

Cita: Machado, S., Lima, J.L., Lana, W., Serrano, R., Santos, Y.G., Peixoto, R., Marques Neto, S.R., Maranhão Neto, G.A., Teixeira, D., Monteiro, D., Cid, L. É a estimulação transcraniana de corrente contínua anódica um potencial recurso ergogênico para força muscular e percepção de esforço? Uma revisão crítica. (2019). *Cuadernos de Psicología del Deporte*, Vol 19(3), 216-242.

É a estimulação transcraniana de corrente contínua anódica um potencial recurso ergogênico para força muscular e percepção de esforço? Uma revisão crítica.

Es la estimulación transcranial de corriente continua anódica un potencial recurso ergogénico para fuerza muscular y percepción de esfuerzo? Una revisión crítica.

Is anodal transcranial direct current stimulation a potential ergogenic resource for muscle strength and effort perception? A critical review.

Machado, S.¹, Lima, J.L., Lana, W.¹, Serrano, R.¹, Santos, Y.G., Peixoto, R.², Marques Neto, S.R.³, Maranhão Neto, G.A.³, Teixeira, D.⁴, Monteiro, D.^{5,6}, Cid, L.^{5,6}.

¹Laboratório de Neurociência da Atividade Física, Programa de Pós-graduação em Ciências da Atividade Física (PGCAF), Universidade Salgado de Oliveira, Niterói, RJ – Brasil; ²Universidade Geraldo Di Biase, Barra do Piraí, RJ, Brasil; ³Physical Activity Sciences Post-Graduate Program, Salgado de Oliveira University, Niterói, Brazil.; ⁴Faculty of Physical Education and Sport, Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisbon, Portugal.; ⁵Sport Science School of Rio Maior, ESDRM-IPSantarém, Rio Maior, Portugal.; ⁶Research Center in Sports Sciences, Health Sciences and Human Development (CIDESD), Vila Real, Portugal.

RESUMO

Nas últimas décadas, vários estudos estão investigando a dose-resposta ideal em termos de frequência, intensidade e volume de treinamento para alcançar o aumento da força muscular, tanto em atletas quanto em não atletas. A dose-resposta é fundamental para a prescrição do treinamento, uma vez que sua manipulação equivocada pode acarretar alto risco de desenvolvimento de lesões por esforços repetitivos, bem como pelo não desenvolvimento da força esperada. Em indivíduos com nível avançado de treinamento de força, é extremamente importante aumentar sua intensidade e volume de treinamento. Nesse sentido, com os avanços encontrados na área de treinamento de força e a necessidade de novas estratégias para otimizar ganhos de força, um novo método vem ganhando força na literatura, a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). Portanto, o objetivo deste estudo é analisar criticamente os efeitos do ETCC como potencial recurso ergogênico para a realização de força muscular e percepção de esforço, bem como se seu uso é ético ou não. Para tanto, foram pesquisadas as bases de dados Pubmed/Medline, ISI Web of Knowledge e Scielo, apenas em inglês, e com as palavras-chave: força muscular, resistência muscular, estimulação transcraniana por corrente contínua, ETCC. Nós comparamos o efeito do ETCC anódico (ETCC-a) com uma condição sham/controle nos resultados de

força muscular e percepção de esforço. Nenhum estudo menciona efeitos colaterais negativos da intervenção. Os dados mostram diferenças entre os estudos que investigam os estudos de avaliação da força muscular e resistência muscular, em termos do uso bem sucedido de ETCC. Estudos que investigaram a eficiência do ETCC na melhora da força muscular demonstraram efeitos positivos do ETCC-a em 66,7% dos parâmetros testados. A maioria dos dados mostra consistentemente a influência do ETCC-a na força muscular, mas não no desempenho de resistência.

Palabras clave: córtex pré-frontal dorsolateral, estimulação transcraniana de corrente contínua, força muscular, percepção de esforço, recurso ergogênico.

RESUMEN

En las últimas décadas, diversos estudios están investigando la dosis-respuesta ideal en cuanto a la frecuencia, intensidad y volumen de entrenamiento para alcanzar el aumento de fuerza muscular, sea en atletas y no atletas. La dosis-respuesta es fundamental para la prescripción de entrenamiento, pues su manipulación equivocada puede llevar a un alto de riesgo de desarrollo de lesiones por esfuerzo repetitivo, así como para el no desarrollo de la fuerza esperada. En sujetos con nivel avanzado de entrenamiento de fuerza es extremadamente importante aumentar su intensidad y volumen de entrenamiento. En este sentido, con los avances encontrados en el área de entrenamiento de fuerza y la necesidad de nuevas estrategias para optimizar las ganancias de fuerza, un nuevo método está ganando fuerza en la literatura, la estimulación transcranial por corriente continua (ETCC). Por lo tanto, el objetivo del presente estudio es analizar de forma crítica los efectos de la ETCC como potencial recurso ergogénico al desempeño de fuerza muscular y percepción de esfuerzo, así como si su uso es ético o no. Por lo tanto, se realizó una búsqueda en las bases de datos Pubmed/Medline, ISI Web of Knowledge y Scielo, solamente en inglés y con las palabras clave: fuerza muscular, resistencia muscular, estimulación transcranial de corriente continua, ETCC. Comparamos el efecto de la ETCC anódica (ETCC-a) a una condición sham/control sobre los resultados de la fuerza muscular y percepción de esfuerzo. Ningún estudio menciona efectos secundarios negativos de la intervención. Los datos muestran diferencias entre los estudios que investigan la fuerza muscular y los estudios de evaluación de resistencia muscular, en lo que se refiere al uso exitoso de la ETCC. Los estudios que investigan la eficiencia de la ETCC en la mejora de la fuerza muscular demuestran efectos positivos de la ETCC-a en el 66,7% de los parámetros probados. La mayoría de los datos muestran consistentemente influencia de la ETCC-a en la fuerza muscular, pero no en el rendimiento de resistencia.

Palavras chave: corteza pre-frontal dorsolateral, estimulación transcranial de corriente continua, fuerza muscular, percepción de esfuerzo, recurso ergogénico.

ABSTRACT

In the last decades, several studies are investigating the optimal dose-response in terms of frequency, intensity and volume of training to achieve increased muscle strength in both athletes and non-athletes. Dose-response is critical to the prescription of training, since its mismanagement may pose a high risk of developing repetitive strain injuries as well as failure to develop the expected strength. In individuals with advanced level of strength training, it is extremely important to increase their intensity and training volume. In this sense, with the advances in the area of strength training and the need for new strategies to optimize force gains, a new method is gaining strength in the literature, the transcranial direct current stimulation (tDCS). Therefore, the purpose of this study is to critically analyze the effects of tDCS as a

ETCC para força muscular e percepção de esforço

potential ergogenic resource for achieving muscle strength and perceived exertion, as well as whether its use is ethical or not. To do so, we searched the databases Pubmed/Medline, ISI Web of Knowledge and Scielo, in English only, and with the keywords: muscle strength, muscular endurance, transcranial direct current stimulation, tDCS. We compared the effect of anodic tDCS (a-tDCS) with a sham/control condition on muscle strength and perceived exertion results. No study mentions the negative side effects of the intervention. The data show differences between studies investigating studies of muscle strength and muscle endurance in terms of the successful use of tDCS. Studies that investigated tDCS efficiency in improving muscle strength demonstrated positive effects of a-tDCS on 66.7% of the parameters tested. Most data consistently show the influence of a-tDCS on muscle strength, but not on resistance performance.

Keywords: dorsolateral prefrontal cortex, transcranial direct current stimulation, muscle strength, effort perception, ergogenic resource.

INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, diversos estudos vêm investigando a dose-resposta ideal quanto à frequência, intensidade e volume de treinamento para se atingir o aumento de força muscular, seja em atletas e em não atletas (Peterson et al., 2004; Rhea et al., 2003). A dose-resposta é fundamental para a prescrição de treinamento, já que sua manipulação equivocada pode levar a um alto de risco de desenvolvimento de lesões por esforço repetitivo, assim como para o não desenvolvimento da força esperada (Rhea et al., 2003). Já em sujeitos com nível avançado de treinamento de força é extremamente importante aumentar sua intensidade e volume de treinamento (Peterson et al., 2005).

Os fatores limitantes do desempenho físico, como a falha do sistema neuromuscular durante exercícios exaustivos, têm sido amplamente investigados (Noakes et al., 2004). Sendo assim, cresce cada vez mais o interesse na investigação de diferentes recursos ergogênicos para a melhora do desempenho físico (Koncic e Tomczyk, 2013). A cafeína, por exemplo, é um recurso ergogênico que atua no músculo, mas sua ação é mais evidente por meio da estimulação do sistema nervoso central pelo antagonismo da adenosina (Spriet e Gibala, 2004). No músculo esquelético, causa alterações na função neuromuscular e na contratilidade muscular (Kalmar e Cafarelli, 1999), aumentando o nível de força muscular (Souza et al., 2017). Além da força muscular, um estudo

controlado mostrou que as avaliações do esforço percebido (PE) foram menores após a ingestão de cafeína (Duncan e Oxford, 2012). No entanto, o ergogênico efeitos da cafeína sobre o desempenho na força muscular e percepção de esforço (PE) ainda permanece controverso. Neste sentido, com os avanços encontrados na área de treinamento de força e a necessidade de novas estratégias para otimizar ganhos de força, um novo método vem ganhando força na literatura, a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC).

