



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

ADALBERTO FERREIRA JUNIOR

**EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR
CORRENTE CONTÍNUA NO DESEMPENHO DAS CORRIDAS
DE 5 KM E 10 KM**

Londrina
2022

ADALBERTO FERREIRA JUNIOR

**EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR
CORRENTE CONTÍNUA NO DESEMPENHO DAS CORRIDAS
DE 5 KM E 10 KM.**

Tese de Doutorado apresentado ao Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UEM/UEL, do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Ricardo Altimari.

Londrina
2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Ferreira Junior, Adalberto.

Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua no desempenho das corridas de 5 km e 10 km / Adalberto Ferreira Junior. - Londrina, 2022.
103 f. : il.

Orientador: Leandro Ricardo Altimari.
Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2022.
Inclui bibliografia.

1. Neuromodulação; - Tese. 2. Desempenho esportivo; - Tese. 3. Corrida. - Tese. I. Altimari, Leandro Ricardo. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CDU 796

ADALBERTO FERREIRA JUNIOR

**EFEITO DA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR
CORRENTE CONTÍNUA NO DESEMPENHO DAS CORRIDAS
DE 5 KM E 10 KM.**

Tese de Doutorado apresentado ao Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física UEM/UEL, do Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Leandro Ricardo Altimari - Orientador
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Adriano Eduardo Lima da Silva
Universidade Tecnológica Federal do Paraná -
UTFPR

Prof. Dr. Cosme Franklim Buzzachera
Università degli Studi di Pavia - UNIPV

Profa. Dra. Fabiana Andrade Machado
Universidade Estadual de Maringá - UEM

Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 24 de março de 2022.

Dedico este trabalho aos meus pais Adalberto e Ivonete, à minha noiva Rafaella e aos meus irmãos Fernanda e Gabriel por todo amor, apoio e confiança em todos os momentos da minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus por tudo, por dar-me forças independente das dificuldades encontradas, por sempre iluminar o meu caminho e por fornecer sabedoria.

Ao meu orientador Prof. Dr. Leandro Ricardo Altimari, muito obrigado, pela oportunidade e confiança. Sou grato pelo seu companheirismo, prontidão, paciência e pelos conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Edson Itaru Kaminagakura (*in memoriam*) por ter me incentivado a ingressar na carreira acadêmica.

Ao Prof. Dr. Alberto Inácio da Silva por ser meu orientador na iniciação científica, obrigado pelos primeiros ensinamentos de escrita.

Ao Prof. Dr. Nilo Massaru Okuno muito obrigado por ser um grande amigo, e por ser um exemplo de profissional e pessoa. Muito do que eu aprendi na vida acadêmica e, na vida pessoal, devo muito a você.

Ao Prof. Dr. Cosme Franklim Buzzachera muito obrigado por me acolher em seu laboratório em Londrina, pelos conhecimentos transmitidos, paciência e confiança.

Aos professores membros da banca, muito obrigado por terem aceitado o convite e pelas pertinentes contribuições que engrandeceram este estudo.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Educação Física UEM/UEL pelos conhecimentos transmitidos, apoio e convívio.

Aos colegas durante esse percurso Julio, Juliano, Vitor Bertoli, Priscila e Bruno por toda ajuda, apoio, convivência e amizade. Priscila e Bruno fundamentais durante a coleta de dados, sem a ajuda de vocês não seria possível realizar este trabalho.

Aos voluntários e aos treinadores, em especial ao treinador Orlando da equipe *Run Body*, muito obrigado por fazerem parte deste trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro por meio de concessão de bolsa.

FERREIRA JUNIOR, Adalberto. **Efeito da estimulação transcraniana por corrente contínua no desempenho das corridas de 5 km e 10 km.** 2022. 103 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2022.

