

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

**EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TRANSCRANIANA E DA  
IMOBILIZAÇÃO DA MÃO NA ATIVIDADE CORTICAL**

**IGOR DA SILVA DINIZ BRAUNS**

**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  
Junho de 2016



Brauns, Igor da Silva Diniz

Efeitos da estimulação magnética transcraniana e da imobilização da mão na atividade cortical / Igor da Silva Diniz Brauns. Rio de Janeiro, 2016.

B825e, 89 f.

Orientador: Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva.

Coorientador: Silmar Silva Teixeira.

Dissertação (mestrado)-Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Psiquiatria/ Programa de Pós-Graduação em Psiquiatria e Saúde Mental, 2016.

1. estimulação transcraniana. 2. imobilização da mão. 3. atividade cortical. I. Silva, Alair Pedro Ribeiro de Souza e, orient. II. Teixeira, Silmar Silva, coorient. III. Título.

Dedico este trabalho aos meus pais Ivone e José Otavio, minha avó Nilce, meus irmãos Tuani e Breno, a minha esposa Andrea e filha Joana. Jamais teria vencido essa etapa se não fosse pela força de vocês.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me permitir a saúde e colocar pessoas tão especiais em minha vida para realização desse trabalho.

Agradeço aos meus pais pelo apoio nos momentos de dificuldade, pela compreensão, pela minha formação e educação proporcionadas. Em especial, minha mãe e eterna professora!

A minha esposa Andrea, filha Joana e sogra Angela pela paciência, pela compreensão nos momentos de ausência e apoio.

Ao professor Silmar, pela amizade, atenção e dedicação. Sem seu apoio e oportunidade nada teria acontecido. Seu exemplo de dedicação e humildade nos motiva a cada dia ir atrás de novos conhecimentos.

Ao professor Pedro, por proporcionar a visão essencial da formação de um grupo unido, e por ter oferecido as ferramentas essenciais para esta jornada.

Aos familiares e amigos, pelo apoio constante, por acreditarem em mim a todo tempo e pela compreensão infinita. Em especial minha amiga Erica pela compreensão e motivação!

Agradeço também a toda equipe do laboratório (LMCISM), em especial, a Diana, Marina e Fernanda. E companheira das tardes de pesquisa Olga.

Aos participantes deste estudo um profundo agradecimento pela paciência e companheirismo, e por cederem o seu tempo e se submeteram ao experimento para colaborar com a pesquisa científica.

A todos que, de alguma forma, estiveram e estão próximos a mim e participaram desta etapa.

## RESUMO

Igor da Silva Diniz Brauns

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:** Analisar as modificações corticais e da imobilização da mão direita após a aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana (EMTr) no córtex motor primário.

**Materiais e métodos:** Uma tarefa de flexão e extensão do dedo indicador foi realizada e avaliada antes e após a aplicação de EMTr nos grupos sham (controle), sham com engessamento, 1Hz e 1Hz com engessamento. Para esta proposição, foram analisadas as modificações na potência absoluta da beta da eletroencefalografia quantitativa. **Resultados:**

Foi observada diferença entre os grupos e antes e após a aplicação da EMTr ( $p < 0,001$ ). A potência absoluta da banda beta demonstrou maior atividade no córtex pré-frontal dorsolateral, córtex motor direito e parietal nos hemisférios direito e esquerdo, além de nas regiões de associação destas áreas, principalmente após a aplicação da EMTr ( $p < 0,001$ ).

**Conclusão:** A aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana no córtex motor altera a realização do movimento. Além disso, as áreas adjacentes alteram seu comportamento durante o ato motor.

**Palavras-chave:** Eletroencefalografia, Estimulação Magnética Transcraniana, imobilização da mão, córtex cerebral.

Rio de Janeiro

Junho de 2016

## ABSTRACT

Igor da Silva Diniz Brauns

Advisor: Prof. Alair Pedro Ribeiro de Souza e Silva

Abstract of the Master's Thesis submitted to the Mental Health Graduate Program, at the Institute of Psychiatry of the Federal University of Rio de Janeiro - UFRJ, as part of the requirements needed for graduating with the title of Master in Mental Health.

**Objective:** Analyzing cortical modifications and changes in the right hand immobilization after applying Transcranial Magnetic Stimulation (rTMS) to the primary motor cortex.

**Materials and Methods:** An index finger flexion and extension task was conducted and assessed before and after rTMS application in the following groups: sham (control), sham with cast, 1Hz, and 1Hz with cast. For this purpose, changes in absolute beta power were analyzed through quantitative electroencephalography. **Results:** Difference was found between groups before and after rTMS application ( $p < 0.001$ ). Beta band absolute power showed greater activity in the dorsolateral pre-frontal cortex, right and parietal motor cortex in both the right and left hemispheres, as well as in the regions associated with such areas, mainly after applying rTMS ( $p < 0.001$ ). **Conclusion:** rTMS application onto the motor cortex causes changes in movement action. In addition, the behavior of the adjacent areas also suffers alterations during the motor act.

**Keywords:** Electroencephalography, Transcranial Magnetic Stimulation, hand immobilization, cerebral cortex.

Rio de Janeiro

Janeiro de 2016

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1-</b> Estimulação Elétrica Funcional.....	11
<b>Figura 2-</b> Ponto de colocação do eletrodo C3 no sistema internacional 10-20 do EEG e aplicação da EMTr.....	12
<b>Figura 3-</b> Aplicação da imobilização da mão .....	13
<b>Figura 4-</b> Potência absoluta da banda beta no córtex motor direito (C4)Grupo*EMTr.	16
<b>Figura 5-</b> Potência absoluta da banda beta no córtex motor (Cz) Grupo*EMTr.....	17
<b>Figura 6-</b> Potência absoluta da banda beta no córtex motor (C3) Grupo*Visita.....	18
<b>Figura 7-</b> Potência absoluta da banda beta no córtex motor direito (C4) Grupo*Visita	18
<b>Figura 8-</b> Potência absoluta da banda beta no córtex motor (Cz) Grupo*Visita.....	19
<b>Figura 9-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo (F3) Grupo*EMTr.....	20
<b>Figura 10-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F4) Grupo*EMTr.....	21
<b>Figura 11-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal ventrolateral esquerdo (F7) Grupo*EMTr.....	22
<b>Figura 12-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal ventrolateral direito (F8) Grupo*EMTr.....	22
<b>Figura 13-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal (Fz).....	23
<b>Figura 14-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal dorsolateral esquerdo (F3) Grupo*Visita.....	24
<b>Figura 15-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F4) Grupo*Visita.....	25

<b>Figura 16-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal ventrolateral esquerdo (F7) Grupo*Visita. ....	25
<b>Figura 17-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex pré-frontal ventrolateral direito (F8) Grupo*Visita. ....	26
<b>Figura 18-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex parietal superior esquerdo (P3) Grupo*EMTr. ....	27
<b>Figura 19-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex parietal superior direito (P4) Grupo*EMTr. ....	28
<b>Figura 20-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex parietal superior (Pz) Grupo*EMTr. ....	28
<b>Figura 21-</b> Análise da potência absoluta da banda beta no córtex parietal superior esquerdo (P3) Grupo*Visita. ....	29

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA- Análise da variância

EMTr: Estimulação Magnética Transcraniana

EEGq: Eletroencefalografia quantitativa

EEG: Eletroencefalograma

SNC: Sistema Nervoso Central

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Justificativa.....	2
1.2 Objetivos.....	2
1.2.1 Objetivo Geral .....	2
1.2.2 Objetivos Específicos .....	2
1.3 Hipótese.....	2
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	3
2.1 Neurofisiologia do ato motor.....	3
2.2 Consequências corticais da imobilização do membro.....	5
2.3 Base da eletroencefalografia relacionada às modificações corticais.....	8
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	10
3.1 Amostra .....	10
3.2 Procedimento Experimental .....	10
3.3 Aplicações da EMTr.....	12
3.4 Aplicações do gesso .....	13
3.5 Aquisições de dados .....	13
3.6 Localizações espaciais dos eletrodos.....	14
3.7 Processamento de dados .....	14
3.8 Análise estatística .....	14

4 RESULTADOS .....	16
5 DISCUSSÃO .....	30
6 CONCLUSÃO .....	35
7 REFERÊNCIAS .....	36
8 ANEXO I - Screening para EMTr .....	48
9 ANEXO II - Termo de consentimento livre e esclarecido para condição I .....	49
10 ANEXO III- Termo de consentimento livre e esclarecido para condição II .....	50
11 ANEXO IV- Inventário de condições médicas e neuropsiquiátricas .....	51

## 1 INTRODUÇÃO

Lesões que necessitam de imobilizar a mão podem comprometer de forma temporária ou permanente a integração sensório-motora, prejudicar os movimentos e acarretar mudanças na organização cortical (Mano *et al.*, 2003; Huber *et al.*, 2006; Lissek *et al.*, 2009). Neste contexto, a imobilização da mão tem sido estudada com o objetivo de entender a atividade cortical, verificar as alterações neuromusculares, compreender a influência da restrição sensório-motora no comportamento cortical e desenvolver novas tecnologias que leve ao resgate funcional do indivíduo com o mínimo de sequelas e sofrimento (Seki *et al.*, 2001; Zanette *et al.*, 2004; Taub & Uswatt, 2006; Bueno *et al.*, 2008; Almeida *et al.*, 2009; Ngomo *et al.*, 2012). Dentre as ferramentas que investigam as modificações corticais após um período de imobilização, a eletroencefalografia quantitativa (EEGq) tem sido amplamente utilizada (Fortuna *et al.*, 2013; Manaia *et al.*, 2013) e tem fornecido informações da atividade cortical com alta definição temporal em tarefas motoras, sensoriais e cognitivas (Gevins *et al.*, 1999; Machado *et al.*, 2009).

Desta forma, diversos estudos têm sido realizados para compreender as origens das modificações corticais, as principais organizações funcionais envolvidas na imobilização da mão e o papel das estruturas de processamento das áreas motoras corticais (Rossini e Pauri, 2000; Sanes e Donoghue, 2000; Roller *et al.*, 2001; Pascual-Leone *et al.*, 2005). Isto tem sido realizado com a observação do nível de conservação da atividade da rede neural e parece estar estabelecido por neurônios capazes de adaptarem às mudanças internas e do ambiente, os quais alteram o nível de transmissões sinápticas e conseqüentemente, o comportamento do arranjo neural (Calancie *et al.*, 1996; Turrigiano e Nelson 2000; Indovina e Sanes, 2001). Recentemente, a estimulação magnética transcraniana (EMTr) tem sido utilizada em investigações do córtex cerebral em ações motoras por ser capaz de modular os circuitos neurais envolvidos no ato motor (Conforto *et al.*, 2003) e induzir movimentos (Rossini *et al.*, 2010). Porém, até o momento, a literatura não apresenta evidências sobre o comportamento da banda de frequência beta durante o ato motor quando comparado às modificações corticais após EMTr inibitória no córtex motor associada a imobilização da mão. Neste contexto, este estudo buscou analisar os aspectos pouco explorados na literatura no que se refere às modificações corticais após aplicação de EMTr inibitória associada a imobilização da mão.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

O estudo se justifica devido a escassez de trabalhos relacionados a análise das modificações corticais decorrentes da aplicação da EMT associada a imobilização da mão. Desse modo, o resultado desse estudo poderá auxiliar neurocientistas e profissionais que intervêm na saúde do cidadão a compreender o funcionamento da atividade cortical quando utilizada a EMTr associada a imobilização da mão.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 OBJETIVO GERAL

Analisar as modificações corticais entre a aplicação da EMTr no córtex motor primário associada a imobilização da mão direita.

### 1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar as alterações na potência absoluta das bandas alfa no córtex cerebral.
- Analisar as modificações corticais por intermédio da banda de frequência beta;
- Identificar a relação entre a imobilização da mão e a aplicação da EMTr a 1 Hz.

## 1.3 HIPÓTESE

H1: A EMTr, aplicada a 1Hz no córtex motor primário associada a imobilização da mão direita produz aumento da potência absoluta da banda beta no córtex cerebral.

H0: A EMTr, aplicada a 1Hz no córtex motor primário associada a imobilização da mão direita não produz aumento da potência absoluta da beta no córtex cerebral.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 NEUROFISIOLOGIA DO ATO MOTOR

O sistema nervoso central é composto por uma extensa rede de estruturas e tem uma das capacidades mais importantes; a habilidade de combinar diferentes fontes de estímulos em uma linguagem única para produzir ações motoras (Serrien e Spapé, 2009; Coynel, 2010). O córtex cerebral projeta estímulos para diversos núcleos do tronco cerebral, influenciando as vias extrapiramidais que incluem os tratos vestibulo-espinal, retículo-espinal, tecto-espinal e rubro-espinal os quais tem estreita relação com o córtex cerebral, cerebelo e núcleos da base. Desta forma, as projeções corticais para o tronco cerebral e medula espinhal, influenciam na organização motora com intensa participação de várias conexões entre as áreas do córtex cerebral (Jackson e Duncan, 1996; Frackowiak *et al.*, 1997; Kretschmann e Weinrich, 1998)

Para a realização do movimento, as áreas motoras se organizam de forma hierárquica, principalmente, pela organização somatotópica bastante evidente e associada a diferentes regiões corticais. Contudo, enquanto no sistema sensorial os estímulos são bastante “reais” e são reconstruídos em uma percepção abstrata, no sistema motor o caminho é inverso, neste caso, o córtex cerebral pode ser visto como um tradutor de um plano abstrato para a execução motora (Dum e Strick, 1991). Dessa forma, duas das principais teorias do controle motor, promovem maior compreensão das estruturas e características que compõem o processo de integração sensório-motora são: a Teoria Hierárquica que é dividida em três níveis de organização, onde cada nível possui circuitos neurais distintos que, organizados em série e em paralelo, influenciam a condução do comando motor para a parte efetora, ou seja, por meio de um arranjo hierarquicamente organizado, as estruturas funcionais e comportamentais, essenciais para a efetivação do movimento e arquitetam o plano motor a ser executado (Gazzaniga *et al.*, 2000).