A ETCC consiste em um estímulo elétrico não invasivo que promove mudanças no potencial de repouso da membrana neuronal (Nitsche et al., 2003a). Essas alterações podem promover a excitação, despolarização tônica do potencial de repouso da membrana (estímulo anódico), ou inibição cortical, por hiperpolarização do potencial de repouso da membrana (estímulo catódico) (Nitsche et al., 2003b). Esta técnica neuromodulatória não invasiva tem sido usada em indivíduos saudáveis para investigar alterações na força muscular e na PE. Como recurso ergogênico, o uso de ETCC anódica (ETCC-a) demonstrou melhorias na força muscular e diminuição na PE, proporcionando assim um maior volume de treinamento (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018). A ETCC-a também já demonstrou melhora na resistência muscular com ações musculares isométricas (Cogiamanian et al.,

2007). Quando comparada ao uso de cafeína, a ETCC-a mostrou-se tão superior quanto a cafeína comparadas ao placebo, sem diferença significativa entre as mesmas, mostrando que a ETCC-a também possui efeito ergogênico sobre a força e PE (Lattari et al., 2019).

Nesse contexto, a estimulação ETCC-a se apresenta como uma alternativa nova, efetiva e não invasiva que pode promover um volume maior de contrações musculares submáximas e uma redução da PE em praticantes recreacionais de treinamento de força (Lattari et al., 2016) e de níveis avançados de treinamento de força (Lattari et al., 2018). Portanto, a ETCC-a pode potencializar a força muscular e modular a PE e são essas possibilidades, por si só e por seu ineditismo, que a torna uma potencial ferramenta adicional para melhora do desempenho físico. Seu vanguardismo reside nos achados iniciais da aplicação da ETCC sobre o M1, região sabidamente reconhecida como responsável pelo repertório motor e maior sensibilidade à produção de movimento, e na investigação dos efeitos do córtex pré-frontal dorso lateral (CPFDL) no controle da fadiga/percepção de esforço. O CPFDL é uma área pouco explorada ainda na literatura e que possui grande importância no estudo da regulação do exercício físico (Lattari et al., 2016). O CPFDL é a área responsável pela inibição de ações motoras, considerada uma das áreas responsáveis pela tomada de decisão quanto à continuação ou não da prática do exercício (Lattari et al., 2016, Tanaka et al., 2009). Reforçando essa teoria, o estudo de Tanaka et al. (2009) mostrou que a fadiga física é um fenômeno complexo e fatores como PE e inibição central podem estar envolvidos (Dundas et al., 2007), e quando o cérebro é confrontado com situações de fadiga, ocorre um aumento de atividade cerebral (potência beta) e maior sincronia entre os CPFDL esquerdo e direito. Esses achados sugerem a existência de um mecanismo compensatório subjacente ao desempenho físico, pelo CPFDL quando há diminuição da ativação do M1 pela presença de fadiga central induzida

pelo esforço (Menotti et al., 2014). Entre os mecanismos sugeridos até hoje, a ETCC-a parece mostrar melhorias na relação entre a taxa de descarga elétrica de neurônios corticais e a produção de força (Tanaka et al., 2011), redução da PE 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).

Portanto, o objetivo do presente estudo é analisar de forma crítica os efeitos da ETCC como potencial recurso ergogênico ao desempenho de força muscular e PE, os mecanismos neurofisiológicos por trás dos efeitos da ETCC, assim como discutir se seu uso é ético ou não e limitações e perspectivas futuras da ETCC para o campo do treinamento de força. Sendo assim, foi realizada uma busca nas bases de dados Pubmed/Medline, ISI Web of Knowledge e Scielo, no idioma inglês e com as palavras chave: força muscular, resistência muscular, estimulação transcraniana de corrente contínua, ETCC. A partir das referências encontradas nas bases eletrônicas, foi realizada também uma busca manual nessas referências. Não houve período estabelecido para as buscas.

ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC)

A ETCC é uma técnica de modulação cerebral não invasiva, que consiste na aplicação de corrente direta e de baixa intensidade por meio de eletrodos posicionados na área cerebral de interesse. Essa corrente elétrica penetra no crânio e atinge o córtex cerebral, modificando os potenciais de repouso da membrana dos neurônios, influenciando assim os níveis de excitabilidade e modulando a taxa de disparo das células neuronais isoladas (Nitsche et al., 2003ab).

Os efeitos da ETCC dependem da direção do fluxo de corrente, geometria neuronal, duração do fluxo elétrico, intensidade, polaridade e posição do eletrodo, de acordo com

ETCC para força muscular e percepção de esforço

a estratégia proposta para a estimulação de cada indivíduo (Liebetanz et al., 2002). Assim, neste tópico, revisaremos esses pontos importantes relacionados à aplicação da ETCC.

Mecanismos de ação

O campo elétrico emitido pela ETCC chega ao cérebro o suficiente para modular a taxa de disparo das células neuronais isoladas, sem, no entanto, agir sobre os neurônios. O efeito modulador da ETCC é capaz de modificar os potenciais de membrana de repouso dos neurônios, influenciando no nível de excitabilidade cortical (Nitsche et al., 2003ab; Brunoni et al., 2012).

Nitsche e Paulus (2000) verificaram os efeitos e a duração de ETCC-a e ETCC catódica (ETCC-c) no M1. Para tanto, foram medidos o potencial evocado motor (PEM) em dois diferentes protocolos de estimulação, 1 e 5 min, com intensidade de 0.2 e 1.0 mA, respectivamente. Observou-se que a ETCC-a com uma duração de 5 min aumentou a excitabilidade cortical, aumentando a amplitude do PEM em torno de 40% após a estimulação, enquanto o efeito da ETCC-c causou uma redução de 30% do PEM. Vale ressaltar que a duração desses efeitos foi dependente do tempo de aplicação e da intensidade da corrente, ou seja, a ETCC aplicada por 5 min gerou mudanças na excitabilidade neuronal que permaneceram para esse mesmo tempo após o término da aplicação da ETCC-a, mas para a ETCC-c a mesma lógica não ocorreu. Nitsche e Paulus (2000) explicaram esses resultados com base na despolarização neural causada pela ETCC-a, aumentando a excitabilidade neural. Por outro lado, a ETCC-c causaria uma hiperpolarização, com efeito inibitório sobre os neurônios. No entanto, no âmbito celular, poucos estudos buscaram explicar a relação entre canais iônicos, receptores e efeitos observados durante e após diferentes condições de ETCC.

Em outros estudos, Nitsche et al. (2003a) mostraram que os efeitos da ETCC-c duraram mais de cinco, sete e nove minutos, usando uma

corrente de 1 mA. Eles mostraram que, embora os efeitos dos estímulos de cinco e sete minutos persistissem por apenas 10 minutos após o término da estimulação, a estimulação de nove minutos causou efeitos pós-estimulação de até 60 minutos. Em outro estudo, os autores mostraram que a ETCC-a e ETCC-c, quando usadas por 13 minutos, causaram efeitos pós-estimulação de 90 minutos (Nitsche et al., 2003b). Em contraste, os efeitos agudos alternam de acordo com o estado de polarização da membrana neuronal. Quando usada a ETCC-a em conjunto com bloqueadores dos canais de cálcio (flunarizina-FLU) e sódio (carbamazepina-CBZ), seus efeitos são inibidos, mas quando combinada com agonistas e antagonistas de N-metil-D-aspartato (NMDA) (dextrometorfano-DMO) ou com moduladores do receptor do ácido gama-aminobutírico (GABA), não há interferência nos efeitos causados pela ETCC-a (Brunoni et al., 2012).

Segundo Nitsche & Paulus (2000), observou-se que a ETCC-a aumentou a excitabilidade cortical promovendo a hipopolarização da membrana neuronal, uma vez que a ETCC-c diminui a excitabilidade, gerando hiperpolarização da membrana neuronal. No entanto, a administração da DMO aboliu os efeitos pós-estimulação da ETCC-a e ETCC-c. Assim, sugeriu-se envolver os receptores NMDA nos mecanismos de plasticidade neuronal. Por outro lado, a CBZ aboliu apenas os efeitos da ETCC-a, indicando uma maior participação dos canais de sódio nesse tipo de estimulação.

O envolvimento de receptores NMDA na célula neural e a disponibilidade de receptores de AMPA (ácido 2-amino-3-hidroxi-5-metilisoxazol-4-il-propanóico) na membrana celular, ambos como cátion anódico são diretamente relacionados à manutenção dos níveis de excitabilidade cortical. Assim, supõe-se que o efeito neuromodulador da ETCC nesses receptores na membrana seja o principal responsável pela reorganização cortical (neuroplasticidade) causada pela ETCC. É uma indicação da importância desses receptores em manter os efeitos ao longo do tempo, uma vez

que o papel desses receptores na plasticidade cortical é conhecido, como a potenciação de longo prazo (LTP) e a depressão de longo prazo (LTD) (Nitsche & Paulus, 2000; Nitsche et al., 2007; Stagg et al., 2011).

A estimulação neuronal também parece estar relacionada à atividade modulada pelo ácido γ -aminobutírico (GABA). Observou-se correlação positiva entre os efeitos da ETCC aplicada na M1, com diminuição da atividade do receptor GABA e consequente alteração do grau de aprendizado motor. Assim, indivíduos que apresentaram maior inibição dos receptores GABAérgicos após a ETCC-a em M1 também apresentaram aprendizado mais rápido em curto prazo. Esses resultados corroboram o fato de que a plasticidade da PLP dentro do neocórtex é criticamente dependente da modulação do GABA (Stagg et al., 2011).

Além desses efeitos, existem estudos que sugerem que a ETCC pode não estar apenas associada a alterações no potencial de membrana neuronal, sugerindo que esse tipo de estimulação poderia levar a alterações na conformação das proteínas transmembrana, expressão gênica precoce e aumento no nível intracelular de cálcio (Brunoni et al., 2012).

