

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

INSTITUTO DE PSIQUIATRIA - IPUB

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PSIQUIATRIA E SAÚDE MENTAL

DIFERENTES OSCILAÇÕES DA COERÊNCIA DA BANDA ALFA E BETA DA
ELETROENCEFALOGRAFIA APÓS A ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA
TRANSCRANIANA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

MARINA FORTUNA LUCAS

Dissertação de Mestrado submetida ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Saúde Mental do Instituto de Psiquiatria da Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Saúde Mental.

Orientador: Prof. Dr. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva

Rio de Janeiro
Janeiro de 2016

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE PSIQUIATRIA - IPUB
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PSIQUIATRIA E SAÚDE MENTAL

DIFERENTES OSCILAÇÕES DA COERÊNCIA DA BANDA ALFA E BETA DA
ELETROENCEFALOGRAFIA APÓS A ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA
TRANSCRANIANA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Marina Fortuna Lucas

Dissertação de Mestrado submetida ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Saúde Mental do Instituto de Psiquiatria da Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Saúde Mental.

Aprovada por:

Presidente, Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva - Doutor em Controle Motor

Prof. Silmar Silva Teixeira - Doutor em Saúde Mental

Prof. Bruna Velasques - Doutor em Saúde Mental

Rio de Janeiro
Janeiro de 2016

Diferentes oscilações da coerência da banda alfa e beta da eletroencefalografia após a Estimulação Magnética Transcraniana e Estimulação Elétrica Funcional./ Lucas, Marina Fortuna Lucas. Rio de Janeiro: UFRJ, 2016.

xv, 44f.

Orientador: Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva

Dissertação de Mestrado em Saúde Mental - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Psiquiatria, 2016.

Bibliografia, p. 34-43.

1. Estimulação Elétrica Funcional. 2. Atividade cortical em tarefas motoras
3. Neuroplasticidade. 4. Eletroencefalografia. 5. Estimulação Magnética Transcraniana.

I. Título. II. Silva, Alair Pedro Ribeiro de Souza e. III.

Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Psiquiatria

.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Solange e Carlos Alberto, meus irmãos Carlos Eduardo e Felipe e meu noivo Bernardo. Vocês são a minha força, o meu exemplo, a minha vida. Sem vocês a concretização desta etapa não seria possível.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por me proporcionar a realização desse grande sonho com fé, perseverança e coragem. Me amparou e me pegou no colo nos momentos mais difíceis da minha caminhada.

Aos meus pais Carlos Alberto e Solange, por serem um grande exemplo, sempre me incentivando a ir mais além e conquistar os meus objetivos e sonhos, mesmo que pareçam impossíveis. Muito obrigada pelo carinho e dedicação na minha vida pessoal e formação profissional. Vocês são a minha base e o meu maior orgulho! Sem vocês não concretizaria esse sonho.

Aos meus irmãos, Felipe e Cadu, por me apoiar em todos os momentos, me tirar, por muitas vezes, da exaustão de estudos e trabalhos, me energizar para continuar com os meus objetivos. Além de serem meus parceiros de vida, juntos sonhamos, nos esforçamos, nos apoiamos um ao outro para seguir a vida digna de felicidade.

Ao meu noivo Bernardo por me dar as mãos e me acompanhar nos meus maiores sonhos e objetivos. Meu grande incentivador, meu amigo, minha inspiração e meu parceiro. Obrigada por ter sido o meu braço direito para a conclusão deste trabalho. Criou planilhas para agilizar o processamento dos dados, me auxiliou nas formatações e revisões, me deu carinho e apoio nos momentos de insegurança, sonhou esse sonho comigo. Serei eternamente grata! Sem esquecer dos pais do Bernardo que sempre com muito carinho, mostraram preocupação e interesse pelo meu desenvolvimento profissional.

Aos meus amigos de estrada, Diana de Carvalho, Fernanda Manaia, Igor Brauns, Juliana Bittencourt e Érica Cardaretti. Sem vocês a caminhada seria mais longa e árdua. Obrigada por terem me apoiado e me ajudado em todos os momentos para a concretização desse trabalho.

Ao meu professor Silmar, que se tornou meu exemplo de profissional e pesquisador, me fez embarcar na neurociência e descobrir a área mais magnífica. Sou muito grata pelos seus ensinamentos, pelo carinho, paciência e amizade. Sem você eu não estaria vivendo esse sonho! Muito obrigada!!!!

Aos Professores Pedro Ribeiro e Bruna Velasques, pela oportunidade de ingressar no mestrado e contribuírem para o meu crescimento pessoal e profissional.

Aos participantes deste estudo que disponibilizaram o seu tempo ao experimento e colaboraram para a conclusão deste trabalho.

Aos familiares e amigos, por entenderem a minha ausência para me dedicar a este trabalho, pelo incentivo e amizade.

RESUMO

DIFERENTES OSCILAÇÕES DA COERÊNCIA DA BANDA ALFA E BETA DA ELETROENCEFALOGRAFIA APÓS A ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Marina Fortuna Lucas

Orientador: Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva

Resumo da Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação em Saúde Mental, Instituto de Psiquiatria da Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Saúde Mental.

Objetivo: Comparar o comportamento da atividade cortical entre a aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana repetitiva e a Estimulação Elétrica Funcional. **Materiais e métodos:** Uma tarefa de flexão e extensão do dedo indicador foi realizada antes e após a aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana repetitiva no córtex motor primário esquerdo em participantes dos grupos controle (sham) e experimental (5Hz). Um terceiro grupo recebeu a aplicação da Estimulação Elétrica Funcional no músculo extensor do dedo indicador direito. Foram analisadas a coerência das bandas alfa e beta da eletroencefalografia quantitativa na região frontal e parietal. **Resultados:** A coerência aumentou nas derivações dos eletrodos frontais após a aplicação da EMTr a 5Hz e da EEF ($p < 0,001$). Foi observada uma independência no aumento da coerência quando comparadas a EMTr a 5Hz e a EEF com a EMTr predominante no córtex frontal e parietal e a EEF apenas no córtex frontal ($p < 0,001$). **Conclusão:** A aplicação da EMTr a 5Hz tem influência na coerência da área cortical de

aplicação, córtex frontal e parietal, enquanto a EEF tem maior efeito na coerência no córtex frontal

Palavras-Chave: Eletroencefalograma, Estimulação Elétrica Funcional, Estimulação Magnética Transcraniana córtex cerebral

ABSTRACT

Marina Fortuna Lucas

Orientador: Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva

Abstract da Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação em Saúde Mental, Instituto de Psiquiatria da Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Saúde Mental.

Aim: To compare the behavior of cortical activity between the application of repetitive transcranial magnetic stimulation and Electrical Functional Stimulation.

Materials and methodology: A task of flexion and extension of the index finger was performed before and after the application of repetitive transcranial magnetic stimulation on the left primary motor cortex in participants of the control (sham) and experimental groups (5 Hz). A third group received the application of Electrical Functional Stimulation on the extensor muscle of the right index finger. The coherence of alpha and beta bands from the quantitative electroencephalography in the frontal and parietal regions was analyzed. **Results:** Coherence increased in leads from the frontal electrodes after the application of rTMS to 5Hz and EFS ($p < 0.001$). An independence was observed in the increase of coherence when compared the rTMS to 5Hz and EFS with the rTMS on the predominant frontal and parietal cortex and the EEF only in the frontal cortex ($p < 0.001$). **Conclusion:** The application of rTMS to 5Hz has influence on the consistency of cortical area of application, frontal and parietal cortex while the FES has greater effect on the consistency of the frontal cortex.

Keywords: EEG, Functional Electrical Stimulation, Transcranial Magnetic Stimulation
cerebral cortex

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Coerência da banda alfa entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F8/Fz.....	16
Figura 2 - Coerência da banda alfa entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações C3/Cz.....	17
Figura 3 - Coerência da banda alfa entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações P4/Fz.....	17
Figura 4 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F3/Fz.....	19
Figura 5 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F4/Fz.....	19
Figura 6 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F3/F4.....	20
Figura 7 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F7/Fz.....	20
Figura 8 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação ao EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F8/Fz.....	21
Figura 9 – Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação da EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações F7/F8.....	21
Figura 10 – Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações C3/Cz.....	22

Figura 11 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação da EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações C4/Cz.....	23
Figura 12 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação da EEF e EMTr nos grupos sham 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações C3/C4.....	23
Figura 13 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação da EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações P4/Pz.....	24
Figura 14 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão nas derivações P3/P4.....	25

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEF - Estimulação Elétrica Funcional

EMTr: Estimulação Magnética Transcraniana Repetitiva

qEEG: Eletroencefalograma quantitativo

EEG: Eletroencefalograma

RMF - Ressonância Magnética Funcional

CPP: Córtex Parietal Posterior

CPFDL: Córtex Pré-Frontal Dorsolateral

SNC: Sistema Nervoso Central

LM: Limiar Motor

TCE: Trato córtico-espinhal

M1: Córtex Motor Primário

S1: Córtex Somatossensorial Primário

ANOVA: Análise da Variância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	JUSTIFICATIVA.....	2
1.2	OBJETIVOS.....	2
1.2.1	Objetivo Geral.....	2
1.2.1	Objetivo Específico.....	3
1.3	HIPÓTESE.....	3
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	4
2.1	A ATIVIDADE CORTICAL EM TAREFAS MOTORAS.....	4
2.2	AS OSCILAÇÕES DAS BANDAS ALFA E BETA NO CONTROLE MOTOR.....	5
2.3	RELAÇÕES DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA COM O ATO MOTOR.....	6
2.4	A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL NA ATIVIDADE CEREBRAL.....	7
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	9
3.1	AMOSTRA.....	9
3.2	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	9
3.3	APLICAÇÕES DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA REPETITIVA.....	11
3.4	APLICAÇÕES DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL.....	11
3.5	AQUISIÇÕES DE DADOS.....	13
3.6	LOCALIZAÇÕES ESPACIAIS DOS ELETRODOS.....	14
3.7	PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	14
3.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	15
4	RESULTADOS.....	16
4.1	BANDA ALFA.....	16
4.2	BANDA BETA.....	18
5	DISCUSSÃO.....	26
6	CONCLUSÃO.....	30
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	31
	ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	41

ANEXO II - SCREENING PARA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA.....	43
---	----

1. INTRODUÇÃO

Conexões neurais e mapas corticais são continuamente remodelados por nossas experiências (Johansson, 2000). As áreas de representação cortical sofrem alterações transitórias nas conexões sinápticas ao longo da vida a fim de responder aos estímulos externos, aos padrões motores e as demandas cognitivas (Murphy *et al.*, 2009). A estabilidade deste comportamento é dependente da duração e intensidade de um estímulo e do equilíbrio entre excitação e inibição que o Sistema Nervoso Central (SNC) recebe (Rossini *et al.*, 2004).

Estudos têm proporcionado maior compreensão de como a reorganização do SNC influencia na recuperação dos comprometimentos neurológicos. Isso tem facilitado o desenvolvimento de novas técnicas terapêuticas que visam minimizar os comprometimentos motores e sensitivos causados por diversas doenças (Ward, 2005). Sendo assim, grandes esforços têm sido realizados com o intuito de criar e aprimorar tecnologicamente aplicações que estimulem a neuroplasticidade, dentre elas, a Estimulação Magnética Transcraniana repetitiva (EMTr) e a Estimulação Elétrica Funcional (EEF).

