

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E**  
**DESEMPENHO FÍSICO-FUNCIONAL**

**Ana Carolina Borges Valente**

**Da amplitude à variabilidade: uma abordagem integrada sobre os efeitos da  
colocação de eletrodos no registro do potencial motor evocado**

Juiz de Fora  
2025

**Ana Carolina Borges Valente**

**Da amplitude à variabilidade: uma abordagem integrada sobre os efeitos da  
colocação de eletrodos no registro do potencial motor evocado**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional. Área de concentração: Desempenho e Reabilitação em diferentes condições de saúde

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Coorientador: Prof. Dr. Renan Hiroshi Matsuda

Juiz de Fora

2025

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Valente, Ana Carolina Borges.

Da amplitude à variabilidade: uma abordagem integrada sobre os efeitos da colocação de eletrodos no registro do potencial motor evocado / Ana Carolina Borges Valente. -- 2026.

111 p.

Orientador: Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Coorientador: Renan Hiroshi Matsuda

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Fisioterapia. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional, 2026.

1. Estimulação Magnética Transcraniana. 2. Potencial Evocado Motor. 3. Eletromiografia de Superfície. I. Garcia, Marco Antonio Cavalcanti, orient. II. Matsuda, Renan Hiroshi, coorient. III. Título.

**Ana Carolina Borges Valente**

**Da Amplitude à Variabilidade: Uma Abordagem Integrada sobre os Efeitos da Colocação de Eletrodos no Registro do Potencial Motor Evocado**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional. Área de concentração: Desempenho e reabilitação em diferentes condições de saúde

Aprovada em 12 de dezembro de 2025.

**BANCA EXAMINADORA**

**Professor Doutor Marco Antonio Cavalcanti Garcia** - Orientador  
Universidade Federal de Juiz de Fora

**Doutor Renan Hiroshi Matsuda** - Coorientador  
Aalto University

**Professor Doutor Abrahão Fontes Baptista**  
Universidade Federal do Rio de Janeiro

**Professor Doutor Marcelo Maroco Cruzeiro**  
Universidade Federal de Juiz de Fora

03/03/2026, 13:54

SEL/UFJF - 2711778 - PROPP01.5: Termo de aprovação

**Professor Doutor Rodrigo Alves Dias**  
Universidade Federal de Juiz de Fora

Juiz de Fora, 30/10/2025.

---

**Professor Doutor Rodrigo Alves Dias**

Universidade Federal de Juiz de Fora

Juiz de Fora, 30/10/2025.



Documento assinado eletronicamente por **Ana Carolina Borges Valente, Usuário Externo**, em 17/12/2025, às 22:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Renan Hiroshi Matsuda, Usuário Externo**, em 18/12/2025, às 04:18, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rodrigo Alves Dias, Professor(a)**, em 05/01/2026, às 18:37, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marco Antônio Cavalcanti Garcia, Professor(a)**, em 10/03/2026, às 12:04, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcelo Maroco Cruzeiro, Professor(a)**, em 10/03/2026, às 21:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **ABRAHAO FONTES BAPTISTA, Usuário Externo**, em 15/09/2026, às 08:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf ([www2.ufjf.br/SEI](http://www2.ufjf.br/SEI)) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **2711778** e o código CRC **A7148EC0**.

Dedico este trabalho, primeiramente, a Deus e aos meus pais, familiares e amigos, que me inspiram e me dão apoio incondicional em todos os momentos.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, primeiramente, a Deus por me fortalecer, conceder sabedoria e me conduzir em cada momento da minha vida, permitindo-me alcançar esta conquista.

Aos meus pais, por serem minha base, meu alicerce e fonte diária de inspiração. Sem o amor, o apoio e o exemplo de vocês, eu não teria chegado até aqui.

Aos meus orientadores, Professores Doutores Marco Garcia e Renan Matsuda, pela paciência, leveza e dedicação com que me guiaram ao longo desta trajetória. Obrigada por todos os ensinamentos, pelas conversas e pelo incentivo constante. Vocês são grandes inspirações, tanto profissionalmente quanto pessoalmente.

Ao Professor Oswaldo Baffa e aos amigos do Biomag pela acolhida no Laboratório, pela disponibilidade e pelo suporte essencial que tornaram possível a vivência prática em outro estado e laboratório. Foi um enorme privilégio conhecê-los e participar dessa experiência única e enriquecedora. Expresso minha admiração e gratidão por todo o trabalho desenvolvido por vocês e pela generosidade em compartilhar conhecimentos e por me acolherem sempre de forma amigável e atenciosa.

Aos meus amigos e familiares, por cada palavra de incentivo, cada gesto de apoio e cada demonstração de carinho ao longo do caminho.

Aos meus amados e queridos pacientes, por me estimularem a querer buscar sempre o melhor para eles e por terem paciência, acolhimento e compreensão com esta fase.

Aos colegas de turma, pelas experiências, desafios, risadas e aprendizados compartilhados. Cada um contribuiu, de forma especial, para esta caminhada.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG., APQ-01867-21), pelo apoio ao desenvolvimento da pesquisa.

E, por fim, à Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), instituição pública, de excelência, que desde a graduação tem sido minha casa e um espaço fundamental para o meu crescimento pessoal, acadêmico e profissional.

## RESUMO

**Objetivo:** Investigar a influência de três diferentes montagens de eletrodos na variabilidade dos Potenciais Evocados Motores (PEM) gerados por meio da Estimulação Magnética Transcraniana (EMT) e adquiridos por Eletromiografia de Superfície (sEMG). **Metodologia:** O estudo foi desenvolvido em etapas sequenciais, incluindo revisão da literatura, estudos piloto e experimento principal. No experimento principal, o músculo Bíceps Braquial direito de oito (8) indivíduos adultos foi avaliado por meio da sEMG para aquisição dos PEMs a partir de três diferentes montagens de eletrodos: (1) montagem bipolar com eletrodos posicionados sobre o ventre muscular; (2) montagem bipolar recomendada para registro de PEM em protocolos clínicos; e (3) montagem pseudomonopolar (ventre–tendão). As montagens diferem quanto à localização e à distância intereletrodos, resultando em diferentes volumes de detecção. Os PEMs foram coletados simultaneamente nas três configurações. **Resultados:** A montagem bipolar (2) apresentou menor variabilidade em comparação às outras duas avaliadas. **Conclusão:** A montagem 2 fornece PEMs com menores coeficientes de variação e maiores amplitudes. **Significância:** A disposição dos eletrodos influencia diretamente a amplitude e a variabilidade dos PEMs, devendo ser considerada em avaliações com EMT para garantir maior confiabilidade das medidas.

**Palavras-chave:** estimulação magnética transcraniana; potencial evocado motor; eletromiografia de superfície.

## ABSTRACT

**Objective:** To investigate the influence of three different electrode montages on the variability of Motor Evoked Potentials (MEPs) elicited by Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) and recorded using surface Electromyography (sEMG). **Methods:** The study was conducted in sequential stages, including a literature review, pilot studies, and a main experiment. In the main experiment, the right Biceps Brachii muscle of eight (8) adult participants was assessed using sEMG to record MEPs obtained from three different electrode montages: (1) bipolar montage with electrodes positioned over the muscle belly; (2) bipolar montage recommended for MEP recording in clinical protocols; and (3) pseudomonopolar montage (belly–tendon). The montages differed in electrode location and interelectrode distance, resulting in different detection volumes. MEPs were recorded simultaneously across the three configurations. **Results:** The bipolar montage (2) demonstrated lower variability compared to the other two configurations evaluated. **Conclusion:** Montage (2) provides MEPs with lower coefficients of variation and higher amplitudes. **Significance:** Electrode configuration directly influences MEP amplitude and variability and should be carefully considered in TMS assessments to ensure greater reliability of measurements.

**Keywords:** transcranial magnetic stimulation; motor evoked potential; surface electromyography.

## RESUMO LEIGO

Este estudo investigou como a posição dos eletrodos aplicados na pele influencia os resultados de um exame chamado potencial evocado motor (PEM). Esse exame é utilizado junto com a estimulação magnética transcraniana (EMT), uma técnica que estimula o cérebro por meio de pulsos magnéticos e é usada tanto em pesquisas quanto no tratamento de condições neurológicas e transtornos mentais, como acidente vascular cerebral (AVC), Parkinson e depressão. Quando aplicamos um pulso magnético no cérebro, o músculo pode responder com um pequeno movimento. Essa resposta pode ser registrada por meio de eletrodos autoadesivos colocados sobre o músculo. No entanto, a literatura científica ainda não apresenta consenso claro sobre qual é a melhor forma de posicionar esses eletrodos para obter medidas mais confiáveis. Ao realizar uma revisão da literatura, observou-se que há poucos estudos sobre o tema e que não há padronização entre eles. Isso significa que clínicos e pesquisadores adotam posicionamentos distintos, o que pode gerar resultados variados e dificultar o processo diagnóstico e a comparação entre estudos. Para investigar essa questão, este trabalho analisou três formas diferentes de posicionar os eletrodos e comparou como isso afetava: (1) o tamanho da resposta muscular registrada; (2) a variabilidade da medida; (3) o número de pulsos necessários para obter um resultado confiável. Além disso, foram comparados registros obtidos com eletrodos convencionais (mais simples e acessíveis) e com uma tecnologia mais avançada, a eletromiografia de alta densidade, que utiliza vários pequenos eletrodos distribuídos ao longo do músculo. Essa técnica permite enxergar, com mais detalhes, como a ativação elétrica se distribui no músculo, o que mostra que a resposta não ocorre de maneira uniforme. Os resultados indicaram que o posicionamento dos eletrodos influencia efetivamente os valores obtidos. Dependendo de onde e como os eletrodos são colocados, a resposta pode parecer maior ou menor. Isso pode impactar tanto pesquisas científicas quanto decisões clínicas. De forma geral, o estudo mostra que algo que pode parecer um detalhe técnico, a posição dos eletrodos, tem grande impacto na qualidade dos resultados. Mais pesquisas são necessárias para padronizar esses procedimentos e tornar os exames mais consistentes, comparáveis e eficazes tanto na prática clínica quanto na pesquisa científica. Um infográfico representando todas essas informações foi gerado e pode ser visualizado no Apêndice A deste trabalho.

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 - Fluxograma PRISMA .....                                                                                                                                                                                                                                                                     | 24 |
| Figura 2 - Avaliação da qualidade metodológica dos estudos incluídos na revisão.....                                                                                                                                                                                                                   | 26 |
| Figura 3 - Marcação Anatômica na pele do sujeito (a) e Materiais utilizados para localização da Zona de Inervação (fita métrica; faixa para auxiliar na fixação da matriz de eletrodos na pele; lápis dermatográfico; caneta de acupuntura para localização do ponto motor).....                       | 43 |
| Figura 5 - Estimulador magnético MagVenture R20 (registro ANVISA nº 80117580341) .....                                                                                                                                                                                                                 | 44 |
| Figura 6 - Dispositivo de eletromiografia multicanal SESSANTAQUATTRO (OT Bioelettronica, Itália) .....                                                                                                                                                                                                 | 45 |
| Figura 7 - Registro da atividade mioelétrica e análise comparativa dos posicionamentos bipolar e monopolar, a partir da distribuição espacial do PEM, por meio de uma matriz de 8 × 8 eletrodos.....                                                                                                   | 48 |
| Figura 8 - Disposição dos eletrodos para os três protocolos investigados no músculo Bíceps Braquial (BB). Protocolo 1: Garcia <i>et al.</i> (2017); protocolo 2: IFCN (Rossi <i>et al.</i> , 2009); e protocolo 3: Munneke <i>et al.</i> (2018). JNM = junção neuromuscular.....                       | 53 |
| Figura 9 - Posicionamento da bobina em relação à cabeça do sujeito, guiada pela neuronavegação, a partir da localização do hotspot. A figura A representa a tentativa de posicionar a bobina corretamente nos planos sagital, horizontal e vertical em relação ao hotspot .....                        | 55 |
| Figura 10 - Exemplo de PEMs promediados a partir do registro de ~30 pulsos únicos para o sujeito 6 para o lado direito com o protocolo 1 (Garcia <i>et al.</i> , 2017); protocolo 2: IFCN (Rossi <i>et al.</i> , 2009) adaptado; e protocolo 3 (Munneke <i>et al.</i> , 2018) adaptado do músculo..... | 56 |

## LISTA DE GRÁFICOS

|                                                                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Gráfico 1 - Amplitude média por canal e sujeito.....                                                                                      | 57 |
| Gráfico 2 - Coeficiente de Variação Cumulativo Canal 1 .....                                                                              | 58 |
| Gráfico 3 - Coeficiente de Variação Cumulativo Canal 2 .....                                                                              | 59 |
| Gráfico 4 - Coeficiente de Variação Cumulativo Canal 3 .....                                                                              | 59 |
| Gráfico 5 - Comparação do pulso de estabilização por sujeito e canal .....                                                                | 60 |
| Gráfico 6 - Amplitude média e IC95% por sujeito e canal .....                                                                             | 61 |
| Gráfico 7 - Cálculo da probabilidade de a amostra cair dentro do IC 95% e da porcentagem da média acumulada permanecer dentro do IC ..... | 62 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Características dos estudos incluídos .....                                              | 28 |
| Tabela 2 - Protocolo de posicionamento adotado e resultados .....                                   | 29 |
| Tabela 3 - Descrição dos sujeitos participantes.....                                                | 50 |
| Tabela 4 - Distância (cm) entre os eletrodos utilizados em cada protocolo .....                     | 52 |
| Tabela 5 - Descrição do limiar motor em ambos os hemisférios para os três protocolos aplicados..... | 54 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|         |                                                                      |
|---------|----------------------------------------------------------------------|
| ANVISA  | Agência Nacional de Vigilância Sanitária                             |
| AVC     | Acidente Vascular Cerebral                                           |
| BB      | Bíceps Braquial                                                      |
| CEP     | Comitê de Ética em Pesquisa                                          |
| CV      | Coeficiente de Variação                                              |
| DIE     | Distância Inter-eletrodos                                            |
| EEG     | Eletroencefalograma                                                  |
| EMG     | Eletromiografia                                                      |
| EMT     | Estimulação Magnética Transcraniana                                  |
| EMTr    | Estimulação Magnética Transcraniana Repetitiva                       |
| FDI     | Músculo Interósseo Dorsal                                            |
| FFCLRP  | Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto          |
| FRC     | Flexor Radial do Carpo                                               |
| HD-sEMG | Eletromiografia de alta densidade                                    |
| IC      | Intervalo de Confiança                                               |
| IFCN    | International Federation of Clinical Neurophysiology                 |
| JB1     | Joanna Briggs Institute Critical Appraisal Checklist                 |
| JNM     | Junção Neuromuscular                                                 |
| LMR     | Limiar Motor em Repouso                                              |
| MEP     | Motor Evoked Potential                                               |
| MEPP-P  | Motor Evoked Potential Peak-to-Peak                                  |
| PEM     | Potencial Evocado Motor                                              |
| PEMP-P  | Potencial Evocado Motor Pico a Pico                                  |
| PRISMA  | Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses   |
| rEMT    | Estimulação Magnética Transcraniana Repetitiva                       |
| sEMG    | Eletromiografia de Superfície                                        |
| SENIAM  | Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles  |
| STROBE  | Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology |
| TCLE    | Termo de Consentimento Livre e Esclarecido                           |
| TMS     | Transcranial Magnetic Stimulation                                    |
| UFJF    | Universidade Federal de Juiz de Fora                                 |
| USP     | Universidade de São Paulo                                            |

## SUMÁRIO

|          |                                                                                     |           |
|----------|-------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUÇÃO GERAL</b>                                                             | <b>19</b> |
| 1.1      | OBJETIVO GERAL                                                                      | 20        |
| 1.2      | OBJETIVOS ESPECÍFICOS                                                               | 21        |
| 1.3      | HIPÓTESES ESPECÍFICAS                                                               | 21        |
| <b>2</b> | <b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>                                                        | <b>22</b> |
| 2.1      | REVISÃO SISTEMÁTICA                                                                 | 22        |
| 2.1.1    | <b>Materiais e Métodos</b>                                                          | <b>22</b> |
| 2.1.2    | <b>Estratégia de Pesquisa</b>                                                       | <b>22</b> |
| 2.1.3    | <b>Estratégia de Seleção</b>                                                        | <b>23</b> |
| 2.2      | RESULTADOS                                                                          | 24        |
| 2.2.1    | <b>Avaliação da Qualidade Metodológica dos Estudos Incluídos</b>                    | <b>25</b> |
| 2.2.2    | <b>Características dos Estudos Incluídos</b>                                        | <b>27</b> |
| 2.2.3    | Protocolo de posicionamento adotado e resultados                                    | 29        |
| 2.3      | DISCUSSÃO                                                                           | 30        |
| 2.3.1    | <b>Protocolos Mencionados na Literatura Encontrada</b>                              | <b>30</b> |
| 2.3.2    | <b>SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)</b> | <b>30</b> |
| 2.3.3    | <b>IFCN (International Federation of Clinical Neurophysiology)</b>                  | <b>31</b> |
| 2.3.4    | <b>Pseudomonopolar</b>                                                              | <b>32</b> |
| 2.3.5    | <b>Eletromiografia Multicanal</b>                                                   | <b>33</b> |
| 2.3.6    | <b>Dimensão e Distância dos Eletrodos</b>                                           | <b>33</b> |
| 2.3.7    | <b>Comparação entre Protocolos de Posicionamento</b>                                | <b>36</b> |
| 2.3.8    | <b>Limitações do Estudo</b>                                                         | <b>39</b> |
| 2.4      | CONCLUSÃO DO CAPÍTULO                                                               | 39        |
| <b>3</b> | <b>EXPERIMENTOS</b>                                                                 | <b>41</b> |
| 3.1      | EXPERIMENTO 1: ESTUDO PILOTO COM ELETROMIOGRAFIA MULTICANAL                         | 41        |
| 3.1.1    | <b>Introdução</b>                                                                   | <b>41</b> |
| 3.1.2    | <b>Materiais e Métodos</b>                                                          | <b>41</b> |
| 3.1.2.1  | <i>Delineamento do Estudo</i>                                                       | 41        |

|                                                                                                              |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.1.2.2 Aspectos Éticos .....                                                                                | 42        |
| 3.1.2.3 Amostra .....                                                                                        | 42        |
| 3.1.2.4 Coleta de Dados Antropométricos.....                                                                 | 42        |
| 3.1.2.5 Preparação da Pele e Marcação Anatômica e Localização da Zona de Inervação .....                     | 42        |
| 3.1.2.6 Estimulação Magnética Transcraniana.....                                                             | 44        |
| 3.1.2.7 Eletromiografia Multicanal.....                                                                      | 45        |
| 3.1.2.8 Processamento dos Sinais.....                                                                        | 45        |
| <b>3.1.3 Discussão e Resultados .....</b>                                                                    | <b>46</b> |
| <b>3.1.4 Conclusão.....</b>                                                                                  | <b>48</b> |
| <b>3.2 EXPERIMENTO 2 .....</b>                                                                               | <b>49</b> |
| <b>3.2.1 Introdução .....</b>                                                                                | <b>49</b> |
| <b>3.2.2 Materiais e Métodos .....</b>                                                                       | <b>50</b> |
| 3.2.2.1 Amostra .....                                                                                        | 50        |
| 3.2.2.2 Eletromiografia de superfície (sEMG).....                                                            | 51        |
| 3.2.2.3 Estimulação Magnética Transcraniana (EMT) .....                                                      | 53        |
| 3.2.2.4 Processamento e Análise dos Dados.....                                                               | 56        |
| <b>3.2.3 Resultados.....</b>                                                                                 | <b>57</b> |
| 3.2.3.1 Amplitude Média .....                                                                                | 57        |
| 3.2.3.2 Coeficiente de Variação (CV%) .....                                                                  | 58        |
| 3.2.3.3 Média Cumulativa e Estabilização.....                                                                | 59        |
| <b>3.2.4 Discussão .....</b>                                                                                 | <b>63</b> |
| <b>3.2.5 Conclusão.....</b>                                                                                  | <b>66</b> |
| <b>4 CONCLUSÃO GERAL.....</b>                                                                                | <b>68</b> |
| <b>5 PRODUTOS DA PRESENTE DISSERTAÇÃO.....</b>                                                               | <b>70</b> |
| 5.1 PUBLICAÇÕES.....                                                                                         | 70        |
| 5.2 APRESENTAÇÕES EM EVENTOS CIENTÍFICOS.....                                                                | 70        |
| <b>REFERÊNCIAS .....</b>                                                                                     | <b>72</b> |
| <b>ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FFCLRP-USP (CAAE nº 70965023.0.0000.5407) .....</b> | <b>75</b> |

|                                                                                                                                                               |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ANEXO B</b> - Assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) .....                                                                        | 77  |
| <b>ANEXO C</b> - Questionário de Segurança para Aplicação de Estimulação Magnética Transcraniana (ROSSI, S. <i>et al.</i> 2009).....                          | 81  |
| <b>ANEXO D</b> - Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade de Juiz de Fora.....                                                   | 82  |
| <br><b>APÊNDICE A</b> - Infográfico do Resumo Leigo.....                                                                                                      | 86  |
| <b>APÊNDICE B</b> - Questionário de Dados Pessoais Antropométricos .....                                                                                      | 87  |
| <b>APÊNDICE C</b> - Artigo Publicado a Partir dos Dados Coletados com o Estudo Piloto.....                                                                    | 89  |
| <b>APÊNDICE D</b> - Artigo Publicado a Partir dos Dados Coletados com o Estudo Piloto.....                                                                    | 94  |
| <b>APÊNDICE E</b> - Resumo Apresentado Na Modalidade Pôster no XIX Fórum da Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia (01/2024) ..... | 99  |
| <b>APÊNDICE F</b> - Resumo Apresentado na Modalidade Pôster no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (02/2024) .....                                   | 100 |
| <b>APÊNDICE G</b> - Resumo Apresentado na Modalidade Pôster No 6th International Brain Stimulation Conference (01/2025) .....                                 | 101 |

## 1 INTRODUÇÃO GERAL

A estimulação magnética transcraniana (EMT) é uma técnica não invasiva que, baseada no princípio da indução eletromagnética, recruta células neuronais corticais, permitindo avaliar a excitabilidade dos tractos corticobulbar ou corticoespinhal por meio do potencial evocado motor (PEM) (Garcia *et al.*, 2017). Essa avaliação é comumente realizada por meio da aplicação de um pulso único de EMT, que induzirá um potencial de ação que percorrerá a via em questão e os nervos periféricos, resultando em uma resposta muscular, o PEM, que poderá registrado por meio de eletromiografia de superfície (sEMG), onde eletrodos autoadesivos são posicionados sobre a pele no músculo-alvo.

A influência do posicionamento de eletrodos para registros eletromiográficos (EMG) sobre as propriedades das respostas motoras evocadas pela EMT ainda é pouco conhecida, apesar das recomendações internacionais (Rossini *et al.*, 2015) e dos esforços de padronização no uso da técnica (Weise *et al.*, 2022; Garcia *et al.*, 2017; 2023). Tendo em vista que o perfil de recrutamento muscular, seja por meio de uma manifestação voluntária (Garcia; Vieira, 2011) ou evocada pela EMT (Garcia *et al.*, 2023) não se dá de maneira uniforme do ponto de vista espacial, podemos, então, conjecturar que o uso de configurações distintas de posicionamento de eletrodos de superfície poderá resultar em diferentes propriedades do PEM. Além disso, a variabilidade das medidas pode ser atribuída a fatores técnicos e fisiológicos como, por exemplo, o tipo de bobina utilizada e o método de posicionamento, intensidade do estímulo ofertado e a atividade neural individual de cada um (Biabani *et al.*, 2018).

Sob essa perspectiva, Garcia *et al.* (2017) sugeriram que a adoção de diferentes posicionamentos de eletrodos para o registro do PEM deveria ser mais cuidadosamente abordada, uma vez que a variabilidade nos parâmetros do PEM poderia, por exemplo, conduzir a diagnósticos equivocados e, para além disso, influenciar o número de pulsos necessários para elicitar o PEM de forma confiável (Biabani *et al.*, 2018). Logo, a variabilidade da amplitude pico a pico ( $PEM_{P-P}$ ), que tem sido comumente adotada como parâmetro no processo diagnóstico, mas também como referência primária de ajuste da intensidade da EMT em protocolos terapêuticos, como a EMT repetitiva (rEMT), poderá ser afetada não só pelos fatores técnicos e fisiológicos supracitados, mas também pelo posicionamento dos eletrodos no

momento da aquisição do sinal, visto que não há consenso quanto à adequação da montagem dos eletrodos.

Apesar de contarmos com *guidelines* que norteiam a prática clínica e uma crescente quantidade de estudos para investigar a variabilidade dos PEMs e o número ideal de pulsos, há ainda uma falta de consenso para aquisição de forma confiável dos PEMs. Em estudo utilizando neuronavegação, Chang *et al.* (2016) identificou que o número ideal de pulsos variava entre 21 e 23 utilizando uma montagem monopolar, conforme recomendações da Federação Internacional de Neurofisiologia Clínica (IFCN), onde um eletrodo foi posicionado no ventre do primeiro músculo interósseo dorsal (FDI), um eletrodo de referência sobre a articulação metacarpofalângica e outro eletrodo terra sobre o processo estilóide ulnar ou o antebraço ipsilateral, utilizando 120% do limiar motor de repouso. Em contrapartida, Biabani *et al.* (2018) encontraram o valor de 20 pulsos apresentando baixa variabilidade e maior nível de estabilidade utilizando uma montagem bipolar no primeiro músculo interósseo dorsal (FDI) direito, separados por 30 mm e um eletrodo terra sobre o processo estilóide ulnar ipsilateral, utilizando 80% do limiar motor de repouso. Apesar da pouca diferença no número de pulsos entre um estudo e outro, a intensidade utilizada para aquisição foi menor no estudo de Biabani *et al.* (2018), o que, para o indivíduo exposto, acaba sendo mais confortável e tolerável. Além disso, com relação à variabilidade, esta montagem de posicionamento também demonstrou ser mais eficaz, apresentando menores taxas de variação entre os pulsos.

Visto a falta de consenso sobre qual o impacto dos diferentes posicionamentos de eletrodos na aquisição dos PEMs através da EMT e como isso pode influenciar o número ideal de pulsos e a variabilidade desta medida, este trabalho teve como objetivo investigar a influência de três diferentes posicionamentos de eletrodos na variabilidade do PEM e no número ideal de pulsos para aquisições confiáveis dessa medida neurofisiológica.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Analisar a influência de diferentes montagens de eletrodos de sEMG sobre a variabilidade, o MEP<sub>P-P</sub> e a estabilidade dos PEMs obtidos por meio da EMT.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comparar a amplitude dos potenciais evocados motores obtidos a partir de diferentes montagens de posicionamentos de eletrodos de eletromiografia de superfície.
2. Avaliar a variabilidade das respostas eletromiográficas entre as montagens de eletrodos analisadas.
3. Investigar o número de estímulos necessários para a estabilização das medidas de potenciais evocados motores em cada configuração de eletrodos.
4. Efetuar uma revisão sistemática da literatura para sintetizar as evidências científicas disponíveis sobre a temática.

## 1.3 HIPÓTESES ESPECÍFICAS

1. Diferentes montagens de eletrodos produzem variações significativas na amplitude dos potenciais evocados motores.
2. O posicionamento dos eletrodos altera os índices de variabilidade das respostas eletromiográficas.
3. Determinadas configurações de eletrodos permitem a estabilização das medidas de potenciais evocados motores com menor número de estímulos.
4. A padronização do posicionamento dos eletrodos contribui para maior confiabilidade dos registros eletrofisiológicos.
5. A literatura ainda é muito incipiente que discuta as diferentes montagens do registro do PEM.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A fim de embasar os aspectos metodológicos relacionados à aquisição dos potenciais motores evocados e para uma melhor compreensão do que se encontra na literatura sobre esta temática, realizou-se uma revisão sistemática da literatura, cuja metodologia adotada é apresentada a seguir.

### 2.1 REVISÃO SISTEMÁTICA

O objetivo deste estudo foi compreender, a partir da literatura, o impacto do posicionamento de eletrodos de superfície sobre o PEM<sub>P-P</sub>, suscitando um debate importante sobre as características de aplicabilidade da sEMG, incluindo montagem, dimensões e configuração dos eletrodos, e servindo de base para estudos futuros.

#### 2.1.1 Materiais e Métodos

Esta revisão sistemática foi realizada de acordo com as recomendações do *Principais Itens Para Relatar Revisões Sistemáticas e Meta-Análises* (PRISMA - <http://www.prisma-statement.org>) e da *Measurement Tool to Assess Systematic Reviews* (AMSTAR - [https://amstar.ca/Amstar\\_Checklist.php](https://amstar.ca/Amstar_Checklist.php))

#### 2.1.2 Estratégia de Pesquisa

Artigos publicados até março de 2025 foram incluídos, e a pesquisa sistemática da literatura foi realizada nas seguintes bases de dados: PubMed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>), Scopus (<https://www.scopus.com>), Embase (<https://www.embase.com>) e Web of Science (<https://login.webofknowledge.com/>). Além disso, como fonte secundária, foi utilizada a inteligência artificial Research Rabbit AI (<https://www.researchrabbit.ai/>). Os termos usados na pesquisa foram: *Motor Evoked Potential* OR MEP, *Electromyography*, *Surface Electromyography* OR sEMG, *Electrode Placement* OR *Electrode Placement Protocol*. A busca foi realizada em 12 de março de 2025, e os resultados obtidos foram sintetizados e utilizados na presente revisão.

