UNIVERSIDADE SALGADO DE OLIVEIRA

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física – PPGCAF

GEANNY ZANIRATE FLÔR

EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC) SOBRE A RESISTÊNCIA DE FORÇA ISOMÉTRICA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM HOMENS SAUDÁVEIS

Niterói

GEANNY ZANIRATE FLÔR

EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC) SOBRE A RESISTÊNCIA DE FORÇA ISOMÉTRICA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM HOMENS SAUDÁVEIS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física, doa Universidade Salgado de Oliveira, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Atividade Física. Área de Concentração: Aspectos Biodinâmicos e socioculturais das atividades físicas. Linha de Pesquisa: Aspectos fisiológicos e neuropsicológicos da prescrição do exercício físico na saúde e desempenho humano. Projeto de Pesquisa: Estimulação transcraniana por corrente contínua aplicada à saúde e ao desempenho físico.

Orientador: Prof. Dr. José Eduardo Lattari Rayol Prati

Coorientador: Prof. Dr. Gonzalo Márquez Sánchez

Niterói

2024

CIP - Catalogação na Publicação

Flôr, Geanny Zanirate.

F632 Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica do vasto lateral em homens saudáveis. / Geanny Zanirate Flôr. – Niterói, RJ, 2024.

xii, 13-75p.; il., color., gráfs., tabs.

[Numeração da publicação: [i] – xii-13-75p.

Referências: P. 56-61.

Apêndice(s): P. 62-68.

Anexo(s): P. 69-75.

Orientador: PhD. José Eduardo Lattari Rayol Prati.
Coorientador: PhD. Gonzalo Márquez Sánchez.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Atividade Física) - Universidade Salgado de Oliveira, 2024.

1. Estimulação cerebral não-invasiva – Atividade física – Homens. 2. Força isométrica. 3. Resistência – Estímulos – Atividade física - Homens. I. TÍTULO.

CDD 612.8

Elaborado pela Biblioteca Universo Niterói, com os dados fornecidos pelo (a) autor (a), sob a responsabilidade de Sirléia Rodrigues de Mattos - CRB-7/5230.

GEANNY ZANIRATE FLÔR

"EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC) SOBRE A RESISTÊNCIA DE FORÇA ISOMÉTRICA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM HOMENS SAUDÁVEIS."

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física da Universidade Salgado de Oliveira, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências da Atividade Física, aprovada no dia 04 de setembro de 2024 pela banca examinadora, composta pelos professores:

Prof. Dr. José Eduardo Lattari Rayol Prati
Professor do PPG em Ciências da Atividade Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO)

Prof. Dr. Gonzalo Márquez Sánchez
Professor da University Of A Coruña (UDC)

Prof. Dr. Humberto Lameira Miranda
Professor da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)

Prof. Dr. Wallace David Monteiro
Professor do PPG em Ciências da Atividade Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO)

AGRADECIMENTO

Antes de dar início a esta dissertação, gostaria agradecer formalmente a todos que contribuíram e me apoiaram, para que eu pudesse chegar até aqui. Em primeiro lugar, agradeço a minha mãe, Inez Zanirate, e ao meu irmão, Giancarlo Zanirate, por sempre estarem do meu lado, me dando suporte e apoio, e por embarcarem nesta jornada junto comigo desde o início. Gostaria de agradecer também a Universidade Salgado de Oliveira, pela bolsa concedida e por toda aprendizagem, suporte e bagagem acadêmica ao longo desses dois anos percorridos no mestrado.

Presto também meus agradecimentos ao Prof., Dr. José Eduardo Lattari Rayol Prati por sua atuação impecável como orientador, por ter acreditado em mim como aluna e por todo suporte, que contribuiu não só pela construção desta dissertação, mas também de experiência acadêmica, troca de conhecimentos e parceria. Agradeço aos membros da banca, Prof., Dr. Gonzalo Márquez Sanchez, Prof., Dr. Sérgio Eduardo de Carvalho Machado, Prof., Dr. Humberto Lameira Miranda, Prof., Dr. Walace David Monteiro, por toda contribuição para que este trabalho fosse em frente, pela presença e disponibilidade. Por último, mas não menos importante, agradeço aos meus alunos de iniciação científica, José Neto Nascimento e Rafael Rodrigues, por toda dedicação, pelo trabalho em conjunto e pelo suporte nos momentos de tribulações ocasionados durante a coleta de dados. Sem mais delongas, aqui ficam meus sinceros agradecimentos.

ZANIRATE, Geanny F. Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica do vasto lateral em homens saudáveis. Dissertação (Mestrado em Ciências da Atividade Física). Universidade Salgado de Oliveira, Niterói, 2024.

RESUMO

Introdução: Um posicionamento adequado do eletrodo anódico sobre o córtex motor dos membros inferiores, com intensidade e duração da corrente elétrica suficientes, poderiam gerar melhorias sobre a resistência de força isométrica com concomitante aumento na eletromiográfica de superfície (sEMG) dos músculos extensores do joelho. Contudo, essa hipótese ainda permanece sem maiores elucidações. **Objetivo:** Investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica (ETCC-a) sobre a resistência de força isométrica, além da atividade sEMG do vasto lateral em homens treinados em força muscular. **Métodos:** Foram recrutados 20 homens saudáveis e treinados em força com idades entre 18 e 35 anos. Os sujeitos compareceram ao laboratório de cineantropometria da Universidade Salgado de Oliveira por três ocasiões, com intervalos de uma semana entre elas. Na visita inicial, os sujeitos foram submetidos a uma anamnese específica, uma avaliação antropométrica, teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e familiarização com a tarefa de fadiga para os extensores do joelho direito no exercício *leg-press* horizontal. Nas visitas 2 e 3, de forma randomizada, os sujeitos foram submetidos as seguintes condições experimentais: ETCC-a e estimulação placebo (Sham). Imediatamente após as condições, os sujeitos realizaram os aquecimentos geral e específico, seguidos pela tarefa de fadiga. A tarefa de fadiga foi realizada através da extensão do joelho direito no exercício de *leg-press* horizontal, constituída de oito CIVMs, com cinco segundos de duração e cinco segundos de intervalo entre as contrações. Ao término da tarefa de fadiga, foi aplicado o questionário específico relacionado às sensações oriundas das condições experimentais da ETCC. Foram analisados o percentual de força referente a CIVM (% CIVM) e a atividade sEMG do músculo vasto lateral do quadríceps femoral. **Resultados:** Em relação ao % da CIVM, foi demonstrado apenas um efeito principal para as contrações ($F_{(2,869,\ 40,171)} = 17,010$; $p \leq 0,001$), indicando uma redução da força isométrica ao longo das contrações. Por outro lado, a atividade a atividade sEMG do músculo vasto lateral do quadríceps femoral não apresentou interação entre condições e contrações ($F_{(7,\ 98)} = 0,324$; $p = 0,94$), nenhum efeito principal para as condições ($F_{(1,\ 14)} = 1,861$; $p = 0,19$) e contrações ($F_{(3,243,\ 45,401)} = 1,702$; $p = 0,12$). **Conclusões:** Este estudo demonstrou que a estimulação transcraniana por corrente contínua anódica não promove aumento sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica de superfície do músculo vasto lateral em homens com experiência em treinamento de força.

Palavras-chave: Estimulação cerebral não-invasiva; Força isométrica; Resistência; EMG.

ZANIRATE, Geanny F. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on isometric strength endurance and electromyographic activity of the vastus lateralis in healthy men. Dissertation (Master's Degree in Physical Activity Sciences). Universidade Salgado de Oliveira, Niterói, 2024.

ABSTRACT

Introduction: Adequate positioning of the anodic electrode over the motor cortex of the lower limbs, with sufficient intensity and duration of the electrical current, could generate improvements in isometric strength endurance with a concomitant increase in surface electromyography (sEMG) of the knee extensor muscles. However, this hypothesis still remains unexplained. **Objective:** To investigate the effects of anodal transcranial direct current stimulation (a-tDCS) on isometric strength endurance, in addition to the sEMG activity of the vastus lateralis in men trained in muscular strength. **Methods**: Twenty healthy, strength-trained men aged between 18 and 35 years were recruited. The subjects attended the kinanthropometry laboratory of the Salgado de Oliveira University on three occasions, with one-week intervals between them. At the initial visit, the subjects underwent a specific anamnesis, an anthropometric assessment, a maximum voluntary isometric contraction (MVIC) test, and familiarization with the fatigue task for the right knee extensors in the horizontal leg-press exercise. On visits 2 and 3, the subjects were randomly submitted to the following experimental conditions: a-tDCS and placebo stimulation (Sham). Immediately after the conditions, the subjects performed general and specific warm-ups, followed by the fatigue task. The fatigue task was performed by extending the right knee in the horizontal leg-press exercise, consisting of eight MVICs, with a duration of five seconds and a five-second interval between contractions. At the end of the fatigue task, the specific questionnaire related to the sensations arising from the experimental conditions of tDCS was applied. The percentage of strength related to MVIC (% MVIC) and the sEMG activity of the vastus lateralis muscle of the quadriceps femoris were analyzed. **Results**: Regarding the % MVIC, only a main effect was demonstrated for the contractions ($F(2.869, 40.171) = 17.010$; $p \leq 0.001$), indicating a reduction in isometric strength throughout the contractions. On the other hand, the sEMG activity of the vastus lateralis muscle of the quadriceps femoris showed no interaction between conditions and contractions ($F(7, 98) = 0.324$; $p = 0.94$), no main effect for conditions ($F(1, 14) = 1.861$; $p = 0.19$) and contractions ($F(3.243, 45.401) = 1.702$; $p = 0.12$). **Conclusions**: This study demonstrated that anodal transcranial direct current stimulation does not promote an increase in isometric strength endurance and surface electromyographic activity of the vastus lateralis muscle in men with experience in strength training.

Keywords: Non-invasive brain stimulation; Isometric strength; Resistance; sEMG.

LISTA DE ABREVIATURAS

ETCC – Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua

ETCC-a - Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Anódica

ETCC-c - Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Catódica

ETCC-HD – Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua de Alta definição.

EMT – Estimulação Magnética Transcraniana

SHAM – Placebo

TE – Tamanho de efeito

TTE – Tempo até a Exaustão

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

sEMG – Eletromiografia de superfície

M1 – Córtex Motor Primário

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

PARQ - Questionário de Prontidão para Atividade Física

SNC – Sistema Nervoso Central

AVC – Acidente Vascular Cerebral

mA – Miliamperes

EEG - Eletroencefalografia

cm – Centímetros

cm^2 - Centímetros ao quadrado

VL – Vasto Lateral

RMS – *root mean square*

ms – Milisegundos

NaCl – Cloreto de sódio

ANOVA - Análise de variância

LISTA DE FIGURAS

PÁGINAS

Figura 1: Representação gráfica do desenho experimental 42
Figura 2: Posicionamento do eletrodo sEMG no Vasto Lateral..... 46
Figura 3: Montagem ETCC (A: anódico; R: referência) 47
Figura 4: Diferenças médias entre as contrações..... 49
Figura 5: Sensações relatadas nas sessões experimentais com ETCC-a 52
Figura 6: Sensações relatadas nas sessões experimentais com a condição Sham 52

LISTA DE TABELAS

PÁGINAS

Tabela 1: Efeitos agudos da ETCC-a na CIVM em membros inferiores. 29
Tabela 2: Efeitos agudos da ETCC-a na resistência muscular dos membros inferiores. 38
Tabela 3: Característica da amostra..... 48
Tabela 4: Média e desvios padrão para as condições ETCC-a e Sham, além contrações (1ª à 8ª contração) 50

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13
1.1Justificativa…….....……14
1.2 Objetivo Geral .....….....15
1.3 Objetivos Específicos .....…..…….....15
1.4 Hipótese 15
2 REVISÃO DE LITERATURA 17
2.1 Estimulação Transcraniana por Corrente contínua (ETCC) 17
2.2 Dispositivos utilizados 18
2.3 Montagem e distanciamento dos eletrodos 18
2.4 Tamanho dos eletrodos 19
2.5 Intensidade e duração da Corrente 20
2.6 Efeitos adversos e cuidados quanto ao uso da técnica 20
2.7 O uso da ETCC para o desempenho físico 21
2.8 Efeitos da ETCC na CIVM 24
2.8.1 Efeitos da ETCC na CIVM de membros inferiores 26
2.9 Efeitos da ETCC na resistência de força isométrica 32
2.9.1 Efeitos da ETCC na resistência de força isométrica de membros inferiores 34
2.9.10 Efeitos da ETCC na sEMG de membros inferiores.....39
3 MÉTODOS 41
3.1 Amostra 41
3.2 Desenho do estudo 42
3.3 Avaliação Antropométrica 43
3.4 CIVM 44
3.5 Familiarização com a tarefa de fadiga 45
3.6 Tarefa de Fadiga 45
3.7 sEMG 46
3.8 Aplicação da ETCC 47
3.9 Análises Estatísticas 48
4. RESULTADOS 49
4.1 % CIVM 49
4.2 % sEMG médio do Vasto Lateral 50
4.3 Sensações oriundas da Estumulação Transcraniana por Corrente Contínua Anódica 51
5. DISCUSSÃO 53

6. CONCLUSÃO 55
7. REFERÊNCIAS 56
8. APÊNDICES E ANEXOS 62
Apêndice I - Anamnese 62
Apêndice II- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) 63
Apêndice III - Questionário das Sensações relacionadas à Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Anódica 66
Apêndice IV - Produções durante o Programa de Pós Graduação em Ciências da Atividade Física 68
Anexo I - Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q) 69
Anexo II – Termo de autorização do Comitê de Ética 70
Anexo III – Termo de autorização para disponibilização de trabalhos científicos 74

1. INTRODUÇÃO

A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) consiste em uma técnica neuromodulatória não-invasiva que tem a função de transmitir uma corrente elétrica fraca através de eletrodos de superfície sobre o couro cabeludo (Nitsche *et al.*, 2000). Normalmente, a ETCC anódica (ETCC-a), cujo eletrodo ânodo é posicionado sobre a região cortical de interesse, aumenta a excitabilidade cortical da região estimulada (Cirillo *et al.*, 2017; Nitsche *et al.*, 2000). Essa técnica neuromodulatória não-invasiva tem sido amplamente utilizada como recurso ergogênico com intuito de promover aumento agudo da força muscular (Chinzara *et al.*, 2022), sendo que alguns estudos têm demonstrado que a ETCC-a pode aumentar a resistência de força isométrica em tarefas que utilizam baixos percentuais da contração isométrica voluntária máxima (% CIVM) (Alix-fages *et al.*, 2019; Lattari *et al.*, 2018; Cogiamanian *et al.,* 2007; Oki *et al.,* 2016; Williams *et al.,* 2013; Angius *et al*., 2016). Por sua vez, os procedimentos experimentais adotados durante a ETCC-a para induzir melhorias agudas sobre a resistência de força isométrica tem sido pouco explorados. A respeito disso, apenas um tempo de duração maior do que 10 minutos de ETCC-a demonstrou ser mais eficiente para o aumento da resistência isométrica em tarefas de força com baixos % CIVM (Alix-fages *et al.*, 2019, Cogiamanian *et al.,* 2007; Oki *et al.,* 2016; Williams *et al.,* 2013; Angius *et al*., 2016). Não obstante, são escassas as pesquisas que investigaram os mecanismos associados as possíveis melhorias agudas sobre a resistência de força isométrica após o uso da ETCC-a.

Diante do exposto, a literatura tem evidenciado que a ETCC-a é capaz de promover aumento na excitabilidade corticoespinal do córtex motor primário (M1) (Ghosh *et al.*, 2019), assim como alterações na atividade eletromiográfica de superfície (sEMG) dos músculos envolvidos no movimento (Kamali *et al.*, 2019; Lu *et al.*, 2021). A respeito disso, o M1 desempenha um papel crucial na ativação voluntária dos músculos envolvidos no movimento (Bhattacharjee *et al.*, 2021), afetando as estratégias de recrutamento e frequência de disparo das unidades motoras (Gandevia, 1998; 2001; Taylor *et al.*, 2016). Nesse cenário, parece plausível considerarmos que o aumento na excitabilidade corticoespinal de M1 induzido pela ETCC-a estaria associado com melhorias agudas sobre a resistência de força isométrica em tarefas fatigantes de CIVM, assim como as alterações ocorridas na sEMG dos músculos envolvidos na determinada tarefa. De forma indireta, essa hipótese é sustentada parcialmente pela teoria do componente central da fadiga neuromuscular (Gandevia, 2001). Esse componente central da fadiga neuromuscular, que se origina no sistema nervoso central (SNC), consiste em uma redução progressiva na ativação voluntária de músculo durante um determinado movimento (Taylor *et al.*, 2016). Contudo, os efeitos da ETCC-a sobre a resistência de força isométrica em

tarefas fatigantes de CIVM e atividade sEMG dos músculos envolvidos permanece pouco elucidada na literatura (Giboin *et al.*, 2018).

Para o nosso maior conhecimento, apenas a pesquisa conduzida por Giboin *et al.,* (2018) investigaram os efeitos da ETCC-a sobre a atividade sEMG em uma tarefa fatigante de extensão do joelho. Essa tarefa fatigante consistiu em 35 CIVM para os extensores de joelho, com cinco segundos de duração e cinco segundos de intervalo entre as contrações. Os resultados demonstraram que na condição ETCC-a ocorreram maiores declínios de força durante a tarefa fatigante de CIVM comparado a condição placebo (Sham). Além disso, esses achados foram acompanhados por reduções na atividade sEMG do músculo vasto lateral na condição ETCC-a (Giboin *et al*., 2018). Contudo, essa pesquisa apresentou uma importante limitação quanto ao procedimento de ETCC adotado para estimular M1 dos membros inferiores, no que diz respeito a montagem utilizada (Giboin *et al.,* 2018). Nesse contexto, um eletrodo de 35 cm^2 foi posicionado sobre o "ponto quente" (i.e., nomenclatura utilizada na EMT para localização do ponto específico do membro), onde a EMT encontrou maior ativação do músculo Vasto Lateral (VL), e o eletrodo catódico (35cm^2) foi posicionado na região supraorbital ipsilateral ao membro dominante (Giboin *et al.*, 2018). Dito isso, é possível que essa inadequação metodológica quanto ao posicionamento do eletrodo anódico justifique os resultados nulos encontrados na pesquisa supracitada.

Dado ao exposto, a montagem dos eletrodos de ETCC cujo objetivo é aumentar a excitabilidade corticoespinal dos músculos de membros inferiores e, consequentemente, as respostas de força e atividade sEMG, consiste em um grande desafio. Como a área de M1 dos membros inferiores apresentam uma localização mais profunda e uma orientação mais vertical em relação ao couro cabeludo do que M1 da mão (Jeffery *et al.,* 2007), uma melhor adequação metodológica quanto ao posicionamento do eletrodo anódico, com intensidade e duração da corrente elétrica suficientes poderiam gerar melhorias sobre a força muscular com concomitante aumento na ativação sEMG dos músculos extensores do joelho.

1.1 JUSTIFICATIVA

Diversas pesquisas têm demonstrado o efeito benéfico da ETCC-a sobre diferentes manifestações da força muscular (Alix-fages *et al.*, 2019; Lattari *et al.*, 2018; Lattari *et al.,* 2020; Tanaka *et al.,* 2009). Por sua vez, os benefícios da ETCC-a sobre a força de membros inferiores tem sido inconsistente, com algumas pesquisas demonstrando resultados positivos (Angius *et al*., 2016; Kamali *et al.*, 2019; Lu *et al.*, 2021; Vargas *et al.*, 2018) e outras encontrando resultados nulos (Giboin *et al.*, 2018; Flood *et al.,* 2017; Wrightson *et al.,* 2020;

Savoury *et al*., 2023). Além dessas inconsistências quanto as respostas da força muscular, os mecanismos que explicam esses achados são escassos. Para o nosso maior conhecimento, apenas três pesquisas exploraram os efeitos da ETCC-a sobre mecanismos neuromusculares associados com o desempenho de força em exercícios de membros (Giboin *et al*., 2018; Kamali *et al.*, 2019; Lu *et al.*, 2021). Contudo, esses estudos apresentaram limitações metodológicas importantes no que concerne ao posicionamento do eletrodo anódico sobre M1 de membros inferiores (Giboin *et al*., 2018; Kamali *et al.*, 2019; Lu *et al.*, 2021). Um aumento na excitabilidade cortical foi encontrado no estudo de Mandhavan *et al*., (2010), em que os eletrodos utilizados foram menores (8cm²) e os mesmos foram posicionados verticalmente ao ponto Cz, contralateral ao membro dominante. Com isso, adotou-se esta montagem visando uma resposta positiva na resistência de força isométrica, em decorrência de um possível aumento na excitabilidade cortical no M1. Assim, esse projeto de pesquisa visa contribuir com a melhor elucidação dos efeitos da ETCC-a em uma tarefa fatigante para os extensores de joelho, assim como um possível mecanismo associado com o desempenho de força, a atividade sEMG. Além disto, visa contribuir também com as lacunas referente aos protocolos de aplicação e montagem de eletrodo, visando uma padronização nos protocolos afim de uma melhor resposta e otimização da ETCC-a.