Montagem de eletrodos

O posicionamento dos eletrodos no crânio depende da área cortical a qual se quer modular e o do efeito (excitatório ou inibitório) que se deseja. Normalmente, o sistema 10-20 de posicionamento de eletrodos da eletroencefalografia (EEG) é utilizado para uma localização confiável na região a ser estimulada. As intensidades mais aplicadas na corrente variam entre 0.4 a 2 mA e sua duração de 10 a 20 minutos (Nitsche & Paulus, 2000; Liebetanz et al., 2002; Nitsche et al., 2003ab; Nitsche et al., 2008).

As montagens podem ser unipolar ou bipolar. Na unipolar, apenas um dos eletrodos permanecem na cabeça (posição cefálica), enquanto o outro (i.e., eletrodo de referência) é colado em outra parte do corpo (posição

extracefálica), por exemplo, na região do músculo deltóide. No posicionamento cefálico, deve-se levar em conta que o eletrodo de referência não é totalmente livre de corrente, podendo ocasionar efeitos na região onde está posicionado. No posicionamento extracefálico, a permanência das alterações corticais promovidas pela ETCC torna-se menos duradoura do que no posicionamento encefálico, por poder gerar algum desvio de corrente através da pele ou líquido, sendo necessários maiores intensidades de corrente para os efeitos de a primeira ser equivalente ao da segunda. Além do fato de maior voltagem ser requerida para manter o fornecimento da intensidade de corrente almejada durante a ETCC (Moliadze et al., 2010; Brunoni et al., 2012). Já nas montagens bipolares, ambos os eletrodos são posicionados na cabeça (posição cefálica). Nesse caso, assim como nas montagens unipolares, o eletrodo de referência não estará completamente livre de corrente, provavelmente gerando efeitos na região onde está posicionado.

Intensidade e densidade de corrente

Os efeitos dependentes da intensidade da corrente também foram investigados. Batsikadze e colaboradores (2013) após aplicação de ETCC-c de 1 e 2mA sobre o M1 analisaram que o comportamento da excitabilidade cortical é dependente da intensidade de corrente utilizada, com redução da excitabilidade cortical após aplicação de 1mA e aumento após 2mA. A elevação da intensidade atinge uma população maior de neurônios, no entanto, pode levar desconforto aos indivíduos estimulados.

Os efeitos da ETCC também estão relacionados à densidade de corrente e à carga total aplicadas. A densidade de corrente corresponde à relação entre a intensidade da corrente utilizada e a área do eletrodo. Várias pesquisas apontam que densidades mais elevadas geram efeitos corticais mais significativos. Por exemplo, os estudos de Saturnino et al. (2015) e Datta et al. (2008) mostraram que os efeitos de

ETCC para força muscular e percepção de esforço

modulação da excitabilidade neuronal dependem da intensidade e distribuição espacial do campo elétrico, evidenciando uma dependência da geometria, propriedades e posicionamento dos eletrodos, que podem alterar a focalização da corrente e na área de interesse. Partindo desse princípio, entende-se, por exemplo, que um eletrodo com menor dimensão espacial (25cm²) quando comparado a um eletrodo de maior dimensão espacial (35cm²), terá uma maior focalidade e densidade elétrica na área a ser estimulada, dissipando menos corrente para outras áreas do córtex, gerando uma estimulação mais potente. No entanto, um aumento da densidade, assim como o da intensidade, pode gerar um aumento da percepção de estímulos dolorosos. Com isso, recomenda-se o aumento da duração da estimulação e não da densidade de corrente a ser usada para prolongar os efeitos da ETCC. Já a carga total equivale à razão entre a intensidade da corrente administrada e o produto entre a área do eletrodo e a duração da estimulação (Nitsche *et al.*, 2003ab).

ETCC COMO UM POTENCIAL RECURSO ERGOGÊNICO PARA O DESEMPENHO DE FORÇA MUSCULAR PERCEPÇÃO DE ESFORÇO

A presente revisão buscou revisar de forma crítica os achados sobre os efeitos da ETCC sobre o desempenho de força muscular, observando principalmente as diferenças metodológicas e principais resultados encontrados sobre o desempenho de força muscular. Dessa forma, foram selecionados 18 estudos que examinaram o tema.

Os 18 estudos (Lattari *et al.*, 2016; Lattari *et al.*, 2017; Hazime *et al.*, 2017; Vargas *et al.*, 2018; Sales *et al.*, 2016; Cogiamanian *et al.*, 2007; Frazer *et al.*, 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams *et al.*, 2013; Angius *et al.*, 2016; Kan *et al.*, 2013; Abdelmoula *et al.*, 2016; Tanaka *et al.*, 2009; Montenegro *et al.*, 2015; Flood *et al.*, 2017; Ciccone *et al.*, 2018; Radel *et al.*, 2017) avaliaram a eficiência da ETCC no desempenho da força muscular (ver Tabelas 1 e

2). Nenhum estudo relatou efeitos adversos relevantes.

Características dos estudos

No total, 496 participantes, 282 homens e 214 mulheres foram incluídos nos 18 estudos. A média de idade dos participantes dos estudos variou entre 16,01 ($\pm 0,9$) (Vargas *et al.*, 2018) e 27,7 ($\pm 8,4$) anos (Kan *et al.*, 2013). Em relação às condições de ETCC, a condição de ETCC-sham (ETCC-s) teve tamanhos amostrais 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 de amostra entre 8 (Hazime *et al.*, 2017) e 22 (Radel *et al.*, 2017), com um total de 251 indivíduos. Dois estudos tiveram *drop outs*, 20% (2 participantes) no estudo de Tanaka *et al.* (2009) e 4,5% (1 participante) no estudo de Radel *et al.* (2017). Como esperado, a maioria dos estudos teve mais participantes do sexo masculino do que feminino. Além disso, apenas quatro estudos (Lattari *et al.*, 2016; Lattari *et al.*, 2018; Hazime *et al.*, 2017; Montenegro *et al.*, 2015) relataram experiência em treinamento de força (TF), o que poderia ser um fator influenciador na resposta à ETCC-a. Quanto ao modo de aplicação de ETCC, onze estudos utilizaram o modo off-line (Lattari *et al.*, 2016; Lattari *et al.*, 2018; Hazime *et al.*, 2017; Cogiamanian *et al.*, 2007; Frazer *et al.*, 2017; Williams *et al.*, 2013; Angius *et al.*, 2016; Kan *et al.*, 2013; Abdelmoula *et al.*, 2016; Montenegro *et al.*, 2015; Flood *et al.*, 2017), enquanto seis usaram o modo on-line (Vargas *et al.*, 2018; Sales *et al.*, 2016; Hendy and Kidgell, 2014; Tanaka *et al.*, 2009; Ciccone *et al.*, 2018; Radel *et al.*, 2017). Quase todos os estudos utilizaram o delineamento de estudo cruzado (Lattari *et al.*, 2016; Lattari *et al.*, 2018; Hazime *et al.*, 2017; Vargas *et al.*, 2018; Sales *et al.*, 2016; Frazer *et al.*, 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams *et al.*, 2013; Angius *et al.*, 2016; Kan *et al.*, 2013; Abdelmoula *et al.*, 2016; Tanaka *et al.*, 2009; Montenegro *et al.*, 2015; Flood *et al.*, 2017; Ciccone *et al.*, 2018; Radel *et al.*, 2017), e apenas

um estudo integrou um delineamento de estudo em grupo paralelo (Cogiamanian et al., 2007), com apenas uma única sessão de ETCC para ambos.

Protocolos dos estudos para ejercicios de fuerza muscular

Todos os estudos testaram ETCC-a em comparação com ETCC-s. Em relação às condições de ETCC, o protocolo ETCC-a forneceu estimulação no M1 (Lattari et al., in press; Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Cogiamanian et al., 2007; Frazer et al., 2017; Hendy e Kidgell, 2014; Williams et al., 2013; Kan et al., 2013; Angius et al., 2016; Abdelmoula et al., 2016; Tanaka et al., 2009; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., in press; Radel et al., 2017), CPFDL (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018; Radel et al., 2017) e córtex temporal (CT) (Sales et al., 2016; Ciccone et al., 2018). Dois estudos usaram ETCC de alta definição (Flood et al., 2017; Radel et al., 2017). A montagem dos eletrodos dos estudos de ETCC de alta definição respeitou uma configuração de anel 4 X 1 com o eletrodo central localizado sobre a área cortical da mão (anódica) e eletrodos de retorno colocados em um anel ao redor do ânodo central (catodal) em um raio de 5 cm e 4 cm (Flood et al., 2017; Radel et al., 2017). Já os eletrodos dos estudos com ETCC padrão utilizaram eletrodos com tamanhos diferentes, isto é, entre 12 e 35 cm², nas áreas alvo (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2017; Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Sales et al., 2016; Cogiamanian et al., 2007; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016; Tanaka et al., 2009; Montenegro et al., 2015; Ciccone et al., 2018).

Em relação aos eletrodos de configuração do anel 4 X 1, o diâmetro estimado foi de 1,1 cm (Flood et al., 2017; Radel et al., 2017). Três estudos aplicaram uma intensidade de 1,5 mA (Cogiamanian et al., 2007; Williams et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016) e os outros

utilizaram uma intensidade de 2 mA (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2017; Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Sales et al., 2016; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Tanaka et al., 2009; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., 2018; Radel et al., 2017).