O nível medular é a via final comum onde ocorre a tradução do sinal neural em ações mecânicas. Essas ações acontecem por ação dos neurônios motores alfa, que por sua vez, ativam os músculos e, com isso, permitem que as fibras musculares se contraíam (Sugawara *et al.*, 2013). Já o segundo nível de integração sensório-motora da teoria hierárquica, é composto por várias áreas subcorticais, tais como, a formação reticular, o núcleo vestibular, o colículo superior, o cerebelo e os núcleos da base. As

informações dessas áreas são recebidas pela da medula espinal com objetivo de manter a estabilidade postural, assim como, são responsáveis pela seleção e organização do repertório motor que será transmitido ao nível inferior (Bear, Connors e Paradiso, 2003). Por último, incluindo todas as áreas do córtex cerebral, envolvidas com o processamento das informações sensoriais advindas do meio externo, está o nível superior da Teoria Hierárquica (Kandel *et al.*, 2000). Como uma extensa rede, a integração no nível superior transita pelas diversas áreas associativas, sensoriais e motoras do córtex cerebral (Meredith, 2002).

A Teoria da Ação Dinâmica ou Sistema Dinâmico evidencia que o processo sensório-motor ocorre de forma contínua e dinâmica. Nessa teoria, o encadeamento dos movimentos é analisado através da relação espaço-temporal e associado diretamente às características intrínsecas da ação. Por meio do modelo interno da representação das propriedades da determinada ação, os padrões comportamentais adaptam um programa sensório-motor (comandos e distribuição das contrações musculares) para a realização do movimento requerido (Farias, Claudino, Peres, 2011).

Ao longo das vias neurais ocorre o fluxo regular de informações proveniente da organização hierárquica da integração motora. A atividade celular nas áreas pré-frontais e pré-motoras precede a atividade de células do córtex motor primário e medula espinal. De modo semelhante, os neurônios do cerebelo que projetam para o córtex motor, tornam-se ativos antes dos neurônios corticais, enquanto neurônios cerebelares que influenciam vias descendentes são ativados posteriormente à atividade cortical. Todavia, as áreas motoras são recrutadas de maneira contínua, com o planejamento, a tradução e a execução do movimento acontecendo de forma concomitante, em função do contínuo fluxo de informações sensoriais que fornecem informações novas e necessárias à integração do movimento. Assim, o fluxo de informação não é visto apenas como uma sequência em que áreas subsequentes só podem ser ativadas após a área anterior ter seu processamento inteiramente completo (Strick, *et al.*, 2009).

Fundamentalmente, os fatores intrínsecos ou extrínsecos que guiam a execução de um movimento, vinculam o maior ou menor envolvimento de áreas corticais, e de outras regiões do sistema nervoso. Entretanto, o recrutamento da área motora suplementar ocorre predominantemente em tarefas comandadas internamente. Por outro lado, em tarefas que dependem de informações externas, o córtex pré-motor torna-se mais dominante, onde o movimento é comandado por estímulos visuais, auditivos ou somestésicos. Isto evidencia que anatomicamente a área motora suplementar recebe

extensas projeções do córtex pré-frontal e dos núcleos da base. Além disso, essas estruturas integraram informações relacionadas ao estado motivacional e aos objetivos internos do organismo (Porter Lemon, 1993; Pierrot-Deseilligny, 2002).

Assim, a integração sensório-motora acontece através da conexão entre as informações extraídas do ambiente, os processos perceptivos do indivíduo e do ato motor (Bringoux, 2009; Meyer e Noppeney, 2011). A transformação dos sinais físicos e químicos do meio externo em sinais neurais e a transmissão para determinados centros superiores, realizada pelo sistema sensorial, ocorre no processo sensório-motor (Oram, 2001 e Mueller, 2009) que possibilita através destes níveis, a idealização e o ordenamento de respostas efetivas pelo sistema motor. Então, o processo sensório-motor pode ser visto a partir da interação de três fatores: o indivíduo, a tarefa e o ambiente.

## 2.2 CONSEQUENCIAS CORTICAIS DA IMOBILIZAÇÃO DO MEMBRO

Os mecanismos de integração sensório-motora podem ser comprometidos por diversos fatores, dentre eles, por lesões que ocasionam a imobilização da mão a qual, pode comprometer os movimentos e acarretar mudanças na organização cortical (Mano *et al.*, 2003; Huber *et al.*, 2006), além de reduzir a atividade neuromuscular (Lissek *et al.*, 2009). Como observado por Liepert *et al.* (1998) e Gondin *et al.* (2004), após submeterem indivíduos por duas semanas de imobilização da articulação do tornozelo e avaliar o potencial de ação dos músculos tríceps sural observaram o potencial motor evocado, amplitude e localização do centro de gravidade e a saída do córtex motor. Eles evidenciaram a melhora substancial da performance motora em todos os participantes do estudo após serem submetidos a terapia de restrição do movimento. Além disso, Seki *et al.* (2007) encontraram redução dos disparos de motoneurônios após uma semana de imobilização do dedo.

Liepert *et al.* (2011) e Shi *et al.* (2011), descreveram que a recuperação acelerada da motricidade do membro contralateral comprometido por acidente vascular cerebral isquêmico melhora após a imobilização do membro ipsilateral à lesão. A imobilização apendicular tem sido empregada em ortopedia na recuperação de lesões ósseas e ligamentares por prazos muito maiores do que os empregados em procedimentos experimentais. Em especial, não tem sido identificado danos à integridade física ou psicológica dos indivíduos submetidos a este procedimento (Taub *et al.*, 1998; Johansson, 2000; Boake *et al.*, 2007; Miltner *et al.*, 2010).

Facchini *et al.* (2002), aplicaram a EMT sobre o córtex motor direito e potenciais motores evocados foram gravados a partir dos músculos abductor do dedo mínimo (imobilizado) e primeiro interósseo dorsal (não-imobilizado). As intensidades de 10, 30, e 50% acima do limiar motor foram usadas. Eles observaram que os índices de excitabilidade cortical e neuromuscular não são influenciados por um período de quatro dias de imobilização dos dedos da mão. Neste contexto, a imobilização dos segmentos corporais tem sido utilizada em vários estudos, não apenas com o objetivo de verificar alterações neuromusculares como também de compreender a influência da restrição sensório-motora no comportamento cortical (Taub e Uswatt, 2006; Ngomo *et al.*, 2012; Zanette *et al.*, 2004; Seki *et al.*, 2001). Inúmeros indivíduos são submetidos, no decorrer de suas vidas, à permanência da imobilidade temporária de um membro, ou a perdem por motivo de traumas ou doenças. Assim, ocorre o interesse em ampliar o leque de procedimentos terapêuticos eficazes com a inclusão de novas tecnologias que promovam o resgate funcional do indivíduo para as necessidades de sua vida diária com o mínimo de sequelas e sofrimento (Bueno *et al.*, 2008).

Neste contexto, a expressão social readaptativa não prescinde da compreensão dos processos de restabelecimento da neuroplasticidade apenas em nível da unidade neuromotora, como também pelas mudanças nas organizações corticais (Smith *et al.*, 1999; Ziemann e Hallett, 2001; Bastos *et al.*, 2004). Assim, Mano *et al.* (2003), indicaram a possibilidade da ocorrência de plasticidade no sistema motor humano através da EMT em pacientes amputados, lesões da medula espinhal, isquemia cerebral e injúrias, que em diversos estudos, são simuladas através da imobilização do membro ou parte dele (Gondin *et al.*, 2004; Ngomo *et al.*, 2012; Seki *et al.*, 2001). Desta forma, pesquisadores realizaram um estudo a fim de observar a reorganização cortical na área motora após o treinamento do movimento do dedo em indivíduos saudáveis e em pacientes que passaram por anastomose dos nervos intercostais e musculocutâneo, com avulsão radicular cervical devido a uma lesão traumática com motocicletas. Este estudo identificou um padrão de reorganização do sistema motor que resulta em áreas de representação muscular ampla, e grandes potenciais motores evocados para os músculos imediatamente proximal à lesão. Algumas dessas mudanças são aparentes minutos após o acometimento da região cerebral por isquemia, semanas após a lesão da medula espinhal, e aproximadamente seis meses após a amputação (Seki *et al.*, 2001; Gondin *et al.*, 2004; Ngomo *et al.*, 2012).

Assim, as alterações corticais em humanos têm sido estudadas com o objetivo de compreender as origens das mais importantes das organizações funcionais envolvidas e o papel das estruturas de processamento das áreas motoras corticais, relacionadas com o planejamento e controle do movimento (Rossini e Pauri, 2000; Sanes e Donoghue, 2000; Roller *et al.*, 2001; Pascual-Leone *et al.*, 2005). Observa-se que o nível de conservação da atividade da rede neural tem sido estabelecido pelo intermédio de um número de neurônios capaz de adaptar as mudanças do ambiente, alterando o nível de transmissões sinápticas e conseqüentemente, o comportamento do arranjo neural (Calancie *et al.*, 1996; Turrigiano e Nelson 2000; Indovina e Sanes, 2001).

Diversos estudos buscam ampliar o leque de procedimentos terapêuticos eficazes com a inclusão de novas tecnologias que promovam o resgate funcional do indivíduo para as necessidades de sua vida diária com o mínimo de sequelas e sofrimento (Bueno *et al.*, 2008; Almeida *et al.*, 2009). Neste contexto, a reabilitação e a inclusão do indivíduo ao meio social por intermédio da adaptação, depende da compreensão dos processos de restabelecimento neuroplástico em nível da unidade motora e também na capacidade de reorganização cortical (Röder *et al.*, 1996; Smith *et al.*, 1999; Ziemann e Hallett, 2001; Schutter *et al.*, 2003; Bastos *et al.*, 2004; Portela *et al.*, 2006).

Estudos apresentam que em curtos períodos de imobilização da mão a atividade cortical diminui na região motora relacionada com a restrição do movimento (Weibull *et al.*, 2011; Ngomo *et al.* 2012). Desse modo, as alterações induzidas pela imobilização da mão são mais representativas na atenuação da atividade cortical do que em modificações do retorno da atividade motora (Werhahn *et al.*, 2002). Pascual-Leone *et al.* (2005), buscaram compreender as alterações corticais em humanos, as organizações funcionais envolvidas e o papel das estruturas de processamento das áreas motoras corticais, relacionadas com o planejamento e o controle do movimento após a restrição do membro. Eles observaram que o nível de conservação da atividade da rede neural tem sido estabelecido por um número de neurônios capaz de adaptarem-se as mudanças, alterando o nível de transmissões sinápticas e conseqüentemente, o comportamento do arranjo neural (Calancie *et al.*, 1996; Turrigiano e Nelson 2000; Indovina e Sanes, 2001).

Entretanto, lesões que ocasionam a imobilização da mão, pode temporariamente ou permanentemente prejudicar os movimentos e acarretar mudanças na organização cortical comprometendo os mecanismos de integração sensório-motora (Mano *et al.*, 2003; Huber *et al.*, 2006) além de possibilitar a redução da atividade neuromuscular

(Lissek *et al.* 2009, Gondin *et al.* 2004, Facchini *et al.*, 2002). Neste contexto, a imobilização dos segmentos corporais tem sido utilizada em vários estudos, não apenas com o objetivo de verificar alterações neuromusculares, mas também compreender a influência da restrição sensório-motora no comportamento cortical (Taub e Uswatt, 2006; Ngomo *et al.*, 2012; Zanette *et al.*, 2004; Seki *et al.*, 2001). Estes estudos têm sido realizados com a utilização da eletroencefalografia quantitativa (EEGq) (Fortuna *et al.*, 2013; Manaia *et al.*, 2013) e tem fornecido informações da atividade cortical com alta definição temporal em tarefas motoras, sensoriais e cognitivas (Gevins *et al.*, 1999; Machado *et al.*; 2009).

### 2.3 BASE DA ELETROENCEFALOGRAFIA RELACIONADAS AS MODIFICAÇÕES CORTICAIS

Ao longo dos últimos anos, o EEG tem sido amplamente utilizado em estudos empíricos em neurociências como uma ferramenta que permite o acompanhamento das modificações corticais. Sua relevância deve-se à capacidade de observar eventos neurofisiológicos por intermédio da leitura de oscilações captadas por eletrodos de superfície posicionados no escalpo (Lizio *et al.*, 2011). A atividade neurofisiológica das regiões corticais abrange as bandas de frequência: delta (0,5-4 Hz), Teta (4-8 Hz), Alfa (8-12 Hz), Beta (12-30 Hz) e Gama (acima de 30 Hz) (Minkwitz *et al.*, 2012). Cada uma dessas frequências, representa particularidades da atividade cortical em análises sensoriais, motoras, cognitivas e perceptivas (Engel e Fries, 2010), o que permite inferir o nível de atividade cortical.

A análise do EEG permite elucidar processos neurofisiológicos relacionados com uma grande variedade de disfunções do Sistema Nervoso Central (SNC). Até os dias de hoje, o EEG é o método mais utilizado para monitorar clinicamente a função cerebral (Lizio *et al.*, 2011). O EEG é um dos poucos métodos utilizados para investigar funções cerebrais de forma sequencial, ajudando na verificação de funções cognitivas e motoras. Durante a execução de uma determinada tarefa, o EEG permite a investigação de correlações temporais de longo alcance que são consideradas vantajosas por apresentar uma transferência confiável de informação de populações neurais (Beggs e Plenz, 2003). A interpretação do traçado do EEG é bastante subjetiva, sendo que a denominada Eletroencefalografia Quantitativa (EEGq) busca justamente incorporar técnicas de processamento de sinais visando tornar esse exame mais objetivo (Ferreira e Sá, 2005).

Em especial, a EEGq representa o processamento matemático do EEG digital, de forma a ressaltar determinados componentes específicos da onda, tais como: transformar o EEG em um formato ou em um domínio que permita esclarecer informações relevantes; associar resultados numéricos com os dados do EEG para subsequente revisão ou comparação (Nuwer, 1997; Tudor, Tudor e Tudor, 2005). Este tipo de análise permite verificar e quantificar o sinal do EEG em várias medidas diferentes, entre elas: potência absoluta, potência relativa, coerência e assimetria. A potência absoluta é a energia presente em uma dada banda de frequência (Cunha *et al.*, 2004). A potência relativa em uma determinada banda corresponde a um valor percentual referente à relação entre a potência absoluta nessa banda e a potência total do sinal (Cunha *et al.*, 2006). A coerência é uma medida no domínio da frequência que reflete associação entre as atividades registradas em duas derivações distintas. Hipoteticamente, ela seria capaz de medir a sincronização entre duas regiões corticais (Portella *et al.*, 2007). Já a assimetria reflete uma distribuição não balanceada de energia entre pares de eletrodos homólogos e possibilita comparar áreas corticais (Ecard *et al.*, 2007).