A EMTr consiste em uma técnica não invasiva, indolor e de fácil aplicação de modulação da atividade elétrica cortical (Silvanto e Muggleton, 2008). Durante a EMTr são aplicados pulsos magnéticos produzidos por uma bobina de estimulação colocada sobre o couro cabeludo (Rossini *et al.*, 2009). Esses pulsos são capazes de aumentar ou diminuir a excitabilidade cortical dependendo da frequência da estimulação utilizada (Di Lazzaro *et al.*, 2011). A EMTr de baixa frequência ($\leq 1\text{Hz}$) promove a diminuição temporária da atividade cortical, enquanto seu aumento é obtido com EMTr de alta frequência ($>5\text{Hz}$) (Emara *et al.*, 2010).

Quando os pulsos da EMT são aplicados repetidamente (EMTr), é estimulada a reorganização e plasticidade sináptica nas redes neuronais (Wozniak-Kwasniewska *et al.*, 2013). Além da EMTr, a EEF tem sido amplamente utilizada. A EEF é capaz de modificar a conectividade cortical através da ativação de fibras nervosas motoras e sensitivas (Ridding *et al.*, 2000). Embora seja um importante recurso para complementar e potencializar o tratamento, os efeitos da EEF no organismo tais como, a recuperação de atividades funcionais e a dinâmica cerebral, ainda são pouco conhecidos (Kimberley e Carey, 2002). Nesse contexto, o conhecimento dos efeitos da aplicação da EEF e da EMTr na plasticidade cerebral são importantes para entender se a terapia com EEF pode aumentar a atividade cortical da mesma forma ou de maneira próxima à EMTr.

1.1 JUSTIFICATIVA

O estudo se justifica pela escassez de trabalhos relacionados à comparação das modificações corticais decorrentes da aplicação da EMTr e EEF durante um ato motor. Desse modo, o resultado desse estudo poderá direcionar profissionais da saúde na decisão de qual ferramenta utilizar para análise da atividade cortical em uma tarefa motora.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O estudo tem como objetivo comparar o comportamento da atividade cortical entre a aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana repetitiva e a Estimulação Elétrica Funcional.

1.2.2 Objetivo específico

- Analisar o comportamento da coerência das bandas alfa e beta nas regiões frontal e parietal antes e após a aplicação da EMTr e EEF.
- Identificar o comportamento cortical após a aplicação da EEF e 5Hz da EMTr.
- Examinar se a aplicação da EMTr a 5Hz no córtex motor primário é capaz de promover maior acoplamento neural quando comparado à aplicação do EEF no músculo extensor do segundo dedo da mão.

1.3 HIPÓTESES

H1: A aplicação da EMTr a 5Hz no córtex motor promove maior coerência da banda alfa e beta do que a aplicação da EEF no músculo extensor do segundo dedo da mão.

H1: A aplicação da EMTr a 5Hz no córtex motor não promove maior coerência da banda alfa e beta do que a aplicação da EEF no músculo extensor do segundo dedo da mão.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A ATIVIDADE CORTICAL EM TAREFAS MOTORAS

Comportamentos que permitem ao indivíduo interagir no mundo de maneira intencional envolvem a criação de um plano de ação com base em experiências prévias e demandas do ambiente atual. Estas ações precisam ser flexíveis, adaptativas e monitoradas em suas várias etapas de execução, com o objetivo de controlar e regular o processamento da informação no encéfalo (Gazzaniga, *et al.*, 2002).

Sabe-se que a execução do movimento exige informação proprioceptiva para criar a representação do corpo no espaço, possibilitando que comandos adequados sejam enviados ao membro envolvido com o ato motor. Isso é possível porque as áreas corticais que controlam o movimento recebem constantemente informações sensoriais e integrarem-na com as áreas relacionadas à preparação e execução do movimento (Santos, 2007). Além disso, áreas sensitivas primárias, topograficamente organizadas, são necessárias para o reconhecimento consciente e localização de estímulos sensitivos. Cada área sensitiva primária principal é circundada por uma grande área do córtex de associação, que interpreta os sinais aferentes e está conectada a outras áreas do córtex cerebral (Kiernan, 2003).

O planejamento do ato motor tem início na área pré-frontal que está relacionada, entre outras funções, com a tomada de decisão (Machado e Haertel, 2014). Estudos de neuroimagem funcional mostram que quando uma tarefa motora é realizada, há ativação das áreas de associação secundária, a saber: a área pré-motora e a área motora suplementar. Após alguns segundos, a atividade nas áreas pré-motora e motora suplementar cessa e passa a ser ativada a área motora primária, principal origem do trato corticoespinhal, que é composto, principalmente, de axônios motores que transmitem impulsos responsáveis pelos movimentos voluntários (Garcia *et al.*, 2007).

2.2 OSCILAÇÕES DA BANDA ALFA E BETA NO CONTROLE MOTOR

Coube ao psiquiatra Hans Berger obter a primeira imagem gráfica das correntes elétricas corticais através de eletrodos aplicados no escalpo (Haas, 2003). O EEG é uma ferramenta que registra as correntes elétricas no córtex cerebral por meio de eletrodos colocados no couro cabeludo (Wendel *et al*, 2009; Lazarev *et al*, 2001). Esses eletrodos são aplicados em posições específicas que possibilitam a captação dos padrões da atividade cortical. Esses padrões podem ser utilizados para auxiliar no diagnóstico de transtornos psiquiátricos e neuropsiquiátricos, distúrbios do sono e são amplamente utilizados na investigação do comportamento cortical em atos motores (Badrakalimuthu *et al.*, 2011).

O espectro de potência de interesse clínico é geralmente considerado a partir de 1-20 Hz. Esta faixa de frequência tem sido tradicionalmente dividida em faixas de frequência de largura, tipicamente definida como delta (1,5 - 3,5 Hz), teta (3,5 - 7,5 Hz), alfa (7,5 - 12,5 Hz) e beta (12,5 - 20 Hz) (Hughes *et al.*, 1999). Cada banda de frequência tem sido relacionada a informações fisiológicas específicas sobre o estado funcional do cérebro durante os períodos de sono e vigília (Lizio *et al.*, 2011) e são dependentes do número de neurônios ativados (Cantor, 1993; Silva 1998).

Em especial, a banda alfa está associada com a atenção e apresenta uma atividade inversamente proporcional à quantidade de neurônios recrutados em uma tarefa (Smith, McEvoy e Gevins, 1999; Pfurtscheller, 2000). A banda beta pode ser observada do início ao término do movimento e na tomada de decisão (Pfurtscheller *et al.*, 2003). Em complemento, a atividade da banda alfa aparece frequentemente maior após a realização de exercícios (Crabbe *et al.*, 2004). Em um estudo realizado por Pfurtscheller *et al.* (2000), foi observado que o movimento de extensão do dedo ativa

redes neuronais em diversas áreas no córtex cerebral que podem ser representadas pelas modificações nas oscilações da banda beta (Deiber *et al.*, 1982).

2.3 RELAÇÕES DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA COM O ATO MOTOR

A EMTr tem como base o princípio de indução eletromagnética, descoberto por Michael Faraday em 1838. Nesse caso, uma bobina recebe uma corrente elétrica alternada extremamente potente e é repousada sobre o couro cabeludo nas regiões que representam o córtex cerebral (Rossi *et al.*, 2008). A modificação constante da orientação da corrente elétrica dentro da bobina é capaz de gerar um campo magnético que atravessa alguns materiais relativamente isolantes, como a pele e os ossos. Esse campo magnético gera uma corrente elétrica dentro do crânio, restrita a pequenas áreas dependendo da geometria e forma da bobina (Hallett, 2000). A corrente induzida pode despolarizar neurônios que estão em uma orientação apropriada ao campo magnético e, conseqüentemente, gerar potenciais de ação (Najib *et al.*, 2011).

O campo magnético pulsado cria um fluxo corrente no encéfalo, podendo excitar ou inibir temporariamente áreas específicas, sendo assim, a EMTr pode ser usada para avaliar circuitos intracorticais excitatórios e inibitórios e fornecer informações sobre a fisiologia do encéfalo, fisiopatologia de várias doenças neuropsiquiátricas da plasticidade cerebral (Wittenberg *et al.*, 2003; Mark, 2005). A EMTr é uma abordagem promissora para avaliar a conectividade cortical e a reatividade encefálica com alta resolução temporal. No entanto, a segurança e as limitações da técnica precisam de um elevado nível de vigilância (Wittenberg *et al.*, 2003; Rossini *et al.*, 2007 Zanto e Rubens, 2011). Lefaucheur (2006) realizou um estudo destinado a melhorar a função motora de indivíduos acometidos por Acidente Vascular Encefálico (AVE) utilizando a

EMTr no córtex motor primário ipsilateral no hemisfério lesionado. Ele observou que os participantes do estudo apresentaram melhora no aprendizado motor, tempo de reação e função motora do membro comprometido.

2.4 A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL NA ATIVIDADE CEREBRAL

Ao longo dos anos e devido ao aperfeiçoamento de técnicas de tratamento, a reabilitação das habilidades motoras tem despertado um crescente interesse científico. Diversos estudos têm sido desenvolvidos visando uma compreensão acerca dos mecanismos neurais envolvidos em indivíduos submetidos à neuroestimulações (Rossini *et al.*, 1994; Rushton 2003; Ragnarsson 2008). Dentre os aparelhos utilizados para promover a reabilitação funcional destaca-se a EEF. Embora seja um aparelho importante para complementar a terapia, seus efeitos no organismo e, especificamente, na dinâmica cerebral, ainda são pouco conhecidos (Ecard *et al.*, 2007). Diversos estudos dão suporte à afirmação de que a EEF pode fortalecer músculos normalmente inervados (Lieber e Kelly, 1991; Brasileiro e Villar, 2000; Oliveira *et al.*, 2002) e de pacientes que sofreram algum tipo de comprometimento que leva à fraqueza e/ou atrofia muscular (Noronha *et al.*, 1997). Sabe-se que durante a aplicação da EEF as primeiras fibras musculares estimuladas são aquelas mais próximas ao eletrodo, seguidas por outras, pela ordem de tamanho e de excitabilidade em relação ao estímulo elétrico (Robinson e Snyder-Mackler, 2001).

Há evidências de que o hemisfério ipsilateral e o TCE contralateral ao movimento assumem um papel importante na recuperação do controle do movimento de indivíduos hemiparéticos (Feydy *et al.*, 2000). Durante a aplicação da EEF ocorre uma integração entre o córtex sensorial e motor com a ativação conjunta das vias aferentes proprioceptivas e com as vias eferentes motoras para a execução do movimento (Shin,

2008). Presume-se que movimento repetitivo ativo, quando associado pela EEF, promove modificações na dinâmica cerebral (Rushton, 1997) e facilita a reorganização cortical (Rushton, 2003). No estudo realizado por Abo *et al.* (2001) em ratos com acidente vascular encefálico foi aplicada a EEF no membro comprometido. Eles observaram ativação tanto no hemisfério acometido quanto no hemisfério contralateral.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 AMOSTRA

Foram selecionados 30 indivíduos saudáveis, de ambos os sexos, e divididos em quatro grupos: primeiro grupo sham (Placebo); segundo grupo, intervenção com estimulação por EMTr a 5Hz no córtex motor esquerdo e no terceiro grupo, a aplicação da EEF no músculo extensor do segundo dedo da mão. Cada grupo teve uma amostra de 10 indivíduos que compareceram apenas uma vez ao local do experimento para a realização da coleta. Os voluntários, com idade entre 20 e 35 anos, foram recrutados por meio de cartazes de convocação expostos na Universidade Federal do Rio de Janeiro, campus Urca, com prévia autorização da instituição. Posteriormente, foram selecionados indivíduos sem históricos de doenças ou determinantes biológicos que pudessem alterar o EEG, tais como: medicamentos, fadiga e alteração da temperatura corporal. Para estas proposições, os participantes preencheram um *screening* para EMTr (Anexo I). Os critérios de exclusão de sujeitos seriam respostas incompletas (em branco) e/ou positiva a alguma das questões do *screening*. Foram incluídos somente os participantes que obtiveram todas as respostas negativas e compatíveis com a aptidão para o experimento. Os participantes foram orientados a não fazerem uso de tabaco, café, refrigerante e bebida alcoólica até 10 horas antes do exame. Cada participante assinou a declaração de consentimento livre e esclarecido (Anexo II) com aprovação prévia da comissão de ética do IPUB-UFRJ (Parecer: 520.189), por meio da qual receberam informação escrita sobre os objetivos, riscos e benefícios, detalhamento da técnica e procedimento do estudo.

