

## A influência aguda da prática mental sobre as oscilações corticais delta – um estudo piloto

Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz, Fabricio Erazo-Costa, Sady Antônio Santos Filho, Carlos Julio Tierra-Criollo\*

**Resumo** A prática mental (PM) é um método de treinamento pelo qual a representação interna de uma determinada ação motora é repetida diversas vezes com o objetivo de aumentar a performance motora. O objetivo deste estudo piloto foi avaliar a influência aguda da PM sobre as modificações da atividade cerebral utilizando a análise espectral do potencial relacionado a evento (PRE) e a magnitude quadrática da coerência (MSC) nas bandas de frequências delta, alfa e beta. Seis homens saudáveis (idade entre 20-25 anos) participaram deste estudo. Foram realizadas seis sessões individuais de PM baseada em imaginação motora (IM) de flexão e extensão da metacarpofalangeana do dedo indicador da mão dominante. Cada sessão consistiu de 15 minutos de IM, sendo realizada 2 vezes por semana, durante 3 semanas. Foram realizados registros de sinais de eletroencefalografia (EEG) antes e após as sessões de PM, durante: atividade espontânea; IM e; execução do movimento. Os eletrodos foram colocados nas derivações C3, C4 e Cz, de acordo com o sistema internacional 10-20. A potência do PRE e a MSC foram analisados para a derivação C3. Após o treinamento com a PM houve um aumento significativo ( $p = 0,03$ ) na potência do PRE (normalizado com a potência da atividade espontânea) na banda delta durante a IM e o movimento do dedo. Além disso, houve aumento estatisticamente significativo da MSC durante a IM ( $F = 8,85$ ,  $p = 0,001$ ) e execução do movimento ( $F = 2,37$ ;  $p = 0,048$ ). Estes resultados sugerem a necessidade de se avaliar as mudanças na banda delta após a PM em novos estudos.

**Palavras-chave** Prática mental, Potencial relacionado a evento, Magnitude Quadrática da Coerência, Banda delta.

## *The acute influence of mental practice on cortical delta oscillations – a pilot study*

**Abstract** *Mental Practice (MP) is a training method by which internal representation of a motor action is repeated several times to increase the individual's functional performance. This pilot study aimed to assess the acute influence of MI-based MP in oscillatory brain activity changes related to event related potential (ERP) power and magnitude square of coherence (MSC) at delta, alpha and beta frequencies. Six healthy volunteers (aged 20-25 years) participated in this study. One-on-one 15-minute MP training sessions were provided two days per week for three weeks. The MP sessions were performed based on motor imagery (MI) of the metacarpophalangeal flexion and extension of the dominant hand index finger. Electroencephalography signals were recorded before and after the training program, during spontaneous activity, MI and movement. Electrodes were positioned at C3, C4 and Cz locations, in accordance with the 10-20 international system. The ERP power and MSC were analyzed at C3 derivation. After MP, the ERP power (normalized with the spontaneous activity power) increased especially in delta band during the MI and execution ( $p = 0.03$ ). After the MP period, MSC values increased for 5 subjects during MI ( $F = 8.85$ ;  $p = 0.001$ ) and movement execution ( $F = 2.37$ ;  $p = 0.048$ ), in that band. These results suggest the need to evaluate changes in delta band after the PM in new studies.*

**Keywords** *Mental practice, Event-related potential, Magnitude Squared of Coherence, Delta band.*

## Introdução

A Prática Mental (PM) é um método de treinamento pelo qual a representação interna de uma determinada ação motora é repetida diversas vezes com o objetivo de aumentar a performance funcional do indivíduo (Jackson *et al.*, 2001). Durante a PM, uma representação interna do movimento é ativada e a execução do movimento é simulada mentalmente por repetidas vezes, dentro de um contexto específico, sem que ocorra atividade física, sendo usada para melhorar a estabilidade e a execução do movimento (Braun *et al.*, 2006). Assim, a PM refere-se a um método de treinamento que usa processos cognitivos, tais como, a Imaginação Motora (IM) (Jackson *et al.*, 2001), sendo considerada uma fonte adicional e alternativa de informação motora que pode ser usada para promover a recuperação funcional de indivíduos com lesões neurológicas (Jackson *et al.*, 2001; Liu *et al.*, 2004; Sharma *et al.*, 2009; 2006) e ortopédicas ou aumentar a performance em atletas (Garrison *et al.*, 2010).

A PM é um método de treinamento considerado como um ensaio mental de propriedades cinestésicas e visuais dos movimentos (Sharma *et al.*, 2006), relacionado diretamente à ativação das áreas motoras e áreas do córtex somatossensitivo (Jackson *et al.*, 2001). Em estudos com Ressonância Magnética Funcional (fMRI) em indivíduos saudáveis, a IM gera aumento significativo da ativação de estruturas corticais não motoras, mas sem aumento significativo da ativação em córtex motor primário (Sharma *et al.*, 2006). Entretanto, apesar de alguns trabalhos referenciarem a aplicabilidade de PM para treinamento motor (Butler e Page, 2006; Page *et al.*, 2001), estudos que analisam os aspectos eletrofisiológicos decorrentes das modificações nos padrões de ativação cortical – plasticidade cortical - são pouco explorados.

Um dos métodos de análises eletrofisiológicas utilizados em pesquisas refere-se à identificação de ativação cortical devida a processos sensoriais e cognitivos (tal como a IM) em sinais de eletroencefalografia (EEG) (Pfurtscheller e Lopes da Silva, 1999; Santos-Filho, 2010; Santos-Filho *et al.*, 2009; Stavrinou *et al.*, 2007). O processo mental de IM pode ser identificado pelo potencial relacionado ao evento (PRE) extraído do EEG durante a IM de determinada ação motora (Neuper e Pfurtscheller, 1999; Santos-Filho *et al.*, 2009).

As oscilações das diferentes bandas de frequências podem ser moduladas por tarefas cognitivas, motoras ou sensoriais. Em resposta a certas tarefas, a ativação neural pode mudar a interação córtico-cortical e

tálamo-cortical entre populações neuronais modulando a geração de diferentes bandas de frequências (delta, teta, alfa, beta e gama) (Lopes da Silva, 2006). Assim, o aumento ou redução da potência de determinadas bandas de frequências (em relação à atividade espontânea) podem ser induzidos por modificações na sincronia de populações neuronais básicas e são usualmente determinadas pela sincronização (SRE) e dessincronização (DRE) relacionada ao evento, respectivamente (Neuper *et al.*, 2006; Lopes da Silva e Pfurtscheller, 1999; Yuan *et al.*, 2010). A maioria dos estudos analisa a influência do comportamento motor sobre as modificações dos parâmetros de EEG nas bandas mu (alfa inferior), beta e gama. Alguns estudos têm sugerido a necessidade de analisar também o comportamento da banda delta, uma vez que esta está diretamente relacionada ao esforço mental durante atividades cognitivas (Erfani e Erfanian, 2004; Harmony *et al.*, 1996; Santos-Filho *et al.*, 2009; Schmiedt-Fehr e Basar-Eroglu, 2010).

