

UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI

VINÍCIUS DE MOURA SILVA LIMA

**INFLUÊNCIA DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA NO CONTROLE MOTOR E NA ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA
DE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO OLÍMPICO E
MODALIDADES MISTAS DE TREINAMENTO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU**

São José dos Campos, Junho/2026

UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI

VINÍCIUS DE MOURA SILVA LIMA

**INFLUÊNCIA DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA NO CONTROLE MOTOR E NA ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA
DE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO OLÍMPICO E
MODALIDADES MISTAS DE TREINAMENTO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Biomédica – Mestrado, da Universidade Anhembi Morumbi, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Osmar Pinto Neto

São José dos Campos, Junho/2026

UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI

VINÍCIUS DE MOURA SILVA LIMA

**INFLUÊNCIA DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE
CONTÍNUA NO CONTROLE MOTOR E NA ACUIDADE PROPRIOCEPTIVA
DE ATLETAS DE LEVANTAMENTO DE PESO OLÍMPICO E
MODALIDADES MISTAS DE TREINAMENTO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Biomédica – Mestrado, da Universidade Anhembi Morumbi, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica aprovada pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Dr. Osmar Pinto Neto

Orientador
Mestrado em Engenharia Biomédica
Universidade Anhembi Morumbi

**Prof. Dr. Ronaldo Júlio Baganha
(externo)**

Centro Universitário de Itajubá-FEPI

**Profa. Dra. Livia Helena Moreira da Silva
Melo (interno)**

Universidade Anhembi Morumbi

Renato Amaro Zângaro (coordenação)

Universidade Anhembi Morumbi

**Prof. Dr. Carlos José de Lima (Suplente
Interno)**

Universidade Anhembi Morumbi

**Prof. Dr. Alexandre de Souza e Silva
(Suplente externo)**

Centro Universitário de Itajubá-FEPI

São José dos Campos, Junho/2026

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da Universidade, do autor e do orientador.

VINÍCIUS DE MOURA SILVA LIMA

Fisioterapeuta pelo Centro Universitário de Itajubá – FEPI.

L696i Lima, Vinícius de Moura Silva
 Influência da estimulação transcraniana por corrente contínua
 no controle motor e na acuidade proprioceptiva de atletas de
 levantamento de peso olímpico e modalidades mistas de
 treinamento / Vinícius de Moura Silva Lima – 2026.
 41 f.: 30 cm.

 Orientador: Prof. Dr. Osmar Pinto Neto
 Dissertação (Programa de Pós-graduação em Engenharia
 Mecânica) – Universidade Anhembi Morumbi, São Paulo, 2026.
 Bibliografia: f. 38 - 41

 1. Engenharia Biomédica. 2. Controle Motor. 3. Propriocepção
 4. Estimulação transcraniana 5. Atletas I. Lima, Vinícius de Moura
 Silva II. Título.

CDD 620.1

Biblioteca Universidade Anhembi Morumbi

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por cumprir sua vontade sobre minha vida. Aos meus familiares, pelo suporte em todo o processo. A minha noiva, por todo o seu incentivo e ajuda em cada etapa. Ao meu orientador, Prof. Dr. Osmar Pinto Neto, por partilhar um pouco do seu vasto conhecimento através da pesquisa científica e ter colaborado diretamente para eu chegar até aqui. Aos professores, que tive durante este período, agradeço por cada ensinamento e vivências transpassadas a mim. Agradeço também à Universidade Anhembi Morumbi, em especial ao CITÉ, e a todos os colegas de laboratório e de curso que, de forma direta ou indireta, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho e tornaram esta jornada mais leve. Por fim, manifesto minha gratidão a todos que acreditaram e me apoiaram nesta caminhada.

RESUMO

A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) tem sido utilizada para modular a excitabilidade cortical e otimizar o controle motor. Este estudo investigou os efeitos da ETCC anódica sobre o córtex sensorimotor esquerdo (montagem Cz deslocado-Fp2) no controle proprioceptivo de força em praticantes de levantamento de peso olímpico (LPO) e treinamento de modalidades mistas (MMT). Vinte e quatro atletas saudáveis ($34,9 \pm 10,8$ anos; 9 mulheres) foram randomizados em grupo ETCC (2 mA, 20 min, anodo 5 cm à esquerda de Cz, catodo sobre Fp2 e $n=12$) ou grupo Sham ($n=12$). Realizaram uma tarefa bimanual isométrica a 30% da contração voluntária máxima, com feedback visual nos primeiros 20 s e sem feedback visual nos 20 s finais (controle proprioceptivo). As medidas de desfecho incluíram undershoot, erro quadrático médio (RMSE), potência espectral na banda de 1-3 Hz e coerência intermanual. O grupo ETCC apresentou redução significativa do undershoot (de $4,82 \pm 4,75\%$ para $0,30 \pm 3,37\%$; $d = -1,15$; $p = 0,002$) e do RMSE (de $3,46 \pm 1,86$ N para $2,29 \pm 1,16$ N; $d = -0,91$; $p = 0,010$), bem como aumento da densidade espectral de potência na banda de 1-3 Hz (de $0,038 \pm 0,020$ N²/Hz para $0,071 \pm 0,047$ N²/Hz; $d = 0,87$; $p = 0,012$). O grupo Sham não mostrou alterações significativas. As interações Grupo $\times$ Fase não atingiram significância estatística ($p > 0,17$), provavelmente devido à variabilidade amostral e ao tamanho amostral ($n = 12$ por grupo). No grupo ETCC, a melhora do undershoot correlacionou-se com o aumento da potência de 1-3 Hz ($r = -0,59$; $p = 0,042$), sugerindo que as oscilações corretivas medeiam o efeito. A coerência intermanual foi preservada em ambos os grupos. Conclui-se que a ETCC anódica sobre o córtex sensorimotor esquerdo potencializa o controle motor dependente de propriocepção em atletas treinados, com implicações para o aumento da performance esportiva e a reabilitação dos atletas.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica. Controle motor. Propriocepção. Estimulação transcraniana por corrente contínua. Atletas.

ABSTRACT

Transcranial direct current stimulation (tDCS) has been used to modulate cortical excitability and optimize motor control. This study investigated the effects of anodal tDCS over the left sensorimotor cortex (Cz-shifted–Fp2 montage) on proprioceptive force control in practitioners of Olympic weightlifting (OW) and mixed modalities training (MMT). Twenty-four healthy athletes (34.9 ± 10.8 years; 9 females) were randomized into tDCS (2 mA, 20 min, anode 5 cm left of Cz, cathode over Fp2 and $n=12$) or Sham groups ($n=12$). They performed a bimanual isometric force-matching task at 30% of maximal voluntary contraction, with visual feedback during the first 20 s and without visual feedback during the last 20 s (proprioceptive control). Outcome measures included force undershoot, root mean square error (RMSE), spectral power in the 1-3 Hz band, and inter-hand coherence. The tDCS group showed significant reductions in undershoot (from $4.82 \pm 4.75\%$ to $0.30 \pm 3.37\%$; $d = -1.15$; $p = 0.002$) and RMSE (from 3.46 ± 1.86 N to 2.29 ± 1.16 N; $d = -0.91$; $p = 0.010$), as well as an increase in 1-3 Hz power (from 0.038 ± 0.020 N²/Hz to 0.071 ± 0.047 N²/Hz; $d = 0.87$; $p = 0.012$). The Sham group exhibited no significant changes. Group $\times$ Epoch interactions did not reach statistical significance ($p > 0.17$), likely due to sample variability and sample size ($n = 12$ per group). In the tDCS group, the improvement in undershoot correlated with the increase in 1-3 Hz power ($r = -0.59$; $p = 0.042$), suggesting that corrective oscillations mediate the effect. Inter-hand coherence was preserved in both groups. We conclude that anodal tDCS over the left sensorimotor cortex enhances proprioception-dependent motor control in trained athletes, with implications for sports.

Keywords: Biomedical Engineering. Motor control. Proprioception. Transcranial direct current stimulation. Athletes.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
1.1 OBJETIVOS.....	15
1.1.1. <i>Objetivo Geral</i>	15
1.1.2. <i>Objetivos Específicos</i>	15
2. REFERENCIAL TEÓRICO	15
2.1 Controle Motor:	15
2.2 Eletromiografia (EMG):	17
2.3 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC):	18
2.4 Levantadores de Peso Olímpico e Modalidades Mistas de Treinamento	18
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
3.1 Participantes	19
3.1.1 <i>Determinação do tamanho da amostra</i>	20
3.2 Protocolo de Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC).....	20
3.3 Tarefa Experimental.....	22
3.4 Medidas de Resultado	23
3.5. Análise Estatística.....	24
3.6. Modelo Computacional.....	25
3.7. Ofuscamento e Segurança	27
4. RESULTADOS	27
4.1 Resultados experimentais	28
4.1.1 <i>Comparações basais (Pré-estimulação)</i>	28
4.1.2 <i>Precisão de força (undershoot e RMSE)</i>	28
4.1.3 <i>Potência espectral na banda corretiva (1–3 Hz)</i>	29
4.1.4 <i>Coerência intermanual</i>	29
4.1.5 <i>Correlações individuais entre aumento da potência 1–3 Hz e melhora da precisão</i>	31
4.1.6 <i>Especificidade do efeito sobre o controle proprioceptivo</i>	32
4.1.7 <i>Análises de sensibilidade e confiabilidade</i>	32
5. DISCUSSÃO.....	33
6. CONCLUSÃO	36

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	37
------------------------------------	----

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Resultados estatísticos para as medidas de desfecho primárias.....	25
--	-----------

