution in the distributed motor network: a time-course study with functional MRI. **Cerebral Cortex**, v. 18, pp. 2775-2788, 2008.
- HANAKAWA, T.; IMMISCH, I.; TOMA, K.; DIMYAN, M.A.; VAN GELDEREN, pp.; HALLETT, M. Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. **Journal of Neurophysiology**, v. 89, pp. 989–1002, 2003.
- INFANTOSI, A.F.C.; MELGES, D.B.; TIERRA-CRIOLLO, C.J. Use of magnitude-squared coherence to identify the maximum driving response band of the somatosensory evoked potential. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 39, pp. 1593–1603, 2006.
- JACKSON, P.L.; DOYON, J.; RICHARDS, C.L.; MALOUIN, F. The efficacy of combined physical and mental practice in the learning of a footsequence task after stroke: a case report. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 18, pp. 106–111, 2004.
- JACKSON, P.L.; LAFLEUR M.F.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.; DOYON, J. Potential role of Mental Practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 82: p. 1133-41, 2001.
- JACKSON, P.L.; LAFLEUR, M.F.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.L.; DOYON, J. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. **Neuroimage**, v. 20, n. 2, pp. 1171–1180, 2003.

- JEANNEROD, M. The representing brain: Neural correlates of motor intention and imagery. **Behavioral and Brain Sciences**, v.17, n. 2, pp. 187-245, 1994.
- JURCAK, V.; TSUZUKI, D.; DAN, I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. **NeuroImage**, v. 34, pp. 1600-1611, 2006.
- KALRA, L.; CROME, pp. The role of prognostic scores in targeting stroke rehabilitation in elderly patients. **Journal of American Geriatric Society**, v. 41, pp. 396–400, 1993.
- KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.; SIEGELBAUM, S.A.; HUDSPETH, A.J. **Princípios de Neurociências**, 5ed. Porto Alegre: Ed. Artmed, 2014.
- KENNEL, M.B.; BROWN, R.; ABARBANEL, H.D.I. Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction. **Physical Review A**, v. 45, n. 6, pp. 3403-11, 1992.
- KILAVIK, B.R.E.; ZAEPFFEL, M.; BROVELLI, A.; MACKAY, W.A.; RIEHLE, A. The ups and downs of β oscillations in sensorimotor cortex. **Experimental Neurology**, v. 245, pp. 15–26, 2013.
- KIMBERLEY, T.J.; KHANDEKAR, G.; SKRABA, L.L.; SPENCER, J.A.; VAN GORP, E.A.; WALKER, S.R. Neural substrates for motor imagery in severe hemiparesis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 20, pp. 268–277, 2006.
- LANA, E.P.; ADORNO, B.V.; TIERRA-CRIOLLO, C.J. Detection of movement intention using EEG in a human-robot interaction environment. **Research on Biomedical Engineering**, v.31, n.4, pp. 285-294, 2015.
- LETSWAART, M.; JOHNSTON, M.; DIJKERMAN, H.C.; JOICE, S.; SCOTT, C.L.; MACWALTER, R.S.; HAMILTON, S.J. Mental practice with motor imagery in stroke recovery: Randomized controlled trial of efficacy. **Brain**, v. 134, pp. 1373-86, 2011.
- LIU, S.; GUO, J.; MENG, J.; WANG, Z.; YAO, Y.; YANG, J.; QI, H.; MING, D. Abnormal EEG Complexity and Functional Connectivity of Brain in Patients with Acute Thalamic Ischemic Stroke. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, v. 2016, pp. 2582478, 2016.
- LLANOS, C.; RODRIGUEZ, M.; RODRIGUEZ-SABATE, C.; MORALES, I.; SABATE, M. Mu-rhythm changes during the planning of motor and motor imagery actions. **Neuropsychologia**, v. 51, pp. 1019–26, 2013.
- LOURENÇÃO, M.I.P.; TSUKIMOTO, G.R.; BATTISTELA, L.R. O “teste de destreza manual Minnesota adaptado” utilizado como avaliação do potencial de uso de membros superiores de pacientes hemiplégicos. **Acta Fisiátrica**, v. 14, pp. 56-61, 2007.
- MANSUR, M.A.; SANTOS FILHO, S.A.; FLORES-MENDOZA, C.; TIERRA-CRIOLLO, C.J. The event-related desynchronization (ERD) correlated to psychometric Intelligence in Brazil: a neural efficiency study methodology. **Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, v. 28, n. 1, pp. 36-43, 2012.