Além destas técnicas, alguns estudos têm utilizado a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) para análise de respostas evocadas por estímulos visuais (Miranda de Sá e Felix, 2003; Miranda de Sá *et al.*, 2001), auditivos (Dobie e Wilson, 1996) e somatossensoriais (Simpson *et al.*, 2000). Esta técnica indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos do estímulo (ou tarefa motora) e a resposta cerebral. Entretanto, somente um estudo analisou a MSC para IM (Santos-Filho *et al.*, 2009).

O objetivo deste estudo piloto foi avaliar a influência aguda de um programa de treinamento motor baseado em PM sobre as oscilações corticais com base na potência do PRE e MSC nas bandas delta, alfa e beta.

## Materiais e Métodos

### Amostra

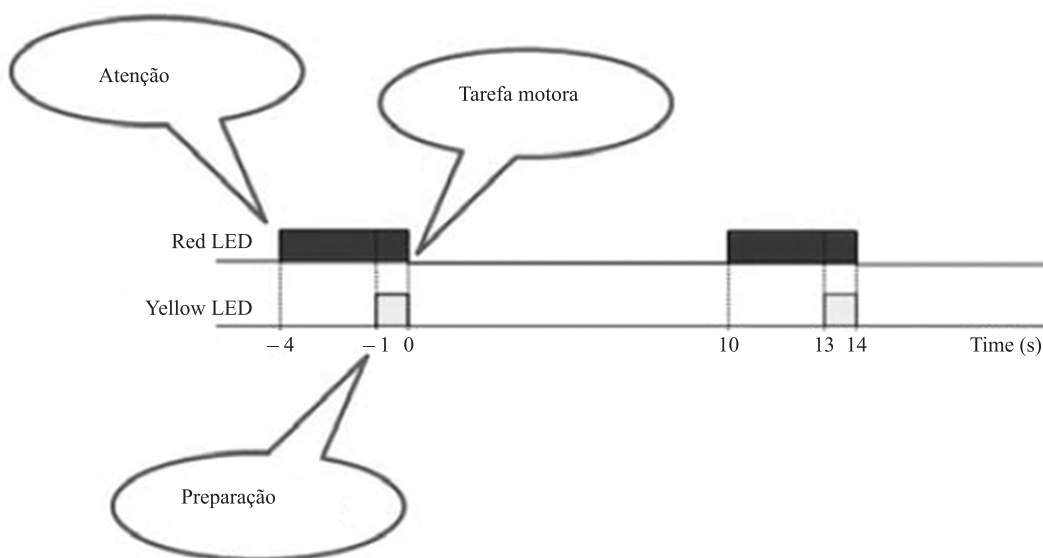
Fizeram parte deste estudo 6 voluntários destros, do sexo masculino (com idade entre 21 e 25 anos), que não faziam uso de quaisquer medicamentos que interferissem sobre o sinal de EEG, com capacidade de imaginar ( $80 \pm 8.02$ ) de acordo com o *Movement Imagery Questionnaire—Revised* (MIQ-RS) (Gregg *et al.*, 2007) e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. As avaliações e os registros de EEG foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Minas Gerais de acordo com o protocolo aprovado pelo Comitê de Ética Local (ETIC 467/08).

## Materiais

O sinal de EEG foi registrado na região central, nas derivações C3, C4 e Cz do sistema internacional 10-20, por ser a região onde o PRE da IM mostra-se mais evidente (Santos-Filho *et al.*, 2009). Para a aquisição dos sinais de EEG, 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. As coletas foram previamente agendadas e realizadas em uma sala silenciosa e o indivíduo foi posicionado em uma poltrona confortável, mantendo o membro superior apoiado.

Foram realizadas duas coletas em dois dias diferentes de EEG (antes e após o período de treinamento) que consistia em registros dos sinais durante três períodos de 15 minutos cada: (1) EEG espontâneo; (2) IM de flexão e extensão da metacarpofalangeana do dedo indicador da mão dominante; (3) execução do movimento de flexão e extensão da metacarpofalangeana do dedo indicador da mão dominante. Os períodos de EEG (espontâneo, IM ou execução do movimento) foram aleatoriamente escolhidos, sendo que o período referente à IM foi realizado primeiro em 50% das coletas, o período espontâneo foi o segundo em 67% e o período correspondente ao movimento foi o terceiro em 58%.

Assim, como o período espontâneo foi realizado entre os períodos de IM e a execução do movimento na maioria das coletas, é provável que não tenha havido influência da IM sobre a execução do movimento ou vice-versa. O protocolo de registro dos sinais de EEG foi realizado de acordo com os estudos de Santos Filho *et al.* (2009). Durante as coletas, dois LEDs (*Light Emitting Diode*), um vermelho e um amarelo, colocados na linha do ângulo de visão do sujeito (80 cm de distância), foram usados como ordem para a realização das tarefas motoras (IM e execução do movimento), conforme Figura 1. Quatro segundos antes da realização da tarefa motora, um LED vermelho era acionado ficando ligado até o início da tarefa. A função deste LED era fazer com que o participante focasse a sua atenção no procedimento. Após três segundos do acionamento do LED vermelho, um segundo LED (amarelo) era acionado, ficando ligado durante 1 segundo. No final deste período, os dois LEDs eram desligados, o que indicava ao participante a ordem para a realização da tarefa. A função do LED amarelo era fazer com que o participante se preparasse para tarefa. O intervalo entre as ordens foi de 14 segundos. Assim, os indivíduos foram orientados a realizar a tarefa logo após o apagamento dos dois LEDs. Inicialmente, eles foram treinados com a sincronização dos LEDs, sendo realizadas 10 repetições do movimento flexão e extensão da metacarpofalangeana do dedo indicador



**Figura 1.** Protocolo de registro de EEG de acordo com Santos Filho *et al.* (2009). Um LED vermelho é aceso quatro segundos antes do indivíduo iniciar a tarefa ( $t = -4$  segundos), para orientá-lo quando à necessidade de ficar atento à realização da tarefa. Um LED amarelo é acessado um segundo antes da tarefa ( $t = -1$  segundo), indicando a preparação para a tarefa. No instante  $t = 0$  segundo, ambos LEDs são desligados e o indivíduo deve executar a tarefa (imaginação ou execução do movimento).

**Figure 1.** Protocol of the EEG signals record according to Santos Filho *et al.* (2009). Four seconds before the subject initiate the task ( $t = -4$  seconds), a red LED is lighted to signal attention. One second before the task ( $t = -1$  second), a yellow LED indicates preparation. At  $t = 0$  second, both LEDs are turned off and the subject must execute the task (motor imagery or movement execution).

e 10 repetições de IM deste movimento. Após o indivíduo ter entendido todo o processo, foi iniciada a coleta dos sinais.

Para identificar a realização de algum movimento do dedo, um acelerômetro do tipo iMEMS (*integrated Microeletrô Mechanical System - Analog Devices - ADXL-213*), com faixa de escala de  $\pm 1,2$  g, foi colocado na falange distal do dedo indicador da mão dominante. Caso houvesse algum movimento do dedo durante o período de IM, os trechos de EEG referentes ao movimento foram descartados. Isto permitiu que somente PRE gerados por IM fossem analisados. Os dados foram processados off-line, com o software MATLAB (MathWorks).