1.2 OBJETIVO GERAL

- Investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica (ETCC-a) sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica de superfície (sEMG) no músculo vasto lateral, em homens com experiência em treinamento de força.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar as condições ETCC-a e Sham nas medidas de percentual da CIVM em uma tarefa de força isométrica fatigante para os extensores de joelho no exercício de *leg-press* horizontal em homens com experiência em treinamento de força;
- Comparar as condições ETCC-a e Sham na atividade sEMG do músculo vasto lateral em uma tarefa de força isométrica fatigante para os extensores de joelho no exercício de *leg-press* horizontal em homens com experiência em treinamento de força.

1.4 HIPÓTESE

Hipotetizou-se que durante a tarefa de força isométrica fatigante, os sujeitos consigam

atingir maiores % CIVMs e atividade sEMG do músculo vasto lateral na condição ETCC-a comparada a Sham.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC)

Há muitos anos, o homem vem estudando e tentando aprimorar a função cerebral humana, com intuito de tratar patologias existentes e compreender de forma mais abrangente a neurofisiologia (Sanches *et al*, 2017). Inicialmente, entendendo que o Sistema Nervoso Central (SNC) mantém seu funcionamento devido a milhões de neurônios que se comunicam através de impulsos químicos e elétricos (Llinás, 1988), passou-se a investigar os processos cerebrais, através de estimulações elétricas inicialmente realizadas com peixes torpedos (Kellaway, 1946). Posteriormente foram adotadas técnicas de estimulação elétrica aplicadas na cabeça humana (Zaghi *et al.,* 2010). A princípio a estimulação elétrica era aplicada a fim de tratar diversas doenças mentais, como histeria e depressão (Gilman, 2008). Mais tarde seus efeitos sobre questões motoras começaram a ser analisados em pacientes com disfunções motoras causadas por Acidente Vascular Cerebral (AVC), Parkinson e outras (Nitsche *et al.,* 2011). Recentemente, a ETCC vem sendo investigada como recurso ergogênico voltado para melhoria do desempenho físico em indivíduos saudáveis (Lattari *et al.*, 2018). Dito isto, acredita-se que a mesma pode modificar a atividade e disparos elétricos dos neurônios, causando alterações cerebrais imediatas ou com efeitos mais duradouros (Zzhao *et al.,* 2017). Dessa forma, entende-se que a ETCC atue principalmente na modulação do potencial da membrana neuronal, alterando sua excitabilidade (Woods *et al.*, 2016). Essas alterações de excitabilidade cerebrais, podem ocorrer para aumentar a excitabilidade cortical ou inibir a atividade cerebral, denominadas anódica e catódica, respectivamente (Zzhao *et al.,* 2017).

A Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (ETCC) é uma técnica de neuromodulação não invasiva, que consiste em aplicar estímulos elétricos de baixa intensidade (entre 0.2 e 1mA) através de eletrodos na superfície do crânio (Nitsche *et al.,* 2000). Em geral, durante a estimulação anódica, o estímulo elétrico fornecido ao eletrodo anódico (ETCC-a) pode provocar alterações no potencial da membrana dos neurônios, causando a despolarização dos mesmos, isto é, aumento na excitabilidade neuronal. Ao contrário disto, a estimulação catódica (ETCC-c) tem efeito inibitório, causado pela hiperpolarização da membrana neuronal (Herreira Melendez *et al.,* 2020). Além dessas formas de estimulação, atualmente utiliza-se a condição controlada por placebo, denominada sham. Nesta condição, o estímulo realizado é muito inferior ao estímulo com ETCC real, impedindo que haja alterações significativas no potencial de repouso da membrana. O tempo de estimulação sham pode variar, sendo que alguns estudos têm sugerido entre 30 e 60 segundos de estímulo até o desligamento da corrente elétrica efetiva (Gandiga *et al*., 2006; Russo, *et al.,* 2013).

2.2. Dispositivos utilizados

A ETCC é realizada por dispositivos que atuam por meio de bateria, possibilitando uma corrente de estimulação baseada em miliamperes (mA), e em alguns deles a bateria pode ser carregada. Dispositivos controlados por voltagem não são opções seguras, pois caso apresentem irregularidades no funcionamento, podem gerar correntes elétricas mais fortes e de forma inesperada (Da silva *et al.,* 2011). Alguns dispositivos certificados e utilizados atualmente são produzidos pelas empresas Brainstim, Magstim, Neuroconn, Neuroelectrics, Newronika, Soterix Medical e Microestim Genius. Alguns detalhes podem diferir os dispositivos, como por exemplo tamanho, peso, números de canais, programações, entre outros. Em relação às funções básicas, todos devem apresentar homogeneidade quanto aos recursos, sendo eles: programações para protocolos de cegamento, nível de intensidade de estimulação em mA, número de eletrodos e outros (Woods *et al.,* 2016).

A ETCC ocorre por meio da condução da corrente elétrica, através de cabos ligados entre o dispositivo e os eletrodos, por determinado período de tempo. Em geral, os eletrodos são compostos de uma borracha condutora ou placa de metal e uma esponja umedecida com solução salínica para impedir contato direto com a pele, aumentando dessa forma a tolerância ao protocolo, e reduzindo os riscos de lesões ou irritações na pele (Truong *et al*, 2018). Eletrodos de silicone com gel condutor, também são opções viáveis para ETCC (Da silva *et al.,* 2011)

2.3. Montagem e distanciamento dos eletrodos

A configuração dos eletrodos, em relação a posição, arranjos e potencial, é chamado de montagem, e variadas formas de montagens podem diferenciar os resultados obtidos na estimulação, uma vez que o estímulo em cada área do cérebro apresenta um fim distinto. Dentre as opções de montagem, encontra-se a bicefálica, onde os eletrodos anódico e catódico são posicionados na região da cabeça (posição cefálica), a montagem ETCC monocefálica, em que o eletrodo ativo é posicionado na cabeça enquanto o eletrodo de referência se posiciona em outra área do corpo (região extracefálica). Além disso, ainda existe a montagem ETCC não cefálica, onde os eletrodos ativo e de referência se posicionam na região da cabeça, porém o de referência se localiza em regiões não corticais (Zzhao *et al.,* 2017). Para fixação desses eletrodos na área cortical desejada, deve-se utilizar faixas elásticas, ou cujo material não interfira na condução da corrente, a fim de manter os eletrodos imobilizados durante a estimulação (Da silva *et al.,* 2011).

Uma mudança no posicionamento do eletrodo durante a estimulação pode acarretar uma distribuição de campo elétrico em áreas do cérebro indesejadas. Segundo Woods *et al.,* (2015), 5% de alteração na posição inicial do eletrodo pode mudar em até 1,5cm de distanciamento numa cabeça humana média, podendo alterar significativamente a região de estimulação desejada. Dessa forma, sugere-se que pequenas mudanças no posicionamento do eletrodo, tanto relacionado ao desvio durante a sessão quanto às variadas formas de montagem dos eletrodos, podem influenciar causando alterações na condução na corrente elétrica nas áreas corticais desejadas (Woods *et al.,* 2015). Para a realização do posicionamento dos eletrodos, em geral utiliza-se o Sistema da Eletroencefalografia com distâncias entre os eletrodos que variam entre 10 e 20% (EEG 10/20) (Da silva *et al.,* 2011). Para a identificação das áreas corticais, o sistema EEG 10-20 utiliza como base questões anatômicas, como distanciamento entre o ponto násion e ínion (glabela e protuberância occipital externa) e pontos pré-auriculares. A partir disto, levando em consideração a variabilidade de tamanho da cabeça humana, as áreas são demarcadas entre 10 ou 20% de distância entre esses pontos (Herwig *et al.,* 2003).

De modo geral, a montagem dos eletrodos é determinante para que as regiões pretendidas sejam alcançadas na estimulação. O eletrodo posicionado sobre o F3 e F4 por exemplo, é utilizada com intuito de estimular o cortéx pre-frontal dorsolateral, esperando respostas positivas na área cognitiva relacionada a essa região, como por exemplo a tomada de decisões (Indahlastari *et al.,* 2019). Por outro lado, para alcançar a região do cortéx motor primário (M1) os eletrodos devem ser posicionados sob os pontos C3 e C4, a fim de atingir funções motoras (Alam, 2016).

2.4. Tamanho dos eletrodos

O tamanho do eletrodo pode variar, entre 25 cm^2 e 100 cm^2 (5cm x 5cm; 5cm x 7cm; 8cm x 8cm; 10cm x 10cm), ainda existindo uma espécie de eletrodo chamado de HD-tDCS, cujo tamanho é <12mm de diâmetro, utilizado para aplicações mais específicas (Da silva *et al.* 2011). No entanto, na ETCC geralmente são utilizados eletrodos, de certa forma, grandes (>25cm^2) (Alam, 2016). Contudo, eletrodos muito grandes apresentam menor densidade elétrica e são menos focais, levando estímulos em outras áreas do córtex (Nitsche *et al*., 2007).

A escolha do tamanho e forma do eletrodo são determinantes para densidade e distribuição da corrente no cérebro através do couro cabeludo, dessa forma deve ser escolhidos eletrodos de tamanho ideal para evitar lesões na pele, uma vez que a distribuição e densidade da corrente não são uniformes. A escolha de um eletrodo de 35cm^2 com amplitude de 1mA, é capaz de gerar uma densidade de corrente de 0,03mA/cm^2, sendo que, aproximadamente metade

desse valor chega de fato ao cérebro. Dessa forma, para uma estimulação anódica mais focal, o tamanho do eletrodo anódico em conjunto com a amplitude da corrente, podem ser reduzidos enquanto o eletrodo catódico pode ser aumentado a fim de diminuir a estimulação sobre o mesmo (Solomons, 2020).

2.5. Intensidade e duração da corrente

A intensidade da corrente elétrica nas sessões pode variar (entre 1-2 mA), gerando estímulos anódicos e/ou catódicos através de eletrodos com fase inicial ("rampa de subida"), de 30 segundos, e fase final ("rampa de descida"), também de 30 segundos (Zzhao *et al.,* 2017).

Essa estimulação pode ter efeitos prolongados uma vez que aplicadas durante uma quantidade de tempo suficiente, entre 10 e 30 minutos (Nitsche *et al.,* 2000). O tempo de estimulação influencia diretamente no efeito mais duradouro após a ETCC, enquanto a ETCC aplicada durante 5 a 7 minutos mostrou que o efeito se prolongou por aproximadamente 5 minutos, a mesma aplicada por 9 e 13 minutos, resultou em 30 e 90 minutos de efeito prolongados, respectivamente (Nitsche *et al.,* 2001).

No estudo de Vignaud *et al.,* (2018), foram analisadas estimulações de intensidade de 1mA e 2mA com duração de 20 e 30 minutos, e os dados sugeriram que a duração tanto na intensidade 1mA ou 2Ma não influenciou na inibição ou excitabilidade cortical, entendendo-se assim que maiores amplitudes não trouxeram melhores resultados (Vignaud *et al.,* 2018). Outro estudo analisando duração da corrente, concluiu que maiores durações de corrente não trouxeram melhores resultados, e de certa forma a partir de certo tempo seus efeitos foram revertidos (Hassanzahraee *et al*., 2020).

2.6. Efeitos adversos e cuidados quanto ao uso da técnica

A ETCC ganhou força e usabilidade nos últimos anos, em virtude de seu fácil manuseio, baixos efeitos colaterais e baixo custo, quando comparados com outras técnicas de neuromodulação (Herreira Melendez *et al.,* 2020). Com isso, a ETCC possivelmente pode ser empregado em cunho doméstico, uma vez que não foram encontrados efeitos adversos graves, como induções de ataques epiléticos, por exemplo (Nitcher *et al.,*2011). A ETCC parece ser segura e bem suportada, porém os efeitos sobre estimulações mais extensas ainda são obscuros e escassos (Nitcher *et al.,* 2011).

Embora efeitos graves não sejam comuns, existem efeitos colaterais leves que surgem com mais frequência, como por exemplo coceira e formigamento na região de aplicação da

ETCC e dores de cabeça. Esses colaterais podem ser provenientes da densidade da corrente, e de certa forma podem comprometer o protocolo de cegamento (Nitcher *et al.,* 2011).

Em estudo de Kortteenniemi *et al.,* (2017) o principal efeito foi vermelhidão na pele, observados pelo examinador e relatados pelos participantes do estudo. Foi notado que indivíduos com mais idade tiveram vermelhidão mais acentuada. Outros efeitos como cansaço, mudança de humor e sensações sob os eletrodos não tiveram diferença entre os grupos de estimulação ativa e placebo.

No estudo de Zappasodi *et al.,* (2018), relataram que indivíduos saudáveis suportaram bem 5 sessões de ETCC aplicadas em 25 horas, sem efeitos colaterais graves e sem danos ao tecido cerebral. Os relatos dos participantes do estudo incluíram efeitos colaterais classificados como leves, sendo eles: sensação de formigamento ou queimação no local onde foi posicionado o eletrodo durante a estimulação; leve vermelhidão no couro cabeludo, sem necessidade de intervenção médica; gosto metálico na boca.

Em estudos de revisão de Antal *et al.,* (2017) e Matsumoto *et al.,* (2017), não foram encontrados efeitos adversos graves relacionados com aplicação da ETCC. Reações mais comuns foram sintomas transitórios como: dor leve, fadiga, insônia, coceira, queimação no local onde foi posicionado o eletrodo, formigamento e vermelhidão na pele. É ideal que a pele esteja livre de irritações, cortes ou lesões. O local de posicionamento do eletrodo deve ser limpo, no intuito de remover qualquer resíduo de sujeira, produtos capilares, entre outras substâncias. O cabelo do indivíduo pode atrapalhar a condução, portanto pode ser necessário afastar o cabelo e o uso de gel condutor (Da silva *et al.,* 2011).

2.7. O uso da ETCC para o desempenho físico

A ETCC tem sido aplicada para diversos fins, desde melhorias em diversas doenças mentais (Allenby *et al*., 2018; Dondé *et al.,* 2018), processo de reabilitação motora (Klomjai *et al.,* 2018; Ayache *et al.,* 2012), assim como recurso ergogênico destinado ao aumento no desempenho físico (Lattari *et al.*, 2018; Angius *et al.,* 2018). Em relação ao desempenho físico, o uso da ETCC tem demonstrado resultados promissores quanto ao aumento no desempenho aeróbio (Kaushalya *et al.,* 2022), anaeróbio (Sasada *et al.,* 2017) e de força muscular (Machado *et al*., 2019).

Para o desempenho aeróbio, um estudo de Park *et al.,* (2019), analisou o efeito da ETCC no desempenho da corrida. Dez homens treinados receberam 20 minutos de ETCC-a sobre M1, com intensidade 1,98mA e sham. Imediatamente após as condições experimentais, os indivíduos realizaram o teste de corrida a 80% do consumo máximo de oxigênio (VO_2máx),

onde o tempo até a exaustão (TTE) foi utilizado como medida de desempenho relacionado a corrida. Os resultados encontrados sugeriram que os indivíduos que receberam estímulo com ETCC-a permaneceram no teste por mais tempo (cerca de 3 minutos) do que a condição sham. Esses achados sugerem que os estímulos com ETCC-a pode aumentar a resistência à fadiga em tarefas abertas de exercício aeróbio. De acordo com os autores, esse fato pode ser explicado em função de um possível efeito analgésico induzidos pelo estímulo com ETCC-a.

No estudo de Vitor Costa *et al.,* (2015), o efeito da ETCC no desempenho aeróbio foi analisado através de uma tarefa de ciclismo, onde 11 homens fisicamente ativos, deviam realizar o teste a 80% da potência de pico no máximo tempo possível. O estímulo da ETCC foi aplicado sobre M1, com intensidade de 2mA e 13 minutos de duração. Nesse experimento, foram utilizadas as condições ETCC-a, ETCC-c e sham. Os resultados encontrados indicaram um efeito significativo nos indivíduos que receberam ETCC-a, onde se mantiveram por mais tempo na tarefa (48 segundos) em relação aos que receberam intervenção com ETCC-c. Quanto à condição sham, essa diferença foi de 84 segundos a mais para os participantes estimulados por ETCC-a. Os autores justificam esse resultado pelo possível aumento da excitabilidade cortical induzida pela ETCC-a em M1, além de um possível aumento da facilitação intracortical.

Em um estudo de Mesquita *et al*., (2019), foram analisados atletas de taekwondo visando analisar o desempenho aeróbio. Nesse estudo foram realizadas as seguintes condições experimentais: ETCC-a e sham. O protocolo utilizado para estimulação teve duração de 15 minutos, intensidade 1,5 mA e aplicados bi-hemisfericamente sobre o M1. Em seguida os participantes foram submetidos ao teste específico para praticantes de taekwondo (TET), que consiste em realizar chutes por repetidas vezes em um determinado período de tempo. Para avaliação do componente aeróbio foi utilizado o número de chutes na tarefa TET além do tempo até a exaustão (TTE). Em ambas as condições, não foram encontradas diferenças significativas entre as condições no que concerne ao TTE (≈ 15 minutos em ambas as condições) e em relação ao número de chutes (média de 48 chutes para sham e média de 49 chutes para ETCC-a). Os autores atribuíram esse resultado nulo possivelmente à dificuldade de controle e padronização dos chutes. Outro ponto relatado pelos autores, é o alto nível de treinamento dos atletas, alegando um possível efeito de teto no desempenho.

Não obstante, a ETCC-a tem beneficiado diferentes manifestações da força muscular, como a potência (Lattari *et al.,* 2020), a força máxima (Tanaka *et al.,* 2009) e a resistência de força (Lattari *et al.,* 2018). Nesse sentido, segue abaixo a descrição de alguns desses estudos que tem demonstrado esses efeitos promissores da ETCC sobre a força muscular.

Em relação a potência muscular, Lattari *et al.,* (2020) investigaram o efeito da ETCC-a, ETCC-c e sham sobre o salto contra movimento em 10 homens treinados em força. O tempo de estimulação foi de 20 minutos, com intensidade de 2mA, aplicados sobre M1 de membros inferiores. Os participantes da pesquisa, foram submetidos à um protocolo de salto contramovimento com 3 tentativas de atingir o máximo desempenho, tendo intervalo de recuperação de 1 minuto entre os testes, e realizados antes e após as condições experimentais de ETCC. Os achados demonstraram melhorias em diferentes indicadores de desempenho no salto contramovimento apenas após a ETCC-a, em relação ao momento pré-estimulação. No que concerne à potência muscular e altura do salto, foram observadas diferenças de aproximadamente 237W e 4cm, respectivamente. Os autores justificam esse resultado promissor, pelo possível aumento da excitabilidade cortical.

Para avaliar o efeito da ETCC-a sobre a aptidão física de 17 indivíduos saudáveis e fisicamente ativos, Codella *et al.,* (2021) aplicaram 2mA de ETCC-a por 20 minutos sobre M1, antes da realização do teste no salto vertical. Os resultados indicaram que a potência do salto vertical melhorou em 5% nos indivíduos que receberam ETCC-a, em comparação com os indivíduos que receberam a condição sham. Os autores explicam esse resultado pela possível ação da ETCC-a na redução de neurotransmissores inibitórios, causando consequentemente uma melhora na excitabilidade cortical, e melhorando consequentemente o desempenho no salto.