3.2 - PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

A pesquisa é um desenho clínico controlado, aleatorizado por se tratar de estudo prospectivo e comparativo, ou seja, do efeito e valor da intervenção e das possíveis

ocorrências de variação de potência do EEG durante a tarefa nos momentos pré e pós-tratamento (aplicação da EMTr e EEf). O procedimento foi realizado em três condições e cada indivíduo foi submetido a apenas uma condição.

A primeira condição envolve o grupo sham em que 10 indivíduos foram submetidos à EMTr com a bobina placebo, que apenas emite o som da estimulação. Na segunda condição, 10 indivíduos receberam o estímulo na frequência de 5Hz (estimulação) da EMTr. Na terceira condição, o grupo foi submetido à aplicação da EEf no músculo extensor do dedo indicador.

O experimento foi realizado em uma sala com isolamento acústico e aterramento elétrico adequado. A iluminação do ambiente foi reduzida durante a captação do sinal eletroencefalográfico. Os sujeitos realizaram a tarefa estando confortavelmente sentados em uma cadeira com apoio para antebraço, com a finalidade de minimizar artefatos musculares durante a aquisição do sinal eletroencefalográfico. Um monitor de 15 polegadas foi posicionado em frente ao sujeito e ligado somente durante a realização da tarefa, que consistia na extensão e flexão do indicador. Inicialmente, a aquisição do EEG foi feita por 2 minutos em repouso com o sujeito de olhos abertos, estando o monitor desligado. Em seguida, um acelerômetro foi colocado no dedo indicador direito do voluntário para medir a aceleração durante a realização do movimento. A tarefa consistia em realizar o movimento de flexão e extensão do indicador quando apresentado o estímulo visual do monitor. O acelerômetro foi conectado ao EEG em um canal extra e, por meio desta conexão, quando o sujeito realizava o movimento, o acelerômetro provia um sinal registrado pelo EEG.

Os sujeitos foram instruídos a realizar o movimento de extensão e flexão do indicador quando o estímulo visual surgisse aleatoriamente no monitor. Os voluntários realizaram a tarefa em seis blocos de 15 trilhas cada. Entre um bloco e outro, havia um

repouso de 3 minutos para evitar a fadiga muscular. Após completar a tarefa, o monitor era desligado e o sujeito novamente submetido ao EEG em repouso por 2 minutos.

Em seguida, foi aplicada a EMTr na derivação do eletrodo C3 por 15 minutos, com a bobina em formato 8, angulada, refrigerada (70 mm) e selecionada de acordo com a condição de cada grupo (Sham, 1Hz ou 5Hz). No grupo da EEF o estímulo foi aplicado no músculo extensor do dedo indicador por 20 minutos. Após a aplicação da EMTr e da EEF, os participantes executaram a mesma tarefa antes da aplicação da EMTr e EEF.

3.3 APLICAÇÕES DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA REPETITIVA

Para aplicação da EMTr, os sujeitos permaneceram em uma cadeira confortável e utilizaram uma touca para demarcação do local a ser estimulado e protetores auriculares. O limiar motor (LM) de cada voluntário foi verificado através do método de Rossini e Rossi (2007). Para verificar a intensidade da estimulação, estímulos simples (pulsos únicos) foram aplicados sobre o córtex motor primário esquerdo para determinar a área de estimulação do músculo abductor curto do polegar (região na qual a resposta de potencial motor evocado é mais intensa ao estímulo, medido através de eletromiografia), referente ao ponto de colocação do eletrodo C3 do sistema internacional de 10-20 do EEG (Jasper, 1958).

A potência inicial da máquina utilizada foi de 50% e diminuída ou aumentada em 2% até que defleccões de 50 μ V em um mínimo de 3 de 5 tentativas foram observadas. Quando a resposta mais amena se manteve visível, a intensidade da máquina correspondeu ao limiar motor do paciente.

A bobina foi colocada sobre a superfície do crânio (escalpo) através de um braço mecânico (Neurosoft-Equipamentos Médicos, Brasil) em uma angulação de 45 graus da linha média e apontada para a região frontal do crânio e com intensidade de 80% do limiar motor do indivíduo. Esse percentual foi escolhido baseando-se em diversos estudos os quais empregaram essa intensidade, que demonstrou eficiência da técnica e evitou possíveis focos de epilepsia (Rossi *et al.*, 2009).

3.4 APLICAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Para aplicação da EEF os participantes permaneceram em uma cadeira confortável com os membros superiores apoiados em uma mesa colocada a sua frente. Foi utilizado um aparelho de EEF *Neurodyn Portable* TENS e EEF (Ibramed, Brasil). Os eletrodos foram aplicados no músculo extensor do dedo indicador da mão direita e fixados por meio de velcros para isolar o dedo indicador, deixando-o livre para a estimulação. O aparelho de estimulação elétrica funcional foi calibrado pelo osciloscópio Tektronix TDS 220, Digital-Real-Time de 100 MHz (megahertz), e seguiu os seguintes parâmetros: frequência da corrente (R): 48,8 Hz; intensidade da corrente (A): $2 \cdot 10^{-3}$ A; tempo de passagem da corrente (tempo on): 4,86 s; tempo de ausência de passagem da corrente (tempo off): 8,39 s; período da corrente (T) em on: 320 μ s; período da corrente (T) em off: 25 μ s; área do eletrodo: $4,5 \cdot 10^{-4}$ m²; densidade da corrente: 44 A/m². Para atingir a faixa de variação da impedância, foi realizada uma tricotomia no local da pele onde foram posicionados os eletrodos para a passagem da corrente. Além disso, foi utilizado um gel condutor. Um eletrodo foi fixado a 5 cm do epicôndilo lateral na face lateral do antebraço e o outro a 12 cm do primeiro, ocupando a face posterior do antebraço, seguindo a trajetória do tendão do extensor do dedo indicador. Cada trilha foi estabelecida como 1 tempo de estimulação, chamado

tempo *on* com 4,86s de passagem de corrente; mais 1 tempo de repouso, chamado tempo *off* com 8,39s sem passagem de corrente. Cada bloco foi constituído de 6 trilhas. O grupo realizou 15 blocos com intervalo de 1 minuto a cada 6 blocos. Simultaneamente à EEF foi realizada a captação do sinal eletroencefalográfico.

3.5 AQUISIÇÃO DE DADOS

O sinal eletroencefalográfico foi captado em uma sala preparada com isolamento acústico e elétrico. Durante a aquisição do sinal, as luzes da sala foram reduzidas. O indivíduo permaneceu sentado confortavelmente em uma cadeira com suporte para os braços a fim de minimizar os artefatos musculares durante a captação do sinal do EEG. Para a captação dos sinais eletroencefalográficos utilizou-se o aparelho *Braintech 3000* (EMSA - Instrumentos Médicos, Brasil), sistema que utiliza uma placa conversora analógica digital (A/D) de 32 canais com resolução de 12 bits. Quanto aos eletrodos, foi usada uma touca de *nylon* com prefixação do sistema internacional 10-20, incluindo os eletrodos de referência biauricular. O tamanho da touca utilizada estava de acordo com o perímetro craniano de cada participante (toucas de tamanhos variados). O *software* para aquisição dos dados foi desenvolvido no laboratório de Mapeamento Cerebral e Integração sensório-motora do Instituto de Psiquiatria do Rio de Janeiro (IPUB/UFRJ). O sinal adquirido em um determinado eletrodo foi resultante da diferença entre o potencial elétrico do eletrodo no escalpo e a referência pré-estabelecida. Trechos de sinais contaminados por artefatos foram inspecionados com a utilização de um programa de visualização denominado MATLAB. Na sequência, os sinais do EEGq foram processados pelo mesmo *software*, onde foram extraídas as variáveis de coerência nas bandas de frequência alfa e beta.

3.6 LOCALIZAÇÃO ESPACIAL DOS ELETRODOS

Foram selecionados os eletrodos pareados, F3/Fz, F4/Fz, F3/F4, F7/Fz, F8/Fz, F7/F8, C3/Cz, C4/Cz, C3/C4, P3/Pz, P4/Pz e P3/P4, que representam o córtex pré-frontal ventrolateral, córtex pré-frontal dorsolateral, córtex motor e córtex parietal, respectivamente, e estão funcionalmente relacionados com o processamento de tarefas motoras e com a demanda cognitiva. A banda alfa (8-12 Hz) e beta (12-35 Hz) foram analisadas devido a relação com processos sensoriais, motores e cognitivos (Klimesch *et al.*, 2007; Engel e Fries, 2010).

3.7 PROCESSAMENTO DE DADOS

A análise dos dados obtidos pelo EEG foi realizada no programa EEGLAB/MATLAB. O sinal do EEG foi compreendido numa janela total de 4s, para visualização do processo antes e depois das tarefas. A janela temporal compreendia de -2s a +2s em relação ao momento em que o estímulo desaparecia da tela. Os dados contidos nas épocas foram filtrados e inspecionados visualmente visando à detecção de artefatos. Épocas contaminadas por artefatos musculares e movimentos oculares foram excluídas da análise utilizando-se um critério de rejeição de $\pm 100 \mu V$ em qualquer canal. Apenas as épocas remanescentes fizeram parte do processamento subsequente do sinal e da análise estatística. Em seguida, foi aplicada a Análise de Componentes Independentes (ICA – *Independent Component Analysis*), rotina contida no *software* EEGLAB, para remover outras possíveis fontes de artefatos (Delorme e Makeig, 2004). Após a realização da ICA, os componentes restantes foram inseridos de volta para recompor o sinal do eletrodo. Para a determinação da significância dos desvios de valores em relação ao apresentado na linha de base, foi empregado o método *bootstrap*

(as observações ou amostras são escolhidas de forma aleatória e as estimativas são recalculadas).