A seleção das palavras-chave para pesquisa nos bancos de dados seguiu o modelo PICOS (AMSTAR - [https://amstar.ca/Amstar\\_Checklist.php](https://amstar.ca/Amstar_Checklist.php)). A População (P) indivíduos independente de condição de saúde; a Intervenção (I) Diferentes posicionamentos de eletrodos da sEMG para aquisição do potencial motor evocado pela Estimulação Magnética Transcraniana; a Comparação (C) Comparação entre os diferentes posicionamentos de eletrodos utilizados para aquisição dos dados; os Resultados (O) Comportamento e características dos Potenciais Motores Evocados (PEMs) registrados em resposta à Estimulação Magnética Transcraniana em cada montagem de eletrodos; e o Estudo (S) sendo incluídos todos os tipos de estudos exceto revisões sistemáticas, meta análise e pré prints.

### **2.1.3 Estratégia de Seleção**

Inicialmente, os dados extraídos foram inseridos em uma planilha do Excel, separadamente para cada base de dados, e, em seguida, em uma planilha única, na qual os artigos duplicados foram excluídos e, a partir disso, os autores realizaram triagem dos títulos e dos resumos. Foram excluídos os artigos que: (1) realizaram experimentos em animais; (2) relacionados a fármacos ou hormônios; (3) que não utilizavam EMT (Estimulação Magnética Transcraniana) combinada à eletromiografia; (4) que fossem revisões sistemáticas, meta-análise ou preprints;

Após este passo, os artigos restantes foram avaliados na íntegra, rigorosamente de acordo com os mesmos critérios de inclusão e exclusão, e foram retirados caso não apresentassem o potencial motor evocado pela estimulação magnética transcraniana associada a utilização da eletromiografia e menção do posicionamento do eletrodo adotado para aquisição dos dados.

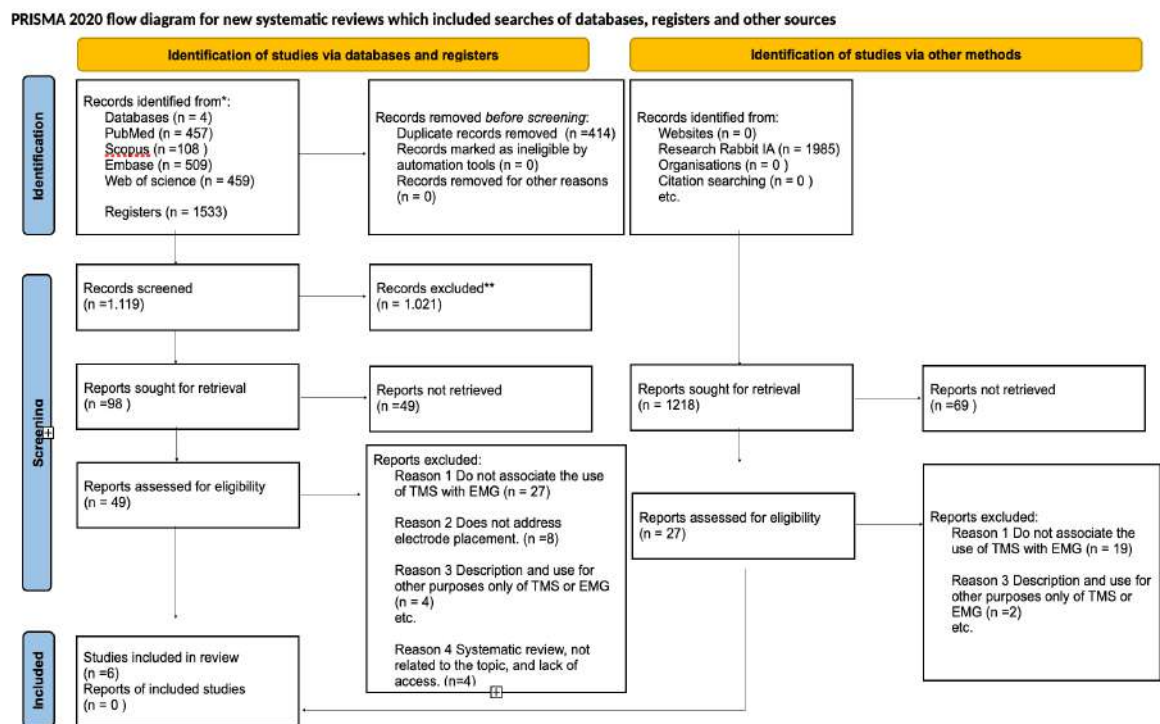
Para melhorar a credibilidade e a eficácia na seleção dos artigos, todos os títulos, resumos e avaliações dos textos completos foram analisados por cinco pesquisadores, de forma independente e cega, seguindo rigorosamente os critérios definidos para a exclusão ou a inclusão. Nos casos em que houve desacordo sobre a seleção de estudos entre os pesquisadores, um sexto crítico foi consultado. Para garantir a avaliação do rigor metodológico dos estudos incluídos na revisão, utilizamos a ferramenta de avaliação de qualidade *JBIC Critical Appraisal Checklist* (<https://jbi.global/critical-appraisal-tools>).

Dos artigos selecionados para compor a presente revisão sistemática foram identificados a população, o número de voluntários; o tipo de bobina utilizado para a aquisição do PEM; quais os músculos avaliados; quais protocolos de posicionamento de eletrodos adotados para aquisição e de que forma os resultados foram apresentados.

## 2.2 RESULTADOS

Diagrama de fluxo da estratégia de busca, com o número de estudos selecionados em cada base de dados e em cada fase desta revisão sistemática.

Figura 1 - Fluxograma PRISMA



\*Consider, if feasible to do so, reporting the number of records identified from each database or register searched (rather than the total number across all databases/registers).

\*\*If automation tools were used, indicate how many records were excluded by a human and how many were excluded by automation tools.

From: Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. BMJ 2021;372:n71.

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

O processo de seleção dos estudos seguiu as diretrizes do PRISMA 2020, conforme ilustrado no fluxograma acima (Figura 1). Inicialmente, foram identificados registros em bases de dados (n = 1.533) e por outros métodos (n = 1.227), totalizando

2.760 registros. Após a remoção de registros duplicados dos registros adquiridos por meio das bases de dados ( $n = 414$ ), 1.119 estudos foram triados, resultando na exclusão de 1.021 registros por não atenderem aos critérios de inclusão.

Na fase de elegibilidade, foram analisados 49 artigos, dos quais 27 foram excluídos por não associarem o uso da estimulação magnética transcraniana (EMT) à eletromiografia (EMG), 8 por não abordarem diferentes posicionamentos de eletrodos, 4 por descreverem o uso de TMS ou EMG para outros fins e 4 por se tratar de revisões sistemáticas. Além disso, 49 artigos não foram encontrados para leitura na íntegra. Na pesquisa realizada via *Research Rabbit AI*, 22 artigos foram avaliados, sendo 19 excluídos por não associarem EMT e sEMG e 2 por descreverem aplicações distintas dessas técnicas. Ao final destes processos, 6 estudos foram incluídos na revisão.

### 2.2.1 Avaliação da Qualidade Metodológica dos Estudos Incluídos

A avaliação da qualidade metodológica dos estudos incluídos na presente revisão foi realizada com base na *JBIC Critical Appraisal Checklist for Analytical Cross-Sectional Studies* (<https://jbi.global/critical-appraisal-tools>). Para facilitar a visualização e a interpretação dos dados, foi elaborado um infográfico (Figura 3) com as respostas a cada um dos critérios analisados.

Na Figura 3, cada linha horizontal representa um estudo incluído na revisão, e as colunas verticais correspondem aos itens do *checklist* aplicado. Os critérios avaliados foram: definição clara dos critérios de inclusão na amostra; descrição detalhada dos sujeitos e do ambiente do estudo; validade e confiabilidade na mensuração da exposição; utilização de critérios objetivos e padronizados para a mensuração da condição; identificação e tratamento de fatores de confusão; validade e confiabilidade na mensuração dos desfechos; e uso de análise estatística apropriada.

Para cada item, as respostas foram categorizadas em quatro possibilidades de acordo com a ferramenta: *Yes (sim) (verde)*, *No (não) (vermelho)*, *Unclear (incerto/não claro) (amarelo)* e *Not Applicable (não aplicável) (azul)*

Figura 2 - Avaliação da qualidade metodológica dos estudos incluídos na revisão

|                      | Were the criteria for inclusion in the sample clearly defined ? | Were the study subjects and the setting described in detail ? | Was the exposure measured in a valid and reliable way ? | Were objective, standard criteria used for measurement of the condition ? | Were confounding factors identified ? | Were strategies to deal with confounding factors stated ? | Were the outcomes measured in a valid and reliable way ? | Was appropriate statistical analysis used ? |
|----------------------|-----------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------|-----------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|---------------------------------------------|
| Munneke et al., 2018 |                                                                 |                                                               |                                                         |                                                                           |                                       |                                                           |                                                          |                                             |
| Bakker et al., 2014  |                                                                 |                                                               |                                                         |                                                                           |                                       |                                                           |                                                          |                                             |
| Garcia et al., 2020  |                                                                 |                                                               |                                                         |                                                                           |                                       |                                                           |                                                          |                                             |
| Garcia et al., 2023  |                                                                 |                                                               |                                                         |                                                                           |                                       |                                                           |                                                          |                                             |
| Valente et al., 2024 |                                                                 |                                                               |                                                         |                                                                           |                                       |                                                           |                                                          |                                             |

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

A partir da análise, observou-se que no primeiro tópico “critérios de inclusão na amostra claramente definidos”, 80% dos artigos (4 de 5) atenderam a esse critério, enquanto 20% (1 de 5) não se aplicaram devido à metodologia. O artigo em questão foi escrito por nosso grupo de estudos previamente, e esses detalhes não foram mais bem explicitados, pois foi apenas citado para contextualizar a temática abordada: a análise dos dados de um sujeito único. O segundo (descrição detalhada dos sujeitos e do ambiente do estudo) e o terceiro tópico (mensuração dos desfechos de forma

válida e confiável), foram contemplados por 100% dos estudos. Já os tópicos quarto (mensuração da exposição de forma válida e confiável), quinto (utilização de critérios objetivos para mensuração da condição) e sexto (identificação de fatores de confusão e estratégias para lidar com esses) desta ferramenta de avaliação foram considerados *Not applicable*, pois não se aplicavam às características metodológicas das pesquisas analisadas.

Por fim, quanto à adequação da análise estatística utilizada, 60% dos estudos (3 de 5) foram classificados como satisfatórios (Yes), enquanto 40% (2 de 5) apresentaram informações insuficientes para julgamento, sendo classificados como *Unclear*.

De forma geral, os estudos incluídos nesta revisão apresentaram boa qualidade metodológica nos critérios aplicáveis, com destaque para a definição da amostra, descrição dos desfechos e, em sua maioria, para o uso adequado de métodos estatísticos. As limitações se concentraram principalmente na descrição contextual de alguns estudos e na ausência de informações detalhadas sobre as análises estatísticas em parte dos artigos avaliados.

### **2.2.2 Características dos Estudos Incluídos**

Dos 6 estudos incluídos, 1 foi descritivo e 5 envolveram seres humanos, totalizando 28 pessoas: 10 homens e 18 mulheres, com faixa etária entre 18 e 52 anos. Com relação aos músculos estudados, foram adotados: bíceps braquial (4), tríceps (2), braquiorradial (2), flexor radial do carpo (1) e flexor curto do polegar (1), sendo que, em alguns estudos, houve avaliação de mais de um músculo. Para realizar a avaliação foram utilizados os seguintes protocolos de posicionamento de eletrodos: bipolar (SENIAM), bipolar modificado (Munnecke *et al.*, 2018), pseudo-monopolar (Garcia *et al.*, 2020, 2023), monopolar (Garcia *et al.*, 2023), estes 3 posicionamentos podem ser observados na figura 9, abordagem multicanal com disposição em anéis ao longo do braço (Bakker *et al.*, 2014; Moniek *et al.*, 2018) e eletromiografia multicanal de alta densidade com segmentação de matriz para comparar protocolo bipolar com monopolar (Valente *et al.*, 2024) pode ser observado na Figura 8.

Os eletrodos utilizados em todos os estudos eram de Ag-AgCl e apresentavam diâmetros variados. Para a aquisição dos dados, foram utilizados

estimuladores magnéticos da fabricante Magventure e da Magstim. Já em relação às bobinas, 2 estudos utilizaram bobina em forma de oito e 3, bobina circular para aquisição. Todos estes dados estão mais bem descritos na tabela a seguir (Características da amostra, músculo estudado em cada estudo incluído, Características dos eletrodos e Tipo de bobina utilizada).

Tabela 1 - Características dos estudos incluídos

| Referências                  | Tamanho da amostra | Sexo       | Idade      | Músculos avaliados                                                | Características dos eletrodos                                                                                                                           | Tipo e posicionamento da bobina                                                                                                                                                   |
|------------------------------|--------------------|------------|------------|-------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Munneke <i>et al.</i> , 2018 | 12                 | 5 ♂<br>7 ♀ | 20-24 anos | Bíceps, Braquiorradial e Tríceps                                  | 37 eletrodos de Ag-AgCl (Kendall Soft-E, H69P, 22 x 22 mm)                                                                                              | Bobina circular posicionada centralizada acima do vértice                                                                                                                         |
| Bakker <i>et al.</i> , 2014  | 1                  | 1 ♀        | 52 anos    | Bíceps braquial, Braquiorradial e Tríceps                         | 30 eletrodos de Ag-AgCl 2223 BRQ - 3M                                                                                                                   | Bobina em figura de oito posicionada tangencialmente e angulada cerca de 45° do plano medial da área do bíceps braquial                                                           |
| Garcia <i>et al.</i> , 2020  | 6                  | 2 ♂<br>4 ♀ | 18-49 anos | Bíceps braquial, Flexor radial do carpo e Flexor curto do polegar | Ag-AgCl Kendall/Tyco ARBO H124SG, 24 mm de diâmetro                                                                                                     | Bobina circular com o centro posicionado manualmente no vértice, com a alça apontando no sentido látero dorsal esquerdo e a corrente elétrica direcionada no sentido anti-horário |
| Garcia <i>et al.</i> , 2023  | 8                  | 2 ♂<br>6 ♀ | 24-28 anos | Bíceps braquial                                                   | Ag-AgCl 2223 BRQ-3M, 1 cm de diâmetro                                                                                                                   | Bobina em figura de oito, guiada por uma touca contendo uma grade espaçada de 1 cm <sup>2</sup> posicionada sobre o crânio do paciente                                            |
| Valente <i>et al.</i> , 2024 | 1                  | 1 ♂        | 43 anos    | Bíceps braquial                                                   | Matriz quadrada (8 × 8; SESSANTAQUATRO, OT Bioelettronica, Italy, 64 canais), 2 mm de diâmetro; e Ag/AgCl, 1 cm de diâmetro para eletrodo de referência | Bobina parabólica posicionada acima do córtex motor primário esquerdo                                                                                                             |

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

### 2.2.3 Protocolo de posicionamento adotado e resultados

Tabela 2 - Protocolo de posicionamento adotado e resultados

| Referências                  | Protocolo de posicionamento                                                                             | Resultados                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
|------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Munneke <i>et al.</i> , 2018 | Posicionamento dos eletrodos em anéis ao longo do braço                                                 | Pares de eletrodos com menor DIE permitem distinguir um grupo muscular do outro (flexores dos extensores) no entanto apresentam PEMP-p com menor amplitude quando comparados a pares com maior DIE, que captam a atividade muscular de forma mais global. Recomenda-se fazer uma aquisição primeiro com DIE maior para em seguida fazer aquisições de grupos musculares mais específicos com DIE menores.                                  |
| Bakker <i>et al.</i> , 2014  | Posicionamento de eletrodos em anéis ao longo do braço                                                  | Pares de eletrodos com DIEs* pequenas apresentaram menor seletividade muscular e mais picos e variações na duração do PEM em comparação a DIE grande. As diferenças nos tamanhos de onda entre eletrodos paralelos e oblíquos com DIE grande observadas na estimulação nervosa periférica não se mantiveram na TMS, indicando que a estimulação nervosa periférica não é específica o suficiente para guiar o posicionamento de eletrodos. |
| Garcia <i>et al.</i> , 2020  | Pseudomonopolar (Garcia <i>et al.</i> ) e bipolar (Seniam)                                              | Protocolo pseudomonopolar (Garcia <i>et al.</i> ) gerou PEMP-P 3,8–6,1x maior que SENIAM, especialmente no bíceps braquial (5,1–6,1x).                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| Garcia <i>et al.</i> , 2023  | Monopolar (IFCN), Pseudomonopolar (Garcia <i>et al.</i> ) e bipolar modificado (Munneke <i>et al.</i> ) | PEMs na montagem IFCN foram 2–4x maiores que Garcia <i>et al.</i> e Munneke <i>et al.</i> Garcia <i>et al.</i> obteve PEMP-P 1,3–1,6x maior que Munneke <i>et al.</i> No bíceps braquial, eletrodos no ventre muscular geraram maiores PEMs, mas nem sempre correspondem à zona de inervação.                                                                                                                                              |
| Valente <i>et al.</i> , 2024 | Pseudomonopolar e bipolar                                                                               | A montagem bipolar resultou em PEMP-P 85% menor do que o obtido por meio da montagem pseudomonopolar.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| Garcia <i>et al.</i> , 2017  | Bipolar (SENIAM) e pseudomonopolar                                                                      | O melhor arranjo de eletrodos para adquirir sinal EMG seria o “pseudo-monopolar”, com o eletrodo na zona de inervação, assim, obtendo o melhor sinal de uma maior concentração de unidades motoras que inervam o músculo terminal e se comunica com as fibras musculares.                                                                                                                                                                  |

Legenda: PEM - potencial evocado motor. DIE - distância inter-eletrodos.

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

## 2.3 DISCUSSÃO

### 2.3.1 Protocolos Mencionados na Literatura Encontrada

Após toda triagem e leitura na íntegra dos artigos incluídos, 5 diferentes abordagens foram mencionadas: Bipolar, proposta pela SENIAM (Garcia *et al.*, 2020, 2023; Valente *et al.*, 2024); Bipolar modificada (Munneke *et al.*, 2018); Monopolar, proposta pela IFCN (Garcia *et al.*, 2023); Pseudomonopolar (Garcia *et al.*, 2020, 2023; Valente *et al.*, 2024) e multicanal (Bakker *et al.*, 2014; Munneke *et al.*, 2018; Valente *et al.*, 2024). Cada abordagem possui uma metodologia própria de posicionamento e orientações sobre como fazê-lo.

### 2.3.2 SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*)

Em um esforço de fomentar a colaboração científica entre grupos europeus e de promover maior esclarecimento acerca das diversas nuances do uso da eletromiografia de superfície, o projeto *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) surgiu como a primeira iniciativa de padronização do posicionamento dos eletrodos (Hermens *et al.*, 2000). Como resultado da promoção da pesquisa científica em diversos laboratórios europeus, da revisão da literatura de estudos europeus na área e do trabalho integrado de especialistas, uma proposta final, aprovada pelo grupo SENIAM, foi anunciada em 1999 como um empreendimento inovador na cena científica da eletromiografia. Essa proposta engloba recomendações que detalham as características dos eletrodos e os procedimentos de posicionamento em 27 músculos diferentes (Hermens *et al.*, 2000). Vale ressaltar que, embora os músculos intrínsecos da mão sejam amplamente utilizados na prática clínica, o flexor curto do polegar é o único músculo desse grupo especificado nas orientações.

No que diz respeito às recomendações propriamente ditas, os eletrodos, cujo tamanho não deve ultrapassar 10 mm, devem ser alocados em uma montagem bipolar com distância inter-eletrodos de 20 mm (Hermens *et al.*, 2000). Para músculos pequenos, tem-se estabelecido que essa distância não deve ultrapassar  $\frac{1}{4}$  do

comprimento da fibra muscular (Hermens *et al.*, 2000). Acerca do posicionamento, as indicações individuais para cada músculo partem de dois pressupostos gerais: considerando a localização longitudinal do eletrodo, deve-se posicioná-lo a meio caminho entre a zona da placa terminal motora mais distal e o tendão distal; quanto à localização transversal, deve-se posicioná-lo longe da borda de outras subdivisões ou músculos. Ademais, recomenda-se que os eletrodos bipolares sejam posicionados paralelos às fibras musculares e que o eletrodo de referência seja alocado, preferencialmente, em tecido eletricamente inativo, como o punho, o processo espinhoso de C7 e o tornozelo (Hermens *et al.*, 2000).

Embora os regulamentos propostos pelo SENIAM sejam empregados na prática clínica, estudos na área buscam avaliar como diferentes protocolos de posicionamento se traduzem em resultados eletromiográficos distintos, de modo a otimizar a captação do PEM. Garcia *et al.* (2017) propõem que o posicionamento de eletrodos seja realizado na junção neuromuscular/zona de inervação, em uma montagem pseudomonopolar, garantindo que o eletrodo possa cobrir a região com maior número de unidades motoras. Dessa forma, pode-se registrar PEMs derivados da soma dos potenciais de ação das unidades motoras que surgem na região antes de se propagarem para locais distintos do músculo. Em estudos posteriores, Garcia *et al.* (2020) corroboram sua teoria por meio da comparação entre seu protocolo e as recomendações preconizadas pelo SENIAM. Em todos os músculos analisados no estudo (flexor curto do polegar, flexor radial do carpo e bíceps braquial), a montagem pseudo-monopolar gerou PEM<sub>P-P</sub> maiores. Essa montagem também é indicada pelo protocolo IFCN e por Stålberg *et al.* (2019) que afirmam que a alocação do eletrodo na junção neuromuscular proporciona estimativas de latência mais robustas, o que confere uma vantagem a esse tipo de protocolo em aplicações de EMT.

### **2.3.3 IFCN (*International Federation of Clinical Neurophysiology*)**

A *International Federation of Clinical Neurophysiology* (IFCN) é uma organização global dedicada ao avanço da neurofisiologia clínica, promovendo a pesquisa, a educação e a prática clínica nesta área médica. Fundada em 1947, a IFCN reúne sociedades nacionais e regionais de neurofisiologia clínica, com o objetivo de padronizar e aprimorar as técnicas e procedimentos utilizados na avaliação do sistema

nervoso central e periférico, como o eletroencefalograma (EEG), a eletromiografia (EMG) e os potenciais evocados.

O protocolo de posicionamento de eletrodos proposto pela IFCN para aquisição de potenciais motores evocados a partir da TMS enfatiza a importância de uma posição precisa para garantir a eficácia do estímulo e a segurança do paciente. Tal organização recomenda que o eletrodo de sEMG seja posicionado sobre o ventre do músculo-alvo, enquanto o eletrodo de referência é colocado sobre um local eletricamente neutro, geralmente sobre um tendão adjacente. A confiabilidade dos registros depende diretamente da correta fixação dos eletrodos de acordo o SENIAM, evitando artefatos e garantindo a captura precisa dos sinais (Hermens *et al.*, 2000). Paralelamente, o posicionamento da bobina de EMT segue diretrizes específicas, como a orientação em relação ao plano parassagital, garantindo a máxima indução de corrente no tecido cortical (Spampinato *et al.*, 2023).

#### **2.3.4 Pseudomonopolar**

Assim como a abordagem proposta pela IFCN, a montagem pseudomonopolar também adota posicionamentos monopolares dos eletrodos no ventre muscular e um eletrodo de referência em uma proeminência óssea. Entretanto, Garcia *et al.* (2023) ao proporem tal posicionamento, recomendam que ao invés de usar a parte do ventre muscular como onde se encontra a maior concentração de massa muscular, fosse utilizado o Atlas de Zona de Inervação Muscular (Barbero *et al.*, 2012), pois desta forma, o eletrodo monopolar não estaria posicionado apenas só no ventre muscular mas também na área da zona de inervação com uma precisão um pouco melhor do que ir apenas pela identificação palpatória e visual do ventre muscular. Para confirmar a zona de inervação e o ponto motor onde se deve posicionar o eletrodo, o grupo utilizou uma caneta eletrônica de eletroestimulação (*Meridian Energy Pen*; 3,7 V; 300 mA  $\pm$  50 mA; frequência de 0,01–300 Hz; largura de pulso de 100–320  $\mu$ s). Desta forma, a montagem pseudomonopolar difere da monopolar apenas no que tange à metodologia e à identificação do ponto onde o eletrodo deve ser posicionado.

### 2.3.5 Eletromiografia Multicanal

Tendo em vista que o perfil de recrutamento muscular, seja por meio de uma manifestação voluntária ou evocada pela estimulação magnética transcraniana (EMT) não se dá de maneira uniforme do ponto de vista espacial (Garcia; Vieira *et al.*, 2011; Garcia *et al.*, 2023), podemos conjecturar que o uso de configurações distintas de posicionamento de eletrodos na sEMG poderá resultar em diferentes propriedades do PEM<sub>P-P</sub> levando à perda de informações ou a interpretações equivocadas dos sinais adquiridos.

Em contrapartida, a eletromiografia de superfície multicanal de alta densidade (HD-sEMG), que é caracterizada por eletrodos de pequeno diâmetro e espaçamento bem definido entre eles, envolve a captação de quatro sinais ou mais simultaneamente, permitindo uma visualização detalhada da atividade elétrica muscular e sua distribuição ao longo do músculo-alvo, reduzindo a perda de informações espaciais e temporais e possibilitando a análise de diferentes características e medidas do sistema neuromuscular, como o perfil de recrutamento das unidades motoras, velocidade de condução, localização da zona de inervação, localização da junção musculotendínea e uma caracterização da topografia do músculo em estudo (Gallina *et al.*, 2017; Masuda *et al.*, 2000).

Para mais, através da análise detalhada proporcionada pelas HD-sEMG, e da segmentação e processamento adequados dessas informações, torna-se viável identificar os melhores posicionamentos de eletrodos que poderiam ser utilizados na sEMG, garantindo uma aquisição de dados mais representativa e eficiente dos sinais eletromiográficos e promovendo uma melhor compreensão tanto do sistema neuromuscular quanto de mecanismos neurofisiológicos.

### 2.3.6 Dimensão e Distância dos Eletrodos

Outro tema relevante que podemos notar é a dimensão dos eletrodos na sEMG. Tal equipamento é composto por uma área adesiva e uma área condutiva para a medição da atividade mioelétrica, com variações entre fabricantes que devem ser consideradas e explicitadas nos artigos científicos.

O problema, nesse contexto, é a falta de rigor que os experimentos acabam apresentando, seja por não destacarem as dimensões do eletrodo, seja por não seguirem o tamanho de eletrodo recomendado por determinado protocolo, como, por exemplo, o SENIAM, que orienta a utilização de eletrodos menores que 10 mm. A ausência de consenso é motivo de preocupação, uma vez que o eletrodo, devido às suas propriedades condutivas, define a área de aquisição do sinal durante a mensuração do PEM. Consequentemente, suas dimensões influenciam diretamente a amplitude e a resolução espacial do potencial de ação detectado pelo sistema de amplificação, distorcendo os PEMs obtidos, o que, por sua vez, pode comprometer o diagnóstico ou a avaliação da evolução terapêutica.

Por exemplo, um eletrodo com uma área de sensor pequena, como um eletrodo circular de 1 mm de diâmetro, capta potenciais mioelétricos de forma focal em poucas fibras musculares, podendo gerar, assim, um sinal com um conteúdo espectral de mais alta frequências. Este perfil deve-se à função de transferência no filtro de frequência de cada eletrodo (Merletti; Muceli, 2019), que pode ser identificada ao pesquisar a organização dos componentes eletrônicos do sensor, o que evidencia a importância de explicitar o modelo dos eletrodos utilizados em cada artigo. Tal filtragem ocorre de modo que as frequências geradas por potenciais de ação musculares, caso estejam fora da média dos valores gerais, “outsiders”, são excluídas e não influenciam tanto o sinal que sairá do eletrodo, dito o valor do PEM. Sendo assim, de acordo com o estudo citado (Merletti; Muceli, 2019), quanto menor o eletrodo, menor será a filtragem e o “amortecimento”, como observado em um dos eletrodos usados, de 1 mm, que não apresenta quase nenhuma filtragem.

Já um eletrodo maior, com sensor retangular de 22 x 22 mm, como os usados em muitos artigos (Bakker *et al.*, 2014), possui uma área de sensor maior, com maior distribuição da tensão elétrica sobre a área do condutor (Merletti, Muceli, 2019), o que irá gerar um gráfico de potenciais com componentes de mais baixa frequência, fazendo uma média de várias regiões musculares; entretanto, perdendo alguns valores devido à alta filtragem. Portanto, influenciando diretamente o valor da PEM, que é o valor médio das frequências dos componentes eletrônicos.