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Configuração experimental e método de aplicação da ETTC.....	21
Figura 2 – Desenho experimental e protocolo	23
Figura 3 – Resultados experimentais.....	26
Figura 4 – Correlações em nível individual entre alterações na potência espectral e na precisão da força	27

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANCOVA: análise de covariância

ANOVA: análise de variância

cm²: centímetro quadrado

CSO: Córtex Supra Orbital

Cz: Vértice Central - Ponto do Sistema Internacional 10–20 (EEG)

EEG: Eletroencefalografia

EMG: Eletromiografia

ETCC: Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua

Fp2: Ponto Fp2 do Sistema Internacional 10–20 (EEG)

Hz: Hertz

ICC: coeficiente de correlação intraclass

LPO: Levantamento de Peso Olímpico

M1: Córtex Motor Primário

mA: miliampére

mMol: milimolar

MMT: Mixed Modalities Training

MVC: Contração Voluntária Máxima

NaCl: cloreto de sódio

p: valor de significância estatística (p-value)

RMSE: erro quadrático médio

SMA: Área Suplementar Motora

SNC: Sistema Nervoso Central

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

1. INTRODUÇÃO

O controle motor fino, especialmente em situações nas quais o feedback visual é reduzido ou ausente, depende fortemente da capacidade do sistema nervoso central em integrar sinais proprioceptivos. Regiões como o córtex sensorimotor primário (M1), o córtex pré-motor lateral e as áreas pré-motoras mediais (incluindo a área motora suplementar – SMA) desempenham papel crítico no planejamento, na correção e na representação interna das forças (TANJI, 2001; NACHEV; KENNARD; HUSAIN, 2008). Em tarefas que exigem produção contínua de força, como as realizadas por atletas de levantamento de peso olímpico (LPO) e de treinamento de modalidades mistas (MMT), a remoção do feedback visual impõe uma sobrecarga ao sistema proprioceptivo, revelando sua importância para a manutenção da acurácia e da estabilidade do movimento (HAGGARD, 2008; SAWERS; ALLEN; TING, 2015).

A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) tem emergido como uma ferramenta promissora para modular a excitabilidade cortical e, conseqüentemente, otimizar o controle motor (NITSCHKE; PAULUS, 2001). Especificamente, a ETCC anódica aplicada sobre o córtex motor primário ou sobre áreas pré-motoras mediais tem demonstrado melhorar aspectos como aprendizagem motora, tempo de reação e precisão de força (REIS et al., 2009; VOLLMANN et al., 2013). No entanto, os mecanismos subjacentes a esses efeitos, particularmente no que diz respeito ao processamento proprioceptivo, permanecem pouco compreendidos, e a variabilidade interindividual nas respostas à estimulação é considerável (WIETHOFF; HAMADA; ROTHWELL, 2014; HORVATH; FORTE; CARTER, 2015).

Atletas de alto rendimento, como os praticantes de LPO e MMT, apresentam adaptações neuroplásticas específicas, com sinergias musculares refinadas e alta eficiência no controle de força (SAWERS; ALLEN; TING, 2015; ANGIUS et al., 2018).

A partir dessas evidências, a literatura ainda carece de investigações que combinem tarefas de controle de força com remoção de feedback visual, estimulação transcraniana e modelagem computacional em populações de

atletas treinados, como os praticantes de LPO e MMT. O presente estudo, portanto, aplicou um protocolo experimental de controle bimanual de força com remoção de feedback visual a essa população específica, permitindo análises sobre possíveis associações entre os efeitos da estimulação e características individuais, como tempo de experiência e nível competitivo.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1. Objetivo Geral

Este estudo tem como objetivo investigar a aplicação da ETCC sobre os pontos Cz (deslocado) e Fp2 influencia o rendimento visuomotor e a acuidade proprioceptiva em praticantes de LPO e MMT.

1.1.2. Objetivos Específicos

- Avaliar o efeito da ETCC anódica sobre a precisão de força (undershoot e RMSE) em tarefa isométrica bimanual;
- Investigar alterações na potência espectral corretiva (banda 1–3 Hz) após estimulação (janela Vision OFF);
- Verificar se a coerência intermanual é preservada ou alterada pela ETCC em diferentes bandas de frequência;
- Testar a especificidade do efeito ao controle proprioceptivo (comparação Vision OFF vs. Vision ON);
- Desenvolver modelo computacional para testar se o aumento do ganho proprioceptivo (G_{proprio}) é suficiente para explicar os efeitos.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Controle Motor:

Os mecanismos de sincronização desempenham um papel crucial na coordenação da comunicação entre os centros nervosos superiores e a periféricos, exercendo influência direta na performance de diversos sistemas

biológicos (ENGEL et al., 2001; NETO; CHRISTOU, 2010). Esse fenômeno de vinculação é igualmente observado no sistema motor, onde a atividade muscular manifesta oscilações específicas decorrentes da sincronização neural de potenciais de ação originados em níveis corticais. Tais oscilações carregam implicações funcionais determinantes para a precisão e a eficiência do controle motor (NETO; CHRISTOU, 2010).

O termo "controle motor" é frequentemente empregado na literatura com variadas acepções, abrangendo desde a descrição do comportamento motor nos níveis muscular e articular até o processamento de informações sensoriais de ordem superior (ZARZYCKI et al., 2022).

Controle não é simplesmente a produção de forças musculares, mas sim os processos subjacentes à produção dessas forças. É importante considerar que a saída de força ocorre sob diferentes condições ambientais e sensoriais, com base no contexto em que a ação é realizada e sujeita a restrições biomecânicas, ambientais e contextuais. A Sociedade Internacional de Controle Motor adotou a seguinte definição: "uma área da física que explora as leis da natureza que definem como o sistema nervoso interage com outras partes do corpo e com o ambiente para produzir ações coordenadas e com propósito" (BERNSTEIN, 1967; LATASH; ZATSIORSKY, 2016; NEWELL, 2001; LEVIN; PISCITELLI, 2022).

De uma perspectiva clássica da teoria de controle, o movimento multiponto em tarefas como apontar, alcançar ou atirar envolve dois problemas.

O primeiro é o planejamento: a forma espaço temporal das trajetórias dos componentes importantes do movimento deve ser especificado. A natureza dessas trajetórias também deve variar adequadamente conforme as condições da tarefa mudam, por exemplo, quando é necessário focar em alvos diferentes.

O segundo problema é o controle: dado um plano, a trajetória deve ser gerada no tempo, e um sistema de controle deve ser capaz de guiar o sistema efetor para que os cursos de tempo apropriados de todos os graus de liberdade articulares envolvidos sejam realizados (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2007).

O sistema proprioceptivo exerce um papel crucial neste contexto. A propriocepção é definida como a percepção da posição articular. É um processo

no qual o Sistema Nervoso Central (SNC) recebe informações do ambiente sobre a posição e o movimento de diferentes partes do corpo, tanto conscientes quanto inconscientes. Além das informações dos sistemas visual e vestibular, a propriocepção fornece informações para o planejamento e a execução de diversos movimentos pelo SNC (JAMEBOZORGI et al., 2022).

O SNC organiza a ativação muscular de maneira modular para a execução de padrões motores complexos. Este paradigma metodológico permite reduzir a dimensionalidade dos mecanismos de controle motor, tornando-os mais compreensíveis. Essa teoria foi inicialmente proposta por Bernstein et al. (1967) que postulou que o SNC não processa cálculos computacionais exaustivos em tempo real para cada músculo individualmente. Em vez disso, a teoria sugere que os movimentos dos membros emergem da coordenação e sobreposição de unidades motoras fundamentais, onde grupos musculares atuam de forma cooperativa e integrada (CHEN; LUO; LAI, 2024).

2.2 Eletromiografia (EMG):

A utilização da eletromiografia (EMG) no estudo do controle motor permite captar a atividade elétrica muscular, porém, sua interpretação isolada limita a compreensão de como o SNC coordena tarefas complexas. Conforme proposto por Ting e Macpherson (2005), o sinal de EMG deve ser analisado como a manifestação de estratégias organizadas para produzir saídas biomecânicas específicas. As autoras argumentam que o SNC não controla músculos individualmente, mas sim "funções biomecânicas" através do recrutamento de sinergias.

Nesta perspectiva, os sinais eletromiográficos de múltiplos músculos são agrupados em unidades funcionais que transformam comandos neurais em vetores de força e estabilidade postural. As contrações musculares atuam como um mapeamento entre o objetivo da tarefa e a execução motora, permitindo que o sistema motor lide com a redundância muscular de forma eficiente (TING; MACPHERSON, 2005).

2.3 Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC):

Complementarmente, a modulação do controle motor através da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) permite investigar a plasticidade desse sistema modular. A aplicação de ETCC anódica no córtex motor primário (M1) influencia as redes funcionais cerebrais e a dinâmica de recrutamento muscular. Esse achado sugere que a ETCC otimiza a eficiência do comando neural sem alterar a estratégia biomecânica fundamental do indivíduo (TARDELLI et al., 2022).

Esta técnica baseia-se na aplicação de uma corrente elétrica de baixa intensidade, geralmente próxima a 2 mA, sobre uma região cerebral específica por meio de dois ou mais eletrodos. Tal corrente promove alterações em níveis sublimiares, o que modula a probabilidade de disparo dos neurônios quando estes são ativados por outros estímulos. Caracterizada como uma intervenção não invasiva capaz de regular a atividade cortical, a ETCC possui o potencial de modificar a atividade sináptica espontânea neuronal. Pesquisas prévias evidenciaram que a ETCC influencia a excitabilidade da medula espinhal ao modular os córtices motor e visual. O método classifica-se em estimulação anódica, associada ao aumento da excitabilidade cortical, e estimulação catódica, relacionada à sua redução. Sob o aspecto prático, a ETCC apresenta benefícios significativos, como o uso de correntes reduzidas, elevado perfil de segurança, flexibilidade no ajuste de polaridade e posicionamento, além de simplicidade operacional, configurando-se como uma alternativa viável para a otimização da função motora e proprioceptiva (CHEN; LUO; LAI, 2024).