- MARTINEAU, J.; COCHIN, S. Visual perception in children: human, animal and virtual movement activates different cortical areas. **International Journal of Psychophysiology**, v. 51:p. 37–44, 2003.
- MATEOS, D.; DIAZ, J.M.; LAMBERTI, pp.W. Permutation entropy applied to the characterization of the clinical evolution of epileptic patients under pharmacological treatment. **Entropy**, v. 16, pp. 5668–5676, 2014.
- MATTAR, A.A.; GRIBBLE, pp.L. Motor learning by observing. **Neuron**, v. 46, pp. 153–160, 2005.
- MEDEIROS, C.S.P.; FERNANDES S.G.G.; LOPES, J.M.; CACHO, E.W.A.; CACHO, R.O. Efeito da terapia de espelho por meio de atividades funcionais e padrões motores na função do membro superior pós-acidente vascular encefálico. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 21, n. 3, pp. 264-70, 2014.
- MILLER, K.J.; LEUTHARDT, E.C.; SCHALK, G.; RAO, R.P.; ANDERSON, N.R.; MORAN, D.W. Spectral changes in cortical surface potentials during motor movement. **Journal of Neuroscience**, v. 27, pp. 2424–32, 2007.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.; FELIX, L.B.; INFANTOSI A.F. A matrix-based algorithm for estimating multiple coherence of a periodic signal and its application to the multichannel EEG during sensory stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 7, pp. 1140-6, 2004.
- MUNGAS, D. In-office mental status testing: a practical guide. **Geriatrics**, v. 46, n.7, pp. 54–8, 1991.
- MUTHUSWAMY, J. **Biomedical signal analysis**. Dept of Bioengineering, Arizona State University. Arizona, EUA. 2004.
- NAISH, K.; HOUSTON-PRICE, C.; BREMNER, A.; HOLMES, N. Effects of action observation on corticospinal excitability: muscle specificity, direction, and timing of the mirror response. **Neuropsychologia**, v. 64, pp. 331–348, 2014.
- NASHMI, R.; MENDONCA, A.J.; MACKAY, W.A. EEG rhythm of the sensorimotor region during hand movements. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 91, pp. 456–67, 1994.
- NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. Event-related dynamics of cortical rhythms: Frequency-specific features and functional correlates. **International Journal of Psychophysiology**, v. 43, n. 1, pp. 41–58, 2001.
- NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G. **Motor imagery and ERD**. In: Pfurtscheller G. and Lopes da Silva F.H. (Eds.), Event-Related Desynchronization. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Revised Edition Vol. 6. Elsevier, Amsterdam, pp. 303–32, 1999.
- NEUPER, C.; WÖRTZ, M.; PFURTSCHELLER, G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. **Progress in Brain Research**, v. 159, pp. 211–222, 2006.

