

UNIVERSIDADE SALGADO DE OLIVEIRA (UNIVERSO)
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE

**ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA COMO
RECURSO FACILITADOR DO AUMENTO DE FORÇA MUSCULAR: UMA
REVISÃO SISTEMÁTICA**

Por

Mestrando: George Francisco de Lima Telles

Orientadores: Prof. Dr. Aldair José de Oliveira

Coorientador: Prof. Dr. Sergio Eduardo de Carvalho Machado

Niterói

2022

GEORGE FRANCISCO DE LIMA TELLES

**ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA COMO
RECURSO FACILITADOR DO AUMENTO DE FORÇA MUSCULAR: UMA
REVISÃO SISTEMÁTICA**

Dissertação apresentada ao Mestrado em Ciências das Atividades Físicas, da Universidade Salgado de Oliveira, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Atividade Física, sob a orientação do Prof. Dr. Aldair José de Oliveira.

Niterói

2022

CIP - Catalogação na Publicação

T274	<p>Telles, George Francisco de Lima. Estimulação transcraniana por corrente contínua como recurso facilitador do aumento de força muscular: uma revisão sistemática. / George Francisco de Lima Telles. -- Niterói, RJ, 2022. xii, 13-61p.; il., color., tabs. [Numeração da publicação: [i] – xii, 13-61]. Referência(s): P. 53-60. Anexo: P. 61.</p> <p>Orientador: PhD. Aldair José de Oliveira. Coorientador: PhD. Sergio Eduardo de Carvalho Machado Dissertação (Mestrado em Ciências da Atividade Física) – Universidade Salgado de Oliveira, 2022.</p> <p>1. Aptidão física – Força muscular. 2. Estímulo transcraniano – Corrente contínua. 3. Aumento de força muscular. I. TÍTULO.</p> <p style="text-align: right;">CDD 613.711</p>
------	---

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

GEORGE FRANCISCO DE LIMA TELLES

“ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA COMO RECURSO FACILITADOR DO AUMENTO DE FORÇA MUSCULAR: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.”

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 30 de novembro de 2022 pela banca examinadora, composta pelos professores:



Prof. Dr. Aldair José de Oliveira

Professor do PPG em Ciências da Atividade Física da Universidade Salgado de Oliveira
(UNIVERSO)



Prof. Dr. Sérgio Eduardo de Carvalho Machado

Professor da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM)



Prof. Dr. Bruno Ribeiro Ramalho de oliveira

Professor do PPG em Ciências da Atividade Física da Universidade Salgado de Oliveira
(UNIVERSO)

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela vida e saúde para trilhar este desatio. Agradeço (in memoriam) a minha mãe, afinal de contas, participei do processo seletivo para o mestrado, ao lado dela, numa maca de hospital enquanto se recuperava de um AVE isquêmico, vindo a falecer exatos 06 meses depois. Agradeço com um carinho enorme meu Co-orientador Sérgio Machado, pois sem a confiança dele, esse projeto jamais aconteceria. Agradeço imensamente meu orientador Aldair Oliveira por ter aceito o desafio de trilhar comigo e confiar em mim. Por fim, mas não menos importante estendo meu agradecimento aos meus familiares. Minhas filhas Ana Beatriz e Alice, minha companheira e acima de tudo parceira, que jamais me deixou desistir, Stephanie Pereira e ao Meu pai Ubirajara Telles e minha irmã Cristiane Telles. Sem vocês esse desafio jamais seria completo. E seguirei meu propósito e promessa feita a minha mãe pouco antes de sua passagem. Concluir o mestrado e cuidar das pessoas!

EPÍGRAFE

“Muitos homens devem a grandeza da sua vida aos obstáculos que tiveram que vencer”. **(C. H. Spurgeon)**

RESUMO

O desempenho do exercício é influenciado por muitos fatores físicos, como f. muscular. Particularmente no contexto de aptidão física, existem muitos tipos recursos para melhorar a força muscular de indivíduos praticantes de treinamento de força, como por exemplo, os esteróides anabólicos. Assim, o desenvolvimento de métodos inovadores para auxiliar na prática de exercícios é de grande interesse. Um desses métodos é a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC), que é uma técnica não invasiva que emite uma corrente elétrica fraca que pode promover excitação, por despolarização tônica do potencial de repouso da membrana (estímulo anódico, ETCC-a), ou inibição cortical, por hiperpolarização do potencial de repouso da membrana (estímulo catódico, ETCC-c), ou seja, aumento ou diminuição da taxa de disparo espontâneo dos neurônios afetados pela corrente elétrica. Uma busca sistemática foi realizada nas seguintes bases de dados, até outubro de 2022; PubMed, Web of Science, Scopus, Scielo. Estudos sobre ETCC para melhora de força muscular em pessoas adultas praticantes de treino de força foram incluídos. Foram comparados os efeitos da ETCC-a a ETCC-sham (placebo) nos parâmetros de força muscular. Foram selecionados 19 ensaios randomizados controlados. Nenhum estudo mencionou efeitos colaterais negativos da intervenção. Os dados mostram diferenças entre os estudos que investigam a força muscular no que diz respeito ao uso bem-sucedido de ETCC. Foram observados pelos estudos os efeitos positivos da ETCC-a na maioria dos parâmetros testados. A maioria dos dados mostra uma influência consistente da ETCC-a na força muscular, sugerindo que a ETCC-a pode melhorar a força muscular.

PALAVRAS-CHAVE: estimulação transcraniana por corrente contínua, ETCC, força muscular, revisão sistemática.

ABSTRACT

Exercise performance is influenced by many physical factors such as muscle strength. Particularly in the context of providing physics, there are many types of resources to improve the muscular strength of individuals who practice strength training, such as, for example, anabolic steroids. Thus, the development of innovative methods to assist in the practice of exercises is of great interest. One such method is transcranial direct current stimulation (tDCS), which is a non-invasive technique that emits a weak electrical current that can promote either by tonic depolarization of the restriction membrane potential (anode stimulus, tDCS-a) or cortical, by hyperpolarization of the membrane replacement potential (cathode stimulus, tDCS-c), that is, increase or decrease in the spontaneous firing rate of neurons helped by electric current. A systematic search was carried out in the following databases, up to October 2022; PubMed, Web of Science, Scopus, Scielo. Studies on tDCS for muscle strength improvement in adult strength training practitioners were included. The effects of a-tDCS and sham-tDCS (placebo) on muscle strength parameters were compared. Nineteen randomized controlled trials were selected. No study mentioned caused negative side effects of the intervention. The data show differences between studies investigating muscle strength with regard to the successful use of tDCS. The studies observed the positive effects of tDCS-a in most of the tested parameters. Most data show a consistent influence of a-tDCS on muscle strength, suggesting that a-tDCS may improve muscle strength.

Keywords: transcranial direct current stimulation, ETCC, muscle strength, systematic review.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fluxograma do estudo

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos estudos incluídos.

Tabela 2 – Protocolos de estudo para exercícios de força muscular.

LISTA DE ABREVIações

CPFDL – Córtex pré-frontal dorsolateral

CVM - Contração voluntária máxima

CVIM – Contração voluntária isométrica máxima

ETCC – Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua

ETCC-a – Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Anódica

ETCC-c – Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Catódica

ETCC -sham – Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua (placebo)

M1 – Área motora primária

N – Newton

RM – Repetição máxima

TE – Tempo para exaustão

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	13
CAPÍTULO II Revisão de Literatura.....	16
CAPÍTULO III Metodologia.....	20
CAPÍTULO IV Resultados.....	23
CAPÍTULO V Discussão.....	48
CAPÍTULO VI Conclusões, Limitações e Perspectivas Futuras.....	52
REFERÊNCIAS.....	53

CAPÍTULO I

Problematização

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, vários estudos têm buscado um melhor entendimento sobre a dose ideal relacionada à frequência, intensidade e volume de treino para um melhor desenvolvimento dos níveis de força muscular em indivíduos praticantes de treino de força (PETERSON et al., 2004; RHEA et al., 2003). Esse entendimento é fundamental para a melhor prescrição de treinamento possível, partindo do princípio de que uma prescrição equivocada pode levar a um alto risco de lesões por esforço repetitivo, além de poder não alcançar os objetivos desejados no desenvolvimento da força muscular (RHEA et al., 2003).

Particularmente nos contextos de aptidão física, como o desenvolvimento da força muscular, existem muitos tipos de recursos para melhorar o desenvolvimento da força em indivíduos praticantes de treino de força (SCHUBERT e ASTORINO, 2012), usando drogas ilícitas para atingir seus objetivos (SAVULESCU et al., 2004). Nos últimos anos, os cientistas do esporte começaram a se concentrar no estudo do cérebro como um governador central e, assim, regular o exercício no que diz respeito a um esforço ideal, calculado pelo corpo e como o cérebro pode limitar ou melhorar o desempenho físico (NOAKES, 2012). Desde então, vários estudos investigaram e mostraram o papel essencial do cérebro na determinação da fadiga e no desenvolvimento de força muscular (GANDEVIA, 2001; NOAKES, 2011a,b, 2012). Assim, o desenvolvimento de métodos inovadores para ajudar no desempenho do exercício vem ganhando grande destaque (NOAKES, 2012; Van CUTSEM et al., 2017a). Um desses métodos é a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC).

A ETCC é uma técnica não invasiva que emite uma corrente elétrica fraca que pode promover excitação, por meio da despolarização tônica do potencial de repouso de membrana (estímulo anódico, ETCC-a), ou inibição cortical, por hiperpolarização do potencial de repouso de membrana (estímulo catódico, ETCC-c) (NITSCHKE e PAULUS, 2000; STAGG e NITSCHKE, 2011), ou seja, aumento ou diminuição da taxa de disparo espontâneo dos neurônios afetados pela corrente elétrica (BIKSON et al., 2004; RAHMAN et al., 2013). Esta técnica de modulação

neural não invasiva tem sido usada em pessoas saudáveis para investigar alterações no ganho de força muscular. Como potencial recurso, o uso da ETCC-a apresentou melhoras na força muscular e na diminuição da percepção de esforço contribuindo para uma melhor resposta de volume de treinamento (LATTARI et al., 2016; LATTARI et al., 2018). Quando comparada ao uso de cafeína, a ETCC-a teve um resultado tão positivo quando a cafeína comparada ao placebo, sem diferença significativa entre as mesmas, mostrando que a ETCC-a pode ter um efeito potencializador da força muscular (LATTARI et al., 2019).