Mesquita *et al.,* (2019) também investigaram os efeitos da ETCC sobre o desempenho no salto contra movimento em atletas de taekwondo. Foram utilizadas a ETCC-a e sham, que seguiram os seguintes protocolos: eletrodos anódicos aplicados bi-hemisfericamente sobre o M1 de membros inferiores, intensidade 1,5 mA e duração de 15 minutos. Ambas as condições não apresentaram melhorias sobre o desempenho no salto contramovimento (i.e., altura) em dois momentos, imediatamente após e uma hora após as condições experimentais. Ainda vale ressaltar que uma hora após o término das estimulações, houve uma pequena redução na altura dos saltos em ambas as condições (≈ 1mm para ETCC-a e 4mm para sham), porém, sem significâncias estatísticas. Segundo os autores, os resultados nulos podem ser explicados pelo nível de treinamento dos atletas utilizados. Nesse sentido, atletas altamente treinados podem ter menores chances de melhoria no desempenho, uma vez que indivíduos mais treinados possuem uma maior eficiência neural, ou seja, apresentam menor ativação cortical para realizar movimentos simples.

O estudo de Montenegro *et al.,* (2015) analisou a influência da ETCC em um teste de força máxima dos músculos extensores de joelho, em 14 indivíduos saudáveis. Os indivíduos

foram submetidos a 20 minutos de ETCC-a com intensidade de 2mA sobre M1, antes da realização do teste. Para condição sham, foi utilizado a mesma montagem e corrente sobre o M1, porém a corrente foi desligada após 30 segundos. Através do teste isocinético de força máxima, envolvendo apenas a ação concêntrica dos extensores de joelho, não foi observado diferença significativa no pico de torque entre as condições de ETCC-a e sham (≈ 2500J na condição ETCC-a e ≈ 2400J na condição sham). Os autores especulam que estimulações em grupos musculares menores podem ter mais sucesso que em grupos musculares maiores, possivelmente pela maior demanda para atingir grupos musculares maiores. Outro ponto abordado pelos autores é que a estimulação com ETCC-a seria mais eficaz em indivíduos com ativação cortical reduzida (pacientes com AVC), em comparação com indivíduos saudáveis. Além disso, o autor ainda aborda que possivelmente, a ETCC-a seria mais eficaz em atividades submáximas do que atividades máximas.

2.8. Efeitos da ETCC na CIVM

Sobre o uso da ETCC para melhora do desempenho relacionado a CIVM, os resultados ainda são conflitantes, apresentando resultados positivos (Frazer *et al.,* 2016) e nulos (Kan *et al*., 2013). Na meta-análise de Alix-Fages *et al.,* (2019), foram analisados 13 estudos relacionados a CIVM e a análise dos dados indicou um tamanho de efeito pequeno em relação aos efeitos da ETCC-a na CIVM (TE = 0,19). Outro estudo investigando os efeitos de uma única dose de ETCC-a na força muscular (Lattari *et al.*, 2018), encontrou dados promissores em relação ao tema. Foram incluídos e analisados 14 estudos para essa meta-análise. Nos resultados dessa meta-análise, os autores encontraram diferença significativa entre as condições ETCC-a e sham relacionado a aumento da CIVM, no entanto, novamente com um tamanho de efeito pequeno (TE = 0,29). Diante desses achados meta-analíticos, parece que a ETCC-a tem efeitos pequenos sobre a CIVM. Nesse sentido, os parágrafos posteriores procuraram descrever a abordar os resultados individuais dos estudos. Em parte, isso pode ajudar a compreender melhor os efeitos da ETCC-a sobre a CIVM, pois as diferenças metodológicas entre os estudos podem contribuir para os achados descritos acima.

Frazer *et al.,* (2016) investigou o efeito da ETCC-a na CIVM dos músculos flexores do punho direito de 14 adultos inativos fisicamente. Foram aplicados estímulos de ETCC-a sobre o M1 por 20 minutos e intensidade de 2mA, sendo o teste de CIVM realizado antes e após a estimulação. Os resultados encontrados indicaram que a ETCC-a melhorou em 8% a força isométrica dos flexores do punho, sendo que a condição sham demonstrou um aumento de apenas 3%. Nesse sentido, a ETCC-a se mostrou uma ferramenta eficaz na melhora do

desempenho relacionado a CIVM. Os autores comentaram que esse resultado pode ser explicado pelo aumento da ativação cortical voluntária, induzindo consequentemente um aumento no impulso neural de M1, resultando em aumento da força muscular para os músculos flexores de punho analisados neste estudo.

Kan *et al.,* (2013) investigaram os efeitos da ETCC sobre a CIVM em uma tarefa de flexão de cotovelo em 15 homens saudáveis. A ETCC-a foi aplicada sobre M1, com duração de 10 minutos e intensidade de 2mA. Já a CIVM para os flexores de cotovelo foi realizada antes e após as condições experimentais (ETCC-a x sham). Os resultados demonstraram cerca de 6% de redução na CIVM após a condição ETCC-a, porém não foram encontradas diferenças significativas entre as condições ETCC-a e sham. O autor atribui o resultado à um possível efeito de teto, onde a intervenção pode não ser eficiente no aumento da função muscular se ela já for máxima.

No estudo de Hazime *et al.,* (2017), foi analisado os efeitos da ETCC sobre a CIVM nos rotadores internos e externos do ombro, no membro dominante, em atletas 8 atletas de handebol feminino. Os testes de CIVM foram realizados antes, durante (13 minutos após o início), 30 minutos após e 60 minutos após o término da aplicação da ETCC-a sobre o M1, com intensidade de 2mA por 20 minutos. Os autores encontraram resultado positivo e progressivo, em relação ao aumento da CIVM nos rotadores do ombro nas atletas que receberam ETCC-a, em comparação com a CIVM coletada antes da estimulação. Em adição, não foram encontrados efeitos significativos na condição sham. Na rotação externa, esse aumento progressivo foi evidenciado da seguinte forma: 10,2% durante a estimulação, 18,6% após 30 minutos e 19,3% após 60 minutos. Quanto à rotação interna, o efeito progressivo foi de 5,6%, 11,1% e 15,1% para os momentos durante, 30 minutos após e 60 minutos após, respectivamente. Segundo os autores, uma explicação plausível para esses resultados é a possibilidade de um aumento na excitabilidade no córtex causada pela ETCC-a, gerando alterações no recrutamento de unidades motoras e consequentemente aumento da força isométrica.

Por outro lado, Oki *et al*., (2019) analisou o efeito da ETCC-a sobre a CIVM de flexores do cotovelo em adultos idosos. A ETCC-a foi aplicada sobre M1 direito, com duração de 20 minutos e intensidade de 1,5mA. Já as CIVM foram realizadas antes e após as condições experimentais (ETCC-a x sham). Os dados encontrados não indicaram efeito significativo para as sessões de ETCC-a e sham, indicando que a estimulação com ETCC-a não alterou os níveis de força muscular desses idosos (ETCC-a = 26,9 N/m; Sham 27,6 N/m). Os autores justificam esse achado, por um possível efeito de teto na capacidade de ativação voluntária em indivíduos mais velhos.

2.8.1. Efeitos da ETCC na CIVM de membros inferiores

Pode-se observar nos parágrafos acima a descrição de estudos que abordaram os efeitos da ETCC sobre a CIVM apenas em músculos dos membros superiores. No geral, parece haver um aumento na CIVM, o que tem sido explicado por um aumento na excitabilidade cortical (Codella *et al.,* 2021; Hazime *et al.,* 2017; Lattari *et al.,* 2020; Vitor Costa *et al.,* 2015). Não obstante, quando aplicada sobre o córtex motor visando os músculos dos membros inferiores, a ETCC-a também apresenta inconsistências sobre os achados relacionados a CIVM, sendo observados melhorias (Jeffery *et al.*, 2007; Vargas *et al*., 2018) e resultados nulos (Angius *et al.,* 2018; Washabaugh *et al.,* 2016). Novamente existe o pressuposto teórico de que o uso da ETCC-a resultaria no aumento da excitabilidade cortical dos membros inferiores (Madhavana *et al*., 2010)., o que impactaria de forma positiva sobre a CIVM. Dado ao exposto, os parágrafos a seguir, tiveram como propósitos descrever os efeitos da ETCC-a sobre a excitabilidade cortical e, principalmente, sobre a CIVM de membros inferiores, pois constitui objeto de estudo da presente pesquisa.

Para avaliar o efeito da ETCC sobre a excitabilidade cortical em áreas relacionadas aos membros inferiores, os autores Jeffery *et al.*, (2007) utilizaram ETCC-a sobre o córtex motor, por 10 minutos e intensidade de 2mA, em oito indivíduos voluntários, visando atingir o músculo tibial anterior. Sete dos indivíduos receberam ETCC-a sobre o córtex motor esquerdo visando a estimulação do membro dominante, direito. Em um dos participantes, a estimulação foi aplicada no córtex motor direito, visando o membro esquerdo. A posição exata do eletrodo anódico (35cm²) foi determinada como o ponto em que houve maior resposta no músculo tibial anterior, obtido através de EMT, estando aproximadamente 1cm posterior e 1cm lateral ao vértice. Enquanto isso, o eletrodo catódico (35cm²) foi posicionado na região supraorbital, ipsilateral ao tibial anterior do membro dominante. O potencial evocado motor foi analisado através de EMT antes da estimulação com ETCC e além disso aos 10, 30 e 60 minutos após a estimulação. Primeiramente, o potencial evocado motor foi registrado em repouso, e logo após, registrado enquanto os indivíduos realizavam uma contração submáxima referente à 10% da CIVM. Tanto durante o repouso quanto à 10% da CIVM, a ETCC-a demonstrou aumento na excitabilidade cortical (59% e 35%, respectivamente). Os autores explicam esse aumento da atividade cortical pode ser em virtude da supressão das vias inibitórias corticais. Apesar dos achados promissores no que concerne a excitabilidade cortical, esse estudo não investigou questões relacionadas ao aumento da CIVM de membros inferiores, limitando uma compreensão mais ampla da temática da devida dissertação.

Vargas *et al.,* (2018), analisaram o uso da ETCC sobre a CIVM dos extensores de joelho em 20 mulheres jogadoras de futebol. A ETCC-a foi aplicada no M1, com 20 minutos de duração e intensidade de 2mA, além da condição sham, a qual foi utilizada a mesma montagem, porém a corrente foi desligada após 30 segundos de estímulo. Para efeito de detalhes que concerne a seguinte dissertação, os eletrodos utilizados foram de tamanho 5x7cm, onde o anôdo foi posicionado sobre C3 ou C4 (contralateral do membro dominante), e o cátodo foi posicionado na região supraorbital ipsilateral do membro dominante. Para a avaliação da CIVM, foram realizadas 5 contrações máximas com intervalo de 1 minuto entre as contrações, e para isso, foi utilizado como instrumento de mensuração o dinamômetro manual, posicionado na tíbia. Os testes de CIVM foram realizados em 4 momentos diferentes, sendo eles: antes da estimulação, durante a estimulação, 30 minutos após a estimulação e 60 minutos após a estimulação. Os dados obtidos indicaram um aumento significativo na CIVM durante ETCC-a (5,2%), 30 minutos após (6,3%) e 60 minutos após (9,4%), quando comparadas com os dados de CIVM obtidos antes da estimulação. Em relação à condição sham, foram observados 2,2%, -2,2% e 1,1% para os momentos: durante a estimulação, 30 minutos após e 60 minutos após, respectivamente. Os resultados da ETCC-a, quando comparadas com a condição sham, ainda mostraram valores mais elevados de CIVM nos momentos avaliados, sendo eles: durante a estimulação (7,9%), 30 minutos após (12,8%) e 60 minutos após (12,4%), respectivamente. Para elucidar os resultados encontrados, os autores comentam que o local e o tipo de estimulação são fundamentais para resultados positivos. Uma explicação plausível para esse resultado, seria a disseminação da corrente para outras áreas do córtex, podendo atingir o M1 de membros inferiores, devido ao tamanho de eletrodo utilizado (Nitsche *et al*., 2007).

Washabaugh *et al.,* (2016), avaliou o uso da ETCC-a para aumento da força isométrica nos extensores de joelho direito em 22 indivíduos saudáveis. A ETCC-a foi administrada por 12 minutos sobre o M1 de membros inferiores, com intensidade de 2mA. O posicionamento do eletrodo anódico (5x7cm) foi determinado com base no uso da EMT, que identificou o local em que foi evocado o maior torque na contração de extensão de joelho. Já o eletrodo catódico (5x7cm), foi posicionado na região supraorbital direita. Após a aplicação, os indivíduos realizaram as contrações de 5 em 5 minutos, até completar o tempo de 25 minutos de protocolo, somando um total de 6 contrações máximas, com duração de aproximadamente 4 segundos. Os resultados não indicaram diferença significativa entre as condições ETCC-a e sham, ao invés disso, os autores encontraram uma redução gradual no torque dos músculos extensores de joelho na condição ETCC-a quando comparada a condição sham. Os autores relataram que, tanto a população como a metodologia, foram fatores determinantes para os resultados encontrados.

Quanto à amostra utilizada, os autores alegaram ser mais difícil encontrar um efeito positivo da ETCC-a em jovens saudáveis, uma vez que os mesmos não possuem déficits na ativação neural. Quanto à metodologia, os autores comentam que a montagem e intensidade adotadas podem ter influenciado em um resultado nulo, uma vez que a escolha do protocolo de estimulação é de extrema importância para que haja um resultado eficaz, considerando os objetivos prévios da estimulação e as individualidades dos participantes.

Angius *et al.,* (2018) usaram a ETCC para investigar possíveis melhorias na CIVM nos extensores de joelho, em 12 participantes fisicamente ativos. A estimulação com ETCC-a teve duração de 10 minutos com a corrente em 2mA, sobre o M1 bilateralmente (C3 e C4). Para essa estimulação foram utilizados dois eletrodos ânodos (7x5cm) sobre o córtex motor (bilateral), e dois eletrodos catódicos (5x5cm) posicionados nos ombros. A condição sham também foi administrada nesse estudo, seguindo a mesma montagem, porém com a corrente desligada após 30 segundos de estímulo. Os resultados encontrados não indicaram efeito significativo entre as condições para aumento da CIVM. Os autores atribuem que uma possível propagação da corrente para outras áreas do cérebro impediria uma estimulação mais eficaz na área de interesse, onde possivelmente não surtiria os efeitos esperados de aumento da CIVM de membros inferiores.

Em função dos achados supracitados, parece que os efeitos da ETCC-a sobre a CIVM dos membros inferiores são inconclusivos. Enquanto alguns estudos sugerem um aumento significativo na CIVM dos músculos dos membros inferiores durante ou após a aplicação da ETCC-a (Vargas *et al*., 2018), outras pesquisas não encontram diferenças (Angius *et al.,* 2018) ou até mesmo observam uma redução no desempenho muscular (Washabaugh *et al.,* 2016). Essas inconsistências nos resultados podem ser atribuídas a uma variedade de fatores, incluindo a precisão do posicionamento dos eletrodos no local de interesse, a duração e intensidade da corrente, além das características individuais dos participantes. Dessa forma, embora existam evidências promissoras de que a ETCC-a pode influenciar positivamente a CIVM dos membros inferiores, são necessárias mais pesquisas para elucidar completamente os mecanismos envolvidos e determinar os protocolos ideais para obter resultados consistentes e confiáveis. Segue abaixo uma tabela uma descrição detalhada de estudos que investigaram CIVM em membros inferiores (Tabela 1).

Tabela 1- Efeitos agudos da ETCC-a na CIVM em membros inferiores.

Referência	Eletrodos anódicos e de referência; Tamanho do eletrodo (cm $^{2)}$; Intensidade de corrente (mA); Duração (min)		Tarefa	Principais desfechos (CIVM em N, Nm e N/kg)
	ETCC-a	Sham		
Tanaka *et al.*, (2009)	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 10 minutos.	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais	CIVM da força de pinça dos dedos	ETCC-a = 31,2 ± 8,9 N Sham = 29,5 ± 7,5 N ETCC-a > Sham
Angius *et al.*, (2016)	A: M1 (12cm²) / R: CPFDLD Direito (12cm²); 2mA; 20 minutos.	A: M1 (12cm²) / R: CPFDLD Direito (12cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 243,5 ± 48,7 Nm Sham = 234 ± 29,8 Nm ETCC-a ≠ Sham
Angius *et al.*, (2016)	A: M1 (12cm²) / R: Ombro (12cm²); 2mA; 20 minutos.	A: M1 (12cm²) / R: Ombro (12cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 250,7 ± 59,7 Nm Sham = 234 ± 29,8 Nm ETCC-a ≠ Sham
Flood *et al.*, (2017)	A: C3/C4 (1cm²) / R: Cz, F3/F4, T7/T8 e P3/P4 (1cm²); 2mA; 20 minutos.	A: C3/C4 (1cm²) / R: Cz, F3/F4, T7/T8 e P3/P4 (1cm²); 2mA; 20 minutos; 10 segundos iniciais e 10 segundos finais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 236,3 ± 66,5 Nm Sham = 239,6 ± 67,5 Nm ETCC-a ≠ Sham
Giboin *et al.*, (2018)	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 10 minutos.	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 10 minutos; 30 iniciais e 30 finais	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 92,6 ± 6 N Sham = 96,4 ± 4 N ETCC-a ≠ Sham
Wrightson *et al.*, (2020)	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Ombro (35cm²); 1mA; 10 minutos.	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Ombro (35cm²); 1mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 534 ± 175 N Sham = 534 ± 164 N ETCC-a ≠ Sham

Wrightson *et al.*, (2020)	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos.	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 539 ± 148 N Sham = 534 ± 164 N ETCC-a ≠ Sham
Xiao *et al.*, (2020)	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos; 30 segundos iniciais.	CIVM da força flexora do MPJ	ETCC-a = 1,64 ± 0,38 N/kg Sham = 1,57 ± 0,49 N/kg ETCC-a ≠ Sham
Xiao *et al.*, (2020)	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM da força flexora de todos os cinco dedos	ETCC-a = 2,80 ± 0,63 N/kg Sham = 2,74 ± 0,56 N/kg ETCC-a ≠ Sham
Xiao *et al.*, (2020)	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM da força flexora do primeiro dedo do pé	ETCC-a = 1,61 ± 0,67 N/kg Sham = 1,43 ± 0,49 N/kg ETCC-a ≠ Sham
Xiao *et al.*, (2020)	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (1cm²) / R: C3, C4, Fz e Pz (1cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM da força flexora dos outros quatro dedos	ETCC-a = 1,30 ± 0,39 N/kg Sham = 1,24 ± 0,44 N/kg ETCC-a ≠ Sham
Lu *et al.*, (2021)	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	Perna direita: ETCC-a = 2.285,7 ± ? N Sham = 2.185,7 ± ? N ETCC-a ≠ Sham
Lu *et al.*, (2021)	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	Perna esquerda: ETCC-a = 2.214,3 ± ? N Sham = 1.942,9 ± ? N ETCC-a ≠ Sham

Lu *et al.*, (2021)	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM dos flexores do joelho	Perna direita ETCC-a = 1.000 ± ? N Sham = 914,3 ± ? N ETCC-a ≠ Sham
Lu *et al.*, (2021)	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.	A: Cz (28cm²) / R: C5 e C6 (28cm²); 2mA; 20 minutos.; 30 segundos iniciais.	CIVM dos flexores do joelho	Perna esquerda ETCC-a = 985,7 ± ? N Sham = 885,7 ± ? N ETCC-a ≠ Sham
Savoury *et al.*, (2023)	A: M1 esquerdo (25cm²) / R: Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos.	A: M1 esquerdo (25cm²) / R: Ombro (35cm²); 2mA; 10minutos; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 449,4 ± 143,3 N Sham = 437,2 ± 134,6 N ETCC-a ≠ Sham
Angius *et al.*, (2018)	A: M1 (C3 e C4) (35cm²) / R: Ombros (25cm²); 2mA; 10 minutos.	A: M1 (C3 e C4) (35cm²) / R: Ombros (25cm²); 2mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais.	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 214,9 ± 56,4 Nm Sham = 204,6 ± 60,9 Nm ETCC-a ≠ Sham
Washabaugh *et al.*, (2016)	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 12 minutos.	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 12 minutos; ?	CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a = 166,7 ± 71,1 Nm Sham = 168,6± 76,4 Nm ETCC-a ≠ sham
Washabaugh *et al.*, (2016)	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 12 minutos.	A: Ponto quente obtido por EMT (M1) (35cm²) / R: Supraorbital (35cm²); 2mA; 12 minutos; ?	CIVM dos flexores do joelho	ETCC-a = 77,7 ± 16,7 Nm Sham = 76,0 ± 19,3 Nm ETCC-a ≠ sham

Legenda: CIVM, contração isométrica voluntária máxima; A, eletrodo anódico; R, eletrodo de referência; ETCC-a, estimulação transcraniana por corrente contínua anódica; Sham, condição placebo; EMT, estimulação magnética transcraniana; M1, córtex motor primário; MPJ, metatarsofalângica; N, Newton; N.m, Newton-metro; N/kg, Newton por quilograma; mA, miliamperes; cm², centímetros quadrados; p, significância estatística; ≠ sem diferença; ?, não reportado.