RESUMO

A estimulação transcraniana, por corrente contínua (ETCC), tem sido utilizada como recurso ergogênico a fim de melhorar o desempenho físico em exercícios de *endurance*, contudo o seu efeito em testes com uma maior validade ecológica ainda não está totalmente compreendido. O objetivo da presente tese foi investigar os efeitos da ETCC anódica aplicada à região córtex motor primário (M1) no desempenho das corridas contrarrelógios de 5km e 10km. Conduziu-se um estudo duplo cego, randomizado e placebo controlado. A amostra, composta por 16 corredores amadores do sexo masculino. Na primeira sessão experimental, foi realizada a avaliação antropométrica. Na segunda, ocorreu a familiarização na pista de atletismo com escalas utilizadas nos testes de corrida. Na terceira e na quarta sessões experimentais, os testes de corrida contrarrelógio de 5 km foram realizados, já nas duas últimas, sucedeu-se os testes de corrida contrarrelógio de 10 km. Previamente aos testes de corrida, foi aplicada a ETCC anódica ou placebo. Durante a aplicação de ETCC ou placebo, foi mensurada a variabilidade da frequência cardíaca (VFC), já nos testes de corrida foram mensuradas a VFC, a frequência cardíaca (FC) e a percepção subjetiva de esforço (PSE). Antes e após a aplicação de ETCC ou placebo e, imediatamente, após os testes de corrida, foram empregues as escalas do estado de humor e da fadiga mental (FM). Comparado com placebo, a ETCC anódica melhorou o desempenho de corrida nos 5 km (ETCC real: 1188 ± 81 s vs placebo: 1200 ± 85 s; $t = -2,765$; $p = 0,01$). Entretanto, a ETCC anódica não foi capaz de melhorar o desempenho na corrida de 10 km (ETCC real: 2516 ± 193 s vs placebo: 2530 ± 210 s; $p = 0,253$). Existiram alterações na FC e em alguns índices da VFC entre as condições ETCC e placebo ($p < 0,05$), apenas na distância de 5 km. A PSE, estado e humor e a FM não foram diferentes entre as condições experimentais em ambas as distâncias ($p > 0,05$). Os resultados demonstraram que a ETCC anódica aplicada previamente aos testes de corrida melhorou o desempenho na corrida de 5 km, mas não nos 10 km. Além disso, a ETCC parece ter sido capaz de alterar as respostas autonômicas cardíacas, entretanto não foi capaz de alterar as respostas psicofisiológicas.

Palavras-chave: neuromodulação; desempenho esportivo; corrida.

ABSTRACT

The transcranial direct current stimulation (tDCS) is investigated as a possible ergogenic resource to improve physical performance in endurance exercises, but its effect in tests with greater ecological validity in the sport context (*e.g.*, time trial tests) is not yet fully understood. Therefore, the present thesis aimed to investigate the effects of application of anodic tDCS in the primary motor cortex (M1) on the performance of 5 km and 10 km time trial running. A double-blind, randomized, placebo-controlled study was carried out. 16 male amateur runners from local running clubs volunteered for this study. In the first experimental session, an anthropometric assessment was carried out. In the second experimental session, was performed a familiarization in the athletics track with the scales used in running tests. In the third and fourth experimental sessions, the 5 km time trial running tests were performed. In the last two experimental sessions, the 10 km time trial running tests were performed. Before running tests, bilateral anodal tDCS was applied in M1 or placebo. During the application of tDCS or placebo, heart rate variability (HRV) was measured. During the running tests, HRV, heart rate (HR), and rating of perceived exertion (RPE) were measured. Furthermore, before the application of the tDCS or placebo, after the application of the tDCS or placebo, and immediately after the running tests, the mood state and mental fatigue (FM) scales were applied. Compared with placebo, anodal tDCS improved 5 km running performance (anodal tDCS: 1188 ± 81 s vs placebo: 1200 ± 85 s; $t = -2.765$; $p = 0.01$). However, anodal tDCS was not able to improve 10 km running performance (anodal tDCS: 2516 ± 193 s vs placebo: 2530 ± 210 s; $p = 0.253$). There are changes in HR and HRV indices between conditions tDCS and placebo ($p < 0.05$), only in 5 km. RPE, mood state, and FM were not different between the experimental conditions at both distances ($p > 0.05$). The results suggest that acute administration of tDCS with the anode over both motor cortices enhanced 5 km running performance in moderately trained runners, but not in the 10 km. Furthermore, tDCS seems to have been able to alter the autonomic cardiac responses, but it was not able to alter the psychophysiological responses.