Além disso, é preciso destacar que o tamanho completo do eletrodo muitas vezes não reflete a área de captação do potencial de ação, visto que pode haver uma região com plástico ou adesivo, sem o condutor metálico, onde ocorre a captação do

PEM proveniente do músculo e transmitido ao sensor do eletrodo, que processará esse valor e mostrará um valor elétrico médio calculado. Tais parâmetros são apresentados em cada site do fabricante de eletrodos. Sendo assim, todas essas variáveis relativas às dimensões dos eletrodos indicam que as características do equipamento devem ser explícitas, indicando o modelo exato a ser pesquisado no site do fabricante e para entender a organização dos componentes macroscópicos (mensurar a distribuição elétrica na área do condutor) e dos componentes eletrônicos (mensurar a filtragem de frequência). Além disso, ao fazer um experimento de diagnóstico ou tratamento, ao ler um artigo, ou, na prática profissional diária, deve-se atentar aos eletrodos, para que a conclusão e discussão da atividade não seja alterada pelo fato de que as especificações do eletrodo não atenderam à rigorosidade pedida pelo experimento, obtendo sinais falsos ou alterados por erros que contaminam os sinais de PEM nos resultados dos artigos, conseqüentemente, também contaminando as discussões e conclusões destes. A exemplo de estudos relacionados ao monitoramento de manifestações mioelétricas de fadiga muscular, comportamento de unidades motoras individuais, compartimentação de imagens, entre outros, que necessitam de rigorosa atenção aos parâmetros de geometria, tamanho e distância entre os eletrodos (Merletti; Muceli, 2019), devendo-se atentar ao uso de um eletrodo grande (com boa filtragem de frequência) ou pequeno (mais sensível), dependendo do músculo.

Outro aspecto importante que influencia a aquisição dos sinais eletromiográficos é a distância intereletrodos (DIE). De acordo com Garcia *et al.* (2023), DIEs maiores permitem uma captação mais ampla da atividade elétrica muscular, aumentando a probabilidade de detectar sinais residuais do trato corticospinal em músculos flexores e extensores do antebraço. Essa característica é particularmente relevante em pacientes com comprometimento motor, como após acidente vascular cerebral (AVC), pois reduz o risco de não detecção de potenciais evocados motores (PEMs) ainda presentes.

Por outro lado, DIEs menores são mais indicadas quando o objetivo é avaliar músculos específicos com maior seletividade espacial. Entretanto, essa maior especificidade pode resultar em redução da amplitude dos PEMs registrados. Em indivíduos pós-AVC, essa diminuição pode levar a interpretações equivocadas, como falsos-negativos, caso a atividade residual seja muito discreta.

Assim, recomenda-se que, em avaliações iniciais de pacientes com perda motora, sejam utilizadas DIES maiores para aumentar a sensibilidade da detecção. Embora DIES amplas estejam mais sujeitas ao fenômeno de *crosstalk* — isto é, à captação de sinais provenientes de músculos adjacentes (Garcia *et al.*, 2011) —, DIES muito curtas podem não captar adequadamente a atividade muscular remanescente, comprometendo a representação fiel do PEM do músculo avaliado

Além disso, DIES curtas fornecem estimativas de valor de PEM frequentemente muito altas e variáveis, o que foi confirmado por Vieira *et al.* (2023), que utilizaram um conjunto flexível de 32 eletrodos em 20 participantes, com DIES entre 5 e 50 mm, constatando que a diminuição das DIES influencia diretamente as taxas de erro. Por isso, deve-se também usar uma DIE larga para identificar um bom parâmetro de valor (Garcia; Vieira, 2011). Ou seja, a DIE deve ser muito bem estudada e exposta nos artigos para que não haja reproduções errôneas de experimentos e influências que comprometam a aquisição do sinal eletromiográfico, de modo que essa distância respeite o objetivo de cada estudo, o tamanho do músculo investigado e a resolução espacial que desejamos alcançar (Vieira *et al.*, 2011).

### 2.3.7 Comparação entre Protocolos de Posicionamento

Com base nos achados desta revisão, podemos observar uma grande heterogeneidade nos posicionamentos dos eletrodos para a aquisição do potencial motor evocado pela EMT. Dos 6 artigos incluídos, 5 diferentes montagens foram citadas: Bipolar, Bipolar modificada, Monopolar, Pseudomonopolar e abordagens multicanais, sendo duas em formato de anéis e uma em matriz de eletrodos de alta densidade. Como mencionado na tabela de resultados (3.4) e na subseção acima (4.1), cada montagem apresenta particularidades, vantagens e desvantagens próprias. A montagem bipolar, proposta pelo SENIAM, foi citada 3 vezes. Tal montagem é amplamente adotada por usuários de sEMG e, nos artigos que citaram seu uso para aquisição do PEM<sub>P-P</sub>, foi observada grande perda de informação nas aquisições, quando comparada ao protocolo pseudomonopolar, também mencionado 3 vezes. A diferença entre a amplitude dos PEM<sub>P-P</sub> variou entre 3,8 a 6,1 vezes em um estudo (Garcia *et al.*, 2020) e 85% em outro (Valente *et al.*, 2024). Com relação a montagem monopolar, proposta pela IFCN, o valor pico a pico demonstrou ser maior

do que em todas as outras abordagens, variando entre 2-4 vezes quando comparada à montagem pseudomonopolar, proposta pelo autor Garcia *et al.* (2017) e a montagem proposta por Munneck *et al.* (2018) que se tratava de uma montagem bipolar modificada, com uma distância intereletrodo entre 40 e 90% do comprimento total do músculo BB, a hipótese para tal fato é de que por estar próximo à zona de inervação, esses eletrodos captam sinais advindos de uma grande concentração de unidades motoras na junção neuromuscular, o que significa uma somação de informação resultando em sinais maiores tanto na abordagem monopolar quanto pseudomonopolar (Garcia *et al.*, 2017; Valente *et al.*, 2024).

Com relação às abordagens multicanais, estas permitem tanto a visualização da distribuição espacial do PEM<sub>P-P</sub>, oferecendo uma melhor análise com menor perda de informações, quanto a avaliação de questões importantes, como a influência da distância intereletrodos. No estudo piloto realizado previamente por Valente *et al.* (2024) através da segmentação de informações adquiridas por meio de uma matriz de 64 canais posicionada sobre o músculo bíceps braquial, encontraram uma distribuição heterogênea do potencial de ação e com maior ativação na região próxima da zona de inervação. A partir desta segmentação, foi realizada uma comparação da montagem bipolar proposta pelo SENIAM, onde foram segmentados 8 eletrodos dos 64 para representar a dimensão e posicionamento de um par de eletrodos equivalente ao que seria utilizado na sEMG, e uma montagem pseudomonopolar, onde 4 eletrodos foram segmentados e posicionados na área correspondente a zona de inervação que havia sido marcada previamente. Como resultado, foi observado que o PEM adquirido através da montagem pseudomonopolar apresentou uma amplitude 85% maior do que o PEM adquirido usando uma montagem bipolar. Apesar de ser um estudo com um único sujeito, observa-se uma diferença importante entre as montagens. Em outros estudos também incluídos nesta revisão que utilizaram uma abordagem multicanal simples, os autores identificaram como a distância intereletrodos impacta na variabilidade do comportamento do PEM<sub>P-P</sub>. Bakker *et al.* (2014) utilizaram uma abordagem em formato de anel ao longo do braço, em que 30 eletrodos foram distribuídos em três anéis ao redor do antebraço para cobrir as atividades musculares extensora e flexora. O anel I continha eletrodos ativos sobre os músculos-alvo, enquanto os anéis II e III possuíam eletrodos de referência. Como resultado, os autores observaram variações no formato de onda e no valor pico a pico dos PEMs

em função da distância entre os eletrodos. Em seus achados, notaram que distâncias de eletrodos maiores apresentaram morfologia semelhante, com uma deflexão positiva seguida de uma negativa. Já os PEMs com pequenas distâncias intereletrodos exibiram múltiplos picos e maior variação na duração. A partir disso, observou-se que distâncias intereletrodos pequenas parecem apresentar menor seletividade para grupos musculares do que as registradas com distâncias maiores. No entanto, não foram capazes de definir também o melhor posicionamento para realizar aquisições com maior seletividade e melhor relação sinal-ruído.

Moniek *et al.* (2018) também utilizaram uma abordagem em formato de anel ao longo de todo o braço. Em um primeiro momento, mediu-se o diâmetro do braço. Em seguida, foram posicionados V anéis ao longo do braço, nos quais os anéis I e II continham 9 eletrodos, distribuídos uniformemente ao longo da circunferência do braço. Os anéis III e IV continham 7 eletrodos, enquanto o anel V possuía 5, distribuídos proporcionalmente à circunferência do antebraço. Um eletrodo de referência comum foi colocado no epicôndilo lateral. Neste estudo, diferente dos achados neste aspecto de Bakker *et al.* (2014) foi observado que, para se realizar uma avaliação de excitabilidade e integridade de vias, o melhor posicionamento dos eletrodos se dá a partir de uma distância maior entre eles, pois se tem uma maior área de cobertura e leitura dos sinais, já com o objetivo de realizar um mapeamento ou localização de um músculo específico, a melhor opção seria adotar distância intereletrodos menores, pois concentram melhor a informação. No entanto, os autores ressaltam que antes de se adotar uma menor distância intereletrodos, o ideal é se realizar uma aquisição utilizando eletrodos mais espaçados, a fim de evitar falsos-negativos, especialmente em pacientes pós AVC. Concluindo, quando se aumentou a sensibilidade espacial, ou seja, a capacidade de detectar sinais de regiões musculares mais específicas, isso ocorreu à custa da amplitude do PEM<sub>P-P</sub>. Isso significa que, ao tentar captar sinais de áreas menores ou mais localizadas, a amplitude dos PEM<sub>P-P</sub> registrados foi reduzida. Como consequência, a relação sinal-ruído diminuiu, tornando mais difícil distinguir os PEMs de possíveis interferências. Ao final, não conseguiram definir um posicionamento mais adequado para realizar as aquisições, mas se ponderou a necessidade de buscar um equilíbrio entre precisão espacial e qualidade do sinal ao posicionar os eletrodos, corroborando os achados finais de Bakker *et al.* (2014) para a definição de um protocolo mais específico. Além disso, tanto Bakker *et*

*al.* (2014) quanto Munneke *et al.* (2018) ressaltam que o uso da estimulação elétrica periférica para definição do melhor posicionamento de eletrodos não é viável, visto que o padrão de recrutamento muscular da EMT é menos específico e gera cocontração dos músculos flexores e extensores; logo, o posicionamento que gera uma melhor aquisição para a estimulação nervosa periférica não deve ser replicado para aquisições feitas com EMT. Bakker *et al.* (2014) conclui orientando o uso de eletroneuromiografia e de matrizes de eletrodos de alta densidade para aquisições de grupamentos musculares mais específicos.

### 2.3.8 Limitações do Estudo

Apesar da crescente utilização da EMT para avaliação de medidas neurofisiológicas, algumas tendo uso da sEMG, e das citações destas técnicas associadas para tal feito em *guidelines* e consensos promovidos pela IFCN e colaboradores (Rossi *et al.*, 2009; 2020; Rossini *et al.*, 2015) e em consensos de lista de verificação para avaliar a qualidade metodológica de estudos que utilizam estimulação magnética transcraniana (Chipchase *et al.*, 2012), as montagens adotadas ainda assim não são descritas em muitos artigos que utilizam esta combinação de técnicas, e toda temática desta revisão ainda não é amplamente discutida. Portanto, poucos artigos se caracterizaram para serem incluídos. Além disso, os artigos incluídos foram majoritariamente de cunho transversal e apresentaram grande heterogeneidade metodológica, dificultando encontrar uma ferramenta padrão que pudesse ser utilizada para avaliar a qualidade e os riscos de viés, visto que a maioria destas ferramentas é desenvolvida para ensaios clínicos.

## 2.4 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

A partir dos achados desta revisão, apesar da falta de consenso e informações mais detalhadas e robustas, as abordagens multicanais demonstram ser a melhor alternativa, permitindo uma avaliação da distribuição espacial do PEM<sub>P-P</sub> e menor perda de informações. No entanto, na falta de um sistema mais completo como os destas abordagens, a montagem monopolar parece ser a melhor escolha para a realização da avaliação de PEM<sub>P-P</sub>, tendo apresentado maior valor pico-a-pico e

menor perda de informação quando comparada às outras montagens possíveis com a eletromiografia convencional. Logo, podemos observar que cada abordagem apresenta particularidades próprias e oferece respostas distintas. Com isso, se pensarmos em cada uma delas como “câmeras fotográficas” captando uma “foto” do sinal, ao final de cada aquisição observamos resultados distintos na amplitude do  $PEM_{P-P}$ , fornecendo diferentes respostas quanto à excitabilidade e a outras variáveis que podem ser analisadas a partir do  $PEM_{P-P}$ . Neste sentido, é de grande importância e urgência o desenvolvimento de mais estudos que permitam uma melhor compreensão de como o potencial motor evocado por EMT se distribui e de qual montagem oferece respostas mais fidedignas possíveis, a fim de tornar as aquisições mais assertivas tanto para questões diagnósticas quanto para inferir a melhor dose de tratamento da estimulação magnética repetitiva (EMTr).

### 3 EXPERIMENTOS

A presente seção abordará a parte experimental deste trabalho. Para compor a seção, foram utilizados 2 conjuntos de dados coletados de forma independente e em períodos distintos. O primeiro experimento de aquisição de dados utilizou uma abordagem de eletromiografia multicanal, e o segundo, um dispositivo convencional de eletromiografia.

#### 3.1 EXPERIMENTO 1: ESTUDO PILOTO COM ELETROMIOGRAFIA MULTICANAL

##### 3.1.1 Introdução

Como mencionado anteriormente, a EMT tem sido amplamente utilizada na investigação do controle motor em condições de saúde e patológicas, proporcionando uma melhor compreensão dos mecanismos neurofisiológicos subjacentes, especialmente a partir das propriedades do potencial evocado motor (PEM) (Garcia *et al.*, 2017; Moraes *et al.*, 2023; Spampinato *et al.*, 2023; Garcia *et al.*, 2024). Este experimento visou trazer, a partir da eletromiografia multicanal, uma visão ampliada acerca da distribuição espacial do PEM ao longo da musculatura adotada e de como o PEM se comportaria em uma montagem bipolar x monopolar, considerando essa distribuição.

##### 3.1.2 Materiais e Métodos

###### 3.1.2.1 Delineamento do Estudo

Estudo observacional com delineamento transversal, estruturado conforme as recomendações da *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology* (STROBE).

### 3.1.2.2 Aspectos Éticos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (FFCLRP-USP), sob CAAE nº 70965023.0.0000.5407 (Anexo A), em conformidade com a Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. O participante foi devidamente esclarecido quanto aos objetivos, procedimentos, riscos e benefícios da pesquisa, sendo incluído somente após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Anexo B). Previamente à aplicação da Estimulação Magnética Transcraniana (EMT), foi aplicado o Questionário de Segurança para EMT, conforme as diretrizes propostas por Rossi *et al.* (2009) (Anexo C), com o objetivo de identificar possíveis contraindicações ao procedimento.

### 3.1.2.3 Amostra

O presente estudo contou com um voluntário do sexo masculino, saudável, de 43 anos, recrutado por conveniência, mediante convite de um dos pesquisadores. A lateralidade manual foi avaliada por meio do Inventário de Edinburgh Modificado (<https://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php>). O participante apresentou escore de +80,00 (5º decil direito), sendo classificado como destro.

### 3.1.2.4 Coleta de Dados Antropométricos

Foi aplicado um questionário para coleta de dados sociodemográficos e antropométricos (Apêndice A), incluindo massa corporal e estatura.

### 3.1.2.5 Preparação da Pele e Marcação Anatômica e Localização da Zona de Inervação

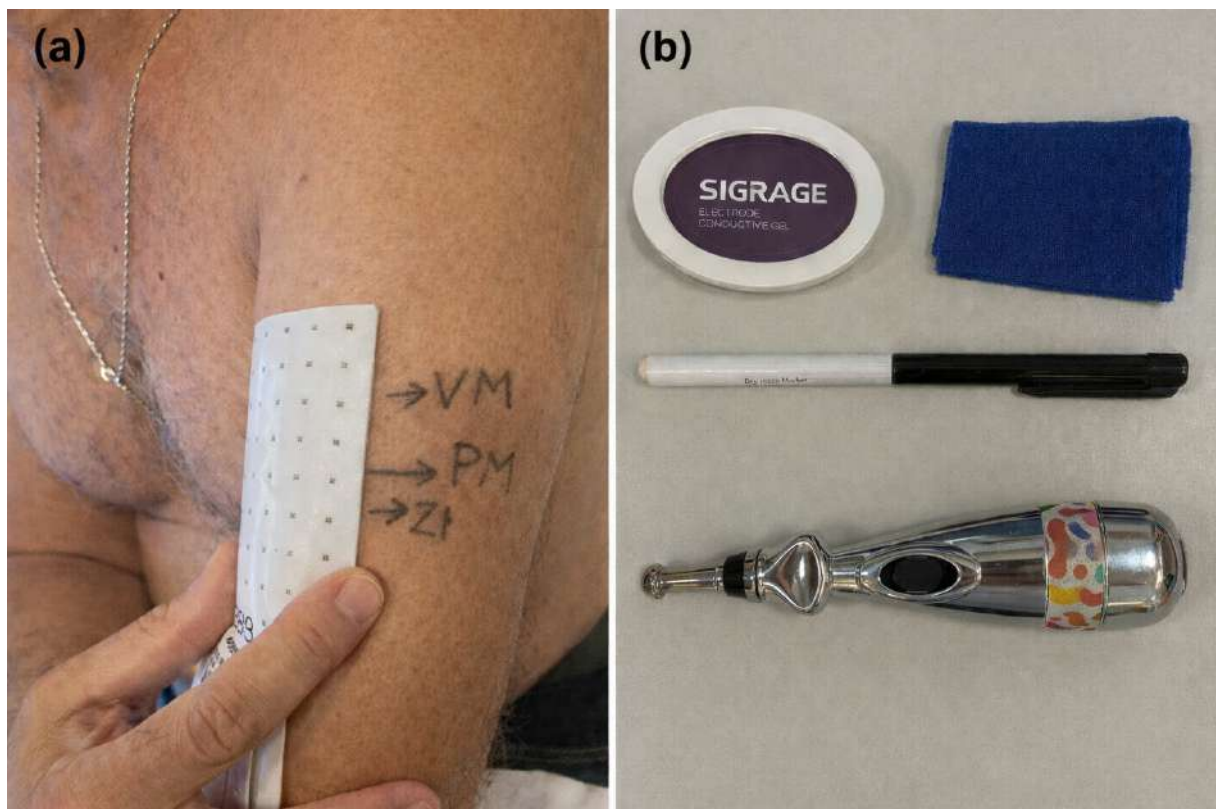
A preparação da pele teve como objetivo reduzir a impedância cutânea e melhorar a qualidade do sinal eletromiográfico. Inicialmente, foi realizada a higienização da pele com água e sabão neutro e, devido à presença de pelos na região, também foi realizada a tricotomia local com lâmina descartável e, em seguida,

a higienização da região com sabão neutro. Após esse processo, a pele foi seca com papel-toalha descartável.

Após a preparação da pele, o voluntário foi conduzido ao local do experimento, onde permaneceu sentado, com as costas apoiadas, o membro superior dominante flexionado a 90° e o antebraço em posição neutra, apoiado sobre uma mesa. A identificação do ventre musculare do bíceps braquial (BB), foi realizada com base no Atlas de Zona de Inervação Muscular (Barbero *et al.*, 2012). As marcações foram feitas com lápis dermatográfico e fita métrica.

A localização da zona de inervação foi estimada com base no atlas e confirmada por meio de eletroestimulação com caneta eletrônica (*Meridian Energy Pen*; 3,7 V; 300 mA  $\pm$  50 mA; frequência de 0,01–300 Hz; largura de pulso de 100–320  $\mu$ s), auxiliando na identificação do ponto motor.

Figura 3 - Marcação Anatômica na pele do sujeito (a) e Materiais utilizados para localização da Zona de Inervação (fita métrica; faixa para auxiliar na fixação da matriz de eletrodos na pele; lápis dermatográfico; caneta de acupuntura para localização do ponto motor)



### 3.1.2.6 Estimulação Magnética Transcraniana

A excitabilidade corticoespinal foi avaliada utilizando estimulador magnético MagVenture R20 (registro ANVISA nº 80117580341), acoplado à bobina parabólica modelo MMC-140-I1 (126 mm de diâmetro).

A bobina foi posicionada inicialmente sobre o ponto Cz, conforme o sistema internacional 10–20, e posteriormente deslocada até a identificação do *hotspot* motor correspondente ao músculo bíceps braquial direito. O *hotspot* foi definido como o ponto capaz de evocar potenciais evocados motores (PEMs) com amplitude pico a pico  $\geq 50 \mu\text{V}$  em pelo menos 5 de 10 estímulos consecutivos, utilizando a menor intensidade possível do estimulador.

O limiar motor em repouso (LMR) foi determinado conforme as recomendações de Rossini *et al.* (2015), identificado em 38% da intensidade máxima do equipamento. Após a determinação do LMR, foram aplicadas intensidades correspondentes a 110%, 120% e 140% do limiar motor.

Figura 4 - Estimulador magnético MagVenture R20 (registro ANVISA nº 80117580341)



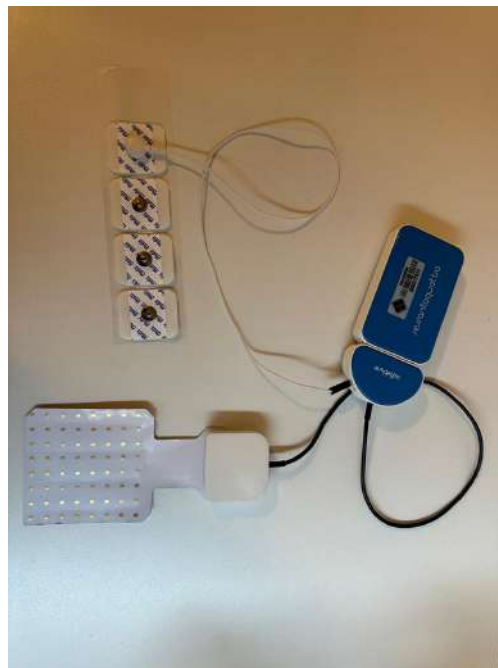
### 3.1.2.7 Eletromiografia Multicanal

Os PEMs foram registrados por meio do sistema SESSANTAQUATTRO (OT Bioelettronica, Itália), utilizando uma matriz adesiva de 64 canais (8 × 8), com eletrodos de 2 mm de diâmetro (Cu–Au).

A matriz foi posicionada sobre a região ventral do músculo BB direito, com a zona de inervação situada entre as linhas 4 e 5. O eletrodo de referência foi posicionado sobre o epicôndilo medial.

Os sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) foram adquiridos com taxa de amostragem de 2048 Hz por canal. Foi aplicado um filtro *notch* na faixa de 59–61 Hz para remover a interferência da rede elétrica.

Figura 5 - Dispositivo de eletromiografia multicanal SESSANTAQUATTRO (OT Bioelettronica, Itália)



### 3.1.2.8 Processamento dos Sinais

O processamento dos sinais foi realizado no ambiente MATLAB®, por meio de uma rotina desenvolvida especificamente para o estudo. Os PEMs foram identificados automaticamente a partir da detecção de picos e vales no intervalo

temporal correspondente aos estímulos de EMT. O valor pico a pico foi calculado para cada estimulação e em todos os canais.

Posteriormente, foi calculada a média dos PEMs por canal, o que permitiu a construção de um mapa espacial da atividade muscular. Para aprimorar a representação visual, foi aplicada interpolação cúbica bidimensional, seguida de normalização em relação ao maior PEM registrado.

Os canais foram agrupados em três regiões:

- Região superior (E1: canais 30, 31, 38 e 39)
- Região média (E3: canais 28, 29, 36 e 37)
- Região inferior (E2: canais 26, 27, 34 e 35)

Foram analisadas duas configurações:

- Montagem bipolar (diferença entre E1 e E2);
- Montagem monopolar (E3 isoladamente).

As curvas representativas foram obtidas a partir da média dos sinais janelados de cada agrupamento.

### **3.1.3 Discussão e Resultados**

O advento da eletromiografia de alta densidade (HD-sEMG) representa um avanço metodológico significativo no registro da atividade mioelétrica, sobretudo por sua elevada resolução espacial. Diferentemente da sEMG convencional, a HD-sEMG permite o registro simultâneo da atividade elétrica em múltiplos pontos distribuídos ao longo do mesmo músculo, o que permite uma análise espacial detalhada da ativação muscular.

Essa abordagem oferece uma perspectiva ampliada sobre a organização espacial do recrutamento de unidades motoras, particularmente nas respostas motoras evocadas pela Estimulação Magnética Transcraniana (EMT). Por meio do uso de matrizes multicanais, torna-se possível investigar a heterogeneidade da

ativação muscular e compreender como diferentes regiões do músculo contribuem para o perfil do PEM.

A Figura 8 apresenta a ativação mioelétrica registrada no músculo BB por meio de uma matriz de  $8 \times 8$  eletrodos (diâmetro de 2 mm; distância intereletrodo de 1 cm), após a aplicação de um único pulso de EMT, a 120% do limiar motor de repouso, direcionado ao córtex motor primário esquerdo (M1), correspondente à representação cortical do músculo avaliado. Em condição de repouso, foram aplicados pelo menos 20 pulsos únicos no ponto de ativação (*hotspot*) previamente determinado.

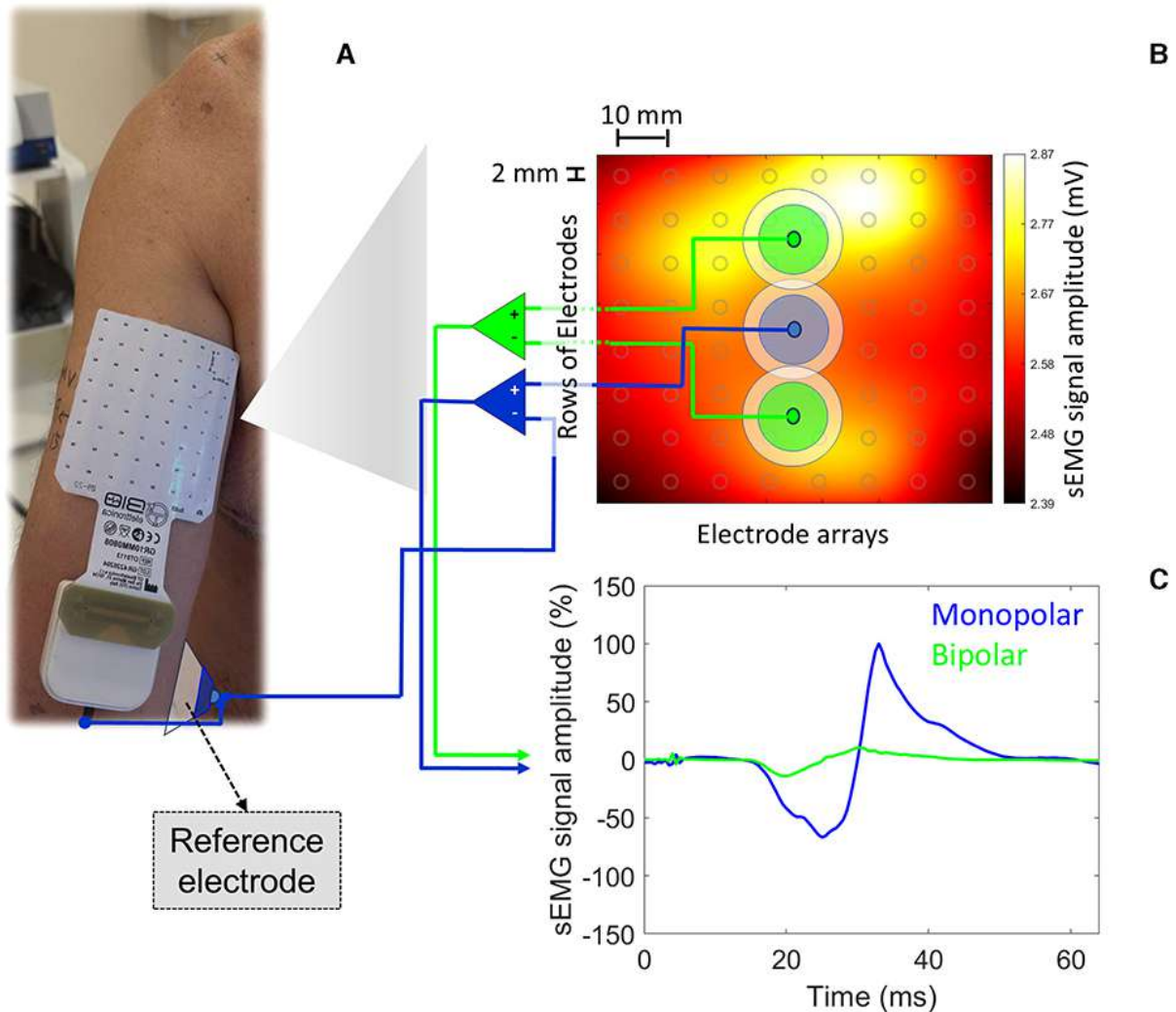
Observou-se que a montagem bipolar apresentou amplitude de PEM aproximadamente 85% inferior àquela obtida com a montagem pseudomonopolar. Esse achado evidencia que, considerando a distribuição não uniforme da ativação muscular ao longo do ventre do músculo, a escolha da região de registro e da configuração dos eletrodos (bipolar *versus* pseudomonopolar) influencia significativamente os valores de amplitude pico a pico (P-P) do PEM.