Estudos demonstram que o aumento da potência absoluta está relacionado com o aumento da atividade cortical quando indivíduos realizam um ato motor ou um estímulo sensitivo (Bastos *et al.*, 2004, Bastos *et al.*, 2005 e Sampaio *et al.*, 2008). Por exemplo, Pfurtscheller e Lopes da Silva (1999), observaram aumento na potência absoluta da banda beta logo após o término do movimento voluntário. Em um estudo realizado em 1998, Pfurtscheller *et al.*, observaram que após o movimento voluntário do polegar ocorre um aumento da potência absoluta da banda beta no córtex motor contralateral a tarefa. Isto se deve ao fato de que ao considerarmos que o primeiro contato com o estímulo promove aumento da excitação interna de recursos de atenção para a informação processada (Pariyadath e Eagleman, 2007; Tse *et al.*, 2004). Em contrapartida, uma tarefa/estímulo já conhecida demanda menos recursos neurais para a sua execução (Henson e Hugg, 2003). Nesse contexto, a potência absoluta que é determinada como a energia presente em uma dada banda de frequência (Cunha *et al.*, 2004) avalia o potencial de atividade de uma região específica durante a realização de uma tarefa ou a percepção de algum estímulo.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 AMOSTRA

Foram selecionados 40 indivíduos saudáveis de ambos os gêneros, divididos em quatro grupos: sham (Placebo), sham (Placebo) com engessamento da mão, EMTr a 1Hz e EMTr a 1Hz com engessamento da mão. Cada grupo foi composto por 10 participantes que compareceram apenas duas vezes ao local do experimento. 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 os participantes sem históricos de doenças ou determinantes biológicos que pudessem alterar o EEG como: medicamentos, fadiga e alteração da temperatura corporal. Para estas proposições, os participantes preencheram um *screening* para EMTr (Anexo I) e caso alguma resposta em branco, incompleta e/ou positiva houve a exclusão do voluntário. Os participantes foram orientados a não fazerem uso de tabaco, café, refrigerante e bebida alcoólica até 10 horas antes do exame. Além disso, todos os participantes assinaram a declaração de consentimento livre e esclarecido (Anexo II) com aprovação prévia da comissão de ética do IPUB-UFRJ (Parecer: 520.189), por meio do qual receberam informação escrita sobre os objetivos, riscos e benefícios, detalhamento da técnica e procedimento do estudo.

#### 3.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

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 absoluta do EEG durante a de flexão e extensão do dedo indicador nos momentos antes e após o tratamento (aplicação da EMTr e/ou imobilização da mão). O procedimento foi realizado em quatro 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 no córtex motor esquerdo com a bobina placebo a qual, apenas emite o som da estimulação. Na segunda condição, 10 indivíduos foram submetidos à EMTr no córtex motor esquerdo com a bobina placebo e houve o engessamento da mão direita. Na terceira condição, 10 indivíduos receberam

a aplicação da EMTr no córtex motor esquerdo na frequência de 1Hz (inibição). No quarto grupo foi aplicado a EMTr no córtex motor esquerdo a 1Hz (inibição) com o engessamento da mão direita.

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 no 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 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 conforme o sistema 10 x 20 da EEG (Jasper, 1958) por 15 minutos, com a bobina em formato 8, angulada, refrigerada (70 mm) e selecionada de acordo com a condição de cada grupo (i.e. sham, sham com gesso, 1Hz ou 1Hz com gesso).

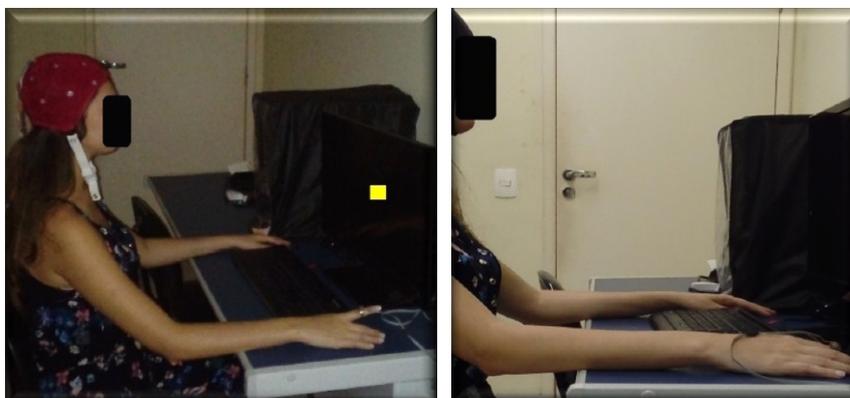


Figura 1- Realização da tarefa flexão/extensão do dedo indicador

### 3.3 APLICAÇÕES DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA REPETITIVA

Para aplicação da EMTr, os participantes 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 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 de EEG (Jasper, 1958) (Figura 2).



Figura 2- Ponto de colocação do eletrodo C3 no sistema internacional 10-20 do EEG e aplicação da EMTr.

A potência inicial da máquina utilizada foi de 50% e diminuída ou aumentada em 2% até que defleções de  $50\mu\text{V}$  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 devido a diversos estudos que empregaram essa intensidade e apresentaram eficiência na aplicação (Rossi *et al.*, 2009).

### 3.4 APLICAÇÕES DO GESSO

A aplicação e a retirada do engessamento da mão foram realizadas sob a supervisão do médico participante. O gesso utilizado era composto por material sintético de secagem rápida, a mão do indivíduo era envolvida por um forro interno de tecido acolchoado absorvente que evita a sudorese e aumenta o conforto do participante (Figura 3). A posição da mão era fechada com o punho em postura neutra, o indivíduo era orientado a não realizar nenhum movimento durante a aplicação, para que não ocorresse nenhum desconforto após a secagem do gesso.



Figura 3- Imobilização da mão

### 3.5 AQUISIÇÕES 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 participante permaneceu sentado confortavelmente em uma cadeira com suporte para os braços a fim de minimizar os artefatos musculares durante a captação do sinal de 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 LOCALIZAÇÕES ESPACIAIS DOS ELETRODOS

Foram selecionados eletrodos nas áreas correspondentes aos eletrodos F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz e P4 que representam as áreas frontal, motora e parietal. A banda beta foi escolhida pela representação na análise das funções motoras (Engel e Fries, 2010).

### 3.7 PROCESSAMENTO DOS DADOS

A análise do 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 desaparece 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  $\pm 100 \mu\text{V}$  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

Foi realizada uma *tree-way* ANOVA nas bandas alfa e beta, com o fator entre “grupos” (sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso), com fator dentro de cada grupo “visita” (primeira e segunda visita) e o fator EMTr (antes e após estimulação transcraniana). Todas as ANOVAs foram conduzidas com Mauchly's teste para avaliar a esfericidade e o procedimento de *Greenhouse-Geisse* (G-Ge) corrigiu os graus de liberdade. A

interação foi investigada utilizando a *Two-way* ANOVA. O tamanho do efeito foi estimado com eta parcial ( $\eta^2_p$ ).

#### 4 RESULTADOS

Os resultados foram obtidos através da *three-way* ANOVA com os momentos antes e após a aplicação da EMTr entre os grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso em duas visitas antes e após a imobilização da mão direita. Para o córtex motor e suas correspondentes derivações C3, C4 e Cz encontramos interação entre grupos e EMTr, grupo e visita e visita e EMTr.

Foi encontrada interação entre grupo e EMTr para as derivações C4 [ $F(10,844) = 6,773$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] e Cz [ $F(4,504) = 1,814$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ]. A análise da interação foi realizada com a *two-way* ANOVA. Desta maneira, a derivação C4 (figura 4) apresentou diferença significativa para o fator EMTr no grupo sham com gesso [ $F(15,988) = 3,376$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,006$ ] onde ocorreu um aumento da potência em  $0,07 \mu V^2$  (IC de 95% =  $-0,107$  a  $-0,037$ ). A derivação de derivação Cz (figura 5) apresentou diferença significativa para o fator EMTr nos grupos 1Hz gesso [ $F(9,168) = 5,862$ ;  $p = 0,002$ ;  $\eta^2_p = 0,005$ ] com um aumento da potência em  $0,128 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,035$  a  $0,163$ ) e no grupo 1Hz [ $F(9,297) = 5,862$ ;  $p = 0,002$ ;  $\eta^2_p = 0,003$ ] de  $0,114 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,031$  a  $0,145$ ) e no grupo sham com gesso [ $F(40,427) = 8,653$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,014$ ] ocorreu um aumento da potência em  $0,07 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,076$  a  $0,146$ ).

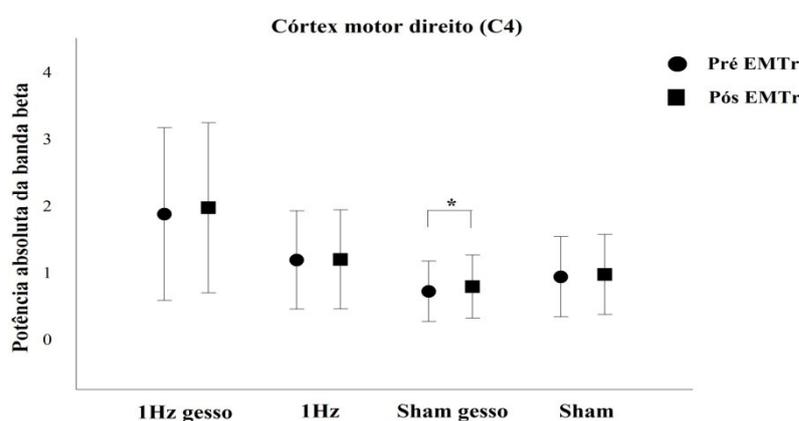


Figura 4- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (C4). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

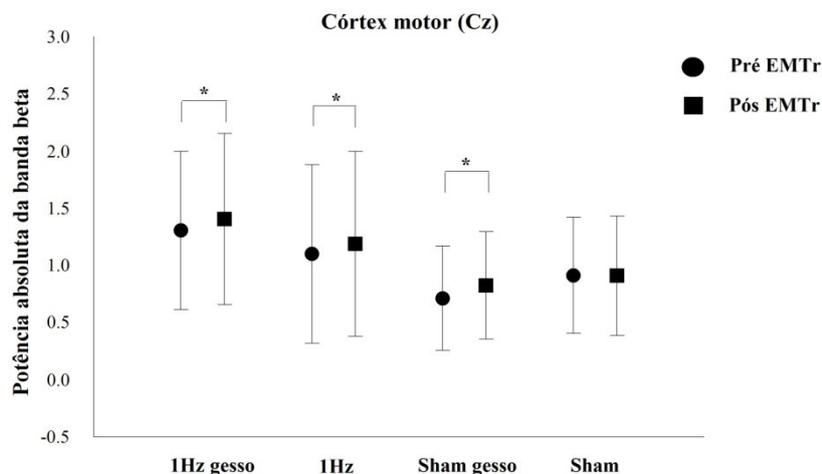


Figura 5- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (CZ). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Foram observadas interações entre grupo e visita em C3 (figura 6)  $F(4,501) = 1,497$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] com diferença nos grupos 1Hz [ $F(13,231) = 5,485$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,004$ ] com redução da potência em  $0,091 \mu V^2$  (IC de 95% = -0,039 a 0,130) e no grupo sham com gesso [ $F(8,740) = 0,974$ ;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_p = 0,003$ ] ocorreu uma diminuição da potência em  $0,048 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,065 a 0,113). Para a derivação de C4 (figura 7) [ $F(2,157) = 1,348$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] ocorreu diferença nos grupos 1Hz [ $F(5,197) = 2,823$ ;  $p = 0,023$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] com redução da potência em  $0,091 \mu V^2$  (IC de 95% = -0,009 a -0,114) e no grupo sham com gesso [ $F(12,475) = 2,634$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,005$ ] ocorreu uma diminuição da potência em  $0,048 \mu V^2$  (IC de 95% = -0,028 a -0,098). Em Cz (figura 8) apresentou interação entre grupo e visita [ $F(4,102) = 1,652$ ;  $p = 0,006$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] com diferença nos grupos 1Hz gesso [ $F(9,117) = 4,709$ ;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_p = 0,005$ ] com aumento da potência em  $0,022 \mu V^2$  (IC de 95% = -0,046 a 0,068) e no grupo sham com gesso [ $F(5,548) = 1,173$ ;  $p = 0,019$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] ocorreu um aumento da potência em  $0,068 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,007 a 0,075).