Dentre estes fatos, a estimulação transcraniana por corrente contínua anódica surge como uma nova alternativa, efetiva e não invasiva que pode ofertar um volume maior de treinamento com contrações musculares submáximas, e propiciar uma redução da percepção de esforço em indivíduos não atletas de treinamento de força (LATTARI et al., 2016). Nesse contexto a estimulação transcraniana por corrente contínua anódica pode potencializar a força muscular e contribuir com a regulação da percepção de esforço, tornando-se um recurso potencial para a melhora do desempenho físico. Sendo um recurso precursor pelos achados iniciais da aplicação da ETCC sobre o M1(córtex motor primário), área cerebral reconhecida como responsável pelo repertório motor e maior sensibilidade à produção do movimento, e também nos estudos dos efeitos do córtex pré-frontal dorso lateral (CPF DL) no controle da fadiga e da percepção de esforço. A literatura ainda explora pouco os estudos relacionados ao (CPF DL) entretanto o mesmo possui significativa importância na regulação do exercício físico. (LATTARI et al., 2016). O (CPF DL) é de tamanha importância no treinamento físico por tratar-se de uma das áreas responsáveis pela inibição de ações motoras principalmente na tomada de decisões quanto a continuação ou não da prática do exercício (LATTARI et al., 2016, TANAKA et al., 2009).

A fadiga física é um fenômeno complexo (TANAKA et al. 2009) e fatores como a percepção de esforço e a inibição central podem estar envolvidos (DUNDAS et al., 2007), e quando o cérebro se encontra em situações de fadiga, ocorre um aumento de atividade cerebral (potência beta) e maior sincronia entre os CPF DL esquerdo e direito. Esses resultados sugerem um mecanismo compensatório latente ao desempenho físico, pelo CPF DL quando há a diminuição da ativação do M1 pela presença da fadiga central induzida pelo esforço (MENOTTI et al., 2014). Dentre os

estudos realizados até hoje, a ETCC-a sugere indícios de melhorias na relação entre a taxa de descarga elétrica em neurônios corticais e a produção de força (TANAKA et al., 2011), redução da percepção de esforço em uma mesma carga submáxima de trabalho (OKANO et al., 2015), inibição relativa dos neurônios motores alfa e modulação da fadiga central ou dor muscular durante o esforço (COGIAMANIAN et al., 2007) e aumento da excitabilidade cortical (WILLIAMS et al., 2003).

Nos últimos anos, vários pesquisadores investigaram os efeitos da ETCC no desempenho físico em indivíduos saudáveis, praticantes de treino de força (LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; ANGIUS et al., 2018). A ETCC pode ser utilizada como recurso facilitador de alterações no volume de carga (LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b), além de poder ser usada durante seus programas de treinamento (REARDON, 2016; EDWARDS et al., 2017). Em consonância com isso, o objetivo desta revisão sistemática foi verificar se a ETCC é um recurso facilitador eficaz na modulação da força muscular em praticantes de treino de força.

1.1. Justificativa

Ao observar a lacuna existente nos estudos sobre a utilização da ETCC-a como potencial recurso na melhora da força muscular de indivíduos praticantes de treino de força, a presente dissertação se justifica pela possibilidade de melhor entender como ocorre a modulação e conseqüentemente otimização da força muscular por meio do uso da ETCC-a (LATTARI et al., 2020). Apesar da longa história pregressa da ETCC na prática clínica em neurologia e psiquiatria (CHASE et al., 2020), ainda é pouco conhecida e compreendida a sua contribuição na modulação e otimização no campo do exercício físico, mais especificamente na força muscular. Além disso, esse estudo pode contribuir a melhor entender como utilizar a ETCC-a como parte integrante do processo de treinamento e reabilitação física.

1.2. Objetivo

O objetivo do presente estudo é analisar criticamente os efeitos do ETCC como potencial recurso potencializador da força muscular em indivíduos praticantes de treino de força por meio de uma revisão sistemática.

CAPÍTULO II

Revisão de Literatura

2.1 Estimulação Transcraniana Por Corrente Contínua (ETCC)

A ETCC é um método não invasivo de neuromodulação cerebral, consistindo na colocação de eletrodos posicionados na cabeça, na área cerebral de interesse da intervenção, que emite uma corrente elétrica direta e de baixa intensidade no crânio, atingindo o córtex cerebral, e modificando desta forma os potenciais de repouso da membrana dos neurônios. Isto leva a alterações nos níveis de excitabilidade, modulando a taxa de disparo dos neurônios (NITSCHKE et al., 2003ab).

Seus efeitos são dependentes da direção do fluxo de corrente, geometria neuronal, duração da corrente elétrica, intensidade, polaridade e montagem dos eletrodos, variando com a estratégia de intervenção e resultados que buscam ser alcançados para cada indivíduo (LIEBETANZ et al., 2002). Portanto, serão revisados pontos importantes relacionados ao uso da ETCC.

2.2 Mecanismos de ação

A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) é um método cerebral não invasivo bem tolerado técnica de estimulação, caracterizada por uma corrente elétrica fraca (1–2 mA) aplicada através eletrodos colocados no couro cabeludo para induzir mudanças prolongadas na excitabilidade cerebral por um longo tempo, mesmo após o término da estimulação (NITSCHKE et al., 2003ab). A corrente anódica aumenta a excitabilidade, favorecendo a despolarização da membrana neuronal, enquanto a catódica. A corrente tem um efeito inibitório, causando hiperpolarização da membrana neuronal (NITSCHKE et al., 2003ab). Esses efeitos, dependendo da intensidade e duração da corrente elétrica imposta através do tDCS, pode durar mais de uma hora (NITSCHKE et al., 2003ab; BRUNONI et al., 2012).

tDCS é uma técnica de estimulação cerebral não invasiva que é considerada barata, segura, indolor e portátil. tDCS é composto por um estimulador alimentado por bateria que fornece correntes elétricas fracas (0,5–2 mA), usando esponjas embebidas em fluido salino (ELBERT T. et al., 1981). Geralmente,

a modulação cerebral depende da polaridade da corrente aplicada. tDCS permite dois tipos de estimulação: (i) tDCS anódica (a-tDCS), usada para estimular uma área de interesse, onde o eletrodo anódico é posicionado na área alvo, enquanto o eletrodo catódico atua como o eletrodo de referência para fechar o circuito elétrico, sendo posicionado, em geral, sobre o região supraorbitária contralateral ou no músculo deltóide; e (ii) tDCS catódica (c-tDCS), usado para inibir uma área de interesse, mas com posicionamento inverso dos eletrodos, com o eletrodo catódico sobre a área alvo e o eletrodo anódico sobre a região supraorbital ou no músculo deltoide (ELBERT T. et al., 1981; NITSCHE et al., 2007; DATTA A. et al., 2009). Na maioria dos estudos, o eletrodo de referência era geralmente colocado na região supraorbital; no entanto, em outros, foi posicionado sobre extracefálico regiões (por exemplo, o ombro).

2.3 Fisiologia da ETCC

Em relação às áreas cerebrais, já se sabe que as respostas neurais frente ao esforço físico implicam distintas áreas cerebrais (WILLIAMSON et al., 2019). Parece que a M1, juntamente com o CPF vêm mostrando forte participação no desempenho físico, já que são áreas cerebrais intimamente envolvidas e conectadas a áreas subcorticais por meio de redes neurocorticais. Sendo assim, as áreas subcorticais como o CI, destacam-se, pois estão diretamente relacionadas ao gerenciamento de mecanismos de regulação das respostas cerebrais, sobretudo, da PSE durante exercício máximo (WILLIAMSON et al., 2019). Ainda é incerto quais seriam as redes neurais responsáveis por controlar o governador central, mas suspeita-se que sejam áreas corticais (LAMBERT et al., 2006). Sem dúvidas, a M1 possui papel essencial sobre o controle do comando central no SNC, influenciando dessa forma a produção de força muscular voluntária.

Os efeitos de condicionamento do tDCS na taxa de disparos neuronais foram atribuídos a mudanças no potencial de membrana neuronal na região estimulada. ETCC-a é geralmente conhecido por despolarizar os neurônios, facilitando o disparo neuronal, enquanto o c-tDCS geralmente hiperpolariza os neurônios, inibindo o disparo neuronal abaixo do local de estimulação (ELBERT T. et al., 1981; COGIAMANIAN F. et al, 2007). As alterações causadas pela tDCS podem durar além da estimulação, se aplicada por pelo menos três minutos (ELBERT T. et al., 1981), e permanecer estável por pelo menos uma hora se a tDCS for aplicada por um tempo \geq de 10 min utilizando corrente com intensidades entre 1 e 2 mA. Vários fatores podem influenciar os efeitos do tDCS, como se os estímulos são administrados alternada ou consecutivamente (KUO MF. et al., 2012; SHIN YI et al., 2015), o uso de diferentes dispositivos tDCS, eletrodo materiais, área cerebral alvo, (BATSIKADZE G. et al., 2012; MOSAYEBI SAMANI M. et al, 2019), a distância entre os eletrodos de estimulação (por exemplo, grandes distâncias entre os eletrodos podem diminuir a magnitude dos efeitos dependendo da montagem utilizada) (MOLIADZE V. et al., 2015; MONTE-SILVA K. et al., 2013), forma (redonda versus retangular) e tamanho dos eletrodos (25–35 cm²), bem como sua disposição na cabeça (MONTE-SILVA K. et al., 2010; MINHAS P. et al., 2012). Além disso, as características individuais da amostra do estudo, como variações na anatomia e a fisiologia podem induzir campos elétricos muito diferentes e gerar efeitos diferentes no funcionamento do cérebro (BOGGIO PS. Et al., 2006; CUYPERS K. et al., 2013). Para contornar essas diferenças metodológicas, estudos vêm promovendo avanços tecnológicos que prometem, por exemplo, melhorar a estimativa de campos elétricos induzidos por tDCS, para personalizar montagens para anatomia cerebral individualmente e investigar os efeitos da ETCC na fisiologia cerebral. Além disso, nós acreditamos que os pesquisadores devem considerar a administração de ETCC por meio de uma série de eletrodos menores, uma técnica conhecida como HD-tDCS e, em circunstâncias apropriadas, usando montagens criadas para usar técnicas de otimização baseadas em modelagem cerebral padronizada (HALLETT M. et al., 2007), para criar alvos mais focais e “personalizados” de tDCS (MOSAYEBI SAMANI M. et al, 2019; RAHMAN H. et al, 2013; NITSCHKE MA. Et al., 2003).