A HD-sEMG demonstrou capacidade de revelar a heterogeneidade espacial da ativação muscular evocada pela EMT, permitindo identificar regiões com maior responsividade ao estímulo magnético. Tal abordagem permite detectar alterações sutis nos padrões de ativação que poderiam não ser captadas por montagens convencionais de eletrodos de superfície.

Além disso, o mapeamento de alta resolução favorece a identificação de áreas musculares mais representativas da resposta corticoespinhal, contribuindo para a elaboração de protocolos de posicionamento de eletrodos mais precisos e individualizados. A otimização do posicionamento dos eletrodos, baseada no perfil espacial de ativação muscular de cada indivíduo, pode aumentar a confiabilidade dos registros de PEM e reduzir a variabilidade inter e intraestudos.

Dessa forma, a integração da HD-sEMG com a EMT representa uma estratégia metodológica promissora para aprimorar a precisão dos registros de excitabilidade corticoespinhal, fortalecer a consistência entre estudos e aprofundar a compreensão dos mecanismos de controle motor e dos efeitos neuromodulatórios.

Figura 6 - Registro da atividade mioelétrica e análise comparativa dos posicionamentos bipolar e monopolar, a partir da distribuição espacial do PEM, por meio de uma matriz de  $8 \times 8$  eletrodos.



### 3.1.4 Conclusão

A inconsistência observada na literatura evidencia a necessidade premente de estabelecimento de consensos metodológicos quanto aos protocolos de registro dos potenciais evocados motores (PEM). As divergências relacionadas à configuração dos eletrodos, à localização do ponto de registro e às diferentes montagens de superfície impactam diretamente a magnitude e a morfologia dos PEM, comprometendo a comparabilidade entre estudos. Tal variabilidade metodológica interfere na interpretação da excitabilidade corticoespinhal e dificulta a consolidação

de parâmetros universais aplicáveis a intervenções de neuromodulação, como a estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr).

À medida que a EMTr se consolida como ferramenta terapêutica e investigativa em contextos clínicos e experimentais, torna-se imprescindível compreender com maior precisão como o posicionamento dos eletrodos influencia as propriedades eletrofisiológicas dos PEM. A ausência de padronização limita a reprodutibilidade dos achados e pode gerar interpretações equivocadas acerca do desempenho motor ou da eficácia dos protocolos de estimulação.

Nesse contexto, a incorporação da eletromiografia de alta densidade (HD-sEMG) aos protocolos de EMT apresenta-se como uma estratégia metodológica promissora para aprimorar a precisão dos registros. A maior resolução espacial proporcionada por matrizes multicanais permite mapear a distribuição da atividade mioelétrica ao longo do músculo, reduzindo os efeitos da variabilidade decorrente do posicionamento pontual dos eletrodos. Essa abordagem permite uma caracterização mais fidedigna da resposta corticoespinal, tanto em indivíduos saudáveis quanto em populações com alterações neuromotoras.

Adicionalmente, o uso da HD-sEMG pode contribuir para o desenvolvimento de protocolos mais assertivos de posicionamento de eletrodos, com base no perfil individual de ativação muscular. À medida que essas tecnologias avançam, é plausível que desempenhem um papel central na consolidação de diretrizes padronizadas para o registro de PEM, promovendo maior confiabilidade inter e intraestudos e fortalecendo a interface entre a pesquisa neurofisiológica e a prática clínica.

## 3.2 EXPERIMENTO 2

### 3.2.1 Introdução

Com o objetivo de analisar o impacto de diferentes posicionamentos de eletrodos na aquisição dos potenciais evocados motores (PEM), bem como sua influência sobre o número ideal de pulsos necessários e a variabilidade dessa medida, o presente estudo propôs investigar tais desfechos em três configurações distintas de posicionamento de eletrodos. A partir dessa comparação, buscou-se identificar qual

arranjo proporcionaria maior confiabilidade na obtenção dessa medida neurofisiológica.

Para tanto, foram utilizados dados previamente coletados pelo grupo de pesquisa, submetidos a processamento e análise em Python, o que permitiu a aplicação de rotinas específicas de organização, filtragem e extração das variáveis de interesse.

### 3.2.2 Materiais e Métodos

#### 3.2.2.1 Amostra

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da UFJF, sob o parecer nº 01158218.0.0000.5147 (Anexo D). Oito sujeitos (6 mulheres e 2 homens), com idades entre 20 e 28 anos ( $x \pm DP = 24,4 \pm 3,9$  anos), participaram deste estudo. Todos foram aprovados no Questionário de segurança de aplicação da EMT (Anexo C) (Rossi *et al.*, 2009) e, após verificação, cada sujeito assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Aplicou-se o Inventário de Edinburgh Modificado (<https://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php>) para avaliar a lateralidade de cada sujeito. Nenhum dos sujeitos apresentou contraindicação à aplicação da EMT, sendo que seis eram destros e dois ambidestros (Tabela 3). Devido à pandemia de Covid-19, a coleta de dados teve de ser interrompida e a amostra total prevista ( $n = 30$ ) não foi alcançada.

Tabela 3 - Descrição dos sujeitos participantes

| SUJEITO | IDADE | SEXO | LATERALIDADE | OLDFIELD |
|---------|-------|------|--------------|----------|
| 1       | 27    | F    | Destro       | 100      |
| 2       | 28    | F    | Destro       | 100      |
| 3       | 20    | F    | Destro       | 88,9     |
| 4       | 20    | F    | Ambidestro   | 69,2     |
| 5       | 28    | M    | Destro       | 76,5     |
| 6       | 20    | M    | Destro       | 88,9     |
| 7       | 28    | F    | Destro       | 73,33    |
| 8       | 24    | F    | Ambidestro   | 50       |

Legenda: F: Feminino; M: Masculino.

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

### 3.2.2.2 Eletromiografia de superfície (sEMG)

A coleta dos PEMs foi realizada por meio da aquisição de sinais de sEMG do músculo bíceps braquial (BB) de ambos os membros (dominante e não dominante). Foi utilizado um eletromiógrafo da EMG System do Brasil (São José dos Campos - Brasil; modelo: EMG 410C; 4 canais; ganho: 2000; frequência de amostragem: 3,5 kHz por canal; filtro analógico: passabanda [Butterworth de 2ª ordem]: 20-500 Hz; conversor A/D: 12 bits). A localização da Junção Neuromuscular (JNM) do músculo BB foi estimada com base no Atlas de Zona de Inervação Muscular (Barbero *et al.*, 2012). Para confirmar a localização das JNMs, foi utilizada uma Caneta Eletrônica para Acupuntura - *Meridian Energy Pen* (bateria AA; saída: 3.7 V; 300 mA  $\pm$  50 mA; frequência de pulso de 0.01-300 Hz; largura do pulso de 100-320  $\mu$ s; extensão máxima de saída de 500  $\Omega$ ; tensão da carga de 3.3 V).

Eletrodos de superfície descartáveis (prata-cloreto de prata [Ag-AgCl]; 2223 BRQ – 3M do Brasil) foram utilizados para a aquisição dos PEMs via sEMG, os quais foram posicionados, de acordo com três protocolos de colocação de eletrodo, sendo: **1)** protocolo proposto por Garcia *et al.* (2017), utilizando uma configuração “pseudomonopolar”, onde um eletrodo foi posicionado no epicôndilo medial (-) e o outro sobre a JNM (+) do BB, considerando a JNM em 70% da referência anatômica proximal (Barbero *et al.*, 2012); **2)** protocolo modificado da IFCN (Rossi *et al.*, 2009), cujos eletrodos em configuração pseudomonopolar foram posicionados no ventre muscular (+) e no epicôndilo lateral (-) e não na região tendínea. Para se estabelecer um ponto comum entre os sujeitos, o local de maior perímetro muscular (ventre) foi identificado para a colocação do primeiro eletrodo; **3)** eletrodos bipolares, ambos posicionados no ventre muscular, mas próximos aos limites da junção mioetendínea, a fim de se detectar um maior volume condutor (Munneke *et al.*, 2018) a partir de uma maior distância intereletrodos Lyn *et al.* (1978), sendo que o eletrodo positivo foi colocado de forma proximal e o eletrodo negativo distalmente. Esta é uma adaptação de Munneke *et al.* (2018), pois o estudo original avaliou os músculos do antebraço. A pele foi previamente preparada com a retirada dos pelos (tricotomia) e limpeza das regiões de colocação dos eletrodos com sabão neutro. Destaca-se que não houve coincidências quanto à localização dos eletrodos posicionados sobre o BB entre os

protocolos 1 e 2. Todos os eletrodos foram posicionados em ambos os membros superiores dos sujeitos antes de iniciar a coleta de dados.

Para formalizar as medidas do protocolo três (3), adotamos as recomendações de Barbero *et al.* (2012). Assim, as regiões referentes a 40% e 90% a partir das referências anatômicas, entre o acrômio e a inserção distal do tendão do BB foram adotadas. As distâncias intereletrodos dos Protocolos 1, 2 e 3 foram registradas para fins de comparação a posteriori (Tabela 4).

Tabela 4 - Distância (cm) entre os eletrodos utilizados em cada protocolo

| Sujeito | DISTÂNCIA INTERELETRÓDOS (cm) |      |      |               |      |      |
|---------|-------------------------------|------|------|---------------|------|------|
|         | Lado Direito                  |      |      | Lado Esquerdo |      |      |
|         | P1                            | P2   | P3   | P1            | P2   | P3   |
| 1       | 14,3                          | 12,5 | 12,5 | 14            | 13,5 | 12,5 |
| 2       | 15                            | 12   | 11,7 | 11,5          | 11   | 10,8 |
| 3       | 15                            | 14,5 | 14,6 | 18            | 16   | 14,5 |
| 4       | 15                            | 16,5 | 12   | 15            | 15   | 13   |
| 5       | 16                            | 13   | 15,5 | 14            | 14   | 13   |
| 6       | 15                            | 16   | 15,5 | 16            | 15,5 | 14,5 |
| 7       | 12,5                          | 13,5 | 14,5 | 12            | 13   | 16   |
| 8       | 13                            | 13,5 | 13   | 13,5          | 12   | 12,5 |

Legenda: P1: protocolo 1 (Garcia *et al.*, 2017); P2: protocolo 2 (Rossi *et al.*, 2009); P3: protocolo 3 (Munneke *et al.*, 2018).

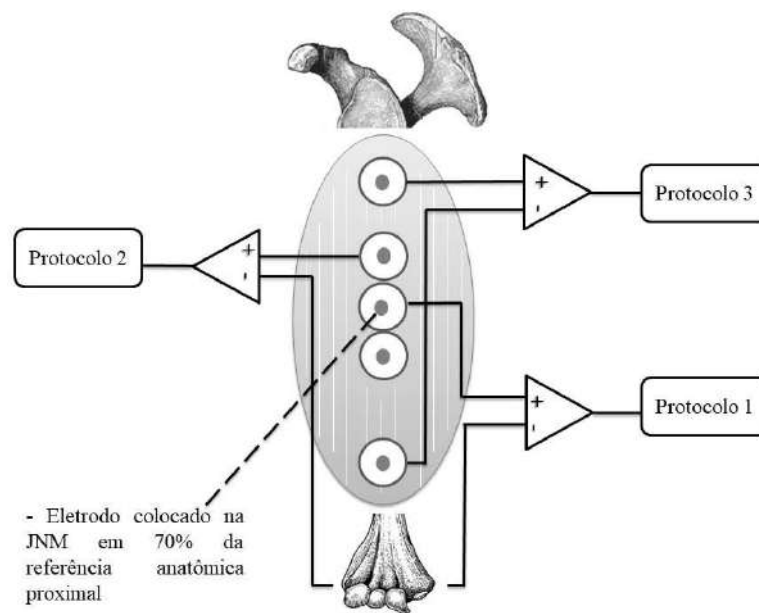
Fonte: Elaborado pela autora (2026).

O eletrodo de referência foi posicionado sobre a proeminência óssea cervical C7. A Figura 1 apresenta um esquema simplificado do posicionamento dos eletrodos no músculo BB, conforme as referências de Barbero *et al.* (2012).

Os sinais de sEMG foram processados e analisados utilizando o *software* Signal Hunter (Souza *et al.*, 2015), escrito em MATLAB versão 8.1 R2013a (Math-Works, Natick, MA, EUA), disponível no *link* <https://vhosouza.github.io/software/signal-hunter/>. Onde foi possível demarcar a latência de forma semiautomática, procedimento conferido e, eventualmente, corrigido sempre pelo mesmo pesquisador previamente treinado. A latência é uma das medidas que caracterizam o PEM, definida como o intervalo de tempo entre a aplicação do

pulso de EMT e a manifestação do potencial evocado motor (Barker *et al.*, 1985; Valero-Cabré *et al.*, 2017; Biabani *et al.*, 2018).

Figura 7 - Disposição dos eletrodos para os três protocolos investigados no músculo Bíceps Braquial (BB). Protocolo 1: Garcia *et al.* (2017); protocolo 2: IFCN (Rossi *et al.*, 2009); e protocolo 3: Munneke *et al.* (2018). JNM = junção neuromuscular.



### 3.2.2.3 Estimulação Magnética Transcraniana (EMT)

Para se avaliar a excitabilidade corticoespinal, foi utilizado um sistema de Estimulação Magnética Transcraniana (EMT) Magstim 200<sup>2</sup> (ANVISA nº 80797810003) com uma bobina do tipo oito (modelo FEC – 01 – 100, 75 mm de diâmetro) posicionada tangencialmente e orientada a um ângulo de 45° com o plano mediano.

O *hotspot* correspondente ao BB foi localizado no couro cabeludo, contralateral ao membro superior estudado. A marcação destes pontos foi realizada por meio de uma touca de natação de lycra e de um lápis dermatográfico, seguindo as orientações do Sistema 10-20, localizando Cz e C3-C4 (Jurcak; Tsuzuki; Dan, 2007). A amplitude adotada para considerar o *hotspot* foi de um PEM<sub>P-P</sub> maior que 50 µV, com a menor intensidade possível gerada pelo estimulador magnético (Rossini *et al.*, 2015), para cada um dos protocolos avaliados, e uma intensidade de 120% do

limiar motor. Para a coleta de dados, utilizou-se o limiar motor do Protocolo 2 (IFCN; Rossi *et al.*, 2009), já que este protocolo é mais comumente utilizado na prática clínica. A tabela 5 apresenta o limiar motor obtido para cada protocolo utilizado.

O Programa TMS\_MTAT\_2.0 (disponível no [link https://www.clinicalresearcher.orgsoftware.htm](https://www.clinicalresearcher.orgsoftware.htm)) foi utilizado para se estabelecer o limiar motor. Este programa é uma ferramenta gratuita de avaliação do limiar motor de EMT que fornece quatro procedimentos (estimativa de limiar sem informação a priori; limiar na faixa de 20 a 80% da saída do estimulador; refinamento de uma estimativa de limiar bruto e confirmação de uma boa estimativa de limiar) usando a estratégia de probabilidade máxima para estimar os limiares motores de repouso.

Tabela 5 - Descrição do limiar motor em ambos os hemisférios para os três protocolos aplicados.

| SUJEITO | LIMIAR MOTOR |        |        |        |        |        |
|---------|--------------|--------|--------|--------|--------|--------|
|         | HD           |        |        | HE     |        |        |
|         | C1           | C2     | C3     | C1     | C2     | C3     |
| 1       | 37 rMT       | 37 rMT | 55 rMT | 40 rMT | 39 rMT | 46 rMT |
| 2       | 59 rMT       | 66 rMT | 77 rMT | 66 rMT | 58 rMT | 62 rMT |
| 3       | 38 rMT       | 32 rMT | 36 rMT | 32 rMT | 27 rMT | 38 rMT |
| 4       | 45 rMT       | 39 rMT | 53 rMT | 48 rMT | 42 rMT | 56 rMT |
| 5       | 56 rMT       | 43 rMT | 54 rMT | 46 rMT | 51 rMT | 53 rMT |
| 6       | 52 rMT       | 49 rMT | 72 rMT | 46 rMT | 38 rMT | 75 rMT |
| 7       | 44rMT        | 47rMT  | 57rMT  | 58rMT  | 52rMT  | 70rMT  |
| 8       | 34rMT        | 32rMT  | 39rMT  | 35rMT  | 31rMT  | 41rMT  |

Legenda: HD: Hemisfério Direito; HE: Hemisfério Esquerdo; rMT: Limiar Motor de Repouso; C1:

Fonte: Elaborado pela autora (2026).

Os PEMs foram obtidos a partir de uma sequência de aproximadamente trinta (30) pulsos únicos de EMT (Bashir *et al.*, 2017; Goldsworthy *et al.*, 2016; Biabani *et al.*, 2018) com intervalos entre as aplicações de 5-10 segundos em cada *hotspot*. O processo de aquisição dos PEMs foi realizado na condição de repouso com o sujeito privado de visão (olhos vendados). Todas as medidas e a coleta de dados foram realizadas pelo mesmo pesquisador, este treinado previamente para a condução dos experimentos.

Para controlar a variabilidade da orientação da bobina em relação à cabeça do sujeito foi utilizado um sistema de neuronavegação. Com este sistema, o software denominado InVesalius, guiado por imagens, controla o posicionamento da bobina em relação a um determinado alvo (Souza *et al.*, 2018), como ilustrado na figura 10 e está disponível em <https://www.cti.gov.br/invesalius>. Uma vez localizado o *hotspot*, o pulso de EMT sobre este ponto, só ocorreu quando os três graus de liberdades (plano sagital, horizontal e vertical) dado pelo posicionamento da bobina estavam coincidentes.

Para fins de exemplificação, a Figura 3 (A, B e C) apresenta PEMs promediados a partir de 30 pulsos únicos obtidos nos três protocolos avaliados (Garcia *et al.*, 2017; Rossi *et al.*, 2009, adaptado; Munneke *et al.*, 2018, adaptado).

Figura 8 - Posicionamento da bobina em relação à cabeça do sujeito, guiada pela neuronavegação, a partir da localização do *hotspot*. A figura A representa a tentativa de posicionar a bobina corretamente nos planos sagital, horizontal e vertical em relação ao *hotspot*

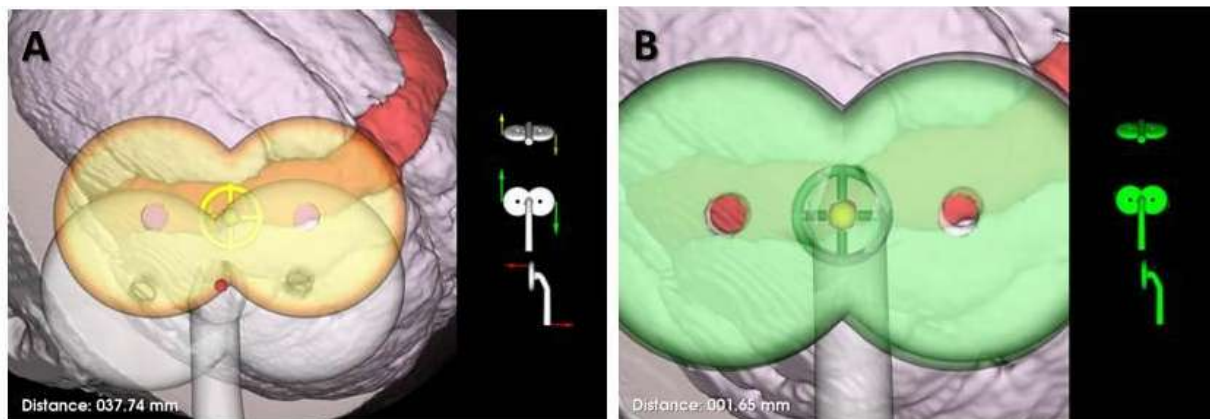
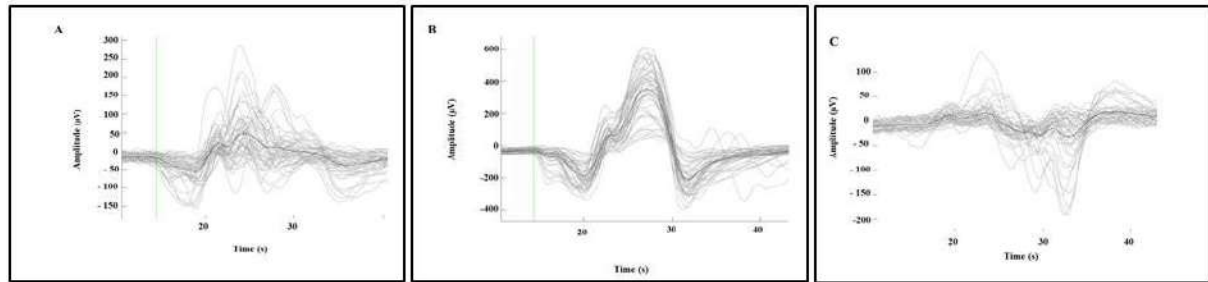


Figura 9 - Exemplo de PEMs promediados a partir do registro de ~30 pulsos únicos para o sujeito 6 para o lado direito com o protocolo 1 (Garcia *et al.*, 2017); protocolo 2: IFCN (Rossi *et al.*, 2009) adaptado; e protocolo 3 (Munneke *et al.*, 2018) adaptado do músculo.



### 3.2.2.4 Processamento e Análise dos Dados

O processamento dos dados foi realizado no Google Colab utilizando Python e bibliotecas científicas específicas (pandas, numpy, matplotlib, scipy.stats e seaborn). Os arquivos com as amplitudes normalizadas dos PEMs foram importados do Google Drive e inspecionados quanto à consistência das leituras. Para cada canal de EMG (CH1, CH2 e CH3), calcularam-se estatísticas descritivas (média, desvio-padrão e coeficiente de variação), além de representações gráficas. Em seguida, foram estimados os intervalos de confiança de 95% (IC95%) para a média, bem como a média acumulada ao longo dos *trials*, utilizada para avaliar a estabilidade temporal de cada canal. A probabilidade teórica da média acumulada permanecer dentro do IC95% foi estimada por meio da função de distribuição acumulada normal, e tal medida foi complementada pela proporção empírica de valores que realmente se mantiveram dentro do IC ao longo das aquisições. Todas as análises foram conduzidas individualmente para cada canal e sujeito. Toda rotina de processamento pode ser acessada e visualizada através do link: <https://colab.research.google.com/drive/1rXrZ7MaMfiPQjC3ZWwzjJs6tBTyoqoC3?usp=sharing>

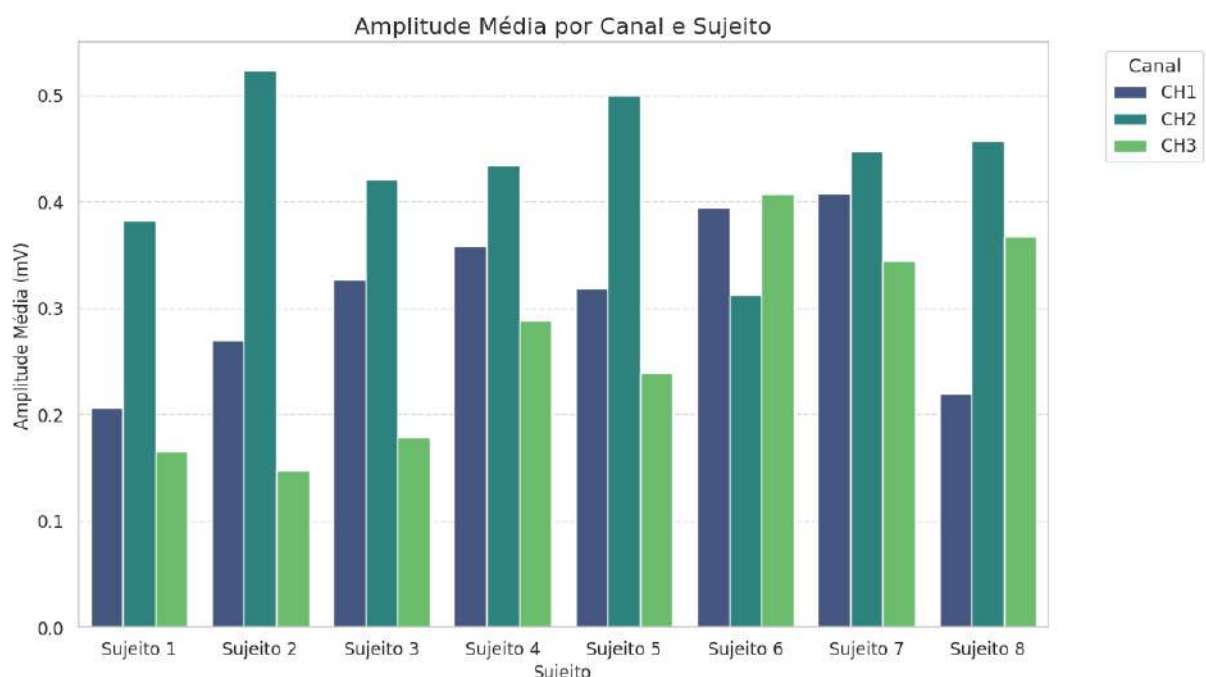
### 3.2.3 Resultados

A partir da análise dos dados de cada canal (CH1: correspondente à montagem proposta pelo IFCN (monopolar); CH2: montagem pseudomonopolar, proposta por Garcia *et al.* (2017), e CH3: montagem bipolar modificada proposta por Munnek *et al.* (2018), foram calculados média, desvio-padrão, coeficiente de variação (CV%) e intervalo de confiança de 95% (IC95%). Adicionalmente, foram realizadas análises de comportamento temporal de estabilidade por meio da média cumulativa e do teste de probabilidade da amostra estar dentro do IC95%.

#### 3.2.3.1 Amplitude Média

As amplitudes médias apresentaram grande variação entre sujeitos e canais, mas seguiram um padrão consistente, no qual CH2 apresentou as maiores amplitudes em quase todos os sujeitos, variando predominantemente entre 0,31 e 0,52 mV. O CH1 apresentou amplitudes entre 0,20 e 0,41 mV e, por fim, o CH3 foi o canal com menor amplitude média, entre 0,14 e 0,34 mV.

Gráfico 1 - Amplitude média por canal e sujeito



### 3.2.3.2 Coeficiente de Variação (CV%)

O coeficiente de variação demonstrou grande diferença entre os canais, em que CH2 apresentou sistematicamente os menores valores de CV (entre 30% e 50%), sugerindo maior estabilidade da resposta; CH1 apresentou variabilidade com CV entre 40% e 80%; e CH3 foi o protocolo mais instável, com CV% variando de 10% a valores superiores a 100% e, em alguns sujeitos, chegando a 125%. Esta flutuação indica que a montagem bipolar é suscetível a pequenas variações. Essa diferença destaca que a escolha da montagem influencia diretamente a variabilidade da resposta, como demonstram estudos prévios do grupo (Garcia *et al.*, 2020; 2023; 2025; Valente *et al.*, 2024), e que o CH2 se mostra o mais confiável nas questões metodológicas.