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

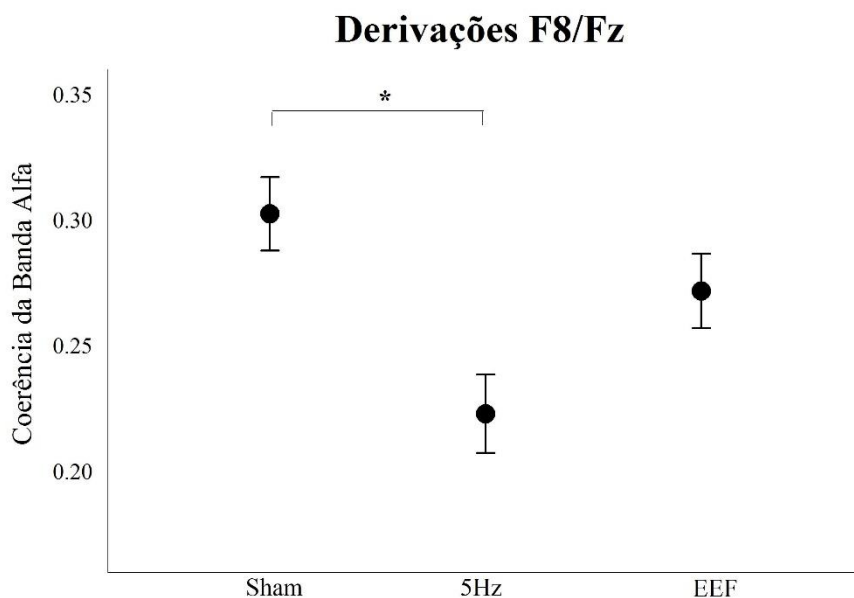
O desenho estatístico teve como objetivo analisar a coerência da banda alfa e beta antes e após a aplicação da EMTr e EEF. Para este propósito foi realizada, através do software MATLAB, uma ANOVA de dois fatores nas bandas alfa e beta, com o fator entre grupos "condição" (Sham, 5Hz e EEF), e com o fator dentro de cada grupo "momentos" (tarefa antes da EMTr e EEF e tarefa depois da EMTr e EEF). Todas as ANOVAs foram conduzidas com *Mauchley's* teste para avaliar a esfericidade. O procedimento de Greenhouse-Geisse (G-G ϵ) corrigiu os graus de liberdade. A interação foi investigada utilizando o teste *t* de *student*. O tamanho do efeito foi estimado com essa parcial quadrado (η^2_p) nas ANOVAs. Foi realizada a correção de Bonferroni devido ao número de eletrodos analisados. Nesse contexto, foi considerada uma diferença estatisticamente significativa se $p < 0,004$.

4. RESULTADOS

4.1 BANDA ALFA

Foi observado efeito principal para grupo na derivação de F8/Fz [$F(2,336)=6,958$; $p=0,001$; $\eta^2_p=0,40$; poder=0,92]. O teste de *post-hoc* apresentou aumento da coerência entre os grupos sham e EEf em 0,0303 (IC de 95% = 0,027 a 0,130) (Figura 1).

Figura 1 - Coerência da banda alfa entre os momentos antes e após aplicação do EEf e



EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão.

Foi observado efeito principal para grupo na derivação de C3/Cz [$F(2,336)=11,708$; $p=0,000$; $\eta^2_p=0,65$; poder=9,94]. O teste de *post-hoc* apresentou aumento da coerência entre os grupos sham e EEf em 1,2851 (IC de 95% = 0,064 a 0,192) (Figura 2).

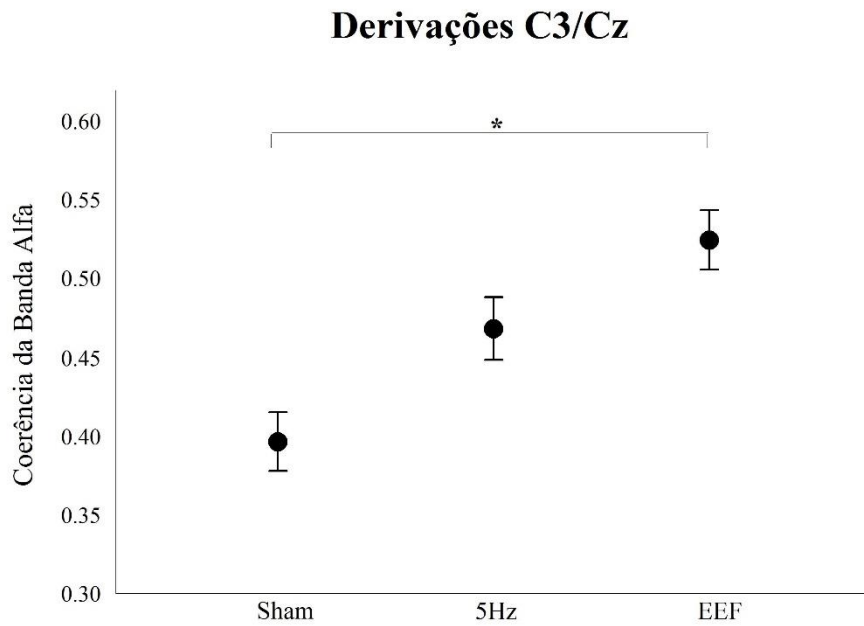


Figura 2 - Coerência da banda alfa entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão.

Na derivação P4/Pz, houve efeito principal para grupo [$F(2,336)=8,299$; $p<0,000$; $\eta^2_p=0,47$; poder=9,61]. O teste de *post-hoc* apresentou um aumento da coerência entre os grupos sham e 5 Hz em 0,0947 (IC de 95% = 0,038 a 0,151) (Figura 3).

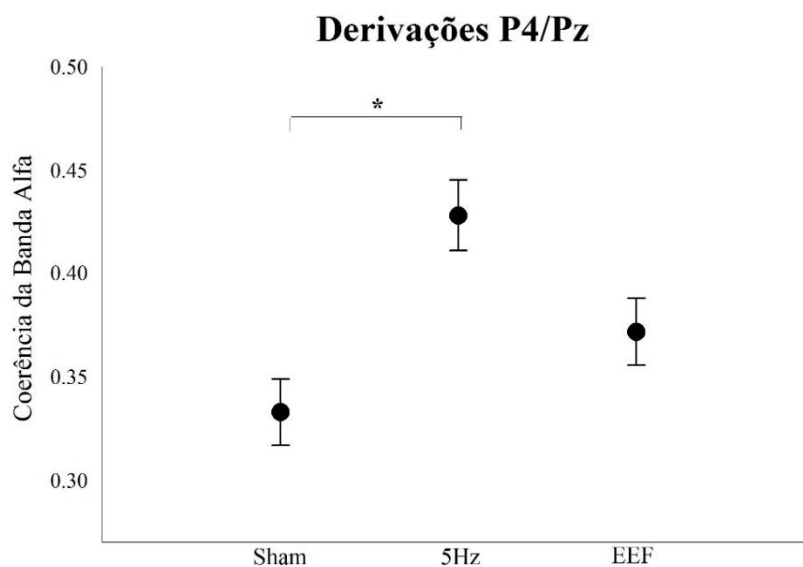


Figura 3 - Coerência da banda alfa entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão.

4.2 BANDA BETA

Os resultados foram obtidos através de ANOVA de medidas repetidas com os momentos antes e após a aplicação da EMTr entre o grupo sham, EEF e 5Hz para as regiões frontal e parietal.

Foi observado efeito principal para grupo nas derivações dos eletrodos frontais: F3/Fz [$F(2,399)= 7,671$; $p=0,001$; $\eta^2_p=0,43$; poder=9,47] (Figura 4), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 0,0958 (IC de 95% = 0,037 a 0,154), F4/Fz [$F(2,399)= 12,292$; $p=0,000$; $\eta^2_p=0,03$; poder=9,96] (Figura 5), com diminuição da coerência no grupo EEF em relação ao grupo 5Hz em - 0,089 (IC de 95% = - 0,032 a 0,146), F3/F4 [$F(2,339)= 21,084$; $p=0,000$; $\eta^2_p=1,11$; poder=1,00] (Figura 6), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 1,249 (IC de 95% = 0,074 a 0,175), F7/Fz [$F(2,339)= 23,196$; $p=0,000$; $\eta^2_p=1,20$; poder=1,00] (Figura 7), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 0,069 (IC de 95% = 0,036 a 0,102), F8/Fz [$F(2,339)= 6,677$; $p=0,001$; $\eta^2_p=0,38$; poder=9,13] (Figura 8), com diminuição da coerência no grupo EEF em relação ao grupo 5Hz em - 0,024 (IC de 95% = - 0,059 a 0,098) e F7/F8 [$F(2,339)= 19,126$; $p=0,000$; $\eta^2_p=1,01$; poder=1,00] (Figura 9), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 0,6890 (IC de 95% = 0,035 a 0,102).

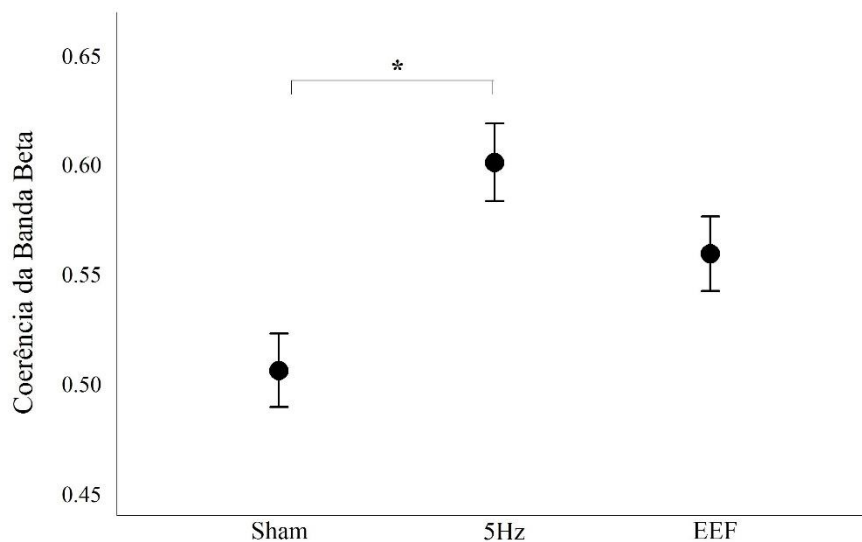
Derivações F3/Fz

Figura 4 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEf e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão.

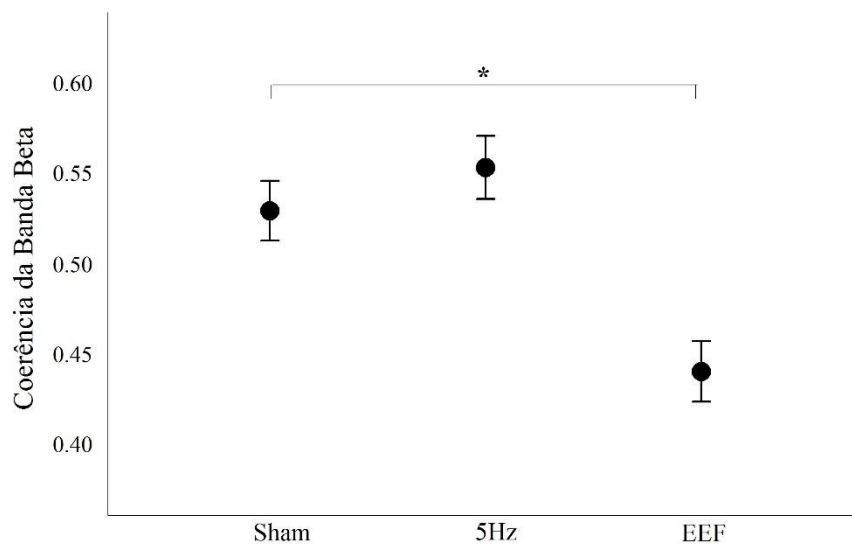
Derivações F4/Fz

Figura 5 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEf e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

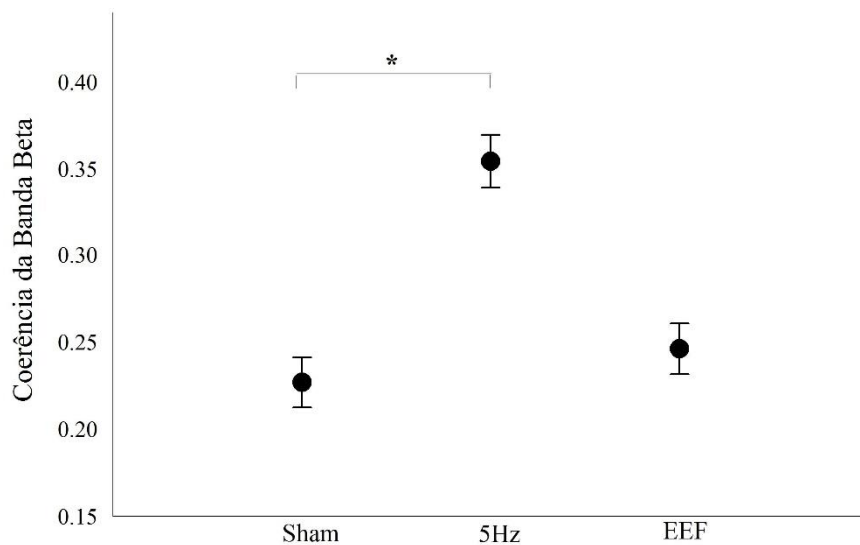
Derivações F3/F4

Figura 6 - Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEf e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