Além disso, a duração da sessão variou entre 10 (Cogiamanian et al., 2007; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016; Tanaka et al., 2009) e 20 minutos (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2017; Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Sales et al., 2016; Cogiamanian et al., 2007; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams et al., 2013; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., 2018; Radel et al., 2017).

Com relação às condições de controle, apenas um estudo aplicou nenhum estímulo placebo (Cogiamanian et al., 2007) e os outros utilizaram a ETCC-s (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2017; Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Sales et al., 2016; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016; Tanaka et al., 2009; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., 2018; Radel et al., 2017).

Quatorze estudos utilizaram um período de 30 segundos como estímulo sham (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2017; Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Sales et al., 2016; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Tanaka et al., 2009; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., 2018; Radel et al., 2017) e três usaram outros tipos de sham/condição de controle (Cogiamanian et al., 2007; Abdelmoula et al., 2016; Flood et al., 2017). A montagem dos eletrodos foi a mesma que a condição ETCC-a.

As características do exercício de força muscular demonstraram que foram investigadas contrações isométricas (Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Cogiamanian et al., 2007; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016;

ETCC para força muscular e percepção de esforço

Tanaka et al., 2009; Flood et al., 2017; Radel et al., 2017) e dinâmicas (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2017; Sales et al., 2016; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Montenegro et al., 2015; Ciccone et al., 2018). Nos exercícios dinâmicos foram utilizados vários tipos de testes, como testes isocinéticos (Sales et al., 2016; Montenegro et al., 2015; Ciccone et al., 2018) e, contrações contra carga constante (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014).

Estudos investigaram os seguintes músculos: flexores de cotovelo (Lattari et al., 2016; Cogiamanian et al., 2007; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Flood et al., 2017; Radel et al., 2017), rotador interno e externo (Hazime et al., 2017), extensores de joelho (Lattari et al., 2018; Vargas et al., 2018; Sales et al., 2016; Angius et al., 2016; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., 2018; Radel et al., 2017), adução dos músculos do primeiro e segundo dedos do pé esquerdo e, adução entre o dedo indicador e o polegar da mão esquerda (Tanaka et al., 2009), extensores do tornozelo, quadril e joelho (Lattari et al., 2018), extensores e flexores do joelho (Montenegro et al., 2015). Alterações na força muscular foram examinadas por meio dos testes de resistência muscular (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018; Sales et al., 2016; Cogiamanian et al., 2007; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016; Montenegro et al., 2015; Flood et al., 2017; Ciccone et al., 2018; Radel et al., 2017) e força máxima (Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Cogiamanian et al., 2007; Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell, 2014; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Tanaka et al., 2009; Flood et al., 2017).

A eficácia da ETCC na melhoria do desempenho da força muscular

Em relação à contração voluntária máxima (CVM), dois estudos mostraram diferença entre as condições de ETCC-a e

placebo (Frazer et al., 2017; Hendy and Kidgell et al., 2014). Ambos os estudos observaram um aumento na força de membros não treinados. Quando analisadas as contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM), não foi observada diferença entre as condições de ETCC-a e ETCC-s em 4 estudos (Cogiamanian et al., 2007; Kan et al., 2013; Abdelmoula et al., 2016; Flood et al., 2017). Três estudos mostraram que a ETCC-a foi superior à ETCC-s no aumento da CVIM (Hazime et al., 2017; Vargas et al., 2018; Tanaka et al., 2009). As primeiras nos músculos rotadores interno e externo do ombro (Hazime et al., 2017), a segunda nos músculos extensores do joelho (Vargas et al., 2018) e a terceira na adução dos músculos do primeiro e segundo dedos do pé esquerdo (Tanaka et al., 2009).

Em relação à resistência muscular, foram encontradas diferenças significativas entre as condições de ETCC-a e ETCC-s em sete estudos (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018; Sales et al., 2016; Cogiamanian et al., 2007; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Abdelmoula et al., 2016). Essas diferenças foram observadas na contração isométrica (Cogiamanian et al., 2007; Williams et al., 2013; Angius et al., 2016; Abdelmoula et al., 2016), na ação muscular dos testes contra carga constante (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018) e isocinética (Sales et al., 2018). Seis estudos não revelaram diferenças significativas entre as condições ETCC-a e ETCC-s para resistência muscular nos testes de contração isométrica (Angius et al., 2016; Kan et al., 2013; Flood et al., 2017; Radel et al., 2017) e isocinética (Montenegro et al., 2015; Ciccone et al., 2018).

MECANISMOS NEUROFISIOLÓGICOS ASSOCIADOS À APLICAÇÃO DE ETCC PARA FORÇA MUSCULAR

Esta revisão teve como objetivo discutir os efeitos potenciais da ETCC como recurso ergogênico para o desempenho da força muscular. Nenhum dos estudos apontou efeitos adversos provenientes do uso da ETCC. Os dados mostram diferenças entre os estudos que

investigaram a força muscular. De todos os estudos que investigaram a eficiência da ETCC na melhoria da força muscular, 66.7% demonstraram efeitos positivos da ETCC-a nos parâmetros testados.

Devido ao complexo processo que é a prática de um exercício físico, várias áreas do cérebro podem estar envolvidas na regulação/limitação do desempenho do exercício, justificando assim o uso de ETCC para a melhoria do desempenho. No entanto, a maioria dos estudos sobre ETCC e desempenho no exercício e esportes não são claros com relação as suas hipóteses sobre o motivo do uso da ETCC em uma área particular do cérebro para melhorar o desempenho, como por exemplo, o M1, o CPFDL e o CI.

Em relação às áreas do cérebro, o M1 é o mais relacionado ao desempenho no exercício, devido ao seu papel na execução motora. Estudos têm mostrado 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, ciclismo) (Gandevia, 2001; Taylor et al., 2008; Taylor et al., 2016). Especificamente, fatores espinhais e supraespinhais, como redução da excitabilidade dos motoneurônios e incapacidade ou capacidade limitada do M1 e de outras áreas supraespinhais para aumentar o *drive* neural para compensar essa diminuição na excitabilidade espinhal, levam à diminuição da capacidade muscular para produzir força/potência e, assim, causar fadiga (Gandevia, 2001; Taylor et al., 2008; Taylor et al., 2016). Portanto, um motivo para usar ETCC sobre o M1 é que ela aumentaria a excitabilidade do mesmo, o que poderia resultar em atividade neural sustentada para o neurônio motor, retardamento da diminuição da unidade neural para o músculo ativo e, assim, melhora do desempenho.

Além disso, outra possível razão para a aplicação da ETCC sobre o M1 seria a possibilidade de modular a percepção da

dor/esforço. No entanto, esse mecanismo ainda não está claro. Uma possível razão para relacionar o M1 à modulação da dor seria devido às suas conexões com a ínsula e o tálamo, como demonstrado em estudos com animais (Stepniewska et al., 1994). Além disso, a ETCC-a em M1 aumenta os limiares sensoriais e de dor em indivíduos saudáveis, bem como o nível de dor em pacientes com dor crônica (Vasegui et al., 2014). Neste aspecto, 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 et al., 2013). Portanto, a aplicação de ETCC-a em M1 também pode melhorar o desempenho através da atenuação da dor induzida pelo exercício.

Com relação ao CPFDL, cuja principal função é o controle cognitivo de comportamento, ele parece desempenhar um papel importante no processamento de sinais internos e externos relacionados ao exercício realizado (Robertson e Marino, 2016). O CPFDL exerce uma influência *top-down* que pode resultar em mudanças de ritmo para completar a tarefa, com prolongamento da execução do movimento, retardando o final do exercício ou o desligamento das unidades motoras, causando o fim do exercício (Robertson e Marino, 2016).

Assim, o modelo psicobiológico propõe essa tarefa de desengajamento (isto é, 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 do esforço, conhecimento do desfecho do exercício e distância/tempo restante, e experiência prévia/memória de percepção do esforço durante o exercício, variando intensidade e duração (Pageaux, 2014). Uma revisão sistemática confirmou que as intervenções destinadas a diminuir a capacidade do CPFDL de exercer controle sobre os sinais corporais durante o exercício, como a fadiga mental (por exemplo, realizar uma tarefa cognitiva por tempo

ETCC para força muscular e percepção de esforço

prolongado) podem reduzir o desempenho de resistência (Van Cutsem et al., 2017). De fato, o que foi observado é que há uma diminuição na oxigenação do CPFDL antes do início da fadiga (Rupp et al., 2008; Rooks et al., 2010). Portanto, a aplicação da ETCC no CPFDL poderia fortalecer a capacidade dessa região de desconsiderar pistas interoceptivas (ou seja, sinais corporais), mantendo o impulso volitivo em M1 e, assim, retardando o desengajamento da tarefa (ou seja, ao final do exercício).

Outra área alvo dos estudos de ETCC no desempenho físico é o CI, considerado 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). CI é uma área cerebral profunda e, teoricamente, é modulada pela ETCC por meio de conexões comuns com o córtex temporal (CT). Por exemplo, estudos de modelagem computacional e experimentais mostraram que a ETCC aplicada ao CT esquerdo modulou a atividade do CI, resultando em aumento da modulação parassimpática em repouso e durante o exercício (Okano et al., 2015; Montenegro et al., 2011). Dentro deste contexto, o ramo parassimpático é o responsável por modular o controle autonômico cardíaco em repouso e, quando o exercício inicia, observa-se uma diminuição progressiva da modulação até a sua completa retirada.