2.4 Levantadores de Peso Olímpico e Modalidades Mistas de Treinamento:

A escolha por atletas de LPO e de MMT se justifica pelas características específicas dessas modalidades. O LPO é um esporte de força que consiste em levantar a maior quantidade de peso possível do chão até acima da cabeça, por meio de dois movimentos principais: o arranque e o arremesso. Esses movimentos recrutam praticamente todos os grupos musculares de forma simultânea e exigem não apenas força, mas também potência, coordenação, velocidade, mobilidade e técnica apurada. Já o MMT é uma modalidade que

combina exercícios de diferentes esportes, como CrossFit, levantamento de peso olímpico, ginástica e atividades cíclicas, em protocolos de alta intensidade. Seu objetivo é promover um condicionamento físico geral, desenvolvendo força, resistência, potência e capacidades motoras de forma integrada (SAWERS; ALLEN; TING, 2015; ANGIUS et al., 2018).

No contexto de praticantes de LPO e MMT, tal refinamento proprioceptivo pode resultar em padrões de força mais estáveis e simétricos, os quais podem ser quantificados através de dispositivos de saída como as EMG e transdutor de força. A inclusão de praticantes LPO e MMT justifica-se pela particularidade neurofisiológica desses indivíduos. Investigar a aplicação da ETCC nessa população torna-se cientificamente relevante devido ao fenômeno da dependência de estado, sugerindo que a modulação neural pode atuar de forma distinta em sistemas neuro motores que já operam próximos ao seu teto fisiológico. Portanto, fundamenta-se a hipótese de que a ETCC com eletrodo anódico posicionado 5 cm à esquerda de Cz (direção a C3) e catódico sobre Fp2 modula uma rede cortical ampla que engloba o córtex sensorimotor esquerdo (M1 e áreas pré-motoras), com potencial extensão a regiões mediais como a área motora suplementar (SMA). Esta montagem, validada por modelagem computacional (SimNIBS), produz um campo elétrico difuso sobre o hemisfério esquerdo, sendo capaz de influenciar o processamento proprioceptivo e o controle motor fino (SAWERS; ALLEN; TING, 2015).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Participantes

Vinte e quatro atletas saudáveis (idade: $34,9 \pm 10,8$ anos; 9 mulheres, 15 homens), foram recrutados para este estudo. Os participantes eram praticantes experientes e altamente ativos ($5,07 \pm 1,26$ dias de treino por semana, $12,93 \pm 7,54$ anos de experiência) em treinamento de força, levantamento de peso e treinamento misto, sendo que 8 participantes eram competidores de levantamento de peso em nível nacional. Os critérios de exclusão incluíram

histórico de distúrbios neurológicos ou psiquiátricos, contraindicações à ETCC (implantes metálicos, epilepsia, lesões cutâneas) e uso atual de medicamentos que afetam o sistema nervoso central, como por exemplo, opioides. Todos os participantes eram destros, conforme avaliado pelo Inventário de Lateralidade de Edimburgo (OLDFIELD, 1971). Os participantes foram alocados aleatoriamente ao grupo ETCC ($n = 12$) ou ao grupo Sham ($n = 12$), sendo os 8 atletas de nível nacional estratificados e randomizados nos grupos de estudo. O Comitê de Ética local aprovou o estudo e todos os participantes forneceram consentimento livre e esclarecido por escrito (Universidade Anhembi Morumbi, São Paulo, Brasil; código do protocolo 24205419.8.0000.5492, março de 2020).

3.1.1 Determinação do tamanho da amostra

Uma análise de poder a priori foi conduzida utilizando o G*Power 3.1 para uma ANOVA de medidas repetidas com interação intra intergrupos. Com um tamanho de efeito médio esperado ($f = 0,25$), $\alpha = 0,05$, poder $(1-\beta) = 0,80$, dois grupos, quatro medidas ($2 \text{ grupos} \times 2 \text{ fases}$), correlação entre as medidas repetidas de 0,5 e correção de não esfericidade $\epsilon = 1$, a análise indicou um tamanho amostral total necessário de 24 participantes. O tamanho amostral obtido de 24 participantes (12 por grupo) proporcionou um poder real de 0,82 para detectar os efeitos de interação hipotetizados.

3.2 Protocolo de Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)

A ETCC foi aplicada utilizando um estimulador de corrente constante alimentado por bateria (*TheBrainDriver TDCS v2.1*). O eletrodo anódico (35 cm^2) foi posicionado 5cm à esquerda de Cz de acordo com o sistema internacional 10-20 de EEG (Figura 1).

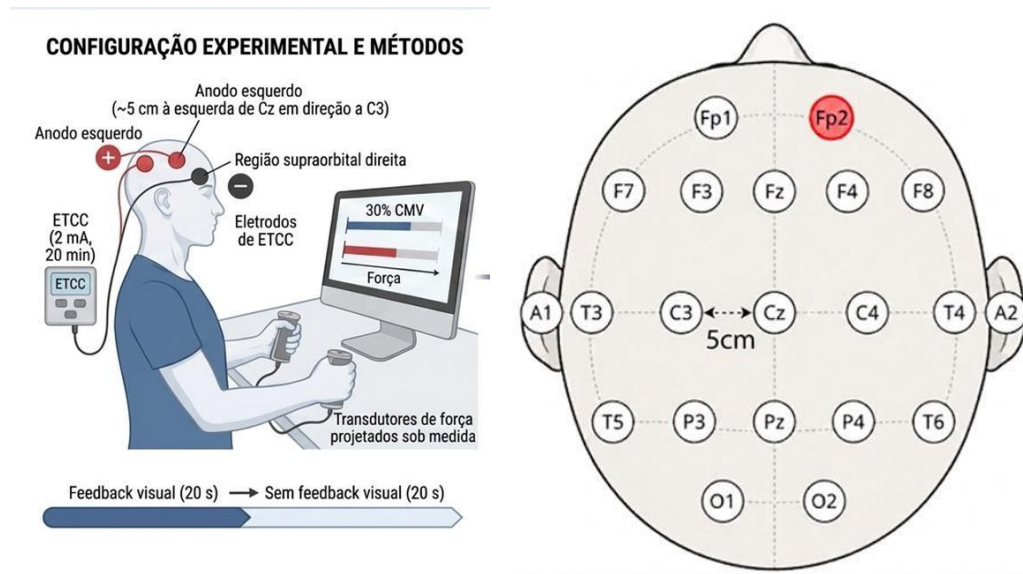


Figura 1. Configuração experimental e método de aplicação da ETTC, destacando os pontos que serão posicionados os eletrodo Anódico e Catódico.

Este posicionamento citado, do eletrodo, tem sido utilizado em estudos anteriores para modular regiões sensorimotoras e pré-motoras mediais. O eletrodo catódico (35 cm²) foi posicionado sobre a região supraorbital direita (Fp2). Os eletrodos foram inseridos em esponjas embebidas em solução salina. No grupo ETCC, a estimulação foi aplicada a 2 mA durante 20 minutos, com períodos de rampa de 30 segundos para aumento e diminuição da corrente. No grupo Sham, o estimulador teve a corrente aumentada gradualmente até 2 mA ao longo de 30 segundos e, em seguida, imediatamente reduzida a zero, proporcionando a sensação inicial sem aplicação sustentada de corrente (GANDIGA; HUMMEL; COHEN, 2006). O protocolo foi realizado uma vez por participante.

Para verificar a distribuição espacial do campo elétrico, foi realizada modelagem computacional utilizando o SimNIBS 4.5 com um modelo de cabeça padrão (THIELSCHER; ANTUNES; SATURNINO, 2015). A simulação confirmou que a montagem CzFp2 produz um amplo campo elétrico sobre os córtex pré-motores sensório-motores esquerdos, com potencial extensão em direção às regiões pré-motoras mediais. A magnitude máxima do campo elétrico sobre as áreas pericentrais esquerdas foi de aproximadamente 0,15–0,20 N/C, consistente com os valores relatados para modular a excitabilidade cortical.

3.3 Tarefa Experimental

Os participantes realizaram uma tarefa de correspondência de força isométrica bimanual utilizando dois dinamômetros de preensão manual (Vernier, Beaverton, OR, USA). No início de cada sessão, a contração voluntária máxima (MVC) foi determinada para cada mão como a maior força alcançada em três esforços máximos, separados por 60 segundos de repouso. Antes da coleta de dados, os participantes passaram por um breve período de familiarização para se familiarizarem com a tela de comparação de força. Durante o protocolo experimental, os participantes realizaram um ensaio antes (PRE) e um ensaio depois (POS) do período de estimulação. Cada ensaio durou 40 segundos e foi dividido em duas fases: *Vision ON* (0-20 s), durante a qual os participantes receberam *feedback* visual contínuo da força produzida em um monitor de computador, e *Vision off* (20-40 s), durante a qual a tela do computador foi ocluída e os participantes mantiveram a força com base apenas no *feedback* proprioceptivo. Os participantes foram instruídos a produzir e manter uma força bimanual combinada equivalente a 30% da sua MVC total. Os sinais de força foram amostrados a 100 Hz utilizando o *software Logger Pro* (Vernier) e, posteriormente, filtrados passabaixa a 15 Hz utilizando um filtro *Butterworth* de quarta ordem. O delineamento de ensaio único foi escolhido para minimizar os efeitos de aprendizagem, visto que a tarefa de correspondência de força a 30% da MVC é simples e está bem dentro das capacidades dos participantes. Essa abordagem garantiu que as mudanças observadas pudessem ser atribuídas à intervenção e não a efeitos de prática. O delineamento experimental está ilustrado na Figura 2.