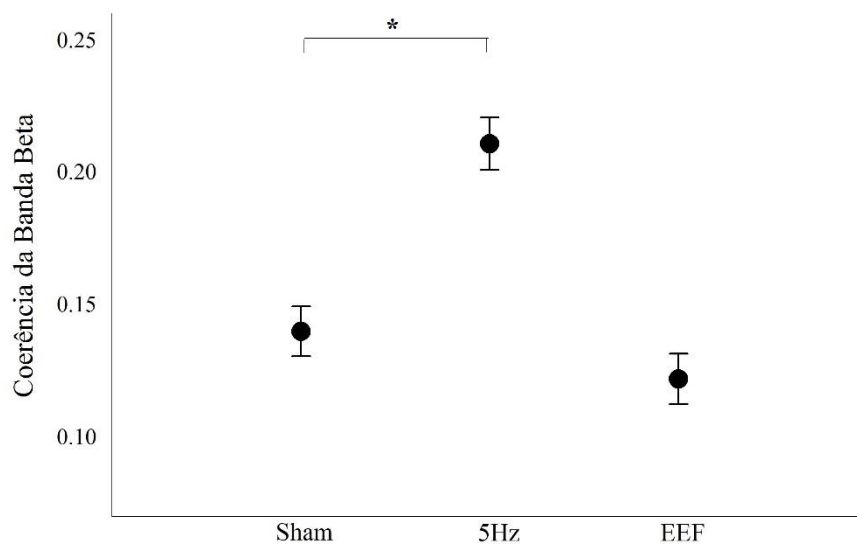
Derivações F7/Fz

Figura 7- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEf e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

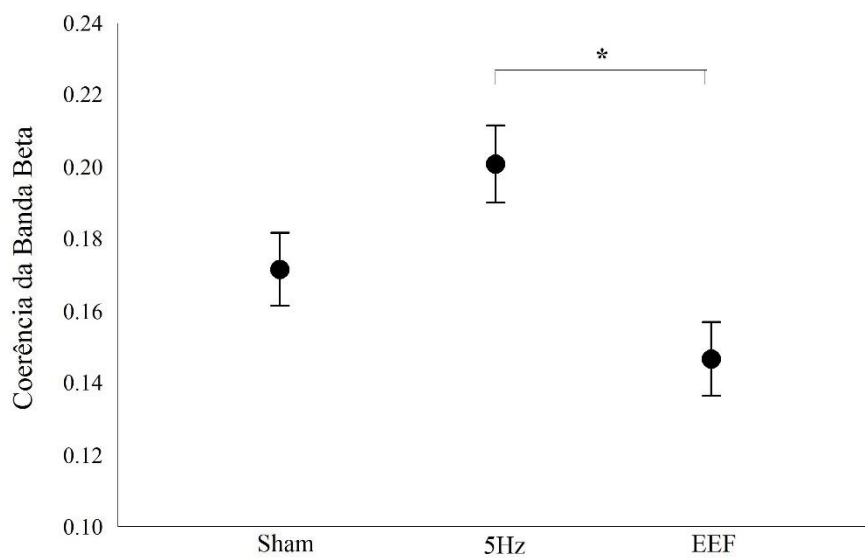
Derivações F8/Fz

Figura 8- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEf e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

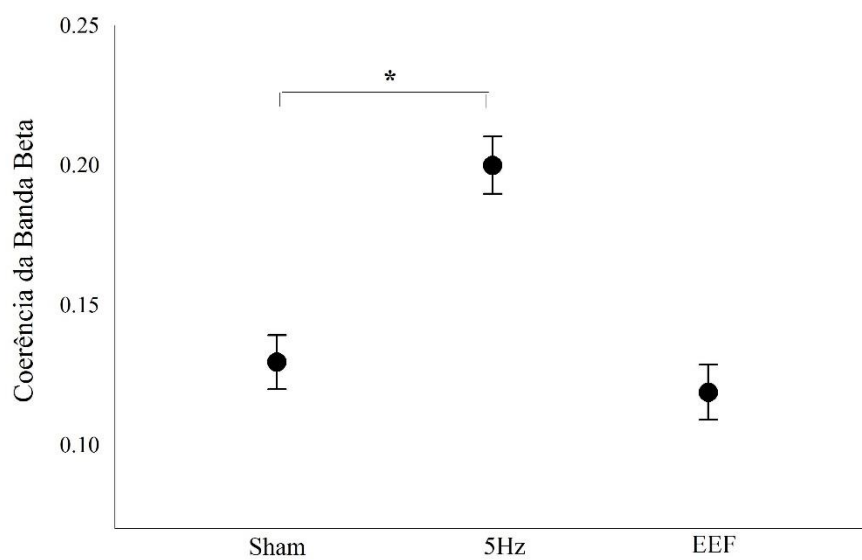
Derivações F7/F8

Figura 9- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

Houve efeito principal para grupo para as derivações centrais: C3/Cz [$F(2,339)=21,244$; $p=0,000$; $\eta^2_p=1,11$; poder=1,00] (Figura 10), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 1,170 (IC de 95% = 0,062 a 0,139), C4/Cz [$F(2,339)=0,628$; $p=0,000$; $\eta^2_p=0,41$ poder=1,00] (Figura 11), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 0,133 (IC de 95% = 0,076 a 0,189) e C3/C4 [$F(2,339)=0,179$; $p=0,000$; $\eta^2_p=0,86$ poder=1,00] (Figura 12), com aumento da coerência no grupo 5Hz em relação ao grupo sham em 0,076 (IC de 95% = 0,042 a 0,110).

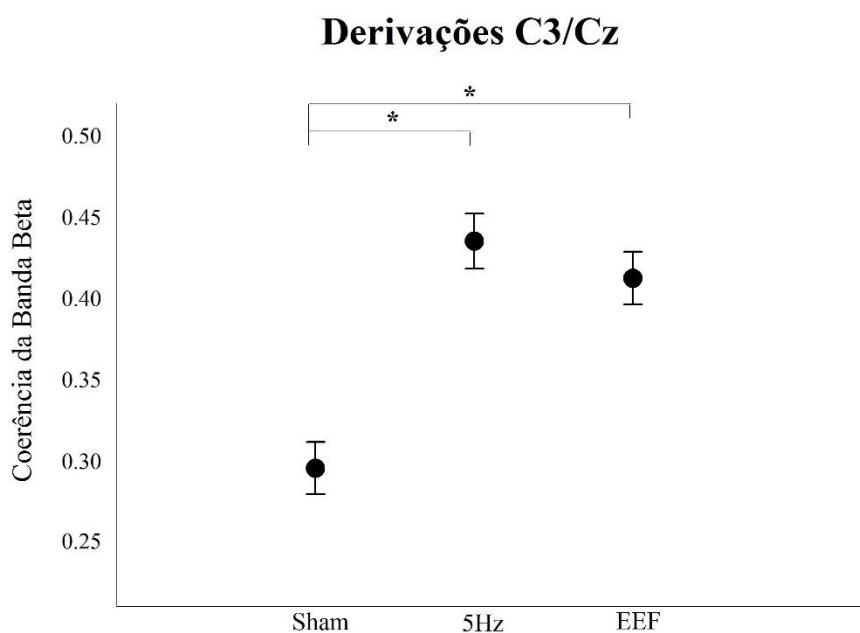


Figura 10- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

Derivações C4/Cz

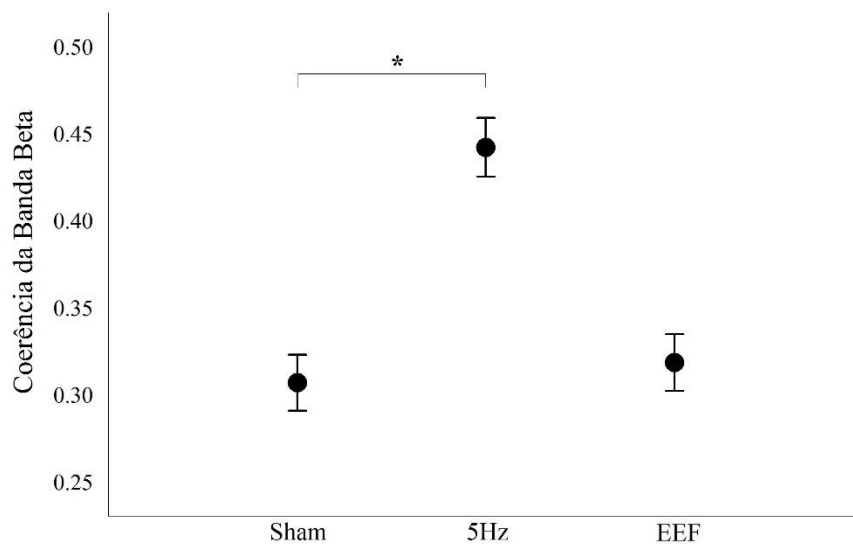


Figura 11- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

Derivações C3/C4

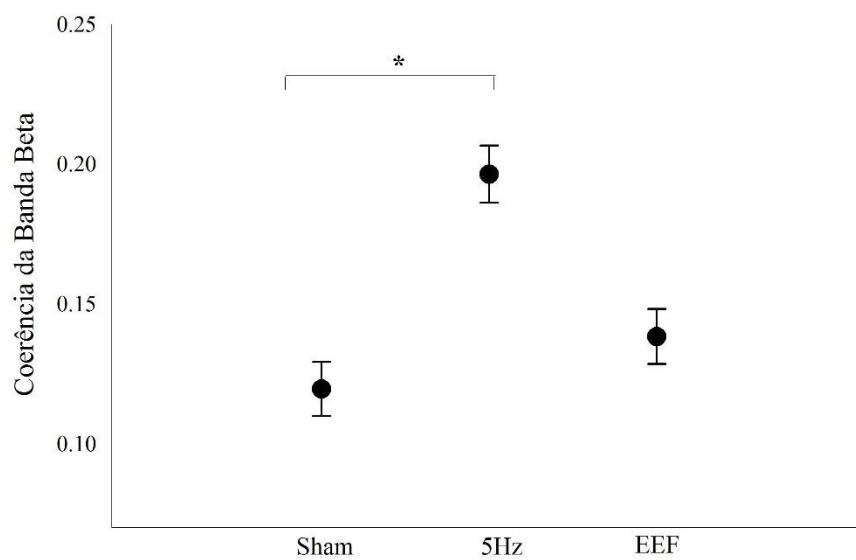


Figura 12- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

Na derivação P4/Pz [$F(2,339)=0,173$; $p=0,000$; $\eta^2_p=0,93$; poder=1,00] (Figura 13), e P3/P4 [$F(2,339)=0,084$; $p=0,000$; $\eta^2_p=0,97$; poder=1,00] (Figura 14), foi observado efeito principal para grupo após a tarefa. Na derivação P4/Pz, o teste de *post-hoc* apresentou aumento da coerência entre os grupos sham e EEF em 0,101 (IC de 95% = 0,058 a 0,144) e na derivação P3/P4 houve um aumento da coerência entre os grupos sham e EEF em 0,051 (IC de 95% = 0,029 a 0,732).