2.9. Efeitos da ETCC na resistência de força isométrica

A resistência de força isométrica também tem sido amplamente investigada após a utilização da ETCC (Cogiamanian *et al.,* 2007; Oki *et al*., 2016; Williams *et al.,* 2013; Radel *et al.,* 2017; Angius *et al.,* 2016; Giboin *et al*., 2018; Flood *et al.,* 2017; Kamali *et al*., 2019) Todavia, os membros superiores foram mais investigados (Cogiamanian *et al.,* 2007; Oki *et al*., 2016; Williams *et al.,* 2013; Radel *et al.,* 2017) quando comparado aos membros inferiores (Angius *et al.,* 2016; Giboin *et al*., 2018).

No estudo de Cogiamanian *et al.,* (2007) foram avaliados 24 indivíduos saudáveis também para realização da tarefa submáxima de flexão do cotovelo. Os indivíduos foram submetidos ao estímulo com ETCC-a e ETCC-c por 10 minutos em intensidade de 1,5mA, além da condição sham. A tarefa foi realizada antes e após as estimulações, e consistia no tempo máximo que os indivíduos conseguiam manter a contração isométrica dos flexores do cotovelo à 35% da CIVM, além da avaliação da CIVM de flexores de cotovelo. Os achados dos autores indicaram que ETCC anódica pode melhorar o tempo de resistência, indicando melhora na resistência muscular e redução na fadiga muscular. Indivíduos que receberam ETCC-a reduziram menos o TTE (15%) no segundo momento, em comparação com a condição ETCC-c e sham. Os autores ainda acrescentaram que esse resultado pode estar relacionado à diferentes mecanismos, como a capacidade de aumentar a excitabilidade no córtex motor, além de atuação nas áreas pré-motoras, redução da dor muscular ligada à fadiga e/ou aumento da motivação.

Oki *et al*., (2016), analisaram a ação da ETCC-a no prolongamento do TTE numa tarefa submáxima de flexão de cotovelo em 13 adultos idosos. Os indivíduos foram submetidos a 1,5mA de ETCC-a sobre córtex motor, por 20 minutos no máximo, com eletrodos de 35cm², sendo o ânodo localizado no ponto onde a EMT localizou maior resposta do músculo bíceps braquial, e o cátodo foi posicionado na região supraorbital ipsilateral. Os mesmos também foram submetidos à condição sham, com a mesma montagem, somente diferenciando no tempo de estimulação (30 segundos na condição sham). Durante a estimulação, os participantes deveriam realizar o teste de flexão de cotovelo à 20% da CIVM, até a falha. Foi observado um aumento de aproximadamente 15% no TTE nos indivíduos que receberam ETCC-a, o que pode ser sido causado pelo aumento da excitabilidade cortical, além da possível redução na percepção do esforço durante a tarefa.

Corroborando com os achados anteriores, Williams *et al.,* (2013) também encontraram resultados positivos quando analisaram o efeito da ETCC-a em uma TTE de flexores de cotovelo (20% da CIVM). No estudo em questão, 18 voluntários saudáveis foram submetidos a 20 minutos de ETCC-a sobre o córtex motor direito, com intensidade de 1,5mA. Os eletrodos

utilizados foram de 35cm², onde o ânodo foi posicionado no córtex motor direito (localizado com EMT, onde houve maior resposta do músculo bíceps braquial), por sua vez, o eletrodo catódico foi posicionado na região supraorbital esquerda. Os indivíduos deviam realizar a tarefa de fadiga durante o tempo de estimulação (20 minutos), sendo que 10 desses indivíduos prolongaram a atividade até depois que a estimulação foi interrompida. Desses 10 sujeitos, o TTE foi 31% maior nos indivíduos que receberam ETCC-a do que os que receberam condição sham. Esses resultados demonstraram achados interessantes no que concerne a responsividade dos sujeitos. Nesse caso, para os sujeitos que foram responsivos a ETCC-a, os autores sugeriram que a melhoria sobre o tempo de exaustão possivelmente está relacionada ao aumento da excitabilidade cortical e aumento do recrutamento das unidades motoras.

Para investigar os efeitos da ETCC-a no TTE em uma tarefa isométrica submáxima (35% da CIVM) nos músculos flexores de cotovelo, Radel *et al.,* (2017) utilizaram uma corrente de 2mA sobre o córtex motor, com eletrodos de alta definição (ETCC-HD). A ETCC-HD sobre o córtex motor, foi posicionada com o eletrodo ânodo no ponto C2, e os 4 cátodos foram posicionados à 3,5cm ao redor do ânodo. A corrente foi iniciada 10 minutos antes da realização da tarefa, e seguiu ativa até o término da mesma (ou máximo de 20 minutos de estimulação). Os indivíduos também foram submetidos a condição sham. Os autores comentam que ETCC-a sobre o córtex motor não foi capaz de melhorar a resistência nessa tarefa submáxima de flexores de cotovelo, não mostrando melhoras significativas. Os autores justificam esse resultado pela dificuldade de atingir o tecido cerebral, tendo em vista a grande distância do couro cabeludo até crânio, o que pode ter interferido na propagação da corrente, além da recente utilização de ETCC-HD.

Dessa forma, pode-se concluir que os estudos analisados oferecem informações importantes sobre os efeitos da ETCC-a na resistência de força isométrica, no que diz respeito às tarefas envolvendo os membros superiores. A maioria dos estudos destacou resultados promissores, sugerindo que a ETCC anódica pode melhorar o tempo de resistência e reduzir a fadiga muscular durante tarefas submáximas de flexão do cotovelo. Entretanto, alguns estudos tiveram resultados inconsistentes. Por exemplo, alguns estudos, como os de Cogiamanian *et al.,* (2007), Oki *et al.,* (2016) e Williams *et al.,* (2013), sugerem que a ETCC anódica pode melhorar a resistência muscular durante esforços submáximos nos membros superiores, o que pode ser atribuído ao aumento da excitabilidade cortical, possíveis efeitos na percepção do esforço durante a tarefa e ao aumento do recrutamento das unidades motoras. No entanto, no estudo de Radel *et al.,* (2017), não encontraram melhorias significativas na resistência muscular após a aplicação da ETCC. Isso destaca os desafios metodológicos associados à propagação efetiva da

corrente até o tecido cerebral, especialmente com a utilização de tecnologias mais avançadas, como a ETCC de alta definição.

2.9.1. Efeitos da ETCC na resistência de força isométrica de membros inferiores

A resistência de força isométrica é uma variável de assunto central desta revisão. Desta forma, a resistência de força isométrica também tem sido amplamente investigada após a utilização da ETCC (Cogiamanian *et al.,* 2007; Oki *et al*., 2016; Williams *et al.,* 2013; Radel *et al.,* 2017; Angius *et al.,* 2016; Giboin *et al*., 2018; Flood *et al.,* 2017; Kamali *et al*., 2019). Todavia, os membros superiores tem sido mais investigados (Cogiamanian *et al.,* 2007; Oki *et al*., 2016; Williams *et al.,* 2013; Radel *et al.,* 2017) quando comparados aos membros inferiores (Angius *et al.,* 2016; Giboin *et al*., 2018, Flood *et al.,* 2017; Wrightson *et al.,* 2020; Savoury *et al*., 2023).

Angius *et al.,* (2016) investigaram o uso da ETCC-a sobre o córtex motor em um teste de exaustão (20% CIVM) nos músculos extensores de joelho em 9 homens ativos. Os indivíduos foram submetidos à uma corrente de 2mA por 20 minutos, e os mesmos foram randomizados nos seguintes grupos: Controle, Sham, Montagem cefálica e Montagem extracefálica. O grupo controle não recebeu nenhuma estimulação, enquanto no grupo Sham os indivíduos receberam a estimulação apenas nos 30 segundos iniciais da estimulação, caracterizando com o grupo placebo. Já nas montagens cefálica e extracefálica, existiu a diferença de posicionamento do eletrodo de referência, onde na montagem cefálica o mesmo ficou localizado no córtex pré-frontal dorsolateral direito, enquanto na montagem extracefálica o eletrodo de referência ficou posicionado no ombro. Os resultados demonstraram que a ETCC-a, numa montagem extracefálica (219±136s), foi mais eficaz no TTE quando comparadas com as condições sham (173±114s), controle (187±121s) e montagem cefálica (191±124s). Os autores argumentaram que o maior TTE observado na ETCC-a extracefálica foi devido ao aumento na percepção do esforço, que nesse caso, estaria relacionada ao aumento do atividade pré-motora, agindo como mecanismo compensador no declínio da força.

Giboin *et al.*, (2018) investigaram os efeitos agudos da ETCC em uma tarefa de fadiga de extensão de joelhos com 14 homens saudáveis. Os indivíduos realizaram, de forma randomizada, a tarefa de fadiga durante a estimulação com ETCC, e também 10 minutos após a sessão com ETCC. Quanto ao posicionamento dos eletrodos, foi utilizado EMT para melhor localização das respostas no músculo vasto lateral. O eletrodo anódico foi posicionado sobre o ponto em que a EMT encontrou maior resposta do músculo VL, e o eletrodo catódico foi posicionado na região supraorbital contralateral ao eletrodo anódico, e ambos tinham

dimensões de 5x7cm. A corrente elétrica foi estabelecida em 2mA, durante 10 minutos, tendo 30 segundos de rampa inicial e final. Além disto, a estimulação sham também foi realizada com os participantes do estudo. Já a tarefa de fadiga consistiu em 35 contrações máximas de 5 segundos, com intervalo entre as contrações também de 5 segundos. Os resultados obtidos indicam que ETCC-a foi prejudicial na produção de força, tanto na tarefa durante a estimulação quanto após a estimulação. Além dos autores não encontrarem efeito significativo na CIVM, ainda encontraram um efeito deletério na força durante tarefa de fadiga, encontrando resultados que indicaram redução na força quando a tarefa foi realizada durante a estimulação e também quando foi aplicada 10 minutos após a estimulação. Sendo assim, os dados indicaram uma redução na CIVM na tarefa de fadiga, quando comparada com a condição sham. Os autores especularam que ETCC-a pode ter gerado um aumento da fadiga neuromuscular, o que impactou em um comando motor descendente ineficaz. Além disso, o desconforto causado pela aplicação da ETCC-a também pode ter influenciado na concentração dos indivíduos para a realização da tarefa, possivelmente causando impactos na motivação do participante para realização da contração máxima, ainda que utilizado o incentivo verbal tenha sido utilizado.

Com intuito de investigar sobre a resistência muscular de membros inferiores, Flood *et al*., (2017), não encontraram melhorias na resistência muscular após estimulação com ETCC-a. Foram analisados 12 homens saudáveis e treinados, com idade de 18 à 40 anos. Os indivíduos receberam 20 minutos de estimulação de alta definição (ETCC-HD), com intensidade de 2mA e também receberam a sessão sham. Quanto ao posicionamento dos eletrodos para a estimulação, a montagem utilizada foi em anel 4x1, onde o eletrodo anódico foi posicionado contralateral ao membro dominante (C3 ou C4), e os eletrodos de referência posicionados em volta do ânodo, nas seguintes posições: Cz, F3/F4, T7/T8 e P3/P4. Para a análise da resistência muscular, os indivíduos foram submetidos antes e depois da estimulação, à tarefa isométrica de extensores de joelho da perna não dominante, onde deveriam realizar o máximo de contrações submáximas possíveis (30% da CIVM). Os testes ocorreram antes e após a aplicação da estimulação com ETCC-HD. No entanto, os resultados encontrados sugeriram que embora houvesse uma modulação da dor durante o exercício, isto não resultou em melhorias na resistência muscular. Os autores acrescentam que não houveram resultados positivos com a utilização de ETCC-HD em outros estudos, talvez justificando o resultado nulo. Embora seja uma estimulação mais focal, o local de estimulação parece não ter sido eficaz, dando apoio a base metodológica deste estudo, a qual sugere uma montagem convencional com o eletrodo anódico na área representativa de membros inferiores (Madhavana *et al*., 2010).

Wrightson *et al.,* (2020), utilizaram 10 minutos de estimulação com ETCC-a em duas intensidades diferentes (1 ou 2mA) para investigar o desempenho de 20 indivíduos saudáveis numa tarefa de fadiga de extensão de joelho. Os indivíduos foram randomizados aleatoriamente entre as condições de 1mA, 2mA ou condição Sham, e em seguida deveriam realizar a tarefa de fadiga utilizando apenas 20% da CIVM. Quanto à montagem dos eletrodos para a estimulação com ETCC-a, os autores utilizaram estimulação magnética transcraniana para encontrar o ponto em que houvesse maior ativação do músculo Vasto Lateral para a localização do eletrodo ativo, em contrapartida, o eletrodo de referência ficou localizado no ombro. Ambos tiveram dimensões de 35cm². Nos dados obtidos nessas sessões experimentais, os autores não encontraram aumento na resistência de força isométrica, tanto na estimulação com 1mA quanto 2 mA, indicando que ETCC-a não foi eficaz como recurso para melhorar a resistência de força isométrica, numa tarefa de fadiga com baixos percentuais da CIVM. Sobre os resultados encontrados, os autores comentam que o estudo contribui para uma compreensão mais abrangente sobre o tema, pois segundos os mesmos, os efeitos ergogênicos da ETCC-a parecem ser altamente variáveis, uma vez que existe uma interindividualidade das respostas fisiológicas e psicológicas dos indivíduos participantes da pesquisa. Isto significa que cada indivíduo pode responder ao estímulo de uma maneira diferente, o que pode acabar dificultando a análise dos resultados.

Para investigar os efeitos da ETCC-a em uma tarefa máxima de extensão de joelho, Savoury *et al*., (2023) utilizaram 10 minutos de estimulação sobre o M1, com intensidade de 2mA, em 16 indivíduos fisicamente ativos. Os indivíduos deveriam realizar uma tarefa de fadiga com 12 CIVM (5 segundos de duração), tendo intervalo de 10 segundos entre as contrações. Os eletrodos foram posicionados sobre o M1 (eletrodo anódico) e no ombro (referência), tendo dimensões de 5x5cm e 5x7cm, respectivamente. Os dados encontraram uma redução de 12,1% na força, entre a 1ª e a 12ª contração, entretanto não houve efeito significativo em relação a fadiga muscular. Para elucidar esses resultados, os autores comentam que a variabilidade de protocolos metodológicos existentes e a interindividualidade entre os sujeitos podem ser responsáveis pelos resultados encontrados. Outro ponto abordado pelos autores, é que as perdas significativas de força observadas com ETCC-a contralateral e ipsilateral podem ser explicadas por uma redução na potenciação pós-ativação gerada pelo aquecimento. Esse aquecimento, que normalmente aumenta a força, faz isso por meio da fosforilação das cadeias leves da miosina e pelo aumento da temperatura muscular. Embora os indivíduos tenham passado pelo aquecimento e logo em seguida iniciaram a realização do teste de CIVM, os indivíduos fizeram um período de 10 minutos de inatividade após a estimulação elétrica,

podendo ser uma explicação plausível para esse efeito deletério na força dos indivíduos.

Sobre os efeitos da ETCC-a no desempenho da resistência de força isométrica, especialmente em membros inferiores, os dados encontrados na literatura apresentam resultados frequentemente contraditórios. Embora alguns estudos, como o de Angius *et al*., (2016), indiquem benefícios da ETCC em uma montagem específica, muitos outros, como os de Giboin *et al.,* (2018), Flood *et al.,* (2017), Wrightson *et al.,* (2020) e Savoury *et al*., (2023) mostram que a ETCC-a pode ter efeitos prejudiciais ou nulos na resistência de força isométrica. Essas discrepâncias podem ser atribuídas a diferentes fatores, incluindo a variabilidade nos protocolos de estimulação, a localização dos eletrodos, a intensidade da corrente e a duração da estimulação. Além disso, a inter-individualidade das respostas fisiológicas e psicológicas dos participantes sugere que a ETCC-a pode não ter um resultado igualmente eficiente a diferentes indivíduos. Portanto, embora a ETCC tenha potencial como ferramenta para melhorias no desempenho muscular, sua eficácia parece ser extremamente dependente de condições específicas de aplicação e das características individuais dos participantes. Mais pesquisas são necessárias para padronizar os protocolos de ETCC-a e entender melhor os mecanismos responsáveis pelas suas diferentes respostas, com o objetivo de otimizar seu uso no contexto do desempenho, ligado a resistência de força isométrica. Uma descrição detalhada dos estudos que investigaram o efeito da ETCC-a na resistência de força isométrica em membros inferiores, pode ser observada na tabela a seguir (tabela 2).

Tabela 2- Efeitos agudos da ETCC-a na resistência de força isométrica dos membros inferiores.

Referência	Eletrodos anódicos e de referência (A/R); Tamanho do eletrodo (cm $^{2)}$; Intensidade de corrente (mA); Duração (minutos)		Tarefa	Principais resultados
	ETCC-a	Sham		
Angius *et al.*, (2016)	**A:** M1 (12 cm²) / **R:** DLPFC (12 cm²); 2mA; 20 minutos.	**A:** M1 (12 cm²) / **R:** DLPFC (12 cm²); 2mA; 20 minutos; 30 segundos iniciais.	TTF a 20% CIVM de extensão do joelho	ETCC-a = 191 ± 124 s; Sham = 173 ± 114 s; ETCC-a ≠ Sham
Angius *et al.*, (2016)	**A:** M1 (12 cm²) / **R:** Ombro (12 cm²); 2mA; 20 minutos.	**A:** M1 (12 cm²) / **R:** Ombro (12 cm²); 2mA; 20 minutos; 30 segundos iniciais	TTF a 20% CIVM de extensão do joelho	a-ETCC = 219 ± 136 s; Sham = 173 ± 114 s; ETCC-a > Sham
Giboin *et al.*, (2018)	**A**: Ponto quente obtido por EMT (35cm²); **R**: Supraorbital (35cm²); 2mA; 10 minutos.	**A**: Ponto quente obtido por EMT (35cm²); **R:** Supraorbital (35cm²); 2mA; 10 minutos; 30 iniciais e 30 finais.	35 x 5 s CIVM dos extensores do joelho	↓ %CIVM em ETCC-a em comparação com a condição Sham
Flood *et al.*, (2017)	**A:** C3/C4 (1cm²) / **R:** Cz, F3/F4, T7/T8 e P3/P4 (1cm²); 2mA; 20 minutos	**A:** C3/C4 (1cm²) / **R:** Cz, F3/F4, T7/T8 e P3/P4 (1cm²); 2mA; 20 minutos; 10 segundos iniciais e 10 segundos finais.	TTF a 30% CIVM de extensão do joelho	ETCC-a = 93,1 ± 33,7 s; Sham = 100,3 ± 44,2 s; ETCC-a ≠ Sham
Wrightson *et al.*„ (2020)	**A:** Ponto quente obtido por EMT (35cm²) / **R:** Ombro (35cm²); 1mA; 10 minutos.	**A:** Ponto quente obtido por EMT (35cm²) / **R:** Ombro (35cm²); 1mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais.	TTF a 20% CIVM de extensão do joelho	ETCC-a = 253 ± 103 s; Sham = 250 ± 99 s; ETCC-a ≠ Sham
Wrightson *et al.*„ (2020)	**A:** Ponto quente obtido por EMT (35cm²) / **R:** Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos.	**A:** Ponto quente obtido por EMT (35cm²) / **R:** Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais.	TTF a 20% CIVM de extensão do joelho	ETCC-a = 260 ± 101 s; Sham = 250 ± 99 s; ETCC-a ≠ Sham
Savoury *et al.*, (2023)	**A:** M1 esquerdo (25cm²) / **R:** Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos.	**A:** M1 esquerdo (25cm²) / **R:** Ombro (35cm²); 2mA; 10 minutos; 30 segundos iniciais.	12 x 5 s CIVM dos extensores do joelho	ETCC-a ≠ Sham

Legenda: CIVM, contração isométrica voluntária máxima; A, eletrodo anódico; R, eletrodo de referência; ETCC-a, estimulação transcraniana por corrente contínua anódica; Sham, condição placebo; EMT, estimulação magnética transcraniana; M1, córtex motor primário; TTF, tarefa de tempo até a falha; MPJ, metatarsofalângica; N, Newton; N.m, Newton-metro; N/kg, Newton por quilograma; mA, miliamperes; cm², centímetros quadrados; p, significância estatística; ≠ sem diferença.