### **Treinamento baseado em PM**

Foram realizadas 6 sessões de 15 minutos de PM, consistindo da IM de flexão e extensão da metacarpofalangeana do dedo indicador da mão dominante. Cada indivíduo realizou separadamente cada sessão. Estas sessões foram realizadas na perspectiva da primeira pessoa. Operacionalmente, a PM é diferenciada em dois tipos, podendo ser considerada como ocorrendo na perspectiva da primeira pessoa ou terceira pessoa. Na perspectiva da primeira pessoa, o indivíduo é orientado a imaginar o movimento como se estivesse executando-o, devendo “sentir” como se o fizesse. Na perspectiva da terceira pessoa, o indivíduo imagina como se estivesse “vendo” a execução do movimento. Segundo Stinear *et al.* (2006) a perspectiva da primeira pessoa gera modificações corticais semelhantes àquelas geradas pela execução do movimento, com maior ativação do córtex somatossensorial e motor, sendo considerada mais efetiva para o treinamento motor. Os indivíduos foram orientados a manter uma posição relaxada e a imaginar a execução do movimento com o membro superior dominante. Inicialmente, foi realizada uma preparação com os indivíduos, sendo orientada a execução do movimento durante 10 repetições. Durante este período, o indivíduo foi orientado a observar os detalhes sobre a execução da tarefa, para que pudesse imaginar o movimento com todos os detalhes, como se estivesse realizando a tarefa. Após verificar a compreensão do indivíduo em relação à IM, foi iniciado o treinamento da PM. Cada sessão consistiu de 15 minutos de IM, sendo realizada 2 vezes por semana, durante 3 semanas. De acordo com Lacourse *et al.* (2004), um programa de treinamento motor baseado em PM realizada diariamente por uma semana aumenta, a curto prazo, a ativação das áreas cerebelares, pré-motoras e gera modificações corticais que poderiam justificar seu uso como substituto ou complementar à prática física para ativar áreas encefálicas compensatórias, favorecendo a reabilitação motora.

### **Análise dos sinais**

Durante o processamento, os dados foram filtrados com um filtro Butterworth de 2ª ordem, passa-faixa de 0,1 Hz a 30 Hz e divididos em segmentos (trechos), sincronizados com a execução da tarefa motora. Os segmentos tinham duração de 14 segundos, sendo que cada segmento correspondia ao intervalo entre -4 a 10 segundos. Para o processamento, foi selecionado o intervalo entre -0,7 e 2,3 segundos (intervalo T1), com o objetivo de evitar os artefatos provocados pelo potencial evocado visual devido ao acionamento dos LEDs. Para a referência do sinal de EEG espontâneo, foi utilizado o intervalo entre -8 e -5 segundos (intervalo T2), uma vez que neste trecho não é esperado resposta sincronizada e relacionada à tarefa motora ou visual. As bandas de frequências utilizadas para análise foram delta (0 a 3 Hz), alfa inferior (8 a 10 Hz) (Fink *et al.*, 2005) e beta (13 a 30 Hz). Um algoritmo para rejeição automática de artefatos (Santos-Filho *et al.*, 2009; Simpson *et al.*, 2000;) foi empregado para se obter os trechos livres de artefatos de elevada intensidade. Foram realizadas análises do espectro de potência do PRE (Niedermeyer e Lopes da Silva, 2005) e da Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) (Santos-Filho *et al.*, 2009) na derivação C3.

### **Análise estatística**

Inicialmente, foi realizada uma análise descritiva do PRE e MSC. Para a comparação do espectro de potência do PRE antes e após o programa de treinamento com a PM, inicialmente foi realizada a normalização dos dados em relação ao EEG espontâneo e após foi utilizado o teste T Wilcoxon pareado. Para a análise dos valores da MSC, inicialmente estes foram transformados para uma distribuição assintoticamente normal e, após, foi realizada ANOVA *one-way* para medidas repetidas, considerando um nível de significância de 0,05, visando à identificação da modificação destes valores com a PM.

### **Magnitude Squared of Coherence (MSC)**

A função coerência, também denominada coerência complexa, entre dois sinais  $x(n)$  e  $y(n)$ , pode ser vista como o espectro da correlação cruzada entre os sinais e indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos destes sinais.

Considerando  $y(n)$  como idêntico em todos os trechos do sinal (por exemplo: estímulo sensorial, resposta ao movimento ou imaginação de movimento) e  $x(n)$  como o sinal de EEG captado do escalpo, a estimativa de  $k(f)$  pode ser simplificada e denominada como MSC (Dobie e Wilson, 1996):

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

Onde  $X_i(f)$  é a Transformada Discreta de Fourier (DFT) do  $i$ -ésimo trecho do sinal  $x(n)$  e  $M$  o número total de trechos do sinal. Para  $M$  trechos independentes de um sinal gaussiano (i.e. não existe resposta), pode-se considerar que a MSC está relacionada à distribuição  $\beta$  pela seguinte expressão (Miranda de Sá, 2004):

$$MSC(f) \sim \beta_{1, (M-1)} \quad (2)$$

Onde  $\beta(1, M-1)$  é a distribuição beta padrão com 1 e  $M-1$  graus de liberdade. O valor crítico de MSC para um nível de significância  $\alpha$ , considerando o teste de hipótese nula para a ausência de estímulo, é obtido por:

$$MSC_{crit} = \beta_{crit, \alpha, 1, (M-1)} \quad (3)$$

A presença de uma resposta sincronizada com o evento, na frequência  $f$ , é esperada para  $MSC(f) > MSC_{crit}$ . Na ausência de respostas ou na condição de não estimulação, espera-se uma taxa de falsos positivos igual a  $\alpha$  em todas as frequências. A expressão não é válida para a componente contínua e para a frequência de Nyquist.

## Resultados

A média para os 6 voluntários (*grand average*) do EEG espontâneo (mEEG), como esperado, não apresentou componentes consistentes em sua morfologia antes e após o período de treinamento com a PM (Figura 2a, b). Esta ausência de componentes consistentes é esperada uma vez que, na atividade espontânea cerebral não se realiza nenhuma tarefa motora, não havendo, provavelmente, a identificação de um potencial sincronizado a um evento. Assim, após a promediação não é esperada resposta sincronizada durante o EEG espontâneo, uma vez que o indivíduo foi orientado a manter-se em repouso durante este período de registro. A raiz quadrada da potência espectral nas bandas delta, alfa e beta para T1 e T2 nos 6 voluntários não mostraram uma diferença significativa ( $p > 0,2$ ), antes (Tabela 1) e depois da PM (Tabela 2).