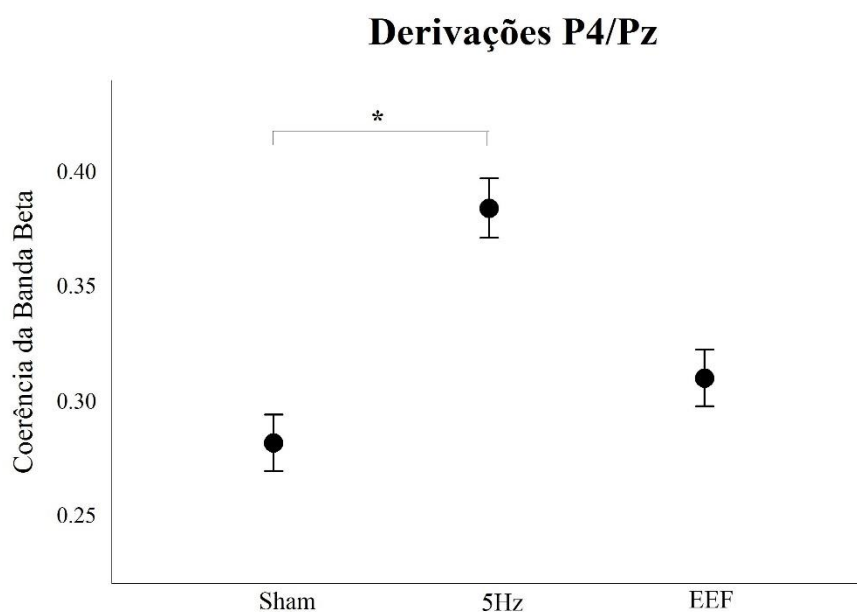


Figura 13- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

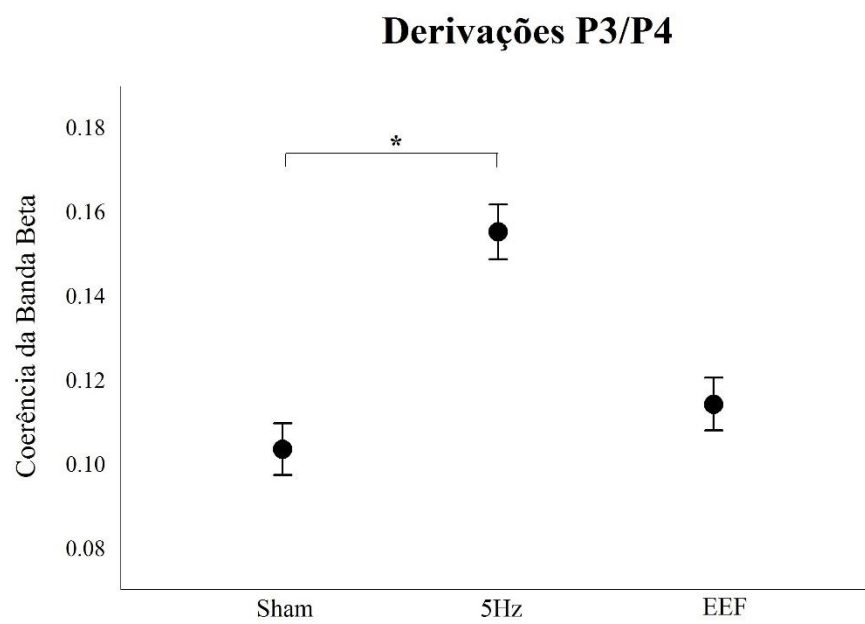


Figura 14- Coerência da banda beta entre os momentos antes e após aplicação do EEF e EMTr nos grupos sham e 5Hz apresentados pela média e desvio padrão

5. DISCUSSÃO

O estudo teve como objetivo comparar o comportamento da atividade cortical entre a aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana repetitiva e a Estimulação Elétrica Funcional. A hipótese de que a EMTr aplicada a 5Hz no córtex motor promove maior coerência da banda alfa e beta do que a aplicação da EEF no músculo extensor do segundo dedo da mão não foi aceita para todas as derivações estudadas.

Estudos prévios apontam que os efeitos da EMTr podem ser visualizados além do local de aplicação (Bonato, Miniussi e Rossini, 2006; Thutet *et al.* 2005). Este estudo demonstra que as modificações corticais nas derivações dos eletrodos frontais estão relacionadas à aplicação da EMTr no córtex motor primário esquerdo. Isso é afirmado devido ao aumento da coerência ter ocorrido entre os grupos sham e EMTr no córtex pré-frontal ventrolateral (CPFVL) e pré-frontal dorsolateral (CPFDL). Entende-se que o aumento da coerência na banda beta na aplicação da EMTr e da EEF ocorreu devido ao comportamento natural da banda beta na preparação e execução de um ato motor (Pfurtscheller *et al.*, 2003), em especial, nos CPFVL e CPFDL que, além de participarem do processo atencional e memória, estão envolvidos na preparação do ato motor (Weems *et al.*, 2004; Moraes *et al.*, 2007). Apesar dos achados estarem de acordo com o consenso de que a EMTr a 5Hz promove aumento da atividade cortical (Peinemanna *et al.*, 2000; Chen 2000, Lazzaro *et al.*, 2002; Lang *et al.*, 2004), poucos estudos relacionam a aplicação da EMTr com a facilitação da comunicação inter-hemisférica e intra-hemisférica. Nesse estudo foi demonstrado aumento do acoplamento cortical inter-hemisférico e no hemisfério esquerdo. Desse modo, pode-se afirmar que a EMTr a 5Hz aumenta a relação inter-hemisférica no CPFVL e CPFDL e isso tem uma importante função ao facilitar a realização de tarefas motoras. O maior acoplamento intra-hemisférico à esquerda pode ser entendido como uma independência do CPFVL e

CPFDL esquerdo em relação ao direito devido a tarefa de flexão e extensão do dedo indicador ter sido realizada à direita, ou seja, uma maior integração motora ocorre no hemisfério contralateral à tarefa (Chapin e Woodward 1982).

Por outro lado, a diminuição da coerência nas bandas alfa e beta no CPFDL a direita e redução do acoplamento neural na banda beta do CPFVL e CPFDL a direita no grupo EEF em relação aos grupos sham, poderia levar a interpretação de que a EEF proporciona uma redução do acoplamento funcional entre as áreas corticais ipsilaterais a tarefa. Os resultados refletem a não dominância exercida pela rede cortical frontal direita no estado de alerta à realização da tarefa (Shallice *et al.*, 2008), bem como no planejamento e execução da tarefa motora (Oliveri *et al.*, 2009). Além disso, não foram encontrados estudos que diretamente relacionem a diminuição da coerência no CPFDL e CPFVL após aplicação da EEF. Em geral, há uma visão pouco detalhada sobre os efeitos da EEF na coerência destas áreas corticais. Os poucos estudos encontrados direcionam de forma generalizada que os efeitos da EEF estão relacionados com a atividade cortical funcional para a realização de um ato motor (Muller *et al.*, 2003; Ecard *et al.*, 2007).

Como esperado para a banda beta nas derivações de C3/C4 e C4/Cz apresentaram uma diferença somente entre os grupos sham e 5Hz, com a coerência maior após a aplicação da EMTr a 5Hz. Além disso, as derivações de C3/Cz foram as únicas a apresentarem aumento da coerência após a aplicação da EMTr a 5Hz e EEF para as bandas alfa e beta. Em especial, Hanajima *et al.* (2001) observaram que a aplicação da EMT no córtex motor facilita a conexão inter-hemisférica na área motora. Spiegel *et al.* (1999) observaram que a EEF promove mudanças no córtex motor primário (M1) e Cauraugh (2000) que a terapia com EEF promove aumento da plasticidade cortical. As afirmativas desses estudos tiveram como base o consenso de

que na integração sensório-motora, o *input* sensorial do movimento influencia diretamente a resposta motora. Entretanto, Kimberley *et al.* (2004) apresentam que, quando uma tarefa de repetição é associada a EEF, ocorrem modificações apenas no córtex sensitivo, não havendo alterações do córtex motor, porém eles não observaram diretamente o efeito da EEF nas áreas corticais, como realizado no presente estudo. Nesse contexto, os achados do presente estudo não estão de acordo com estas afirmativas, devido ao fato de ter sido observada significativa modificação no acoplamento inter e intra-hemisférico no córtex motor quando realizado o movimento de flexão e extensão do dedo indicador, após a aplicação da EEF no músculo extensor do dedo indicador. Desse modo, pode-se afirmar que a EMTr a 5Hz e a EEF aumenta a relação intra e inter-hemisférica no córtex motor e isso tem uma importante função ao facilitar a realização de tarefas motoras que exigem atenção (Lassonde, 1986; Pfurtscheller *et al.*, 2003).

Embora estudos demonstrem que a EEF promove modificações no córtex sensitivo (Kimberley *et al.* 2004; Butefisch *et al.*, 2000), no presente estudo não foi encontrado efeito principal no córtex sensitivo após a aplicação da EEF. Segundo Santos *et al.*, (2014), o EEF promove um *feedback* sensorial que é um importante agente modulador durante a execução da ação motora (Santos *et al.*, 2014). Entretanto, os achados do presente estudo podem estar relacionados com os parâmetros utilizados que não foram capazes de gerar, no córtex parietal, significativa diferença após a aplicação do EEF. Segundo Ecard *et al.*, 2007 diferentes quantidades de blocos de eletroestimulação possivelmente gerariam resultados diferentes. Nesse sentido, estudos subsequentes, utilizando quantidades variadas de estímulos, permitiriam estabelecer o momento específico em que a coerência é alterada em função da aplicação da EEF.

Desse modo, a EEF não influencia a atividade inter e intra-hemisférica no córtex parietal (Lefaucheur 2006).

Os achados deste estudo para a banda beta nas derivações de P3/P4 apresentaram uma diferença somente entre os grupos sham e 5Hz. Além disso, as derivações de P4/Pz apresentaram aumento da coerência entre os grupos sham e 5Hz para as bandas alfa e beta. Este fato parece estar relacionado à necessidade funcional de maior acoplamento no córtex parietal ipsilateral à tarefa para aumentar a atividade inter-hemisférica facilitada pela EMTr (Chapin e Woodward 1982). Além disso, houve um comportamento natural da banda alfa em processos de atenção para a realização da tarefa e enquanto na banda beta o aumento foi devido a necessidade na preparação e execução de um ato motor (Pfurtscheller *et al.*, 2003), em especial, no córtex sensorial que é um importante agente modulador para a realização da ação motora (Sauseng *et al.*, 2005).