Os efeitos de tDCS também podem ser influenciados pelo tempo de estimulação - isto é, antes, durante ou depois de uma tarefa (NITSCHE MA. Et al., 2004), seja aplicada em combinação com manipulações farmacológicas (ANTAL A. e PAULUS W., 2012), ou com uma tarefa dependendo do tipo de tarefa usada (BOROS K. et al., 2008), a sensibilidade das medições antes e depois da estimulação (principalmente para pessoas saudáveis), e o melhor momento para a intervalo entre novas sessões de estimulação para sustentar os resultados alcançados (NITSCHE MA. Et al., 2004). Outros fatores que devem ser destacados são o estado cerebral basal e sua conectividade naqueles que estão recebendo tDCS. Além disso, diferenças no tamanho da cabeça e do crânio espessura, bem como diferenças neuroanatômicas abaixo das áreas estimuladas, podem afetar a distribuição do fluxo de corrente através do córtex (ISLAM N. et al., 1995), levantando a questão sobre a necessidade de usar neuronavegação. A influência da idade também foi relatada por estudos (STAGG CJ. Et al., 2009), bem como diferenças individuais, como habilidades básicas em certas tarefas (FRITSCH B. et al., 2010), histórico educacional (REYMANN KG e FREY JU, 2007), e até personalidade (AGBOADA D. et al., 2019). Devido a todos esses dados sobre a relação observada entre o cérebro e o comportamento, novos estudos podem usar técnicas de neuroimagem multimodais para entender melhor a bioquímica subjacente de tais interações. Portanto, acreditamos que uma padronização desses fatores, assim como novas técnicas, levará a uma maior e efeitos mais consistentes para intervenção tDCS. Uma das principais fontes dessa inconsistência são as diferenças individuais entre participantes, mas essas diferenças raramente são examinadas no contexto de treinamento/ estudos de estimulação.

CAPÍTULO III

Metodologia

O método deste estudo foi projetado e relatado de acordo com as recomendações do Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) (GREEN e HIGGINS, 2011) e o Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions (LIBERATI et al., 2009).

3.1 Critérios de Elegibilidade

Os estudos foram selecionados de acordo com os critérios PICOS (Participantes, Intervenção, Comparadores, Desfechos e Desenho de Estudo). Os participantes foram homens e mulheres adultos saudáveis praticantes de treinamento de força, sem histórico de lesão mioarticular e sem doença psiquiátrica. Como intervenção foram utilizados os efeitos agudos da ETCC anódica (ETCC-a). Os comparadores foram a ETCC-sham (placebo). Os resultados de força muscular foram avaliados sob diferentes pontos de vista: (1) exercícios uniarticulares ou multiarticulares; (2) efeitos agudos de medidas relacionadas à força muscular como o músculo força máxima, resistência muscular e potência muscular. Contrações isométricas e dinâmicas foram aceitas também. Os desenhos de estudo aceitos foram os de ensaios randomizados e não randomizados, usando método cross-over ou grupos paralelos, comparando a intervenção ETCC-a com um ETCC-sham em medidas de força muscular. Resumos de congressos, dissertações, teses, capítulos de livros e artigos publicados em revistas não revisadas por pares não foram incluídos. Apenas estudos publicados em inglês foram considerados.

3.2 Estratégia de busca

Uma pesquisa sistemática da literatura foi realizada até Agosto de 2022, usando os seguintes bancos de dados: PubMed, Web of Science, e Scopus combinando termos de texto livre e os Medical Subject Headings (MeSH). Para as bases Pubmed, Web of Science e Scopus foram usados: "transcranial direct current stimulation"[MeSH] OR transcranial direct current stimulation*[All Fields] OR

"tDCS"[MeSH] OR "tDCS"[All Fields] OR Stimulation tDCS [MeSH] OR Stimulation tDCS*[All Fields] OR Transcranial Electrical Stimulation [MeSH] OR Transcranial Electrical Stimulation*[All Fields]) AND ("Muscle strength"[MeSH] OR Muscle strength*[All Fields]). Revisões importantes sobre ETCC e força muscular foram analisadas manualmente a fim de verificar estudos relevantes adicionais.

3.3 Seleção de estudos

Após analisar os resultados da pesquisa e descartar as duplicatas, foram identificados estudos independentemente títulos e resumos. Os artigos na íntegra incluídos foram recuperados e avaliados independentemente quanto à elegibilidade, de acordo com os critérios descritos anteriormente. Quando não foi possível recuperar os artigos na íntegra, os autores foram contatados usando o e-mail e o Research Gate para fornecê-los. Após três tentativas fracassadas de obter resposta dos respectivos autores, o estudo foi excluído da análise. Aparentemente, alguns estudos foram publicados com base nos dados dos mesmos ensaios. Os autores correspondentes foram contatados para confirmar se esses estudos foram realmente produzidos a partir de ensaios diferentes ou não.

Foram excluídos artigos que não foram publicados em inglês, artigos com dados não publicados e estudos publicados em conferências científicas, ou aqueles que relatam resultados de estudos não experimentais (por exemplo, estudos quase experimentais, estudos observacionais, séries de casos, etc.), estudos que empregam outros tipos de exercício como intervenção principal que não seja exercício de força.

3.4 Extração e processamento de dados

A extração dos dados foi realizada de forma independente e padronizada. Os dados extraídos dos estudos incluídos foram: características dos participantes (sexo, abandono, idade e experiência anterior com treinamento de força), protocolo de intervenção da ETCC (tamanho da amostra, intervenção de controle, área estimulada, tamanho do eletrodo, intensidade da corrente e duração da sessão), característica do exercício de resistência (movimento articular, tipo de contração e teste de força muscular) e resultados principais.

Para facilitar a interpretação dos resultados, os achados foram estruturados em duas categorias: (i) estudos sobre os efeitos da ETCC no desempenho da força muscular (ii) estudos sobre os efeitos da ETCC no desempenho de resistência. Essa estratégia foi utilizada devido à necessidade de diferenciar essas tarefas físicas em termos de respostas fisiológicas (SIDHU et al., 2013). Além disso, após revisão dos estudos, foram propostas perspectivas futuras para novas pesquisas com base nas lacunas existentes na literatura e questões éticas e regulatórias relacionadas ao uso da estimulação transcraniana por corrente contínua como potencializador do desempenho físico em atleta.

3.5 Avaliação da qualidade dos estudos

A avaliação da qualidade metodológica dos estudos incluídos foi realizada com base nos critérios descritos na escala Pedro. Essa escala possui 11 questões, sendo que cada item contribui com 1 ponto (com exceção do item 1 que não é pontuado). O escore total varia de 0 (zero) a 10 (dez). Cada critério é pontuado de acordo com a sua presença ou ausência no estudo avaliado. Cada item satisfeito (exceto o primeiro) contribui um ponto para a pontuação total da escala. Os itens não descritos nos estudos são classificados como "não descritos" e não recebem pontuação. A pontuação final é obtida pela soma de todas as respostas positivas. Dois pesquisadores avaliaram independentemente cada artigo com relação à presença ou ausência dos indicadores de qualidade da escala. Para a classificação final dos artigos, as divergências foram discutidas até atingir um consenso entre os pesquisadores. Para essa revisão adotou-se as seguintes faixas de pontuação da escala PEDro: escore de 6-10: considerou-se como de alta qualidade; 4-5: média qualidade; e 0-3: baixa qualidade (SHIWA et al., 2011).

CAPÍTULO IV

Resultados

Os resultados identificaram um total de 384 artigos (94 no PubMed, 106 no Web of Science e 184 no Scopus). Após o processo de remoção dos artigos duplicados (n = 79), restaram 305 artigos. Duzentos e setenta e cinco artigos foram removidos por título e/ou resumo. Após o processo de remoção, 30 artigos foram incluídos para revisão sistemática, com exclusão de novos 11 artigos. Portanto, 19 artigos examinando os efeitos da ETCC no desempenho de força muscular foram selecionados. O fluxograma é apresentado na Figura 1.