Gráfico 2 - Coeficiente de Variação Cumulativo Canal 1

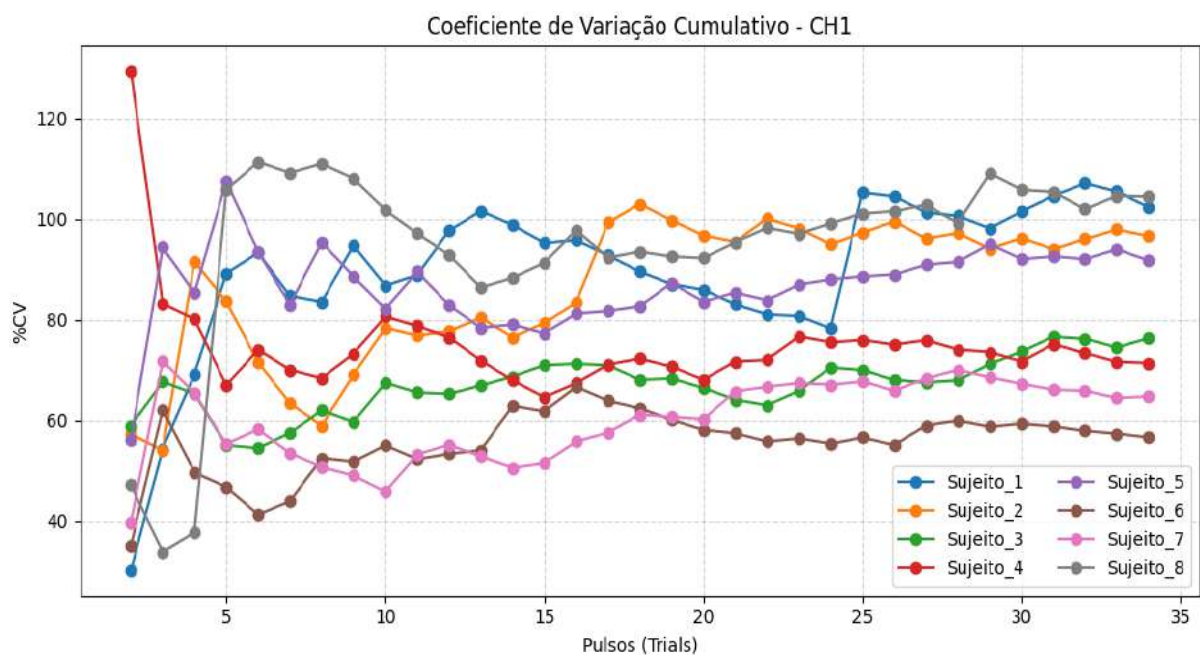


Gráfico 3 - Coeficiente de Variação Cumulativo Canal 2

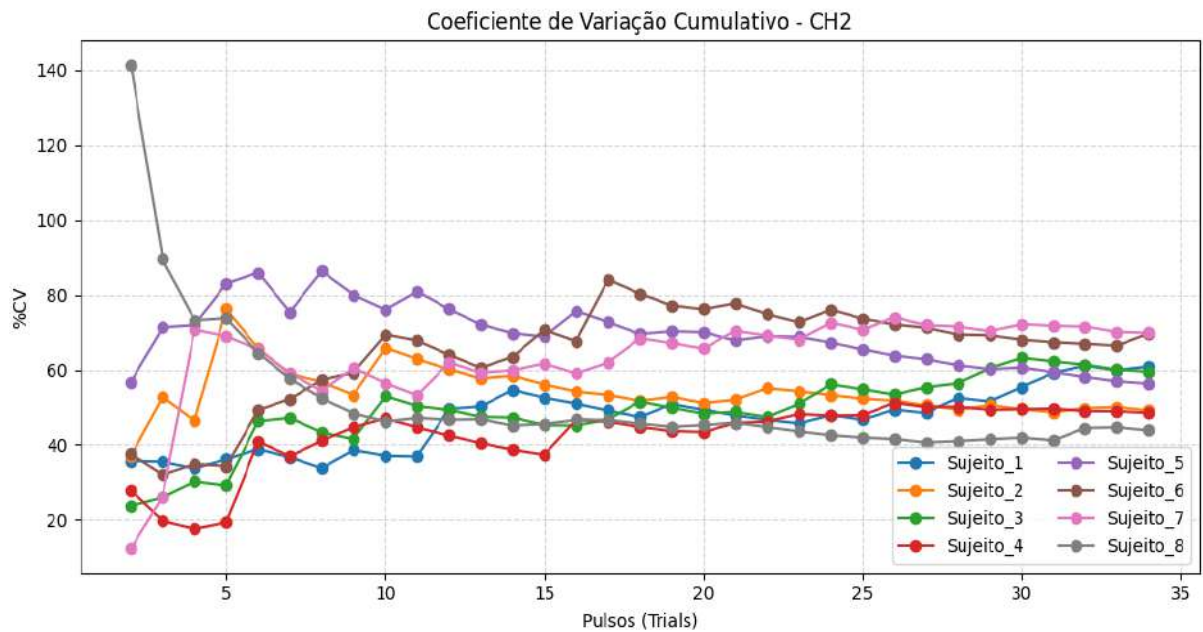
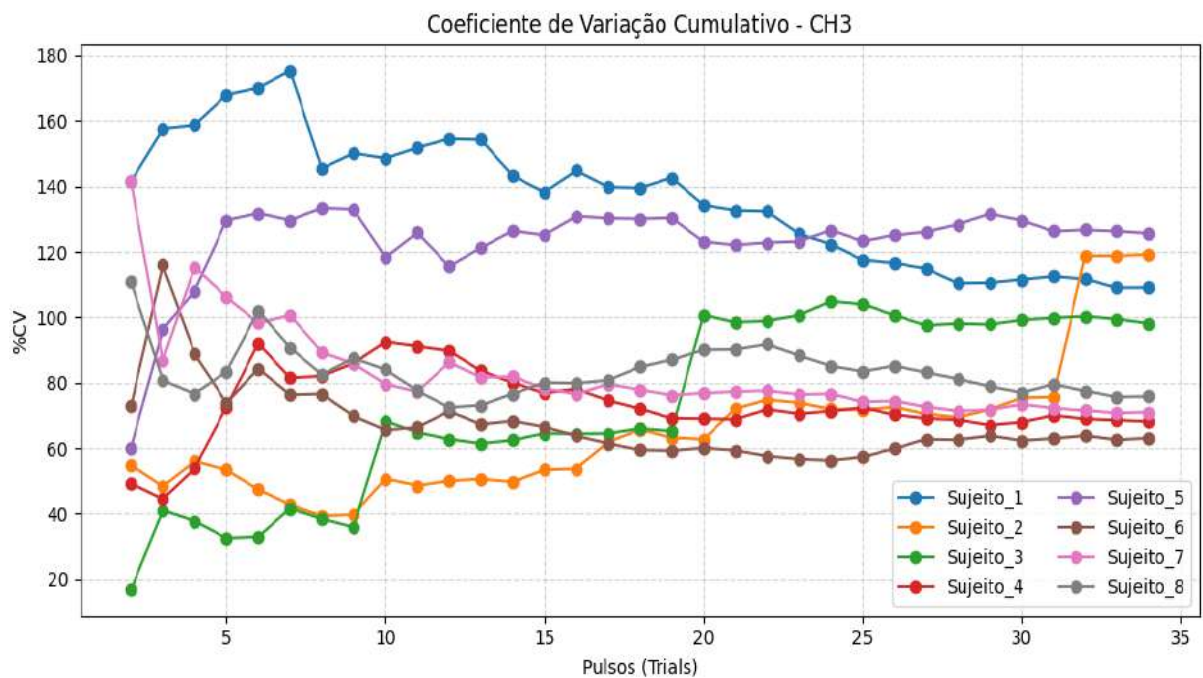


Gráfico 4 - Coeficiente de Variação Cumulativo Canal 3

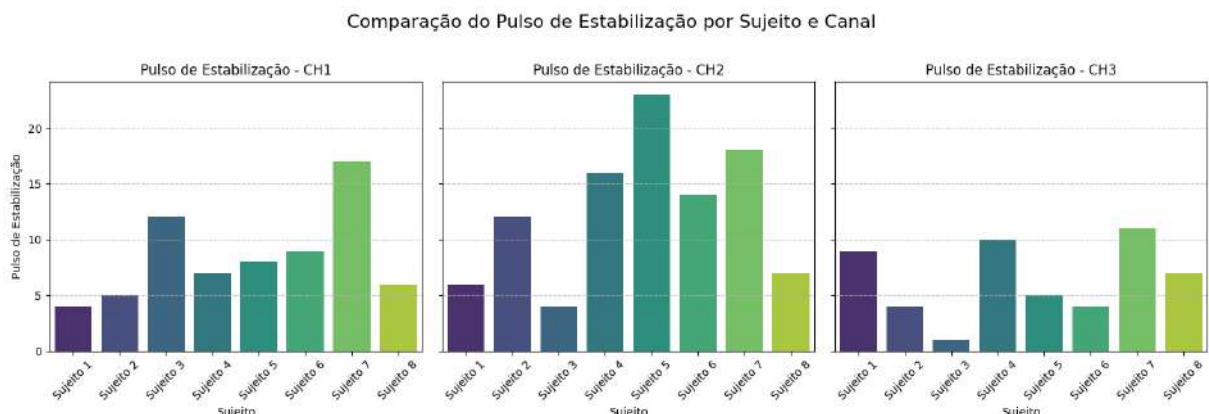


### 3.2.3.3 Média Cumulativa e Estabilização

As curvas de média cumulativa indicaram que, para a maioria dos sujeitos, o sinal passou a se estabilizar visualmente após 8 pulsos. O CH1 mostrou um

comportamento intermediário (média de 8 pulsos), enquanto o CH2 demandou o maior número de *trials* para atingir a estabilidade, com uma média de 12 pulsos, porém, foi o que apresentou comportamento mais homogêneo e menor coeficiente de variação. Em contrapartida, o CH3 apresentou o menor número médio de pulsos necessários para a estabilização (média de 6 pulsos), demonstrando se estabilizar mais rápido do que os outros, no entanto, entre os sujeitos apresentou oscilações extensas e coeficientes de variação com grande diferença. Apesar dessas diferenças de amplitude e variabilidade, a análise da média acumulada demonstrou que, em todos os sujeitos, todos os canais apresentaram uma tendência clara de estabilização ao longo da série, mas o momento dessa estabilização varia muito tanto entre os três canais quanto entre os sujeitos, o que pode estar relacionado a própria individualidade anatômica e fisiológica de cada

Gráfico 5 - Comparação do pulso de estabilização por sujeito e canal



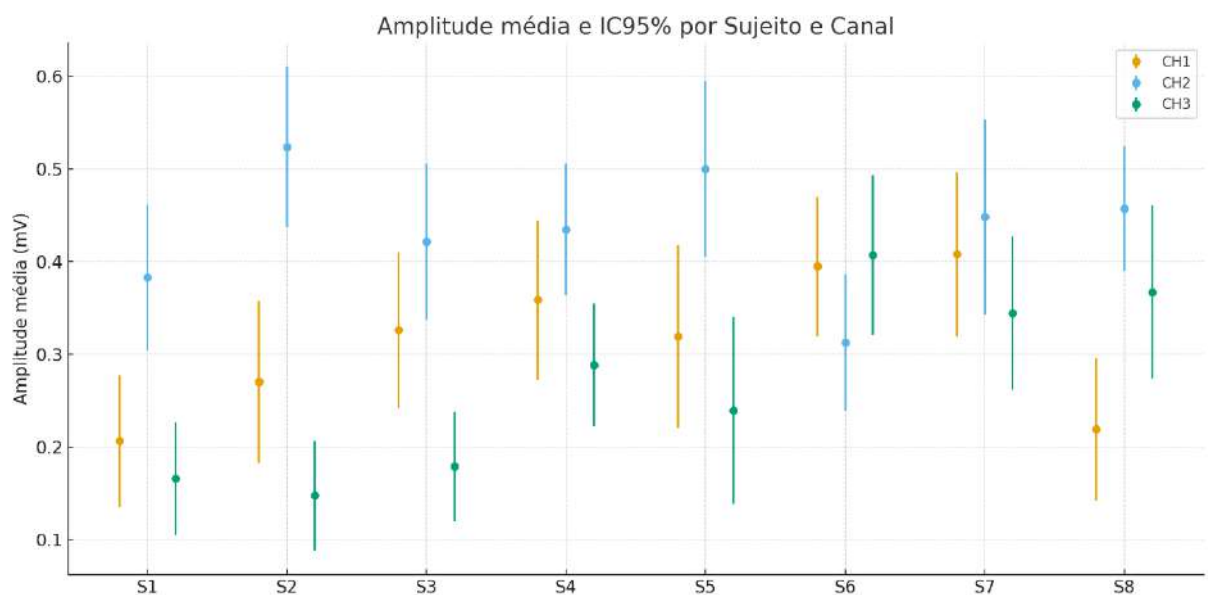
#### 3.2.3.4 Intervalo de confiança (IC 95%) e probabilidade de cair dentro do IC

A análise dos ICs de 95% das amplitudes dos PEMs nos oito sujeitos revelou que o CH2 apresentou as maiores médias e os maiores intervalos de confiança em sete dos oito sujeitos, com um IC de 0.239 – 0.386 no sujeito com menor amplitude e até 0.437 – 0.610 no sujeito com maior resposta, demonstrando ser a montagem com melhor detecção de sinal e menor variabilidade relativa, compatível com seus resultados no CV%. O CH1, por sua vez, mostrou um comportamento intermediário em todos os voluntários, mantendo-se estável e previsível em todos os participantes e com IC 95% variando entre 0.135 – 0.278 no sujeito com menor amplitude e 0.319

– 0.497 no sujeito com maior amplitude. Já o CH3 apresentou comportamento numérico variável entre os sujeitos, com IC95% iniciando em valores baixos, como 0.088 – 0.206, e atingindo amplitudes substancialmente maiores em outros sujeitos, chegando a 0.321 – 0.493 e 0.273 – 0.460.

Essa variação na amplitude indica que este canal apresenta comportamento instável, podendo produzir sinais muito baixos ou muito altos.

Gráfico 6 - Amplitude média e IC95% por sujeito e canal

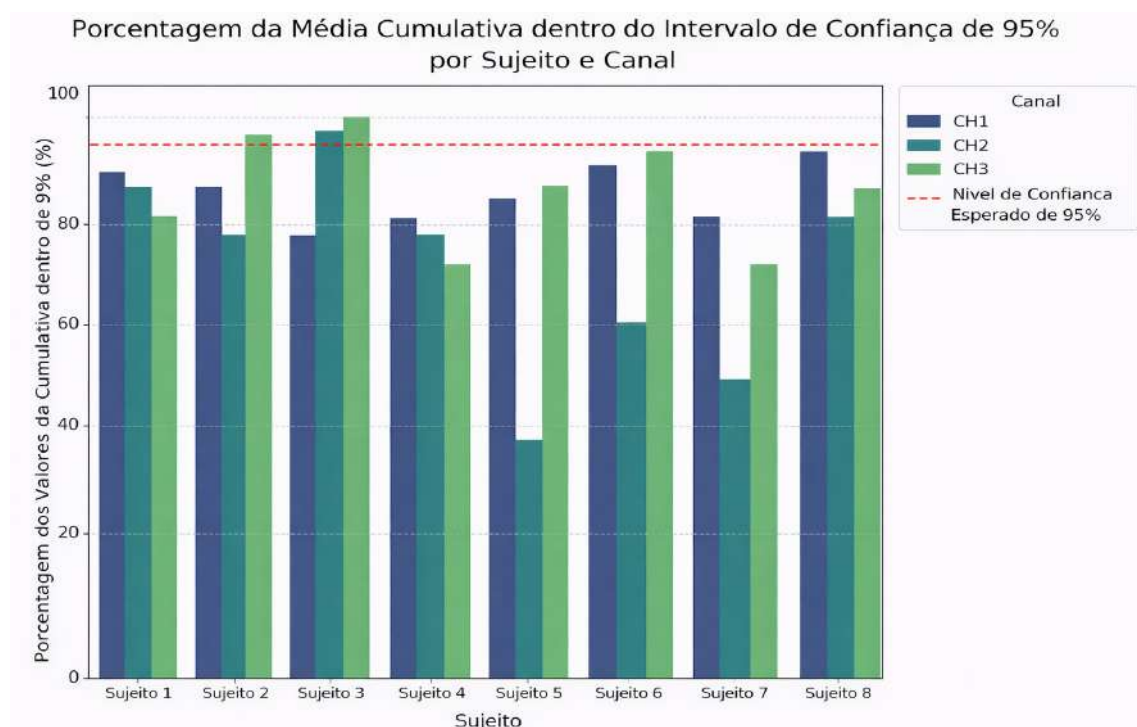


Após análise das amplitudes e dos ICs de cada sujeito e cada canal, foi realizado o cálculo da probabilidade de a amostra cair dentro do IC 95% e da porcentagem de quantos valores da média acumulada realmente ficaram dentro do IC. A partir desta análise, observou-se que nenhum canal apresentou desempenho homogêneo entre os sujeitos. Por exemplo, no sujeito 1, os 3 canais apresentaram percentuais elevados, variando entre 82 e 92%, enquanto, em contrapartida, no sujeito 8, o CH1 permaneceu dentro do IC em 92% dos pontos, enquanto o CH3 apresentou cerca de 6%. O canal CH2, frequentemente associado às maiores amplitudes médias, apresentou valores extremamente altos de permanência no IC em alguns sujeitos, como 3 e 7, com percentuais próximos de 90% ou superiores. Contudo, em outros casos, como nos Sujeitos 2, 4 e 5, apresentou desempenho reduzido, variando entre 18% e 36%. Isso indica que, embora o CH2 ofereça maior amplitude de sinal, sua estabilidade temporal relativa depende da consistência intra-série de cada indivíduo.

Já o CH3 apresentou comportamento instável, coerente com os dados de amplitude. Em alguns participantes (por exemplo, sujeitos 1, 2, 3 e 5), o CH3 permaneceu dentro do IC95% em mais de 70% dos pontos, indicando estabilidade temporal elevada. No entanto, em outros sujeitos (como os sujeitos 6 e 7), o CH3 apresentou valores muito baixos, entre 3% e 7%, sugerindo que pequenas flutuações dos primeiros pulsos, combinadas com amplitude elevada ou baixa, deslocam rapidamente a média acumulada para fora do IC.

Por fim, o CH1 apresentou desempenho intermediário na maioria dos sujeitos. Em casos como Sujeito 1 e 8, o percentual de permanência no IC foi próximo de 90%; porém, em outros sujeitos (3, 4 e 6) apresentou valores inferiores a 10%. Isso indica que, apesar da amplitude intermediária do CH1, sua trajetória acumulada também é significativamente influenciada pelo valor inicial e por oscilações tardias, o que afeta sua permanência dentro dos limites do IC.

Gráfico 7 - Cálculo da probabilidade de a amostra cair dentro do IC 95% e da porcentagem da média acumulada permanecer dentro do IC



### 3.2.4 Discussão

Este estudo objetivou avaliar e comparar o impacto de três protocolos de posicionamento de eletrodos na variabilidade do PEM e no número mínimo de pulsos necessários para obter medidas confiáveis da amplitude dos PEM evocados pela EMT.

A utilização da sEMG associada à EMT para aquisição de sinais neurofisiológicos tem crescido significativamente e permitido uma maior compreensão da excitabilidade cortical e da avaliação da integridade das vias corticoespinhal e cortico-bulbar (Garcia *et al.*, 2023). Contudo, ainda se observa uma certa incipiência quanto à forma como esses sinais são adquiridos. A literatura tem levantado alguns desafios metodológicos relevantes, como a elevada variabilidade intra- e intersujeitos dos PEMs, bem como a ausência de padronização internacional quanto ao protocolo de aquisição do sinal eletromiográfico, especialmente no que se refere à configuração dos eletrodos, ao posicionamento anatômico, ao número ideal de pulsos e aos parâmetros estatísticos de estabilidade da medida (Biabani *et al.*, 2018; Garcia *et al.*, 2023). Tais lacunas comprometem não apenas a reprodutibilidade, mas também a validade externa dos achados, dificultando comparações entre estudos e a formação de consenso científico.

A variabilidade do PEM é multifatorial e envolve tanto determinantes fisiológicos quanto técnicas de aquisição. Do ponto de vista neurobiológico, flutuações espontâneas na excitabilidade cortical, variações no recrutamento das unidades motoras, assim como fatores relacionados ao ciclo respiratório, ao nível de atenção e ao estado emocional, podem exercer influência direta sobre a amplitude do PEM. Entretanto, estudos recentes têm sugerido que uma parcela significativa dessa variabilidade não é inerente ao sistema nervoso, mas decorre de componentes técnicos da aquisição, dentre eles: o posicionamento da bobina, a preparação da pele para o posicionamento dos eletrodos, o local exato de posicionamento do eletrodo em relação ao sentido das fibras musculares e a distância intereletrodos. Logo, a variabilidade do PEM representa não apenas um fenômeno fisiológico, mas também metodológico (Rossini *et al.*, 2015; Garcia *et al.*, 2023; Osnabruegge *et al.*, 2023).

A ausência de protocolos padronizados para o posicionamento de eletrodos na aquisição de sinais, bem como de consenso quanto ao número mínimo de pulsos

necessários, ainda representa um desafio nesta área. Estudos reportam valores entre 4 e 30 pulsos, com recomendações distintas conforme o objetivo do estudo, a população avaliada e a variável de interesse (Osnabruegge *et al.*, 2023; Biabani *et al.*, 2018; Chang *et al.*, 2016). No entanto, o uso de métricas como IC e CV% pode auxiliar na determinação de um número mínimo empiricamente justificado, permitindo identificar o ponto a partir do qual novos pulsos não alteram significativamente a confiabilidade da medida.

No contexto deste estudo, utilizando-se de 35 pulsos de TMS em três configurações distintas de montagem de sEMG, observou-se que a análise conjunta de métricas estatísticas como coeficiente de variação (CV%), análise de média cumulativa e Intervalo de confiança (IC 95%) forneceram dados que conversam e se complementam para a interpretação destes sinais, visto que, o CV% ira quantificar a variabilidade, o IC a confiabilidade global da série de MEPs e a média cumulativa ira traduzir a dinâmica temporal da variabilidade que o CV% resume numericamente. Em consonância com evidências prévias, observou-se que a amplitude do PEM apresenta comportamento flutuante nos pulsos iniciais, convergindo gradativamente para um nível de estabilidade em todos os protocolos de posicionamento de eletrodos propostos. Assim, o posicionamento do eletrodo influenciará as aquisições, e um número reduzido de pulsos compromete a validade inferencial, ao passo que um número excessivo torna o procedimento mais demorado, oneroso e cansativo para o participante, indicando a necessidade de critérios metodológicos otimizados (Osnabruegge *et al.*, 2023).

Nesta análise, foi observado que o canal 2 (IFCN) apresentou um desempenho superior na maioria das métricas analisadas, tendo: maiores amplitudes médias, intervalos de confiança mais elevados e menor variabilidade relativa (CV%). Esse padrão sugere que o CH2 captura sinais com boa amplitude e produz sinais mais consistentes intrasujeito. Apesar disso, a estabilização da média acumulada, ou seja, o pulso mínimo para a estabilização, ocorreu mais tardiamente nesse canal (pulso 12), indicando que amplitudes maiores exigem mais observações para convergir estatisticamente, possivelmente devido à maior amplitude absoluta das flutuações iniciais.

O canal 3 (Munecke *et al.* 2018) demonstrou comportamento instável; em alguns sujeitos, exibiu baixa amplitude e alta variabilidade, enquanto, em outros,

apresentou amplitudes comparáveis às do CH2 e excelente estabilidade. Em contrapartida, foi o canal que se estabilizou mais rapidamente (4 pulsos necessários). Esse achado reforça a sensibilidade do CH3 possivelmente a fatores externos. Já o CH1 apresentou desempenho intermediário e relativamente estável entre os sujeitos, embora não se destacasse como a montagem mais robusta em qualquer métrica. Para alcançar a estabilidade, foram necessários 8 pulsos, o que ocorreu de forma mais homogênea entre os sujeitos.

A análise da probabilidade a posteriori da média acumulada permanecer dentro do IC95% corroborou esses achados. Canais com maior amplitude e ICs mais amplos, predominantemente o CH2, apresentaram maior probabilidade de permanecer dentro do intervalo estatístico ao longo dos pulsos. Em contrapartida, sinais de baixa amplitude tendem a sair do IC com maior frequência, como observado no CH3 em sujeitos com MEPs reduzidos.

Os achados deste estudo corroboram métricas já citadas na literatura, do ideal de, no mínimo, 4 pulsos (Osnabruegge et al., 2023) para a aquisição e uma tendência de estabilização a partir do vigésimo pulso (Biabani *et al.*, 2018; Chang *et al.*, 2016). Para além dos outros estudos, ao analisarmos o comportamento e a variabilidade do PEM em diferentes protocolos de posicionamento de eletrodos, observamos que, a depender do protocolo de posicionamento, há variações importantes na amplitude dos sinais adquiridos tanto com relação ao comportamento dos sinais (estáveis ou instáveis) como com relação à amplitude dos PEMs adquiridos ao longo de toda a aquisição. Ao escolher o protocolo a ser utilizado, devemos optar por um protocolo que tenha boas amplitudes, baixo coeficiente de variação e homogeneidade ao longo dos *trials*. Ao observarmos as respostas das três montagens analisadas, foi observado que o protocolo proposto primeiramente pela IFCN e também a montagem pseudomonopolar proposta por Garcia *et al.* (2017) estas são as mais adequadas para as aquisições de PEMs através da EMT, apesar de demorarem um pouco mais para se estabilizarem (a partir do 12 e 8 pulso respectivamente) apresentaram menores coeficientes de variação e também um comportamento mais estável e homogêneo no caso da IFCN e tendendo a uma estabilidade e homogeneidade no caso de CH1. Já a montagem bipolar, proposta no CH3 comumente é a mais adotada tanto em âmbito clínico quanto de pesquisa, e, apesar de ser o canal onde ocorre a estabilização mais rápida (a partir de 4 pulsos), esta montagem é a mais instável, apresentando

comportamentos oscilatórios e muita heterogeneidade entre sujeitos, além de não sustentar a estabilização ao longo da aquisição no próprio sujeito, apresentando oscilações extremas entre baixas e altas amplitudes ao longo da aquisição.

Esses resultados reforçam a necessidade de que estudos envolvendo PEM considerem, além das métricas estatísticas e do número de pulsos, primeiramente, o posicionamento dos eletrodos, visto que ele irá impactar todas as informações obtidas. Como observado, devemos optar por um protocolo que tenha boas amplitudes, baixo coeficiente de variação e homogeneidade ao longo dos *trials*, o que indica neste caso que a montagem proposta primeiramente pela IFCN e a pseudomonopolar proposta por Garcia *et al.* (2017), são mais adequadas para as aquisições.

A padronização desses fatores é crucial para melhorar a reprodutibilidade dos PEMs e fortalecer sua utilização como biomarcador neurofisiológico em estudos clínicos e experimentais (Rossini *et al.*, 2015; Tremblay *et al.*, 2019).

### 3.2.5 Conclusão

O estudo demonstrou que o posicionamento dos eletrodos de sEMG influencia significativamente a amplitude, a variabilidade e a estabilidade estatística dos potenciais motores evocados. Entre as três montagens avaliadas, o CH2 apresentou a melhor combinação: amplitude elevada, menor variabilidade relativa e maior consistência entre os sujeitos, destacando-se como a configuração mais robusta. O CH3, embora capaz de estabilizar mais rapidamente, mostrou grande sensibilidade, possivelmente, às características anatômicas individuais, aos ruídos externos e à ampla variabilidade intersujeito. O CH1 apresentou desempenho intermediário e previsível.

A análise integrada de IC95%, CV%, ponto de estabilização e probabilidade a posteriori mostrou também que a confiabilidade do PEM não depende apenas do número de pulsos aplicados, mas também do protocolo de posicionamento dos eletrodos adotado. Assim, recomenda-se que os protocolos de aquisição de PEM incorporem métricas estatísticas objetivas, como a estabilidade cumulativa da média no IC95%, e adotem montagens que maximizem a amplitude e minimizem a variabilidade relativa.

Em conjunto, os resultados reforçam a necessidade de diretrizes metodológicas padronizadas que considerem simultaneamente o posicionamento do eletrodo adotado, o número de pulsos e métricas multivariadas de confiabilidade, garantindo maior rigor científico e maior potencial de aplicação clínica dos PEMs como biomarcadores neurofisiológicos.

## 4 CONCLUSÃO GERAL

Com base nos achados da revisão sistemática da literatura, que identificou apenas seis estudos que abordam especificamente a temática, observa-se uma evidência científica incipiente e a ausência de consenso quanto ao posicionamento ideal dos eletrodos para o registro dos potenciais evocados motores (PEM). Além do número reduzido de publicações, verificou-se heterogeneidade metodológica significativa entre os estudos e divergências, inclusive quando comparados aos *guidelines* disponíveis, o que evidencia a carência de orientações padronizadas e fundamentadas que justifiquem, de forma clara, qual o melhor posicionamento a ser adotado, bem como os critérios que o distinguem do registro convencional de EMG de superfície.

A análise crítica das lacunas identificadas na literatura, aliada aos achados experimentais do presente estudo, revelou divergências nas respostas obtidas conforme o posicionamento dos eletrodos. Diferenças substanciais foram observadas tanto entre montagens convencionais de sEMG (bipolar vs. monopolar) quanto em comparação com os registros obtidos por meio de EMG de alta densidade (HD-sEMG). Esses resultados reforçam que a configuração do registro influencia diretamente a amplitude, a variabilidade e a estabilidade dos PEM.

A utilização de EMG multicanal no experimento 1 permitiu uma compreensão mais detalhada da distribuição espacial do PEM ao longo do ventre muscular, evidenciando a heterogeneidade da ativação mioelétrica induzida pela estimulação cortical. Apesar do potencial metodológico da HD-sEMG, sua aplicabilidade ainda apresenta limitações de ordem financeira e estrutural, restringindo sua ampla implementação tanto na prática clínica quanto em muitos contextos de pesquisa.

Uma limitação do estudo em relação a HD-sEMG foi o caráter piloto, tendo sido conduzido com um único voluntário, o que limita a generalização dos achados. Embora tenha havido esforço metodológico para extrapolar as informações derivadas da análise espacial detalhada para protocolos de EMG convencionais, faz-se necessária a ampliação da amostra para confirmar os resultados e reforçar a evidência.

Por outro lado, a sEMG convencional permanece como recurso acessível, de relativa simplicidade operacional e de potencial aplicação tanto em ambientes clínicos

quanto em pesquisa. Ainda assim, na prática clínica, sua utilização pode ser limitada por fatores como o tempo necessário para a montagem adequada do sistema e organização do setup de avaliação.