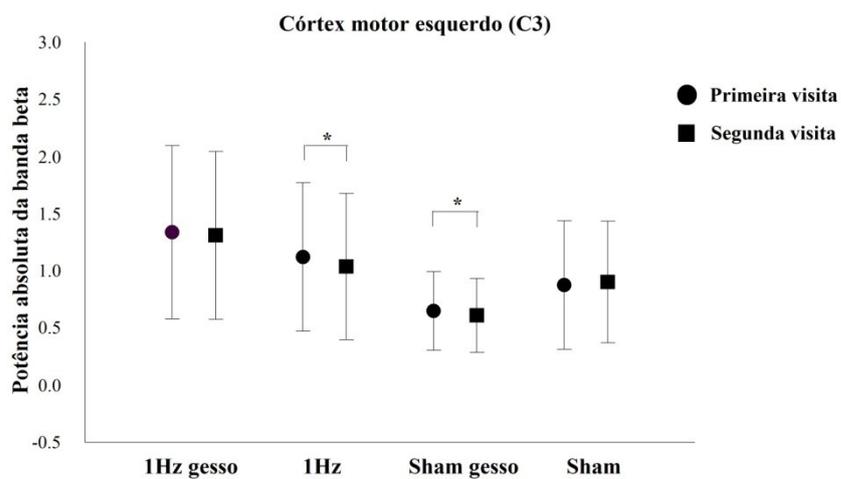


Figura 6- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (C3). Análise da interação (Grupo\*visita)

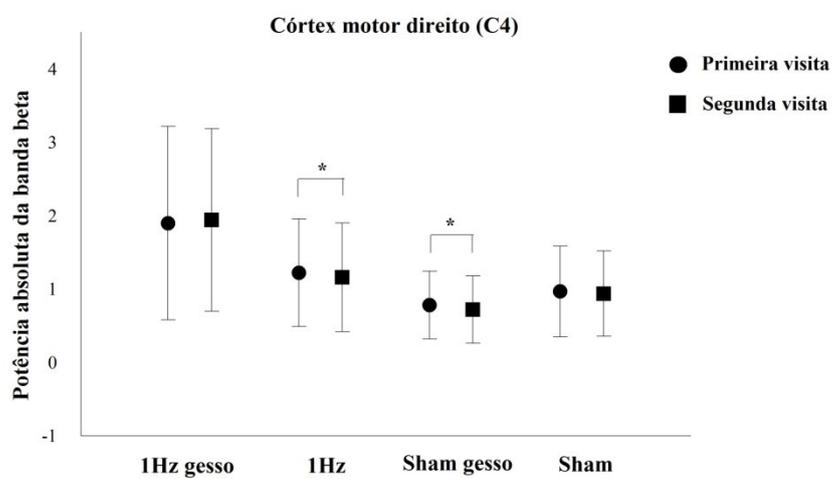


Figura 7- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (C4). Análise da interação (Grupo\*visita)

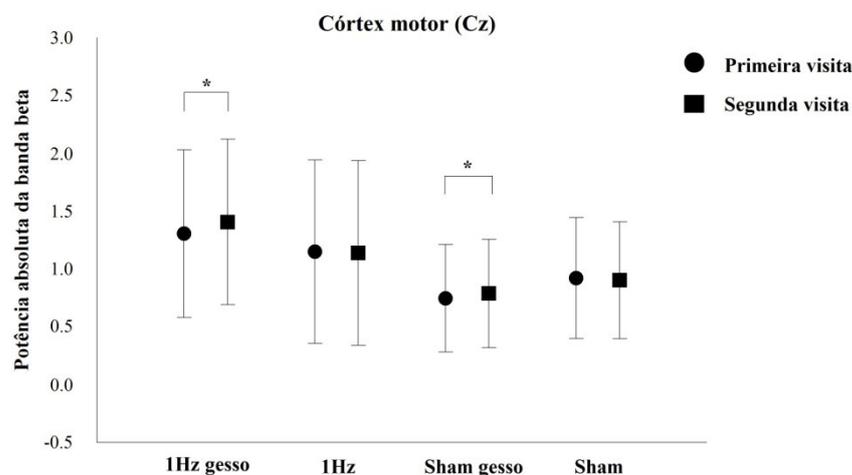


Figura 8- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (Cz). Análise da interação (Grupo\*visita)

Para as regiões pré-frontal e suas correspondentes derivações F3, F4, F7, F8, Fz encontramos interação entre grupo e EMTr, F3 [F(3,057)= 2,342;  $p = 0,0027$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ], F4 [F(14,549)= 17,201;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,004$ ], F7 [F(4,579)= 5,779;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ], F8 [F(4,497) = 4,553;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] e Fz [F(5,536) = 4,553;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ].

A análise da interação foi realizada com a *two-way* ANOVA. Desta maneira, a derivação F3 (figura 9) apresentou diferença significativa para o fator EMTr nos grupos 1Hz [F(4,830) = 7,033;  $p = 0,028$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] com um aumento da potência em  $0,170 \mu V^2$  (IC de 95% = -0,180 a -0,010) e no grupo sham com gesso [F(29,207) = 11,734;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,010$ ] ocorreu um aumento da potência em  $0,081 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,173 a 0,081).

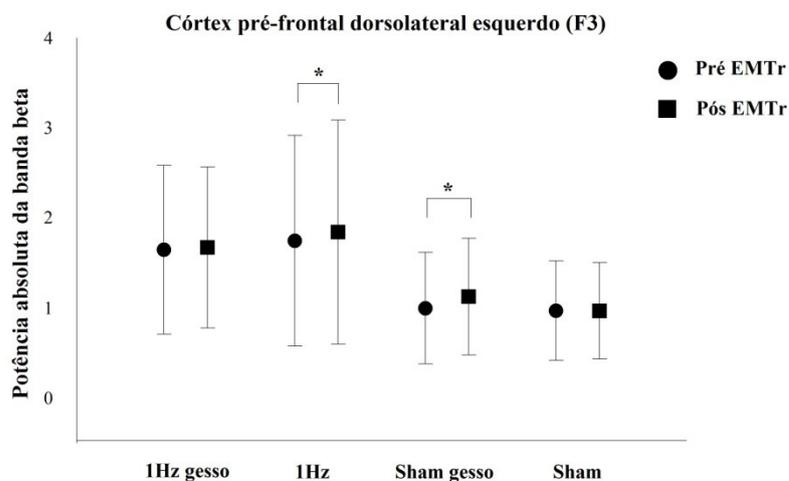


Figura 9- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F3). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Para a derivação de derivação F4 (figura 10) apresentou diferença significativa para o fator EMTr nos grupos 1Hz gesso [ $F(20,869) = 39,137$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,010$ ] com um aumento da potência em  $0,273 \mu V^2$  (IC de 95% = -0,156 a 0,391) e no grupo 1Hz [ $F(17,553) = 28,182$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,006$ ] de  $0,192 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,102 a 0,283), no grupo sham com gesso [ $F(9,354) = 4,704$ ;  $p = 0,002$ ;  $\eta^2_p = 0,003$ ] ocorreu uma diminuição da potência em  $0,081 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,028 a 0,135).

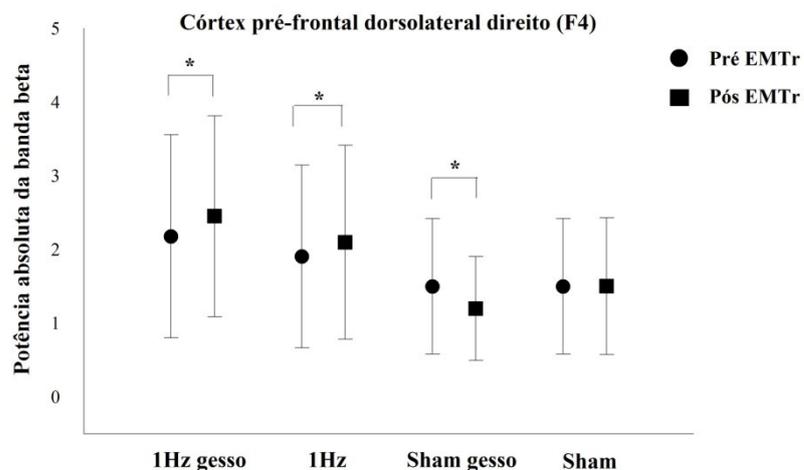


Figura 10- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F4). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Em F7 (figura 11) ocorreu diferença significativa para o fator EMTr no grupo 1Hz [ $F(6,124) = 6,758$ ;  $p = 0,013$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] com aumento da potência em  $0,192 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,172 a 0,020), no grupo sham com gesso [ $F(6,098) = 3,660$ ;  $p = 0,014$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] ocorreu uma diminuição da potência em  $0,115 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,015 a 0,130). Em F8 (figura 12) apresentou diferença significativa para o fator EMTr no grupo 1Hz [ $F(13,686) = 15,422$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,004$ ] com aumento de  $0,162 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,214 a 0,066).

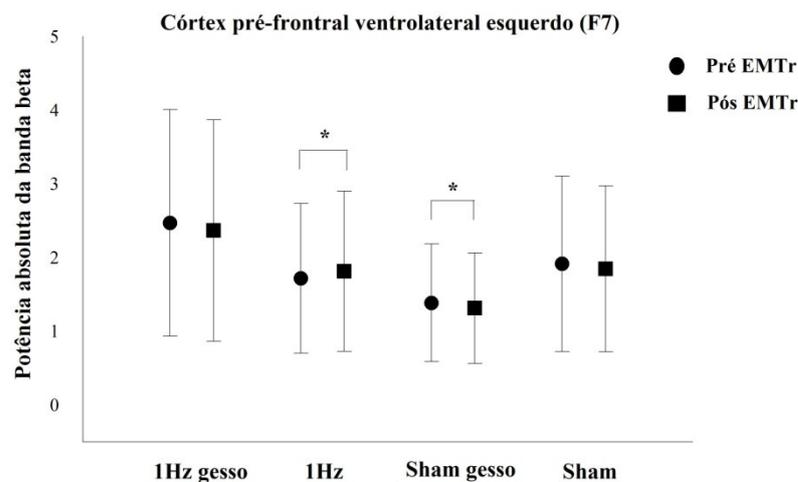


Figura 11- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F7). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

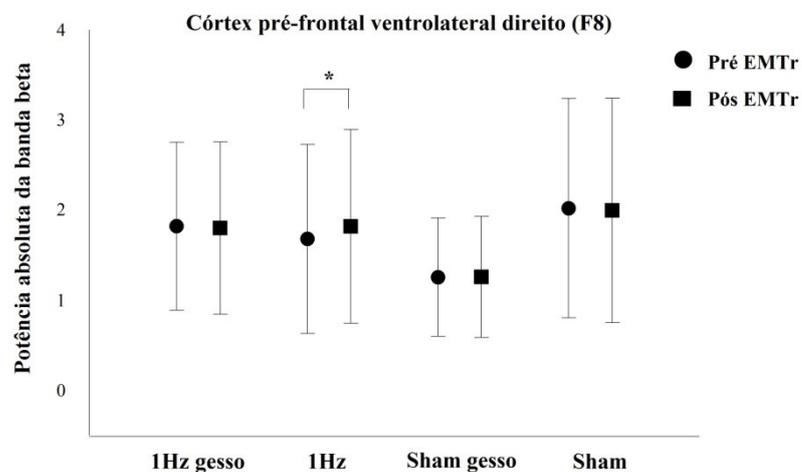


Figura 12- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F8). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Em Fz (figura 13) apresentou diferença significativa para o fator EMTr nos grupos 1Hz gesso [ $F(11,816) = 12,315$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,005$ ] com um aumento da

potência em  $0,171 \mu\text{V}^2$  (IC de 95% =  $-0,235$  a  $-0,064$ ), no grupo 1Hz [ $F(5,409) = 3,100$ ;  $p = 0,020$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] de  $0,113 \mu\text{V}^2$  (IC de 95% =  $0,123$  a  $0,010$ ) e no grupo sham com gesso [ $F(5,541) = 1,357$ ;  $p = 0,019$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] aumento da potência em  $0,069 \mu\text{V}^2$  (IC de 95% =  $-0,081$  a  $0,007$ ).

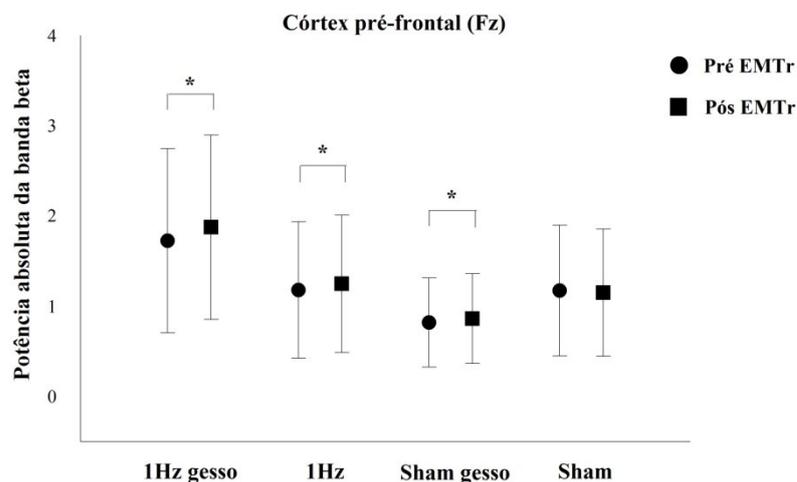


Figura 13- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (Fz). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Para interação entre grupo e visita para as derivações F3 [ $F(14,549) = 17,201$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,004$ ], F4 [ $F(4,497) = 4,553$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ], F7 [ $F(4,497) = 4,553$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] e F8 [ $F(4,497) = 4,553$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ]. A análise da interação foi realizada com a *two-way* ANOVA. Desta maneira, a derivação F3 (figura 14) apresentou diferença significativa para o fator visita nos grupos 1Hz gesso [ $F(20,909) = 39,234$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,010$ ] com um aumento da potência em  $0,273 \mu\text{V}^2$  (IC de 95% =  $-0,156$  a  $0,391$ ) e no grupo 1Hz [ $F(17,501) = 28,530$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,006$ ] de  $0,192 \mu\text{V}^2$  (IC de 95% =  $0,102$  a  $0,283$ ), no grupo sham com gesso [ $F(9,011) = 4,548$ ;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_p = 0,003$ ] ocorreu uma diminuição da potência em  $0,081 \mu\text{V}^2$  (IC de 95% =  $0,028$  a  $0,135$ ).

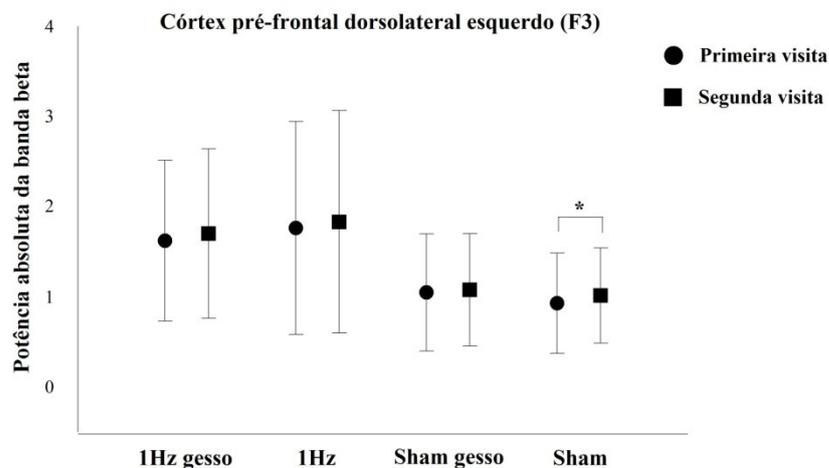


Figura 14- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F3). Análise da interação (Grupo\*visita)

A derivação F4 (figura 15) apresentou diferença significativa para o fator visita nos grupos 1Hz [ $F(7,718) = 12,696$ ;  $p = 0,005$ ;  $\eta^2_p = 0,003$ ] com um aumento da potência em  $0,181 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,038 a 0,219) e no grupo sham [ $F(6,326) = 5,371$ ;  $p = 0,012$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] ocorreu aumento da potência em  $0,136 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,019 a 0,155). Em F7 (figura 16) a diferença foi observada para os grupos 1Hz com gesso [ $F(11,365) = 26,121$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,006$ ] com um aumento da potência em  $0,132 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,034 a 0,223), no grupo 1Hz [ $F(18,924) = 20,792$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,006$ ] ocorreu uma diminuição da potência em  $0,081 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,028 a 0,135) e no grupo sham [ $F(9,011) = 4,548$ ;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_p = 0,003$ ] ocorreu um aumento da potência em  $0,074 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,027 a 0,093).