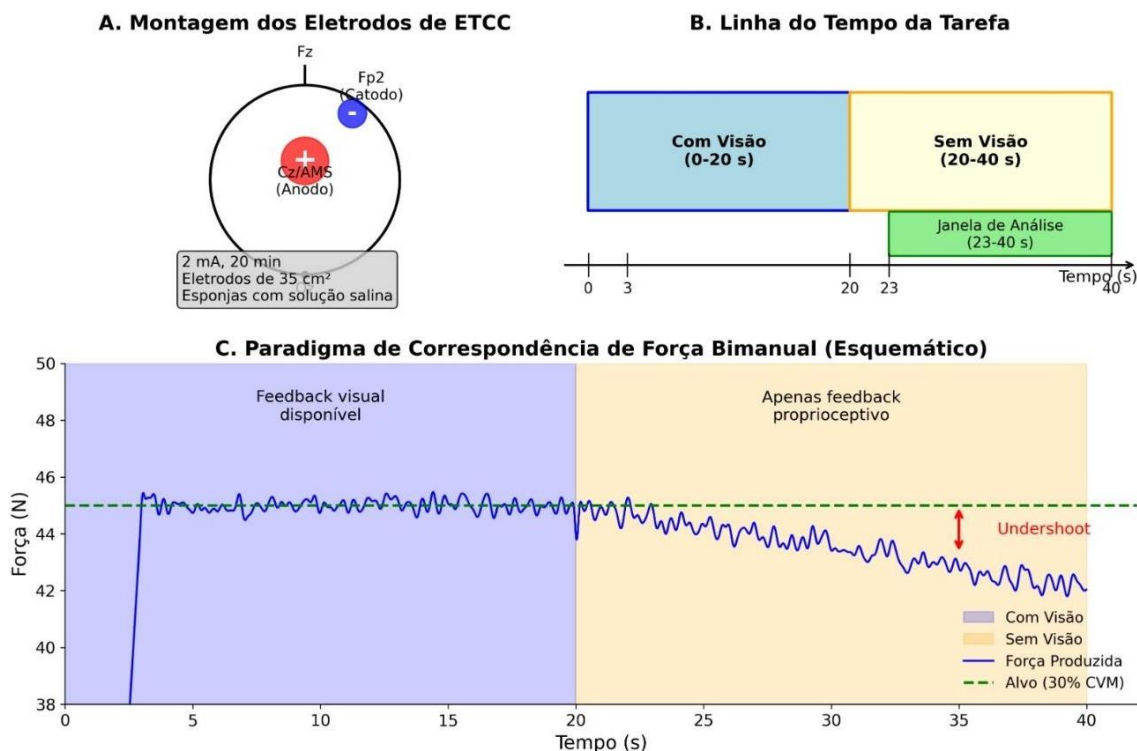


Figura 2. Desenho experimental e protocolo. [A] Montagem dos eletrodos de ETCC mostrando o eletrodo anodal posicionado 5 cm à esquerda de Cz ao longo da linha C em direção a C3 (central esquerda; visando o córtex sensorimotor esquerdo) e o eletrodo catódico sobre Fp2 (região supraorbital direita). Parâmetros de estimulação: intensidade de 2 mA, duração de 20 minutos, eletrodos de 35 cm² com esponjas embebidas em solução salina. [B] Linha do tempo da tarefa mostrando a fase *Vision ON* [0–20 s] com *feedback* visual contínuo e a fase *Vision OFF* [20–40 s] sem *feedback* visual. A janela de análise [23–40 s, sombreada em verde] exclui o período de transição inicial de 3 segundos. [C] Traço de força representativo de um participante mostrando a produção de força bimanual em relação ao alvo (30% MVC). Durante *Vision OFF*, ocorre deriva de força abaixo do alvo (subajuste) ao depender apenas do *feedback* proprioceptivo.

3.4 Medidas de Resultado

A análise focou no período sem *feedback* visual, especificamente na janela de 23 a 40 segundos, para excluir o período de transição inicial após a remoção do *feedback* visual. Todas as medidas de resultado foram calculadas a partir do sinal de força bimanual somado (mão esquerda + mão direita).

1) Medidas de precisão de força: *Undershoot* (%) = [(Força alvo - Força média) / Força alvo] × 100, representando o viés sistemático abaixo do alvo durante o controle proprioceptivo.

2) Erro quadrático médio (RMSE, em Newtons) = $\sqrt{[média((Força - Alvo)^2)]}$, representando a precisão geral da força, incluindo tanto o viés quanto a variabilidade.

3) Análise Espectral: A densidade espectral de potência foi estimada usando o método de Welch com os seguintes parâmetros: janela de Hanning, comprimento do segmento de 1024 amostras (10,24 s a uma taxa de amostragem de 100 Hz) e sobreposição de 50% entre os segmentos. Essa configuração resultou em aproximadamente 2 a 3 segmentos por janela de análise de 17 segundos, proporcionando uma resolução de frequência de aproximadamente 0,1 Hz.

4) A potência na banda de 1 a 3 Hz foi calculada integrando a densidade espectral de potência nessa faixa de frequência. Essa banda de frequência foi selecionada por corresponder a ajustes corretivos voluntários mediados por circuitos de feedback sensorial.

5) Coerência entre as mãos: A coerência em magnitude ao quadrado entre os sinais de força das mãos esquerda e direita foi calculada usando o método de Welch com parâmetros correspondentes (comprimento do segmento = 512 amostras, sobreposição de 50%, janela de Hanning). A coerência média foi calculada para quatro bandas de frequência: 0-1 Hz (deriva lenta comum), 1-3 Hz (oscilações corretivas), 3-7 Hz (ajustes mais rápidos) e 7-12 Hz (faixa de tremor fisiológico).

3.5. Análise Estatística

A análise primária utilizou uma abordagem mista com Grupo (ETCC vs. Sham) como fator entre sujeitos e Fase (PRÉ vs PÓS) como fator dentro do sujeito. A interação Grupo × Fase foi testada comparando os escores de mudança (PÓS – PRÉ) entre os grupos por meio de testes t para amostras independentes, com o valor de t^2 reportado como F(1,22). Comparações planejadas post-hoc avaliaram mudanças dentro de cada grupo usando testes t

pareados com correção de Holm-Bonferroni para múltiplas comparações. Os tamanhos de efeito são reportados como “d” de Cohen (para mudanças dentro do grupo, calculado a partir dos desvios padrão das diferenças pareadas).

Como análises de sensibilidade, modelos lineares de efeitos mistos com participante como intercepto aleatório foram ajustados, e modelos ANCOVA com valores basais como covariáveis foram utilizados para avaliar a robustez dos achados diante de diferenças pré-existentes entre grupos. A confiabilidade teste-reteste foi avaliada por meio de coeficientes de correlação intraclass (ICC) calculados a partir dos dados PRÉ – PÓS do grupo Sham.

Para examinar a relação mecânica entre oscilações corretivas e precisão da força em nível individual, foram calculadas correlações de Pearson entre os escores de mudança (PÓS – PRÉ) para a potência de 1-3 Hz e os escores de mudança para *undershoot* e RMSE, tanto em todos os participantes quanto separadamente dentro de cada grupo.

Para testar a especificidade dos efeitos da ETCC no controle dependente da propriocepção, testes t pareados compararam o desempenho durante os períodos *Vision ON* (3-20 s) *versus Vision OFF* (23-40 s) em cada combinação Grupo × Fase. A significância estatística foi definida em $\alpha = 0,05$. Todas as análises foram realizadas utilizando Python (versão 3.11) com as bibliotecas *scipy* (versão 1.11), *statsmodels* (versão 0.14) e *pandas* (versão 2.0).

3.6. Modelo Computacional

Para testar a hipótese de que o aumento do ganho do processamento proprioceptivo seria suficiente para explicar os efeitos observados da ETCC, desenvolvemos um modelo computacional de malha fechada do controle bimanual de força. O modelo simula a produção de força para cada mão $h \in \{E, D\}$ ao longo de um ensaio de 40 segundos, com as seguintes equações de estado:

Durante a fase *Vision ON* ($t < 20s$), a força é controlada por *feedback* visual:

$$F_h[t+\Delta t] = F_h[t] + K_{vis} \cdot e_h[t] + C[t] \cdot w_c + \eta_motor[t] + \tau_h[t] \quad (1)$$

onde $e_h[t] = T - F_h[t]$ é o erro visual (força alvo menos força atual), $K_{vis} = 0,12$ é o ganho do *feedback* visual, $C[t]$ é o *drive* comum (entrada bilateral

compartilhada, filtrada passa-baixa em 2 Hz), $w_c=0,15$ é o peso do *drive* comum, $\eta_{\text{motor}}[t] \sim N(0, \sigma_{\text{motor}})$ é o ruído de execução motora ($\sigma_{\text{motor}} = 0,22$ N durante *Vision ON*; $\sigma_{\text{motor}} = 0,25$ N durante *Vision OFF*), e $\tau_h[t]$ é o tremor fisiológico (senoidal, 10–10,2 Hz).