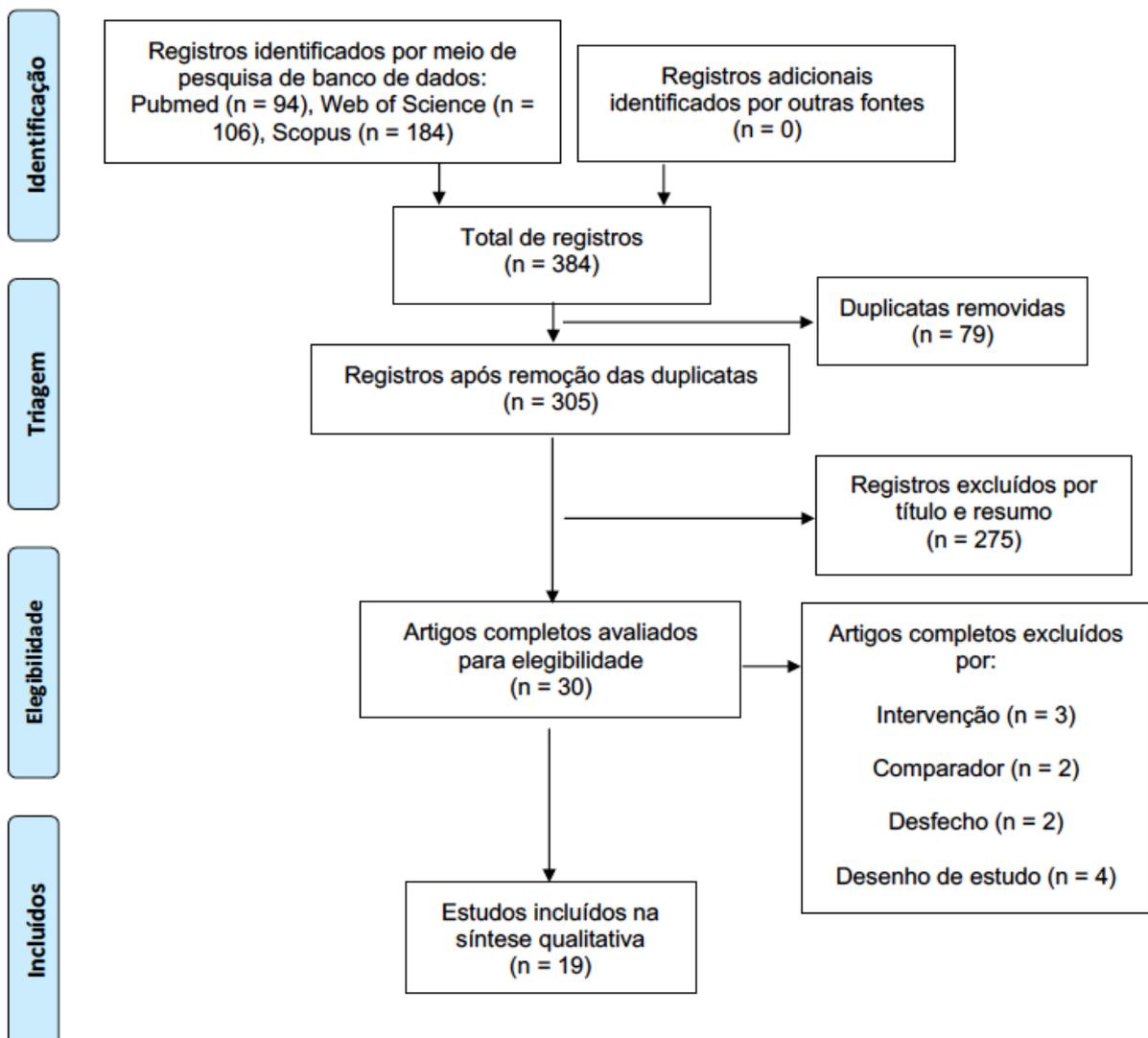


Figura 1 – Fluxograma do estudo

4.1 ETCC para melhorar o desempenho de força

Um total de 19 estudos (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; HENDY e KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; ABDELMOULA et al., 2016; ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018; ALEX-FAGES et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022; VIEIRA et al., 2022) avaliou a eficiência da ETCC para melhorar o desempenho da força muscular (ver Tabelas 1, 2). Não ocorreram efeitos colaterais relevantes.

4.2 Características do estudo

No total, 533 participantes, 319 homens e 214 mulheres foram incluídos nos 19 estudos. A média de idade dos participantes dos estudos variou entre 16,01 ($\pm 0,9$) (VARGAS et al., 2018) e 27,7 ($\pm 8,4$) (KAN et al., 2013) anos. Em relação às condições do ETCC. A condição ETCC-a teve tamanhos de amostra entre 8 (HAZIME et al., 2017) e 22 (RADEL et al., 2017), com um total de 245 participantes entre os estudos, enquanto a condição controle teve tamanhos amostrais entre 8 (HAZIME et al., 2017) e 22 (RADEL et al., 2017), com um total de 251 indivíduos entre os estudos. Dois estudos tiveram desistências, 20% (2 participantes) no estudo de Tanaka (TANAKA et al., 2009) e 4,5% (1 participante) no estudo de Radel (RADEL et al., 2017). Como esperado, a maioria dos estudos teve mais participantes do sexo masculino do que do sexo feminino. Além disso, apenas cinco estudos (MONTENEGRO et al., 2015; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; HAZIME et al., 2017) experiência relatada em ST, o que poderia ser um fator influenciador na resposta de ETCC-a. Em relação ao modo de aplicação do ETCC, doze estudos utilizando o modo offline (KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; MONTENEGRO et al., 2015; ABDEMOULA et al., 2016; ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017), enquanto nove usam o modo online (TANAKA et al., 2009; HENDY E KIDGELL, 2014; SALES et al., 2016; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; Vargas et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022). Quase todos os estudos usaram desenho de estudo cruzado (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et

al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; ABDELMOULA et al., 2016; ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022).

4.3 Protocolos de estudo para Exercícios de força muscular

Todos os estudos testaram ETCC anódica em comparação com ETCC-sham. Em relação às condições de ETCC, o protocolo ETCC-a forneceu estimulação no córtex motor (MC) (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; ABDELMOULA et al., 2016; (ANGIUS et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; LATTARI et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018), córtex pré-frontal dorsolateral (CPFDL) (LATTARI et al., 2016, 2018b; RADEL et al., 2017; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022) e córtex temporal (TC) (VENDAS et al., 2016; CICCONE et al., 2018). Um estudo usou ETCC de alta definição (RADEL et al., 2017). A montagem dos eletrodos respeitou uma configuração de anel 4 x 1 com o eletrodo central localizado sobre a área cortical da mão (anodal) e eletrodos de retorno colocados em um anel ao redor do anodo central (catodo) em um raio em torno de 5 e 4 cm (RADEL et al., 2017). Eletrodos com tamanhos diferentes, ou seja, entre 12 e 35 cm², foram usados no alvo áreas (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; ABDELMOULA et al., 2016; (ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022). Em relação aos eletrodos de configuração em anel 4 X 1, o diâmetro estimado foi de 1,1 cm (RADEL et al., 2017). Três estudos aplicaram uma intensidade de 1,5 mA (WILLIAMS et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016) e os demais usaram uma intensidade de 2 mA (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; (ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES

et al., 2022). Além disso, a duração da sessão variou entre 10 (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016; (ANGIUS et al., 2016), 15 minutos (FAGES et al., 2020) e 20 minutos (WILLIAMS et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022). Todos os estudos usaram ETCC-sham (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; ABDELMOULA et al., 2016; (ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; Vargas et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022). Quinze estudos utilizaram um período de 30 segundos como estímulo simulado (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; (ANGIUS et al., 2016; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018; Vargas et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022) e um usou ETCC-sham (ABDELMOULA et al., 2016). A montagem dos eletrodos foi a mesma da condição ETCC-a. As características do exercício de força muscular demonstrado que isométrico (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016; ANGIUS et al., 2016; HAZIME et al., 2017; RADEL et al., 2017; Vargas et al., 2018) e contrações dinâmicas (HENDY E KIDGELL, 2014; MONTENEGRO et al., 2015; LATTARI et al., 2016, 2017, 2018b; SALES et al., 2016; FRAZER et al., 2017; CICCONE et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022) foram investigados. Nos exercícios dinâmicos foram utilizados vários tipos de testes, como o teste isocinético (MONTENEGRO et al., 2015; VENDAS et al., 2016; CICCONE et al., 2018), contrações contra carga constante (HENDY E KIDGELL, 2014; LATTARI et al., 2016, 2018b; FRAZER et al., 2017; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022) e força muscular (LATTARI et al., 2017). Estudos investigaram os seguintes músculos: flexores do cotovelo (KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016; LATTARI et al., 2016; RADEL et al., 2017; FAGES et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022), rotador interno e externo (HAZIME et al., 2017), extensores do joelho

(MONTENEGRO et al., 2015; ANGIUS et al., 2016; Sales et al., 2016; LATTARI et al., 2017, 2018b; CICCONE et al., 2018; VARGAS et al., 2018; VIEIRA et al., 2020), adução entre o hálux esquerdo e o digitus secundus e adução entre o dedo indicador e a almofada do polegar da mão esquerda (TANAKA et al., 2009), extensores de tornozelo, quadril e joelho (LATTARI et al., 2017, 2018b), extensores e flexores do joelho (MONTENEGRO et al., 2015). Alterações na força muscular foram examinadas através da resistência muscular (KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; MONTENEGRO et al., 2015; ABDELMOULA et al., 2016; ANGIUS et al., 2016; Lattari et al., 2016, 2018b; SALES et al., 2016; RADEL et al., 2017; CICCONE et al., 2018) e testes de força máxima (TANAKA et al., 2009; KAN et al., 2013; WILLIAMS et al., 2013; HENDY E KIDGELL, 2014; ABDELMOULA et al., 2016; ANGIUS et al., 2016; FRAZER et al., 2017; HAZIME et al., 2017; VARGAS et al., 2018; FAGES et al., 2020; VIEIRA et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022). Apenas um estudo examinou os efeitos de uma única sessão de ETCC na potência muscular (LATTARI et al., 2017).

4.4 A eficácia do ETCC na melhoria do desempenho da força muscular

Em relação à contração voluntária máxima (CVM), dois estudos mostraram diferença entre ETCC-a e ETCC-sham (Hendy e Kidgell, 2014; FRAZER et al., 2017). Ambos os estudos observaram um aumento na força de membros não treinados. Quando analisadas as contrações voluntárias isométricas máximas (MIVC), não foi observada diferença entre ETCC-a e ETCC-sham em 4 estudos (Kan et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016; Flood et al., 2017). Três estudos mostraram que ETCC-a foi superior à ETCC-sham no aumento da MIVC (TANAKA et al., 2009; HAZIME et al., 2017; VARGAS et al., 2018; VIEIRA et al., 2020). O primeiro nos rotadores internos e externos do ombro (HAZIME et al., 2017), o segundo em extensores de joelho (VARGAS et al., 2018) e o terceiro na adução entre o hálux esquerdo e o digitus secundus (TANAKA et al., 2009). Em relação à resistência muscular, foram encontradas diferenças significativas entre ETCC-a e ETCC-sham em sete estudos (Williams et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016; (ANGIUS et al., 2016; Lattari et al., 2016, 2018b; Sales et al., 2016; VIEIRA et al., 2020). Essas diferenças foram observadas na contração isométrica (Williams et al., 2013; ABDELMOULA et al., 2016; (ANGIUS et al., 2016), ação muscular contra uma carga

constante (LATTARI et al., 2016, 2018b) e isocinética (Sales et al., 2016) testes de resistência. Oito estudos não revelaram diferenças significativas entre ETCC-a e ETCC-sham para resistência muscular em contração isométrica (KAN et al., 2013; (ANGIUS et al., 2016; RADEL et al., 2017; FAGES et al., 2020; RODRIGUES et al., 2022) e isocinética (MONTENEGRO et al., 2015; CICCONE et al., 2018) testes de resistência. Para a potência muscular, um estudo foi realizado e mostrou que não houve diferença significativa entre ETCC-a e ETCC-sham (LATTARI et al., 2017).