Keywords: neuromodulation; sports performance; running.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Representação da aplicação da estimulação magnética transcraniana (EMT).....	22
Figura 2 -	A corrente aplicada na estimulação elétrica transcraniana pode ser direta (estimulação transcraniana por corrente contínua, ETCC), alternada (estimulação transcraniana por corrente alternada, ETCA) ou aleatória (estimulação transcraniana de ruído aleatório, ETRA).....	24
Figura 3 -	A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) e a estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr) têm mecanismos diferenciais de ação com relação ao nível de alterações do potencial de membrana e a capacidade de eliciar potenciais de ação	25
Figura 4 -	Ilustração da aplicação da ETCC, e os materiais e as variáveis mais comumente utilizados.....	26
Figura 5 -	Subgrupos das montagens de ETCC	31
Figura 6 -	Base fisiológica da estimulação por corrente contínua (ECC) em animais.....	32
Figura 7 -	Mecanismo da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC).....	33
Figura 8 -	Na ETCC, a polaridade do eletrodo determina a direção da corrente do fluxo no cérebro, e também influencia as regiões corticais e subcorticais que são ativadas pela estimulação	34
Figura 9 -	Efeitos na excitabilidade do córtex motor após a ETCC.....	35
Figura 10 -	Mecanismos de ação da plasticidade glutamérgica gerados pela ETCC, incluindo efeitos modulatórios.....	36
Figura 11 -	Mecanismo induzido pelo exercício de <i>endurance</i> multiarticular sobre a fadiga muscular	38
Figura 12 -	Ilustração do desenho experimental	50
Figura 13 -	Montagem bilateral da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC).....	52
Figura 14 -	Imagem real de um teste contra relógio	53
Figura 15 -	Comparação da ETCC real com placebo no desempenho nos testes de corrida contrarrelógios de 5km (painel A) e 10km (painel B).....	59

Figura 16 -	Comparação da ETCC real com placebo no desempenho nos testes de corrida contrarrelógios de 5km (painel A) e 10km (painel B) nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR).....	60
Figura 17 -	(A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 5km contrarrelógio.....	61
Figura 18 -	(A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 5km contrarrelógio nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR).....	62
Figura 19 -	(A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 10km contrarrelógio.....	63
Figura 20 -	(A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 5km contrarrelógio nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR).....	64
Figura 21 -	Efeito das intervenções experimentais ETCC real e placebo nas variáveis psicofisiológicas durante o teste de corrida contrarrelógio de 5km e 10km. FC (A-5km, B-10km) e PSE (C-5km, D-10km).....	65
Figura 22 -	Efeito das intervenções experimentais ETCC real e placebo nas variáveis psicofisiológicas durante o teste de corrida contrarrelógio de 5km e 10km nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR). FC (A-5km, B-10km) e PSE (C-5km, D-10km).....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Principais parâmetros utilizados durante o protocolo de aplicação da ETCC.....	27
Tabela 2 -	Estudos verificando os efeitos da aplicação da ETCC sobre os exercícios isométricos, isocinéticos e dinâmicos.....	42
Tabela 3 -	Evidências demonstrando os efeitos da ETCC sobre testes em cicloergômetro e de corrida	45
Tabela 4 -	Características dos participantes responsivos e não responsivos.....	57
Tabela 5 -	Resultados das variáveis de controle (temperatura e umidade relativa) nos dias de avaliação dos testes de corrida de 5km e 10km com a aplicação da ETCC real e da condição placebo	57
Tabela 6 -	Variabilidade da frequência cardíaca de repouso de ETCC e placebo nos 5km e 10km.....	67
Tabela 7 -	VFC durante a corrida (início [I], ponto médio [PM] e final [F]) em ETCC e placebo nos 5km e 10km.....	69
Tabela 8 -	Fadiga mental (FM), antes (Pré-IE) e logo após (Pós-IE) as intervenções experimentais (ETCC real e placebo), e imediatamente após os testes de corrida de 5km e 10km	70
Tabela 9 -	Estado de humor, antes (Pré-IE) e logo após (Pós-IE) as intervenções experimentais (ETCC, placebo), e imediatamente após os testes de corrida de 5km e 10km.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BRUMS	Escala de Humor de Brunel
CI	Córtex insular
CPF	Córtex pré-frontal
CT	Córtex temporal
ECC	Estimulação por corrente contínua
EET	Estimulação elétrica transcraniana
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiografia
EMT	Estimulação magnética transcraniana
ETCA	Estimulação transcraniana por corrente alternada
ETCC	Estimulação transcraniana por corrente contínua
ETRA	Estimulação transcraniana por ruído aleatório
FC	Frequência cardíaca
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FM	Fadiga mental
FS	<i>Feeling Scale</i>
GABA	Ácido gama-aminobutírico
GABA _b	Receptores ácido gama-aminobutírico beta
IAAF	<i>International Association of Athletics Federations</i>
M1	Córtex motor primário
MEP	Potencial evocado motor
NMDA	Receptor N-metil-d-aspartato
PSE	Percepção subjetiva de esforço
SNC	Sistema nervoso central
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS	18
2.1	OBJETIVO GERAL	18
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
3	REVISÃO DE LITERATURA	19
3.1	ALTERAÇÕES NA EXCITABILIDADE CORTICAL PROVOCADAS PELA FADIGA.....	19
3.2	ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC).....	22
4	MATERIAS E METÓDOS	46
4.1	TIPO DE ESTUDO	46
4.2	CUIDADOS ÉTICOS	46
4.3	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	46
4.4	AMOSTRA	46
4.5	DESENHO EXPERIMENTAL	47
4.6	APLICAÇÃO DA ETCC.....	48
4.7	TESTES DE CORRIDA CONTRARRELÓGIO DE 5 KM E 10 KM	50
4.8	VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA (VFC)	51
4.9	RESPOSTAS PSICOFISIOLÓGICAS.....	52
4.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	52
5	RESULTADOS	54
6	DISCUSSÃO	70
7	CONCLUSÃO	77
8	REFERÊNCIAS	78
	APÊNDICES	95