Apesar dessas limitações, os achados do presente estudo, identificados no experimento 2, oferecem subsídios relevantes para a definição do posicionamento de eletrodos mais adequado para o registro de PEM, considerando não apenas a confiabilidade da medida, mas também aspectos práticos, como o conforto do indivíduo avaliado. A adoção de posicionamentos que reduzam o número de pulsos e as intensidades para a identificação do *hotspot* pode contribuir para avaliações mais eficientes e para intervenções EMTr mais bem direcionadas.

Por fim, evidencia-se a necessidade de ampliar as investigações sobre o tema. Embora o posicionamento dos eletrodos possa parecer apenas um detalhe metodológico, ele exerce impacto direto na qualidade das aquisições, bem como nas características do sinal registrado. Tendo em vista que, a partir desses sinais, é possível avaliar a integridade dos tractos neurais e a excitabilidade cortical, tais informações devem ser interpretadas com precisão, tanto para fins diagnósticos quanto para embasar decisões clínicas, como a inferência de parâmetros e a dosagem no caso da estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr). Além disso, a padronização do posicionamento dos eletrodos mostra-se fundamental para reduzir a variabilidade metodológica entre estudos, favorecendo a comparabilidade dos resultados e a reprodutibilidade científica. Nesse sentido, aprofundar as investigações sobre esse aspecto contribui para fortalecer as evidências e avançar no uso da sEMG como ferramenta avaliação neurofisiológica confiável em contextos clínicos e experimentais.

## 5 PRODUTOS DA PRESENTE DISSERTAÇÃO

Na condução do projeto, foram desenvolvidos alguns trabalhos que foram publicados e apresentados em eventos científicos, os quais estão discriminados abaixo.

### 5.1 PUBLICAÇÕES

*Artigo 1: Frontiers in Human Neuroscience (Apêndice B).*

VALENTE, Ana Carolina Borges; BETIOLI, Lucas dos Santos; FERNANDES, Lidiane Aparecida; MORAES, Daniela; SILVA, Lilian Pinto da; GARCIA, Marco Antonio Cavalcanti. Toward standardized MEP recording? Exploring the role of electrode configuration in TMS studies. **Frontiers in Human Neuroscience**, 2024. DOI: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2024.1488438>

*Artigo 2: Physical and Engineering Sciences in Medicine (Apêndice C).*

GARCIA, Marco Antonio Cavalcanti; VALENTE, Ana Carolina Borges; MORAES, Victor Hugo; MORALES, Daniela; BETIOLI, Lucas dos Santos. Achieving greater accuracy in transcranial magnetic stimulation corticospinal evaluation and motor mapping by improving motor evoked potential recording: an emerging issue. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, v. 48, p. 2069-2073, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1007/s13246-025-01638-7>

### 5.2 APRESENTAÇÕES EM EVENTOS CIENTÍFICOS

*Resumo Publicado em Periódico Científico: XIX Fórum da ABRAPG-FT (Apêndice D).*

VALENTE, Ana Carolina B.; JORGE, Maria Julia C.; BETIOLI, Lucas dos Santos; VAZ, Marilena R. de Oliveira; COSTA, Henrique C. M.; MATSUDA, Renan H.; GARCIA, Marco Antonio C. Efeitos do posicionamento de eletrodos de superfície para aquisição de potenciais evocados motores induzidos por estimulação magnética transcraniana: uma revisão sistemática. **Movimenta**, Goiânia: Editora UEG, 2024. e20240013. Disponível em: <https://www.revista.ueg.br/index.php/movimenta/article/download/15597/10822/58382>. Acesso em: 26 fev. 2026.

*Resumo Publicado em Anais de Congresso: CBEB 2024 (Apêndice E).*

VALENTE, Ana; BETIOLI, Lucas; MATSUDA, Renan; ALBAPARI, Vitória; GARCIA, Marco. Desempenho de dois protocolos de colocação de eletrodos para registro de potenciais motores evocados pela estimulação magnética transcraniana no músculo bíceps braquial: um estudo piloto utilizando eletromiografia multicanal. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 29., 2024, Ribeirão Preto. **Anais** [...]. Ribeirão Preto: SBEB, 2024. Disponível em: <https://sbeb.org.br/cbeb2024/wp-content/uploads/2024/09/work-756.pdf>. Acesso em: 26 fev. 2026.

*Resumo Publicado em Periódico Científico: 6TH International Brain Stimulation Conference (Apêndice F).*

VALENTE, Ana; JORGE, Maria; VAZ, Marilena; BETIOLI, Lucas; GARCIA, Marco; MATSUDA, Renan *et al.* Effects of surface electrode positioning for acquisition of motor evoked potentials induced by transcranial magnetic stimulation: a systematic review. **Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation**, v. 18, n. 1, p. 448, Jan.-Feb. 2025. Disponível em: [https://www.brainstimjrnl.com/article/S1935-861X\(24\)00881-7/fulltext](https://www.brainstimjrnl.com/article/S1935-861X(24)00881-7/fulltext). Acesso em: 26 fev. 2026.

## REFERÊNCIAS

- BAKKER, C. D. *et al.* Can forearm muscle activity be selectively recorded using conventional surface EMG-electrodes in transcranial magnetic stimulation? A feasibility study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, p. 325-331, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.02.006>
- BARBERO, M.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. **Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications**. Milan: Springer, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-88-470-2463-2>
- DAY, B. L. *et al.* Electric and magnetic stimulation of human motor cortex: surface EMG and single motor unit responses. **The Journal of Physiology**, v. 412, p. 449-473, 1989. DOI: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1989.sp017626>
- DEL VECCHIO, A. *et al.* Associations between motor unit action potential parameters and surface EMG features. **Journal of Applied Physiology**, v. 123, n. 4, p. 835-843, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00482.2017>
- GALLINA, A. *et al.* Selectivity of conventional electrodes for recording motor evoked potentials: An investigation with high-density surface electromyography. **Muscle & Nerve**, v. 55, n. 6, p. 828-834, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1002/mus.25412>
- GARCIA, M. A. C. *et al.* Achieving greater accuracy in transcranial magnetic stimulation corticospinal evaluation and motor mapping by improving motor evoked potential recording: an emerging issue. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, v. 48, n. 4, p. 2069-2073, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1007/s13246-025-01638-7>
- GARCIA, M. A. C. *et al.* Motor potential evoked by transcranial magnetic stimulation depends on the placement protocol of recording electrodes: a pilot study. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 6, n. 4, e047003, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab950a>
- GARCIA, M. A. C. *et al.* The surface electrode placement determines the magnitude of motor potential evoked by transcranial magnetic stimulation. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 84, e104781, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104781>
- GARCIA, M. A. C.; SOUZA, V. H.; VARGAS, C. D. Can the recording of motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation be optimized? **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 11, e413, 2017. DOI: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00413>

GARCIA, M. A. C.; VIEIRA, T. M. M. Surface electromyography: why, when and how to use it. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 4, p. 17-28, 2011.

GROPPE, S. A. *et al.* A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: Report of an IFCN committee. **Clinical Neurophysiology**, v. 123, n. 5, p. 858-882, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2012.01.010>

HALLETT, M. Transcranial magnetic stimulation: a primer. **Neuron**, v. 55, n. 2, p. 187-199, 2007. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2007.06.026>

HERMENS, H. J. *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000. DOI: [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)

MATSUDA, R. *et al.* Estimulação magnética transcraniana: uma breve revisão dos princípios e aplicações. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 13, n. 1, p. 49-56, 2019. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2019.v13.n1.p49-56>

MELAKU, A.; KUMAR, D. K.; BRADLEY, A. Influence of inter-electrode distance on EMG. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 23., 2001, Istanbul. **Proceedings** [...]. New York: IEEE, 2001. DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2001.1020377>

MERLETTI, R.; MUCELLI, S. Tutorial Surface EMG detection in space and time: best practices. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 49, e102363, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>

MUNNEKE, M. A. M. *et al.* On the electrode positioning for bipolar EMG recording of forearm extensor and flexor muscle activity after transcranial magnetic stimulation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 40, p. 23-31, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.010>

ROSSINI, P. M. *et al.* Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee. **Clinical Neurophysiology**, v. 126, n. 6, p. 1071-1107, 2015. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.02.001>

SAITOU, K. *et al.* Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG. **Journal of Human Ergology**, v. 29, n. 1-2, p. 35-52, 2000. DOI: <https://doi.org/10.11183/jhe1972.29.35>

SENIAM. **Electrode size and shape**. Disponível em: <https://seniam.org/size.htm>. Acesso em: 18 mar. 2025.

SPAMPINATO, D. A. *et al.* Motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation: interpreting a simple measure of a complex system. **The Journal of Physiology**, v. 601, n. 14, p. 2827-2851, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1113/jp281885>

STÅLBERG, E. *et al.* Standards for quantification of EMG and neurography. **Clinical Neurophysiology**, v. 130, n. 9, p. 1688-1729, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.05.008>

VALENTE, A. C. B. *et al.* Toward standardized MEP recording? Exploring the role of electrode configuration in TMS studies. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 18, e1488438, 2024. DOI: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2024.1488438>

VALERO-CABRÉ, A. *et al.* Transcranial magnetic stimulation in basic and clinical neuroscience: A comprehensive review of fundamental principles and novel insights. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 83, p. 381-404, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2017.10.006>

VIEIRA, T. M. *et al.* The sensitivity of bipolar electromyograms to muscle excitation scales with the inter-electrode distance. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 31, p. 4245-4255, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1109/tnsre.2023.3325132>

**ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FFCLRP-USP  
(CAAE nº 70965023.0.0000.5407)**



**Universidade de São Paulo  
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto  
Comitê de Ética em Pesquisa**

OF.070/CEP/FFCLRP/USP/21.08.2023

Prezado Pesquisador,

Comunicamos a V. Sa. que o projeto de pesquisa intitulado **"Avaliação da excitabilidade do córtex motor primário por Estimulação Magnética Transcraniana Neuronavegada"** foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FFCLRP-USP em sua 240ª Reunião Ordinária, realizada em 17.08.2023, e enquadrado na categoria: **APROVADO** (CAAE nº 70965023.0.0000.5407).

Solicitamos que eventuais modificações ao projeto de pesquisa sejam submetidas ao CEP, via Plataforma Brasil, na forma de Emenda, identificando a parte do projeto a ser modificada e suas justificativas. De acordo com a Resolução CNS nº 466 de 12.12.2012, devem ser enviados ao CEP, na forma de Notificação, relatórios semestrais e, ao término do estudo, um relatório final, sempre via Plataforma Brasil. Para pesquisas em Ciências Humanas e Sociais, deve ser enviado apenas o relatório final, conforme Resolução CNS nº 510 de 07.04.2016.

Atenciosamente,

**Profa. Dra. Sylvia Domingos Barrera**  
Coordenadora

Ilmo. Sr.  
Renan Hiroshi Matsuda  
Departamento de Física da FFCLRP - USP

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa da FFCLRP USP  
Rua Clóvis Vieira, casa 40. CEP: 14040-901 - Ribeirão Preto - SP - Brasil  
Fone: (16) 3315-4811 - Atendimento de segunda a sexta-feira, das 13h30 às 17h30  
Homepage: <http://www.ffclrp.usp.br>. E-mail: [ceetp@listas.ffclrp.usp.br](mailto:ceetp@listas.ffclrp.usp.br)

Documento assinado digitalmente - Por favor verifique o HASH de autenticidade na página 2 desse documento.



## USPAssina - Autenticação digital de documentos da USP

### Registro de assinatura(s) eletrônica(s)

Este documento foi assinado de forma eletrônica pelos seguintes participantes e sua autenticidade pode ser verificada através do código WJIT-QE7N-4SD1-7R82 no seguinte link: <https://portalservicos.usp.br/ddigital/WJIT-QE7N-4SD1-7R82>

**Sylvia Domingos Barrera**

Nº USP: 2054050

Data: 21/08/2023 17:11

Perfil assinante:: Coordenadora

---

## **ANEXO B - Assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)**

**NOME DO PROJETO:** Determinação de protocolos de colocação de eletrodos de superfície para a aquisição de potenciais motores evocados pela estimulação magnética transcraniana

**PESQUISADOR RESPONSÁVEL:** Dr. Renan Hiroshi Matsuda

**SUPERVISOR:** Prof. Dr. Oswaldo Baffa Filho

**COLABORADOR:** Ana Carolina Borges Valente, Thais Cunha Marchetti, Lucas dos Santos Betioli

***Você está sendo convidado(a) a participar de um trabalho de pesquisa que será desenvolvido no Departamento de Física da FFCLRP/USP e no Hospital das Clínicas da FMRP/USP***

### **JUSTIFICATIVA E OBJETIVO DA PESQUISA**

A estimulação magnética transcraniana (EMT) permite interagir diretamente com o cérebro sem utilizar procedimentos cirúrgicos. A resposta obtida é a contração involuntária dos músculos que estão conectados à região estimulada. Estudos recentes vêm demonstrando que as regiões do cérebro responsáveis pela ativação de determinados músculos, podem variar ligeiramente de acordo com o dia em que é avaliada, fatores estes que têm influência significativa nos resultados clínicos da técnica.

O presente projeto utiliza um aparelho de estimulação magnética transcraniana, de uma eletromiografia de superfície (EMG), similar ao aplicado em eletrocardiogramas, de uma eletroencefalografia (EEG), para coletar sinais elétricos cerebrais, e um sistema de neuronavegação, para avaliar quais regiões do cérebro, se estimuladas, causam ativação de determinados músculos, e de um braço robótico, para posicionar o estimulador de maneira precisa.

---

### **BENEFÍCIOS ESPERADOS, RISCOS E DESCONFORTOS**

A realização do exame pode envolver algum grau de desconforto. A aplicação de EMT pode causar uma sensação de contração dos músculos da mão e antebraço e movimento involuntário da mesma durante as aplicações. A região a ser estimulada fica localizada próxima ao rosto, por isso em determinados momentos o sujeito também poderá sentir uma contração involuntária dos músculos da face e das pálpebras dos olhos. Pessoas que comumente apresentam dores de cabeça também podem apresentá-la após o uso da técnica. Caso seja reportado qualquer incômodo do sujeito a uma dessas reações, a aplicação de EMT será imediatamente suspensa. O braço robótico possui diversas camadas de segurança para aplicações em conjunto com seres humanos, como por exemplo, sensores de força e zona restrita de operação. A todo momento o voluntário terá em mãos um botão de emergência, que caso acionado, resultará na interrupção do braço robótico e do procedimento de estimulação. A EMG e a EMG não trazem riscos ao voluntário, por se tratarem de procedimentos não invasivos. Não há riscos de choque elétrico, pois os equipamentos não são alimentados diretamente pela rede elétrica. A EMG e a EMG poderão trazer desconforto por se privar de movimento, devido a conexão entre os eletrodos e o equipamento digitalizador do sinal. Caso o voluntário possuir lesões no couro cabeludo poderá ter um aumento da irritação da pele pelo uso do gel condutor.

Respeitados os critérios de exclusão na fase de recrutamento e da avaliação pelo questionário de segurança, não há incidentes relatados na literatura apontando que a EMT de pulso único possa causar efeitos colaterais prejudiciais à saúde dos sujeitos a curto, médio ou longo prazo.

O principal benefício desta pesquisa é a possibilidade de se conhecer melhor o funcionamento da técnica de EMT e de como a ativação dos músculos está representada no cérebro. Como sujeito de pesquisa, você deverá participar das etapas descritas anteriormente e estar ciente de que este estudo não tem qualquer objetivo de beneficiar financeiramente ambas as partes envolvidas.

## **OUTRAS INFORMAÇÕES**

Você receberá uma via deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido devidamente assinada pelos pesquisadores envolvidos na pesquisa. Em qualquer etapa de desenvolvimento do estudo você terá total liberdade para se dirigir ao responsável, o Físico Médico Renan Hiroshi Matsuda, pelo telefone: (11) 99951-8980, ou com as colaboradoras Ana Carolina Borges Valente, pelo telefone: (32) 98847-8089 e Colaboradora Thais Cunha Marchetti, pelo telefone: (19) 98366-2021, ou com o colaborador Lucas dos Santos Betioli, pelo telefone: (16) 98101-4845, a fim de esclarecer qualquer dúvida sobre os procedimentos e resultados ou comunicar a sua desistência na participação deste estudo. Você tem a liberdade de se recusar a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado. A sua desistência, assim como a sua participação não resultarão em ônus de qualquer espécie.

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo nem receberá qualquer vantagem financeira, porém, poderá receber por despesas decorrentes de sua participação, como despesas de transporte e alimentação. Essas despesas serão pagas pelo orçamento da pesquisa. Caso você sofra algum dano decorrente dessa pesquisa, os pesquisadores garantem indenizá-lo por todo e qualquer gasto ou prejuízo.

As informações a serem obtidas, fotos, filmagens e dados, durante o estudo ficarão restritas a propósitos de pesquisa, serão apresentados na forma de trabalhos científicos, tendo garantida a sua privacidade e anonimato. Não haverá, sobre hipótese alguma, divulgação de seus dados pessoais. Não serão disponibilizados recursos financeiros.

Não será necessário que você fique internado para realizar os exames deste estudo. Durante todo o tempo do experimento você será acompanhado pelos responsáveis deste experimento. O método da estimulação por pulso magnético único no córtex motor primário para estudo de músculos de interesse já é bem estabelecido na literatura, com grande número de pesquisadores utilizando este protocolo sem qualquer relato de intercorrências, mostrando-se um método seguro para uso experimental em humanos. O pesquisador responsável estará

Declaro que concordo em participar da pesquisa

|                                                     |                                                                                                                                                                                                                                                            |
|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| _____<br>Nome do(a) Voluntário(a) da Pesquisa       | _____<br>Pesquisador Responsável<br>Doutor Renan Hiroshi Matsuda (11) 99951-8980<br>Colaboradora Ana Carolina Borges Valente (32) 98847-8089<br>Colaboradora Thais Cunha Marchetti (19) 98366-2021<br>Colaborador Lucas dos Santos Betioli (16) 98101-4845 |
| _____<br>Assinatura do(a) Voluntário(a) da Pesquisa |                                                                                                                                                                                                                                                            |
| Data: ____/____/____                                | Data: ____/____/____                                                                                                                                                                                                                                       |

**ANEXO C - Questionário de Segurança para Aplicação de Estimulação  
Magnética Transcraniana (ROSSI, S. et al. 2009)**

| PERGUNTAS                                                                                                            | SIM | NÃO |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|-----|
| Você tem epilepsia ou você já teve uma convulsão?                                                                    |     |     |
| Você já teve algum desmaio ou síncope? Se sim, por favor descreva em que ocasião (s)?                                |     |     |
| Você já teve um traumatismo craniano que foi diagnosticado como concussão ou foi associado com perda de consciência? |     |     |
| Você tem algum problema auditivo ou zumbido nos ouvidos?                                                             |     |     |
| Você tem implantes cocleares?                                                                                        |     |     |
| Você está grávida ou há alguma chance de que você possa estar?                                                       |     |     |
| Você tem metal no cérebro, crânio ou em outro lugar em seu corpo? Se sim, especifique o tipo de metal.               |     |     |
| Tem um neuroestimulador implantado?                                                                                  |     |     |
| Você tem um marcapasso cardíaco ou linhas intracardíacas?                                                            |     |     |
| Você tem um dispositivo de infusão de medicação?                                                                     |     |     |
| Você está tomando algum medicamento? (Por favor, liste)                                                              |     |     |
| Você já passou pela TMS no passado? Se sim, houve algum problema?                                                    |     |     |
| Você já passou por ressonância magnética no passado? Se sim, houve algum problema?                                   |     |     |

## ANEXO D - Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade de Juiz de Fora



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** VARIABILIDADE DO POTENCIAL MOTOR EVOCADO PELA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA: INFLUÊNCIA DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE COLOCAÇÃO DE ELETRODOS DE SUPERFÍCIE

**Pesquisador:** Jordania Lindolfo Almas

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 01158218.0.0000.5147

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Juiz de Fora UFJF

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.244.642

#### Apresentação do Projeto:

Apresentação do projeto está clara, detalhada de forma objetiva, descreve as bases científicas que justificam o estudo, estando de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, item III

#### Objetivo da Pesquisa:

**Objetivo Primário:**

Investigar a variabilidade dos PEMs registrados a partir de três diferentes métodos de registro da atividade muscular, em indivíduos adultos.

**Objetivo Secundário:**

- Comparar o efeito da excitabilidade corticoespinal via PEMs obtidos dos músculos Bíceps Braquial, Flexor Radial Longo do Carpo e Flexor Curto do Polegar entre os protocolos de colocação de eletrodo de superfície proposto pelo SENIAM, FINC e por Garcia, et al (2017);

- Analisar o comportamento dos PEM quando comparados os membros superiores dominante e não dominante. Os Objetivos da pesquisa estão claros, bem delineados, compatíveis com a proposta.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos e benefícios descritos em conformidade com a natureza e propósitos da pesquisa. O risco que o projeto apresenta é caracterizado como risco mínimo, o pesquisador apresenta estratégias

|                                           |                                |
|-------------------------------------------|--------------------------------|
| <b>Endereço:</b> JOSE LOURENCO KELMER S/N | <b>CEP:</b> 36.036-900         |
| <b>Bairro:</b> SAO PEDRO                  |                                |
| <b>UF:</b> MG                             | <b>Município:</b> JUIZ DE FORA |
| <b>Telefone:</b> (32)2102-3788            | <b>Fax:</b> (32)1102-3700      |
| <b>E-mail:</b> cep.propesq@ufjf.edu.br    |                                |



Continuação do Parecer: 3.244.542

para minimizá-los e benefícios esperados estão adequadamente descritos. A avaliação dos Riscos e Benefícios está de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, itens III; III.2 e V.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O projeto está bem estruturado, delineado e fundamentado, sustenta os objetivos do estudo em sua metodologia de forma clara e objetiva, e se apresenta em consonância com os princípios éticos norteadores da ética na pesquisa científica envolvendo seres humanos elencados na resolução 466/12 do CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O protocolo de pesquisa está em configuração adequada, apresenta FOLHA DE ROSTO devidamente preenchida, com o título em português, identifica o patrocinador pela pesquisa, estando de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra a; e 3.4.1 item 16.

Apresenta o TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO em linguagem clara para compreensão dos participantes, apresenta justificativa e objetivo, campo para identificação do participante, descreve de forma suficiente os procedimentos, informa que uma das vias do TCLE será entregue aos participantes, assegura a liberdade do participante recusar ou retirar o consentimento sem penalidades, garante sigilo e anonimato, explicita riscos e desconfortos esperados. Refere indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, contato do pesquisador e do CEP e informa que os dados da pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador pelo período de cinco anos, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466 de 2012, itens: IV letra b; IV.3 letras a, b, d, e, f, g e h; IV. 5 letra d e XI.2 letra f. Apresenta o INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS de forma pertinente aos objetivos delineados e preserva os

participantes da pesquisa. O Pesquisador apresenta titulação e experiência compatível com o projeto de pesquisa, estando de acordo com as atribuições definidas no Manual Operacional para CPEs. Apresenta DECLARAÇÃO de infraestrutura e de concordância com a realização da pesquisa de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra h

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Diante do exposto, o projeto está aprovado, pois está de acordo com os princípios éticos norteadores da ética em pesquisa estabelecido na Res. 466/12 CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS. Data prevista para o término da pesquisa: julho de 2020.

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N  
**Bairro:** SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900  
**UF:** MG **Município:** JUIZ DE FORA  
**Telefone:** (32)2102-3700 **Fax:** (32)1102 3788 **E-mail:** cep.propesq@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 3.244.642

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 466/12 e com a Norma Operacional Nº001/2013 CNS, manifesta-se pela **APROVAÇÃO** do protocolo de pesquisa proposto. Vale lembrar ao pesquisador responsável pelo projeto, o compromisso de envio ao CEP de relatórios parciais e/ou total de sua pesquisa informando o andamento da mesma, comunicando também eventos adversos e eventuais modificações no protocolo.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

| Tipo Documento                                            | Arquivo                                       | Postagem               | Autor                   | Situação |
|-----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|------------------------|-------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto                            | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1235676.pdf | 21/02/2019<br>17:49:18 |                         | Aceito   |
| Outros                                                    | Carta_resposta.pdf                            | 21/02/2019<br>17:45:34 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador                 | Projeto_completo.pdf                          | 21/02/2019<br>17:37:45 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE.pdf                                      | 21/02/2019<br>17:35:53 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Folha de Rosto                                            | Folha_de_rosto.pdf                            | 11/10/2018<br>20:47:38 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Questionario_EMT.pdf                          | 07/10/2018<br>20:26:48 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Questionario_demografico.pdf                  | 07/10/2018<br>20:26:12 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Declaração de Instituição e Infraestrutura                | Declaracao_infraestrutura.pdf                 | 07/10/2018<br>20:24:38 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Anaeli.pdf                                    | 07/10/2018<br>20:23:15 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Paula.pdf                                     | 07/10/2018<br>20:22:43 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Victor.pdf                                    | 07/10/2018<br>20:22:14 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Marco.pdf                                     | 07/10/2018<br>20:21:38 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |
| Outros                                                    | Jordania.pdf                                  | 07/10/2018<br>20:21:04 | Jordania Lindolfo Almas | Aceito   |

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N  
 Bairro: SAO PEDRO CEP: 36.036-900  
 UF: MG Município: JUIZ DE FORA  
 Telefone: (32)2102-3788 Fax: (32)1102-3700 E-mail: cep.propesq@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 3.244.642

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

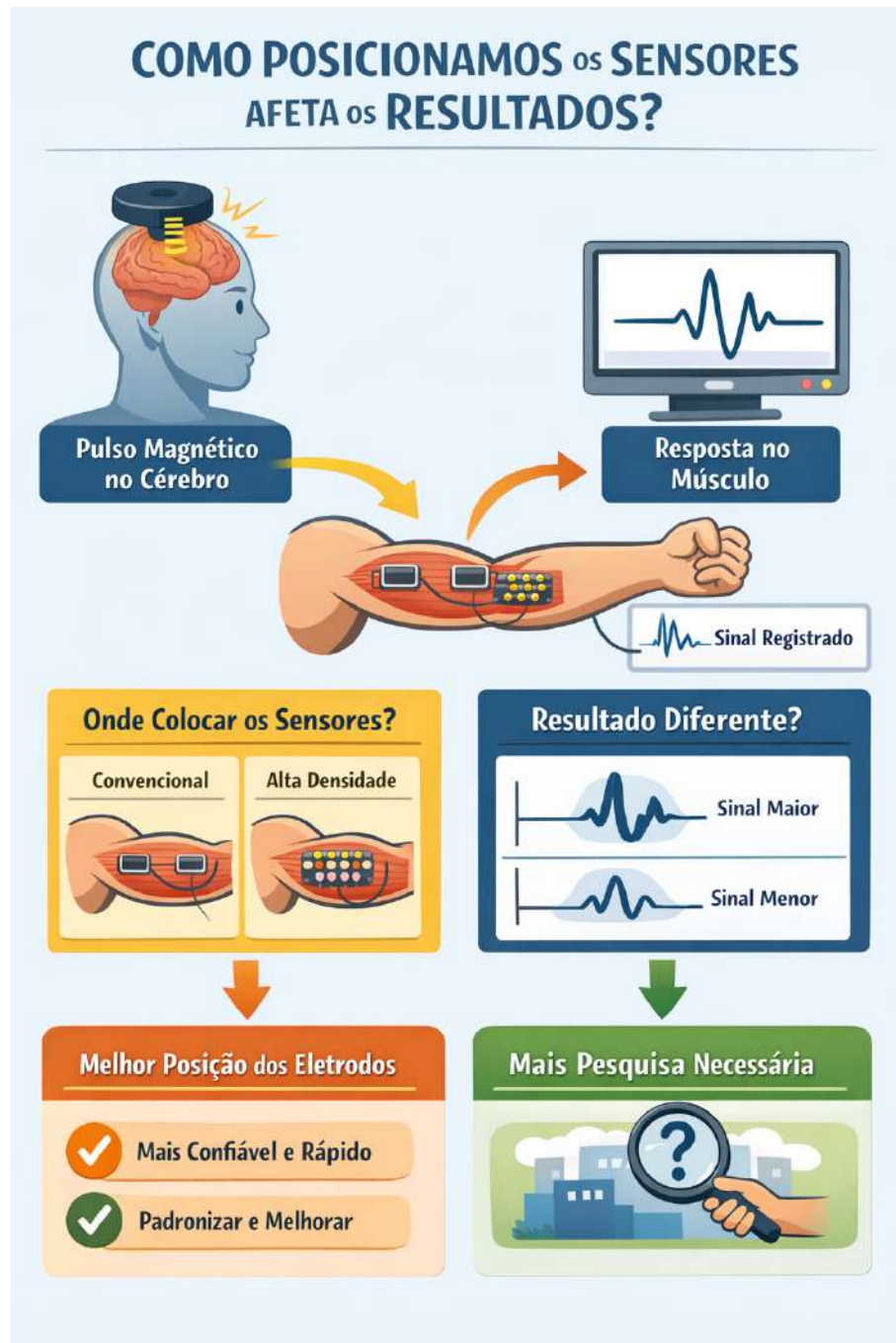
JUIZ DE FORA, 04 de Abril de 2019

---

**Assinado por:**  
**Jubel Barreto**  
**(Coordenador(a))**

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N  
**Bairro:** SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900  
**UF:** MG **Município:** JUIZ DE FORA  
**Telefone:** (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesq@ufjf.edu.br

## APÊNDICE A - Infográfico do Resumo Leigo



## APÊNDICE B - Questionário de Dados Pessoais Antropométricos

### Dados Pessoais:

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

Data de Nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_

Telefone: (\_\_\_\_) \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Atividade Profissional: \_\_\_\_\_

### Dados Físicos:

Estatura: \_\_\_\_\_

Massa: \_\_\_\_\_

Teste de dominância online: <http://www.brainmapping.org/shared/Edinburgh.php>

Escore no teste de dominância: \_\_\_\_\_

### Atividade Física:

Pratica alguma atividade física/fisioterapia?