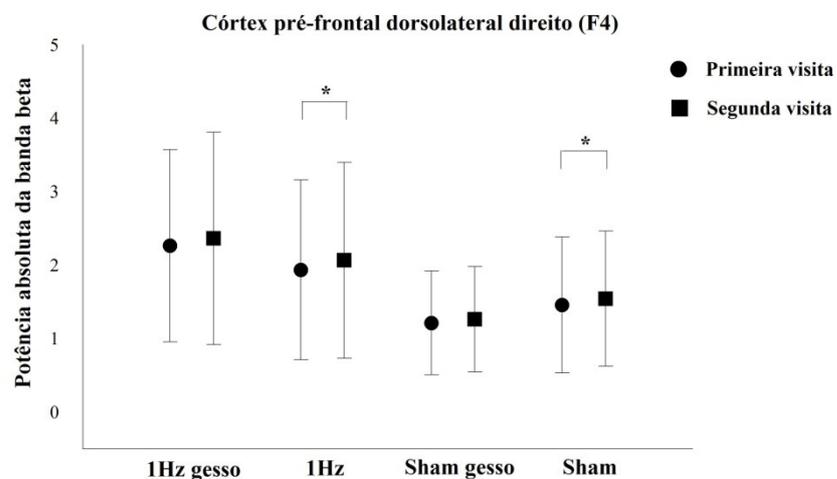


Figura 15- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F4). Análise da interação (Grupo\*visita)

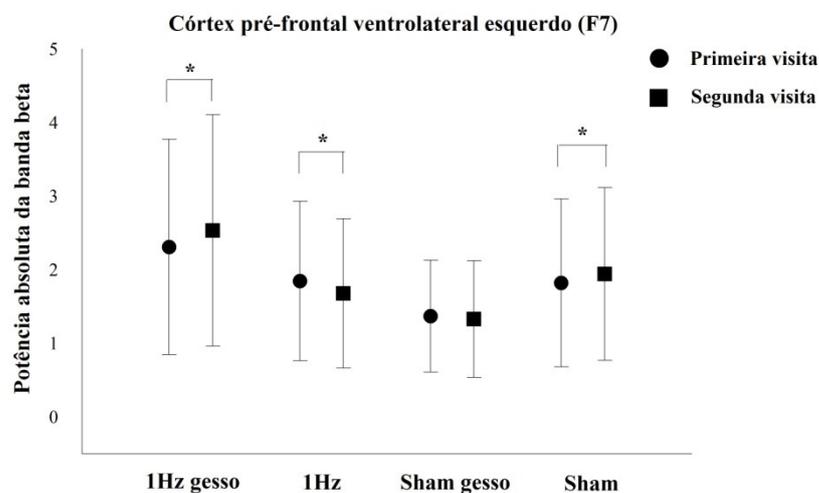


Figura 16- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F7). Análise da interação (Grupo\*visita)

Para a derivação de F8 (figura 17) ocorreu diferença significativa para o fator visita nos grupos 1Hz gesso [ $F(14,070) = 12,474$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,007$ ] com um aumento da potência em  $0,165 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,075$  a  $0,240$ ) e no grupo sham

[ $F(4,414) = 6,665$ ;  $p = 0,036$ ;  $\eta^2_p = 0,001$ ] ocorreu um aumento da potência em  $0,174 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,006$  a  $0,180$ ).

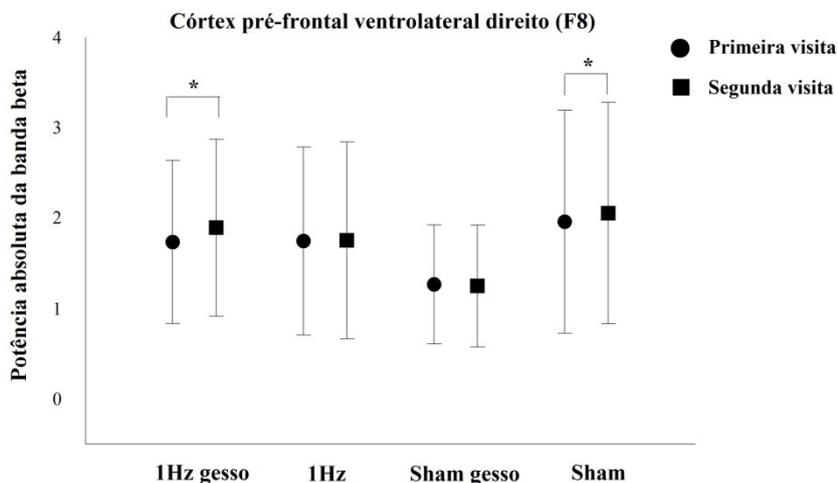


Figura 17- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (F8). Análise da interação (Grupo\*visita)

Para interação entre grupo e EMTr para as derivações P3 [ $F(5,542) = 3,603$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ], P4 [ $F(11,394) = 6,779$ ;  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_p = 0,004$ ] e Pz [ $F(14,133) = 6,522$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,005$ ]. A análise da interação foi realizada com a *two-way* ANOVA. Desta maneira, a derivação P3 (figura 18) apresentou diferença significativa para o fator EMTr nos grupos 1Hz gesso [ $F(17,942) = 18,281$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,009$ ] com um aumento da potência em  $0,177 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,103$  a  $0,280$ ) e no grupo 1Hz [ $F(70230) = 6,648$ ;  $p = 0,007$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] de  $0,138 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,025$  a  $0,163$ ), no grupo sham com gesso [ $F(4,988) = 1,127$ ;  $p = 0,026$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] ocorreu um aumento da potência em  $0,072 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,005$  a  $0,077$ ).

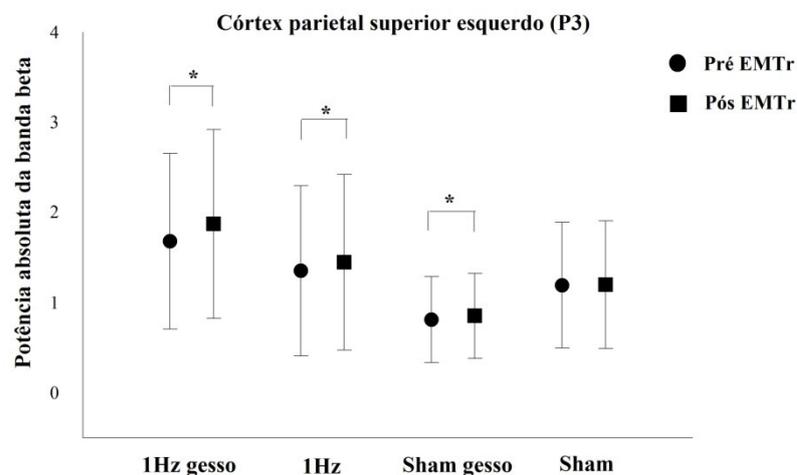


Figura 18- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (P3). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Para a derivação de derivação P4 (figura 19) apresentou diferença significativa para o fator EMTr nos grupos 1Hz gesso [ $F(20,458) = 27,530$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,010$ ] com um aumento da potência em  $0,200 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,130$  a  $0,230$ ) e no grupo 1Hz [ $F(4,192) = 2,035$ ;  $p = 0,041$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] de  $0,105 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,002$  a  $0,105$ ). Em Pz (figura 20) apresentou diferença significativa para o fator EMTr no grupo 1Hz gesso [ $F(46,500) = 28,091$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,025$ ] com um aumento da potência em  $0,144 \mu V^2$  (IC de 95% =  $0,178$  a  $0,322$ ).

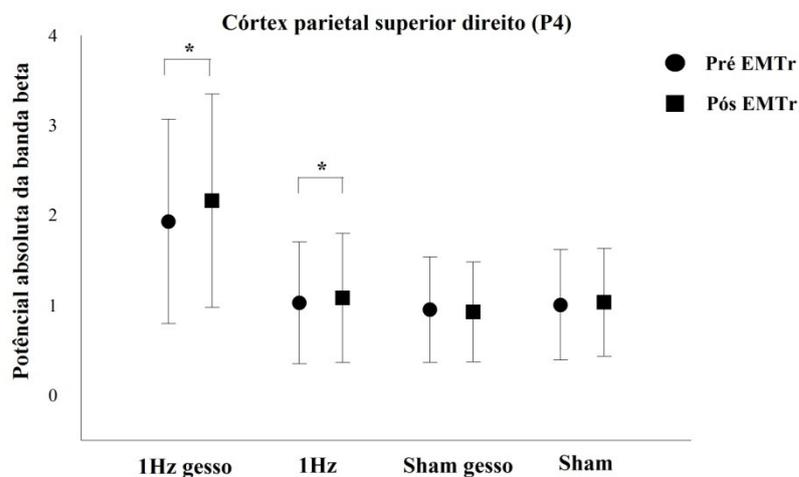


Figura 19- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (P4). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

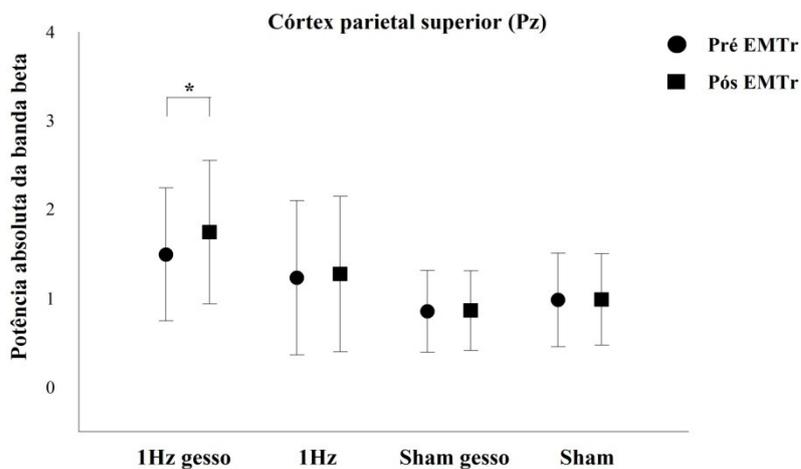


Figura 20- Análise da potência absoluta da banda beta entre os momentos antes e após EMTr nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (Pz). Análise da interação (Grupo\*EMTr)

Ocorreu interação entre grupo e visita para a derivação P3 [ $F(5,856) = 3,807; p = 0,001; \eta_p^2 = 0,002$ ]. Para o fator visita a derivação P3 (figura 21) apresentou diferença

significativa nos grupos 1Hz gesso [ $F(13,532) = 13,519$  ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,007$ ] com um aumento da potência em  $0,175 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,078 a 0,255) e no grupo 1Hz [ $F(5,359) = 4,930$ ;  $p = 0,021$ ;  $\eta^2_p = 0,002$ ] de  $0,137 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,012 a 0,149) e no grupo sham [ $F(13,332) = 6,542$ ;  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_p = 0,005$ ] ocorreu aumento da potência em  $0,110 \mu V^2$  (IC de 95% = 0,047 a 0,157).

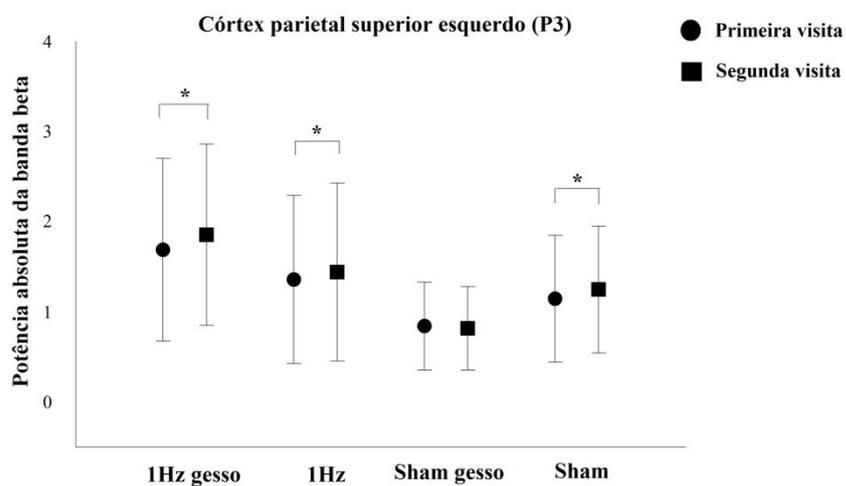


Figura 21- Análise da potência absoluta da banda beta entre as visitas nos grupos sham, sham gesso, 1Hz e 1Hz gesso no córtex pré-frontal dorsolateral direito (P3). Análise da interação (Grupo\*visita)

## 5 DISCUSSÃO

O estudo teve como objetivo comparar o comportamento da atividade cortical entre a aplicação da EMTr de baixa frequência no córtex motor esquerdo antes e após a imobilização da mão. A hipótese é que a EMTr aplicada a 1Hz e a imobilização da mão promove aumento da potência absoluta da banda beta. Nesse contexto, foram investigados os sinais captados dos eletrodos relacionados com o córtex pré-frontal, motor e parietal.