2.9.10. ETCC, Força isométrica e sEMG.

Durante a execução de uma tarefa fatigante, uma parte da fadiga neuromuscular origina-se do sistema nervoso central, que é representado por uma redução progressiva na ativação voluntária do músculo durante o exercício (Gandevia, 2001). Diante disso, a ETCC-a tem sido utilizada para suprimir essa redução na ativação voluntária do músculo durante a tarefa fatigante, o que em parte é explicada pelo aumento da excitabilidade cortical (Willians *et al*., 2013; Krishnan *et al.,* 2014) e, consequente, facilitação no recrutamento de unidades motoras (Willians *et al*., 2013).

Krishnan *et al.,* (2014) investigaram os efeitos da ETCC-a nas relações da sEMG e força isométrica de flexores do cotovelo. Para isso, 18 adultos saudáveis foram divididos em dois grupos (ETCC-a ou sham), ambos com nove sujeitos. O protocolo da ETCC-a foi realizado em intensidade de corrente de 2mA, 20 minutos e aplicados sobre M1 do braço contralateral. Ambos os grupos realizaram CIVM e contrações isométricas com diferentes percentuais da CIVM (12,5%, 25%, 37,5% e 50%). Os resultados mostraram a ETCC-a aumentou a CIVM e a sEMG do bíceps braquial. Além disso, a magnitude da ativação do bíceps braquial em 37,5% e 50% da CIVM também foi aumentada após a ETCC-a. Esses achados sugerem que ETCC-a pode aumentar a CIVM, sendo que esse aumento pode ser devido a uma maior atividade da sEMG do músculo agonista ao movimento.

Corroborando ao estudo anterior, Dutta *et al.,* (2015) conduziram uma pesquisa com metodologia similar, porém com uma avaliação mais sofisticada no que concerne a sEMG, utilizando medidas de sincronização das unidades motoras. Os resultados indicaram que a ETCC-a aumentou os disparos das unidades motoras do músculo bíceps braquial em maiores percentuais da CIVM (37,5% e 50%). Diante disso, é plausível assumir que a ETCC-a pode induzir um aumento na CIVM, o que poderia ser explicado pela maior ativação sEMG do músculo agonista do movimento. Contudo, tal hipótese ainda carecia de maiores elucidações em tarefas de CIVM para membros inferiores.

Diante de tal limitação, Giboin *et al.,* (2018) investigaram os efeitos da ETCC sobre a CIVM e resistência de força isométrica dos extensores do joelho. A ETCC-a foi aplicada sobre M1 de membro inferior por 10 minutos e 2mA de intensidade. Após a estimulação foram realizadas tarefas de CIVM e resistência de força isométrica (35 x 5 CIVM). Os resultados mostraram que apenas a ETCC-a reduziu a CIVM, que foram acompanhados por reduções na sEMG do músculo vasto lateral do quadríceps. Além disso, ambas as condições de estimulações, ETCC-a e ETCC-c, prejudicaram produção de força durante a tarefa de resistência de força isométrica dos extensores do joelho.

Diante de tais achados, é plausível que a ETCC-a não induza aumentos na CIVM e atividade sEMG em tarefas de força isométrica para membros inferiores. Nesse sentido, a presente dissertação especulou que a metodologia da estimulação utilizada, especificamente o tamanho e o posicionamento do eletrodo anódico, possa ter sido determinante para os resultados encontrados no estudo supracitado. Assim, esse projeto de dissertação visa contribuir na elucidação da hipótese anteriormente descrita.

3. MÉTODOS

3.1. Amostra

Inicialmente foi realizado um estudo piloto com oito sujeitos para determinar o número de participantes necessários. Após a obtenção dos dados de %CIVM neste estudo piloto, utilizou-se o programa G*Power onde foram utilizados os seguintes comandos: 1º) testes F; 2º) ANOVA: Medidas repetidas, interação intra-entre; e 3º) A priori. Posteriormente foram inseridos os seguintes parâmetros de entrada: 1º) Tamanho do efeito f = 0,3067440; 2º) α = 0,05; 3º) β = 0,80; 4º) Número de grupos (ou seja, condições) = 2; 5º) Número de medições = 16; 5º) Correlação entre medidas repetidas = 0,45; 6º) Correção de não esfericidade = 0,446. O tamanho do efeito *f* foi obtido pela parcial η^2 = 0,086. Foram determinados os seguintes parâmetros de saída: tamanho total da amostra de 14 sujeitos e poder real de 0,8477687. Posteriormente, foram recrutados 16 alunos do curso de Educação Física da Universidade Salgado de Oliveira (UNIVERSO), das unidades de Niterói e São Gonçalo, por meio de avisos e convites realizados durante as aulas. Contudo, essa pesquisa utilizou apenas 15 sujeitos como amostra, pois os dados de um participante foram excluídos da análise devido a inconsistência encontrada nas medidas da atividade sEMG. A descrição da amostra pode ser vista na seção de resultados. Foram utilizados os seguintes critérios de inclusão: (a) homens saudáveis entre 18-35 anos; (b) apenas sujeitos destros em relação ao membro inferior; (c) ter um mínimo de 6 meses de experiencia com o treino de força e com o exercício de *leg-press* (d) não ter doenças neuropsiquiátricas, cardiovasculares ou osteo-mio-articulares e (e) não fazer uso de qualquer medicamento ou recurso ergogênico. Os indivíduos foram excluídos se: (a) fizessem uso de qualquer bebida cafeinada ou alcoólica dois dias antes de cada sessão experimental; (b) realizassem qualquer exercício extenuante dois dias antes de cada sessão experimental; (c) apresentassem histórico de epilepsia e acidente vascular cerebral; (d) fossem fumantes; (e) fossem portadores de qualquer implante metálico ou marca-passo cardíaco. A anamnese específica foi utilizada de forma para contemplar os devidos critérios de inclusão e exclusão do estudo (ANEXO I). Possíveis doenças neuropsiquiátricas, cardiovasculares ou osteomioarticulares foram avaliadas pela utilização do Questionário de Prontidão para Atividade Física (PARQ) (Adams, 1999) (ANEXO II). Os participantes que se enquadraram nos critérios de inclusão e atenderam ao convite, receberam a explicação do projeto, bem como explanação dos possíveis riscos e benefícios que poderiam ocorrer durante a realização da pesquisa. Importante ressaltar que todos os procedimentos experimentais da pesquisa estão em acordo com a resolução nacional nº 466/2012 que trata de pesquisas e testes em seres humanos. Ao aceitarem participar como voluntários da pesquisa, os candidatos assinaram uma

autorização formal por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), disponível no Anexo III. Cabe também ressaltar que este estudo obteve aprovação do Comitê de Ética (CEP), apresentando o número do parecer da aprovação (6.262.594), conforme anexo IV.

3.2 Desenho do estudo

Trata-se de um ensaio clínico controlado por placebo e randomizado de forma cruzada (1:1). Foram realizadas um total de três visitas, com intervalo de uma semana entre elas, que aconteceram no Laboratório de Cineantropometria do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física. Na visita inicial, os sujeitos foram submetidos a uma anamnese específica, avaliação antropométrica, teste de CIVM e familiarização com a tarefa de fadiga no exercício *leg-press* horizontal. Nas visitas 2 e 3, de forma randomizada, os sujeitos foram submetidos as seguintes condições experimentais do estudo: ETCC-a e Sham. Imediatamente após as condições, os sujeitos realizaram o aquecimento seguido pela tarefa de fadiga no exercício *leg-press* horizontal, que foi composta de oito CIVMs, com cinco segundos de duração e cinco segundos de intervalo entre as contrações (Lum *et al*., 2019). Ao término dessa tarefa (i.e., 5 minutos após) foi aplicado o questionário específico relacionado às sensações oriundas das condições experimentais da ETCC (ANEXO IV). Foram analisados os dados percentuais da força isométrica relativos a CIVM (% CIVM) e a atividade sEMG do músculo lateral obtidos durante a tarefa. Todas as visitas foram realizadas em ambiente controlado, com temperaturas de 20-22ºC e umidade relativa do ar de 60%. A representação gráfica do desenho do estudo, pode ser observada a seguir (Figura 1).

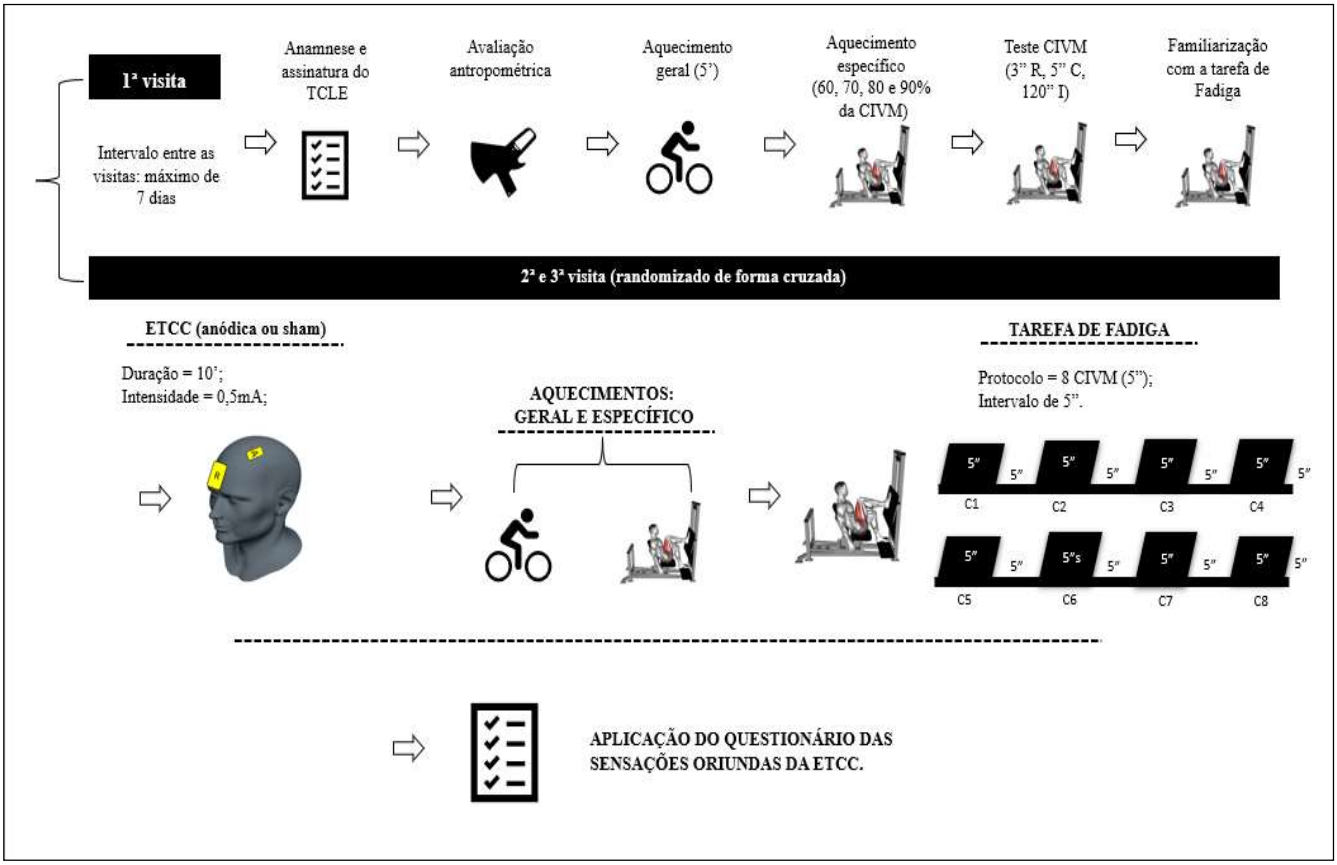


Figura 1. Esquema gráfico do desenho experimental.

Legenda: TCLE, termo de consentimento livre e esclarecido; CIVM, contração isométrica voluntária máxima; ETCC, estimulação transcraniana por corrente contínua; Sham, condição placebo; mA, miliamperes; C, contração.

3.3 Avaliação antropométrica

A massa corporal e a estatura foram mensuradas em uma balança mecânica (Filizola modelo 31, Filizola S.A., São Paulo, Brasil). Em seguida, foram realizadas medidas das dobras cutâneas do tórax, abdômen e coxa, utilizando um adipômetro científico (Slim Guide, Rosscraft Innovations, Inc., Vancouver, Canadá). As medidas de dobras cutâneas foram utilizadas para análise e determinação posterior da composição corporal dos sujeitos. Para isso, incialmente foram determinadas a densidade corporal através da equação proposta por Jackson e Pollock (1978) e, posteriormente, o percentual de gordura corporal foi obtido pela equação proposta por SIRI (1993). O protocolo adotado para medição das dobras cutâneas, foi o de 3 dobras de Jackson e Pollock (1978), onde foram utilizadas as regiões peitoral, abdômen e coxa, para indivíduos do sexo masculino. Para análise das medidas, foram realizadas 3 medições em cada dobra, e considerada a média entre elas. Todas as medidas antropométricas foram realizadas de acordo com os procedimentos técnicos do Colégio Americano de Medicina Esportiva (ACSM, 2018).

3.4 CIVM

Inicialmente, os sujeitos foram orientados pelo avaliador quanto a execução da CIVM para os extensores do joelho direito no exercício de *leg-press* horizontal (High On, Righeto, Brasil). Nesse momento, os sujeitos também foram instruídos a exercerem as contrações isométricas apenas com os extensores de joelho. Logo após as explicações quanto ao teste de CIVM, os sujeitos realizaram um aquecimento geral, realizado em cicloergômetro eletromagnético (Inbramed Inbrasport®, Brasil), com duração de 5 minutos e carga aproximada de 100W. Posteriormente, os indivíduos foram preparados para a colocação dos eletrodos e posicionamento no aparelho onde foi realizado o teste, esse processo foi realizado em torno de 5 minutos. Em relação ao posicionamento no aparelho, eles se sentaram sobre o banco do equipamento e posicionaram apenas o pé direito na plataforma de apoio do *leg-press* horizontal. As costas permaneceram apoiadas sobre o encosto do banco e o pé esquerdo apoiado na base de ferro do equipamento. Assim que os sujeitos foram posicionados no equipamento, o avaliador determinou a angulação dos joelhos e quadril através de um goniômetro digital (Shahe Factory Direct, China). A angulação da articulação do joelho direito foi de aproximadamente 90º entre coxa (trocânter maior do fêmur) e perna (maléolo lateral), e a angulação da articulação do quadril foi de aproximadamente 115º entre tronco (crista ilíaca) e coxa (epicôndilo femoral lateral). Esse posicionamento foi adotado para garantir uma relação semelhante entre a CIVM e a atividade sEMG do músculo vasto lateral durante a execução da extensão de joelho no exercício *leg-press* horizontal (Alkner *et al.*, 2000). Após os procedimentos de padronização da posição corporal, os sujeitos realizaram um aquecimento específico, no aparelho *Leg-Press* horizontal, que foi constituído de quatro contrações isométricas submáximas com duração de 5 segundos para os extensores do joelho direito. As contrações submáximas tiveram intensidades incrementais de 60%, 70%, 80% e 90% do esforço máximo percebido e o intervalo entre as contrações foi de 1 minuto (Giboin *et al.*, 2018). Após o aquecimento específico, foram realizadas duas CIVMs para os extensores do joelho direito no exercício de *leg-press*, com intervalo de dois minutos de descanso entre as tentativas. Nos casos em que o nível de força obtido diferiu mais do que 5% entre as duas tentativas, uma terceira tentativa foi realizada.

O teste de CIVM foi realizado em três estágios: uma fase de rampa (3 segundos), uma fase sustentada da CIVM (5 segundos) e uma fase de relaxamento (120 segundos). Durante a fase de sustentada, os indivíduos receberam encorajamento verbal para atingirem o maior nível de força possível e manterem por um período mínimo de cinco segundos. Esses estágios da CIVM foram mostrados aos sujeitos em um monitor de computador pessoal como *feedback* visual, onde uma linha serviu como orientação de referência quanto a produção da força

isométrica. A mensuração da CIVM foi feita através de uma célula de carga (Miotec® Equipamentos Biomédicos Ltda, modelo SD 500, Porto Alegre, Brasil), com capacidade nominal de 200 Kgf, construída de alumínio anodizado, com sensibilidade de ± 10%, que foi fixada ao cabo de aço da máquina *leg-press.* Já o *feedback* visual foi fornecido através do software MioGraph (Miotec Suite 1.0, Miotec® Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil) por meio de um monitor de computador posicionado à frente do sujeito. O maior valor de força obtido nas duas tentativas da CIVM de extensão do joelho direito foi utilizado para as análises posteriores de normalização da sEMG do músculo vasto lateral.

3.5 Familiarização com a tarefa de fadiga

Inicialmente, os sujeitos foram orientados pelo avaliador quanto a execução da tarefa de fadiga para os extensores do joelho direito no exercício de *leg-press* horizontal. Posteriormente, eles foram instruídos a adotar os mesmos procedimentos de posicionamento corporal utilizados durante a CIVM. Nesta etapa, os indivíduos adotaram o mesmo protocolo da tarefa real (8 CIVMs, com duração de 5 segundos e intervalo de 5 segundos entre as sessões) a fim de justamente atingirem uma familiarização com a tarefa e minimizar erros de execução no dia do protocolo real. Após isso, nos dias 2 e 3, os sujeitos realizaram o protocolo real da tarefa de fadiga (Lum *et al.,* 2019). Todos esses procedimentos de familiarização com a tarefa de fadiga foram utilizados apenas para minimizar possíveis erros durante a execução real do protocolo experimental. Para maiores detalhes quanto a tarefa de fadiga utilizada, veja as descrições no tópico abaixo.

3.6 Tarefa de fadiga

Antes da execução real da tarefa de fadiga, os sujeitos realizaram um aquecimento geral seguidos pelo aquecimento específico, conforme descrito no tópico CIVM. Logo após, a tarefa de fadiga foi constituída de oito CIVMs de extensão do joelho direito no exercício de *leg-press* horizontal, com cinco segundos de duração e cinco segundos de intervalo entre as contrações (Lum *et al.,* 2019). Esse protocolo foi adotado devido a dose-resposta do estímulo ser adequada para o aumento da força muscular máxima (Lum *et al.,* 2019). Já o curto intervalo entre as CIVMs teve como objetivo induzir uma possível fadiga neuromuscular (Giboin *et al.*, 2018). Durante a execução da tarefa de fadiga, a produção de força isométrica foi demonstrada em um monitor de computador que foi posicionado na frente dos sujeitos. Esse monitor teve como objetivo fornecer um *feedback* visual, onde uma linha serviu como orientação de referência quanto a produção da força isométrica e a fase de descanso entre as contrações. Além disso,

durante a tarefa, a avaliador forneceu um comando verbal de quando os sujeitos deveriam realizar as CIVMs e o descanso. Durante a fase de CIVMs, o avaliador também forneceu fortes incentivos verbais para que os sujeitos atingissem o maior nível de força possível. Durante cada CIVM realizada, foram mensuradas de forma sincronizada o % da CIVM, além da atividade sEMG do músculo vasto do quadríceps femoral.

3.7 sEMG

Inicialmente, a pele dos sujeitos foi preparada através dos processos de tricotomia, abrasão e limpeza com algodão e álcool isopropílico. Esse procedimento é necessário para evitar possíveis interferências no sinal da sEMG. Logo em seguida, os eletrodos de superfície foram posicionados sobre o músculo vasto lateral (VL). Trata-se de eletrodos autoadesivos de superfície (2223 BR, 3M®, Campinas, Brasil), com gel condutor e superfície de captação de AgCl de um centímetro (1 cm) de diâmetro em forma de discos com distância centro-a-centro de dois centímetros (2 cm), que foram posicionados na direção das fibras musculares seguindo as devidas recomendações do SENIAM (http://www.seniam.org/). Esses eletrodos foram posicionados apenas no lado dominante dos sujeitos, o lado direito, e acompanharam o sentido longitudinal das fibras musculares. Já o eletrodo de referência foi devidamente fixado sobre o maléolo lateral da fíbula. Para garantir a fixação correta dos eletrodos, eles foram fixados com esparadrapo sobre a pele.