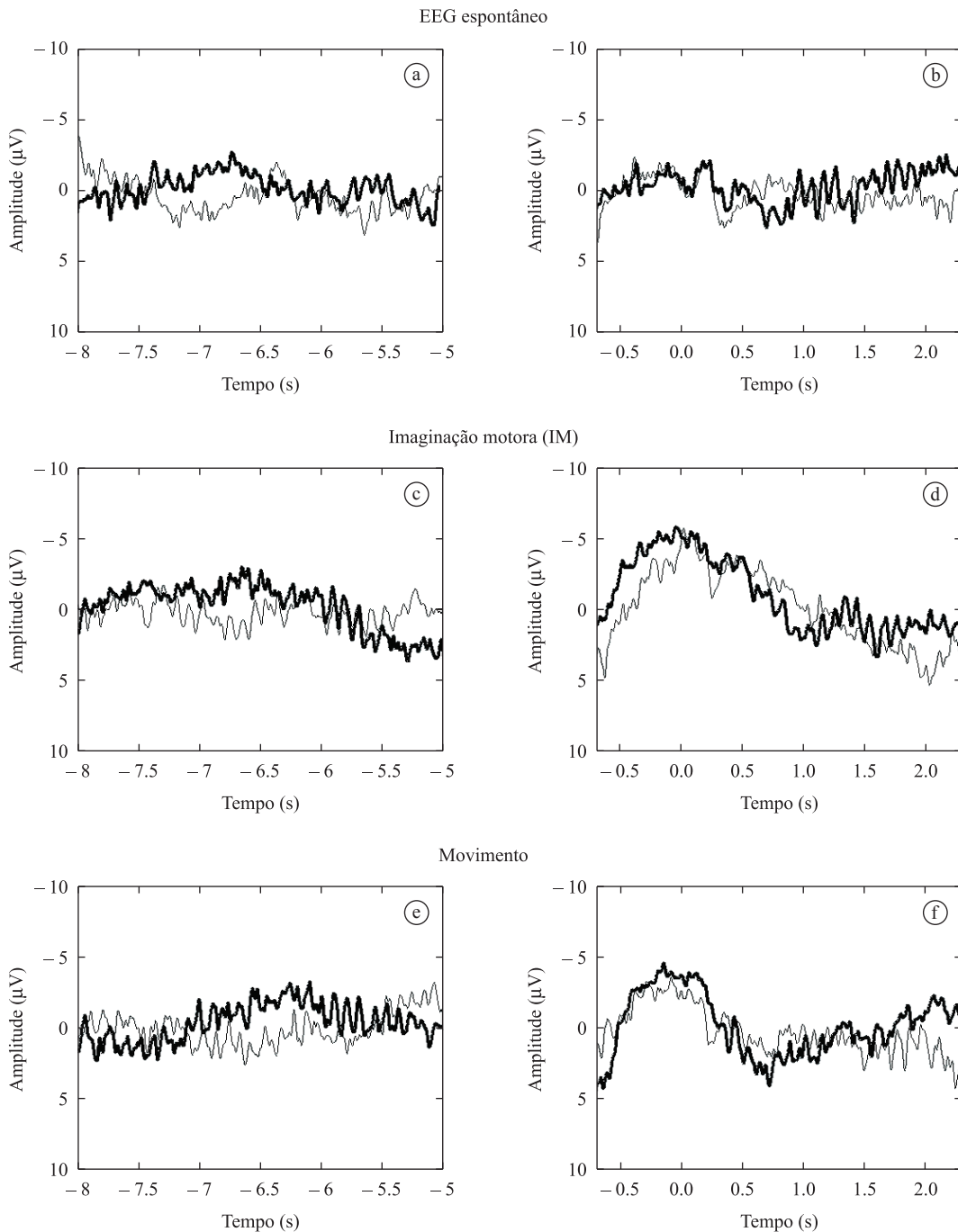
Antes do programa de treinamento, a *grand average* dos PREs durante a IM (T2) mostrou características do Bereitschaftspotential (BP) (Shibasaki e Hallett, 2006) (Figura 1d), que se inicia antes da execução da IM, com um pico de negatividade (4.56  $\mu$ V) ao iniciar a IM ( $t = 0$ ) e um rápido decréscimo após a IM. O mEEG prévio (T1) não apresentou componentes significativos (Figura 2c). A comparação entre o espectro de potência

do PRE e do mEEG (Tabela 1) mostrou um aumento na atividade na banda delta em cinco dos seis voluntários, embora tenha apresentado um nível de significância de  $p = 0,09$ . Por outro lado, a banda alfa apresentou um decréscimo com a mesma significância. Depois da PM, as características morfológicas dos PREs gerados pela IM permaneceram semelhantes àqueles gerado antes da PM (Figura 2d). Neste caso, somente a banda delta apresentou um aumento em todos os voluntários (Tabela 2), estatisticamente significativo ( $p = 0,03$ ).

A *grand average* dos PREs gerados pela execução do movimento (T2) antes do programa de treinamento baseado em PM (Figura 2f), também mostrou características do BP, com um pico de negatividade de 2,70  $\mu$ V no início da execução do movimento ( $t = 0$ ), e um decréscimo depois do movimento. Portanto, este PRE é similar ao gerado pela IM. O mEEG (T1) não apresentou componentes significativos (Figura 2e). A Tabela 1 mostrou aumento da atividade na banda delta referente ao PRE comparado ao mEEG, em cinco dos seis voluntários. Entretanto, este aumento não foi estatisticamente significativo ( $p = 0,09$ ). Depois da PM, as características morfológicas dos PRE gerados pelo movimento permaneceram semelhantes (Figura 2f), e apresentaram um aumento estatisticamente significativo na banda delta (Tabela 2), em todos os voluntários, quando comparado ao mEEG ( $p = 0,03$ ).

A MSC do EEG espontâneo (Figura 3a, b), como também era esperado por não apresentar resposta sincronizada durante o repouso, não identificou uma resposta consistente (valores  $< MSC_{crit}$ ) e os falsos positivos estão dentro dos 5%, antes e após o treinamento com a PM. Comportamento similar foi observado para o intervalo T1 antes e após a PM. Por outro lado, para o intervalo T2 da IM, antes da PM (Figura 3c), a MSC permitiu a identificação de uma resposta consistente na banda delta para todos os indivíduos. Após a transformação dos dados da MSC para distribuição assintoticamente normal nos diferentes componentes de frequências, foi realizada a ANOVA *one-way* para medidas repetidas. Pôde-se observar que, para a atividade espontânea, não houve diferença significativa dos valores de MSC antes e após o treinamento baseado em PM ( $F = 1,58$ ,  $p = 0,178$ ). Entretanto, houve aumento para os valores referentes à IM ( $F = 8,85$ ,  $p = 0,001$ ) e execução do movimento ( $F = 2,37$ ;  $p = 0,048$ ).

Para a identificação das diferenças em relação às frequências, foi realizada ANOVA *one-way* para medidas repetidas, com correção de Bonferroni. A partir da análise dos resultados, após o treinamento com a PM, houve um aumento dos valores de MSC estatisticamente significativo na banda delta, principalmente até 2 Hz ( $p = 0,02$ ) para IM e movimento.



**Figura 2.** Grand average (para os 6 sujeitos) de EEG ( $M = 45$  trechos) na derivação C3. Antes (linha fina) e depois (linha grossa) do período de treinamento com PM para os intervalos T1: -8 a -5 segundos (lado esquerdo) e T2: -0,7 a 2,3 (lado direito), durante: (a) e (b) EEG espontâneo (mEEG); (c) e (d) Imaginação motora (IM); (e) e (f) Movimento. Início da IM ou da execução do movimento em  $t = 0$ .