Estudos demonstram que o aumento da potência absoluta na banda beta está relacionado com o aumento da atividade cortical quando indivíduos realizam um ato motor ou ao estímulo sensitivo (Bastos *et al.*, 2004, Bastos *et al.*, 2005 e Sampaio *et al.*, 2008). Os achados deste estudo para a banda beta apresentaram uma diferença nos grupos 1 Hz com imobilização, 1 Hz e Sham com imobilização que apresentaram aumento da potência absoluta da banda beta. Estes achados estão de acordo com consenso de que a inibição cortical promove aumento da atividade cortical em áreas adjacentes a aplicação da EMTr (Khedr *et al.*, 2009; Massie *et al.*, 2012; Ngomo *et al.*, 2012). Em estudo utilizando EMTr, Roberts *et al.* (2007), demonstraram que a imobilização prolongada da mão e do pulso resulta numa diminuição da excitabilidade corticomotora juntamente com uma diminuição da substância cinzenta relativa a área cortical contralateral a imobilização. Os autores sugeriram que a imobilização induz alterações eletrofisiológicas e morfométricas. Contrariamente, no estudo aqui apresentado foi observado o aumento da potência absoluta no córtex motor e córtex motor à direita, em ambos nos grupos que realizaram a imobilização da mão e a EMTr placebo, o que pode indicar de alguma forma a região cortical contralateral a estimulação aumentou sua atividade mesmo sem a efetividade da inibição. Entretanto, o aumento da potência do grupo 1 Hz com imobilização da mão e 1 Hz sem a imobilização no córtex motor ocorreu devido a inibição pela EMTr provocar a necessidade de uma maior atividade no córtex motor direito para a realização da tarefa, visto que a potência absoluta aumentou após a inibição no córtex motor esquerdo. Este fato corrobora com Hanajima *et al.* (2001), que observaram que a aplicação da EMTr no córtex motor facilita a conexão inter-hemisférica na área motora. Desse modo, o aumento observado demonstra que houve maior atividade cortical contralateral a aplicação da EMTr.

Este achado demonstra que a EMTr promove maior dificuldade para a realização da tarefa, havendo necessidade de recrutamento neural no hemisfério contralateral a EMTr para a realização o ato motor. Além disso, devido ao fato do córtex motor direito ter recebido maior *input* sensorial após a aplicação da EMTr, pois não houve recebimento das mesmas informações pela área somestésica primária no hemisfério contralateral à estimulação (Bueno *et al.*, 2008). Entretanto, os achados de menor potência observada após o intervalo de 48 horas entre as visitas no córtex motor direito e esquerdo, em que os grupos 1 Hz e Sham com imobilização apresentaram menor atividade cortical no segundo momento reflete maior influência da EMTr inibitória e do gesso sobre o comportamento do córtex motor, assim tanto a inibição elétrica aplicada ao córtex quanto a redução dos *inputs* sensoriais pela imobilização parecem promover uma redução de sua atividade. Por outro lado, no córtex motor o aumento da atividade cortical para o grupo 1 Hz com imobilização e Sham com imobilização direciona a participação desta área como forma de auxiliar o córtex motor após a EMTr e o gesso, principalmente pela maior diferença apresentada pelo grupo 1 Hz com imobilização da mão.

Na inspeção da potência absoluta de beta, observou-se modificações na atividade oscilatória na maioria das derivações da região frontal investigadas (F3, F4, F7, F8 e Fz). Ao verificar o comportamento da região pré-frontal de cada hemisfério, evidenciam-se comportamentos distintos. Desse modo, ressalta-se que, em princípio, esta região não seria afetada primariamente pela EMTr. Os achados, contudo, fundamentam a hipótese de a EMTr afetar secundariamente outras regiões envolvidas no circuito neural (Bonato, Miniussi e Rossini, 2006).

A potência absoluta da banta beta no córtex pré-frontal dorsolateral (CPF DL) aumentou de forma mais expressiva após EMTr, o que reflete a participação do CPF DL na preparação do ato motor e do quão a EMTr a 1Hz promove inibição no córtex motor dominante. Entretanto, foi divergente entre o CPF DL direito e esquerdo para o grupo Sham gesso, onde ocorreu aumento da potência ipsilateral a EMTr e redução contralateral após a utilização da EMTr, contudo é importante ressaltar a inibição placebo e assim o aumento da potência após o intervalo de 48 horas pode direcionar que a EMTr placebo pode não ser efetiva, e a inibição real promove maior atividade em regiões distantes a inibição mesmo após o intervalo. Assim, esses achados podem ser explicados considerando que o primeiro contato com o estímulo promove aumento da atividade cortical (Pariyadath e Eagleman, 2007; Tse *et al.*, 2004). Em contrapartida,

uma tarefa que requer um o automatismo motor promove menor demanda neural para execução e exige menor atividade da atenção e preparação do ato motor (Henson e Hugg, 2003) o que, permite ao sistema “poupar” recursos e concentrar a atenção em novos estímulos.

Neste contexto, os achados para o córtex pré-frontal ventrolateral (CPFVL) direito e esquerdo estão de acordo com tais conceitos, tendo em vista que o aumento da potência nessas derivações ocorreu devido maior solicitação neural principalmente após a EMTr e menor demanda cortical após o intervalo de 48 horas, demonstrando que a imobilização do membro ipsilateral a tarefa promoveu redução dos *inputs* sensoriais e com conseqüente atenuação na atividade cortical. De fato, o aumento da potência dos grupos 1 Hz e 1 Hz com imobilização, principalmente após a EMTr, indica que a inibição a 1 Hz do córtex motor promove maior acionamento de áreas adjacentes, possivelmente, a dificuldade encontrada pela região motora responsável pela realização da tarefa fez com que houvesse necessidade de auxílio para elaboração, planejamento e execução da tarefa em outras áreas corticais (Smith *et al.*, 1999; Burnod *et al.*, 1999; Velasques *et al.*, 2007; Beurze *et al.*, 2009). O que está em acordo com os estudos de Nowak *et al.*, (2009) onde o nível de inibição exercido no córtex aumenta a atuação do córtex contralateral e assim promove maior ativação para realização da atividade.

Em complemento, houve maior engajamento neural nas derivações de F7 e F8 para a execução da tarefa devido o córtex pré-frontal e CPFVL estarem diretamente relacionados com a interpretação, processamento e preparação para o ato motor. Neste caso, a relação da banda beta no córtex pré-frontal com a realização do ato motor e a manutenção do nível de vigilância e atenção (Coan *et al.*, 2004) são amplamente afetadas na inibição com EMTr quanto na inibição com EMTr associada a imobilização da mão durante 48 horas, apontada pela diferença entre as visitas.

O CPFVL esquerdo apresentou aumento da potência para o grupo 1 Hz com imobilização e redução da potência absoluta para o grupo sham com gesso. Este achado complementa o que já foi descrito sobre a necessidade de recrutamento neural ipsilateral após a aplicação da EMTr a 1Hz. Além disso, o CPFDL direito apresentou aumento da potência absoluta da banda beta para o grupo 1 Hz após a EMTr. Constata-se que, a inibição realizada pela EMTr a 1 Hz exerceu influência direta na atividade cortical no hemisfério ipsilateral a tarefa, considerando a inibição do córtex motor dominante. Desse modo, o aumento da potência no CPFDL direito ocorreu devido à dificuldade em realizar a tarefa após a EMTr, ou seja, a inibição fez com que áreas subjacentes fossem

acionadas para a realização da tarefa. Langer *et al.* (2012), mostraram que a imobilização do membro superior por alguns dias diminui a espessura cortical e sua atividade, fato que está em acordo com a redução da potência para o grupo Sham com imobilização observada neste estudo no CPFVL esquerdo (Facchini *et al.*, 2002; Roberts *et al.*, 2007; Granert *et al.*, 2011).

Deste modo, a ativação em Fz ocorreu para o planejamento do ato motor, e após a aplicação da EMTr a 1Hz, no córtex motor esquerdo, houve maior ativação na derivação de Fz, demonstrando a ação indireta que a EMTr promove em áreas distantes da aplicação (Diniz e Abranches, 2003; Pascual-Leone *et al.*, 2005, Sá e Medalha, 2008). Considerando a relação da banda beta e do CPF na manutenção do nível de vigilância e atenção (McLean, Arnell e Cote, 2012). Os achados refletem maior monitoramento na realização da tarefa por maior engajamento dos circuitos frontais para a execução da tarefa, após a aplicação da EMTr. Este fato, promoveu maior diferença de potência na atividade cortical. A inibição com a EMTr fez com que áreas adjacentes fossem recrutadas para que o movimento ocorresse. Assim, o aumento da potência refletiu a influência que a inibição elétrica cortical provoca no córtex cerebral.

Os resultados de interação para grupo e visita bem como para grupo e EMTr no córtex parietal superior, córtex parietal superior esquerdo e córtex parietal superior direito representam a necessidade de aumento da integração sensorial. As relações das áreas parietais com aquisição de informação motora, evocação de memórias motoras, coordenação e interpretação (Mattei e Mattei 2005; Bonini-Rocha *et al.*, 2008) direcionou para o entendimento que a inibição da excitabilidade da área cortical resulta em mudanças dos parâmetros comportamentais, como a diminuição do limiar motor, a inibição da atividade do lobo parietal e a inibição da atividade visual. Isto demonstra que a diminuição do *input* sensorial provocado no grupo 1 Hz com imobilização, promove no córtex parietal ipsilateral e contralateral a aplicação da EMTr, a necessidade de maior atividade para que o sistema consiga realizar a integração sensório-motora adequada.

Nos achados para EMTr e grupo na derivação P3, P4 e Pz em beta demonstra que a EMTr a 1 Hz associada gera um aumento da integração sensorial para a realização da tarefa após a inibição. O aumento da potência absoluta após a EMTr principalmente no grupo 1 Hz em P3 e P4 e 1 Hz com imobilização em todas as derivações parietais investigadas, indica que a inibição causou redução do *input* sensorial e o aumento da potência em beta tanto ipsilateral como contralateral a tarefa, considerando a diferença

entre as visitas a restrição sensitiva e motora ocasionada pela imobilização da mão ocasionou também aumento da potência em P3. Assim, no córtex parietal superior esquerdo, houve aumento da potência absoluta da banda beta no grupo 1 Hz, 1Hz com imobilização e sham. O aumento da potência absoluta da banda beta após 48 horas remete-nos à hipótese de um fenômeno compensatório nos circuitos neurais em resposta à aplicação da EMTr a 1Hz, como uma tentativa de suprir a demanda exigida pela tarefa (Catteneo e Silvanto, 2008; Oliveri *et al.*, 2009).

Assim, a inibição a 1 Hz gerou maior dificuldade na integração sensório-motora, sendo necessário maior recrutamento neuronal para realização da tarefa. A ação inibidora da EMTr no córtex motor e a imobilização, exigiram maior atuação de áreas vizinhas para a integração sensório-motora. As relações das áreas parietais com a integração sensorial é então o processo pelo qual o cérebro organiza as informações, de modo a dar uma resposta adaptativa adequada, organizando assim, as sensações do próprio corpo e do ambiente de forma a ser possível o uso eficiente do mesmo no ambiente (Mattei e Mattei 2005; Bonini-Rocha *et al.*, 2008). Assim através da EMTr ocorreu a necessidade funcional de maior participação do córtex parietal para aumentar sua atividade e facilitar a realização da tarefa (Chapin e Woodward 1982).

## 6 CONCLUSÃO

As alterações corticais referentes à aplicação da EMTr a 1 Hz no córtex motor primário e a imobilização da mão são distintos entre a região frontal, central e parietal. A aplicação da EMTr no córtex motor esquerdo e da imobilização da mão tem influência na potência absoluta em áreas corticais adjacentes. Além disso, a EMTr promove maior atividade na área motora contralateral a inibição e a aplicação da EMTr a 1Hz influencia a redução da atividade do córtex motor dominante. A EMTr talvez seja capaz de promover uma maior dificuldade para a realização do ato motor, assim promove a reorganização cortical para facilitar a realização do movimento, e em algumas ocasiões parece apresentar maior efetividade quando associada a imobilização da mão. Deste modo, a aplicação da EMTr no córtex motor altera a realização do movimento e modifica a dinâmica funcional dos circuitos corticais.

## 7 REFERÊNCIAS

1. ALMEIDA L. F, CAMARGOS G. V, CORRÊA C. L. (2009). Mudanças reorganizacionais nos córtices somatossensorial e motor em amputados: revisão de literatura. *Ver. Neurocienc.* 17:146-155.
2. BASTOS V.H., CUNHA M., VEIGA H., MCDOWELL K., POMPEU F., CAGY M., PIEDADE R., RIBEIRO P. (2004). Análise da distribuição de potência cortical em função do aprendizado de datilografia. *RevBrasMed Esporte.* (10): 6.
3. BEAR, M.F., CONNORS, B.W, & PARADISO, M.A. (2003). Neurociências. Desvendando o Sistema Nervoso. 2 ed. Ed. Artmed.
4. BEGGS J. M., PLENZ D. J. (2003). Neuronal avalanches in neocortical circuits *Neurosci.* 23:11167-77.
5. BEURZE, S.M., DE LANGE, F.P., TONI, I., MEDENDORP, W.P. (2009). Spatial and effector processing in the human parietofrontal network for reaches and saccades. *J Neurophysiol.*101(6):3053-62.
6. BONINI-ROCHA, A.C., TIMM, M.I., CHIARAMONTE, M., ZARO, M., RASIA-FILHO, A.A., WOLFF, D., AYRESH, E.P., e PETERSEN, R.D.S. (2008). Methodology to observation and quantification of EEG signs related to cognitive evidences of motor learning. *Ciências e Cognição.* 13 (2): 27-50.
7. BRINGOUX, L., BOURDIN, C., LEPECQ, J.C., SANDOR, P.M., PERGANDI, J.M. (2009). Interaction between reference frames during subjective vertical estimates in a tilted immersive virtual environment. *Perception.* 38(7):1053-71.