Um eletromiógrafo (New Miotool, Miotec® Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil), com oito canais de entrada, 16 bits de resolução e uma taxa de aquisição de 2000Hz foi utilizado para a coleta do sinal sEMG. Esse eletromiógrafo apresenta uma taxa de rejeição de modo comum de 126 dB e impedância em cada par de eletrodo < 1010 Ohm. Ainda para a coleta e também processamento dos dados, foi utilizado o software Miotec Suite 1.0 (Miotec® Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil). O sinal sEMG foi processado utilizando um filtro butterworth de 4ª ordem do tipo passa-banda e com uma frequência de corte de 10-500 Hz. Em adição, foi aplicado o filtro *notch* de 60 Hz. A amplitude do sinal sEMG foi calculada por uma *root mean square* (RMS) com janela móvel de 250 ms. Para a normalização do sinal da sEMG, foi utilizado o pico da ativação eletromiográfica previamente mensurada através da CVIM no leg-press. A figura ilustrativa com as orientações de posicionamento de eletrodos pode ser visualizada a seguir (Figura 2).

Figura 2. Posicionamento do eletrodo sEMG no vasto lateral.

3.8 APLICAÇÃO DA ETCC

A ETCC foi aplicada utilizando um estimulador de corrente contínua (Microestim Genius, Brasil) por meio de dois eletrodos de silicone envolvidos por esponjas embebidas em salínica (0.9% NaCl). Em ambas as condições experimentais (i.e., ETCC-a e Sham), os eletrodos foram posicionados no mesmo local. O eletrodo anódico foi posicionado sobre M1 da área representativa de membros inferiores e teve uma dimensão de 8 cm^2 (2 x 4 cm) (Madhavan *et al.*, 2010). Nesse caso, o eletrodo anódico foi posicionado verticalmente, lateralmente ao vértex e com a borda medial do eletrodo na linha sagital média. O vértex foi localizado através da interseção das linhas násion-ínion e inter-auriculares (Klem*,* 1999). Já o eletrodo de referência foi posicionado sobre o córtex supraorbital direito, no lado contralateral do eletrodo anódico, com espaçamento mínimo de 8 cm entre os eletrodos e com dimensão de 35 cm^2 (5 x 7 cm). Esses critérios foram adotados para garantir um maior fluxo de corrente para o eletrodo anódico (Thair *et al.,* 2017). Antes da colocação dos eletrodos, a pele foi preparada por meio de limpeza com álcool. Para a ETCC-a foi aplicada uma intensidade de corrente de 0,5 mA e duração total de 10 minutos (Madhavan *et al.,* 2010). Já para a condição Sham, a duração total também foi de 10 minutos, porém, o dispositivo foi programado para aplicar estimulação ativa apenas no início (10 segundos iniciais) e no final do protocolo (10 segundos iniciais). Essas funções de aumento e diminuição da intensidade de corrente também foram utilizadas durante a condição ETCC-a (Madhavan *et al.,* 2010). Os níveis de impedância foram mantidos abaixo

de 5 k ohms. Para mais detalhes sobre a montagem utilizada, observe a figura a seguir (Figura 3).

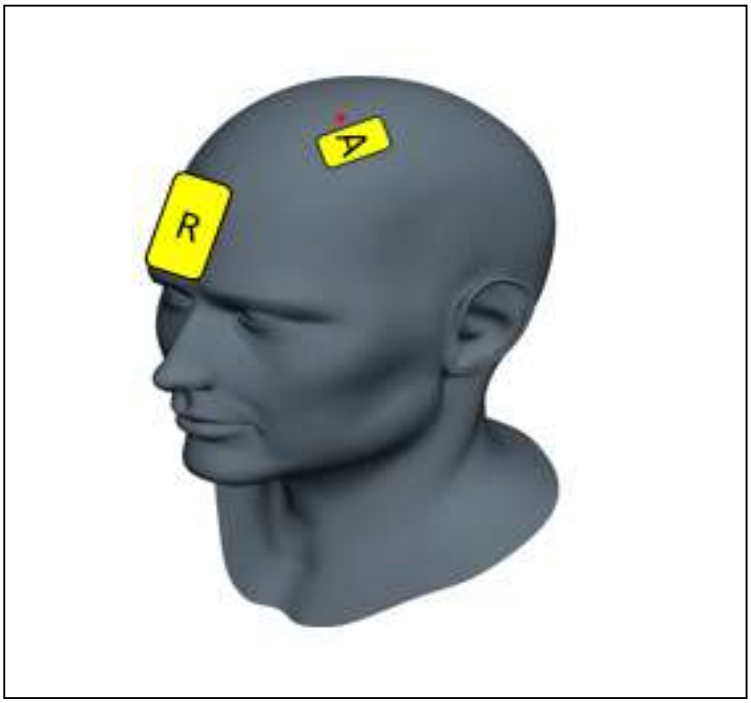


Figura 3. Montagem ETCC.

Legenda: A, anódico; R, referência

.

3.9 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

De forma prévia, o teste de Shapiro-Wilk confirmou a distribuição normal do % CIVM e atividade sEMG do músculo vasto lateral do quadríceps femoral ($p > 0,05$). Assim, foi utilizada uma análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores, uma entrada para as condições (ETCC-a e Sham) e outra para as CIVMs (entre a 1ª e a 8ª CIVM) para as seguintes variáveis dependentes: % CIVM e atividade sEMG do músculo vasto lateral do quadríceps femoral. O fator de ajustamento de Bonferroni foi utilizado para verificar as múltiplas possíveis diferenças específicas. No caso de esfericidade violada, o fator de correção Greenhouse-Geisser foi aplicado. Todos os dados foram reportados como média e desvio padrão (M ± DP). Foi adotada uma significância estatística com $\alpha = 5\%$ ($p \leq 0,05$). As análises estatísticas foram realizadas através de um programa estatístico específico (IBM SPSS versão 25.0, Chicago, IL, EUA).

4. RESULTADOS

Quinze indivíduos saudáveis, com idades entre 21 e 33 anos, participaram da pesquisa. A tabela a seguir apresenta dados sobre as características dos participantes, incluindo informações antropométricas e experiência com treinamento de força.

Tabela 3. Características da amostra.

Variáveis	N	M ± DP	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	15	26,7 ± 3,1	21	33
Estatura (cm)	15	174,9 ± 7,7	160	186
Massa corporal (kg)	15	84,5 ± 9,7	69,3	105
Percentual de gordura (%)	15	14,6 ± 4,1	5,5	22,2
Tempo de TF (meses)	15	43,6 ± 45,6	6	120
Frequência semanal (vezes por semana)	15	4,1 ± 0,1	2	6
Duração do treino (min)	15	63 ± 20,3	30	90

Legenda: n, número da amostra; M, média; DP, desvio padrão; m, metros; kg, quilograma; %, percentual; TF, treinamento de força; min, minutos.

4.1 %CIVM

Em relação ao %CIVM, os resultados não apresentaram interação entre condições e contrações ($F_{(3,211, 44,957)} = 0,385$; $p = 0,78$) e nenhum efeito principal para as condições ($F_{(1, 14)} = 0,028$; $p = 0,87$). Apenas um efeito principal foi encontrado para as contrações ($F_{(2,869, 40,171)} = 17,010$; $p \leq 0,001$), onde as diferenças específicas encontram-se demonstradas na figura 4 logo abaixo.

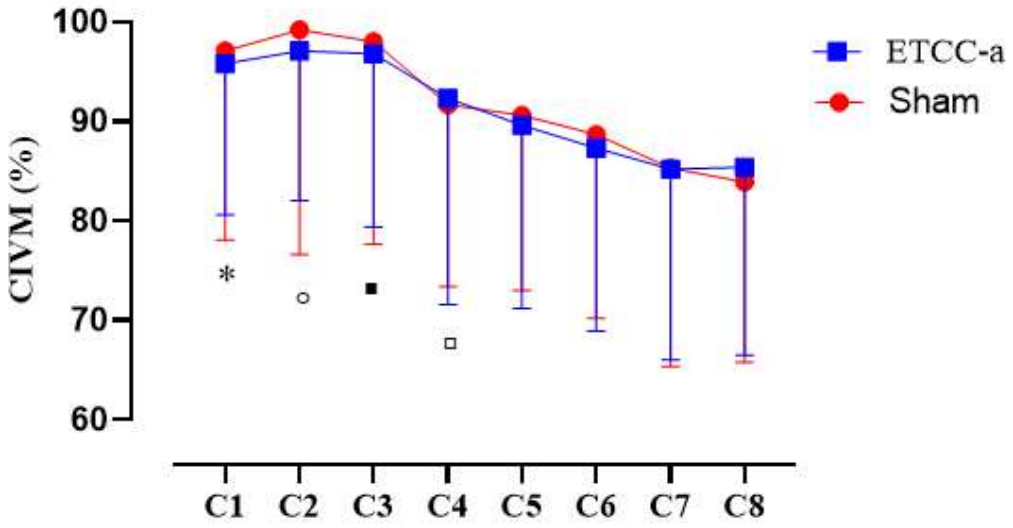


Figura 4. Diferenças médias entre as contrações.

Legenda: ● ETCC-a; ▪ Sham**;** C1, 1ª contração; C2, 2ª contração; C3, 3 ª contração; C4, 4 ª contração; C5, 5 ª contração; C6, 6 ª contração; C7, 7 ª contração; C8, 8 ª contração; *1ª contração > 6ª contração (diferença média = 8,5 %CIVM; p=0,033), 7ª contração (diferença média = 11,2%CIVM; p=0,014) e 8ª contração (diferença média = 11,8%CIVM; p=0,010); ◦ 2ª contração > 5ª contração (diferença média =8,1%CIVM; p=0,028), 6ª contração (diferença média = 10,2%CIVM; p=0,001), 7ª contração (diferença média = 12,9%CIVM; p=0,002) e 8ª contração (diferença média = 13,5%CIVM; p=0,002); ▪ 3ª contração > 4ª contração (diferença média = 5,6 %CIVM; p=0,018), 5ª contração (diferença média = 7,3 %CIVM; p=0,009), 6ª contração (diferença média = 9,5 %CIVM; p=0,001), 7ª contração (diferença média = 12,1 %CIVM; p=0,003) e 8ª contração (diferença média = 12,8 %CIVM; p=0,009); ▫ 4ª contração > 7ª contração (diferença média = 6,7% CIVM; p=0,017).

4.2 % sEMG médio do vasto lateral

Em relação ao percentual da EMG médio do músculo vasto lateral, os resultados não apresentaram interação entre condições e contrações ($F_{(7, 98)} = 0,324$; $p = 0,94$), nenhum efeito principal para as condições ($F_{(1, 14)} = 1,861$; $p = 0,19$) e contrações ($F_{(3,243, 45,401)} = 1,702$; $p = 0,12$). Para uma visualização mais detalhada, os dados na tabela a seguir (tabela 4), mostram média e desvio padrão das oito contrações, nas condições ETCC-a e sham.

Tabela 4. Média e desvios padrão para as condições ETCC-a e Sham, além de contrações (1ª à 8ª contração).

	ETCC-a	SHAM
	(M±DP)	**(M±DP)**
C1 (%sEMG)	62,5 ± 21,5	55,6 ± 17,8
C2 (%sEMG)	64,4 ± 18,7	56,9 ± 18,6
C3 (%sEMG)	66,1 ± 19,3	59,9 ± 20,0
C4 (%sEMG)	65,7 ± 20,2	56,8 ± 20,0
C5 (%sEMG)	64,4 ± 18,7	58,5 ± 18,9
C6 (%sEMG)	64,2 ± 19,7	57,4 ± 17,8
C7 (%sEMG)	62,3 ± 20,1	55,6 ± 19,1
C8 (%sEMG)	65,8 ± 20,1	58,2 ± 18,4

Legenda: C1, 1ª contração; C2, 2ª contração; C3, 3 ª contração; C4, 4 ª contração; C5, 5 ª contração; C6, 6 ª contração; C7, 7 ª contração; C8, 8 ª contração; %s EMG, percentual da atividade eletromiográfica de superfície; M, média; DP, desvio padrão.

4.3. Sensações oriundas da Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Anódica

Nenhum dos participantes relatou efeitos adversos significativos durante a estimulação com ETCC-a, nem interrompeu a sessão devido a algum desconforto. Dentre as 32 sessões alternadas entre ETCC-a e Sham, as sensações mais relatadas foram: coceira (2, leve); dor no pescoço (1, leve); Queimadura no escalpo (5, leve; 1, moderado); Maior estado de alerta (2, leve; 2, moderado); vermelhidão na pele (11, leve); Sonolência (5, leve; 3, moderado; 2, forte); Falta de concentração (1, leve). As sensações dos efeitos colaterais foram maiores durante a condição ETCC-a, sendo elas: vermelhidão na pele (8 leve); Queimadura no escalpo (2 leves, 1 moderado); Sonolência (1 leve, 2 moderados, 1 forte); Maior estado de alerta (1 leve, 2 moderados); Coceira (2 leve); Falta de concentração (1 leve); Dor no pescoço (1 leve). Observe os detalhes da imagem a seguir (Figura 5).

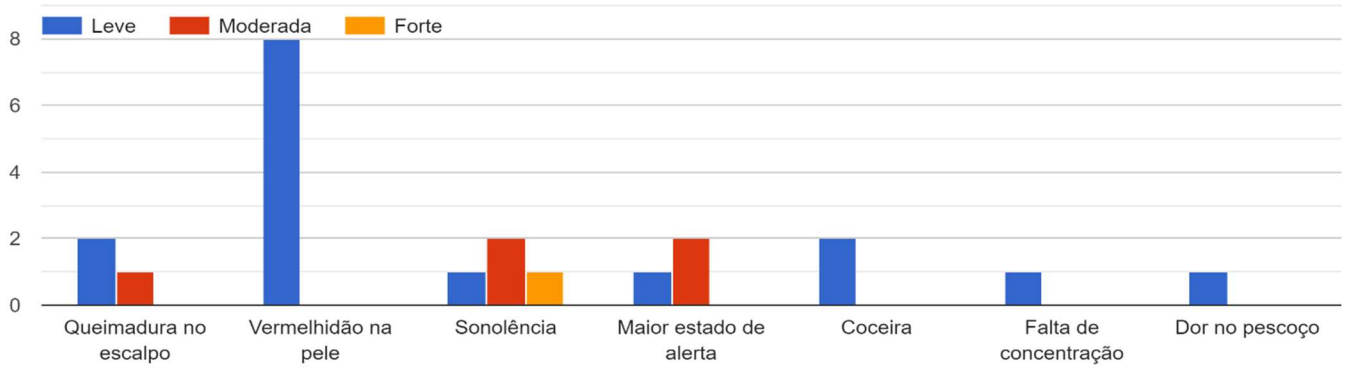


Figura 5. Sensações relatadas na sessão experimental com ETCC-a.

Já na estimulação com a condição Sham, os indivíduos relataram sentir: Queimadura no escalpo (3 leve), Vermelhidão na pele (3 leve), Maior estado de alerta (1 leve) e Sonolência (4 leve, 1 moderado, 1 forte).

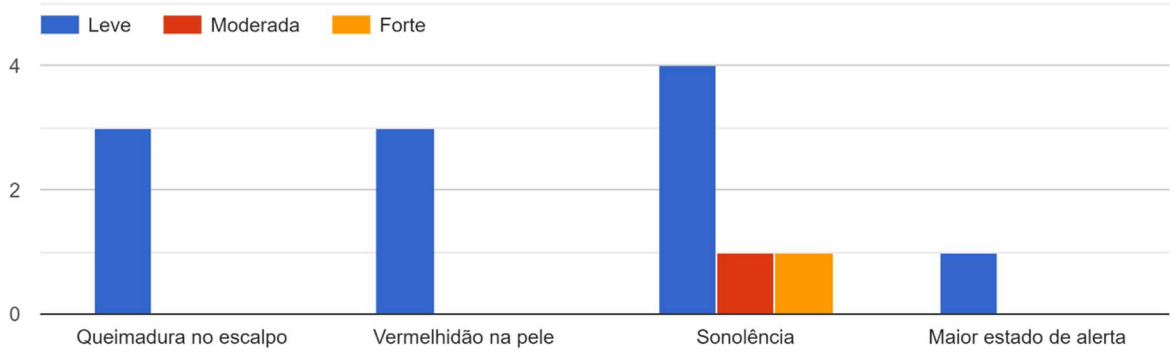


Figura 6. Sensações relatadas nas sessões experimentais com a condição Sham.

Alguns indivíduos relataram também sensação de cabeça latejando, formigamento, dor de cabeça, cansaço, e sensação de pequenas agulhadas na cabeça, na sessão com ETCC-a. Quanto à sessão com a condição Sham, os relatos foram de sonolência, formigamento e pequenas agulhadas na cabeça. Embora a estimulação tenha apresentado mais efeitos colaterais, somente 4 dos 16 participantes conseguiram perceber quando a estimulação foi real ou falsa. Dadas as informações, percebe-se que a estimulação com intensidade de 0,5mA parece não causar danos ou efeitos colaterais sérios. No mais, também não foram relatados efeitos adversos por parte dos avaliadores.

5. DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi investigar os efeitos agudos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral em homens saudáveis com experiência em treinamento de força. Os dados sugerem que ETCC-a não foi eficaz no aumento da resistência de força isométrica, nem na atividade sEMG do músculo vasto lateral. Este achado está em consonância com o estudo de Savoury *et al.*, (2023), o que torna questionável o efeito positivo da ETCC-a sobre a resistência isométrica em membros inferiores.

Em parte, os nossos achados podem ser explicados devido a especificidade da tarefa de fadiga. Por exemplo, Angius *et al*., (2016) encontrou efeito positivo da ETCC-a sobre a resistência de força isométrica em uma tarefa de TTF para extensores de joelho. Por outro lado, efeitos nulos e deletérios da ETCC-a foram demonstrados em tarefas intermitentes de MVCs para extensores de joelho (Giboin *et al*., 2018; Savoury *et al.*, 2023). Corroborando, Savoury *et al.*, (2023) utilizaram 12 x 5 s MVCs with 10-s rest of knee extensors e encontraram efeitos nulos da ETCC-a sobre a resistência de força isométrica, sugerindo que em esforços máximos essa técnica neuromodulatória parece não ser eficaz. Em adição, Giboin *et al.,* (2018) utilizaram 35 x 5 s MVCs with 5-s rest of knee extensors e, curiosamente, demonstraram redução na MVC na condição ETCC-a. Os autores hipotetizaram que a ETCC-a poderia atenuar a redução na saída do M1 contribuindo para a fadiga supraespinhal em tarefas de esforços máximos (Giboin *et al*., 2018; Savoury *et al.*, 2023). Nesse cenário, é plausível que os mecanismos de fadiga ocorridos nos diferentes tipos de tarefas expliquem nossos achados (Gandevia, 2001; Taylor *et al.*, 2016).

Outro fator importante está relacionado a montagem de eletrodos utilizado em nosso estudo. Nós adotamos uma montagem cefálica, onde o eletrodo catódico foi posicionado sobre o córtex supra-orbital contralateral. A respeito disso, a literatura tem sugerido um efeito negativo da estimulação catódica sobre o córtex pré-frontal dorsolateral (Angius *et al.*, 2016), uma das áreas envolvidas na regulação do desempenho de resistência em geral (Angius *et al.,* 2019; Lattari *et al.,* 2020). Essa premissa foi corroborada no estudo de Angius *et al*., (2016) que demonstrou eficácia da ETCC-a com montagem extracefálica comparada a montagem cefálica sobre a resistência de força isométrica. Todavia, Savoury *et al*., (2023) adotaram a montagem extracefálica e nenhuma melhoria foi encontrada sobre a resistência de força isométrica. Assim, essa possibilidade necessita de maiores elucidações.

Talvez, um dos grandes desafios seja a localização do eletrodo anódico que vise aumentar a excitabilidade cortical dos músculos M1 dos membros inferiores e, consequentemente, apresente melhorias sobre a MVC (Xião *et al.,* 2020). Nesse sentido, nosso estudo optou em posicionar o eletrodo anódico sobre M1 de membros inferiores de forma vertical e dimensão de 8 cm2. Essa escolha mais focal ocorreu para promover excitabilidade cortical suficiente ao membro inferior (Mandhavan *et al*., 2010) de forma que a força e a profundidade das correntes induzidas pela ETCC-a retardasse o efeito da fadiga muscular para atividades de MVC. Em adição, o uso do eletrodo anódico mais focal evitaria uma contaminação de áreas corticais adjacentes, uma possível limitação com o uso de eletrodos com maiores dimensões (Cogiamanian *et al*., 2007). Dito isso, é possível que os resultados nulos e deletérios encontrados por Savoury *et al.,* (2023) e Giboin *et al*., (2018) tenham ocorrido em função dos tamanhos dos eletrodos anódicos utilizados nos estudos (25 cm^2 e 35 cm^2, respectivamente). Contudo, essa hipótese necessidade de um maior esclarecimento.