CONCLUSÃO

O comportamento cortical referente à aplicação da EMTr a 5Hz no córtex motor primário e da EEF no músculo extensor do dedo indicador são diferentes entre a região frontal e parietal. A aplicação da EMTr a 5Hz e a EEF tem influência na coerência da área cortical de aplicação. Além disso, a EMTr a 5Hz promove maior acoplamento entre o M1, CPFVL, CPFDL e CPP. Isso demonstra que a EMTr a 5Hz é uma aplicação facilitadora do movimento. Por outro lado, a EEF quando aplicada no córtex motor não influencia a coerência no CPFVL, CPFDL e CPP. Entretanto, a investigação da origem do sinal do EEG associado com os achados deste estudo fornece, com mais precisão, o comportamento da atividade cortical após a aplicação da EMTr a 5Hz no córtex motor primário e da EEF no músculo extensor do dedo indicador. Além disso, de um ponto de vista comportamental, ainda é necessário compreender como a aplicação da EMTr a 5Hz e da EEF influenciam o ato motor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BACKES, W.H., MESS, W.H., VAN KRANEN-MASTENBROEK, V., REULEN, J.P.H (2002). Somatosensory cortex responses to median nerve stimulation: fMRI effect of current amplitude and selective attention. *Clin Neurophysiol.* 111:1738–1744.
- BADRAKALIMUTHU, V.R., SWAMIRAJU, R. WAAL, H. (2011). *EEG in psychiatric practice: to do or not to do?* Advances in Psychiatric Treatment. 17: 114-121.
- BRASILEIRO, J. S., VILLAR, A. F. S. (2000). Comparação dos torques gerados por estimulação elétrica e contração muscular voluntária no músculo quadríceps femoral. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 4:75-81.
- BONATO, C., MINIUSI, C., ROSSINI, P.M. (2006). Transcranial Magnetic Stimulation and cortical evoked potentials: a TMS/EEG co-registration study. *Clinical neurophysiology.* 117: 1699–1707
- CANTOR, D. S. (1999). An overview of quantitative EEG and its applications to neurofeedback. In Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback, J. R. Evans and A. Abarbanel, Eds. *Academic Press.* 1,3-27.
- CAURAUGH, J., LIGHT, K., KIM S., THIGPEN, M., BERMAN, A. (2000). Chronic motor dysfunction after stroke: recovering wrist finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. *Stroke.* 31: 1360-4.
- CHAN, C. K. (2008). A preliminary study of functional electrical stimulation in upper limb rehabilitation after stroke: An evidence-based review. *Hong Kong Journal of Occupational Therapy.* 18: 52-58.
- CHAPIN, J.K., WOODWARD, D.J. (1982). Somatic sensory transmission to the cortex during movement: Phasic modulation over the locomotor step cycle. *Experimental neurology.* 78:670-684.

CHEN, R. (2000). Studies of human motor physiology with transcranial magnetic stimulation. *Muscle & nerve*. 23: 26-32.

CRABBE, J.B., DISHMAN, R.K. (2004). Brain electrocortical activity during and after exercise: a quantitative synthesis. *Psychophysiology*. 41:563-574.

DEIBER, M.P., SALLARD, E., LUDWIG, C., GHEZZI, C., BARRAL J., IBAÑEZ V. (1982). EEG alpha activity reflects motor preparation rather than the mode of action selection. *Frontiers in Integrative Neuroscience*. 78: 670-684.

DELORME, A., MAKEIG, S., (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*. 134: 9–21.

DI LAZZARO, V., OLIVIERO, A., BERARDELLI, A., MAZZONE, P., INSOLA, A., PILATO, F., ROTHWELL, J. C. (2002). Direct demonstration of the effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on the excitability of the human motor cortex. *Experimental brain research*. 144:549-553.

ECARD, L., SILVA, A.P.S., NETO, M.P., CAGY, M., PIEDADE, R., RIBEIRO.P. (2007). Alterações na coerência cortical inter-hemisférica produzidas pela estimulação elétrica funcional (EEF). *Arq Neuropsiquiatr*. 65:327-331.

EMARA, T. H., MOUSTAFA, R. R., ELNAHAS, N. M., ELGANZOURY, A. M., ABDO, T. A., MOHAMED, S. A., ELETRIBI, M. A. (2010). Repetitive transcranial magnetic stimulation at 1Hz and 5Hz produces sustained improvement in motor function and disability after ischaemic stroke. *European journal of neurology*. 17: 1203-1209.

ENGEL, A.K., FRIES, P. (2010). Beta-band oscillations—signalling the status quo?. *current Opinion in Neurobiology*. 20:156–165.

FEYDY, A., CARLIER, R. ROBY-BRAMI, A. BUSSEL, B. CAZALIS, F. PIEROT, L. BURNOD, Y. MAIER, M.A. (2000). Longitudinal Study of Motor Recovery After Stroke: *Recruitment and Focusing of Brain Activation*. *Stroke*. 33:1610-1617.

FGGETTA, G., PAVONE, E.F., FIACHI, A., MANGANOTTI, P. (2008). Acute modulation of cortical oscillatory activities during short trains of high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation of the human motor cortex: A combined EEG and TMS study. *Human Brain Mapping* 29:1–13.

GARCIA, L.N., SILVA, A.V., CARRETE, H., FAVERO, F.M., FONTES, S.V., MONEIRO, M.T., OLIVEIRA, A.S.B. (2007). Relação entre degeneração do trato córtico-espinhal através de ressonância magnética e escala funcional (ALSFRS) em pacientes com esclerose lateral amiotrófica. *Arq Neuropsiquiatr* 65:869-874.

GAZZANIGA, M.S., IVRY, R.B. E MANGUN, G.R.(2002). Executive Functions and Frontal Lobes. *Cognitive Neuroscience: The biology of mind* 499-536

HAAS, L.F., BERGER, H. (2003). Caton, R. and electroencephalography. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 74:1-9.

HALLETT, M. (2000). Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature*. 406: 13.

HANAJIMA, R., UGAWA, Y., MACHII, K., MOCHIZUKI,H., TERAQ,Y., ENOMOTO,H., FURUBAYASHI,T., SHIIO,Y., UESUGI,H., KANAZAWA,I. (2001). Interhemispheric facilitation of the hand motor area in humans. *Journal of Physiology*. 531:849–859

HUGHES, J.R., JOHN, E.R. (1999). Conventional and Quantitative Electroencephalography and Psichiatty. *The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences*. 11:190-208.

IVES, J.R., KAMPMANN, F., PASTOR, M.A., PASCUAL-LEONE, A (2005). A new device and protocol for combining TMS and online recordings of EEG and evoked potentials. *J Neurosci Methods*.2:207-17.

JASPER, H.H. (1958). The ten-twenty electrode placement system of International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neuropsychophysiology*. 10: 371-375.

JENNY, A. B. (1979). Commissural projections of the cortical hand motor area in monkeys. *Journal of Comparative Neurology* 188: 137–146.

JOHANSSON, B.B. (2000). Brain Plasticity and Stroke Rehabilitation the Willis Lecture. *Stroke*. 31:223-230.

KHASLAVSKAIA, S., LADOUCEUR, M., SINKJAER, T. (2002) Increase in tibialis anterior motor cortex excitability following repetitive electrical stimulation of the common peroneal nerve. *Exp Brain Res*. 145:309–315

KIMBERLEY, T.J., LEWIS, S.M., AUERBACH, E.J., DORSEY, L.L., LOJOVICH, J.M., JAMES,R. (2004). Carey Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke. *Exp Brain Res*. 154: 450–460.

KLIMESCH, W., SAUSENG, P., HANSLMAYR, S. (2007). EEG alpha oscillations: The inhibition–timing hypothesis. *Brain Research reviews*. 53: 63-88.

LASSONDE, M. (1986). The facilitatory influence of the corpus callosum on interhemispheric processing. *In Two Hemispheres – One Brain: Functions of the Corpus Callosum*. 385–401.

LAZAREV, V.V., SIMPSON, D.M. SCHUBSKY, B.M. AZEVEDO, L.C. (2001). Photic driving in the electroencephalogram of children and adolescents: harmonic structure and relation to the resting state. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 34: 1573-1584.

LEFAUCHEUR J.P. (2006). Stroke recovery can be enhanced by using repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS). *Neurophysiol Clin*.36:105-15.

LIEBER, R. L., KELLY, M. J. (1991). Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Physical Therapy*. 71: 715-721.

LIZIO, R., VECCHIO, F., FRISONI, G. B., FERRI, R., RODRIGUEZ, G., BABILONI, C. (2011). Electroencephalographic rhythms in Alzheimer's disease. *Int J Alzheimers Dis*.

LUNDY-EKMAN, L. (2008). Neurociência - Fundamentos Para a Reabilitação - Editora Elsevier 3ª ed.

MACHADO, A. B. M., CAMPOS, G. B. (2014). Neuroanatomia funcional. *Atheneu*. 129-150.

MARK, V.W. TAUB. E. MORRIS, D.M. (2005). Neuroplasticity and Constraint Induced Movement Therapy. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*. 25: 1668–1674.

MORAES, H., FERREIRA, C., DESLANDES, A., CAGY, M., POMPEU, F., RIBEIRO, P., PIEDADE, R. (2007). Beta and alpha electroencephalographic activity changes after acute exercise. *Arquivos de neuro-psiquiatria*. 65: 637-641.

MÜLLER, G.R., NEUPER, C., RUPP, R., KEINRATH, C., GERNER, H.J., PFURTSCHELLER, G. (2003). Event-related beta EEG changes during wrist movements induced by functional electrical stimulation of forearm muscles in man. *Neurosci Lett*. 340:143-147.

MURPHY, T.H, CORBETT, D. (2009). Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. *Nature Reviews Neuroscience*. 10.12: 861-87

NAIR, D.N., RENG, V., HAMELIN, S., PASCUAL-LEONE, A., SCHLAUG, G. (2008). Improving motor function in chronic stroke patients using simultaneous occupational therapy and tDCS. *Stroke*. 39:542.

NAJIB, U., BASHIR, S., EDWARDS, D., ROTENBERG, A., AND PASCUAL-LEONE, A. (2011). Transcranial Brain Stimulation: Clinical Applications and Future Directions. *Neurosurg Clin N Am.* 22: 233.

NORONHA, M.A., CAMARGO, L.C., MINAMOTO, V. B., CASTRO, C.E.S., SALNIVI, T.F. (1997). O efeito da estimulação elétrica neuromuscular (NMES) no músculo tibial anterior do rato. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2: 71-6.

OLIVEIRA, F., MAKI, T., CALONEGO, C.A., NASCIMENTO, N.H., REBELATTO, J.R. (2002). Estimulação elétrica neuromuscular e exercícios com movimentos na diagonal para ganho de força em bíceps e tríceps braquial. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 6: 159-65.

PEINEMANNA, A., LEHNERA, C., MENTSCHELA, C., MÜNCHAUB, A., CONRADA, B., SIEBNERB, H.G. (2000). Subthreshold 5-Hz repetitive transcranial magnetic stimulation of the human primary motor cortex reduces intracortical paired-pulse inhibition. *Neuroscience Letters.* 296:21-24.

PFURTSCHELLER, G., LOPES DA SILVA, F.H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology.* 110: 1842-1857.

PFURTSCHELLER, G., NEUPER, C., PICHLER-ZALAUDEK, K., EDLINGER, G., & LOPES DA SILVA, F. H. (2000). Do brain oscillations of different frequencies indicate interaction between cortical areas? *Neuroscience Letters.* 286: 66 –68.

PFURTSCHELLER, G., NEUPER, C., BRUNNER, C., LOPES DA SILVA, F.H., (2005). Beta rebound after different types of motor imagery in man. *Neurosci. Lett.* 378: 156–159.

PFURTSCHELLER, G. (2006). The cortical activation model (CAM). *Brain Research.* Vol. 159: 19–27.

RAGNARSSON K.T. (2008). Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions. *Spinal Cord*. 46: 255–274.

RIDDING, M., BROUWER, B., MILES, T., PITCHER, J., THOMPSON, P. (2000). Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects. *Exp Brain Res*. 131:135–43.

RIDDING, M.C., MCKAY, D.R., THOMPSON, P.D., MILES, T.S. (2001). Changes in corticomotor representations induced by prolonged peripheral nerve stimulation in humans. *Clin Neurophysiol*. 112:1461–1469.

ROBINSON, A. J., SNYDER- MACKLER, L. (2001). Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. *Artmed*. 2ª ed.