Tabela 1 – Características dos estudos incluídos.

Referencia	N	Abandonos (%)	Gênero	Idade	Experiência com TF	Modo de Aplicação da ETCC	Desenho de Estudo
Lattari et al. (2016)	ETCC-a=10 ETCC-s=10	Nenhum	ETCC-a=10 (M) ETCCs= 10 (M)	26.5 (±5.0)	> 6 meses	Offline	ECR crossover
Lattari et al. (2017)	ETCC-a=10 ETCC-s=10	Nenhum	ETCC-a=10 (M) ETCC-s=10 (M)	22.1 (±3.8)	47.8±22.7 meses	Offline	ECR crossover
Lattari et al. (2018)	ETCC-a=15 ETCC-s=15	Nenhum	ETCC-a=15 (F) ETCC-s=15 (F)	24.5 (±3.3)	> 1 ano	Offline	ECR crossover
Hazime et	ETCC-a=8	Nenhum	ETCC-a=8	19.7	Atletas de handebol	Offline	ECR

al. (2017)	ETCC-s=8		(F) ETCC-s=8 (F)	(±2.3)	(31semanas de TF)		
Vargas et al. (2018)	ETCC-a=20 ETCC-s=20	Nenhum	ETCC-a=20 (F) ETCC-s=20 (F)	16.1 (±0.9)	> 5 anos de treinamento em futebol (não relatada experiência com TF)	Online	ECR
Sales et al. (2016)	ETCC-a=19 ETCC-s=19	Nenhum	ETCC-a=19 (M) ETCCs= 19 (M)	25.1 (±3.9)	Fisicamente ativo (não relatada experiência comTF)	Online	ECR
Frazer et al. (2017)	ETCC-a=13 ETCC-s=13	Nenhum	ETCC-a=5 (F) and 8 (M)	18 – 35	Não relatado	Offline	ECR

			ETCC-s=5 (F) and 8 (M)				
Hendy and Kidgell (2014)	ETCC-a=10 ETCC-s=10	Nenhum	ETCC-a=5 (F) and 5 (M) ETCC-s=5 (F) and 5 (M)	25.9±1.3	Não relatado	Online	ECR
Williams et al. (2013)	ETCC-a=18 ETCC-s=18	Nenhum	ETCC-a=9 (M) and 9 (F) ETCC-s=9 (M) and 9 (F)	25±6	9 ativos/9 pouco ativos	Offline	ECR
Angius et al.	ETCC-a=9	Nenhum	ETCC-a=9	23.0	Ativo recreacional	Offline	ECR

(2016)	ETCC-s=9		(M)	(±2.0)	mente		
			ETCC-s=9 (M)		(não relatada experiência com TF)		
			ETCC-a=15				
Kan et al. (2013)	ETCC-a=15 ETCC-s=15	Nenhum	(M) ETCC-s=15 (M)	27.7 (±8.4)	Não relatado	Offline	ECR
			ETCC-a=3				
Abdelmoula et al. (2016)	ETCC-a=11 ETCC-s=11	Nenhum	(F) and 8 (M) ETCC-s=3 (F) and 8 (M)	25.0±1.8	Não relatado	Offline	ECR
			ETCC-a= 8				
Tanaka et al. (2009)	ETCC-a=10 ETCC-s=10	2(20%)	(M) and 2 (F)	23.8 (20- 35)	Não relatado	Online	ECR

			ETCC-s=8 (M) and 2 (F)				
Montenegro et al. (2015)	ETCC-a=14 ETCC-s=14	Nenhum	ETCC-a=14 (M) ETCC-s=14 (M)	26.0 (±4.0)	> 6 meses	Offline	ECR
Ciccone et al. (2018)	ETCC-a=20 ETCC-s=20	Nenhum	ETCC-a= 10 (M) and 10 (F) ETCC-s=10 (M) and 10 (F)	21.0 (±1.5)	Ativo recreacional mente (não relatada experiência em TF)	Online	ECR
Radel et al. (2017)	ETCC-a=22 ETCC-s=22	Nenhum	ETCC-a = 13 (M) and 9 (F)	21.3±0.4	Não Relatado	Online	ECR

				ETCC-s =			
				13 (M) and			
				9 (F)			
Fages et al. (2020)	ETCC-a=14 ETCC-s=14	Nenhum	ETCC-a=14 (M) ETCC-s=14 (M)	22,8 ± 3.0	2 anos de experiência Em treinamento de resistência	Online	ECR
Vieira et al. (2020)	ETCC-a=11 ETCC-s=11	Nenhum	ETCC-a=11 (M) ETCC-s=11 (M)	25,5 ± 4,4	Intermediário s em treinamento resistido	Online	ECR crossover
Rodrigues et al. (2022)	ETCC-a=12 ETCC-s=12	Nenhum	ETCC-a=12 (M) ETCC-s=12 (M)	24,8 ± 3,0	Ativo recreacional mente	Online	ECR

Legenda: N- número de participantes; M- masculino; F- feminino; %- porcentagem; TF- Treinamento de força; >- mais do que.

Tabela 2 – Protocolos de estudo para exercícios de força muscular.

Referência	Protocolo de intervenção (ETCC-a)	Controle	Características dos exercícios			Principais resultados	Qualidade Metodológica			
	Montagem de eletrodos	Tamanho do eletrodo (cm ²)	Intensidade (mA)	Duração (min)	Músculo Investigado	Tipo de Contração	Teste de força			
Lattari et al. (2016)	CPFDL esq (estimulo) e COF dir (referencia)	35 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do Cotovelo	Dinâmica	Volume de carga (kg)	ETCC-a > ETCC-s (p<0.05)	8
Lattari et al. (2017)	M1 bilateralme	35 (estimulo)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensores do	Dinâmica	Potencia muscular	ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) para	8

	n (estimulo) e COF dir (referencia)	e referencia)				tornozelo, quadril e joelho		(W)	pico de potencia, tempo de voo, e altura do salto.	
Lattari et al. (2018)	CPFDL esq (estimulo) e COF dir (referencia)	35 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensore s do tornozelo, quadril e joelho	Dinâmica	Volume de carga (kg)	ETCC-a > ETCC-s (p<0.05)	8
Hazime et al. (2017)	M1 membro dominante (estimulo) e COF ipsilateral (referencia)	35 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Rotadores internos e externos	Isométrica	CIVM (N/kg)	(Rotadores internos e externos): ETCC-a > ETCC-s (p<0.05)	7
Vargas et	M1 esq e	35	2	20	30 (s)	Extensore	Isométrica	CIVM	Dominante	9

al. (2018)	dir (estimulo) e COF ipsilateral (referencia)	(estimulo e referencia)			(ETCC-s)	s de Joelho		(N/kg) no membro dominante e nao dominante	ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) Naodominant e ≠ entre Condições	
Sales et al. (2016)	CT esq (estimulo) e COF dir (referencia)	35 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensore s de Joelho	Dinâmica	Teste isocinetico (velocidade angular de 180 ° · s-1 e 60 ° · s-1): Trabalho total (J) e torque de	Trabalho total: ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) Pico de torque: ≠ entre as Condições	7

pico (N.m)										
Frazer et al. (2017)	M1 esq (estimulo) e COF direito (referencia)	25 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Biceps braquial Esquerdo	Dinâmica	1 RM	↑ forca membro nao treinado	6
Hendy and Kidgell (2014)	M1 esq (estimulo) e COF esq (referencia)	25 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Musculos do punho direito	Dinâmica	1 RM	↑ forca do extensors do punho nao treinado	7
Williams et al. (2013)	M1 dir (estimulo) e COF esq (referencia)	35 (estimulo e referencia)	1.5	20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo esquerdo	Isométrica	CVM e TF a 20% de CVM	TE: ↑ Tempo de Resistência	6
Angius et	Duas	12 (estimulo)	2	10	30 (s)	Extensores do	Isométrica	CIVM	CIVM:	5

al. (2016)	montagens de eletrodos: Primeira: M1 esq (estimulo) e COF (referencia); Segunda: M1 esq (estimulo) e ombro esquerdo (referencia)	e referencia)			(ETCC-s)	joelho direito		(N.m)	Sem resultados TE: Segunda-ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) Primeira- ≠ entre as condições	
Kan et al. (2013)	M1 dir (estimulo) e	24 (estimulo e	2	10	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo	Isométrica	CIVM (N.m) e TE a 30%	CIVM: ≠ entre as	6

	ombro dir (referencia)	referencia)				esquerdo		da CIVM (s)	condicoes TE: ≠ entre Condições	
Abdelmoul a et al. (2016)	M1 esq (estimulo) e ombro dir (referencia)	35 (estimulo e referencia)	1.5	10	90 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo esquerdo	Isométrica	CIVM (N) e TE a 35% de CVM	TE: ↑ Tempo de Resistência	4
Tanaka et al. (2009)	M1 dir (estimulo) e COF dir (referencia)	35 (estimulo e referencia)	2	10	30 (s) (ETCC-s)	Adução entre os musculos do primeiro e segundo dedos do pe	Isométrica	PF (N)	FP (Perna): ETCC-a > ETCC-s (p<0.01)	5

esquerdo
 Adução
 entre o
 dedo
 indicador
 e o
 polegar da
 mão
 esquerda

						Teste	Trabalho			
Montenegro et al. (2015)	M1 esq (estimulo) e COF dir (referencia)	35 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores e extensores do cotovelo	Dinâmica	isocinetico (velocidade angular de $60^{\circ} \cdot s^{-1}$: Trabalho total (J) e pico de	total: \neq entre as Condições Pico de torque: \neq entre as Condições	6

									torque (N.m)	
	Duas montagens de eletrodos: Primeira- CT esq (estimulo) e COF dir (referencia); Segunda- CT dir (estimulo) e COF esq (referencia)	25 (estimulo e referencia)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensore s de joelho	Dinâmica	Teste isocinetico (velocidade angular de 180 ° · s-1): Trabalho medio (Nm.s)	≠ entre as condicoes	4
Radel et al.	Duas	-	2	≤20	30 (s)	Flexores	Isométrica	TE a 35%	Sem	6

(2017)	montagens	(ETCC-s)	de	da	melhora
	de eletrodos		cotovelo	CVM	
	(4x1):				
	Primeira:				
	M1 dir				
	(estimulo) e				
	Quatro				
	eletrodos				
	catodicos				
	colocados a				
	uma				
	distancia de				
	4 cm ao				
	redor				
	do anodo				
	(referencia);				
	Segunda:				

CPFDL dir
 (estimulo) e
 quatro
 eletrodos
 catodicos
 colocados a
 uma
 distancia de
 4 cm ao
 redor do
 anodo
 (referencia);
 raio $\approx 1,1$
 cm

Fages et al. (2020)	CPFDL esq (estimulo) e	57 (estimulo e	2	15	30 (s) (ETCC-s)	Flexores e extensores do	Dinâmica	70%1RM, 80%1RM e 90%1RM	Sem Melhora	7
------------------------	---------------------------	----------------------	---	----	--------------------	-----------------------------	----------	-------------------------------	----------------	---

CAPÍTULO V

Discussão

Esta revisão teve como objetivo discutir os potenciais efeitos da ETCC como recurso facilitador do desempenho de força. Os dados de 19 estudos controlados foram analisados (ver tabelas 1 e 2). Nenhum estudo menciona efeitos colaterais negativos da intervenção. Os estudos investigando a eficiência da ETCC na melhora da força muscular demonstram efeitos positivos da ETCC-a na maioria dos parâmetros testados. A maioria dos dados mostra consistentemente nenhuma influência de ETCC-a na força muscular.