( ) SIM

( ) NÃO

Qual? \_\_\_\_\_

Já praticou? \_\_\_\_\_

Frequência Semanal: \_\_\_\_\_

Qual? \_\_\_\_\_

Duração da Sessão: \_\_\_\_\_

Por quanto tempo? \_\_\_\_\_

Quando praticou pela última vez?

Há quanto tempo parou? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

### **Hábitos da Vida Diária:**

Você bebe? ( ) SIM ( ) NÃO Qual a frequência semanal? \_\_\_\_\_

Você fuma? ( ) SIM ( ) NÃO Qual a frequência diária? \_\_\_\_\_

Utiliza drogas? ( ) SIM ( ) NÃO Qual a frequência semanal? \_\_\_\_\_

Utiliza medicamento? ( ) SIM ( ) NÃO Qual a frequência semanal? \_\_\_\_\_

Qual medicamento? \_\_\_\_\_

MEDIDAS BÍCEPS BRAQUIAL: \_\_\_\_\_

MEDIDAS FLEXOR RADIAL DO CARPO: \_\_\_\_\_

MEDIDAS FLEXOR CURTO DO POLEGAR: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE C - Artigo Publicado a Partir dos Dados Coletados com o Estudo Piloto



Frontiers in Human Neuroscience

TYPE Opinion  
PUBLISHED 12 November 2024  
DOI 10.3389/fnhum.2024.1488438



### OPEN ACCESS

EDITED BY  
Elisa Kallioniemi,  
New Jersey Institute of Technology,  
United States

REVIEWED BY  
Lari Koponen,  
University of Birmingham, United Kingdom

\*CORRESPONDENCE  
Marco Antonio Cavalcanti Garcia  
✉ marco.garcia@ufff.br

RECEIVED 30 August 2024  
ACCEPTED 16 October 2024  
PUBLISHED 12 November 2024

CITATION  
Valente ACB, Betioli LdS, Fernandes LA,  
Morales D, Silva LPd and Garcia MAC (2024)  
Toward standardized MEP recording?  
Exploring the role of electrode configuration  
in TMS studies.  
*Front. Hum. Neurosci.* 18:1488438.  
doi: 10.3389/fnhum.2024.1488438

COPYRIGHT  
© 2024 Valente, Betioli, Fernandes, Morales,  
Silva and Garcia. This is an open-access article  
distributed under the terms of the [Creative  
Commons Attribution License \(CC BY\)](#). The  
use, distribution or reproduction in other  
forums is permitted, provided the original  
author(s) and the copyright owner(s) are  
credited and that the original publication in  
this journal is cited, in accordance with  
accepted academic practice. No use,  
distribution or reproduction is permitted  
which does not comply with these terms.

# Toward standardized MEP recording? Exploring the role of electrode configuration in TMS studies

Ana Carolina Borges Valente<sup>1</sup>, Lucas dos Santos Betioli<sup>2</sup>,  
Lidiane Aparecida Fernandes<sup>1,3</sup>, Daniela Morales<sup>4</sup>,  
Lilian Pinto da Silva<sup>1</sup> and Marco Antonio Cavalcanti Garcia<sup>1,5\*</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional, Faculdade de Fisioterapia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil, <sup>2</sup>Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil, <sup>3</sup>Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, Minas Gerais, Brazil, <sup>4</sup>Hospital Universitário – Unidade Santa Catarina, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil, <sup>5</sup>Departamento de Biofísica e Fisiologia, Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil.

### KEYWORDS

motor evoked potential, transcranial magnetic stimulation, corticospinal excitability, electromyography, surface electrodes placement

## 1 Introduction

Transcranial magnetic stimulation (TMS) has been widely used in investigating motor control under health and pathological conditions, bringing valuable insights into the neurophysiological underlying mechanisms mainly from the motor evoked potential (MEP) properties (Garcia et al., 2017; Moraes et al., 2023; Spampinato et al., 2023; Garcia et al., 2024). The MEP is an electromyogram (EMG) response resulting from a single TMS pulse recorded at rest or during submaximal voluntary contraction. Hence, the MEP helps us to interpret some properties of bulbar or corticospinal excitability (Spampinato et al., 2023) and, consequently, to assess different aspects of the motor system. Besides being adopted as a diagnostic parameter, the MEP is also a key reference in determining stimulation intensity in repetitive TMS (rTMS) treatment protocols (Turi et al., 2021, 2022). Consequently, substantial methodological progress has been made to enhance the consistency of TMS recording. In this context, ensuring the correct positioning of the TMS coil on the patient's head to evoke reliable muscle responses and reduce variability in MEP properties, such as its peak-to-peak value (MEP<sub>p-p</sub>), represents a *sine qua non*-condition. This requirement has become even more prominent with the development of neuronavigation systems (Krings et al., 2001; Ruohonen and Karhu, 2010) and their ongoing refinements (Souza et al., 2018a; Matsuda et al., 2023). Moreover, the introduction of autonomous robotic handling (Kantelhardt et al., 2010; Harquel et al., 2016) brought additional significant advantages for more effective control of the TMS coil, which, since their advent, also become progressively accurate for this purpose (Matsuda et al., 2024). However, while we observe many advancements ensuring precision in TMS applications, we can also note, for instance, a rather expressive number of studies using different surface electrode montages (Moraes et al., 2023; Koponen et al., 2024) to record the EMG signal. Thus, depending on the montage and dimension of the surface electrodes, it will be possible to identify significant differences in specific MEP properties, such as spectral composition, number of phases, and MEP<sub>p-p</sub>.

Nevertheless, it is worth emphasizing that although there are some recommendations for electrode montages for registering the surface EMG (sEMG) in many aspects of

human performance (Hermens et al., 2000), there seems to be no agreement regarding MEP recording. Indeed, Garcia et al. (2017, 2020, 2023) have addressed this issue, highlighting how the lack of standardization could lead to misinterpretations of the bulbar- and corticospinal excitability profile.

Therefore, the present manuscript discusses how different surface electrode montages contribute to MEP properties and their consequences in interpreting motor cortical excitability. In addition, we present findings derived from a pilot trial in which the myoelectric activity of *biceps brachii* (BB) was recorded using multichannel electromyography (HD-sEMG) to shed light on the issues presented therein.

## 2 The surface electromyography in muscle activity assessment

Surface EMG is a widely used technique for the non-invasive assessment of muscle activity (Temesi et al., 2014; Peres et al., 2018). However, similarly to other biological signals such as the electrocardiogram and electroencephalogram, the location of surface electrodes is also crucial in ensuring the reliability and accuracy of the recorded sEMG signal (Garcia and Vieira, 2011; Merlo et al., 2021). In light of the many variables to be aware of in the sEMG signal acquisition process, some initiatives have introduced recommendations to optimize this signal recording. For instance, the SENIAM project (Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles; [www.seniam.org](http://www.seniam.org); Hermens et al., 2000) and, more recently, the CEDE project (Consensus for Experimental Design in Electromyography; <https://isek.org/cede-project/>; Besomi et al., 2019) represent two initiatives focused on ensuring the widespread establishment of guidelines on the use of sEMG. It is worth noting that although the SENIAM recommendations were not explicitly designed for MEP recording, they have also been widely used in TMS studies (Mrachacz-Kersting et al., 2021; Kindred et al., 2021; Rodriguez et al., 2022; Koponen et al., 2024).

In turn, the International Federation of Clinical Neurophysiology (IFCN; <https://www.ifcn.info/>) (Groppa et al., 2012) has broadened the debate on recording myoelectric activity, whether invasive or not, which includes MEP recording. It is interesting to highlight that SENIAM/CEDE and IFCN recommend different surface electrode montages to record the sEMG signal. However, how can both surface electrode montages affect the recording and, consequently, the MEP interpretation?

## 3 SENIAM/CEDE vs. IFCN recommendations for surface electrode montages and their influence on MEP properties

Regarding surface electrode positioning, the SENIAM/CEDE project recommends placing two electrodes (1 cm diameter;  $\sim 100 \text{ mm}^2$ ) in a bipolar configuration between the innervation zone (IZ) and the muscle-tendon junction. It provides detailed instructions on the optimal placement of electrodes for different muscle groups,

considering anatomical landmarks and muscle fiber orientation. Depending on the muscle size, an interelectrode distance of 1 to 2 cm is recommended, which allows for the adjustment of the detection volume. Aligned with these recommendations, the MEP is given by a muscle region circumscribed by the myoelectric activity of the portion covered by the two surface electrodes. As a result, the  $\text{MEP}_{p-p}$  should be positively correlated with the interelectrode distance.

Nevertheless, this registration model has two critical concerns: a greater interelectrode distance will lead to a higher probability of detecting MEPs from adjacent muscles (*cross-talk*; van Elswijk et al., 2008), and an increase in the contribution of lower frequencies to the MEP content. In both cases, the interpretation of cortical excitability may be jeopardized. Moreover, since the spatial distribution of myoelectric activity along the muscle is not necessarily homogeneous, as has been observed from multichannel or high-density electromyography (HD-sEMG) (van Elswijk et al., 2008; Souza et al., 2018b), the SENIAM recommendations may not necessarily provide significant advantages for MEP recording.

On the other hand, the IFCN suggests using a different surface electrode placement based on a belly-tendon montage (*pseudomonopolar*) for MEP recording. Based on Groppa et al. (2012), the active electrode ( $E_A$ ) is placed on the muscle belly that, according to Stålberg et al. (2019), corresponds to the IZ, and the other ( $E_O$ ) over the tendon or an inactive location. Nevertheless, assuming a correlation between the muscle belly and the IZ is improper (Barbero et al., 2012). Despite the limitations mentioned, its relevance is widely recognized in basic and clinical neurophysiology (Ah Sen et al., 2017; Nikolov et al., 2021).

Although TMS users widely adopt the SENIAM and IFCN recommendations, Garcia et al. (2017) reinforced the lack of agreement regarding their surface electrode montages, which can lead to misinterpretation of MEP properties. Moreover, the authors hypothesized that conventional electrode placement protocols, such as those recommended by SENIAM and IFCN, might not fully account for the inhomogeneous nature of muscle architecture and motor unit action potential (MUAP) propagation resulting from the TMS pulse. The central hypothesis is that a suitable surface electrode montage should provide a more reliable measure of the excitability of the bulbar- or corticospinal pathway, i.e., greater  $\text{MEP}_{p-p}$  and lower coefficient of variation. Consequently, the authors suggest adopting a pseudomonopolar montage, as indicated by IFCN, but by ensuring the correct IZ localization, such as by using HD-sEMG. The rationale for placing  $E_A$  at the IZ is based on the higher likelihood of MUAPs coherent summation, which results in a maximum  $\text{MEP}_{p-p}$  even at a low TMS pulse intensity.

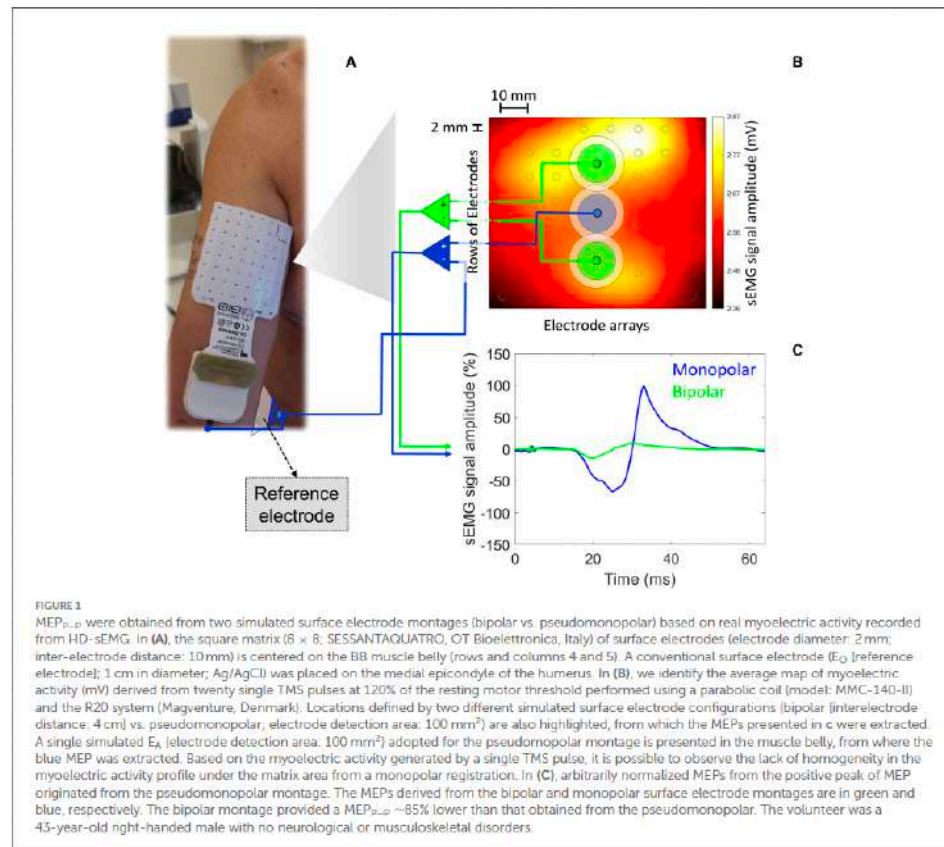
To test the eventual differences in MEP recording from SENIAM and IFCN recommendations, Garcia et al. (2020) investigated the impact of their protocols on the  $\text{MEP}_{p-p}$  (*a*. SENIAM protocol; and *b*.  $E_A$  [over IZ] and  $E_O$  [over bone prominence]; reference electrode over bone prominence C7) from *biceps brachii* (BB), *flexor carpi radialis*, and *flexor pollicis brevis* muscles. The IZ-bone prominence montage resulted in  $\sim 3.5$  to 6.1 times higher  $\text{MEP}_{p-p}$  than SENIAM recommendations at the same TMS pulse intensity. Subsequently, Garcia et al. (2023) also compared three electrode montages on the  $\text{MEP}_{p-p}$  (*a*. IZ-bone prominence; *b*. IFCN [muscle belly-bone prominence]; and *c*.  $E_{A1}$ - $E_{A2}$  [bipolar over muscle belly] with a wide interelectrode

distance) from BB muscle.  $MEP_{p-p}$  were  $\sim 2.0$  to  $2.6$  greater for the IFCN protocol than the other two surface electrode montages. The IZ-bone prominence montage provided  $MEP_{p-p} \sim 1.3$  to  $1.6$  greater than montage  $c$  ( $E_{A1}-E_{A2}$  [bipolar over muscle belly]). Although these findings contradict the hypothesis postulated by Garcia et al. (2017), the authors suggest that this potential difference could be explained by muscle characteristics such as size, muscle fiber organization, and IZ distribution, which should also serve as a basis for guiding the formulation of the most appropriate electrode montage for MEP recording.

#### 4 The impact of electrode placement variability on MEP recording and clinical decision-making

Since electrode placement is a determinant in accurately acquiring the sEMG signal, we may conjecture that it directly

affects MEP properties. Consequently, variability in surface electrode montages across studies and clinical settings can lead to significant discrepancies in data interpretation. Such inconsistency can produce conflicting data on bulbar- or corticospinal excitability evaluation. One of the primary consequences of divergent surface electrode placements is the risk of overestimating or underestimating the bulbar- or corticospinal excitability. For example, based on the reports presented above (Garcia et al., 2020, 2023), divergences in  $MEP_{p-p}$  are particularly concerning in pathological conditions where accurate assessment is critical for diagnostic and rehabilitative purposes, as in rTMS protocols. Therefore, comparing outcomes across different studies or within longitudinal patient assessments from different surface electrode montages becomes challenging. Moreover, it may obscure the true extent of motor impairment or mask the potential benefits of a therapeutic intervention, leading to suboptimal clinical decision-making.



## 5 The potential of high-density sEMG in enhancing MEP recording protocols

The advent of HD-sEMG represents a significant leap forward in recording myoelectric activity from high spatial resolution. HD-sEMG offers a broader perspective on muscle activity by recording from multiple sites within the same muscle. Thus, it can help understand the complex spatial dynamics of motor unit recruitment during TMS-induced motor responses. For instance, **Figure 1** illustrates the myoelectric activation recorded from the BB muscle (matrix dimension:  $8 \times 8$  electrodes; electrode dimension: 2 mm diameter; interelectrode distance: 1 cm) by applying a single TMS pulse at 120% of the resting motor threshold and over its *hotspot* (left primary cortex [M1]). Under resting conditions, at least 20 single TMS pulses were applied at BB *hotspot*. The bipolar montage provided a  $MEP_{p-p} \sim 85\%$  lower than that obtained from the pseudomonopolar. Since the muscle activation is not uniform along the whole muscle, depending on the local over the muscle chosen and the simulated surface electrode montage adopted (bipolar vs. pseudomonopolar), one can obtain different  $MEP_{p-p}$  values. Therefore, HD-sEMG can help identify how different muscle areas contribute to the MEP profile, revealing information about the heterogeneity of motor unit activation.

Consequently, it also allows for detecting subtle changes in muscle activation patterns that may be missed by unsuitable surface electrode montages for MEP recording. A high-resolution mapping can help isolate specific regions of muscle activation most responsive to a single TMS pulse, leading to more targeted and effective stimulation protocols. Thus, using HD-sEMG with TMS could pave the way for more assertive electrode placement protocols. As a result, by optimizing electrode positioning based on individual muscle activation patterns, researchers and clinicians could improve the reliability of MEP recordings and gain deeper insights into motor control processes. Such protocols would enhance the accuracy of MEP recordings and ensure greater consistency across studies, leading to more reliable conclusions about motor performance and neuromodulatory outcomes.

## 6 Conclusion

The inconsistency across studies underscores the need for consensus on standardized protocols for MEP recording. These divergences affect motor performance interpretation and hinder the development of universal benchmarks for neuromodulation treatments like rTMS. As rTMS use grows in clinical and research settings, a better understanding of how electrode placement impacts MEP properties will refine its role in rehabilitation and motor performance.

Integrating HD-sEMG into TMS protocols offers the potential for improving MEP recording accuracy. Enhancing spatial resolution can reduce risks from variable electrode placements, enabling more precise motor function assessments in healthy and pathological populations. As these technologies evolve, they will likely shape future neurophysiological research and

clinical practice, supporting the creation of standardized electrode placement protocols.

## Author contributions

AV: Conceptualization, Data curation, Formal analysis, Investigation, Methodology, Supervision, Validation, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing. LB: Data curation, Formal analysis, Investigation, Methodology, Software, Validation, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing. LP: Methodology, Supervision, Formal analysis, Visualization, Writing – review & editing. DM: Formal analysis, Validation, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing. LS: Formal analysis, Funding acquisition, Investigation, Resources, Validation, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing. MG: Conceptualization, Data curation, Formal analysis, Funding acquisition, Investigation, Methodology, Project administration, Resources, Supervision, Validation, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing.

## Funding

The author(s) declare financial support was received for the research, authorship, and/or publication of this article. This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001, the Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG; APQ-01867-21), and Lucas dos Santos Betioli received funding from Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq; process number: 131294/2023-7).

## Acknowledgments

The authors thank Grammarly for Microsoft® Office (Premium version: 6.8.263), an AI-based tool, for assisting in the grammatical review of this manuscript. We are also grateful to the Centro de Referência Neurológica Continuar (Juiz de Fora, MG, Brazil) for supporting the pilot experiment.

## Conflict of interest

The authors declare that the research was conducted without any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

## Publisher's note

All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

## References

- Ah Sen, C. B., Fassett, H. J., El-Sayes, J., Turco, C. V., Hameer, M. M., and Nelson, A. J. (2017). Active and resting motor threshold are efficiently obtained with adaptive threshold hunting. *PLoS ONE* 12:e0186007. doi: 10.1371/journal.pone.0186007
- Barbero, M., Merletti, R., and Rainoldi, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones*. Milan: Springer. doi: 10.1007/978-88-470-2463-2
- Besomi, M., Hodges, P. W., Van Dieën, J., Carson, R. G., Clancy, E. A., Disselhorst-Klug, C., et al. (2019). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: electrode selection matrix. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 48, 128–144. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.07.008
- Garcia, M. A. C., Carvalho, T. S., Matsuda, R. H., Baffa, O., Imbiriba, L. A., and Souza, V. H. (2024). Forearm posture affects the corticospinal excitability of intrinsic and extrinsic hand muscles in dominant and nondominant sides. *J. Appl. Biomech.* 40, 316–322. doi: 10.1123/jab.2022-0314
- Garcia, M. A. C., Lindolfo-Almas, J., Matsuda, R. H., Pinto, V. L., Nogueira-Campos, A. A., and Souza, V. H. (2023). The surface electrode placement determines the magnitude of motor potential evoked by transcranial magnetic stimulation. *Biomed. Signal Process. Control* 84:104781. doi: 10.1016/j.bspc.2023.104781
- Garcia, M. A. C., Souza, V. H., Lindolfo-Almas, J., Matsuda, R. H., and Nogueira-Campos, A. A. (2020). Motor potential evoked by transcranial magnetic stimulation depends on the placement protocol of recording electrodes: a pilot study. *Biomed. Phys. Eng. Express* 6:047003. doi: 10.1088/2057-1976/ab950a
- Garcia, M. A. C., Souza, V. H., and Vargas, C. D. (2017). Can the Recording of Motor Potentials Evoked by Transcranial Magnetic Stimulation Be Optimized? *Front. Hum. Neurosci.* 11:413. doi: 10.3389/fnhum.2017.00413
- Garcia, M. A. C., and Vieira, T. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Rev. Andal. Med. Deporte* 4, 17–28.
- Groppa, S., Oliviero, A., Eisen, A., Quartarone, A., Cohen, L. G., Mall, V., et al. (2012). A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin. Neurophysiol.* 123, 858–882. doi: 10.1016/j.clinph.2012.01.010
- Harquel, S., Bacle, T., Beynel, L., Marendaz, C., Chauvin, A., and David, O. (2016). Mapping dynamical properties of cortical microcircuits using robotized TMS and EEG: Towards functional cytoarchitectonics. *Neuroimage* 135, 115–124. doi: 10.1016/j.neuroimage.2016.05.009
- Hermans, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361–374. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Kantelhardt, S. R., Fadini, T., Finke, M., Kallenberg, K., Siemerikus, J., Bockermann, V., et al. (2010). Robot-assisted image-guided transcranial magnetic stimulation for somatotopic mapping of the motor cortex: a clinical pilot study. *Acta Neurochir.* 152, 333–343. doi: 10.1007/s00701-009-0565-1
- Kindred, J. H., Cash, J. J., Egle, J. B., Charalambous, C. C., Wonseller, E. C., and Bowden, M. G. (2021). Comparing cortico-motor hotspot identification methods in the lower extremities post-stroke: MEP amplitude vs. latency. *Neurosci. Lett.* 754:135884. doi: 10.1016/j.neulet.2021.135884
- Koponen, L. M., Martinez, M., Wood, E., Murphy, D. L. K., Goetz, S. M., Appelbaum, L. G., et al. (2024). Transcranial magnetic stimulation input-output curve slope differences suggest variation in recruitment across muscle representations in primary motor cortex. *Front. Hum. Neurosci.* 18:1310320. doi: 10.3389/fnhum.2024.1310320
- Krings, T., Chiappa, K. H., Foltys, H., Reinges, M. H., Cosgrove, G. R., and Thron, A. (2001). Introducing navigated transcranial magnetic stimulation as a refined brain mapping methodology. *Neurosurg. Rev.* 24, 171–179. doi: 10.1007/s101430100151
- Matsuda, R. H., Souza, V. H., Kirsten, P. N., Ilmoniemi, R. J., and Baffa, O. (2023). MarLe: Markerless estimation of head pose for navigated transcranial magnetic stimulation. *Phys. Eng. Sci. Med.* 46, 887–896. doi: 10.1007/s13246-023-01263-2
- Matsuda, R. H., Souza, V. H., Marchetti, T. C., Soto, A. M., Kahilakoski, O. P., Zhdanov, A., et al. (2024). Robotic-electronic platform for autonomous and accurate transcranial magnetic stimulation targeting. *Brain Stimul.* 17, 469–472. doi: 10.1016/j.brs.2024.03.022
- Merlo, A., Bô, M. C., and Campanini, I. (2021). Electrode size and placement for surface EMG bipolar detection from the brachioradialis muscle: a scoping review. *Sensors* 21:7322. doi: 10.3390/s211217322
- Moraes, V. H., Vargas, C. D., Ramalho, B. L., Matsuda, R. H., Souza, V. H., Imbiriba, L. A., et al. (2023). Effect of muscle length in a handgrip task on corticomotor excitability of extrinsic and intrinsic hand muscles under resting and submaximal contraction conditions. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 33, 2524–2533. doi: 10.1111/sms.14477
- Mrschacz-Kersting, N., Stevenson, A. J. T., and Ziemann, U. (2021). Short-interval intracortical inhibition and facilitation targeting upper and lower limb muscles. *Sci. Rep.* 11:21993. doi: 10.1038/s41598-021-01348-6
- Nikolov, P., Hassan, S. S., Schnitzler, A., and Groiss, S. J. (2021). Influence of High Pass Filter Settings on Motor Evoked Potentials. *Front. Neurosci.* 15:665258. doi: 10.3389/fnins.2021.665258
- Peres, A. S. C., Souza, V. H., Catunda, J. M. Y., Mazzeto-Betti, K. C., Santos-Pontelli, T. E. G., Vargas, C. D., et al. (2018). Can somatosensory electrical stimulation relieve spasticity in post-stroke patients? A TMS pilot study. *Biomed. Eng. Online* 63, 501–506. doi: 10.1515/bmt-2016-0162
- Rodriguez, K. M., Palmieri-Smith, R. M., and Krishnan, C. (2022). Quadriceps motor evoked torque is a reliable measure of corticospinal excitability in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 67:102700. doi: 10.1016/j.jelekin.2022.102700
- Ruohonen, J., and Karhu, J. (2010). Navigated transcranial magnetic stimulation. *Neurophysiol. Clin.* 40, 7–17. doi: 10.1016/j.neucli.2010.01.006
- Souza, V. H., Matsuda, R. H., Peres, A. S. C., Amorim, P. H. J., Moraes, T. F., Silva, J. V. L., et al. (2018a). Development and characterization of the InVesalius Navigator software for navigated transcranial magnetic stimulation. *J. Neurosci. Methods* 309, 109–120. doi: 10.1016/j.jneumeth.2018.08.023
- Souza, V. H., Vieira, T. M., Peres, A. S. C., Garcia, M. A. C., Vargas, C. D., and Baffa, O. (2018b). Effect of TMS coil orientation on the spatial distribution of motor evoked potentials in an intrinsic hand muscle. *Biomed. Tech. (Berl)* 63, 635–645. doi: 10.1515/bmt-2016-0240
- Spampinato, D. A., Ibanez, J., Rocchi, L., and Rothwell, J. (2023). Motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation: interpreting a simple measure of a complex system. *J. Physiol.* 601, 2827–2851. doi: 10.1113/jp281885
- Stålberg, E., van Dijk, H., Falck, B., Kimura, J., Neuwirth, C., Pitt, M., et al. (2019). Standards for quantification of EMG and neurography. *Clin. Neurophysiol.* 130, 1688–1729. doi: 10.1016/j.clinph.2019.05.008
- Temesi, J., Rupp, T., Martin, V., Arnal, P. J., Féasson, L., Verges, S., et al. (2014). Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 1166–1175. doi: 10.1249/MSS.0000000000000207
- Turi, Z., Hananeia, N., Shirinpour, S., Optiz, A., Jedlicka, P., and Vlachos, A. (2022). Dosing transcranial magnetic stimulation of the primary motor and dorsolateral prefrontal cortices with multi-scale modeling. *Front. Neurosci.* 16:929814. doi: 10.3389/fnins.2022.929814
- Turi, Z., Lenz, M., Paulus, W., Mittner, M., and Vlachos, A. (2021). Selecting stimulation intensity in repetitive transcranial magnetic stimulation studies: a systematic review between 1991 and 2020. *Eur. J. Neurosci.* 53, 3404–3415. doi: 10.1111/ejns.15195
- van Elswijk, G., Kleine, B. U., Overboom, S., Eshuis, B., Holckert, K. D., and Stegeman, D. F. (2008). Muscle imaging: mapping responses to transcranial magnetic stimulation with high-density surface electromyography. *Cortex* 44, 609–616. doi: 10.1016/j.cortex.2007.07.003

## APÊNDICE D - Artigo Publicado a Partir dos Dados Coletados com o Estudo Piloto

Physical and Engineering Sciences in Medicine (2025) 48:2069–2073  
<https://doi.org/10.1007/s13246-025-01638-7>

### NOTE



### Achieving greater accuracy in transcranial magnetic stimulation corticospinal evaluation and motor mapping by improving motor evoked potential recording: an emerging issue

Marco Antonio Cavalcanti Garcia<sup>1,2,3</sup> · Ana Carolina Borges Valente<sup>1,2</sup> · Victor Hugo Moraes<sup>4,5,6</sup> · Daniela Morales<sup>7</sup> · Lucas dos Santos Betioli<sup>6</sup>

Received: 19 March 2025 / Accepted: 27 August 2025 / Published online: 10 September 2025  
 © Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine 2025

#### Abstract

Accurate evaluation of corticospinal excitability and motor mapping via transcranial magnetic stimulation (TMS) relies heavily on motor evoked potential (MEP) recordings. However, a consensus on optimal surface electrode configurations is lacking. This pilot study investigated the impact of electrode montages on the accuracy of MEP recordings. MEPs were recorded in a healthy male subject (43 years old) using a 64-channel electrode array placed over the right *brachioradialis* (BR) and *biceps brachii* (BB) muscles. Two montages—bipolar and pseudomonopolar—were simulated to assess differences in MEP peak-to-peak values (MEP<sub>p-p</sub>). For the BR muscle, MEP<sub>p-p</sub> were ~175  $\mu$ V (bipolar) and 200  $\mu$ V (pseudomonopolar), presenting a modest difference. In contrast, the BB muscle presented ~40  $\mu$ V (bipolar) and 200  $\mu$ V (pseudomonopolar), resulting in a five-fold difference between the two surface electrode montages. The present findings suggest a pivotal role for surface electrode montage in optimizing MEP signal acquisition. Given that the MEP is the key parameter in determining the motor threshold, which in turn serves as a reference for both diagnostic purposes and defining repetitive TMS dosing, there is an imperative need to standardize surface electromyography-based recording protocols.