**Figure 2.** Grand average (for the 6 subjects) of EEG ( $M = 45$  epochs) at derivation C3. Before (thin line) and after (thick line) the training period with MP for intervals T1: -8 to -5 seconds (left side) and T2: -0.7 to 2.3 (right side), during: (a) and (b) Spontaneous EEG (mEEG); (c) and (d) Motor imagery (MI); (e) and (f) Movement. Start of the MI or movement at  $t = 0$ .

## Discussão

A mEEG antes e após o treinamento motor baseado em PM, como esperado, não apresentou variações significativas na potência do sinal, na razão entre os intervalos T2 (-0,7 a 2,3 segundos) e T1 (-8 a -5 segundos), nas bandas delta (0 a 3 Hz), alfa inferior (8 a 10 Hz) (Fink *et al.*, 2005) e beta (13 a 30 Hz). Esta ausência de variações significativas era esperada uma vez que, durante o registro de EEG espontâneo, o indivíduo foi orientado a manter-se em repouso e a não realizar nenhuma tarefa mental ou motora durante o acionamento dos LEDs. Assim, após a promediação dos trechos, pode-se identificar uma ausência de resposta sincronizada.

O PRE antes da PM apresentou um incremento de potência durante a IM e a execução do movimento (T2) em relação à mEEG (T1) na banda delta, para 5 dos 6 voluntários (com significância de  $p = 0,09$ ).

Estes resultados mostram a importância desta banda de frequência em estudos que avaliam o comportamento das oscilações cerebrais durante a IM e a execução do movimento, como descrito por Niedermeyer e Lopes da Silva (2000). Entretanto, novos estudos com um maior número de indivíduos são necessários para verificar a consistência desta resposta nesta banda de frequência específica.

O incremento estatisticamente significativo de potência ( $p = 0,03$ ) apresentado pelos PREs da IM e execução do movimento, na banda delta, após o treinamento motor baseado em PM, sugere que este tipo de treinamento modifica, agudamente, não somente o PRE relacionado à IM, mas também aquele gerado pelo movimento. Esta modificação no PRE pode estar relacionada a alterações neurofisiológicas e comportamentais decorrentes deste tipo de treinamento. Segundo Pfurtscheller e Lopes da Silva (1999), a amplitude do PRE está associada à quantidade de

**Tabela 1.** Raiz quadrada da potência ( $\mu V/\sqrt{Hz}$ ) das bandas de frequência delta, alfa e beta antes do período de PM. A primeira coluna corresponde ao intervalo T1: -8 a -5 segundos, a segunda coluna (dentro do parêntese), ao intervalo T2: -0,7 a 2,3 segundos e a terceira coluna à razão T2/T1. O valor  $p$  corresponde ao nível de significância para o teste pareado Wilcoxon para os valores T2 e T1.

**Table 1.** Square root of power ( $\mu V/\sqrt{Hz}$ ) of delta, alpha and beta bands before MP period. The 1<sup>st</sup> column corresponds to interval T1: -8 to -5 seconds, the 2<sup>nd</sup> column (inside parentheses) to interval T2: -0.7 to 2.3 seconds and the 3<sup>rd</sup> column to T2/T1 ratio. The  $p$  value is the significance level for the Wilcoxon paired test for values in T2 and T1.

Sujeito	Delta			Alfa			Beta		
	T1	T2	T2/T1	T1	T2	T2/T1	T1	T2	T2/T1
<b>EEG espontâneo (mEEG)</b>									
#1	8,9	(1,4)	1,17	5,3	(4,6)	0,87	3,2	(2,4)	0,77
#2	10,2	(9,6)	0,95	2,6	(2,7)	1,04	4,7	(3,4)	0,73
#3	20,8	(12,5)	0,60	2,7	(2,9)	1,07	4,9	(3,4)	0,70
#4	13,7	(8,8)	0,64	3,5	(2,5)	0,70	2,7	(2,0)	0,75
#5	7,6	(13,2)	1,73	4,3	(5,9)	1,37	4,6	(4,3)	0,94
#6	16,4	(15,4)	0,94	3,8	(2,9)	0,78	4,1	(5,2)	1,26
Média			1,00			0,97			0,86
$p$	0,69			0,84			0,22		
<b>Imaginação motora (IM)</b>									
#1	9,0	(7,4)	0,82	6,7	(5,5)	0,82	2,4	(2,3)	0,94
#2	4,9	(10,4)	2,13	1,3	(1,8)	1,39	2,7	(2,4)	0,86
#3	15,0	(15,8)	1,05	2,8	(2,6)	0,93	3,8	(3,7)	0,98
#4	8,7	(13,5)	1,56	3,7	(2,6)	0,70	2,2	(2,3)	1,07
#5	6,6	(23,3)	3,55	6,1	(4,5)	0,73	4,6	(4,4)	0,95
#6	12,9	(21,9)	1,70	3,6	(3,1)	0,85	5,1	(5,7)	1,11
Média			1,80			0,90			0,99
$p$	0,09			0,09			0,84		
<b>Movimento</b>									
#1	10,5	(11,5)	1,09	5,4	(6,2)	1,15	3,0	(3,1)	1,03
#2	12,9	(11,3)	0,87	2,7	(2,5)	0,91	4,2	(4,0)	0,94
#3	14,2	(17,3)	1,22	4,1	(3,2)	0,78	4,4	(4,9)	1,11
#4	12,4	(19,2)	1,55	4,0	(3,1)	0,77	2,4	(2,8)	1,15
#5	11,4	(16,4)	1,43	5,8	(8,1)	1,39	4,1	(4,3)	1,05
#6	6,7	(12,8)	1,91	2,3	(1,6)	0,68	3,1	(3,4)	1,09
Média			1,35			0,95			1,10
$p$	0,09			0,84			0,16		

populações neuronais envolvidas no desempenho de uma tarefa específica num dado momento, podendo refletir a reorganização cortical decorrente do treino. Além disso, este incremento na potência do PRE mostra também que houve um aumento na relação sinal ruído, favorecendo a detecção do PRE pela MSC, na banda de frequência delta. Assim, os resultados deste estudo piloto podem auxiliar no desenvolvimento de novos estudos que tenham como objetivo principal o entendimento neurofisiológico da PM, sugerindo a importância de se avaliar as modificações corticais relacionadas à banda delta. Estes resultados também podem direcionar novos estudos que objetivam a aplicação da IM para acionamento de interfaces cérebro-máquina, uma vez que sugerem que, com o treinamento mental ocorre um aumento da relação sinal-ruído, favorecendo a detecção do PRE.