Devido ao processo complexo que é a prática do exercício, diversas áreas cerebrais podem estar envolvidas na regulação/limitação do exercício, sendo assim, uma justificativa para o uso da ETCC para melhoria do desempenho. No entanto, a maioria dos estudos sobre ETCC e desempenho de exercícios não são claros em relação às suas hipóteses de por que aplicar ETCC em uma área específica do cérebro para melhorar o desempenho, como o córtex motor primário (M1), o córtex pré-frontal dorsolateral (CPFDL) e o córtex insular (IC).

Em relação às áreas cerebrais, M1 é a mais relacionada ao desempenho do exercício devido ao seu papel na execução motora. Estudos têm demonstrado consistentemente que a fadiga central pode comprometer o desempenho físico de exercícios de pequenos grupos musculares (por exemplo, flexão de cotovelo), bem como exercícios de grandes grupos musculares (por exemplo, extensão do joelho). Especificamente, fatores espinhais e supraespinhais, como a excitabilidade reduzida do conjunto de neurônios motores e a incapacidade ou capacidade limitada de M1 e outras áreas supraespinhais de aumentar o impulso neural para compensar essa diminuição na excitabilidade espinhal, levam à diminuição da capacidade muscular de produzir força/potência e, assim, causar fadiga (Gandevia, 2001; Taylor e Gandevia, 2008; Taylor et al., 2016). Portanto, uma razão para usar ETCC sobre M1 aumentaria a excitabilidade do mesmo, o que poderia resultar em atividade neural sustentada para o neurônio motor, atraso na diminuição da unidade neural para o músculo ativo e, assim, melhorar o desempenho. Além disso, outras possíveis razões para a aplicação de ETCC sobre M1 poderiam

ser modular a percepção da dor. No entanto, esse mecanismo ainda não está claro. Uma possível razão para direcionar o M1 à modulação da dor seria devido às suas conexões com a ínsula e o tálamo, como demonstrado em estudos em animais (Stepniewska et al., 1994). Além disso, a ETCC em M1 aumenta os limiares sensitivos e de dor em indivíduos saudáveis, bem como o nível de dor em pacientes com dor crônica (Vaseghi et al., 2014). Nesse sentido, sugere-se que a dor induzida pelo exercício desempenha um papel fundamental na regulação do desempenho, onde indivíduos com melhor capacidade de tolerar ou superar a dor seriam mais bem-sucedidos (Mauger, 2013). Portanto, a aplicação de ETCC em M1 também pode melhorar o desempenho através da atenuação da dor induzida pelo exercício.

No que diz respeito ao CPF, cuja principal função é o controle cognitivo do comportamento, parece desempenhar um papel importante no processamento de pistas internas e externas relacionadas ao exercício realizado. (Robertson e Marino, 2016). O CPF exerce uma influência de cima para baixo que pode resultar em mudanças de ritmo para completar a tarefa, com prolongamento da saída motora, retardando o final do exercício ou o desligamento das unidades motoras, causando o término do exercício (Robertson e Marino, 2016). Assim, o modelo psicobiológico propõe essa tarefa de desengajamento (ou seja, o fim do exercício) como um processo de tomada de decisão baseado no esforço que depende da motivação (por exemplo, o esforço máximo que uma pessoa está disposta a exercer), percepção de esforço, conhecimento do ponto final do exercício e distância/tempo restante, e experiência anterior/memória de percepção de esforço durante o exercício variando intensidade e duração (Página aux, 2014). Uma revisão sistemática confirmou que intervenções destinadas a diminuir a capacidade do CPF de exercer controle sobre os sinais corporais durante o exercício, como fadiga mental (por exemplo, realizar uma tarefa cognitivamente prolongada) podem reduzir o desempenho de resistência (Van Cutsem et al., 2017b). Na verdade, o observado é que há uma diminuição na oxigenação do CPF antes do início da fadiga. (Rupp e Perrey, 2008; Rooks et al., 2010). Portanto, a aplicação da ETCC no CPF poderia fortalecer a capacidade dessa região de desconsiderar pistas interoceptivas (ou seja, sinais corporais), mantendo o impulso volitivo

para M1 e, assim, retardando o desengajamento da tarefa (ou seja, ao final do exercício).

Outra área alvo de estudos da ETCC sobre o desempenho físico é o córtex insular (CI), considerado como responsável pelo controle autonômico cardíaco. Vários tipos de estudos indicam que o CI direito é responsável pela modulação simpática, enquanto o CI esquerdo é responsável pela modulação parassimpática. (Oppenheimer et al., 1992; Napadow et al., 2008). A CI é uma área cerebral profunda e, teoricamente, é modulada pela ETCC através de conexões comuns com o córtex temporal (TC). Por exemplo, modelagem computacional e estudos experimentais mostraram que a ETCC aplicada ao TC esquerdo modulava a atividade da CI, resultando em aumento da modulação parassimpática em repouso e durante o exercício. (MONTENEGRO et al., 2011; Okano et al., 2015). Dentro desse contexto, o ramo parassimpático é o responsável por modular o controle autonômico cardíaco em repouso e quando o exercício se inicia, observa-se uma diminuição progressiva da modulação até sua completa retirada.

Em relação às diferentes áreas cerebrais estimuladas, estudos sobre ETCC mostram resultados opostos e alta variabilidade quanto aos efeitos na força muscular. A alta variabilidade interindividual, ou seja, respondedores versus não respondedores, para ETCC seria uma possível explicação para a variação nos resultados (López-Alonso et al., 2015). Outros fatores, como as diferentes montagens de eletrodos usadas (ver tabela 1) e parâmetros de estimulação (ver tabela 2) também podem ter contribuído para o resultado misto. Além disso, devido a diferenças nos parâmetros de estimulação, como tamanho e posição do eletrodo, mesmo pela baixa focalização do ETCC (Miranda et al., 2013), outras áreas do cérebro além da área alvo pode ser afetadas pela corrente elétrica da ETCC, alterando completamente os resultados. No geral, a ETCC parece melhorar os desempenhos de força e resistência muscular.

Embora existam muitas diferenças em termos de desenho experimental e tarefa física realizada, algumas características comuns podem ser encontradas: (i) o córtex motor primário (M1) tem sido a área mais visada; (ii) ETCC-a foi entregue antes da tarefa física; (iii) a maioria dos estudos aplicou

20 min de estimulação a 2 mA com um tamanho de eletrodo ativo de 35 cm². Em relação aos parâmetros neuromusculares, ETCC-a geralmente aumentou a excitabilidade corticoespinal. (WILLIAMS et al., 2013; Hendy e Kidgell, 2014; FRAZER et al., 2017). As respostas fisiológicas durante o exercício não mostraram mudanças consistentes após ETCC-a. Os mecanismos neurofisiológicos que suportam o efeito da ETCC na melhora da capacidade física ainda não estão claros.

Estudos que investigaram os efeitos da ETCC na força muscular indicam que a melhora no desempenho foi alcançada tanto pelo aumento da excitabilidade corticoespinal quanto pela redução da inibição intracortical de curto intervalo e aumento da ativação cruzada. (Hendy e Kidgell, 2014; FRAZER et al., 2017). Outros estudos sugerem que a melhora na carga de trabalho foi obtida pela redução na percepção de esforço (LATTARI et al., 2016, 2018b). Esses mecanismos por trás do efeito ergogênico da ETCC permanecem obscuros e devem ser interpretados com cautela, pois nenhum desses estudos monitorou a atividade cerebral durante o exercício após a ETCC.

CAPÍTULO VI

Conclusões, Limitações e Perspectivas Futuras

Os resultados desta revisão sistemática sugerem que ETCC-a pode melhorar a força muscular. No entanto, as evidências são insuficientes para garantir sua eficácia. De acordo com o rápido aumento nos estudos de ETCC e desempenho de força, importantes limitações metodológicas precisam ser consideradas. As diferentes características metodológicas dos experimentos implicam cautela na interpretação dos resultados relacionados à eficácia da ETCC como recurso ergogênico. A padronização de variáveis metodológicas, como montagem de eletrodos, intensidade de corrente, duração da sessão e outros detalhes, é essencial para fornecer insights interessantes sobre os reais efeitos da ETCC no exercício e no desempenho esportivo.

Além disso, os mecanismos responsáveis pelas melhorias nos desempenhos de força e resistência muscular ainda não estão claros. Em consonância com isso, uma questão de interesse é o que resulta na melhora transitória na força muscular e no desempenho de resistência? Parece que a modulação da excitabilidade corticoespinal ou outras áreas cerebrais direcionadas após ETCC seria a responsável por essa melhora. No entanto, poucos estudos examinaram a atividade corticoespinal ou cerebral após ou durante a ETCC. Outra tecnicidade da ETCC é a baixa resolução espacial do campo elétrico induzido no cérebro quando comparado à estimulação magnética transcraniana (EMT) (Wagner et al., 2007a,b; Miranda et al., 2013), o que pode afetar o funcionamento de certas áreas do cérebro além das áreas-alvo. A pequena amostra encontrada nos estudos é outro ponto importante que pode aumentar a probabilidade de resultados falsos positivos (Botão et al., 2013). Por fim, a falta de métodos de cegamento apropriados na maioria dos estudos (ver Tabelas 3, 4) também deve ser considerada, uma vez que o procedimento de cegamento não aprovado pode levar a efeitos psicológicos

inesperados e confusos, dificultando a interpretação dos resultados (Kessler et al., 2012; Fonteneau et al., 2019).