8. BUENO G.D.P, LÚCIO A.C, OBERG T. D, CACHO E. W. A. (2008). Terapia de Restrição e indução modificada do movimento em pacientes Hemiparéticos Crônicos: Um estudo piloto. *Fisioterapia e Movimento*. 21:37-44.
9. BURNOD, Y., BARADUC, P., BATTAGLIA-MAYER, A., GUIGON, E., KOECHLIN, E., FERRAINA, S., LACQUANITI, F., CAMINITI, R. (1999). Parieto-frontal coding of reaching: an integrated framework. *Exp Brain Res*.129(3):325-46.
10. CALANCIE B, LUTTON S, BROTON J. (1996).Central nervous system plasticity after spinal cord injury in man: interlimb reflexes and influence of cutaneous stimulation. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 101:304-315.
11. CATTENEO, Z., SILVANTO, J. (2008). Time course of the state-dependent effect of transcranial magnetic stimulation in the TMS-adaptation paradigm. *Neuroscience Letters*. 443: 82–85.
12. 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.
13. COAN, J.J.B. ALLEN, (2004). Frontal EEG asymmetry as moderator and mediator of emotion, *Biological Psychology* 67, 7–49.
14. CONFORTO, A.B., MARIE, S.K.N., COHEN, L.G., SCAFF, M. (2003). Estimulação magnética transcraniana. *ArqNeuropsiquiatr*61(1):146-152.
15. COYNEL, D., MARRELEC, G., PERLBARG, V., PÉLÉGRINI-ISSAC, M., VAN DE MOORTELE, P.F., UGURBIL, K., DOYON, J., BENALI, H., LEHÉRICY, S. (2010). Dynamics of motor-related functional integration during motor sequence learning.*Neuroimage*. 49(1):759-766.

16. CUNHA, M., BASTOS, V. H., VEIGA, H., CAGY, M., McDOWELL, K., FURTADO, V. *et al.*, (2004). Alterações na distribuição de potência cortical em função da consolidação da memória no aprendizado de datilografia. *Arquivos de Neuropsiquiatria* 62: 662-668.
17. 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.
18. DINIZ, L. e ABRANCHES M.H. (2003) Brain plasticity in the Constraint-Induced Movement Therapy after stroke in humans. *Med Reabil.* 22(2):53-55.
19. DUM, R.P. E STRICK P.L. (1991). The origin of corticospinal projections from the premotor areas in the frontal lobe. *J Neurosci.* 11(3):667-89.
20. E. M. KHEDRA, M. R. ABDEL-FADEILB, A. FARGHALIB AND M. QAIDB (2012). Role of 1 and 3 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation on motor function recovery after acute ischaemic stroke Department of Neurology, Assiut University Hospital, Assiut, Egypt; and bClinical Neurophysiology, Assiut University Hospital, Assiut, Egypt.
21. ECARD, L., SILVA, A. P., PEÇANHA NETO, M., VEIGA, H., CAGY, M., PIEDADE, R. *et al.*, (2007). The effects of functional electrical stimulation on cortical interhemispheric asymmetry *Arq Neuropsiquiatr* 65: 642-6.
22. ENGEL, A.K., FRIES, P. (2010). Beta-band oscillations signalling the status quo?. *current Opinion in Neurobiology.* 20:156–165.
23. FACCHINI S, ROMANI M, TINAZZI M, AGLIOTI SM (2002). Time-related changes of excitability of the human motor system contingent upon immobilisation of the ring and little fingers. *Clin Neurophysiol*; 113:367–375.

24. FARIAS, N.C., CLAUDINO, R., PERES, L.W. (2011). Uma análise da Teoria do Programa Motor e Teoria dos Sistemas Dinâmicos na tarefa de preensão. *EFDeportes.com, Revista Digital* 16:155.
25. FERREIRA, D. D., SÁ, A. M. F. L. M. (2005). Análise do EEG durante estimulação sensorial baseada nas funções de coerência simples, múltipla e parcial. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica* 21: 5-14.
26. FORTUNA M, TEIXEIRA S, MACHADO S, VELASQUES B, BITTENCOURT J, PERESSUTTI C, BUDDE H, CAGY M, NARDI AE, PIEDADE R, RIBEIRO P, ARIAS-CARRIÓN O. (2013). Cortical Reorganization after Hand Immobilization: The beta qEEG Spectral Coherence Evidences. *PLoS One*; 8:e79912.
27. FRACKOWIAK, R., FRISTON, K., e FRITH, R.(1997). *Human brain function*. New York: Academic Press.
28. FRIES, P. (2005). A mechanism for cognitive dynamics: neuronal communication through neuronal coherence. *Trends Cogn. Sci.* 9: 474–480.
29. GAZZANIGA, M. S. (2000). Cerebral specialization and interhemispheric communication. Does the corpus callosum enable the human condition? *Brain* 123, 1293-1326.
30. GEVINS A, SMITH ME, MCEVOY L, YU D. (1997). High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: Effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cereb Cortex*; 7: 374–85.
31. GEVINS A, SMITH ME, MCEVOY LK, LEONG H, LE J. (1999). Electroencephalographic imaging of higher brain function. *Phil Trans R Soc Lond B Biol Sci*; 354: 1125.

32. GONDIN J, GUETTE M, MAFIULETTI NA, MARTIN A. (2004). Neural activation of the triceps surae is impaired following 2 weeks of immobilization. *Eur J Appl Physiol* 93: 359–365.
33. GRANERT O, PELLER M, GASER C, GROPPA S, HALLETT M, KNUTZEN A, DEUSCHL G, ZEUNER KE, SIEBNER HR. (2010). Manual activity shapes structure and function in contralateral human motor hand area. *Neuroimage*. 2011 Jan 1;54(1):32-41. doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.08.013. Epub Aug 12. PMID: 20708692.
34. HALLETT, M. (2007). Transcranial Magnetic Stimulation: A Primer. *Neuron* 55:19.
35. HANAJIMA, D.; KURODA, K.; HAFGA, K (2001). Enhancement of the thermophilic stage in cattle waste composting by addition of the tofu residue. *Bioresource Technology*. 78: 213-16.
36. HENSON, R.N.A., RUGG, M.D. (2003). Neural response suppression, haemodynamic repetition effects, and behavioural priming. *Neuropsychologia* 41: 263–270.
37. HUBER R, GHILARDI MF, MASSIMINI M, FERRARELLI F, RIEDNER BA, PETERSON MJ, TONONI G. (2006). Arm immobilization causes cortical plastic changes and locally decreases sleep slow wave activity. *Nat Neurosci*;1169-76.
38. INDOVINA I. SANES J. N. (2001). On Somatotopic Representation Centers for Finger Movements in Human Primary Motor Cortex and Supplementary Motor Area. *Neuroimage*. 13:1027-1034.
39. JACKSON, J.S. E DUNCAN, M.R.I. (1997). *Neuroanatomy: A New Angle on the Brain*. New York: Churchill Livingstone. 8: 78-83.

40. JASPER, H.H. (1958). The ten-twenty electrode placement system of International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 10: 371-375.
41. KANDEL, E., SCHWARTZ, S., JESSEL, T. (2000). *Principles of Neuroscience*. 4<sup>th</sup> Ed, New York: McGraw-Hill.
42. KRETSCHMANN H-J, WEINRICH W.(1998). Cranial Neuroimaging and Clinical Neuroanatomy: Atlas of MR Imaging and Computed.Radiology. 207:103–111.
43. LIEPERT J, MILTNER WH, BAUDER H, SOMMER M, DETTMERS C, TAUB E, WEILLER C. (1998). Motor cortex plasticity during constraint-induced movement therapy in stroke patients. *Neurosci Lett*. 1998 Jun 26;250(1):5-8.
44. LIEPERT J, TEGENTHOFF M, MALIN JP. (1995) Changes of cortical motor area size during immobilization. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. Dec; 97(6):382-6.
45. LISSEK S, DIEKAMP B, GÜNTÜRKÜN O. (2002). Impaired learning of a color reversal task after NMDA receptor blockade in the pigeon (*Columba livia*) associative forebrain (neostriatum caudolaterale). *Behav Neurosci*; 116:523-9.
46. LIZIO, R., VECCHIO, F., FRISONI, G. B., FERRI, R., RODRIGUEZ, G., BABILONI, C. (2011). Electroencephalographic rhythms in Alzheimer's disease. *Int J Alzheimers Dis*.
47. MACHADO D, BASTOS VH, CUNHA M, VELASQUES B, MACHADO S, BASILE L, ET AL. (2009). Effects of bromazepam in the development of sensorimotor activity: an electroencephalographic study. *Rev Neurol*; 49: 295-9.

48. MANAIA F, TEIXEIRA S, VELASQUES B, BITTENCOURT J, SALLES JI, ARIAS-CARRIÓN O, BASILE LF, PERESSUTTI C, DE CARVALHO MR, CAGY M, PIEDADE R, RIBEIRO P, MACHADO S. (2013). Does immobilization of dependent hand promote adaptative changes in cerebral cortex? An analysis through qEEG asymmetry. *Neurosci Lett.* 538:20-5.
49. MANO Y., CHUMA T., WATANABE I. (2003). Cortical reorganization in training. *Journal of Elctromuography and Kinesiology.* 13:57-62.
50. MATTEI, T.A. e MATTEI, J.A. (2005). The spatial cognition and its disturbances: the role of the Posterior Parietal Cortex. *Rev Neurociencias.* 13(2): 093-099.
51. MCLEAN, M.H., ARNELL, K.M.,COTE, K.A. (2012). Resting EEG in alpha and beta bands predicts individual differences in attentional blink magnitude. *Brain and Cognition.* 78: 218–229.
52. MEREDITH, M.A. (2002). On the neuronal basis for multisensory convergence: A brief overview. *Cognitive Brain Research.* 14:31–40.
53. MINKWITZ, J., TRENNER, M.U. SANDER, C. et al (2012). Time perception at different EEG-vigilance levels. *Behavioral and Brain Functions,* 8:50.
54. MUELLER, K.L., MARION, S.D., PAUL, L.K., BROWN, W.S. (2009). Bimanual motor coordination in agenesis of the corpus callosum.*Behavior Neuroscience.* 123(5):1000-1011.
55. NGOMO S, LEONARD G, MERCIER C. (2012). Influence of the amount of use on hand motor cortex representation: effects of immobilization and motor training.*Neuroscience.*Sep18;220:208.14.doi:10.1016/j.neuroscience.2012.06.01. Epub Jun 16.

56. NGOMO S, LEONARD G, MOFFET H, MERCIER C. (2012). Comparison of transcranial magnetic stimulation measures obtained at rest and under active conditions and their reliability. *J Neurosci Methods*. Mar 30;205(1):65-71. doi: 10.1016/j.jneumeth.2011.12.012.
57. NUWER, M. (1997). Assessment of digital EEG, quantitative EEG, and EEG brain mapping: report of the American Academy of neurology and the American clinical neurophysiology society *Neurology* 49: 277-92.
58. OLIVERI, M., KOCH, G., SALERNO, S., TORRIERO, S., LO GERFO, E., CALTAGIONE, C. (2009). Representation of time intervals in the right posterior parietal cortex: Implications for a mental time line. *NeuroImage*. 46: 1173–1179.
59. ORAM, M.W., HATSOPOULOS, N.G., RICHMOND, B.J., DONOGHUE, J.P. (2001). Excess synchrony in motor cortical neurons provides redundant direction information with that from coarse temporal measures. *Journal of Neurophysiology*. 86(4):1700-1716.
60. PAIYADATH, V., EAGLEMAN, D. (2007). The Effect of Predictability on Subjective Duration. *PLoS ONE*. 2(11): e1264.
61. PASCUAL-LEONE, A., AMEDI, A., FREGNI, F., MERABET, L.B., (2005). The plastic human brain cortex. *Annu. Rev. Neurosci.* 28, 377–401.
62. PFURTSCHELLER G. (1981). Central beta rhythm during sensorimotor activities in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*; 51: 253–64.
63. PFURTSCHELLER, G., LOPES DA SILVA, F.H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*. 110: 1842-1857.

64. PFURTSCHHELLER, 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.
65. PFURTSCHHELLER, G., NEUPER, C., FLOTZINGER, D., PREGENZER, M. (1997) EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. *ElectroencephclinNeurophysiol.*103:642–651.
66. PFURTSCHHELLER, G., NEUPER, C., SCHLOGL, A., LUGGER, K. (1998) Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters. *IEEE Trans RehabilEng.* 6:316–325.
67. PIERROT-DESEILLIGNY, C., MÜRI, R.M., NYFFELER, T., MILEA, D. (2005). The role of the human dorsal lateral prefrontal cortex in ocular motorbehavior. *Annals of the New York Academy of Science.* 1039: 239-251.
68. PORTELLA, C. E., SILVA, J. G., MACHADO, S., VELASQUES, B., BASTOS, V. H., FERREIRA-VORKAPIC, C. *et al.* (2007). EEG spectral coherence inter- and intrahemispheric during catching object fall task. *Arq Neuropsiquiatr* 65: 63-7.
69. PROTEAU, L., ROUJOULA, A., MESSIER, J. (2009). Evidence for continuous processing of visual information in a manual video-aiming task *J Mot Behav* 41:219-231.
70. ROBERTS DR1, RICCI R, FUNKE FW, RAMSEY P, KELLEY W, CARROLL JS, RAMSEY D, BORCKARDT JJ, JOHNSON K, GEORGE MS. (2007). Lower limb immobilization is associated with increased corticospinal excitability. *Exp Brain Res.* 2007 Aug; 181(2):213-20. EpubMar 15.
71. ROLLER C. A, COHEN H. S. KIMBALL K. T. BLOOMBERG J. J. (2001).Variable practice with lenses improves visuo-motor plasticity. *Cognitive Brain Research.* 12: 341-352

72. ROSSI, S., HALLETT, M., ROSSINI, P.M., PASCUAL-LEONE A. (2009). The Safety of TMS Consensus Group 1. Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *International Federation of Clinical Neurophysiology*. 1388-2457.
73. ROSSINI P.M, PAURI F. (2000). Neuromagnetic integrated methods tracking human brain mechanisms of sensorimotor areas 'plastic' reorganization. *Brain Research Reviews*. 33:131-154.
74. ROSSINI PM, ROSSINI L E FERRERI F. (2010). Transcranial Magnetic Stimulation: A Review. *IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine*; 0739-5175.
75. ROSSINI, P.M, ROSSI, S.(2007). Clinical applications of motor evoked potentials.*Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 106:180–194.
76. ROSSINI, P.M., ROSSI, S. (2007). Transcranial magnetic stimulation: diagnostic, therapeutic, and research potential. *Neurology*.68: 484-488.
77. SÁ C.S.C. E MEDALHA C.C. (2001). Aprendizagem e Memória – Contexto Motor. *Rev. Neurociências.*; 9(3): 103-110.
78. SAMPAIO, I., PUGA, F., VEIGA, H., CAGY, M., PIEDADE, P. E RIBEIRO P. (2008). The influence of bromazepam on cortical power distribution. *Anais da Academia Brasileira de Ciências*. 80 (2): 335-340.
79. SANES J. J, DONOGHUE J. P (2000). Plasticity and Primary Motor Cortex. *Annu. Rev. Neurosci*. 23:393-415.
80. SEKI K, KIZUKA T, YAMADA H. (2007). Reduction in maximal firing rate of motoneurons after 1-week immobilization of finger muscle in human subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 17: 113–120.