Em relação às diferentes áreas cerebrais estimuladas, os estudos sobre ETCC mostram resultados opostos e uma alta variabilidade em relação aos efeitos sobre a força muscular. A alta variabilidade interindividual, ou seja, respondedores versus não respondedores, à ETCC seria uma possível explicação para a variação nos desfechos (Lopez-Alonso et al., 2015). Outros fatores, como as diferentes montagens de eletrodos usados e os parâmetros de estimulação também podem ter contribuído para os diferentes resultados encontrados. Além disso, devido às diferenças nos parâmetros de

estimulação, como tamanho e posição do eletrodo, mesmo como a baixa focalização da ETCC (Miranda et al., 2013), outras áreas do cérebro além da área alvo podem ser afetadas pela corrente elétrica da ETCC, alterando completamente os resultados. No geral, a ETCC-a parece melhorar o desempenho da força muscular.

Embora existam muitas diferenças em termos de desenho experimental e tarefa física realizada, algumas características comuns podem ser encontradas: (i) o M1 tem sido a área mais visada; (ii) a ETCC-a foi aplicada antes da tarefa física; (iii) a maioria dos estudos aplicou 20 min de estimulação a 2mA com um tamanho de eletrodo ativo de 35cm². Em relação aos parâmetros neuromusculares, o ETCC-a geralmente aumentou a excitabilidade corticospinal (Cogiamanian et al., 2007; Frazer et al., 2017; Hendy e Kidgell, 2014; Williams et al., 2013). Respostas fisiológicas durante o exercício não mostraram mudanças consistentes após ETCC-a. Notavelmente, quando as respostas perceptivas foram medidas, a melhora no desempenho físico induzido por ETCC foi frequentemente associada a uma menor PE (Lattari et al., in press; Okano et al., 2015; Williams et al., 2013), enquanto a dor muscular não se alterou. Os mecanismos neurofisiológicos que suportam o efeito de ETCC-a na melhoria da capacidade física ainda não são claros.

Cogiamanian et al. (2007) sugeriram que o ETCC-a poderia melhorar a motivação dos sujeitos, reduzir a dor muscular e modular a sinergia muscular. No entanto, nenhum dos mecanismos propostos e parâmetros correspondentes foram monitorados. Outros autores propõem que a melhora no desempenho de força após o ETCC-a poderia ser devido ao aumento do *drive* neural e a uma redução na fadiga supraespinhal (Williams et al., 2013). Já outros sugeriram que a ETCC-a poderia influenciar a integração sensorio-motora e a demanda cognitiva associada sem alterar o comando motor (Abdelmoula et al., 2016).

S. Machado et al.

Tabela 1. Características do estudo de exercícios de força muscular.

Referencia	N	Abandonos (N;%)	Gênero	Idade	Experiencia com TF	Modo de aplicação da ETCC	Desenho
Lattari et al. (2016)	ETCC-a=10 ETCC-s=10	Nenhum	ETCC-a=10 (M) ETCC-s=10 (M)	26.5 (±5.0)	> 6 meses	Offline	Tranversal
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	Tranversal
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	Tranversal
Hazime et al. (2017)	ETCC-a=8 ETCC-s=8	Nenhum	ETCC-a=8 (F) ETCC-s=8 (F)	19.7 (±2.3)	Atletas de handebol (31 semanas de TF)	Offline	Tranversal
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	Tranversal
Sales et al. (2016)	ETCC-a=19 ETCC-s=19	Nenhum	ETCC-a=19 (M) ETCC-s=19 (M)	25.1 (±3.9)	Fisicamente ativo (não relatada experiência com TF)	Online	Tranversal
Cogiamanian et al. (2007)	ETCC-a=9 ETCC-s=15	Nenhum	ETCC-a=5 (F) and 4 (M) ETCC-s=9 (F) and 6 (M)	24.3	Amostra não engajada nas atividades esportivas competitivas, principalmente dos músculos flexores do cotovelo	Offline	Paralelo
Frazer et al. (2017)	ETCC-a=13 ETCC-s=13	Nenhum	ETCC-a=5 (F) and 8 (M) ETCC-s=5 (F) and 8 (M)	18 - 35	Não relatado	Offline	Tranversal
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	Tranversal
Williams et al. (2013)	ETCC-a=18 ETCC-s=18	Nenhum	ETCC-a=9 (M) and 9 (F)	25±6	9 ativos/9 pouco ativos	Offline	Tranversal

ETCC para força muscular e percepção de esforço

			ETCC-s=9 (M) and 9 (F)				
Angius et al. (2016)	ETCC-a=9 ETCC-s=9	Nenhum	ETCC-a=9 (M) ETCC-s=9 (M)	23.0 (±2.0)	Ativo recreacionalme nte (não relatada experiência com TF)	Offline	Tranversal
Kan et al. (2013)	ETCC-a=15 ETCC-s=15	Nenhum	ETCC-a=15 (M) ETCC-s=15 (M)	27.7 (±8.4)	Não relatado	Offline	Tranversal
Abdelmoula et al. (2016)	ETCC-a=11 ETCC-s=11	Nenhum	ETCC-a=3 (F) and 8 (M) ETCC-s=3 (F) and 8 (M)	25.0±1.8	Não relatado	Offline	Tranversal
Tanaka et al. (2009)	ETCC-a=10 ETCC-s=10	2 (20%)	ETCC-a= 8 (M) and 2 (F) ETCC-s=8 (M) and 2 (F)	23.8 (20- 35)	Não relatado	Online	Tranversal
Montenegr o 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	Tranversal
Flood et al. (2017)	ETCC-a=12 ETCC-s=12	Nenhum	ETCC-a=12 (M) ETCC-s=12 (M)	24.4±3.8	Ativo recreacionalme nte	Offline	Tranversal
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 recreacionalme nte (não relatada experiência em TF)	Online	Tranversal
Radel et al. (2017)	ETCC-a=22 ETCC-s=22	Nenhum	ETCC-a = 13 (M) and 9 (F) ETCC-s = 13 (M) and 9 (F)	21.3±0.4	Não relatado	Online	Tranversal

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

S. Machado et al.

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

Referência	Protocolo de intervenção (ETCC-a)				Controle	Características dos exercícios de força			Principais resultados
	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 (referência)	35 (estimulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo	Dinâmica	Volume de carga (kg)	ETCC-a > ETCC-s (p<0.05)
Lattari et al. (2017)	M1 bilateralmente (estimulo) e COF dir (referência)	35 (estimulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensores do tornozelo, quadril e joelho	Dinâmica	Potência muscular (W)	≠ entre as condições
Lattari et al. (2018)	CPFDL esq (estimulo) e COF dir (referência)	35 (estimulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensores do tornozelo, quadril e joelho	Dinâmica	Volume de carga (kg)	ETCC-a > ETCC-s (p<0.05)
Hazime et al. (2017)	M1 membro dominante (estimulo) e COF ipsilateral (referencia)	35 (estimulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Rotadores internos e externos	Isométrica	CIVM (N/kg)	CIVM (Rotadores internos e externos): ETCC-a > ETCC-s (p<0.05)
Vargas et al. (2018)	M1 esq e dir (estimulo) e COF ipsilateral (referencia)	35 (estimulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensores de joelho	Isométrica	CIVM (N/kg) no membro dominante e não dominante	Dominante ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) Não-dominante ≠ entre condições
Sales et al. (2016)	CT esq (estimulo) e COF dir (referência)	35 (estimulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensores de joelho	Dinâmica	Teste isocinético (velocidade angular de 180 ° · s-1 e 60 ° · s-1): Trabalho total (J) e torque de pico (N.m)	Trabalho total: ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) Pico de torque: ≠ entre as condições
Cogiamani et al. (2007)	M1 dir (estimulo) e ombro dir (referência)	35 (estimulo e referência)	1.5	10	Sem intervenção	Flexores do cotovelo esquerdo	Isométrica	CIVM (N) e TE à 35% da CIVM (s)	CIVM: ≠ entre as condições TE: ETCC-a >

ETCC para força muscular e percepção de esforço

									ETCC-s (p<0.05)
Frazer et al. (2017)	M1 esq (estímulo) e COF direito (referência)	25 (estímulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Bíceps braquial esquerdo	Dinâmica	1RM	↑ força membro não treinado
Hendy and Kidgell (2014)	M1 esq (estímulo) e COF esq (referência)	25 (estímulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Músculos do punho direito	Dinâmica	1RM	↑ força do extensors do punho não treinado
Williams et al. (2013)	M1 dir (estímulo) e COF esq (referência)	35 (estímulo e referência)	1.5	20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo esquerdo	Isométrica	CVM e TF à 20% de CVM	TE: ↑ Tempo de resistencia
Angius et al. (2016)	Duas montagens de eletrodos: Primeira: M1 esq (estímulo) e COF (referência); Segunda: M1 esq (estímulo) e ombro esquerdo (referência)	12 (estímulo e referência)	2	10	30 (s) (ETCC-s)	Extensores do joelho direito	Isométrica	CIVM (N.m) TE à 20% da CIVM (s)	CIVM: Sem resultados TE: Segunda-ETCC-a > ETCC-s (p<0.05) Primeira- ≠ entre as condições
Kan et al. (2013)	M1 dir (estímulo) e ombro dir (referência)	24 (estímulo e referência)	2	10	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo esquerdo	Isométrica	CIVM (N.m) e TE à 30% da CIVM (s)	CIVM: ≠ entre as condições TE: ≠ entre condições
Abdelmoula et al. (2016)	M1 esq (estímulo) e ombro dir (referência)	35 (estímulo e referência)	1.5	10	90 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo esquerdo	Isométrica	CIVM (N) e TE à 35% de CVM	TE: ↑ Tempo de resistencia
Tanaka et al. (2009)	M1 dir (estímulo) e COF dir (referência)	35 (estímulo e referência)	2	10	30 (s) (ETCC-s)	Adução entre os músculos do primeiro e segundo dedos do pé esquerdo Adução entre o dedo indicador e o polegar da mão esquerda	Isométrica	PF (N)	FP (Perna): ETCC-a > ETCC-s (p<0.01)
Montenegro et al. (2015)	M1 esq (estímulo) e COF dir (referência)	35 (estímulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores e extensores do cotovelo	Dinâmica	Teste isocinético (velocidade angular de	Trabalho total: ≠ entre as condições