Em resposta a certas tarefas, a ativação neural pode mudar a interação córtico-cortical e tálamo-cortical

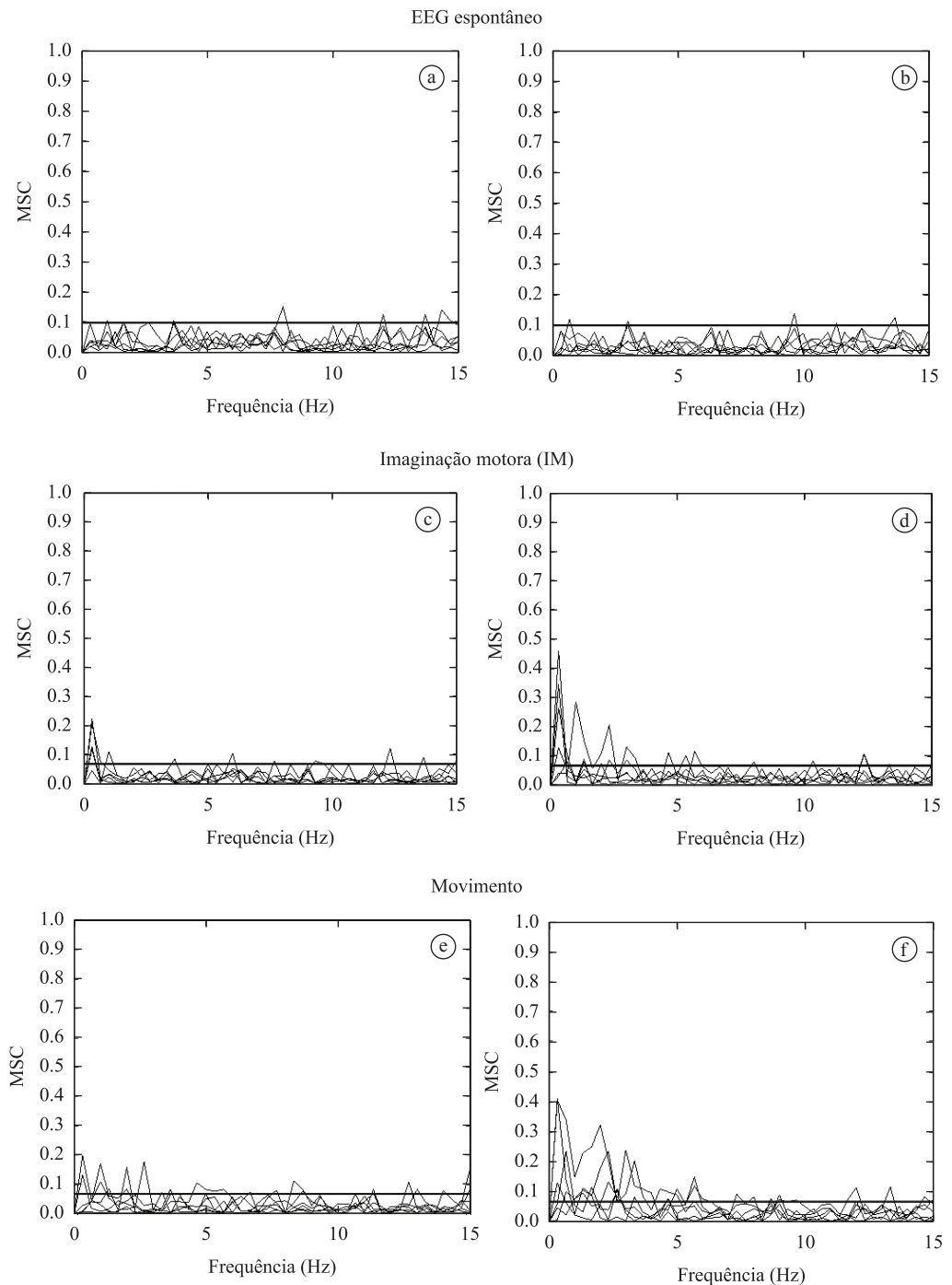
entre populações neuronais que modulam as componentes de frequências das oscilações corticais, gerando alterações nos ritmos cerebrais. Alguns estudos têm demonstrado que a PM pode ser usada como uma abordagem preparatória, gerando modificações no desempenho motor (Jackson *et al.*, 2004; Mahmoudi e Erfanian, 2006; Schuster *et al.*, 2009). A provável justificativa destas modificações relaciona-se à Hipótese de Treinamento Neural que estabelece que, na primeira fase de treinamento muscular, o aumento da força muscular é causado por mudanças adaptativas nos processos centrais e não por hipertrofia muscular, sugerindo que os ganhos observados após a PM são devidos a mudanças neurais nos níveis de programação e planejamento do sistema motor (Jackson *et al.*, 2004). De acordo com Kranczioch *et al.* (2008), com o treinamento ocorre a ativação de um maior número de redes neurais associadas à preparação para a tarefa ou as redes neurais já existentes são ampliadas para

**Tabela 2.** Raiz quadrada da potência ( $\mu V/\sqrt{Hz}$ ) das bandas de frequências delta, alfa e beta após o período de PM. A primeira coluna corresponde ao intervalo T1: -8 a -5 segundos, a segunda coluna (dentro do parêntese), ao intervalo T2: -0,7 a 2,3 segundos e a terceira coluna à razão T2/T1. O valor *p* corresponde ao nível de significância para o teste pareado Wilcoxon para os valores T2 e T1.

**Table 2.** Square root of power ( $\mu V/\sqrt{Hz}$ ) of delta, alpha and beta bands after MP period. The 1<sup>st</sup> column corresponds to interval T1: -8 to -5 seconds, the 2<sup>nd</sup> column (inside parentheses) to interval T2: -0.7 to 2.3 seconds and the 3<sup>rd</sup> column to T2/T1 ratio. The *p* value is the significance level for the Wilcoxon paired test for values in T2 and T1.

Sujeito	Delta			Alfa			Beta		
	T1	T2	T2/T1	T1	T2	T2/T1	T1	T2	T2/T1
<b>EEG espontâneo (mEEG)</b>									
#1	5,3	(5,2)	0,97	5,5	(6,7)	1,22	3,0	(3,0)	0,99
#2	5,7	(5,3)	0,93	3,4	(2,6)	0,75	4,8	(4,3)	0,90
#3	11,8	(10,2)	0,87	3,8	(3,4)	0,87	4,4	(4,1)	0,92
#4	6,2	(6,8)	1,11	5,6	(5,5)	0,97	2,9	(3,3)	1,15
#5	10,5	(16,2)	1,54	7,3	(5,0)	0,68	4,2	(4,1)	0,98
#6	9,6	(6,7)	0,69	2,3	(2,5)	1,09	2,1	(3,5)	1,67
Média			1,01			0,93			1,10
<i>p</i>	0,84			0,56			1		
<b>Imaginação motora (IM)</b>									
#1	5,5	(13,2)	2,42	5,8	(8,4)	1,45	3,2	(2,1)	0,66
#2	19,3	(37,6)	1,95	4,7	(2,5)	0,54	5,0	(4,6)	0,90
#3	9,1	(11,6)	1,28	3,6	(3,9)	1,09	4,5	(3,8)	0,85
#4	6,6	(8,4)	1,28	3,6	(3,8)	1,06	3,4	(2,8)	0,83
#5	12,5	(16,9)	1,35	4,4	(6,3)	1,43	4,0	(4,1)	1,03
#6	11,9	(21,3)	1,79	3,8	(2,0)	0,53	3,0	(3,1)	1,03
Média			1,68			1,02			0,89
<i>p</i>	0,03			0,69			0,16		
<b>Movimento</b>									
#1	6,6	(14,2)	2,13	7,7	(6,1)	0,79	2,9	(3,0)	1,03
#2	17,3	(23,7)	1,37	2,7	(2,4)	0,87	5,2	(4,1)	0,80
#3	9,7	(12,1)	1,24	2,7	(2,7)	1,00	3,6	(3,8)	1,07
#4	16,0	(44,4)	2,77	3,4	(5,5)	1,64	3,0	(4,9)	1,66
#5	7,4	(20,0)	2,71	5,6	(4,9)	0,87	3,9	(3,9)	1,00
#6	8,9	(20,3)	2,28	2,9	(2,4)	0,84	3,0	(4,2)	1,39
Média			2,08			1,00			1,16
<i>p</i>	0,03			0,56			0,31		