A possibilidade da ETCC-a induzir mudanças na atividade sEMG de músculos envolvidos em uma tarefa de fadiga não foi confirmada em nosso estudo. Nesse contexto, é plausível que as alterações induzidas pela ETCC-a não seja detectada pela atividade sEMG (Del Vecchio *et al*., 2017), mas sim pela ativação voluntária. Todavia, essa hipótese também foi refutada no estudo conduzido por Giboin *et al*., (2018). Nessa pesquisa, a ETCC-a demonstrou redução na ativação voluntária do vasto lateral associada com prejuízo na produção de força durante uma tarefa de MVC intermitente (Giboin *et al.*, 2018). Este cenário reforça a incapacidade da ETCC-a em induzir alterações na atividade sEMG em tarefas de fadiga para membros inferiores.

Uma importante limitação relacionada ao estudo consiste no sistema de posicionamento dos eletrodos. Utilizamos o sistema 10-20 EEG para a montagem dos eletrodos (Klem *et al*., 1999), o que limita a localização exata da área de interesse a ser estimulada. A utilização da estimulação magnética transcraniana (EMT) seria um método mais fidedigno para localização da área cortical exata onde existe uma maior resposta no músculo de interesse (Varone *et al*., 2021). Ainda assim, a localização de M1 para membros inferiores é de difícil acesso, tendo em vista que é uma área mais profunda quando comparada com M1 de membros superiores (Jeffery *et al*., 2007). Em adição, o uso da EMT poderia mensurar possíveis alterações na excitabilidade cortical induzidas pela ETCC-a. Outra limitação foi o uso da eletromiografia de superfície, pois esse método pode não ser capaz de detectar possíveis alterações na atividade sEMG oriundas do impulso neural (Del Vecchio *et al*., 2017). No entanto, devido aos altos custos relacionados ao uso da EMT assim como as análises do sinal eletromiográfico, ficou inviabilizado neste

estudo. Este estudo tem forte relevância para a literatura uma vez que retratam a ineficácia de uma sessão de ETCC-a, ao menos nos moldes do presente protocolo, para resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica em membros inferiores. Encontramos um aumento na resistência de força isométrica na última contração na estimulação com ETCC-a, em comparação com a condição sham. Esse aumento não foi significativo, porém, não se sabe se continuaria subindo caso houvessem mais contrações. Mais pesquisas são necessárias para elucidar essa lacuna.

6. CONCLUSÕES

A presente dissertação demonstrou que a estimulação transcraniana por corrente contínua anódica não promove aumento sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica de superfície do músculo vasto lateral em homens com experiência em treinamento de força. Embora nossa pesquisa tenha tido algumas limitações, os achados deste estudo reforçam sobre a ineficácia da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica como recurso neuroergogênico voltado para o aumento da resistência de força isométrica em membros inferiores com homens treinados em força.

7. REFERÊNCIAS

ACSM. **ACSM's guidelines for exercise testing and prescription**. Baltimore (MD): Lippincott Williams & Wilkins, 2018. 1469826666.

ADAMS, Randy. Revised Physical Activity Readiness Questionnaire. **Canadian Family Physician**, v. 45, p. 992, 1999.

ALAM, Mahtab et al. Spatial and polarity precision of concentric high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS). **Physics in Medicine & Biology**, v. 61, n. 12, p. 4506, 2016.

ALIX-FAGES, Carlos et al. Short-term effects of anodal transcranial direct current stimulation on endurance and maximal force production: A systematic review and meta-analysis. **Journal of clinical medicine**, v. 8, n. 4, p. 536, 2019.

ALIX-FAGES, Carlos et al. Transcranial direct current stimulation and repeated sprint ability: No effect on sprint performance or ratings of perceived exertion. **European Journal of Sport Science**, v. 22, n. 4, p. 569-578, 2022.

ALLENBY, Cheyenne et al. Transcranial direct current brain stimulation decreases impulsivity in ADHD. **Brain stimulation**, v. 11, n. 5, p. 974-981, 2018.

ANGIUS, Luca et al. Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors. **Neuroscience**, v. 339, p. 363-375, 2016.

ANGIUS, Luca; PASCUAL-LEONE, Alvaro; SANTARNECCHI, Emiliano. Brain stimulation and physical performance. **Progress in brain research**, v. 240, p. 317-339, 2018.

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

Angius L, Santarnecchi E, Pascual-Leone A, Marcora SM. Transcranial Direct Current Stimulation over the Left Dorsolateral Prefrontal Cortex Improves Inhibitory Control and Endurance Performance in Healthy Individuals. Neuroscience. 2019;419:34-45.

ANTAL, Andrea et al. Low intensity transcranial electric stimulation: safety, ethical, legal regulatory and application guidelines. **Clinical neurophysiology**, v. 128, n. 9, p. 1774-1809, 2017.

ALKNER, Björn A.; TESCH, Per A.; BERG, Hans E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 2, p. 459, 2000.

AYACHE, Samar S. et al. Stroke rehabilitation using noninvasive cortical stimulation: motor deficit. **Expert review of neurotherapeutics**, v. 12, n. 8, p. 949-972, 2012.

BHATTACHARJEE, Sagarika et al. The role of primary motor cortex: more than movement execution. **Journal of motor behavior**, v. 53, n. 2, p. 258-274, 2021.

CIRILLO, G. D. P. G. et al. Neurobiological after-effects of non-invasive brain stimulation. **Brain stimulation**, v. 10, n. 1, p. 1-18, 2017.

CODELLA, Roberto et al. Ergogenic effects of bihemispheric transcranial direct current stimulation on fitness: A randomized cross-over trial. **International Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 01, p. 66-73, 2021.

COGIAMANIAN, F. et al. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. **European Journal of Neuroscience**, v. 26, n. 1, p. 242-249, 2007.

CHINZARA, Trish T.; BUCKINGHAM, Gavin; HARRIS, David J. Transcranial direct current stimulation and sporting performance: A systematic review and meta-analysis of transcranial direct current stimulation effects on physical endurance, muscular strength and visuomotor skills. **European Journal of Neuroscience**, v. 55, n. 2, p. 468-486, 2022.

DASILVA, Alexandre F. et al. Electrode positioning and montage in transcranial direct current stimulation. **JoVE (Journal of Visualized Experiments)**, n. 51, p. e2744, 2011.

DONDÉ, Clément; NEUFELD, Nicholas H.; GEOFFROY, Pierre A. The impact of transcranial direct current stimulation (tDCS) on bipolar depression, mania, and euthymia: a systematic review of preliminary data. **Psychiatric Quarterly**, v. 89, n. 4, p. 855-867, 2018.

DUTTA, Anirban et al. Recurrence quantification analysis of surface electromyogram supports alterations in motor unit recruitment strategies by anodal transcranial direct current stimulation. **Restorative neurology and neuroscience**, v. 33, n. 5, p. 663-669, 2015.

FLOOD, Andrew et al. The effects of elevated pain inhibition on endurance exercise performance. **PeerJ**, v. 5, p. e3028, 2017.

FRAZER, Ashlyn et al. Anodal transcranial direct current stimulation of the motor cortex increases cortical voluntary activation and neural plasticity. **Muscle & nerve**, v. 54, n. 5, p. 903-913, 2016.

GANDEVIA, S. C. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, moto neurones and moto cortical drive. **Acta physiologica scandinavica**, v. 162, n. 3, p. 275-283, 1998.

GANDEVIA, Simon C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological reviews**, 2001.

GANDIGA, Prateek C.; HUMMEL, Friedhelm C.; COHEN, Leonardo 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.

GILMAN, Sander L. Electrotherapy and mental illness: then and now. **History of Psychiatry**, v. 19, n. 3, p. 339-357, 2008.

GIBOIN, Louis-Solal; GRUBER, Markus. Anodal and cathodal transcranial direct current stimulation can decrease force output of knee extensors during an intermittent MVC fatiguing task in young healthy male participants. **Journal of Neuroscience Research**, v. 96, n. 9, p. 1600-1609, 2018.

GHOSH, Soumya et al. Anodal transcranial direct current stimulation over the vertex enhances leg motor cortex excitability bilaterally. **Brain Sciences**, v. 9, n. 5, p. 98, 2019.

HASSANZAHRAEE, Maryam et al. Determination of anodal tDCS duration threshold for reversal of corticospinal excitability: an investigation for induction of counter-regulatory mechanisms. **Brain stimulation**, v. 13, n. 3, p. 832-839, 2020.

HAZIME, Fuad Ahmad et al. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) increases isometric strength of shoulder rotators muscles in handball players. **International journal of sports physical therapy**, v. 12, n. 3, p. 402, 2017.

HERRERA-MELENDEZ, Ana-Lucia; BAJBOUJ, Malek; AUST, Sabine. Application of transcranial direct current stimulation in psychiatry. **Neuropsychobiology**, v. 79, n. 6, p. 372-383, 2020.

HERWIG, Uwe; SATRAPI, Peyman; SCHÖNFELDT-LECUONA, Carlos. Using the international 10-20 EEG system for positioning of transcranial magnetic stimulation. **Brain topography**, v. 16, p. 95-99, 2003.

INDAHLASTARI, Aprinda et al. Methods to monitor accurate and consistent electrode placements in conventional transcranial electrical stimulation. **Brain stimulation**, v. 12, n. 2, p. 267-274, 2019.

JACKSON, Andrew S.; POLLOCK, Michael L. Generalized equations for predicting body density of men. **British journal of nutrition**, v. 40, n. 3, p. 497-504, 1978.

JEFFERY, Dean T. et al. Effects of transcranial direct current stimulation on the excitability of the leg motor cortex. **Experimental brain research**, v. 182, p. 281-287, 2007.

KAMALI, Ali-Mohammad et al. Transcranial direct current stimulation to enhance athletic performance outcome in experienced bodybuilders. **PloS one**, v. 14, n. 8, p. e0220363, 2019.

KAN, Benjamin; DUNDAS, Jane E.; NOSAKA, Kazunori. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 38, n. 7, p. 734-739, 2013.

KAUSHALYA, Fernando Shyamali et al. Acute effects of transcranial direct current stimulation on cycling and running performance. A systematic review and meta-analysis. **European journal of sport science**, v. 22, n. 2, p. 113-125, 2022.

KELLAWAY, Peter. The part played by electric fish in the early history of bioelectricity and electrotherapy. **Bulletin of the History of Medicine**, v. 20, n. 2, p. 112-137, 1946.

KORTTEENNIEMI, Aaron et al. Progression of adverse effects over consecutive sessions of transcranial direct current stimulation. **Clinical Neurophysiology**, v. 128, n. 12, 2017.

KLEM, George H. The ten-twenty electrode system of the international federation. The international federation of clinical neurophysiology. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.**, v. 52, p. 3-6, 1999.

KLOMJAI, Wanalee et al. Effect of single-session dual-tDCS before physical therapy on lower-limb performance in sub-acute stroke patients: a randomized sham-controlled crossover study. **Annals of physical and rehabilitation medicine**, v. 61, n. 5, p. 286-291, 2018.

KRISHNAN, Chandramouli et al. Anodal transcranial direct current stimulation alters elbow flexor muscle recruitment strategies. **Brain stimulation**, v. 7, n. 3, p. 443-450, 2014.

LATTARI, Eduardo et al. Acute effects of single dose transcranial direct current stimulation on muscle strength: A systematic review and meta-analysis. **PLoS One**, v. 13, n. 12, p. e0209513, 2018.

LATTARI, Eduardo et al. Effects of transcranial direct current stimulation on time limit and ratings of perceived exertion in physically active women. **Neuroscience letters**, v. 662, p. 12-16, 2018.

LATTARI, Eduardo et al. Can transcranial direct current stimulation improve muscle power in individuals with advanced weight-training experience?. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 34, n. 1, p. 97-103, 2020.

LU, Panpan et al. Transcranial direct current stimulation enhances muscle strength of non-dominant knee in healthy young males. **Frontiers in Physiology**, v. 12, p. 788719, 2021.

LUM, Danny; BARBOSA, Tiago M. Brief review: effects of isometric strength training on strength and dynamic performance. **International journal of sports medicine**, v. 40, n. 06, p. 363-375, 2019.

LLINÁS, Rodolfo R. The intrinsic electrophysiological properties of mammalian neurons: insights into central nervous system function. **Science**, v. 242, n. 4886, p. 1654-1664, 1988.

MACHADO, Sergio et al. Is tDCS an adjunct ergogenic resource for improving muscular strength and endurance performance? A systematic review. **Frontiers in psychology**, v. 10, p. 408963, 2019.

MADHAVAN, Sangeetha; STINEAR, James W. Focal and bidirectional modulation of lower limb motor cortex using anodal transcranial direct current stimulation. **Brain stimulation**, v. 3, n. 1, p. 42-50, 2010.

MATSUMOTO, Hideyuki; UGAWA, Yoshikazu. Adverse events of tDCS and tACS: a review. **Clinical neurophysiology practice**, v. 2, p. 19-25, 2017.

MESQUITA, Paulo Henrique Caldeira et al. Bi-hemispheric anodal transcranial direct current stimulation worsens taekwondo-related performance. **Human movement science**, v. 66, p. 578-586, 2019.

MONTENEGRO, Rafael et al. Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 21, n. 2, p. 185-193, 2015.

NITSCHE, Michael A.; PAULUS, Walter. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. **The Journal of physiology**, v. 527, n. Pt 3, p. 633, 2000.

NITSCHE, Michael A.; PAULUS, Walter. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. **Neurology**, v. 57, n. 10, p. 1899-1901, 2001.

NITSCHE, Michael A. et al. Shaping the effects of transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. **Journal of neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 3109-3117, 2007.

NITSCHE, Michael A.; PAULUS, Walter. Transcranial direct current stimulation–update 2011. **Restorative neurology and neuroscience**, v. 29, n. 6, p. 463-492, 2011.

OKI, Kentaro et al. Effect of anodal transcranial direct current stimulation of the motor cortex on elbow flexor muscle strength in the very old. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 42, n. 4, p. 243-248, 2019.

OKI, Kentaro et al. Preliminary evidence that excitatory transcranial direct current stimulation extends time to task failure of a sustained, submaximal muscular contraction in older adults. **Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences**, v. 71, n. 8, p. 1109-1112, 2016.

PARK, Seung-Bo et al. Transcranial direct current stimulation of motor cortex enhances running performance. **PloS one**, v. 14, n. 2, p. e0211902, 2019.

RADEL, Rémi et al. Extending the limits of force endurance: stimulation of the motor or the frontal cortex?. **Cortex**, v. 97, p. 96-108, 2017.

ROMERO-ARENAS, Salvador et al. Transcranial direct current stimulation does not improve countermovement jump performance in young healthy men. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 35, n. 10, p. 2918-2921, 2021.

RUSSO, Riccardo et al. Perception of comfort during active and sham transcranial direct current stimulation: a double blind study. **Brain stimulation**, v. 6, n. 6, p. 946-951, 2013.

SÁNCHEZ-KUHN, Ana et al. Transcranial direct current stimulation as a motor neurorehabilitation tool: an empirical review. **Biomedical engineering online**, v. 16, p. 1-22, 2017.

SASADA, Syusaku et al. Polarity-dependent improvement of maximal-effort sprint cycling

performance by direct current stimulation of the central nervous system. **Neuroscience letters**, v. 657, p. 97-101, 2017.

SIRI, WE. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. 1961. Nutrition. 1993;9(5):480-91; discussion , 92.

SOLOMONS, Cassandra D.; SHANMUGASUNDARAM, Vivekanandan. Transcranial direct current stimulation: A review of electrode characteristics and materials. **Medical Engineering & Physics**, v. 85, p. 63-74, 2020.

TANAKA, Satoshi et al. Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation. **Experimental brain research**, v. 196, p. 459-465, 2009.

TANAKA, Satoshi et al. Single session of transcranial direct current stimulation transiently increases knee extensor force in patients with hemiparetic stroke. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 25, n. 6, p. 565-569, 2011.

TAYLOR, Janet L. et al. Neural contributions to muscle fatigue: from the brain to the muscle and back again. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 48, n. 11, p. 2294, 2016.

THAIR, Hayley et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS): a beginner's guide for design and implementation. **Frontiers in neuroscience**, v. 11, p. 276151, 2017.

TRUONG, Dennis Q.; BIKSON, Marom. Physics of transcranial direct current stimulation devices and their history. **The journal of ECT**, v. 34, n. 3, p. 137-143, 2018.

VARGAS, Valentine Z. et al. Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: a crossover study. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 32, n. 5, p. 1336-1341, 2018.

VARONE, Giuseppe et al. Real-time artifacts reduction during TMS-EEG co-registration: a comprehensive review on technologies and procedures. **Sensors**, v. 21, n. 2, p. 637, 2021.

VIGNAUD, Philippe et al. Duration but not intensity influences transcranial direct current stimulation (tDCS) after-effects on cortical excitability. **Neurophysiologie Clinique**, v. 48, n. 2, p. 89-92, 2018.

VITOR-COSTA, Marcelo et al. Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling. **PloS one**, v. 10, n. 12, p. e0144916, 2015.

WASHABAUGH, Edward P. et al. Low-level intermittent quadriceps activity during transcranial direct current stimulation facilitates knee extensor force-generating capacity. **Neuroscience**, v. 329, p. 93-97, 2016.

WILLIAMS, Petra S.; HOFFMAN, Richard L.; CLARK, Brian C. Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction. **PloS one**, v. 8, n. 12, p. e81418, 2013.

WRIGHTSON, James Graeme et al. No effect of tDCS of the primary motor cortex on isometric exercise performance or perceived fatigue. **European Journal of Neuroscience**, v. 52, n. 2, p. 2905-2914, 2020.

WOODS, Adam J. et al. Effects of electrode drift in transcranial direct current stimulation. **Brain stimulation**, v. 8, n. 3, p. 515-519, 2015.

WOODS, Adam J. et al. A technical guide to tDCS, and related non-invasive brain stimulation tools. **Clinical neurophysiology**, v. 127, n. 2, p. 1031-1048, 2016.

XIAO, Songlin et al. Acute effects of high-definition transcranial direct current stimulation on foot muscle strength, passive ankle kinesthesia, and static balance: a pilot study. **Brain Sciences**, v. 10, n. 4, p. 246, 2020.

ZAGHI, Soroush et al. Noninvasive brain stimulation with low-intensity electrical currents: putative mechanisms of action for direct and alternating current stimulation. **The Neuroscientist**, v. 16, n. 3, p. 285-307, 2010.

ZAGO, Stefano et al. Bartholow, Sciamanna, Alberti: pioneers in the electrical stimulation of the exposed human cerebral cortex. **The Neuroscientist**, v. 14, n. 5, p. 521-528, 2008.

ZAPPASODI, Filippo et al. Safety and effects on motor cortex excitability of five cathodal transcranial direct current stimulation sessions in 25 hours. **Neurophysiologie Clinique**, v. 48, n. 2, p. 77-87, 2018.

ZHAO, Haichao et al. Modulation of brain activity with noninvasive transcranial direct current stimulation (tDCS): clinical applications and safety concerns. **Frontiers in psychology**, v. 8, p. 259023, 2017.

8. APÊNDICES E ANEXOS

APÊNDICE I - ANAMNESE

Nome: _____ data: __ / __ / __

Telefone: _____

Histórico de treinamento

Tempo de TF: ___ meses

Média de frequência semanal: ___ vezes por semana

Duração do treino: ___ minutos

Histórico de lesões

Possui alguma lesão que te impeça para a realização do exercício? ( ) sim ( ) não

Qual: _____

Já teve alguma lesão? ( ) sim ( ) não. Qual? _____

Quanto tempo atrás? _____ anos ____ meses

Doenças pré-existentes

- Utilizar o PARQ.