81. SERRIEN, D.J., SPAPÉ, M.M. (2009). Effects of task complexity and sensory conflict on goal-directed movement. *NeurosciLett.* 464(1):10-13.
82. SMITH M E *ET AL.*, (1999). Neurophysiological indices of strategy development and skill acquisition. *Brain Res Cogn Brain Res.* 1999 Jan:7 (3):389-404.
83. SMITH, A., TAYLOR, E., LIDZBA, K., & RUBIA, K. (2003). A right hemispheric frontocerebellar network for time discrimination of several hundreds of milliseconds. *Neuroimage.* 20(1): 344–350.
84. STRICK, P.L., DUM, R.P., FIEZ, J.A. (2009). Cerebellum and non motor function. *The Annual Review of Neuroscience.*32:413–43.
85. SUGAWARA, K., ONISHI, H., YAMASHIRO, K., SOMA, T., OYAMA, M., KIRIMOTO, H., TAMAKI, H., MURAKAMI, H., KAMEYAMA, S. (2013). Repeated practice of a Go/NoGo visuomotor task induces neuroplastic change in the human posterior parietal cortex: an MEG study. *Exp Brain Res.* 226:495–502.
86. TAUB E, USWATTE G, MARK VW, MORRIS DM. (2006) The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. *Eura Medicophys.* 42(3):241-56. Review.
87. TSE, P.U., INTRILIGATOR, J., RIVEST, J., CAVANAGH, P. (2004). Attention and the subjective expansion of time. *Perception & psychophysics.*66: 1171–1189.
88. TURRIGIANO G.G, NELSON S.B. (2000). Hebb and Homeostasis in Neuronal Plasticity. *Current Opinion in Neurobiology.* 10: 358-364.
89. WEIBULL A, FLONDELL M, ROSÉN B, BJÖRKMAN A. (2011). Cerebral and clinical effects of short-term hand immobilization. *Eur J Neurosci.* Feb; 33(4):699-704. doi: 10.1111/j.1460-9568.2010.07551.x. Epub 2011 Jan 16.

90. WERHAHN KJ, MORTENSEN J, KAELIN-LANG A, BOROOJERDI B, COHEN LG. (2002). Cortical excitability changes induced by deafferentation of the contralateral hemisphere. *Brain*. Jun;125(Pt 6):1402-13.
91. Y.X. SHI, J.H. TIAN, K.H. YANG, Y. ZHAO, (2011). Modified constraint-induced movement therapy versus traditional rehabilitation in patients with upper-extremity dysfunction after stroke: a systematic review and meta-analysis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 92 782–972.
92. ZIEMANN, U., MARK HALLETT M., (2001) Hemispheric asymmetry of ipsilateral motor cortex activation during unimanual motor tasks: further evidence for motor dominance. *ClinicalNeurophysiology*112:107–113.

## 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 \_\_\_\_\_ de 2015.

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 PARA CONDIÇÃO I

### Projeto:

**Declaração de Idade:** Eu declaro que tenho mais que 18 anos e que participarei por livre vontade do projeto de pesquisa titulado: Análise das modificações corticais em indivíduos submetidos à retenção do movimento.

**Objetivo:** Eu entendo que o objetivo deste projeto é investigar os circuitos cerebrais envolvidos na tarefa de movimento do dedo através do exame de eletroencefalografia (EEG), antes e após a imobilização da mão direita por 48 horas.

**Detalhamento da técnica:** A EEG é um exame seguro, indolor e não invasivo, onde eletrodos são devidamente colocados sobre a superfície da cabeça (escalpo) com o intuito de registrar a atividade elétrica cerebral.

**Procedimentos:** Os procedimentos são realizados em sete etapas; a primeira requer que eu realize um EEG em repouso de 2 minutos e logo após uma tarefa com o movimento de flexão e extensão do dedo indicador simultâneo com EEG. O período de realização do movimento de extensão do dedo indicador é de 90 repetições do movimento do dedo que deverei realizar ao estímulo visual. Na terceira etapa novamente realizarei o EEG em repouso. Na quarta etapa serei submetido a imobilização da mão direita com uma tala de imobilização da mão que permanecerei por 48 horas. A quinta etapa será retirada a tala e eu realize o EEG em repouso. Na sexta etapa realizarei 90 repetições do movimento do dedo e na última etapa realizou o EEG em repouso.

**Confidencialidade:** Eu entendo que todas as informações coletadas no estudo são confidenciais e que meu nome não será divulgado em momento algum. Entendo ainda que toda e qualquer informação será utilizada somente para fins acadêmicos.

**Riscos e benefícios:** Minha participação não me trará qualquer risco e/ou benefício (físico ou financeiro). No período de imobilização da mão estou ciente que não poderei executar tarefas do cotidiano como escrever, assinar, dirigir, utilizar transportes coletivos e trabalhar e/ou qualquer outra tarefa que exija a utilização da mão direita. Desse modo, tenho ciência que a tala é de fácil retirada (aplicada com velcro) e, caso perceba qualquer tipo de risco a acidentes ou incômodo, devo retirar a tala imediatamente e informar ao pesquisador. A fim de evitar qualquer risco, os pesquisadores providenciaram transporte até minha residência após aplicação e para a retirada da tala.

**Liberdade para interromper a participação:** A qualquer momento posso pedir para interromper minha participação na realização do presente estudo e, se assim eu desejar, a responsável pelo estudo irá fornecer os resultados da minha participação em uma oportunidade futura.

### Identificação do responsável pelo estudo:

Igor Brauns

Telefone: (21)97429-3211

e-mail: braunsigor@gmail.com

---

Assinatura do participante

Rio de Janeiro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

## ANEXO III - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA CONDIÇÃO II

### Projeto:

**Declaração de Idade:** Eu declaro que tenho mais que 18 anos e que participarei por livre vontade do projeto de pesquisa titulado: Análise das modificações corticais em indivíduos submetidos à retenção do movimento.

**Objetivo:** Eu entendo que o objetivo deste projeto é investigar os circuitos cerebrais envolvidos na tarefa de movimento do dedo através do exame de eletroencefalografia (EEG), e a modulação do Córtex motor esquerdo com a estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr) e imobilização da mão direita por 48 horas.

**Detalhamento da técnica:** A EEG é um exame seguro, indolor e não invasivo, onde eletrodos são devidamente colocados eletrodos sobre a superfície da cabeça (escalpo) com o intuito de registrar a atividade elétrica cerebral. Já a EMT é um método seguro, indolor e não-invasivo de estimulação ou inibição de circuitos cerebrais. Na pesquisa será aplicada a estimulação de forma repetitiva, tornando-se possível promover alterações neuromodulatórias através do aumento ou da diminuição da excitabilidade do cérebro.

**Procedimentos:** Os procedimentos deste projeto serão realizados em 16 etapas; a primeira requer que eu realize um EEG em repouso de 2 minutos e logo após uma tarefa com o movimento do dedo indicador com EEG simultaneamente à tarefa com duração de 24 minutos que deverei realizar ao estímulo visual. Na terceira etapa novamente realizarei o EEG sem o movimento do dedo. Na quarta etapa receberei a estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr). A quinta etapa requer que eu realize novamente o EEG em repouso. Na sexta etapa realizarei 90 movimentos do dedo e na sétima etapa realizei o EEG em repouso. Na oitava etapa realizarei o engessamento da mão direita por 48 horas. Na nona etapa eu realize um EEG sem o movimento do dedo 2 minutos e logo após uma tarefa com o movimento do dedo indicador com EEG simultaneamente à tarefa com duração de 24 minutos que deverei realizar ao estímulo visual. Na décima primeira etapa realizarei a EEG sem o movimento do dedo. Na décima segunda etapa receberei a aplicação da estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr). Na décima terceira etapa requer que eu realize novamente o EEG sem o movimento do dedo e finalmente, na décima quarta etapa realizarei os 90 movimento do dedo indicador.

**Confidencialidade:** Eu entendo que todas as informações coletadas no estudo são confidenciais e que meu nome não será divulgado em momento algum. Entendo ainda que toda e qualquer informação será utilizada somente para fins acadêmicos.

**Riscos e benefícios:** Minha participação não me trará qualquer risco e/ou benefício (físico ou financeiro). No período de imobilização da mão estou ciente que não poderei executar tarefas do cotidiano como escrever, assinar, dirigir, utilizar transportes coletivos e trabalhar e/ou qualquer outra tarefa que exija a utilização da mão direita. Desse modo, tenho ciência que a tala é de fácil retirada (aplicada com velcro) e, caso perceba qualquer tipo de risco a acidentes ou incômodo, devo retirar a tala imediatamente e informar ao pesquisador. A fim de evitar qualquer risco, os pesquisadores providenciaram transporte até minha residência após aplicação e para a retirada da tala. A estimulação magnética transcraniana repetitiva pode apresentar efeitos colaterais imediatos: dor de cabeça leve e tontura que não dura mais que 2 horas. Não existem efeitos colaterais tardios ou danos relacionados ao uso dessa técnica.

**Liberdade para interromper a participação:** A qualquer momento posso pedir para interromper minha participação na realização do presente estudo, se assim eu desejar, a responsável pelo estudo irá fornecer os resultados da minha participação em uma oportunidade futura.

### Identificação do responsável pelo estudo:

Igor Brauns

Telefone: (21)97429-3211

e-mail: braunsigor@gmail.com

---

Assinatura do participante

Rio de Janeiro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

**ANEXO – IV INVENTÁRIO DE CONDIÇÕES MÉDICAS E NEUROPSIQUIÁTRICAS**

Nome: \_\_\_\_\_

Data de Nasc: \_\_\_\_\_

Pressão Arterial: \_\_\_\_\_ X \_\_\_\_\_ F.C. em Repouso \_\_\_\_\_ bpm

Você faz uso de alguma medicação? ( ) Não ( ) Sim Qual? \_\_\_\_\_

Você já recebeu diagnóstico médico de alguma das seguintes doenças ou problemas?

A) Doenças neurológicas (lesão cerebral, doença cerebrovascular, epilepsia) --- ( ) Não ( ) Sim

B) Doenças psiquiátricas ----- ( ) Não ( ) Sim

D) Doenças cardíacas ----- ( ) Não ( ) Sim

Você já realizou alguma cirurgia? -----

( ) Não ( ) Sim

Chave de Resposta para \*: 0= Nada 1= No passado 2= Atual, mas não atrapalha 3= Atual, compensado 4= Atual, atrapalha.

**1. Dificuldades visuais: \_\_\***

1.1 Problemas crônicos: ( ) 1. Miopia, ( ) 2. Hipermetropia, ( ) 3. Presbiopia, ( ) 4. Estrabismo, ( ) 5. Outro. Explicar: \_\_\_\_\_ ( ) 6. Nenhum.

1.2 Problemas agudos: ( ) 1. Conjuntivite, ( ) 2. Outro, explicar: \_\_\_\_\_ ( ) Nenhum.

1.3 Os problemas crônicos acima estão compensados? ( ) 1. Sim ( ) 2. Não Como? \_\_\_\_\_ ( ) 3. Não se aplica.

**2. Problemas Neurológicos: \_\_\***

2.1 Já tive alguma vez: ( ) 1. Desmaios, ( ) 2. Traumatismos cranianos, ( ) 3. Epilepsia, ( ) 4. Ataques, ( ) 5. Encefalite, ( ) 6. Meningite, ( ) 7. Aneurisma, ( ) 8. Dor de cabeça ( ) 9. Enxaqueca ( ) 10. Diabetes ( ) 11. Derrame (AVC), ( ) 12. Paralisia, perda de força, ( ) 13. Insensibilidade/formigamento – explicar no verso:

2.1.1 na infância: \_\_\_\_\_

2.1.2 na adolescência: \_\_\_\_\_

2.1.3 na fase adulta: \_\_\_\_\_

**3. Problemas motores: \_\_\***

*Marcar e explicar, quando solicitado:*

( ) 1. Consigo movimentar bem meu braço e minha mão preferenciais; ( ) 2. Sofro habitualmente com tremores no meu braço, punho ou dedos na minha mão preferenciais (explicar: \_\_\_\_\_);

( ) 3. Sou propenso(a) a derrubar ou quebrar coisas e me considero ou me consideram um pouco desajeitado/a.

**4. Problemas psiquiátricos: \_\_\***

Já apresentei alguma vez (marcar, explicar): ( )1. Depressão, ( )2. ansiedade  
( )3. comportamentos compulsivos (quais? \_\_\_\_\_),  
( )4. Impulsividade e explosividade, ( )5. Crises de estranheza intensa consigo mesmo, com as  
pessoas ou com o ambiente (não se reconhece claramente, ou às pessoas, ou ao local onde está:  
explique, por favor: \_\_\_\_\_),  
( )6. Ouvir vozes que ninguém mais pode ouvir, ( )7. Ver coisas que ninguém mais pode ver,  
( )8. sou habitualmente muito ansioso/a e/ou tenso/a \_\_\_\_\_

5. Já fiz alguma vez exames neurológicos que apontaram algum problema: ( )1. Eletroencefalografia,  
( )2. Tomografia cerebral, ( )3. Ressonância Magnética. Explique, por  
favor: \_\_\_\_\_ ( )4. Nunca.

6. Já consultei alguma vez um(a) ( )1. Neurologista, ( )2. Psiquiatra ou ( )3. Psicólogo. Qual era o  
tipo de problema? \_\_\_\_\_ ( )4. Nunca consultei.