REFERÊNCIAS

ABDELMOULA, Achraf; BAUDRY, Stéphane; DUCHATEAU, Jacques. Anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a submaximal contraction of elbow flexors without changing corticospinal excitability. **Neuroscience**, v. 322, p. 94-103, 2016.

AGBOADA, Desmond et al. Expanding the parameter space of anodal transcranial direct current stimulation of the primary motor cortex. *Scientific reports*, v. 9, n. 1, p. 1-11, 2019.

ANGIUS, Luca et al. The effect of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on exercise-induced pain. **European journal of applied physiology**, v. 115, n. 11, p. 2311-2319, 2015.

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

ANTAL, Andrea; PAULUS, Walter. Investigating neuroplastic changes in the human brain induced by transcranial direct (tDCS) and alternating current (tACS) stimulation methods. **Clinical EEG and Neuroscience**, v. 43, n. 3, p. 175-175, 2012.

BARWOOD, Martin J. et al. The effects of direct current stimulation on exercise performance, pacing and perception in temperate and hot environments. **Brain stimulation**, v. 9, n. 6, p. 842-849, 2016.

BATSIKADZE, G. et al. Partially non-linear stimulation intensity-dependent effects of direct current stimulation on motor cortex excitability in humans. **The Journal of physiology**, v. 591, n. 7, p. 1987-2000, 2013.

BIKSON, Marom et al. Effects of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. **The Journal of physiology**, v. 557, n. 1, p. 175-190, 2004.

BOGGIO, Paulo S. et al. Enhancement of non-dominant hand motor function by anodal transcranial direct current stimulation. **Neuroscience letters**, v. 404, n. 1-2, p. 232-236, 2006.

BOROS, Klára et al. Premotor transcranial direct current stimulation (tDCS) affects primary motor excitability in humans. **European Journal of Neuroscience**, v. 27, n. 5, p. 1292-1300, 2008.

BUTTON, Katherine S. et al. Power failure: why small sample size undermines the reliability of neuroscience. **Nature reviews neuroscience**, v. 14, n. 5, p. 365-376, 2013.

GONÇALVES, Thiago R. et al. Correlation between cardiac autonomic modulation in response to orthostatic stress and indicators of quality of life, physical capacity, and physical activity in healthy individuals. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 29, n. 5, p. 1415-1421, 2015.

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.

CUYPERS, Koen et al. Is motor learning mediated by tDCS intensity?. **PloS one**, v. 8, n. 6, p. e67344, 2013.

DATTA, Abhishek et al. Gyri-precise head model of transcranial direct current stimulation: improved spatial focality using a ring electrode versus conventional rectangular pad. **Brain stimulation**, v. 2, n. 4, p. 201-207. e1, 2009.

DE MORREE, Helma M.; KLEIN, Christoph; MARCORA, Samuele M. Perception of effort reflects central motor command during movement execution. **Psychophysiology**, v. 49, n. 9, p. 1242-1253, 2012.

EDWARDS, Dylan J. et al. Transcranial direct current stimulation and sports performance. **Frontiers in human neuroscience**, p. 243, 2017.

ELBERT, Thomas et al. The influence of low-level transcortical DC-currents on response speed in humans. **International Journal of Neuroscience**, v. 14, n. 1-2, p. 101-114, 1981.

FONTENEAU, Clara et al. Sham tDCS: A hidden source of variability? Reflections for further blinded, controlled trials. **Brain stimulation**, v. 12, n. 3, p. 668-673, 2019.

FRAZER, Ashlyn K. et al. Cross-education of muscular strength is facilitated by homeostatic plasticity. **European journal of applied physiology**, v. 117, n. 4, p. 665-677, 2017.

FRITSCH, Brita et al. Direct current stimulation promotes BDNF-dependent synaptic plasticity: potential implications for motor learning. **Neuron**, v. 66, n. 2, p. 198-204, 2010.

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

HIGGINS, Julian PT. green S. **Cochrane handbook for systematic reviews of interventions version**, v. 5, n. 0, p. 2011, 2011.

HALLETT, Mark. Transcranial magnetic stimulation: a primer. **Neuron**, v. 55, n. 2, p. 187-199, 2007.

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.

HENDY, Ashlee M.; KIDGELL, Dawson J. Anodal-tDCS applied during unilateral strength training increases strength and corticospinal excitability in the untrained homologous muscle. **Experimental brain research**, v. 232, n. 10, p. 3243-3252, 2014.

HOLGADO, Darías et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over the left prefrontal cortex does not affect time-trial self-paced cycling performance: Evidence from oscillatory brain activity and power output. **PloS one**, v. 14, n. 2, p. e0210873, 2019.

ISLAM, Nadira et al. Increase in the calcium level following anodal polarization in the rat brain. **Brain research**, v. 684, n. 2, p. 206-208, 1995.

KARTHIK, L. et al. Protease inhibitors from marine actinobacteria as a potential source for antimalarial compound. **PloS one**, v. 9, n. 3, p. e90972, 2014.

KESSLER, Sudha Kilaru et al. Differences in the experience of active and sham transcranial direct current stimulation. **Brain stimulation**, v. 5, n. 2, p. 155-162, 2012.

KUO, Min-Fang; NITSCHKE, Michael A. Effects of transcranial electrical stimulation on cognition. **Clinical EEG and neuroscience**, v. 43, n. 3, p. 192-199, 2012.

LATTARI, Eduardo et al. Can transcranial direct current stimulation improve the resistance strength and decrease the rating perceived scale in recreational weight-training experience?. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 30, n. 12, p. 3381-3387, 2016.

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.

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. Effects on volume load and ratings of perceived exertion in individuals' advanced weight training after transcranial direct current stimulation. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 34, n. 1, p. 89-96, 2020.

LIBERATI, Alessandro et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. **Journal of clinical epidemiology**, v. 62, n. 10, p. e1-e34, 2009.

MADHAVAN, Sangeetha; SRIRAMAN, Aishwarya; FREELS, Sally. Reliability and variability of tDCS induced changes in the lower limb motor cortex. **Brain sciences**, v. 6, n. 3, p. 26, 2016.

MAUGER, Alexis R. Fatigue is a pain—the use of novel neurophysiological techniques to understand the fatigue-pain relationship. **Frontiers in physiology**, v. 4, p. 104, 2013.

MCCORMICK, Alister; MEIJEN, Carla; MARCORA, Samuele. Psychological determinants of whole-body endurance performance. **Sports medicine**, v. 45, n. 7, p. 997-1015, 2015.

MEEUSEN, Romain et al. Commentaries on viewpoint: a role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination. **Journal of Applied Physiology**, v. 20, n. 4, p. 467-469, 2016

MINHAS, Preet et al. Transcranial direct current stimulation in pediatric brain: a computational modeling study. In: **2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, 2012. p. 859-862.

MIRANDA, Pedro Cavaleiro et al. The electric field in the cortex during transcranial current stimulation. **Neuroimage**, v. 70, p. 48-58, 2013.

MOLIADZE, Vera et al. Stimulation intensities of transcranial direct current stimulation have to be adjusted in children and adolescents. **Clinical Neurophysiology**, v. 126, n. 7, p. 1392-1399, 2015.

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

MONTENEGRO, Rafael Ayres et al. Transcranial direct current stimulation influences the cardiac autonomic nervous control. **Neuroscience letters**, v. 497, n. 1, p. 32-36, 2011.

MONTE-SILVA, Katia et al. Induction of late LTP-like plasticity in the human motor cortex by repeated non-invasive brain stimulation. **Brain stimulation**, v. 6, n. 3, p. 424-432, 2013.

MONTE-SILVA, Katia et al. Shaping the optimal repetition interval for cathodal transcranial direct current stimulation (tDCS). **Journal of neurophysiology**, v. 103, n. 4, p. 1735-1740, 2010.

NAPADOW, Vitaly et al. Brain correlates of autonomic modulation: combining heart rate variability with fMRI. **Neuroimage**, v. 42, n. 1, p. 169-177, 2008.

NEUMAYR, G. et al. Physical and physiological factors associated with success in professional alpine skiing. **International journal of sports medicine**, v. 24, n. 08, p. 571-575, 2003.

NITSCHKE, 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.

NITSCHKE, Michael A. et al. GABAergic modulation of DC stimulation-induced motor cortex excitability shifts in humans. **European Journal of Neuroscience**, v. 19, n. 10, p. 2720-2726, 2004.

NITSCHKE, Michael A. et al. Consolidation of human motor cortical neuroplasticity by D-cycloserine. **Neuropsychopharmacology**, v. 29, n. 8, p. 1573-1578, 2004.

NITSCHKE, 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.

NITSCHKE, Michael A. et al. Pharmacological modulation of cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans. **The Journal of physiology**, v. 553, n. 1, p. 293-301, 2003.

NOAKES, Timothy David. Time to move beyond a brainless exercise physiology: the evidence for complex regulation of human exercise performance. **Applied physiology, nutrition, and metabolism**, v. 36, n. 1, p. 23-35, 2011.

NOAKES, Timothy D. Is it time to retire the AV hill model?. **Sports Medicine**, v. 41, n. 4, p. 263-277, 2011.

NOAKES, Timothy David. Fatigue is a brain-derived emotion that regulates the exercise behavior to ensure the protection of whole body homeostasis. **Frontiers in physiology**, v. 3, p. 82, 2012.

OKANO, Alexandre Hideki et al. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. **British journal of sports medicine**, v. 49, n. 18, p. 1213-1218, 2015.

OPPENHEIMER, Stephen M. et al. Cardiovascular effects of human insular cortex stimulation. **Neurology**, v. 42, n. 9, p. 1727-1727, 1992.

PAGEAUX, Benjamin. The psychobiological model of endurance performance: an effort-based decision-making theory to explain self-paced endurance performance. **Sports Medicine**, v. 44, n. 9, p. 1319, 2014.