**Keywords** Surface electrode montage · Surface electromyography · Motor mapping · Motor evoked potential · Motor cortex stimulation

✉ Marco Antonio Cavalcanti Garcia  
[marco.garcia@ufjf.br](mailto:marco.garcia@ufjf.br)  
 Ana Carolina Borges Valente  
[ana.valente@estudante.ufjf.br](mailto:ana.valente@estudante.ufjf.br)  
 Victor Hugo Moraes  
[moraes.vh@usp.br](mailto:moraes.vh@usp.br)  
 Daniela Morales  
[daniela.morales@ebserh.gov.br](mailto:daniela.morales@ebserh.gov.br)  
 Lucas dos Santos Betioli  
[lucasantonibetioli@usp.br](mailto:lucasantonibetioli@usp.br)

<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional, Faculdade de Fisioterapia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil

<sup>2</sup> Grupo de Estudos em Neuro Biomecânica, Faculdade de Fisioterapia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil

<sup>3</sup> Departamento de Biofísica e Fisiologia, Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil

<sup>4</sup> Laboratório de Neurobiologia do Movimento do Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 21941-902 Rio de Janeiro, Brazil

<sup>5</sup> Laboratório de Neurociências e Reabilitação, Instituto de Neurologia Deolindo Couto, Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Av. Venceslau Brás, 95, Botafogo, RJ 22290-140 Rio de Janeiro, Brazil

<sup>6</sup> Laboratório de Biomagnetismo, Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brazil

<sup>7</sup> Hospital Universitário – Unidade Dom Bosco, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil

## Introduction

The accurate evaluation of bulbar and corticospinal excitability, as well as the localization of motor cortical representations using transcranial magnetic stimulation (TMS) has become increasingly pivotal in both clinical and research settings. Recent methodological advancements, such as the integration of neuronavigation systems [1, 2], individualized head models [3], and electric field modelling [4], have significantly enhanced the precision of both neurophysiological measurements. These innovations facilitate more reliable recording of motor evoked potentials (MEPs), mainly using surface electromyography (sEMG). However, the role of surface electrode montage and its additional features in optimizing MEP signal acquisition is often overlooked despite its critical influence on the reproducibility and accuracy of motor thresholds (MTs) [5]. Given that recent studies [6, 7] have reported that variations in electrode placement can significantly affect the peak-to-peak MEP value ( $MEP_{p-p}$ ) and, consequently, the resting motor threshold (rMT) estimation, which is fundamental for determining stimulation intensity in repetitive TMS (rTMS) protocols, potentially influencing clinical outcomes, it sounds of utmost importance.

While there is relative agreement among several authors regarding using neuronavigation [1, 2] and the number of TMS pulses applied [8], as well very recently reported by Weise et al. [9] for MEP recording, there still seems to be no consensus regarding the methodological properties of sEMG signal acquisition using surface electrodes for this purpose. Although the literature provides some recommendations [10, 11], including those regarding electrode dimensions, we find that numerous studies employ various surface electrode protocols. For instance, the International Federation of Clinical Neurophysiology (IFCN; [www.ifcn.int](http://www.ifcn.int)) suggests a belly-tendon electrode positioning in a “pseudomonopolar” montage for MEP recording [10], which would ensure robustness in the  $MEP_{p-p}$ . Notably, the active electrode on the muscle belly might cover the innervation zone (IZ), according to Stålberg et al. [12]. On the other hand, the Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM project; [www.seniam.org](http://www.seniam.org)) recommends placing a pair of electrodes ( $\sim 100 \text{ mm}^2$  each) in a bipolar montage with distances of 1–2 cm between each other over the muscle belly but away from the IZ [11]. Interestingly, although the SENIAM recommendations were not explicitly designed for MEP recording, they are still often used [13, 14]. In summary, there appears to be a lack of consensus regarding the surface electrode dimension and montage among those who use  $MEP_{p-p}$  as a parameter in diagnosis, motor cortical mapping and as an elemental requirement to

define stimulation intensity on protocols of repetitive TMS (rTMS).

Remarkably, we can gain a deeper understanding of the implications of each surface electrode dimension and montage suggested in the literature by observing the spatial distribution of myoelectric activity resulting from single TMS pulses. It is particularly relevant when targeting, for instance, the motor cortical representation of two additional muscles in the forearm and arm, which are also potentially considered alongside the hand muscles in the cortical mapping process, as interestingly reported by Tardelli et al. [15].

Therefore, the objective of this study was to evaluate how different surface electrode montages affect MEP characteristics recorded from upper limb muscles using high-density surface electromyography (HD-sEMG) following single TMS pulses. To address this methodological question, we conducted a pilot study in which MEPs were recorded via HD-sEMG from two distinct upper limb muscles. We then analyzed how two conventional electrode configurations affected the spatial and temporal features of the recorded MEPs.

## Methods

We recorded the spatial myoelectric activities (Fig. 1) emerging from two different muscles (*brachioradialis* [BR; Fig. 1a] and *biceps brachii* [BB; Fig. 1b]) using an electrode array of 64 channels (Cu+Au;  $8 \times 8$ ,  $8 \times 8$  cm, and IED: 10 mm; SESSANTAQUATTRO, OT Bioelettronica, Torino, Italy; sampling frequency per channel: 2048 Hz) centred on both muscle bellies from a right-handed healthy man (age: 43 years old; handedness Oldfield [16] score: + 70; local ethical committee's code: CAAE – 01158218.0.0000.5147).

From the recorded 64-channel HD-sEMG data, two conventional electrode montages – bipolar and pseudomonopolar – were retrospectively simulated by selecting a suitable set of electrodes circumscribed by an area equivalent to  $\sim 100 \text{ mm}^2$ , conceptually representing the effective recording area of standard surface electrodes. Accordingly, based on the spatial distribution of the recorded myoelectric activity, we extracted  $MEP_{p-p}$  values from those regions corresponding to the two simulated surface electrode montages – muscle belly–tendon (pseudomonopolar) and bipolar. Although SENIAM [11] recommends using distances of 1–2 cm between electrodes, a 4 cm IED was chosen for the simulated surface electrode bipolar montage to increase the detection volume and capture broader muscle activation patterns, which is particularly relevant in an exploratory pilot context focusing on  $MEP_{p-p}$  maximization.

The *lateral epicondyle* served as the reference electrode for both the multichannel recording and the

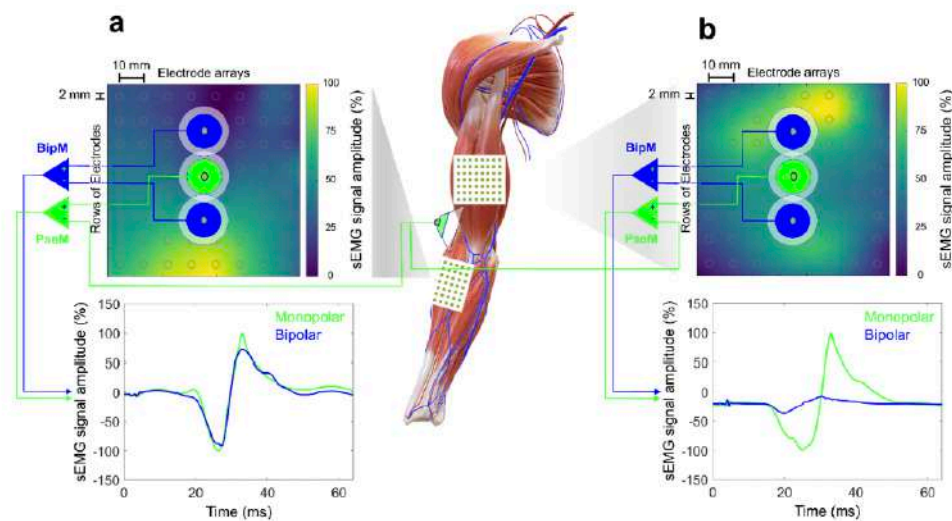


**Fig. 1** Mean normalized (%) spatial surface myoelectric activity from right *brachioradialis* (a: BR) and *biceps brachii* (b: BB) and  $MEP_{p-p}$  obtained from 30 single TMS pulses applied to the left primary motor cortex using a parabolic round coil (model: MMC-140-II; Magpro R20, Magventure, Denmark). The sEMG data (%) were obtained from recording myoelectric activity detected in 64 electrodes in a monopolar arrangement.  $MEP_{p-p}$  were then extracted from two simulated electrode montages on differential configuration over both muscle bellies:

Blue circle electrodes (BipM: bipolar montage)—pair of electrodes placed on the muscle belly; Green circle electrodes (PseM: pseudomonopolar montage)—one electrode placed on the muscle belly and another on the nearest bone prominence (*lateral epicondyle*). The *lateral epicondyle* was also used as the reference electrode for the multichannel recording and the pseudomonopolar montage. Similar  $MEP_{p-p}$  are observed from BR, while different ones from BB

pseudomonopolar montage. In contrast, the bipolar montage represented differential recordings between the two simulated active electrodes located on the muscle belly.

## Results

For the BR muscle, the MEP waveform shape was relatively consistent across both montages (Fig. 1a), although minor variations in  $MEP_{p-p}$  were noted. For the BB muscle, a marked difference in  $MEP_{p-p}$  was observed, with the pseudomonopolar montage producing a significantly higher  $MEP_{p-p}$  compared to the bipolar montage (Fig. 1b), suggesting spatial heterogeneity in muscle activation.

Regarding the raw data, for the BR (Fig. 1a) and BB (Fig. 1b) muscles, the  $MEP_{p-p}$  were  $\sim 175$  and  $200 \mu V$  and  $\sim 40$  and  $200 \mu V$  for the bi- and pseudomonopolar montages, respectively.

## Discussion

It is possible to observe how these two typical surface electrode montages (bi- and pseudomonopolar) can result in distinct or similar  $MEP_{p-p}$ . Based on these results, we may conjecture that depending on the muscle properties, such as size, muscle fibre orientation, and the levels of cortical representation, the spatial distribution of myoelectric activity can be quite heterogeneous.

Indeed, according to the above example, the belly-tendon montage adopted by Weise et al. [9], as suggested by IFCN [10], may seem well-conceived for MEP recording in contrast to SENIAM [11]. The primary reason for positioning the active surface electrode over the muscle belly is corroborated by Stålberg et al. [12], who suggest an overlap with the IZ. In this respect, according to Garcia et al. [5], recording the sEMG signal from the IZ would provide a higher spatial and temporal coherent algebraic summation of motor unit action potentials (MUAPs) in contrast to other muscle locations and, therefore, a maximum  $MEP_{p-p}$ . Notwithstanding, the muscle belly and the IZ are not necessarily coincident, especially in large muscles such as BB [17].

Nevertheless, it is interesting to note that Weise et al. [9] used surface electrodes (Neuroline 710; Ambu, cat. no. 710 10-K/12) with a 490 mm<sup>2</sup> measuring area. Since many studies use standard circular surface electrodes with an area of ~100 mm<sup>2</sup>, such as those employed for electrocardiograms [6, 7, 13, 15], it seems very well conceived, considering that larger electrodes may cover a larger muscle area. It is also worth noting that standard circular surface electrodes are still widely used by clinicians and researchers, as recommended by SENTIAM [11]. However, we must highlight two methodological concerns regarding the use of surface electrodes with large recording areas in this respect. While larger electrodes may increase MEP<sub>p-p</sub> by sampling a broader area, they may simultaneously attenuate high-frequency components of the sEMG signal. This effect arises because they sample the myoelectric activity over a wider muscle surface area, effectively integrating MUAPs from multiple motor units with varying spatial locations and conduction velocities. Consequently, this spatial averaging results in the attenuation of high-frequency components due to phase cancellation among asynchronous motor units. The filtering effect could compromise the fidelity of the sEMG signal, particularly for spectral analyses, and should be carefully considered when selecting electrodes for MEP recording [18]. In contrast, we may also hypothesize that those who use standard surface electrodes with an area of ~100 mm<sup>2</sup> can not accurately register the motor cortical representations of those muscles under monitoring. It may occur because, when the TMS coil is moved away from the *hotspot*, it is possible not to detect muscle compartments recruited by the stimulus, as the surface electrode may not cover such regions. It may appear even more critical when addressing larger muscles with more functional compartments and fibre directions. The failure to register MEPs that may originate from other muscle compartments beyond the volume detection circumscribed by standard surface electrodes, even when placed in a belly-tendon montage, could lead to a misconception in the motor cortical mapping process.

Differences in the MEP<sub>p-p</sub> have direct implications for motor threshold (MT) estimation. For instance, a variation from ~40 to 200 µV, as observed in the BB muscle, could lead to substantial discrepancies in defining the resting MT, which is a cornerstone in setting the TMS dosage. Underestimating MT may compromise the efficacy of TMS, while overestimating it could cause unnecessary discomfort or side effects. Given that the muscle belly and the IZ can be separated by a few centimetres, adopting a surface electrode similar to that of Weise et al. [9] may be an interesting alternative in a pseudomonopolar montage that aims to cover the IZ. Hence, using a recording electrode with an area five times larger than the surface electrodes commonly used for MEP recording, Weise et al. [9] may have significantly

contributed to a potential solution for establishing a standard electrode montage recommendation that maximizes MEP recording. Electrodes similar to those used by these authors on an intrinsic hand muscle could cover a broader range of them, thus ensuring that the myoelectric activity resulting from TMS pulse is detected more appropriately from IZ. Nonetheless, we must also emphasize that larger electrodes can cause greater attenuation of high-frequency components [18]. The use of larger diameter electrodes could, therefore, result in distortion of the MEP due to the reduced sEMG signal's spectral content and, consequently, its peak-to-peak value.

The present methodological considerations are particularly relevant in both clinical and research environments. Inaccuracies in MEP acquisition could mislead diagnostic interpretations, affect pre-surgical motor cortical mapping procedures, or lead to suboptimal rTMS dosing in therapeutic protocols. Therefore, refining electrode placement strategies is not merely a technicality but a crucial step toward improving the reliability and clinical utility of TMS-based assessments. Furthermore, the use of HD-sEMG arrays may represent a promising alternative for overcoming the limitations of traditional electrode montages. By enabling spatially detailed recordings, such electrode arrays can facilitate a more comprehensive detection of MEPs across muscle compartments, potentially improving the resolution of cortical motor mapping and determining bulbar and corticospinal excitability more accurately.

## Conclusion

We aimed to shed light on a methodological aspect that still seems poorly understood in the context of MEP recording via sEMG signal acquisition. Since the MEP<sub>p-p</sub> is determinant in defining the rMT for diagnosis, dosage in rTMS protocols, and motor mapping, a consensus on electrode dimensions and placement protocols requires further discussion and refinement. Future research should validate these preliminary findings in larger and more diverse populations, exploring a variety of muscles, electrode dimensions, and inter-electrode distances. Additionally, direct recordings using HD-sEMG systems may help confirm the spatial heterogeneity observed and provide deeper insights into the effects of electrode configuration on the spectral characteristics of the sEMG signal. Investigating how different configurations affect both the peak-to-peak value and the frequency content of the recorded MEPs will be essential for the development of standardized and optimized protocols. Such efforts will be instrumental in improving the reliability of MEP acquisition for diagnostic purposes, accurate

motor mapping, and the appropriate dosing of rTMS interventions in clinical and research applications.

**Acknowledgements** The authors thank the Centro de Referência Neurológica Continuar (Juiz de Fora, MG, Brazil) for its support of the pilot experiment. The authors thank Grammarly for Microsoft® Office (Premium version: 6.8.263), an AI-based tool, for assisting in the grammatical review of this manuscript. The authors also extend their gratitude to Professor Oswaldo Baffa.

**Author contributions** M.A.C.G., D.M., and L.S.B. conceived the study, wrote the main paper and supervised data analysis; M.A.C.G., L.S.B., V.H.M., and A.C.B.V. performed gathered pilot data, and conducted data analysis; L.S.B. and V.H.M. gave technical support and conceptual advice. All authors discussed the pilot results and implications and commented on the manuscript at all stages.

**Funding** The authors thank the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) [grant # APQ-01867-21], Centro de Pesquisa, Inovação e Difusão em Neuromatemática (NeuroMat) - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) [grants # 2013/07699-0 and # 2025/07274-6], and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) [grant # 131294/2023-7].

**Data availability** The data will be made available upon request.

## Declarations

**Conflict of interest** The authors declare that they have no competing interests.

**Ethical approval** According to the Declaration of Helsinki, the study was approved by the local ethical committee (Universidade Federal de Juiz de Fora (MG), Brazil; CAAE: 01158218.0.0000.5147).

## References

- Souza VH, Matsuda RH, Peres ASC, Amorim PHJ, Moraes TF, Silva JVL, Baffa O (2018) Development and characterization of the InVesalius navigator software for navigated transcranial magnetic stimulation. *J Neurosci Methods* 309:109–120. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2018.08.023>
- Matsuda RH, Souza VH, Kirsten PN, Ilmoniemi RJ, Baffa O (2023) MarLe: markerless estimation of head pose for navigated transcranial magnetic stimulation. *Phys Eng Sci Med* 46(2):887–896. <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01263-2>
- Nummenmaa A, Stenroos M, Ilmoniemi RJ, Okada YC, Hämäläinen MS, Raji T (2013) Comparison of spherical and realistically shaped boundary element head models for transcranial magnetic stimulation navigation. *Clin Neurophysiol* 124(10):1995–2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.04.019>
- Dannhauer M, Gomez LJ, Robins PL, Wang D, Hasan NI, Thielcher A, Siebner HR, Fan Y, Deng ZD (2024) Electric field modeling in personalizing transcranial magnetic stimulation interventions. *Biol Psychiatry* 95(6):494–501. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2023.11.022>
- Garcia MAC, Souza VH, Vargas CD (2017) Can the recording of motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation be optimized? *Front Hum Neurosci* 11:413. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00413>
- Garcia MAC, Souza VH, Lindolfo-Almas J, Matsuda RH, Nogueira-Campos AA (2020) Motor potential evoked by transcranial magnetic stimulation depends on the placement protocol of recording electrodes: a pilot study. *Biomed Phys Eng Express* 6(4):047003. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab950a>
- Garcia MAC, Lindolfo-Almas J, Matsuda RH, Pinto VL, Nogueira-Campos AA, Souza VH (2023) The surface electrode placement determines the magnitude of motor potential evoked by transcranial magnetic stimulation. *Biomed Signal Process Control* 84:104781. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104781>
- Chang WH, Fried PJ, Saxena S, Jamati A, Gomes-Osman J, Kim YH, Pascual-Leone A (2016) Optimal number of pulses as outcome measures of neuronavigated transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 127(8):2892–2897. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.04.001>
- Weise K, Nunnissen O, Kalloch B, Zier AL, Thielcher A, Haucisen J, Hartwigsen G, Knöschke TR (2023) Precise motor mapping with transcranial magnetic stimulation. *Nat Protoc* 18(2):293–318. <https://doi.org/10.1038/s41596-022-00776-6>
- Groppa S, Oliviero A, Eisen A, Quartarone A, Cohen LG, Mall V, Kaelin-Lang A, Mima T, Rossi S, Thickbroom GW, Rossini PM, Ziemann U, Valls-Solé J, Siebner HR (2012) A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin Neurophysiol* 123(5):858–882. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2012.01.010>
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5):361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Stålberg E, van Dijk H, Falek B, Kimura J, Neuwirth C, Pitt M, Podnar S, Rubin DI, Rutkove S, Sanders DB, Sonoo M, Tankisi H, Zwarts M (2019) Standards for quantification of EMG and neurography. *Clin Neurophysiol* 130(9):1688–1729. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.05.008>
- Presland JD, Tofari PJ, Timmins RG, Kidgell DJ, Opar DA (2023) Reliability of corticospinal excitability and intracortical inhibition in biceps femoris during different contraction modes. *Eur J Neurosci* 57(1):91–105. <https://doi.org/10.1111/ejn.15868>
- Koponen LM, Martinez M, Wood E, Murphy DLK, Goetz SM, Appelbaum LG, Peterchev AV (2024) Transcranial magnetic stimulation input-output curve slope differences suggest variation in recruitment across muscle representations in primary motor cortex. *Front Hum Neurosci* 18:1310320. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2024.1310320>
- Tardelli GP, Souza VH, Matsuda RH, Garcia MAC, Novikov PA, Nazarova MA, Baffa O (2022) Forearm and hand muscles exhibit high coactivation and overlapping of cortical motor representations. *Brain Topogr* 35(3):322–336. <https://doi.org/10.1007/s10548-022-00893-1>
- Oldfield RC (1971) The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 9(1):97–113. [https://doi.org/10.1016/0028-3932\(71\)90067-4](https://doi.org/10.1016/0028-3932(71)90067-4)
- Barbero M, Merletti R, Rainoldi A (2012) Atlas of muscle innervation zones. Springer, Milan
- Merletti R (2016) Surface electromyography: physiology, engineering, and applications. Wiley, Hoboken, New Jersey

**Publisher's note** Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

## APÊNDICE E - Resumo Apresentado na Modalidade Pôster no XIX Fórum da Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia (01/2024)

ANAIIS DO XIX FÓRUM DA ABRAPG-FT

### EFEITOS DO POSICIONAMENTO DE ELETRODOS DE SUPERFÍCIE PARA AQUISIÇÃO DE POTENCIAIS EVOCADOS MOTORES INDUZIDOS POR ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Ana Carolina B. Valente<sup>1</sup>; Maria Julia C. Jorge<sup>2</sup>; Lucas dos Santos Belfiol<sup>3</sup>; Marilena R. de Oliveira Vaz<sup>2</sup>; Henrique C. M. e Costa<sup>2</sup>; Renan H. Matsuda<sup>4</sup>; Marco Antonio C. Garcia<sup>1</sup>

<sup>1</sup> PPG em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional, UFJF, MG, Brasil

<sup>2</sup> Faculdade de Medicina, UFJF, MG, Brasil

<sup>3</sup> Departamento de Física, FFCLRP, USP, SP, Brasil

E-mail: ana.valente@estudante.ufjf.br

A estimulação magnética transcraniana (EMT) é uma técnica baseada no princípio da indução eletromagnética para recrutar células neuronais corticais, o que permite avaliarmos a excitabilidade das vias corticoespinhal e bulbar através do potencial evocado motor (PEM). O PEM é geralmente registrado por eletromiografia de superfície (sEMG). Apesar das recomendações internacionais sobre o registro do sinal, há divergências sobre o impacto do posicionamento dos eletrodos na amplitude pico a pico do PEM (PEM<sub>pp</sub>). O objetivo desta revisão foi avaliar os eventuais efeitos das diferentes montagens de eletrodos no PEM<sub>pp</sub>. A partir das diretrizes PRISMA, foram analisados 2.562 artigos nas bases Pubmed, Scopus, Embase, Web of Science e IA Research Rabbit, publicados até dezembro de 2023 sendo excluídos artigos: (1) Relacionados a fármacos e hormônios; (2) tDCS (Transcranial Direct Current Stimulation), FES (Functional Electrical Stimulation) e Eletroencefalografia; (3) Artigos que não associassem EMT e sEMG. Apenas 6 estudos foram incluídos. 4 envolveram voluntários saudáveis de ambos os sexos, e 2 descritivos. Embora a literatura sugira que montagens bipolares convencionais reduzem o crosstalk e melhoram a relação sinal-ruído, não oferecem PEM<sub>pp</sub> superiores às montagens pseudomonopolares. Tais diferenças são críticas, refletindo em limiares motores e doses distintas sem protocolos de EMT para tratamento e diagnóstico.

**Palavras-chave:** Potencial evocado motor, Eletromiografia, Estimulação magnética transcraniana, Protocolo de colocação de eletrodos.

**APÊNDICE F - Resumo Apresentado na Modalidade Pôster no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (02/2024)**



## APÊNDICE G - Resumo Apresentado na Modalidade Pôster No 6th International Brain Stimulation Conference (01/2025)

Articles
Publish
Multimedia
About
Contact

Search for...

ABSTRACT ONLY · Volume 18, Issue 1, P448, January-February, 2025 · Open Access

### Effects of Surface Electrode Positioning for Acquisition of Motor Evoked Potentials Induced by Transcranial Magnetic Stimulation: A Systematic Review

[Ana Valente](#)<sup>1</sup> · [Maria Jorge](#)<sup>2</sup> · [Marilena Vaz](#)<sup>3</sup> · ... · [Lucas Betioli](#)<sup>3</sup> · [Marco Garcia](#)<sup>1</sup> · [Renan Matsuda](#)<sup>3</sup> ... [Show more](#)

[Affiliations & Notes](#) [Article Info](#)

[Download PDF](#) [Cite](#) [Share](#) [Set Alert](#) [Get Rights](#) [Reprints](#)

[Previous article](#) [Next article](#)

#### Abstract

The motor potential (MEP) elicited by transcranial magnetic stimulation (TMS) is widely recorded using surface electromyography (sEMG). Despite international recommendations on sEMG signal recording, there seems to be no agreement regarding the impact of electrode positioning on the MEP peak-to-peak value (MEPP-P). Therefore, this systematic review aimed to assess the potential effects of different surface electrode montages on MEPP-P. Based on the PRISMA guidelines, 2,562 articles were analyzed from Pubmed, Scopus, Embase, Web of Science, and IA Research Rabbit databases, published until December 2023, excluding articles: (1) Related to drugs and hormones; (2) tDCS (Transcranial Direct Current Stimulation), FES (Functional Electrical Stimulation), and Electroneuromyography; and (3) Articles that did not associate TMS and sEMG. Only six studies met the inclusion criteria. Four involved healthy volunteers of both genders; the other two were descriptive. Some studies mentioned more than one montage, with some conducting comparisons and others only describing them (Garcia et al., 2017,2020,2023). Two studies cited bipolar montages, according to SENIAM recommendations ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)). Bipolar montages proved less effective for recording cortical excitability due to detecting lower MEPP-P. Three studies cited pseudomonopolar montages. These montages, obtained by placing the electrodes near or over the innervation zone, provided greater MEPP-P. Finally, two studies adopted the multichannel surface EMG (HD-sEMG) approach, where several electrodes were arranged in rings along the forearm in the cited studies. HD-sEMG clarified the MEPP-P distribution, enabling verification of the muscle locations with the highest MEPP-P amplitudes, in this case, near the muscle belly. Since each surface electrode montage provides different MEPP-P, impacting the determination of motor thresholds and stimulus intensity on protocols of repetitive TMS for treatment and diagnosis, it sounds imperative to establish recommendations for MEP recording.

#### Research Category and Technology and Methods

Translational Research: 10. Transcranial Magnetic Stimulation (TMS)

#### Keywords

#### Article metrics

Metric data currently unavailable

#### Related articles (40)

Does second-scale intertrial interval affect motor evoked potentials induced by single-pulse transcranial magnetic stimulation?  
Julkenen et al.  
*Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation*, August 10, 2011

Effect of Transcranial Static Magnetic Field Stimulation Over the Sensorimotor Cortex on Somatosensory Evoked Potentials in Humans  
Kirimoto et al.  
*Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation*, August 10, 2011