- NICOLAOU, N.; GEORGIU, J. **Permutation Entropy: A New Feature for Brain-Computer Interfaces**. In Proceedings of the IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, Paphos, Cyprus, 3–5 November 2010; p. 49–52.
- NIEDERMEYER, E., DA SILVA, F. L., 2005, **Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related field**, 5th Edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- PAGE, S.J.; LEVINE, pp.; SISTO, S.; JOHNSTON, M.V. A randomized efficacy and feasibility study of imagery in acute stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 15, pp. 233–240, 2001.
- PAGE, S.J; Szaflarski, J.P.; Eliassen, J.C.; Pan, H.; Cramer, S.C. Cortical plasticity following motor skill learning during mental practice in stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 4, pp. 382-8, 2009.
- PAZ, C.C.S.C. **Prática mental orientada a tarefas funcionais na recuperação de indivíduos com acidente vascular encefálico**. 2012. 95p. Tese (Doutorado em Neurociências) – Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2012.
- PAZ, C.C.S.C.; ERAZO-COSTA, F.; SANTOS FILHO, S.A.; TIERRA-CRIOLLO, C.J. A influência aguda da prática mental sobre as oscilações corticais delta – um estudo piloto. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 28, n. 4, pp. 375- 386, 2012.
- PENFIELD, W.; BOLERDY, E. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation. **Brain**, v. 60, n. 389, 1937.
- PEREIRA, L.F.; VOLPI, L.P.; CAGY, M.; TIERRA CRIOLLO, C.J. Análise da complexidade de EEG durante estimulação elétrica em regime permanente usando entropia de permutação. In: **SIMPÓSIO DE INSTRUMENTAÇÃO E IMAGENS MÉDICAS, 8, 2017, São Bernardo do Campo. Anais**. São Bernardo do Campo, 2017.
- PERRY, A.; BENTIN, S. Mirror activity in the human brain while observing hand movements: a comparison between EEG desynchronization in the I-range and previous fMRI results. **Brain Research**, v. 1282, pp. 126–32, 2009.
- PFURTSCHELLER, G.; BRUNNER, C.; SCHLOGL, A.; LOPES DA SILVA, F.H. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. **NeuroImage**, v. 31, pp. 153-59, 2006.
- PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F.H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clinical Neurophysiology**, v. 110, pp. 1842-57, 1999.
- PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C.H.; ANDREW, C.; EDLINGER, G. Foot and hand area Mu rhythms. **International Journal of Psychophysiology**, v. 26, pp. 121-35, 1997.
- PINEDA, J.A. The functional significance of mu rhythms: translating “seeing” and “hearing” into “doing”. **Brain Research Reviews**, v. 50, pp. 57–68, 2005.

- PURVES, D.; AUGUSTINE, G.J.; FITZPATRICK, D.; HALL, W.C.; LAMANTIA, A.; MCNAMARA, J.O.; WILLIAMS, S.M. **Neuroscience**, 3 ed. EUA: Sinauer Associates, Inc, 2004.
- RAMOS-MURGUIALDAY, A.; BIRBAUMER, N. Brain oscillatory signatures of motor tasks. **Journal of Neurophysiology**, v. 113, pp. 3663–3682, 2015.
- RANGANATHAN, V.K.; SIEMIONOW, V.; LIU, J.Z.; SAHGAL, V.; YUE, G.H. From mental power to muscle power - Gaining strength by using the mind. **Neuropsychologia**, v. 42, pp. 944–956, 2004.
- RICCIO, I.; IOLASCON, G.; BARILLARI, M.R.; GIMIGLIANO, R., GIMIGLIANO, F. Mental practice is effective in upper limb recovery after stroke: A randomized single-blind cross-over study. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 46, pp. 19-25, 2010.
- RIEDL, M.; MÜLLER, A.; WESSEL, N. Practical considerations of permutation entropy: A tutorial review. **European Physical Journal-Special Topics**, v. 222, n. 2, pp.249–62, 2013.
- ROMERO, D.H.; LACOURSE, M.G.; LAWRENCE, K.E.; SCHANDLER, S.; COHEN, M.J. Event-related potentials as a function of movement parameter variations during motor imagery and isometric action. **Behavioural Brain Research**, v. 117, pp. 83–96, 2000.
- RONDINA, J.M.; FILIPPONE, M.; MARK GIROLAMIC, M.; WARD, N.S. Decoding post-stroke motor function from structural brain imaging. **NeuroImage: Clinical**, v. 12, pp. 372–380, 2016.
- RUFFINO, C.; PAPAXANTHIS, C.; LEBON, F. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: review and perspectives. **Neuroscience**, v. 341, pp. 61–78, 2017.
- SALIBA, V.; MAGALHÃES, L.C.; FARIA, C.D.C.M.; LAURENTINO, G.E.C.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the Brazilian version of the motor activity log. **Panamerican Journal of Public Health**, v. 30, pp. 262–71, 2011.
- SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG Signal Processing**. 1 edition ed. Chichester, England ; Hoboken, NJ: Wiley-Interscience, 2007.
- SANTOS FILHO, S.A. **Magnitude quadrática da coerência na detecção a Imaginação do Movimento para aplicação em Interface Cérebro-Máquina [tese]**. Belo Horizonte: Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais; 2010.
- SANTOS FILHO, S.A.; TIERRA-CRIOLLO, C.J.; SOUZA, A.P.; PINTO, M.A.S; LIMA, M.L.C.; MANZANO, G.M. Magnitude Squared of Coherence to detect imaginary movement. **EURASIP Journal on Advances in Signal Processing**, v. 2009, pp. 1-12, 2009.
- SCHIEMANCK, S.K.; POST, M.W.M.; KWAKKEL, G.; WITKAMP, T.D.; KAPPELLE, L.J.; PREVO, A.J.H. Ischemic lesion volume correlates with long-term functional