Durante a fase *Vision OFF* ($t \geq 20$ s), a força é controlada exclusivamente por *feedback* proprioceptivo:

$$T_{\text{int}}[t + \Delta t] = T_{\text{int}}[t] \cdot [1 - \lambda_{\text{drift}} \cdot \Delta t] \quad (2) \quad \hat{e}_h[t]$$

$$= T_{\text{int}}[t] - F_h[t - \delta] + \eta_{\text{próprio}} \quad (3)$$

$$F_h[t + \Delta t] = F_h[t] + G_{\text{proprio}} \cdot K_{\text{base}} \cdot \hat{e}_h[t] + C[t] \cdot w_c + \eta_{\text{motor}}[t] + \tau_h[t] \quad (4)$$

onde $T_{\text{int}}[t]$ é a representação interna do alvo, que sofre deriva descendente sem reforço visual; $\lambda_{\text{drift}} = 0,0045 \cdot [1 - 0,5 \cdot G_{\text{proprio}}]$ é a taxa de deriva do alvo (maior G_{proprio} implica deriva mais lenta); $F_h[t - \delta]$ é a estimativa proprioceptiva defasada com atraso $\delta=100$ ms; $\eta_{\text{próprio}} \sim N(0, 0,15)$ é o ruído de medição proprioceptiva; $G_{\text{proprio}} \in [0,2; 0,8]$ é o parâmetro de ganho do *feedback* proprioceptivo; e $K_{\text{base}} = 0,15$ é o ganho de correção base.

O modelo prediz que o aumento de G_{proprio} representando o processamento proprioceptivo potencializado após a ETCC produzir dois efeitos concomitantes:

1. **Redução do *undershoot*:** um G_{proprio} mais elevado reduz a taxa de deriva do alvo (λ_{drift}), resultando em melhor manutenção da representação interna do alvo e, portanto, em menor subestimação sistemática da força.
2. **Aumento da potência na banda de 1–3 Hz:** um G_{proprio} mais elevado amplifica o termo de correção ($G_{\text{proprio}} \cdot K_{\text{base}} \cdot \hat{e}_h$), produzindo ajustes corretivos de maior amplitude, que se manifestam como aumento da potência espectral na faixa de 1–3 Hz.

Para capturar flutuações realistas entre tentativas, o modelo incorpora variações estocásticas em dois parâmetros:

- $\lambda_{\text{drift}} \sim N(\lambda_{\text{drift_base}}, 0,0008)$
- $K_{\text{correcao}} \sim N(G_{\text{proprio}} \cdot K_{\text{base}}, 0,008)$

Essa variabilidade reflete as flutuações naturais na atenção, fadiga e processamento neural ao longo das tentativas.

As simulações foram executadas a 100 Hz durante 40s, correspondendo à taxa de amostragem e à duração dos ensaios experimentais. Para a análise dose-resposta, o parâmetro G_{proprio} variou de 0,20 a 0,80 em incrementos de 0,05–0,10, com 20 simulações por valor de G_{proprio} para caracterizar a variabilidade entre tentativas. As condições Sham e ETCC foram modeladas com $G_{\text{proprio}} = 0$, e $G_{\text{proprio}} = 0,70$, respectivamente, valores selecionados a partir de uma busca paramétrica para reproduzir qualitativamente os tamanhos de efeito experimentais. Os parâmetros de ruído motor e ruído proprioceptivo foram escolhidos de modo que o aumento da variabilidade entre as fases *Vision ON* e *Vision OFF* no modelo fosse consistente com o aumento modesto (aproximadamente 28%) observado nos dados experimentais de RMSE, evitando um salto de variabilidade irrealista na transição de remoção da visão. Ressalta-se que o modelo serve como uma estrutura qualitativa de geração de hipóteses, concebida para ilustrar como alterações no ganho do *feedback* proprioceptivo poderiam produzir o padrão de efeitos observado. A arquitetura simplificada do modelo, com parâmetros de ruído fixos, um único atraso de *feedback* e um *drive* comum determinado, não captura toda a extensão da variabilidade interindividual no controle de força. Além disso, não foi realizado um ajuste formal dos parâmetros do modelo aos dados individuais dos participantes. Portanto, o modelo deve ser interpretado como uma demonstração da suficiência computacional da hipótese do ganho proprioceptivo, e não como uma explicação quantitativa das diferenças individuais.

3.7. Ofuscamento e Segurança

Para o grupo controle (Sham), o dispositivo ETCC foi aplicado com uma corrente crescente até 2 mA ao longo de 30 segundos e, em seguida, imediatamente reduzida, um método simulado comumente usado para imitar as sensações iniciais (GANDIGA; HUMMEL; COHEN, 2006).

4. RESULTADOS

Os resultados experimentais revelaram um padrão consistente entre os desfechos primários: o grupo ETCC apresentou melhorias intragrupo grandes e estatisticamente significativas na precisão da força (redução do *undershoot*, $d = -1,15$; redução do RMSE, $d = -0,91$) e aumento da atividade oscilatória corretiva (potência de 1–3 Hz, $d = 0,87$), enquanto o grupo sham não apresentou mudanças significativas em nenhuma métrica. No entanto, as interações Grupo $\times$ Fase não atingiram significância estatística para nenhum desfecho, provavelmente refletindo o poder estatístico limitado com $n = 12$ por grupo. A coerência intermanual foi preservada em ambos os grupos. Correlações em nível individual apoiaram a hipótese mecanicista especificamente dentro do grupo ETCC. O modelo computacional reproduziu o padrão qualitativo dos achados. Resultados detalhados são apresentados nas subseções a seguir.

4.1 Resultados experimentais

4.1.1 Comparações basais (Pré-estimulação)

Não houve diferenças significativas entre os grupos na condição basal (PRE) para as medidas de *undershoot* (Sham: $4,40 \pm 5,72$ %; ETCC: $4,82 \pm 4,75$ %; $t(22) = 0,21$, $p = 0,834$), erro quadrático médio (RMSE) (Sham: $3,36 \pm 2,23$ N; ETCC: $3,46 \pm 1,86$ N; $t(22) = 0,12$, $p = 0,906$) nem para a coerência intermanual em qualquer banda de frequência (todos $p > 0,20$). A potência na banda de 1–3 Hz apresentou uma tendência a valores mais elevados no grupo Sham ($0,088 \pm 0,102$ N²/Hz) do que no grupo ETCC ($0,038 \pm 0,020$ N²/Hz), embora essa diferença não tenha atingido significância estatística ($t(22) = 1,66$, $p = 0,111$).

4.1.2 Precisão de força (*undershoot* e RMSE)

O grupo ETCC apresentou redução significativa em relação ao *undershoot* da força entre PRE e PÓS ($4,82 \pm 4,75$ % vs. $0,30 \pm 3,37$ %; $t(11) = 3,98$, $p = 0,002$, $d = -1,15$). No grupo Sham, a alteração não foi significativa ($4,40 \pm 5,72$ % vs. $2,53 \pm 5,66$ %; $t(11) = 1,25$, $p = 0,237$, $d = -0,36$). A interação Grupo $\times$ Fase não atingiu significância estatística ($F(1,22) = 2,01$, $p = 0,170$), provavelmente devido à alta variabilidade interindividual e ao

tamanho amostral ($n = 12$ por grupo). De modo semelhante, o RMSE diminuiu significativamente no grupo ETCC ($3,46 \pm 1,86$ N para $2,29 \pm 1,16$ N; $t(11) = 3,13$, $p = 0,010$, $d = -0,91$), enquanto o grupo Sham não mostrou alteração ($3,36 \pm 2,23$ N para $2,81 \pm 3,14$ N; $t(11) = 0,88$, $p = 0,397$, $d = -0,25$). A interação também não foi significativa ($F(1,22) = 0,70$, $p = 0,411$). Os tamanhos de efeito para as mudanças intragrupo ETCC foram grandes ($d = -1,15$ e $-0,91$), enquanto as mudanças intragrupo sham foram pequenas ($d = -0,36$ e $-0,25$), resultando em diferenças de tamanho de efeito entre grupos de $d = 0,61$ (undershoot) e $d = 0,36$ (RMSE).

4.1.3 Potência espectral na banda corretiva (1–3 Hz)

No grupo ETCC, a potência na banda de 1–3 Hz aumentou significativamente após a estimulação ($0,038 \pm 0,020$ N²/Hz para $0,071 \pm 0,047$ N²/Hz; $t(11) = -3,01$, $p = 0,012$, $d = 0,87$), representando um incremento de 87% na potência das oscilações corretivas. No grupo Sham, não houve alteração significativa ($0,088 \pm 0,102$ N²/Hz para $0,113 \pm 0,131$ N²/Hz; $t(11) = -0,69$, $p = 0,506$, $d = 0,20$). A interação Grupo $\times$ Fase não foi significativa ($F(1,22) = 0,05$, $p = 0,831$). Análises complementares (ANCOVA com ajuste pelo valor basal) confirmaram que as diferenças pós-estimulação entre grupos foram explicadas pelas diferenças pré-existentes ($\beta = -0,012$, $p = 0,765$), e a confiabilidade teste-reteste para essa medida foi limitada ($CCI = 0,43$). Portanto, os achados espectrais devem ser considerados exploratórios.

4.1.4 Coerência intermanual

Não foram observadas interações significativas Grupo $\times$ Fase para a coerência em nenhuma banda de frequência (todas $p > 0,30$). O padrão de coerência seguiu o esperado fisiologicamente, com valores mais elevados na banda de 0–1 Hz e nenhum pico na faixa de tremor (7–12 Hz). Os resultados experimentais estão resumidos no Quadro 1 e na Figura 2.