S. Machado et al.

								60° · s-1: Trabalho total (J) e pico de torque (N.m)	Pico de torque: ≠ entre as condições
Flood et al. (2017)	Posicionam ento dos eletrodos (4x1) M1 contralatera l ao lado não dominante (estímulo, C3 ou C4) e quatro eletrodos catódicos colocados a uma distância de 5 cm ao redor do ânodo (referência); raio ≈ 1,1 cm	-	2	20	No início e no fim (2 mA em rampa)	Flexores do cotovelo	Isométrica	CIVM (N.m) and TE à 30% da CVM	Sem melhora
Ciccione et al. (2018)	Duas montagens de eletrodos: Primeira- CT esq (estímulo) e COF dir (referência); Segunda- CT dir (estímulo) e COF esq (referência)	25 (estímulo e referência)	2	20	30 (s) (ETCC-s)	Extensores de joelho	Dinâmica	Teste isocinético (velocidade angular de 180 ° · s-1): Trabalho médio (Nm.s)	≠ entre as condições
Radel et al. (2017)	Duas montagens de eletrodos (4x1): Primeira: M1 dir (estímulo) e quatro eletrodos catódicos colocados a uma distância de 4 cm ao	-	2	≤20	30 (s) (ETCC-s)	Flexores do cotovelo	Isométrica	TE à 35% da CVM	Sem melhora

ETCC para força muscular e percepção de esforço

redor
do ânodo
(referência);
Segunda:
CPFDL dir
(estímulo) e
quatro
eletrodos
catódicos
colocados a
uma
distância de
4 cm ao
redor do
ânodo
(referência);
raio $\approx 1,1$
cm

Angius et al. (2016 e 2018) propuseram que, devido ao aumento da excitabilidade corticospinal induzida por ETCC-a, menos estímulos excitatórios para o M1 seriam necessários para produzir a mesma força ou potência submáxima. Como o esforço percebido parece depender de estímulos excitatórios da área motora suplementar (AMS) e de outras regiões do cérebro (de Morree et al., 2012; Zenon et al., 2015), uma redução em tais insumos resultaria em uma menor PE.

Deve-se notar, no entanto, que dois estudos relataram melhorias no desempenho, sem alterações significativas na excitabilidade corticospinal (Angius et al., 2016; Abdelmoula et al., 2013). Isto não é surpreendente, uma vez que estudos anteriores demonstraram uma considerável variabilidade na resposta corticospinal após a ETCC-a ao longo do M1 (Wiethoff et al., 2014; Madhavan et al., 2016).

Estudos que investigaram os efeitos da ETCC na força muscular indicam que a melhora do desempenho foi alcançada tanto pelo aumento da excitabilidade corticoespinal como pela redução da inibição intracortical de curto intervalo e aumento da ativação cruzada (Frazer et al., 2017; Hendy e Kidgell, 2014). Outros estudos sugerem que a melhora na carga de trabalho foi obtida pela redução na PE (Lattari et al., 2016; Lattari et al., 2018). Esses mecanismos

por trás do efeito ergogênico da ETCC ainda não estão claros e devem ser interpretados com cautela, uma vez que nenhum desses estudos monitorou a atividade cerebral durante o exercício após a ETCC.

QUESTÕES ÉTICAS NO USO DA ETCC PARA O DESEMPENHO FÍSICO

Apesar do uso de ETCC como possível recurso ergogênico para melhorar o desempenho físico ter começado a ser investigado recentemente, o seu uso moveu-se rapidamente para fora dos laboratórios. Algumas empresas começaram a introduzir, no mercado, dispositivos de ETCC portáteis para uso doméstico, tendo em conta o bom perfil geral de segurança da ETCC. Atletas profissionais e amadores começaram a usar ETCC durante seus regimes de treinamento (Edwards et al., 2017; Reardon, 2016).

A ETCC parece ser uma técnica segura, não havendo eventos adversos graves relatados até agora em mais de 18.000 sessões administradas à pacientes com doenças neurológicas e transtornos psiquiátricos. Além disso, eventos adversos moderados são raros também e incluem queimaduras na pele devido ao contato eletrodo-pele sem uso de solução salina. Já os efeitos adversos simples incluem dor de cabeça e fadiga após estimulação, bem

como sensações de picadas e queimação que ocorrem durante a ETCC nas intensidades de 1–2mA (Antal et al., 2017). Embora não tenham sido relatados efeitos colaterais adversos graves em participantes saudáveis (Bikson et al., 2016), ainda existem incertezas quanto à administração prolongada da ETCC. Portanto, não há qualquer impedimento ou norma regulatória que proíba o uso de ETCC.

Davis (2013) afirma que, a estimulação cerebral pode potencialmente melhorar o desempenho esportivo de duas maneiras, seja modulando a atividade cerebral e corticospinal direita antes de uma competição ou durante o treinamento. Conforme discutido nas seções anteriores, o número de estudos que investigam o efeito crônico da ETCC no desempenho físico é limitado. Além disso, as melhorias obtidas no controle configurações de laboratório não podem ser facilmente traduzidas no mundo real.

A estimulação cerebral não invasiva foi recentemente submetida a extensas discussões sobre se deve ser considerada uma nova forma de doping, mais especificamente neuro-doping. A Agência Mundial Antidopagem (WADA) proibiu consistentemente muitas substâncias ou métodos que possam exercer efeito ergogênico quando dois dos seguintes critérios forem atendidos:

- a. tem o potencial de melhorar ou melhorar o desempenho esportivo;
- b. representa um risco de saúde real ou potencial para o atleta;
- c. viola o espírito do esporte e da prática esportiva.

Apesar de estar em fase experimental inicial, a ETCC parece atender apenas aos primeiros critérios enquanto deve ser estabelecido se representa uma violação do espírito do esporte. Embora o ETCC atenda a dois ou três critérios, a WADA não necessariamente proíbe imediatamente. Além disso, não é possível determinar se um atleta tem ou tem não usou ETCC antes de uma competição, o que pode abrir um cenário sem precedentes para estratégias de teste de doping.

Questões regulatórias e éticas (Farah, 2015; Wexler, 2016) também foram levantadas sobre o uso indiscriminado da estimulação cerebral por contra própria que poderia comprometer aos indivíduos que usam ETCC com o objetivo de melhorar as habilidades cognitivas ou físicas. Como tal, mais estudos experimentais e esforços devem ser feitos para entender e regular a aplicação prolongada de ETCC (Farah, 2015; Wexler, 2016; Wurzman et al., 2016).

Uma possível saída para o uso da ETCC sem características de neuro-doping seria como uma técnica de “priming”, que preconiza que a exposição a um estímulo influencia uma resposta a um estímulo subsequente, sem orientação ou intenção consciente (Weingarten et al., 2016). Dessa forma, a ideia seria que a aplicação de um estímulo elétrico no cérebro previamente a uma sessão de treinamento, a fim de se obter melhora no desempenho no treinamento, caracterizando-o como recurso ergogênico e não “neuro-doping”. De acordo com a teoria, ao se utilizar a ETCC antes, ou até mesmo, durante o treinamento, em resposta ao estímulo elétrico, as conexões cerebrais se tornariam mais responsivas ao estímulo “muscular” por meio das contrações musculares, o que provocaria um estado de “hiperplasticidade”, refinando a capacidade do cérebro de aprender e se adaptar ao treinamento.

LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS NO USO DA ETCC

A variabilidade nos resultados experimentais e outras restrições metodológicas sugerem cuidado ao avaliar a eficácia da ETCC como auxílio ergogênico. Um avanço crucial pode ser alcançado apenas por uma padronização sistemática de variáveis, como montagem, duração e intensidade da estimulação, dependência do estado e estimulação off-line, juntamente com uma investigação abrangente dos aspectos neurofisiológicos que fundamentam os efeitos da ETCC. No entanto, os achados obtidos pelas experiências acima mencionadas forneceram insights interessantes sobre o

ETCC para força muscular e percepção de esforço

potencial da ETCC para melhorar o desempenho físico.

O número de experimentos que investigam o efeito da ETCC no desempenho físico está aumentando rapidamente, com importantes limitações metodológicas a considerar. Primeiro lugar, o mecanismo responsável pela melhoria do desempenho físico é em grande parte desconhecido. A este respeito, estudos experimentais sugeriram que a transiente melhoria no desempenho físico parece ser o resultado da modulação da excitabilidade corticospinal ou outras áreas cerebrais alvo após ETCC. Contudo, apenas alguns estudos monitoraram a atividade corticospinal ou cerebral após ou durante o ETCC. Outros estudos devem incluir eletrofisiologia e/ou neuroimagem monitorização da atividade cerebral, implementando, por exemplo, ressonância magnética (RM) ou registro de EEG. Em segundo lugar, a resolução espacial do campo elétrico induzido no cérebro é relativamente baixo para ETCC em comparação com a estimulação magnética transcraniana (EMT) (Miranda et al., 2013; Wagner et al., 2007a, b) e, portanto, pode afetar a função de áreas do cérebro além das regiões de interesse.