**Figura 3.** MSC antes (lado esquerdo) e depois (lado direito) do período de treinamento com PM para 6 sujeitos, durante: (a) e (b) EEG espontâneo ( $M = 30$ ); (c) e (d) Imaginação motora (IM); (e) e (f) Movimento ( $M = 45$ ). O valor crítico ( $\alpha = 5\%$ ) -  $MSC_{critic} = 0,0981$  ( $M = 30$ ) e  $0,0658$  ( $M = 45$ ) - é representado pela linha horizontal.

**Figure 3.** MSC before (left side) and after (right side) training period with MP for 6 subjects, during: (a) and (b) Spontaneous EEG ( $M = 30$ ); (c) and (d) Motor imagery (MI); (e) and (f) Movement ( $M = 45$ ). The critical value ( $\alpha = 5\%$ ) -  $MSC_{critic} = 0.0981$  ( $M = 30$ ) and  $0.0658$  ( $M = 45$ ) - is represented by the horizontal line.

melhorar o desempenho funcional. De acordo com estes autores, a PM de uma tarefa motora interfere sobre a preparação do movimento, por meio de: 1) aumento da pré-ativação de áreas motoras locais; 2) diminuição no acoplamento geral entre áreas cerebrais. Enquanto o primeiro pode refletir em uma melhor preparação de áreas cerebrais diretamente envolvidas na execução do movimento programado, o outro pode indicar maior controle de determinadas áreas em detrimento a outras. Neubauer e Fink (2009) sugerem que esta redução da comunicação entre áreas corticais reflete o aumento da eficiência neuronal.

Os resultados do presente estudo demonstraram a influência aguda da PM sobre a atividade elétrica cortical, com um aumento da ativação e sincronismo na região cortical central dominante (eletrodo C3), após a PM em indivíduos saudáveis, principalmente na banda de frequência delta. Segundo Harmony *et al.* (1999), esta banda de frequência aparece durante tarefas mentais, podendo estar relacionada à dificuldade da tarefa e à inibição de outros estímulos não relacionados àquela tarefa. Portanto, o aumento da energia do PRE e da coerência na banda delta após o período de PM pode estar relacionado ao aumento do controle cortical inibitório, aumentando a eficiência neural e favorecendo o aprendizado motor. Entretanto, novos estudos que avaliem a influência da PM sobre a capacidade funcional e o aprendizado motor associados ao registro de EEG são necessários para que se possa identificar esta relação entre aumento do controle inibitório durante tarefas funcionais e as modificações das oscilações corticais, principalmente na banda delta.

Assim, este estudo piloto permitiu o entendimento das modificações corticais que ocorrem na banda delta após uma intervenção baseada em seis sessões de PM, sugerindo a necessidade de incluir esta banda de frequência em novos estudos que avaliam a reorganização cortical após este tipo de intervenção.

## Conclusão

Vários estudos utilizam a PM na reabilitação de indivíduos com algum tipo de lesão e no treino de atividades em atletas, sugerindo que este tipo de abordagem favorece o aprendizado motor e a melhora da performance funcional destes indivíduos. Este trabalho avaliou o efeito agudo da PM sobre as oscilações corticais, utilizando as técnicas da média coerente e da MSC.

A partir da análise do PRE e da MSC durante a IM e o movimento, pode-se inferir sobre as modificações corticais após o treinamento motor baseado em PM. Estes resultados podem ser considerados indicadores eletrofisiológicos da melhora da capacidade funcional relacionada à PM em indivíduos saudáveis.

Espera-se, então, que a PM, além de melhorar a performance na execução de movimentos, possa incrementar a capacidade de imaginação dos voluntários, melhorando a relação sinal-ruído do PRE e, conseqüentemente, elevando a probabilidade da sua detecção pela MSC. Isto poderá tornar viável a utilização da MSC em aplicações de Interfaces Cérebro-Máquina em novos estudos.

## Agradecimentos

Agradecemos à CAPES, FAPEMIG e CNPq pelo auxílio financeiro.

## Referências

- Braun SM, Beurskens AJ, Borm PJ, Schack T, Wade DT. The effects of mental practice in stroke rehabilitation: a systematic review. *Achieves of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006; 87:842-52. PMID:16731221. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.034>
- Butler AJ, Page SJ. Mental practice with motor imagery: evidence for motor recovery and cortical reorganization after stroke. *Achieves of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006; 87(2):S2-11. PMID:17140874 PMID:2561070. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2006.08.326>
- Dobie RA, Wilson MJ. A comparison of t test, F test, and coherence methods of detecting steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emissions, or other sinusoids. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1996; 100:2236-46. PMID:8865632. <http://dx.doi.org/10.1121/1.417933>
- Erfani A, Erfanian A. The effects of mental practice and concentration skills on EEG brain dynamics during motor imagery using independent component analysis. In: *EMBS: Proceedings of the 26<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS; 2004 Sep 1-5; San Francisco*. IEEE; 2004. p. 239-42.
- Fink A, Grabner RH, Neuper C, Neubauer AC. EEG alpha band dissociation with increasing task demands. *Cognitive Brain Research*. 2005; 24:252-9. PMID:1593763. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2005.02.002>
- Garrison KA, Winstein CJ, Aziz-Zadeh L. The mirror neuron system: a neural substrate for methods in stroke rehabilitation. *Neurorehabilitation & Neural Repair*. 2010; 24:404-12. PMID:20207851. <http://dx.doi.org/10.1177/1545968309354536>
- Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *evidence-based complementary and alternative medicine: eCAM*. 2007; 7(2):249-57.
- Harmony T, Fernández T, Silva J, Bernal J, Díaz-Comas L, Reyes A, Marosi E, Rodríguez M, Rodríguez M. EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks. *International Journal*