Medidas	Sham PRE	Sham POS	ETCC PRE	ETCC POS	ETCC d	Interação	ETCC p
---------	----------	----------	----------	----------	--------	-----------	--------

Undershoot (%)	4.40±5.72	2.53±5.66	4.82±4.75	0.30±3.37	-1.15	0.170	0.002*
RMSE (N)	3.36±2.23	2.81±3.14	3.46±1.86	2.29±1.16	-0.91	0.411	0.010*
Potência 1-3Hz	0.088±0.102	113±0.131	038±0.020	071±0.047	0.87	0.831	0.012*
Coh 0-1Hz	0.51±0.17	0.50±0.17	0.44±0.17	0.46±0.14	0.09	>0.30	ns
Coh 1-3Hz	0.39±0.13	0.35±0.13	0.36±0.09	0.40±0.14	0.21	>0.30	ns

Quadro 1. Resultados estatísticos para as medidas de desfecho primárias.

Nota: Os valores são média ± DP. d (ETCC) = d de Cohen intragrupo (PÓS vs. PRÉ). p da Interação = p da interação Grupo × Fase. p (ETCC) = p do teste t pareado intragrupo ETCC (corrigido por Holm). *p < 0,05; ns = não significativo*

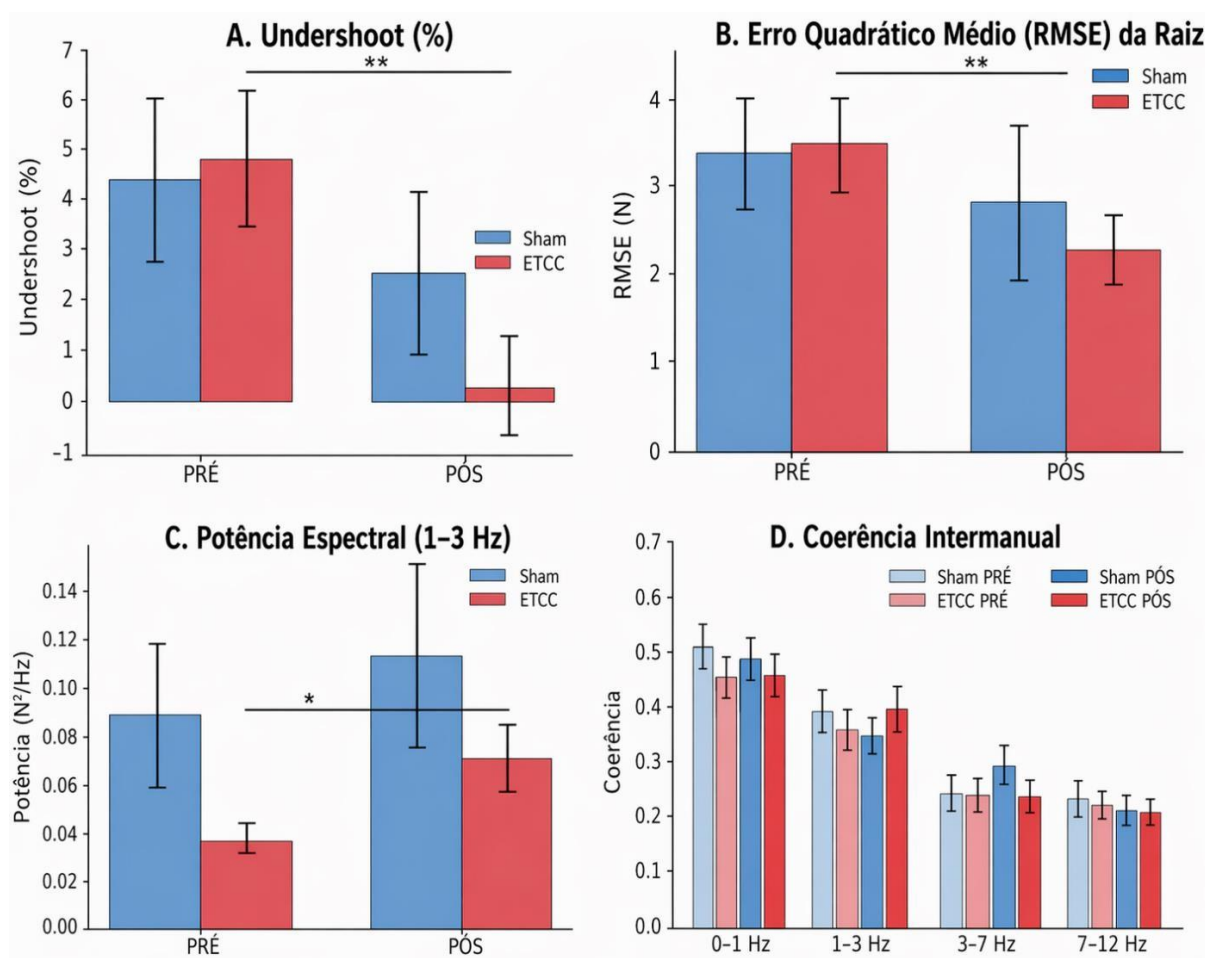


Figura 2. Resultados experimentais. (A) Undershoot (%) para os grupos Sham e ETCC nas avaliações PRÉ e PÓS. O grupo ETCC apresentou uma redução significativa intragrupo ($t(11)$ pareado = 3,98, *p = 0,002, d = -1,15); a interação Grupo × Fase não foi significativa (p = 0,170). (B) Erro quadrático médio (RMSE) mostrando melhora da acurácia dentro do grupo ETCC ($t(11)$ = 3,13, *p = 0,010, d = -0,91; p da interação = 0,411). (C) Potência espectral na banda de 1-3 Hz mostrando aumento da atividade oscilatória corretiva dentro do grupo ETCC ($t(11)$ = -3,01, *p = 0,012, d = 0,87; p da interação = 0,831). (D) Coerência intermanual entre as bandas de

frequência, não mostrando efeitos significativos. As barras de erro representam o erro padrão da média. * $p < 0,05$ para comparações pareadas intragrupo.

4.1.5 Correlações individuais entre aumento da potência 1–3 Hz e melhora da precisão

Para examinar se as alterações na atividade oscilatória corretiva estavam associadas a alterações na precisão da força em nível individual, foram calculadas correlações de Pearson entre os escores de mudança (PÓS - PRÉ). Considerando todos os participantes, a correlação entre Δ Potência (1-3 Hz) e Δ Undershoot não foi significativa ($r = 0,24$, $p = 0,268$), assim como a correlação com Δ RMSE ($r = 0,25$, $p = 0,230$).

No entanto, quando analisados separadamente por grupo, emergiu uma correlação negativa significativa no grupo ETCC entre Δ Potência e Δ Undershoot ($r = -0,59$, $p = 0,042$), indicando que os participantes que apresentaram maiores aumentos na potência de 1-3 Hz após a ETCC também apresentaram maiores reduções na subestimação da força. Essa associação não foi observada no grupo Sham ($r = 0,48$, $p = 0,115$). As direções opostas dessas correlações entre os grupos sugerem que a ETCC pode ter alterado a relação entre as oscilações corretivas e a precisão da força, consistente com a hipótese de processamento de feedback proprioceptivo aprimorado. Essas correlações estão ilustradas na Figura 3.

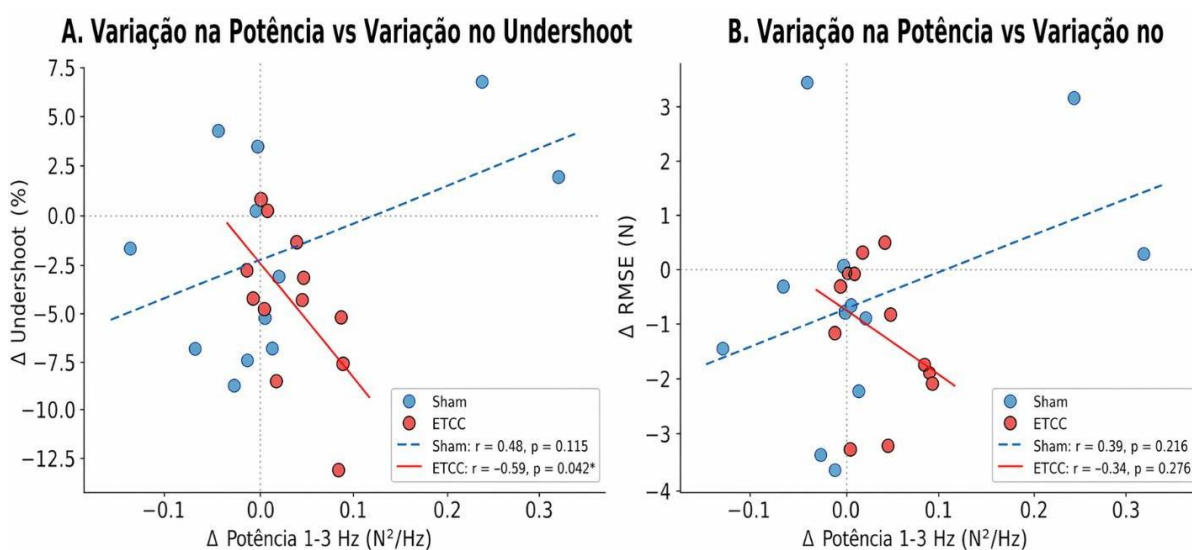


Figura 3. Correlações em nível individual entre alterações na potência espectral e na precisão da força. (A) Alteração na densidade espectral de potência de 1–3 Hz versus alteração no undershoot. Dentro do grupo ETCC (linha sólida vermelha), o aumento da potência foi significativamente associado à diminuição do undershoot ($r = -0,59$, $p = 0,042$), corroborando a hipótese mecanicista. Essa correlação esteve ausente no grupo Sham (linha tracejada azul; $r = 0,48$, $p = 0,115$). (B) Alteração na densidade espectral de potência de 1–3 Hz versus alteração no RMSE. Linhas de regressão separadas são mostradas para cada grupo. Cada ponto representa um participante.