Em vista disso, uma avaliação precisa distribuição do campo elétrico deve ser realizada a fim de otimizar a aplicação de ETCC para direcionar especificamente áreas do cérebro (ou redes) de interesse. Terceiro lugar, grande maioria dos estudos é baseada em amostras pequenas, que podem aumentar a probabilidade de resultados falso-positivos (Button et al., 2013). Por fim, a ausência de procedimentos efetivos de ocultação na maioria dos estudos também deve ser considerada. Um procedimento de ocultação ineficaz poderia ter levado a número de efeitos psicológicos confusos indesejados que poderiam ter um papel importante na variabilidade dos resultados.

Em nossa opinião, estudos experimentais abordando os pontos listados acima melhorar significativamente a qualidade das experiências futuras e fornecerá o

conhecimento necessário para compreender os mecanismos de ETCC no desempenho físico. Outras técnicas neuromoduladoras, como estimulação transcraniana de corrente alternada (ETCA), demonstraram induzir mudanças transitórias na atividade cerebral e melhorar o desempenho motor e cognitivo (Santarnecchi et al., 2017). Pesquisas futuras também devem investigar a aplicação destas técnicas como alternativa potencial ao ETCC.

CONCLUSÃO

Os resultados desta revisão sistemática sugerem que o ETCC-a pode melhorar a força muscular, mas não o desempenho de resistência. No entanto, as evidências são insuficientes para garantir sua eficácia. Novos estudos são necessários para avaliar os efeitos a longo prazo da aplicação da ETCC combinada com o treinamento físico, seja com atletas ou não-atletas. Apesar de o ETCC ainda ser considerado uma nova ferramenta no exercício e desempenho esportivo, parece ter potencial para melhorar o desempenho. De acordo com isso, estudos experimentais mais rigorosos e extensivos são necessários para entender melhor os possíveis efeitos colaterais do uso regular ou abuso. Outro ponto importante que é necessário é fazer mais estudos com amostras maiores, métodos e técnicas de cegamento apropriadas para examinar os mecanismos neurofisiológicos da ETCC.

CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram não ter conflito de interesses.

AGRADECIMENTOS

SM foi apoiado por doação da Fundação Carlos Chagas de Apoio à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ), Jovem Cientista do Estado do Rio de Janeiro, E-26/203.295/2017.

REFERENCES

Abdelmoula, A., Baudry, S., & Duchateau, J. (2016). Anodal transcranial direct current

- stimulation enhances time to task failure of a submaximal contraction of elbow flexors without changing corticospinal excitability. *Neuroscience*, 322, 94–103.
- Angius, L., Pageaux, B., Hopker, J., Marcora, S. M., & Mauger, A. R. (2016). Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors. *Neuroscience*, 339, 363–375.
- Angius, L., Mauger, A. R., Hopker, J., Pascual-Leone, A., Santarnecchi, E., & Marcora, S. M. (2018). Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals. *Brain Stimulation*, 11, 1, 108–117.
- Antal, A., Alekseichuk, I., Bikson, M., Brockmüller, J., Brunoni, A. R., Chen, R., ... & Fregni, F. (2017). Low intensity transcranial electric stimulation: safety, ethical, legal regulatory and application guidelines. *Clinical Neurophysiology*, 128(9), 1774–1809.
- Batsikadze, G., Moliadze, V., Paulus, W., Kuo, M. F., & Nitsche, M. A. (2013). Partially non-linear stimulation intensity-dependent effects of direct current stimulation on motor cortex excitability in humans. *Journal of Physiology*, 591, 7, 1987–2000.
- Bikson, M., Grossman, P., Thomas, C., Zannou, A. L., Jiang, J., Adnan, T., ... & Brunoni, A. R. (2016). Safety of transcranial direct current stimulation: evidence based update 2016. *Brain stimulation*, 9(5), 641–661.
- Brunoni, A. R., Nitsche, M. A., Bolognini, N., Bikson, M., Wagner, T., Merabet, L., ... & Ferrucci, R. (2012). Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions. *Brain stimulation*, 5(3), 175–195.
- Button, K. S., Ioannidis, J. P., Mokrysz, C., Nosek, B. A., Flint, J., Robinson, E. S., & Munafò, M. R. (2013). Power failure: why small sample size undermines the reliability of neuroscience. *Nature Reviews Neuroscience*, 14(5), 365.
- Ciccone, A. B., Deckert, J. A., Schlabs, C. R., Tilden, M. J., Herda, T. J., Gallagher, P. M., & Weir, J. P. (2018). Transcranial direct current stimulation of the temporal lobe does not affect high intensity work capacity. *Journal Strength Conditioning Research*, In press.
- Cogiamanian, F., Marceglia S., Ardolino, G., Barbieri, S. & Priori, A. (2007). Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. *European Journal of Neuroscience*, 26(1), 242–249.
- Datta, A., Elwassif, M., Battaglia, F., & Bikson, M. (2008). Transcranial current stimulation focality using disc and ring electrode configurations: FEM analysis. *Journal of neural engineering*, 5(2), 163.
- Davis, N. J. (2013). Neurodoping: brain stimulation as a performance-enhancing measure. *Sports Medicine*, 43(8), 649–653.
- De Morree, H. M., Klein, C., & Marcora, S. M. (2012). Perception of effort reflects central motor command during movement execution. *Psychophysiology*, 49(9), 1242–1253.
- Duncan, M. J., & Oxford, S. W. (2012). Acute caffeine ingestion enhances performance and dampens muscle pain following resistance exercise to failure. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 52(3), 280.
- Dundas, J. E., Thickbroom, G. W., & Mastaglia, F. L. (2007). Perception of comfort during transcranial DC stimulation: effect of NaCl solution concentration applied to sponge electrodes. *Clinical Neurophysiology*, 118(5), 1166–1170.
- Edwards, D. J., Cortes, M., Wortman-Jutt, S., Putrino, D., Bikson, M., Thickbroom, G., & Pascual-Leone, A. (2017). Transcranial direct current stimulation and sports performance. *Frontiers in human neuroscience*, 11, 243.
- Farah, M. J. (2015). The unknowns of cognitive enhancement. *Science*, 350(6259), 379–380.
- Flood, A., Waddington, G., Keegan, R.J., Thompson, K.G., & Cathcart, S. (2017). The effects of elevated pain inhibition on endurance exercise performance. *PeerJ*, 5, e3028.
- Frazer, A. K., Williams, J., Spittle, M., & Kidgell, D. J. (2017). Cross-education of

ETCC para força muscular e percepção de esforço

- muscular strength is facilitated by homeostatic plasticity. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 665–677.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiology Review*, 81, 1725–89.
- Hazime, F. A., da Cunha, R. A., Soliaman, R. R., Romancini, A. C. B., Pochini, A. D. C., Ejnisman, B., & Baptista, A. F., (2017). Anodal transcranial direct current stimulation (TDCS) increases isometric strength of shoulder rotators muscles in handball players. *International Journal Sports Physical Therapy*. 12, 402–407.
- Hendy, A. M., & Kidgell, D. J. (2014). Anodal-tDCS applied during unilateral strength training increases strength and corticospinal excitability in the untrained homologous muscle. *Experimental Brain Research*, 232, 3243–3252.
- Kalmar, J. M., & Cafarelli, E. (1999). Effects of caffeine on neuromuscular function. *Journal of applied physiology*, 87(2), 801-808.
- Kan, B., Dundas, J. E., & Nosaka, K., (2013). Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. *Applied Physiology Nutrition and Metabolic*, 38, 734–739.
- Zovko Koncic, M., & Tomczyk, M. (2013). New insights into dietary supplements used in sport: active substances, pharmacological and side effects. *Current drug targets*, 14(9), 1079-1092.
- Lattari, E., Andrade, M. L., Filho, A. S., Moura, A. M., Neto, G. M., Silva, J. G., Rocha, N. B., Yuan, T. F., Arias-Carrión, O., & Machado, S. (2016). Can transcranial direct current stimulation improve the resistance strength and decrease the rating perceived scale in recreational weight-training experience? *Journal Strength Conditioning Research*, 30, 3381–3387.
- Lattari, E., Campos, C., Lamego, M. K., Passos de Souza, S. L., Neto, G. M., Rocha, N. B., Jose de Oliveira, A., Carpenter, S., & Machado, S. (2017). Can transcranial direct current stimulation improve muscle power in individuals with advanced resistance training experience? *Journal of Strength and Conditioning Resesearch*, in press.
- Lattari, E., Rosa Filho, B. J., Fonseca Junior, S. J., Murillo-Rodriguez, E., Rocha, N., Machado, S., & Maranhão Neto, G. A. (2018). Effects on volume load and ratings of perceived exertion in individuals advanced weight-training after transcranial direct current stimulation. *Journal Strength Conditioning Research*, in press.
- Liebetanz, D., Nitsche, M. A., Tergau, F., & Paulus, W. (2002). Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. *Brain*, 125, 10, 2238-47.
- López-Alonso, V., Fernández-Del-Olmo, M., Costantini, A., Gonzalez-Henriquez, J. J., Cheeran, B. (2015). Intra-individual variability in the response to anodal transcranial direct current stimulation. *Clinical Neurophysiology*, 126, 2342–2347.
- Madhavan, S., Sriraman, A., Freels, S. (2016). Reliability and variability of tDCS induced changes in the lower limb motor cortex. *Brain Science*, 6, 26.
- Mauger, A. R. (2013). Fatigue is a pain-the use of novel neurophysiological techniques to understand the fatigue-pain relationship. *Frontier in Physiology*, 4, 1–4.
- Menotti, F., Berchicci, M., Di Russo, F., Damiani, A., Vitelli, S., & Macaluso, A. (2014). The role of the prefrontal cortex in the development of muscle fatigue in Charcot-Marie-Tooth 1A patients. *Neuromuscular Disorders*, 24(6), 516-523.
- Miranda, P. C., Mekonnen, A., Salvador, R., Ruffini, G. (2013). The electric field in the cortex during transcranial current stimulation. *Neuroimage*, 70, 48–58.
- Moliadze, V., Antal, A., Paulus, W. (2010). Electrode-distance dependent after-effects of transcranial direct and random noise stimulation with extracephalic reference electrodes. *Clinical Neurophysiology*, 121, 12, 2165-2171.
- Montenegro, R. A., Farinatti, P. T. V., Fontes, E. B., Soares, P. P. S., Cunha, F. A., Gurgel, J. L., et al. (2011). Transcranial direct current stimulation influences the cardiac autonomic nervous control. *Neuroscience Letters*, 497, 32–