ROSSI, S., HALLET, M., ROSSINI, P.M., PASCUAL-LEONE, THE SAFETY OF TMS CONSENSUS GROUP (2009). Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clinical Neurophysiology*. 120: 2008–2039.

ROSSINI, P. M., BARKER, A. T., BERARDELLI, A., CARAMIA, M. D., CARUSO, G., CRACCO, R. Q., DE NOORDHOUT, A. M. (1994). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 91: 79-92.

ROSSINI, P.M., CALAUTTI, C. PAURI, F. BARON, J.C. (2003). Post-stroke plastic reorganisation in the adult brain. *Lancet Neurology*. 2: 493–502.

ROSSINI, P.M., FORNO, G.D. (2004). Neuronal post-stroke plasticity in the adult. *Restorative Neurology and Neuroscience*. 22: 193–206.

ROSSINI, P.M., ROSSI, S. (2007). Transcranial magnetic stimulation: Diagnostic, therapeutic, and research potential. *Neurology*. 7:484-488.

RUBENS, M.T., ZANTO, T.P. (2011). Parameterization of transcranial magnetic stimulation. *Neurophysiol.* 105: 2150-2156.

RUSHTON, D.N. (2003). Functional Electrical Stimulation and rehabilitation - an hypothesis. *Med Engin Phys.* 25:75-8.

RUSHTON D.N. (1997). Functional electrical stimulation. *Physiological Measurement.* 18:4.

SANTOS, R.O.S (2007). Estrutura e Funções do Córtex Cerebral. *Arq Neuropsiquiatr* 65:869-874

SANTOS, R.C.M., CARVALHAIS, V.O.C., PAZ, C.C.S.C., CRIOLLO, C.J.R. (2014) Use of functional electrical stimulation post-stroke: systematic review. *Rev Neurocienc* 23:103-115

SASAKI, K., MATSUNAGA, T., TOMITE, T., YOSHIKAWA, T., SHIMADA, Y. (2012). Effect of electrical stimulation therapy on upper extremity functional recovery and cerebral cortical changes in patients with chronic hemiplegia. *Biomed Res.* 33:89–96.

SHIN, H.K., CHO, S.H., JEON, H.S., LEE, Y.H., SONG, J.C., JANG, S.H., LEE, C.H., KWON, Y.H. (2008). Cortical effect and functional recovery by the electromyography triggered neuromuscular stimulation in chronic stroke patients. *Neurosci Lett.* 442:174–179.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H. (2003). Controle Motor – Teoria e aplicações práticas. Editora Manole 2 ed.

SIEBNER, H.R., PELLER, M., WILLOCH, F., MINOSHIMA, S., BOECHER, H., AUER, C., DRZEZGA, A., CONRAD, A., BARTENSTEIN, P. (2000). Lasting cortical activation after repetitive TMS of the motor cortex A glucose metabolic study. *Neurology* 54:956-963.

SILVA, F. H. L., PFURTSCHELLER, G. (1999). Basic concepts on EEG synchronization and desynchronization. *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 6: 3–11.

SILVA, J. G., KNACKFUSS, I. G., PORTELLA C. E., MACHADO, S., VELASQUES, B., BASTOS, V. H., et al. Changes in cortical relative power in patients submitted to a tendon transfer: a pre and post surgery study (2007). *Arq Neuropsiquiatr*. 65: 628-32.

SILVANTO, J., MUGGLETON, N.G. (2008). Testing the validity of the TMS state-dependency approach: Targeting functionally distinct motion-selective neural populations in visual areas V1/V2 and V5/MT+. *NeuroImage*. 40: 1841–1848.

SINGER, W. (1993). Synchronization of cortical activity and its putative role in information processing and learning. *Annual Review of Physiology*. 55: 349–374.

SMITH, M., McEVOY, L., GEVINS, A. (1999). Neurophysiological indices of strategy development and skill acquisition. *Cognitive Brain Research*. 7:389-404.

SMITH, G.V., ALON, G., ROYS, S.R., GULLAPALLI, R.P. (2003) Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects. *ExpBrain Res* 150: 33–39.

SPIEGELA, J., TINTERAB, J., GAWEHNB, P., STOETERB, R., TREEDEA, R.D. (1999). Functional MRI of human primary somatosensory and motor cortex during median nerve stimulation. *Clinical Neurophysiology*. 110: 47-52.

THUT, G., PASCUAL-LEONE, A. (2010). Integrating TMS with EEG: How and What For? *Brain Topogr*. 22: 215–218.

WARD, S.W. (2005). Plasticity and the functional reorganization of the human brain. *International Journal of Psychophysiology*. 58: 158 – 161.

WENDEL, K., VÄISÄNEN, O., MALMIVUO, J., GENCER, N.G., VANRUMSTE, B., DURKA, P., MAGJAREVIĆ, R., SUPEK, S., PASCU, L.M., FONTENELLE, H., MENENDEZ, R.G.P. (2009). EEG/MEG Source Imaging: Methods, Challenges, and Open Issues. *Comput Intell Neurosci.* 13.

WEEMS, S. A., ZAIDEL, E., BERMAN, S., MANDELKERN, M. A. (2004). Asymmetry in alpha power predicts accuracy of hemispheric lexical decision. *Clinical neurophysiology.* 115: 1575-1582.

WOŹNIAK-KWAŚNIEWSKA, A., SZEKELY, D., AUSSDAT, P., BOUGEROL, T., DAVID, O. (2013). Changes of oscillatory brain activity induced by repetitive transcranial magnetic stimulation of the left dorsolateral prefrontal cortex in healthy subjects. *Neuroimage.* 88: 91-99.

WITTENBERG, G.F., CHEN, R. ISHII, K. BUSHARA, K.O. TAUB, E. GERBER, L.H. HALLETT, M. COHEN, L.G. (2003). Constraint-Induced Therapy in Stroke: Magnetic-Stimulation Motor Maps and Cerebral Activation. *Neurorehabil Neural Repair.* 17: 48.

ANEXO I - SCREENING PARA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA

Nome: _____ Data de Nasc: _____

Endereço: _____

Telefone: _____ Celular: _____ E-mail: _____

(1) Você tem epilepsia ou já teve uma convulsão ou crise?
 R: _____

(2) Você já teve um desmaio ou síncope? Se sim, descreva em que ocasião (ões)?
 R: _____

(3) Você já sofreu um trauma na cabeça que foi diagnosticado como uma concussão ou que tenha sido associado com a perda de consciência?
 R: _____

(4) Você tem algum problema de audição ou zumbido nos ouvidos?
 R: _____

(5) Você tem implante coclear? R: _____

(6) Você está grávida ou há alguma chance de que você pode estar? R: _____

(7) Você tem metal no cérebro, crânio ou em outras partes do seu corpo (por exemplo, lascas, fragmentos, etc.)? Em caso afirmativo, especificar o tipo de metal.
 R: _____

(8) Você tem um estimulador implantado (por exemplo, estimulação cerebral profunda, estimulação nervosa vagal peridural/subdural)? R: _____

(9) Você tem marca-passo cardíaco? R: _____

(10) Você tem um dispositivo de infusão de medicamento? R: _____

(11) Você está tomando algum medicamento? (Listar) R: _____

(12) Alguma vez você recebeu aplicação de EMT? Em caso afirmativo, houve algum problema?

R: _____

(13) Você já foi submetido a um exame de ressonância magnética antes? Em caso afirmativo, _____ houve _____ algum _____ problema. R:

Médico Responsável: Antonio Egídio Nardi

Assinatura do participante

Assinatura do médico

Rio de Janeiro, _____ de _____ 2014.

Instituto de Psiquiatria – IPUB/UFRJ. Av. Vencelau Brás, 7. Fundos. CEP:22290-140.

Fones: 3873-5528 – 4042 4948 - 9324-4443

ANEXO II - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, Marina Fortuna Lucas, responsável pela pesquisa titulada: Diferentes oscilações da coerência da banda alfa e beta da eletroencefalografia após a Estimulação Magnética Transcraniana (EMT) e Estimulação Elétrica Funcional (EEF), convido você para participar como voluntário (a) do estudo cujo objetivo é comparar o comportamento da atividade cortical entre a aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana repetitiva e a Estimulação Elétrica Funcional.

Detalhamento da técnica: O EEG é um exame seguro, indolor e não invasivo, onde eletrodos são devidamente colocados sobre a superfície da cabeça para registrar a atividade cerebral. Já a EMT é um método seguro, indolor e não-invasivo de estimulação ou inibição de áreas do cérebro. Nesta pesquisa será aplicada a estimulação de forma repetitiva, tornando-se possível verificar seus efeitos sobre uma determinada área do cérebro.

Procedimentos: Os procedimentos deste projeto serão realizados em etapas. Inicialmente, a aquisição do EEG será feita por 2 minutos em repouso. A segunda consiste na execução de uma tarefa que o indivíduo deverá realizar o movimento de flexão e extensão do indicador quando apresentado o estímulo visual do monitor. Cada tarefa possui 6 blocos de 15 estímulos visuais que devem ser respondidos segundo instruções prévias. A duração média de cada bloco da tarefa é de, aproximadamente, 3 minutos. Na terceira etapa há novamente o EEG em repouso. Na quarta etapa o voluntário é submetido à EMT pelo período de 15 minutos ou EEF por 20 minutos de acordo com o grupo. Após a eletroestimulação, as três primeiras etapas são novamente realizadas. A última etapa consiste na submissão a mais um repouso de 3 minutos com olhos abertos.

Riscos e benefícios: A sua participação no projeto proporciona o benefício de contribuir para avanços científicos e acadêmicos. De modo geral, a EMT é um procedimento seguro, mas pode oferecer pequenos riscos. Em algumas circunstâncias, pode causar dor de cabeça ou desconforto que costumam aliviar com massagem local ou com um analgésico suave. Pode haver desconforto pelo ruído da EMT e para isto, serão oferecidos protetores auriculares. Tais condições raramente persistem por algum tempo além do período da coleta de dados e podem ser evitados nas situações perguntadas no questionário de segurança. Não existem efeitos colaterais tardios ou danos permanentes relacionados ao uso dessa técnica nos parâmetros e condições do presente estudo. O

EEF trata-se de técnica não invasiva, sem efeito sistêmico, não causa dependência e não tem efeitos colaterais indesejáveis.

Liberdade para interromper a participação: Todas as informações coletadas nesse estudo são confidenciais e seu nome não será divulgado em momento algum. Toda e qualquer informação será utilizada somente para fins acadêmicos/científicos. A qualquer momento você poderá interromper sua participação no estudo, sem penalização alguma. Se assim desejar, a responsável pelo estudo irá fornecer os resultados da sua participação em uma oportunidade futura.

Reembolso: Todos os voluntários terão ajuda de custo para transporte e alimentação como reembolso, que será referente a cada dia de procedimento experimental, mesmo que o indivíduo compareça mais de um dia para a pesquisa.

Declaração de Consentimento: Declaro ser maior de 18 anos e estar ciente das condições e objetivos do estudo. Desejo participar do estudo por livre vontade.

Participante:

Contato:

Médico responsável pelo estudo: Antonio Egídio Nardi

Contato: (21) 999834099

Responsável pelo estudo: Marina Fortuna Lucas /Pedro Ribeiro

Contato: (21) 984802603

Assinatura do participante

Médico responsável

Rio de Janeiro, _____ de _____ de 2014.
Instituto de Psiquiatria – IPUB/UFRJ. Av. Vencelau Brás, 7-Fundos. CEP:22290-140.
Telefones: (21)3873-5528/4042-4948/9324-4443
Comitê de ética e Pesquisa: (21)3873-5510/ E-mail: comite.etica@ipub.ufrj.br