4.1.6 Especificidade do efeito sobre o controle proprioceptivo

A melhora do RMSE induzida pela ETCC foi mais pronunciada durante a fase sem visão (Vision OFF: redução de 34%, de $3,46 \pm 1,86$ N para $2,29 \pm 1,16$ N) do que durante a fase com visão (Vision ON: redução de apenas 3%, de $1,95 \pm 1,05$ N para $1,90 \pm 1,83$ N), corroborando a hipótese de que a estimulação atuou especificamente sobre o controle dependente da propriocepção.

4.1.7 Análises de sensibilidade e confiabilidade

A confiabilidade teste-reteste (avaliada pelo coeficiente de correlação intraclass – CCI, a partir dos dados do grupo Sham) foi boa para o RMSE (CCI = 0,68), moderada para o *undershoot* (CCI = 0,59) e baixa para a potência espectral de 1–3 Hz (CCI = 0,43). As medidas de coerência apresentaram confiabilidade pobre (CCI < 0,45). Análises de ANCOVA com ajuste pelos valores basais não mostraram efeito de grupo significativo para nenhuma das medidas primárias (subestimação: $\beta = -2,45$, $p = 0,138$; RMSE: $\beta = -0,59$, $p = 0,424$; potência 1–3 Hz: $\beta = -0,012$, $p = 0,765$), indicando que as melhorias dentro do grupo ativo, embora grandes e consistentes, não podem ser atribuídas à estimulação com o presente tamanho amostral.

5. DISCUSSÃO

A melhora da precisão de força após a ETCC anódica sobre o córtex sensorimotor esquerdo está em consonância com estudos prévios que demonstraram benefícios da estimulação de redes motoras e pré-motoras no controle motor. Vollmann et al. (2013) mostraram que a ETCC anódica sobre a área motora suplementar (SMA) potencializou a aprendizagem de sequências motoras, enquanto Carlsen et al. (2015) observaram melhora em tarefas de tempo de reação que exigem preparação interna. O presente estudo amplia esses achados ao demonstrar especificamente melhora no controle de força dependente de propriocepção, ou seja, quando o *feedback* visual é removido e o indivíduo precisa confiar exclusivamente em sinais sensoriais de origem muscular e articular. Este achado é particularmente relevante para atletas de levantamento de peso olímpico e treinamento de modalidades mistas, nos quais a manutenção de força estável sem visão direta (por exemplo, durante a fase de agachamento ou arremesso) é crítica para o desempenho e segurança (SAWERS; ALLEN; TING, 2015).

O aumento da potência espectral na banda de 1–3 Hz após a ETCC é um dos achados mais informativos do ponto de vista mecânico. Esta faixa de frequência está associada a ajustes corretivos voluntários mediados por circuitos de *feedback* sensorial (SLIFKIN; NEWELL, 1999; VAILLANCOURT; NEWELL, 2003). O incremento de 87% na potência corretiva sugere que a ETCC aumentou o ganho da alça de controle por *feedback*, resultando em correções mais amplas e frequentes da trajetória de força. É importante notar que esse aumento da atividade oscilatória esteve associado a melhora da precisão (correlação negativa no grupo ETCC), indicando tratar-se de uma adaptação funcional e não de oscilação patológica. Resultados semelhantes foram observados em estudo recente do nosso laboratório (ALMEIDA et al., 2024), no qual a ETCC sobre a SMA combinada com exercício reduziu a coerência força-tremor na banda de 1–

4 Hz em pacientes com doença de Parkinson, sugerindo melhora do desacoplamento entre tremor patológico e produção intencional de força. Em conjunto, esses achados reforçam a hipótese de que a ETCC anódica sobre regiões sensorimotoras e pré-motoras mediais pode modular o ganho de processamento proprioceptivo, otimizando o controle motor fino.

Apesar das interações Grupo $\times$ Fase não terem alcançado significância estatística convencional (*undershoot*: $p = 0,170$; RMSE: $p = 0,411$; potência 1–3 Hz: $p = 0,831$), o padrão convergente dos resultados merece atenção. O grupo ETCC apresentou tamanhos de efeito intragrupo grandes (d entre 0,87 e 1,15), enquanto o grupo Sham mostrou efeitos pequenos (d entre 0,20 e 0,36). A análise de poder a priori indicou 82% de poder para detectar um efeito de interação médio ($f = 0,25$), mas a alta variabilidade interindividual observada no *undershoot* (DP de 3,4–5,7%) e o tamanho amostral modesto ($n = 12$ por grupo) provavelmente reduziram o poder para interações. Além disso, as análises de sensibilidade com ANCOVA mostraram que, após ajuste pelos valores basais, as diferenças entre grupos pós-estimulação não foram significativas para nenhum desfecho primário, indicando que as melhorias intragrupo, embora consistentes, não podem ser inequivocamente atribuídas à estimulação com o presente tamanho amostral. Essas observações estão alinhadas com a literatura que documenta a variabilidade significativa nas respostas à ETCC tanto em estudos com indivíduos saudáveis (WIETHOFF; HAMADA; ROTHWELL, 2014) quanto em populações clínicas (HORVATH; FORTE; CARTER, 2015).

A correlação negativa significativa dentro do grupo ETCC entre Δ Potência (1–3 Hz) e Δ *Undershoot* ($r = -0,59$; $p = 0,042$) fornece evidência em nível individual que apoia a hipótese mecanística, independentemente das comparações entre grupos. Essa correlação foi ausente no grupo Sham ($r = 0,48$; $p = 0,115$), sugerindo que a ETCC alterou especificamente a relação entre as oscilações corretivas e a precisão motora. Resultados semelhantes foram reportados por KAMII; KOJIMA; ONISHI (2022), que observaram correlação entre aumento da potência beta e melhora proprioceptiva após ETCC no córtex parietal posterior, e por CHEN; LUO; LAI (2024), que demonstraram que a ETCC anódica modifica a estrutura de sinergias musculares e a dinâmica de redes

cerebrais funcionais.

A escolha da montagem central esquerda (anodo 5 cm à esquerda de Cz, direção a C3; catodo sobre Fp2) foi baseada no papel central do córtex sensorimotor e pré motor esquerdo na produção de força bimanual e na correção online de erros (TANJI, 2001). A modelagem computacional com SimNIBS confirmou que esta montagem produz um campo elétrico difuso sobre o hemisfério esquerdo, abrangendo M1, áreas pré-motoras laterais e com potencial extensão à SMA (THIELSCHER; ANTUNES; SATURNINO, 2015). Este padrão de estimulação difusa é típico da ETCC convencional com eletrodos de esponja (35 cm²) e implica que não podemos atribuir os efeitos a uma única área cortical. No entanto, justamente por essa característica, a montagem pode ser vantajosa em contextos aplicados (esporte, reabilitação), pois modula uma rede cortical ampla envolvida no controle sensório motor.

Os achados do presente estudo complementam investigações anteriores com atletas. PEDREIRO et al. (2023) demonstraram que a ETCC anódica sobre o córtex pré frontal dorsolateral esquerdo melhorou a resistência de preensão manual em atletas de Jiu-Jitsu brasileiro, sem afetar a contração voluntária máxima. De forma análoga, nosso estudo mostrou melhora na precisão do controle de força sustentada sem alteração na capacidade de produção de força máxima. GROSPRÊTRE et al. (2021) observaram que a ETCC sobre o córtex motor primário melhorou o desempenho psicomotor e cognitivo em atletas de potência, com aumento da excitabilidade espinhal e supraspinal. Em conjunto, esses achados sugerem que a ETCC anódica pode otimizar aspectos de controle fino e resistência do desempenho motor, sem necessariamente modificar a força máxima, o que é particularmente relevante para esportes que exigem precisão e sustentação de força, como o levantamento de peso olímpico.

A ausência de efeito da ETCC sobre a coerência intermanual em todas as bandas de frequência indica que os mecanismos de coordenação bimanual permaneceram intactos. Este é um achado importante, pois demonstra que a estimulação não interferiu nos comandos neurais compartilhados que coordenam as duas mãos. A coerência foi mais elevada na banda de 0–1 Hz e não apresentou pico na frequência de tremor (7–12 Hz), consistente com a

geração periférica independente do tremor fisiológico. Resultados semelhantes foram relatados por NETO e CHRISTOU (2010), que observaram que a coerência entre membros é mais pronunciada em baixas frequências e reflete um drive neural comum. A preservação da coerência após ETCC sugere que a melhora na precisão individual de cada mão não ocorre às custas do acoplamento bimanual, o que é desejável em tarefas que exigem produção simétrica de força.

Reconhecemos várias limitações. Primeiro, o tamanho amostral ($n = 12$ por grupo) foi adequado para detectar efeitos intragrupo grandes, mas insuficiente para interações Grupo $\times$ Fase, especialmente diante da alta variabilidade interindividual. Estudos futuros devem empregar amostras maiores ($n = 25\text{--}30$ por grupo) para testar interações de forma robusta. Segundo, o delineamento de ensaio único (apenas um trial Pré e um Pós) impediu a avaliação da variabilidade intraindividual; a confiabilidade teste-reteste foi apenas moderada para o *undershoot* ($CCI = 0,59$) e baixa para a potência espectral ($CCI = 0,43$). Recomenda-se o uso de múltiplos trials para aumentar a precisão das medidas. Terceiro, o estudo não incluiu uma avaliação formal do cegamento após a sessão, e o experimentador que aplicou a estimulação não estava cego para a condição, o que pode ter introduzido viés de expectativa, embora os dados comportamentais tenham sido analisados inicialmente de forma cega. Quarto, a montagem de ETCC utilizada (eletrodos de esponja 35 cm²) produz um campo elétrico difuso, não permitindo atribuir os efeitos a uma área cortical específica. Estudos futuros com ETCC de alta definição (HD-tDCS) e modelagem individualizada poderão esclarecer a contribuição relativa de M1, córtex pré-motor lateral e SMA. Quinto, a amostra foi composta exclusivamente por atletas treinados, o que limita a generalização para populações não treinadas ou clínicas. Por fim, os efeitos de longo prazo e a dose-resposta ideal (intensidade, duração, número de sessões) não foram investigados.