Critérios de exclusão relacionados à estimulação transcraniana por corrente contínua

Possui histórico de epilepsia? ( ) sim ( ) não

Possui histórico de acidente vascular cerebral? ( ) sim ( ) não

Fuma? ( ) sim ( ) não ( ) parou. Quanto tempo? ___ anos ____ meses

É portador de qualquer implante metálico ou marca-passo cardíaco? ( ) sim ( ) não

Características antropométricas

Idade: ___ anos; Massa corporal: ___ kg; Estatura: ___ cm

Dobras cutâneas

Peitoral: ___ mm ___ mm ___ mm

Abdômen: ___ mm ___ mm ___ mm

Coxa: ___ mm ___ mm ___ mm

APÊNDICE II

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

UNIVERSO	UNIVERSIDADE SALGADO DE OLIVEIRA Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física	UNIVERSO

Nome:	
Identidade:	
Telefone	

Apresentação

Vossa senhoria, acima identificado, está sendo formalmente convidado pelo pesquisador José Eduardo Lattari Rayol Prati (da Universidade Salgado de Oliveira) a participar voluntariamente do estudo intitulado: **"Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica do vasto lateral em homens saudáveis".**

Objetivo do estudo: Investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica (ETCC-a) sobre a resistência de força isométrica, além da atividade eletromiográfica de superfície (sEMG) do vasto lateral em homens treinados em força muscular.

Características do estudo: Serão realizadas quatro visitas ao Laboratório de Cineantropometria, localizado na Rua Marechal Deodoro, 217 – Bloco A – Centro, Niterói – RJ, Brasil, CEP: 24030-060. 1ª visita- a) Aplicação de uma anamnese e, questionário PARQ para triagem da amostra; b) Mensuração de medidas antropométricas para caracterização da amostra (com instrumentos e roupas adequadas); c) Teste de CIVM; (d) Familiarização com a tarefa de fadiga; 2ª e 3ª visitas- Serão aplicados as duas condições experimentais do estudo, de forma randomizada, da seguinte forma: a) Aplicação das condições experimentais (ETCC-a e Sham); b) Aquecimento específico; c) Tarefa de fadiga no exercício *leg-press* horizontal; d) Aplicação do questionário de questionário relacionado às sensações oriundas das condições experimentais da ETCC. Todos os procedimentos metodológicos serão aplicados pelo profissional de Educação Física e pesquisador responsável pelo projeto de pesquisa José Eduardo Lattari Rayol Prati.

Descrição de riscos e desconfortos: A aplicação da CIVM, bem como a tarefa de fadiga, pode levar o sujeito a experimentar certos graus de fadiga e desconforto muscular. Nesses casos, apenas o descanso do indivíduo é o suficiente para plena recuperação. Além disso, em casos

excepcionais, a prática do exercício físico pode proporcionar algum tipo de lesão aguda, seja muscular ou ligamentar. No caso da ocorrência de alguma dessas lesões, o avaliador responsável irá realizar os procedimentos de primeiros socorros necessários, como a aplicação de gelo e imobilizações. Também será responsabilidade do avaliador conduzir o indivíduo para o hospital mais próximo no caso da ocorrência de algumas das lesões supracitadas oriundas do experimento. Todas as medidas de emergência não irão onerar o serviço público de saúde. Deve-se ressaltar que o acompanhamento é formado em educação física e possui treinamento para prescrever seu exercício e prestar qualquer procedimento de primeiros socorros necessários. Além disso, durante a aplicação da ETCC, alguns voluntários podem reportar sensação de formigamento, porém isto não ocorre em todos. Para evitar essa possível sensação, o avaliador irá aplicar solução salínica (isto é, soro fisiológico) nas esponjas que envolvem os eletrodos. Esse procedimento minimiza esse possível efeito perceptivo dos avaliados.

Benefícios aos participantes: o presente estudo poderá beneficiá-lo diretamente, uma vez que fornecerá dados em relação a antropometria e a força de membro inferior.

Garantia de acesso aos pesquisadores: Em qualquer fase do estudo você terá pleno acesso aos pesquisadores responsáveis pelo projeto nos seguintes endereços: Universidade Salgado de Oliveira- Rua Marechal Deodoro 217, 2º Andar - Centro - Niterói – RJ, CEP: 24.030-060. Telefone: (21) 2138-4927; Comitê de Ética da Universidade Salgado de Oliveira- Rua Marechal Deodoro 263, Bloco B, térreo - Centro - Niterói – RJ, CEP: 24.030-060. Telefone: (21) 2138-4983.

Garantia de liberdade: A participação neste estudo é absolutamente voluntária. Dentro desta premissa, todos os participantes estão integralmente livres para, a qualquer momento, negar o consentimento ou desistir de participar e retirar o consentimento, sem que isto provoque qualquer tipo de penalização para você. Lembramos, assim, que a sua recusa não trará nenhum prejuízo à relação com o pesquisador ou com a instituição e a sua participação não é obrigatória. Mediante a aceitação, espera-se que você esteja nos dias e horários marcados e, acima de tudo, siga as instruções determinadas pelos pesquisadores responsáveis.

Direito de confidencialidade: os dados colhidos na presente investigação serão utilizados para subsidiar a confecção de artigos científicos. Porém, todas as informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o absoluto sigilo sobre sua participação. Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar a identificação do participante e ninguém, a não ser o próprio pesquisador, poderá ter acesso aos resultados da pesquisa de forma individual.

Direito de acessibilidade: cada participante poderá ter acesso aos resultados de suas próprias medidas, bem como, asseguramos a necessária interpretação e informações cabíveis sobre os dados coletados.

Despesas e compensações: o participante, em qualquer fase do estudo não terá despesas financeiras pessoais. As despesas, assim, se porventura ocorrer, deverão ser de responsabilidade dos próprios pesquisadores. Também, não haverá compensação financeira relacionada à sua participação.

Os materiais utilizados para coleta de dados serão armazenados por 5 (cinco) anos, após descartados, conforme preconizado pela Resolução CNS nº. 466 de 12 de dezembro de 2012. Em caso de dúvidas ou questionamentos, queira se manifestar, agora ou em qualquer momento do estudo, para explicações adicionais.

Consentimento

Eu, _____, acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado. Declaro, assim, que discuti com o Pesquisador José Eduardo Lattari Rayol Prati sobre minha decisão em participar desse estudo. Ficaram claros para mim quais são os objetivos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesa. Concordo, voluntariamente, em participar desse estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido em seu atendimento nesta instituição. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Niterói, ___ de _____ de 2023

---------- ----------

Avaliado José Eduardo Lattari Rayol Prati

APÊNDICE III

QUESTIONÁRIO DE SENSAÇÕES RELACIONADAS À ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA

Nome: _____ data: __ / __ / __

Sessão:_____

A presente amostra experimentou a estimulação transcraniana anteriormente?

SIM ( ) NÃO ( )

Qual a intensidade? _____ mA (Caso SIM) Polaridade:_____

Dimensão dos eletrodos: ____x____ cm; (___cm^2)

Você sentiu algum tipo de desconforto durante a estimulação elétrica? Caso sim, poderia descrever?

Indique o grau de desconforto de acordo com a seguinte escala:

Efeitos adversos	Nenhuma	Leve	Moderada	Forte
Coceira (P)				
Dor no couro cabeludo (DC)				
Dores no pescoço (DP)				
Queimadura no escalpo (Q)				
Maior estado de alerta (A)				
Vermelhidão da pele (V)				
Sonolência (S)				
Falta de concentração (C)				
Mudança de humor (H)				
Gosto metálico na boca (GM)				
Outros:				

Em caso de sensação percebida, quando começou? (esta parte pode ser indicada para cada sensação. Por exemplo, uma para dor, outra para prurido etc. OBS: Colocar a(s) letra(s) representativas de cada sensação)

Início da sessão: _____

Aproximadamente no meio da sessão: _____

Próximo ao fim da sessão: _____

Qual foi o tempo de duração das sensações?

( ) Foi apenas no início da sessão. Qual(is)? _____

( ) Cessou no meio da sessão. Qual(is)? _____

( ) Cessou ao final da sessão. Qual(is)? _____

Quanto essas sensações afetaram seu estado geral?

( ) Não afetou

( ) Pouco

( ) Consideravelmente

( ) Muito

( ) Extremamente

Qual foi o local das sensações percebidas?

( ) Difuso (percepção de que a sensação se espalha)

( ) Local

( ) Próximo ao eletrodo (Qual?) _____

Outro (Se desejar fornecer mais detalhes, descreva brevemente as sensações experimentadas): _____.

Com base na sua percepção ao longo das sessões de estimulação elétrica, você acredita que a estimulação foi:

( ) Real nas duas sessões

( ) Real na 1ª visita real e placebo na 2ª visita

( ) Placebo na 1ª visita e real na 2ª visita

( ) Placebo nas duas sessões

Pesquisador:

Relate qualquer efeito adverso ocorrido (normalmente irritação da pele, vermelhidão, dor de cabeça, dores no escalpo, tonturas ou outros, por favor especifique) e classifique o efeito adverso em uma escala de 0 a 3, como anteriormente descrito: -

_____

_____

APÊNDICE IV

PRODUÇÕES DURANTE O PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA

Resumos publicados em anais de congressos:

AGUIAR, A M ; SANTOS, M. C. C. ; **Zanirate, G** ; MONTEIRO, W. ; LATTARI, E. Efeito do treinamento de força na redução da pressão arterial em adultos e idosos hipertensos. In: ANAIS DO III SEMINÁRIO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CULTURA DO MOVIMENTO E JORNADA INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA, 2024, Niterói. ANAIS DO III SEMINÁRIO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CULTURA DO MOVIMENTO E JORNADA INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA, 2024.

CARVALHO, M. A. M. ; SA, G. B. ; **Zanirate, G** ; LATTARI, E. ; GUIMARAES, T. T. . O impacto do exercício físico em indivíduos com transtorno de ansiedade. In: ANAIS DO III SEMINÁRIO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CULTURA DO MOVIMENTO E JORNADA INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA, 2024, Niterói. ANAIS DO III SEMINÁRIO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CULTURA DO MOVIMENTO E JORNADA INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA, 2024.

SILVA, P. D. G. ; SA, G. B. ; **Zanirate, G** ; LATTARI, E. ; GUIMARAES, T. T. . Transformações fisiológicas com o avançar da idade: implicações e estratégias para a manutenção do desempenho físico. In: ANAIS DO III SEMINÁRIO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CULTURA DO MOVIMENTO E JORNADA INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA, 2024. ANAIS DO III SEMINÁRIO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E CULTURA DO MOVIMENTO E JORNADA INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA.

Zanirate, G; RODRIGUES, G. ; MONTEIRO, W. ; LATTARI, E. . Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica sobre o volume de treinamento no supino reto em homens treinados. In: CELAFISCS, 2023, SÃO PAULO. 46° SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DO ESPORTE, 2023.

Capítulo de livro:

Figueiredo da Silva, Carlos Alberto. (2024). DIDÁTICA E EDUCAÇÃO FÍSICA EM TEMPOS DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL. 10.51995/didaticaeeducacaofisica.

ANEXO I

Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)

O PAR-Q foi desenvolvido para ajudar você. Para a maioria das pessoas, a atividade física não deve representar nenhum problema ou risco. O PAR-Q foi projetado para identificar o pequeno número de adultos para os quais a atividade física pode ser inadequada ou aqueles que devem receber orientação médica sobre o tipo de atividade mais adequado para eles. O senso comum é o seu melhor guia para responder a essas poucas perguntas. Por favor, leia-os com cuidado. Complemente e marque ( ) SIM ou ( ) NÃO, após a leitura da pergunta.

1. O seu médico já disse que você tem um problema cardíaco OU hipertensão?

( ) SIM ou ( ) NÃO

2. Você sente dor no peito em repouso, durante suas atividades diárias de vida, OU quando você faz atividade física?

( ) SIM ou ( ) NÃO

3. Você perde o equilíbrio por causa da tontura OU perdeu a consciência nos últimos 12 meses? Responda NÃO se a sua tontura estiver associada a respiração excessiva (incluindo durante exercícios vigorosos).

( ) SIM ou ( ) NÃO

4. Você já foi diagnosticado com outra condição médica crônica (que não seja uma doença cardíaca ou pressão alta)?

( ) SIM ou ( ) NÃO

Liste a (s) condições (s) aqui:

5. Você está tomando medicamentos prescritos para condição médica crônica? ( ) SIM ou ( ) NÃO

Liste a (s) condição (s) e medicamentos aqui:

6. Você atualmente tem (ou teve nos últimos 12 meses) um osso, articulação ou tecido mole (músculo, ligamento ou tendão) problema que poderia ser agravado ao se tornar mais fisicamente ativo? Responda **NÃO** se você teve um problema no passado, mas isso ***não limita sua capacidade atual*** de ser fisicamente ativo

( ) SIM ou ( ) NÃO

Liste a (s) condição (s) aqui:

7. O seu médico já disse que você só deve fazer atividade física supervisionada por um médico?

( ) SIM ou ( ) NÃO

ANEXO II

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE SALGADO DE OLIVEIRA - ASOEC - UNIVERSO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC) SOBRE A RESISTÊNCIA DE FORÇA ISOMÉTRICA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL EM HOMENS SAUDÁVEIS

Pesquisador: JOSE EDUARDO LATTARI RAYOL PRATI

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 70907423.0.0000.5289

Instituição Proponente: ASSOCIACAO SALGADO DE OLIVEIRA DE EDUCACAO E CULTURA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 6.262.594

Apresentação do Projeto:

Introdução: Um posicionamento adequado do eletrodo anódico sobre o córtex motor dos membros inferiores, com intensidade e duração da corrente elétrica suficientes poderiam gerar melhorias sobre a resistência de força isométrica com concomitante aumento na ativação EMG dos músculos extensores do joelho. Contudo, essa hipótese ainda permanece sem maiores elucidações. Objetivo: Com isso, o objetivo desse projeto de pesquisa será investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica (ETCC-a) sobre a resistência de força isométrica, além da atividade eletromiográfica de superfície (sEMG) do vasto lateral em homens treinados em força muscular.

Métodos: Serão recrutados 20 homens saudáveis e treinados em força com idades entre 18 e 35 anos. Os sujeitos deverão comparecer ao laboratório de cineantropometria da Universidade Salgado de Oliveira por quatro ocasiões com intervalos de uma semana elas. Na visita inicial, os sujeitos serão submetidos a uma anamnese específica, uma avaliação antropométrica, o teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e a familiarização com a tarefa de fadiga, ambos executados para os extensores do joelho direito no exercício leg-press horizontal. Nas visitas 2 e 3, de forma randomizada, os sujeitos serão submetidos as seguintes condições experimentais do estudo: ETCC-a e Sham. Imediatamente após as condições, os sujeitos realizarão os aquecimentos geral e específico, seguido pela tarefa de fadiga. A tarefa de fadiga serárealizada através da extensão do joelho direito no exercício de leg-press horizontal, constituída de oito

CIVMs, com cinco segundos de duração e cinco segundos de intervalo entre as contrações. Ao término da tarefa de fadiga, será aplicado o questionário específico relacionado às sensações oriundas das condições experimentais da ETCC. Serão analisados o percentual de força referente a CIVM (% CIVM) e a atividade sEMG do músculo vasto lateral do quadríceps femoral. Resultados esperados: Espera-se que durante a tarefa de fadiga, os sujeitosconsigam atingir maiores % CIVMs e atividade sEMG na condição ETCC-a comparada a Sham.

Objetivo da Pesquisa:

Investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua anódica (ETCC-a) sobre a resistência de força isométrica, além da atividade eletromiográfica de superfície (sEMG) do vasto lateral em homens treinados em força muscular.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

A aplicação da CIVM, bem como o teste de tempo de exaustão, pode levar o sujeito a experimentar certos graus de fadiga e desconforto muscular. Nesses casos, apenas o descanso do indivíduo é o suficiente para plena recuperação. Além disso, em casos excepcionais, a prática do exercício físico pode proporcionar algum tipo de lesão aguda, seja muscular ou ligamentar. No caso da ocorrência de alguma dessas lesões, o avaliador responsável irá realizar os procedimentos de primeiros socorros necessários, como a aplicação degelo e imobilizações. Também será responsabilidade do avaliador conduzir o indivíduo para o hospital mais próximo no caso da ocorrência de algumas das lesões supracitadas oriundas do experimento. Todas as medidas de emergência não irão onerar o serviço público de saúde. Deve-se ressaltar que o acompanhamento é formado em educação física e possui treinamento para prescrever seu exercício e prestar qualquer procedimento de primeiros socorros necessários. Além disso, durante a aplicação da ETCC, alguns voluntários podem reportar sensação de formigamento, porém isto não ocorre em todos. Paraevitar essa possível sensação, o avaliador irá aplicar solução salínica (isto é, soro fisiológico) nas esponjas que envolvem os eletrodos. Esse procedimento minimiza esse possível efeito perceptivo dos avaliados.

Benefícios:

O presente estudo poderá beneficiá-lo diretamente, uma vez que fornecerá dados em relação a antropometria e a força de membro inferior.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pendência foi resolvida com a carta de anuência.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto: OK

Cronograma: OK

Riscos e benefícios: OK

Critérios de inclusão e exclusão: OK (carta de anuência com autorização para as visitas foi apresentada).

TCLE:OK

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Não há pendências.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2136034.pdf	16/08/2023 10:43:49		Aceito
Outros	Carta_de_anuencia.pdf	16/08/2023 10:43:34	JOSE EDUARDO LATTARI RAYOL PRATI	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	11/05/2023 09:29:30	JOSE EDUARDO LATTARI RAYOL PRATI	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	11/05/2023 09:29:18	JOSE EDUARDO LATTARI RAYOL PRATI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo.pdf	05/05/2023 20:10:11	JOSE EDUARDO LATTARI RAYOL PRATI	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

NITEROI, 25 de Agosto de 2023

Assinado por:
Juliana Marin
(Coordenador(a))

Endereço: MARECHAL DEODORO, 263 Bl. B - térreo, a sala fica ao final do corredor do térreo
Bairro: CENTRO **CEP:** 24.030-060
UF: RJ **Município:** NITEROI
Telefone: (21)2138-4983 **E-mail:** cepuniverso@nt.universo.edu.br

ANEXO III

Mantida pela Associação Salgado de Oliveira de Educação e Cultura

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAÇÃO DE TRABALHOS CIENTÍFICOS

O discente da **ASSOCIAÇÃO SALGADO DE OLIVEIRA DE EDUCAÇÃO E CULTURA – ASOEC**, mantenedora da **UNIVERSIDADE SALGADO DE OLIVEIRA - UNIVERSO**, com sede na cidade de Niterói - RJ, à rua Marechal Deodoro, 217 – Bloco A, inscrita no CNPJ sob o nº 28.638.393/0003-44, na qualidade de titular dos direitos autorais do trabalho indicado abaixo, nos moldes da Lei nº. 9610/98, ao assinar o presente termo, ato esse de livre vontade, **AUTORIZA** que:

A Universidade Salgado de Oliveira - UNIVESO publique, de forma gratuita, por tempo indeterminado, em ambiente digital institucional, sem qualquer tipo de ressarcimento dos direitos autorais, o texto integral do Trabalho de Conclusão de Curso descrito abaixo, em formato PDF e/ou outro que identifique ser mais adequado, a título de divulgação da produção científica gerada pela Instituição de Ensino Superior.

Nome do discente/autor: GEANNY ZANIRATE FLÔR

Curso: MESTRADO EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA

Título do Trabalho de Conclusão de Curso: Efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua (etcc) sobre a resistência de força isométrica e atividade eletromiográfica do vasto lateral em homens saudáveis.

Endereço: RUA MATO GROSSO, N 14. JARDIM ESPERANÇA, CABO FRIO – RJ.

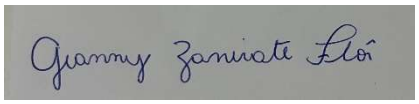
CPF: 060.659.647-00 RG: 23.918.486-4

E-mail: geannyz_flr@hotmail.com Telefone: (22) 99888-3653

O discente está ciente quanto a sua responsabilidade de originalidade e que detém o direito de disponibilizar a obra indicada nesta autorização, conforme art. 30, da Lei 9.610/98, sendo, conduto, vedada a cópia/plágio de trabalhos de terceiros. Assim, quaisquer medidas judiciais ou extrajudiciais concernentes a divulgação/reprodução/cópia/exposição/venda de seu conteúdo, sem autorização do titular dos direitos autorais, serão de inteira responsabilidade

do infrator e de iniciativa exclusiva do discente/autor.

Niterói, 04 de Setembro de 2024.



Aluno