6. Montenegro, R., Okano, A., Gurgel, J., Porto, F., Cunha, F., Massaferrri, R., & Farinatti, P. (2015). Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects. *Motriz: Revista Educação Física*, 21, 185–193.
- Napadow, V., Dhond, R., Conti, G., Makris, N., Brown, E. N., Barbieri, R. (2008). Brain correlates of autonomic modulation: combining heart rate variability with fMRI. *Neuroimage*, 42, 169–77.
- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2000). Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *Journal of Physiology*, 527(3), 633–639.
- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2001). Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 57(10), 1899–1901.
- Nitsche, M. A., Cohen, L. G., Wassermann, E. M., Priori, A., Lang, N., Antal, A., Paulus, W., Hummel, F., Boggio, P. S., Fregni, F., & Pascual-Leonel, A. (2008). Transcranial direct current stimulation. *Journal of Physiology*, 1(3), 206–223.
- Nitsche, M. A., Fricke, M., Henschke, U., Schlitterlau, A., Liebetanz, D., Lang, N., Henning, S., Tergau, F., & Paulus, W. (2003a). Pharmacological modulation of cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans. *Journal of Physiology*, 553(1), 293–301.
- Nitsche, M. A., Liebetanz, D., Antal, A., Lang, N., Tergau, F., & Paulus, W. (2003b). Modulation of cortical excitability by weak direct current stimulation- technical, safety and functional aspects. *Supplements to Clinical Neurophysiology*, 56, 255–276.
- Nitsche, M. A., Doemkes, S., Karakose, T., Antal, A., Liebetanz, D., Lang, N., ... & Paulus, W. (2007). Shaping the effects of transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *Journal of neurophysiology*, 97(4), 3109–3117.
- Noakes, T. D., Gibson, A. S. C., & Lambert, E. V. (2005). From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: summary and conclusions. *British journal of sports medicine*, 39(2), 120–124.
- Okano, A. H., Fontes, E. B., Montenegro, R. A., Farinatti, P. D. T. V., Cyrino, E. S., Li, L. M., ... & Noakes, T. D. (2015). Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. *Br J Sports Med*, 49(18), 1213–1218.
- Oppenheimer, S. M., Gelb, A., Girvin, J. P., Hachinski, V. C. (1992). Cardiovascular effects of human insular cortex stimulation. *Neurology*, 42, 1727–32.
- Pageaux, B. (2014). The Psychobiological Model of Endurance Performance: An Effort-Based Decision-Making Theory to Explain Self-Paced Endurance Performance. *Sport Medicine*, 1–3.
- Peterson, M. D., Rhea, M. R., & Alvar, B. A. (2005). Applications of the dose-response for muscular strength development: areview of meta-analytic efficacy and reliability for designing training prescription. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(4), 950–958.
- Peterson, M. D., Rhea, M. R., & Alvar, B. A. (2004). Maximizing strength development in athletes: a meta-analysis to determine the dose-response relationship. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(2), 377–382.
- Radel, R., Tempest, G., Denis, G., Besson, P., & Zory, R. (2017). Extending the limits of force endurance: stimulation of the motor or the frontal cortex? *Cortex*, 97, 96–108.
- Reardon, S. (2016). ‘Brain doping’ may improve athletes’ performance. *Nature News*, 531(7594), 283.
- Robertson, C. V., & Marino, F. E. (2016). A role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination. *Journal Applied Physiology*, 120, 464–6.
- Thomas, R., & Stephane, P. (2008). Prefrontal cortex oxygenation and neuromuscular responses

ETCC para força muscular e percepção de esforço

- to exhaustive exercise. *European journal of applied physiology*, 102(2), 153-163.
- Rooks, C. R., Thom, N. J., McCully, K. K., & Dishman, R. K. (2010). Effects of incremental exercise on cerebral oxygenation measured by near-infrared spectroscopy: a systematic review. *Progress in neurobiology*, 92(2), 134-150.
- Sales, M. M., De Sousa, C. V., Browne, R. A. V., Fontes, E. B., Olher, R. R. V., Ernesto, C., & Simões H. G. (2016). Transcranial direct current stimulation improves muscle isokinetic performance of young trained individuals. *Medicina Dello Sport*, 69, 1-10.
- Santarnecchi, E., & Pascual-Leone, A. (2017, September). The Illusion of the Perfect Brain Enhancer. In *Cerebrum: the Dana forum on brain science* (Vol. 2017). Dana Foundation.
- Saturnino, G. B., Antunes, A., & Thielscher, A. (2015). On the importance of electrode parameters for shaping electric field patterns generated by tDCS. *Neuroimage*, 120, 25-35.
- Sidhu, S. K., Bentley, D. J., & Carroll, T. J. (2009). Locomotor exercise induces longlasting impairments in the capacity of the human motor cortex to voluntarily activate knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 106(2), 556-56.
- Souza, D. B., Del Coso, J., Casonatto, J., & Polito, M. D. (2017). Acute effects of caffeine-containing energy drinks on physical performance: a systematic review and meta-analysis. *European journal of nutrition*, 56(1), 13-27.
- Spriet, L. L., & Gibala, M. J. (2004). Nutritional strategies to influence adaptations to training. *Journal of sports sciences*, 22(1), 127-141.
- Stagg, C. J., Jayaram, G., Pastor, D., Kincses, Z. T., Matthews, P. M., & Johansen-Berg, H. (2011). Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia*, 49(5), 800-804.
- Stepniewska I., Preuss T. M., & Kaas J. H. (2004). Thalamic connections of the primary motor cortex (M1) of owl monkeys. *Journal of Comparative Neurology*, 349, 558-82.
- Tanaka, S., Hanakawa, T., Honda, M., & Watanabe, K. (2009). Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation. *Experimental Brain Research*, 196, 459-465.
- Tanaka, S., Takeda, K., Otaka, Y., Kita, K., Osu, R., Honda, M., ... & Watanabe, K. (2011). Single session of transcranial direct current stimulation transiently increases knee extensor force in patients with hemiparetic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(6), 565-569.
- Taylor J. L., & Gandevia S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal Applied Physiology*, 104, 542-50.
- Taylor J. L., Amann M., Duchateau J., Meeusen R., & Rice C. L. (2016). Neural contributions 1 to muscle fatigue: from the brain to the muscle and back. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48, 2294-306.
- Van, J. C., Marcora, S., De, K. P., Bailey, S., Meeusen, R., & Roelands, B. (2017). The Effects of Mental Fatigue on Physical Performance: A Systematic Review. *Sports Medicine (Auckland, NZ)*, 47(8), 1569-1588.
- Vargas, V. Z., Baptista, A. F., Pereira, G. O. C., Pochini, A. C., Ejnisman, B., Santos, M. B., João, S. M. A., Hazime, F. A. (2018). Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: a crossover study. *Journal Strength Conditioning Research*, 32(5), 1336-1341.
- Vaseghi B., Zoghi M., & Jaberzadeh S. (2014). Does anodal transcranial direct current stimulation modulate sensory perception and pain? A meta-analysis study. *Clinical Neurophysiology*, 125, 1847-58.
- Wagner, T., Fregni, F., Fecteau, S., Grodzinsky, A., Zahn, M., & Pascual-Leone, A. (2007). Transcranial direct current stimulation: a computer-based human model study. *Neuroimage*, 35(3), 1113-1124.

S. Machado et al.

Wagner, T., Valero-Cabre, A., & Pascual-Leone, A. (2007). Noninvasive human brain stimulation. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 9, 527-565.

Weingarten, E., Chen, Q., McAdams, M., Yi, J., Hepler, J., & Albarracín, D. (2016). From primed concepts to action: A meta-analysis of the behavioral effects of incidentally presented words. *Psychological Bulletin*, 142(5), 472.

Wexler, A. (2016). The practices of do-it-yourself brain stimulation: implications for ethical considerations and regulatory proposals. *Journal of medical ethics*, 42(4), 211-215.

Wiethoff, S., Hamada, M., & Rothwell, J. C. (2014). Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex. *Brain stimulation*, 7(3), 468-475.

Williams, P. S., Hoffman, R. L., & Clark, B. C. (2013). Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction. *PLoS One*, 8, 81418.

Wurzman, R., Hamilton, R. H., Pascual-Leone, A., & Fox, M. D. (2016). An open letter concerning do-it-yourself users of transcranial direct current stimulation. *Annals of neurology*, 80(1), 1-4.

Zénon, A., Sidibé, M., & Olivier, E. (2015). Disrupting the supplementary motor area makes physical effort appear less effortful. *Journal of Neuroscience*, 35(23), 8737-8744.

S. Machado et al.