6. CONCLUSÃO

A ETCC anódica sobre o córtex sensorimotor esquerdo (montagem Cz

deslocado-Fp2) produziu melhorias intragrupo grandes e consistentes no controle bimanual de força sob condições que exigem *feedback* proprioceptivo, com redução do *undershoot* ($d = -1,15$), melhora da precisão (RMSE, $d = -0,91$) e aumento das oscilações corretivas de 1–3 Hz ($d = 0,87$). Embora as interações Grupo $\times$ Fase não tenham atingido significância estatística com o presente tamanho amostral, o padrão convergente dos efeitos, ausente no grupo Sham, fornece evidência preliminar de um efeito específico da estimulação. As correlações individuais ($r = -0,59$ entre Δ potência 1–3 Hz e Δ *undershoot* no grupo ETCC) e o modelo computacional que demonstrou a suficiência do aumento do ganho proprioceptivo para reproduzir o padrão comportamental fortalecem a interpretação mecanística. A preservação da coerência intermanual indica que a coordenação bimanual não foi prejudicada. Esses achados têm implicações potenciais para o treinamento esportivo (especialmente em modalidades que exigem controle fino de força sem visão direta). Recomenda-se a replicação com amostras maiores, desenho com múltiplos trials, avaliação formal de cegamento.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANGIUS, L. et al. Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals. **Brain Stimulation**, v. 11, n. 1, p. 108–117, 2018.

BERNSTEIN, N. The co-ordination and regulation of movements. Oxford: **Pergamon Press**, 1967.

CARLSEN, A.N.; EAGLES, J.S.; MacKINNON, C.D. Transcranial direct current stimulation over the supplementary motor area modulates the preparatory activation level in the human motor system. **Behavioural Brain Research**, v. 279, p. 68–75, 2015.

CHEN, S.; LUO, Z.; LAI, J. Influence of Anodal tDCS on the Brain Functional Networks and Muscle Synergy of Hand Movements. **Journal of Integrative Neuroscience**, v. 23, n. 1, p. 22–22, 2024.

CONA, G.; SEMENZA, C. Supplementary motor area as key structure for

domain-general sequence processing: A unified account. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 72, p. 28–42, 2017.

de ALMEIDA, F.D. et al. Combining Transcranial Direct Current Stimulation with Exercise to Improve Mobility, Stability, and Tremor Management in 25 Individuals with Parkinson's Disease. **Neurology International**, v. 16, n. 5, p. 1223–1238, 2024.

de PEDREIRO, R.C.; BRIZZI, A.C.B.; PINTO NETO, O. Transcranial direct current stimulation (tDCS) improves handgrip performance in Brazilian Jiu-jitsu elite male athletes. **Ido Movement for Culture**, v. 23, n. 4, p. 36–45, 2023.

ENGEL, A. K.; FRIES, P.; SINGER, W. Dynamic predictions: oscillations and synchrony in top-down processing. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 2, n. 10, p. 704–716, 2001.

GANDIGA, P. C.; HUMMEL, F. C.; COHEN, L. G. Transcranial DC stimulation (tDCS): a tool for double-blind sham-controlled clinical studies in brain stimulation. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 4, p. 845–850, 2006.

GROSPRÊTRE, S. et al. Effect of transcranial direct current stimulation on the psychomotor, cognitive, and motor performances of power athletes. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, p. 9731, 2021.

HORVATH, J.C.; FORTE, J.D.; CARTER, O. Evidence that transcranial direct current stimulation (tDCS) generates little-to-no reliable neurophysiologic effect beyond MEP amplitude modulation in healthy human subjects: A systematic review. **Neuropsychologia**, v. 66, p. 213–236, 2015.

HUPFELD, K.E.; KETCHAM, C.J.; SCHNEIDER, H.D. Transcranial direct current stimulation (tDCS) to the supplementary motor area (SMA) influences performance on motor tasks. **Experimental Brain Research**, v. 235, n. 3, p. 851–859, 2017.

JAMEBOZORGI, A. et al. The Effects of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) and Biofeedback on Proprioception and Functional Balance in Athletes with ACL-deficiency. **Middle East Journal of Rehabilitation and Health Studies**, v. 10, n. 1, p.30-64, 2022.

KAMII, Y.; KOJIMA, S.; ONISHI, H. Transcranial direct current stimulation over

the posterior parietal cortex improves visuomotor performance and proprioception in the lower extremities. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 16, artigo 876083, 2022.

LATASH, M. L.; SCHOLZ, J. P.; SCHÖNER, G. Toward a New Theory of Motor Synergies. **Motor Control**, v. 11, n. 3, p. 276–308, 2007.

LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Biomechanics and motor control: defining central concepts. Elsevier/Academic Press, 2016.

LEVIN, M. F.; PISCITELLI, D. Motor Control: A Conceptual Framework for Rehabilitation. **Motor Control**, v. 26, n. 4, p. 497-517, 2022.

LIU, M.L. et al. Short periods of bipolar anodal TDCS induce no instantaneous dose-dependent increase in cerebral blood flow in the targeted human motor cortex. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 9221, 2022.

MARCHINI, A.; PEDROSO, W.; NETO, O.P. Mixed Modal Training to Help Older Adults Maintain Postural Balance. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 18, n. 3, p. 198–204, 2019.

MARCHINI, A. et al. Age-associated differences in motor output variability and coordination during the simultaneous dorsiflexion of both feet. **Somatosensory & Motor Research**, v. 34, n. 2, p. 96–101, 2017.

NACHEV, P.; KENNARD, C.; HUSAIN, M. Functional role of the supplementary and pre-supplementary motor areas. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 9, n. 11, p. 856–869, 2008.

NETO, O. P.; CHRISTOU, E. A. Increased voluntary drive is associated with changes in common oscillations from 13 to 60 Hz of interference but not rectified electromyography. **Muscle & Nerve**, v. 42, n. 3, p. 348–354, 2010.

NEWELL, K. M.; VAILLANCOURT, D. E. Dimensional change in motor learning. **Human Movement Science**, v. 20, n. 4-5, p. 695–715, 2001.

NITSCHKE, M.A.; PAULUS, W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. **Neurology**, v. 57, n. 10, p. 1899–1901, 2001.

NOMURA, T.; KIRIMOTO, H. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation

Over the Supplementary Motor Area Improves Anticipatory Postural Adjustments in Older Adults. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 12, p. 317, 2018.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, n. 1, p. 97–113, 1971.

REIS, J. et al. Noninvasive cortical stimulation enhances motor skill acquisition over multiple days through an effect on consolidation. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 106, n. 5, p. 1590–1595, 2009.

SANES, J.N.; DONOGHUE, J.P. Plasticity and primary motor cortex. **Annual Review of Neuroscience**, v. 23, n. 1, p. 393–415, 2000.

SAWERS, A.; ALLEN, J. L.; TING, L. H. Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. **Journal of Neurophysiology**, v. 114, n. 6, p. 3359–3373, 2015.

SLIFKIN, A.B.; NEWELL, K.M. Noise, information transmission, and force variability. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v. 25, n. 3, p. 837–851, 1999.

STAGG, C.J.; NITSCHKE, M.A. Physiological Basis of Transcranial Direct Current Stimulation. **The Neuroscientist**, v. 17, n. 1, p. 37–53, 2011.

TANJI, J. Sequential Organization of Multiple Movements: Involvement of Cortical Motor Areas. **Annual Review of Neuroscience**, v. 24, n. 1, p. 631–651, 2001.

TARDELLI, G. P. et al. Forearm and Hand Muscles Exhibit High Coactivation and Overlapping of Cortical Motor Representations. **Brain Topography**, v. 35, n. 3, p. 322–336, 2022.

THIELSCHER, A.; ANTUNES, A.; SATURNINO, G. B. Field modeling for transcranial magnetic stimulation: A useful tool to understand the physiological effects of TMS? In: **2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. Milan, Italy, 2015. p. 222–225.

TING, L. H.; MACPHERSON, J. M. A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 1, p. 609–613, 2005.

TSYTSAREV, V. et al. Vectorial principles of sensorimotor decoding. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 19, 2025.

VAILLANCOURT, D.E.; NEWELL, K.M. Aging and the time and frequency structure of force output variability. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 3, p. 903–912, 2003.

VOLLMANN, H. et al. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) over supplementary motor area (SMA) but not pre-SMA promotes short-term visuomotor learning. **Brain Stimulation**, v. 6, n. 2, p. 101–107, 2013.

WHITE, O. et al. The Role of Left Supplementary Motor Area in Grip Force Scaling. **PLoS ONE**, v. 8, n. 12, e83812, 2013.

WIETHOFF, S.; HAMADA, M.; ROTHWELL, J.C. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex. **Brain Stimulation**, v. 7, n. 3, p. 468–475, 2014.

ZARZYCKI, R. et al. Application of the 4-Element Movement System Model to Sports Physical Therapy Practice and Education. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 1, p. 18-26, 2022.