- outcome and quality of life of middle cerebral artery stroke survivors. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v. 23, pp. 257–263, 2005.
- SCHINKEL, S.; MARWAN, N.; KURTHS, J. Order patterns recurrence plots in the analysis of ERP data. **Cognitive Neurodynamics**, v. 1, n. 4, pp. 317–325, 2007.
- SCHOMER, D. L.; LOPES DA SILVA, F. H. **Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields**. [s.l.: s.n.].
- SCHUSTER, C.; HILFIKER, R.; AMFT, O.; SCHEIDHAUER, A.; ANDREWS, B.; BUTLER, J.; KISCHKA, U.; ETTLIN, T. Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. **BMC Medicine**, v. 9, pp. 75, 2010.
- SHARMA, N.; POMEROY, V.M.; BARON, J.C. Motor Imagery A Backdoor to the Motor System after Stroke? **Stroke**, v. 37, pp. 1941-1952, 2006.
- SILVA, A.; CAMPOS, S.; MONTEIRO, J.; VENÂNCIO, C.; COSTA, B.; DE PINHO, pp.G.; ANTUNES, L. "Performance of Anesthetic Depth Indexes in Rabbits under Propofol Anesthesia". **Anesthesiology**, v. 115, pp. 303–314, 2011.
- SIMPSON, D.M.; TIERRA-CRIOLLO, C.J.; LEITE, R.T.; ZAYEN, E.J.B.; INFANTOSI, A.F.C. Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 28, n. 6, pp. 691–698, 2000.
- SMITH, D.; WRIGHT, C.J.; ALLSOPP, A.; WESTHEAD, H. It's all in the mind: PETTLEP-based imagery and sports performance. **Journal of Applied Sport Psychology**, v. 19, pp. 80–92, 2009.
- STERIADE, M.; TIMOFEEV, I.; GRENIER, F. Natural waking and sleep states: a view from inside neocortical neurons. **Journal of Neurophysiology**, v. 85, pp. 1969–1985, 2001.
- SUN, R.; WONG, W.; WANG, J.; TONG, R.K. Changes in Electroencephalography Complexity using a Brain Computer Interface-Motor Observation Training in Chronic Stroke Patients: A Fuzzy Approximate Entropy Analysis. **Frontiers in Human Neuroscience**, v.11, pp.444, 2017.
- SUR, S.; SINHA V.K. Event-related potential: An overview. **Industrial Psychiatry Journal**, v. 18, n. 1, p 70-3, 2009.
- SURESH, N.L.; ZHOU, pp.; MEMBER, S.; RYMER, W. Abnormal EMG-force slope estimates in the first dorsal interosseous of hemiparetic stroke survivors. **30th Annual Internatinal IEEE EMBS Conference**. p. 20-24, 2008.
- TIERRA-CRIOLLO, C.J. **Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais**. 2001. Tese de (Doutorado em Engenharia Biomédica), Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa em Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2001.

VAN DER LEE, J.H.; BECKERMAN, H.; KNOL, D.L.; DE VET, H.C.; BOUTER, L.M. Clinimetric properties of the motor activity log for the assessment of arm use in hemiparetic patients. **Stroke**, v. 35, pp. 1410–14, 2004.

WHO | Stroke, Cerebrovascular accident. Disponível em: <http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/>. Acesso em: 20 de nov. de 2017.

WOLPERT, D.M.; FLANAGAN, JR. Motor prediction. **Current Biology**, v. 11, pp. R729–R732, 2001.

YANCOSEK K.E.; HOWELL D. A narrative review of dexterity assessments. **Journal of Hand Therapy**, v. 22, pp. 258–70, 2009.

ZANIN, M.; ZUNINO, L.; ROSSO, O.A. Permutation entropy and its main biomedical and econophysics applications: A review. **Entropy**, v. 14, pp. 1553–1577, 2012.