PASCUAL-LEONE, A.; WAGNER, T. A brief summary of the history of noninvasive brain stimulation. **Annu Rev Biomed Eng**, v. 9, n. 1, p. 527-65, 2007.

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.

RAHMAN, Asif et al. Cellular effects of acute direct current stimulation: somatic and synaptic terminal effects. **The Journal of physiology**, v. 591, n. 10, p. 2563-2578, 2013.

RAHMAN, Asif et al. Cellular effects of acute direct current stimulation: somatic and synaptic terminal effects. **The Journal of physiology**, v. 591, n. 10, p. 2563-2578, 2013.

REARDON, Sara et al. 'Brain doping' may improve athletes' performance. **Nature**, v. 531, n. 7594, p. 283-284, 2016.

REYMANN, Klaus G.; FREY, Julietta U. The late maintenance of hippocampal LTP: requirements, phases, 'synaptic tagging', 'late-associativity' and implications. **Neuropharmacology**, v. 52, n. 1, p. 24-40, 2007.

ROOKS, C. R. Thom. NJ, McCully, KK and Dishman, RK 2010. Effects of incremental exercise on cerebral oxygenation measured by near-infrared spectroscopy: A systematic review. **Prog. Neurobiol**, v. 92, p. 134-150.

SALES, Marcelo MAGALHÄES et al. improves muscle isokinetic performance of young trained individuals. **Med Sport**, v. 69, p. 163-72, 2016.

SAMANI, Mohsen Mosayebi et al. Titrating the neuroplastic effects of cathodal transcranial direct current stimulation (tDCS) over the primary motor cortex. **Cortex**, v. 119, p. 350-361, 2019.

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.

SAVULESCU, J.; FODDY, B.; CLAYTON, M. Why we should allow performance enhancing drugs.

SCHOENFELD, Brad J. et al. Resistance training volume enhances muscle hypertrophy but not strength in trained men. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 51, n. 1, p. 94, 2019.

SCHUBERT, Matthew M.; ASTORINO, Todd A. A systematic review of the efficacy of ergogenic aids for improving running performance. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 6, p. 1699-1707, 2013.

SHIN, Yong-II; FOERSTER, Águida; NITSCHKE, Michael A. Reprint of: transcranial direct current stimulation (tDCS)—Application in neuropsychology. **Neuropsychologia**, v. 74, p. 74-95, 2015.

SIDHU, Simranjit K.; CRESSWELL, Andrew G.; CARROLL, Timothy J. Corticospinal responses to sustained locomotor exercises: moving beyond single-joint studies of central fatigue. **Sports Medicine**, v. 43, n. 6, p. 437-449, 2013.

SLEIVERT, Gordon G.; ROWLANDS, David S. Physical and physiological factors associated with success in the triathlon. **Sports Medicine**, v. 22, n. 1, p. 8-18, 1996.

SAUNDERS, Nerida et al. Working memory training with tDCS improves behavioral and neurophysiological symptoms in pilot group with post-traumatic stress disorder (PTSD) and with poor working memory. **Neurocase**, v. 21, n. 3, p. 271-278, 2015.

STAGG, Charlotte J. et al. Polarity-sensitive modulation of cortical neurotransmitters by transcranial stimulation. **Journal of Neuroscience**, v. 29, n. 16, p. 5202-5206, 2009.

STEPNIEWSKA, Iwona; PREUSS, Todd M.; KAAS, Jon H. Thalamic connections of the primary motor cortex (M1) of owl monkeys. **Journal of Comparative Neurology**, v. 349, n. 4, p. 558-582, 1994.

TANAKA, Satoshi et al. Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation. **Experimental brain research**, v. 196, n. 3, p. 459-465, 2009.

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.

TAYLOR, Janet L.; GANDEVIA, Simon C. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. **Journal of applied physiology**, v. 104, n. 2, p. 542-550, 2008.

THOMAS, R. Stephane P. **Prefrontal cortex oxygenation and neuromuscular responses to exhaustive exercise**. **Eur J Appl Physiol**, v. 102, p. 153-163, 2008.

VAN CUTSEM, Jeroen et al. Effects of mental fatigue on endurance performance in the heat. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 49, n. 8, p. 1677-1687, 2017.

VAN CUTSEM, Jeroen et al. The effects of mental fatigue on physical performance: a systematic review. **Sports medicine**, v. 47, n. 8, p. 1569-1588, 2017.

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.

VASEGHI, Bitá; ZOGHI, Maryam; JABERZADEH, Shapour. Does anodal transcranial direct current stimulation modulate sensory perception and pain? A meta-analysis study. **Clinical Neurophysiology**, v. 125, n. 9, p. 1847-1858, 2014.

WAGNER, Tim et al. Transcranial direct current stimulation: a computer-based human model study. **Neuroimage**, v. 35, n. 3, p. 1113-1124, 2007.

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

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.

ZÉNON, Alexandre; SIDIBÉ, Mariam; OLIVIER, Etienne. Disrupting the supplementary motor area makes physical effort appear less effortful. **Journal of Neuroscience**, v. 35, n. 23, p. 8737-8744, 2015.

ANEXOS

ANEXO 1 – Artigo aceito necessário para a defesa de acordo com as normas do programa de mestrado.

SYSTEMATIC REVIEW



Can regular physical exercise be a treatment for panic disorder? A systematic review

Sergio Machado^{a,b,c}, George Tolles^d, Franklin Magalhães^e, Diogo Teixeira^f, Sandra Amatriain-Fernández^g, Henning Buddé^h, Claudio Imperatoriⁱ, Eric Murillo-Rodríguez^j, Diogo Montalvo^k, Diogo Tolles Correia^l and Alberto Souza Sá Filho^m

^aDepartment of Sports Methods and Techniques, Federal University of Santa Maria, Santa Maria, Brazil; ^bLaboratory of Physical Activity Neuroscience, Neurodiversity Institute, Quatrocentos-RJ, Brazil; ^cIntercontinental Neuroscience Research Group, Mérida, Mexico; ^dLaboratory of Physical Activity Neuroscience, Physical Activity Sciences Post-Graduate Program (PGCAF), Salgado de Oliveira University, Niterói, Brazil; ^eFaculty of Physical Education and Sport, ULHT, Lisbon, Portugal; ^fInstitute for Systems Medicine (ISM) at the Faculty of Human Sciences, Medical School Hamburg, Hamburg, Germany; ^gDepartment of Human Sciences, European University of Rome, Rome, Italy; ^hIntegrative Neuroscience Laboratory, Escuela de Medicina, División Ciencias de La Salud, Universidad Autónoma Mayab, Mérida, Mexico; ⁱDepartment of Human Kinetics, ESECS, Polytechnic Institute of Leiria, Leiria, Portugal; ^jResearch Centre in Sports, Health and Human Development, CIOESD, Portugal; ^kServiço de Psiquiatria, Hospital de Santa Maria, Centro Hospitalar Lisboa Norte, Lisboa, Departamento de Psiquiatria, Faculdade de Medicina, Universidade de Lisboa, Lisboa, Portugal; ^lPost Graduate Program of University Center of Anápolis (UnEVANGÉLICA), Anápolis, Brazil

ABSTRACT

Introduction: In the last few decades, exercise has been explored as a potential tool to reduce symptoms experienced by patients with panic disorder (PD). This systematic review aims to assess the effects of regular exercise interventions on panic severity, global anxiety, and depression symptoms of these patients.

Areas covered: A search was conducted on PubMed, ISI Web of Science, and Cochrane Central Register of Controlled Trials using search terms related to PD and exercise. Eight trials were included. Furthermore, regular exercise programs presented different methodological characteristics. There is a clear evidence indicating that regular exercise programs (at least two 20-minute sessions per week for at least 6 weeks) reduce panic-related symptoms. Regular exercise is effective in improving global anxiety measures and depression.

Expert opinion: Continuous aerobic exercise is the main type of intervention in the literature, generally providing a limited prescription. Currently, it is recommended the interval training, with intense and shorter stimuli, and long-term duration trials. However, despite the use of self-selected intensities and control based on the internal load be interesting as recommendation to increase adherence, careful is needed regarding training prescription due to scarce evidence.

ARTICLE HISTORY

Received 7 April 2021
Accepted 9 November 2021

KEYWORDS

Anxiety; exercise; depression; panic attack; panic disorder

1. Background

Panic disorder (PD) is characterized by recurrent panic attacks, with at least one of them being sudden and followed by at least one month of persistent concern about a new attack or concerns about its effects [1,2]. The estimated lifetime prevalence of PD is 1.7% and 80.4% of individuals with PD have a lifetime comorbid mental disorder [3]. PD is about twice as common in women than in men and usually begins in late adolescence or early adulthood, with an average age onset between 20 and 30 years old [1].

Long-term PD is associated with decreased productivity, well-being, social contact, and self-realization [4]. In addition, chest pain [5], coronary artery disease [6], depression [7], substance abuse, and suicide are common comorbidities in PD patients [8]. Most costs related to anxiety disorders and their treatment are linked to PD and Generalized Anxiety Disorder [9]. The most common forms of treatment in PD patients are pharmacotherapy and Cognitive-Behavioral Therapy (CBT). Drugs commonly used are tricyclic antidepressants (TCAs), monoamine oxidase inhibitors (MAOIs), selective

inhibitors of serotonin reuptake (SSRIs), and benzodiazepines (BZDs) [10]. CBT interventions include exposure (interoceptive and exteroceptive), cognitive restructuring, breathing training, and relaxation training [11–13]. The effects of CBT alone seem to be significant for PD, but when combined with aerobic exercise, the long-term effects of CBT appear to promote sustained improvement in PD patients [11,14]. Thus, greater prominence has been given to this new strategy for PD patients.

Due to the chronic nature of anxiety disorders, the introduction of physical exercise, especially aerobic exercise, has shown anolytic effects [15,16], mainly when considering regular exercise practice [11–13,17–20]. Despite the possible benefits of physical exercise, acute physical exercise can trigger brief panic attacks. However, PD patients display low levels of physical activity [21], health markers that worsen their symptoms and comorbidities, reinforcing the need for regular physical exercise among them. The specific effects of somatic anxiety symptoms experienced during exercise seem to be associated with a low level of physical activity [21].