- of Psychophysiology. 1996; 24:161-71. [http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8760\(96\)00053-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8760(96)00053-0)
- Harmony T, Fernández T, Silva J, Bosch J, Valdés P, Fernández-Bouzas A, Galán L, Aubert E, Rodríguez D. Do specific EEG frequencies indicate different processes during mental calculation? *Neuroscience Letters*. 1999; 266:25-8. [http://dx.doi.org/10.1016/S0304-3940\(99\)00244-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0304-3940(99)00244-X)
- Jackson PL, Doyon J, Richards CL, Malouin F. The efficacy of combined physical and mental practice in the learning of a foot-sequence task after stroke: a case report. *Neurorehabilitation & Neural Repair*. 2004; 18:106-11. <http://dx.doi.org/10.1177/0888439004265249>
- Jackson PL, Lafleur MF, Malouin F, Richards C, Doyon J. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001; 82:1133-41. PMID:11494195. <http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2001.24286>
- Kranczoch C, Athanassiou S, Shen S, Gao G, Sterr A. Short-term learning of a visually guided power-grip task is associated with dynamic changes in EEG oscillatory activity. *Clinical Neurophysiology*. 2008; 119:1419-30. PMID:18378494. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2008.02.011>
- Lacourse MG, Turner JA, Randolph-Orr E, Schandler SL, Cohen MJ. Cerebral and cerebellar sensorimotor plasticity following motor imagery-based mental practice of a sequential movement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2004; 41(40):505-24. <http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2004.04.0505>
- Liu K, Chan C, Lee TM, Hui-Chan CW. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004; 85:1403-08. PMID:15375808. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2003.12.035>
- Lopes da Silva FH. Event-related neural activities: what about phase? In: Neuper & Klimesch, editors. *Progress in Brain Research*. 2006; 159:3-17.
- Lopes da Silva FH, Pfurtscheller G. Basic concepts on EEG synchronization and desynchronization, in *Event-Related Desynchronization*. In: Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH, editors. *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. Amsterdam: Elsevier; 1999. p. 6-11.
- Mahmoudi B, Erfanian A. Electro-encephalogram based brain-computer interface: improved performance by mental practice and concentration skills. *Medical, & Biological Engineering & Computing*. 2006; 44:959-69. <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-006-0111-8>
- Miranda de Sá AMFL. A note on the sampling distribution of coherence estimate for the detection of periodic signals. *Signal Processing Letters*. 2004; 11(3):323-5. <http://dx.doi.org/10.1109/LSP.2003.821751>
- Miranda de Sá AMLF, Felix LB. Multi-channel evoked response detection using only phase information. *Journal of Neuroscience Methods*. 2003; 129:1-10. [http://dx.doi.org/10.1016/S0165-0270\(03\)00152-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0165-0270(03)00152-3)
- Miranda de Sá AMLF, Infantosi AFC, Simpson DM. A statistical technique for measuring synchronism between cortical regions in the EEG during rhythmic stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2001; 48:1211-5. PMID:11585047. <http://dx.doi.org/10.1109/10.951526>
- Neubauer AC, Fink A. Intelligence and neural efficiency. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2009; 33:1004-23. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.04.001>
- Neuper C, Pfurtscheller G. Motor imagery and ERD, in *Event-Related Desynchronization*. In: Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH, editors. *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. Amsterdam: Elsevier; 1999. p. 303-25.
- Neuper C, Wörtz M, Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Progress in Brain Research*. 2006; 159:212-24. [http://dx.doi.org/10.1016/S0079-6123\(06\)59014-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0079-6123(06)59014-4)
- Niedermeyer E, Lopes da Silva, FH. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 5th ed. New York: Williams & Wilkins; 2005. p. 992-1002.
- Page SJ, Levine P, Sisto SA, Johnston MV. Mental practice combined with physical practice for upper-limb motor deficit in subacute stroke. *Physical Therapy*. 2001; 81:1455-62. PMID:11509075.
- Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*. 1999; 110:1842-57. [http://dx.doi.org/10.1016/S1388-2457\(99\)00141-8](http://dx.doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00141-8)
- Santos-Filho SAS. *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 AS, Tierra-Criollo CJ, Souza AP, Pinto MAS, Lima MLC, Manzano GM. Magnitude Squared of Coherence to detect imaginary movement. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*. 2009; 2009:1-12. <http://dx.doi.org/10.1155/2009/534536>
- Schmiedt-Fehr C, Basar-Eroglu C. Event-related delta and theta brain oscillations reflect age-related changes in both a general and a specific neuronal inhibitory mechanism. *Clinical Neurophysiology*. 2011; 122:1156-67. PMID:21115266. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2010.10.045>
- Schuster C, Butler J, Andrews B, Kischka U, Ettlin T. Comparison of embedded and added motor imagery training in patients after stroke: study protocol of a randomised controlled pilot trial using a mixed methods approach. *Trials [Internet]*. 2009 Oct; 10(97):[about 1 p.]. Available from: <http://www.trialsjournal.com/content/pdf/1745-6215-10-97.pdf>.
- Sharma N, Baron JC, Rowe JB. Motor imagery after stroke: relating outcome to motor network connectivity. *Annals of Neurology*. 2009; 66:604-16. PMID:19938103. <http://dx.doi.org/10.1002/ana.21810>
- Sharma N, Pomeroy NM, Baron JC. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke*. 2006; 37:1941-52. PMID:16741183. <http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.0000226902.43357.fc>

Shibasaki H, Hallett M. What is the Bereitschaftspotential? *Clinical Neurophysiology*. 2006; 117:2341-56. PMID:16876476. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2006.04.025>

Simpson DM, Tierra-Criollo CJ, Leite RT, Zayen EJB, Infantosi AFC. Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*. 2000, 28:691-8. PMID:10983714. <http://dx.doi.org/10.1114/1.1305530>

Stavrinou ML, Moraru L, Cimponeriu L, Della Penna S, Bezerianos A. Evaluation of cortical connectivity during real and imagined rhythmic finger tapping. *Brain Topography*. 2007; 19:137-45. PMID:17587169. <http://dx.doi.org/10.1007/s10548-007-0020-7>

Stinear CM, Byblow WD, Steyvers M, Levin O, Swinnen SP. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental Brain Research*. 2006; 168:157-64. PMID:16078024. <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-0078-y>

Yuan H, Liu T, Szarkowski R, Rios C, Ashe J, He B. Negative covariation between task-related responses in alpha/beta-band activity and BOLD in human sensorimotor cortex: An EEG and fMRI study of motor imagery and movements. *Neuroimage*. 2010; 49:2596-606. PMID:19850134 PMID:2818527. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.10.028>

---

## **Autores**

### **Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz**

Programa de Pós-graduação em Neurociências, Instituto de Ciências Biológicas, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-010, Belo Horizonte, MG, Brasil.

Santa Casa Bom Despacho, Praça Irmã Albuquerque, 120, Centro, CEP 35600-00, Bom Despacho, MG, Brasil.  
Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília – UNB, QNN 14, Área Especial, Ceilândia Sul, CEP 72220-140, Brasília, DF, Brasil.

### **Fabricao Erazo-Costa**

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-010, Belo Horizonte, MG, Brasil.

Laboratório de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-010, Belo Horizonte, MG, Brasil.

### **Sady Antônio Santos Filho**

Departamento de Engenharia Eletrônica, Instituto Politécnico – IPUC, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – PUC Minas, Av. Dom José Gaspar, 500, CEP 30535-901, Belo Horizonte, MG, Brasil.

### **Carlos Julio Tierra-Criollo\***

Programa de Pós-graduação em Neurociências, Instituto de Ciências Biológicas, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-010, Belo Horizonte, MG, Brasil.

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 31270-010, Belo Horizonte, MG, Brasil.