1 INTRODUÇÃO

Exercícios de *endurance* promovem um declínio na produção da força muscular durante sua execução. Tal redução envolve vários níveis da via motora, como uma diminuição da excitabilidade corticoespinhal (TAYLOR *et al.*, 2016; WEAVIL *et al.*, 2016) e da capacidade contrátil das fibras musculares (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). A utilização de recursos ergogênicos parece ser instigante, haja vista a possibilidade de redução da fadiga (atenuação da redução da força muscular) e aumento do desempenho. Recentemente, a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) tem despertado o interesse de pesquisadores que atuam nas ciências do esporte, por ser uma técnica “neuromoduladora” que possivelmente seja capaz de alterar a excitabilidade cortical (MORYA *et al.*, 2019).

ETCC emite uma corrente elétrica contínua de baixa intensidade (ex: 0,5 – 2,0 mA) utilizando dois ou mais eletrodos no couro cabeludo (WOODS *et al.*, 2016), logo, ela aumenta ou diminui a possibilidade de disparos neuronais corticais (REINHART *et al.*, 2017). Um possível mecanismo da ETCC é uma facilitação ou inibição da atividade neuronal espontânea que, supostamente, altera a excitabilidade cortical (NITSCHKE; PAULUS, 2001). A ETCC anódica possui um efeito excitatório, no qual possibilita uma excitabilidade cortical, enquanto que a ETCC catódica possui um efeito oposto (NITSCHKE; PAULUS, 2001).

A aplicação da ETCC tem sido utilizada no tratamento de doenças neurológicas (FLÖEL, 2014) e transtornos psiquiátricos (IANNONE *et al.*, 2016). Igualmente usada para melhorar a aprendizagem motora (AMMANN; SPAMPINATO; MÁRQUEZ-RUIZ, 2016), bem como modular o sistema nervoso autônomo (MAKOVAC; THAYER; OTTAVIANI, 2017). Nos últimos anos, os pesquisadores começaram a investigar se a ETCC pode ser empregada para melhorar o desempenho em diferentes tipos de exercícios, com indivíduos saudáveis. Os mecanismos exatos que promovem uma melhora no desempenho, após a aplicação da ETCC, ainda não são totalmente compreendidos, no entanto alguns estudos sugerem que aplicada previamente ao exercício pode aumentar a excitabilidade cortical e atenuar a fadiga espinhal e, assim, melhorar o desempenho (ANGIUS *et al.*, 2018; VITOR-COSTA, 2017; VITOR-COSTA *et al.*, 2015). Outros estudos supõem que a ETCC pode reduzir a percepção subjetiva de esforço (PSE) durante o exercício (ANGIUS *et al.*, 2018; OKANO *et al.*, 2015; VITOR-COSTA, 2017) e, portanto, melhorar o desempenho.

Os resultados com a ETCC no desempenho ainda são controversos, pois alguns estudos verificaram que a ETCC anódica – aplicada no córtex motor primário (M1) –

melhorou no desempenho de exercícios uniarticulares (ABDELMOULA; BAUDRY; DUCHATEAU, 2016; ANGIUS *et al.*, 2016; COGIAMANIAN *et al.*, 2007; FRAZER *et al.*, 2017; HAZIME *et al.*, 2017; LATTARI *et al.*, 2020a; VARGAS *et al.*, 2018), enquanto outros estudos não encontraram alteração no desempenho, após aplicação da ETCC no M1 (KAN; DUNDAS; NOSAKA, 2013; MONTENEGRO *et al.*, 2015; WRIGHTSON *et al.*, 2020). Similarmente, foram encontrados resultados controversos quando aplicada a ETCC anódica no M1 em exercícios multiarticulares e dinâmicos, como o cicloergômetro (ANGIUS *et al.*, 2015, 2018; DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021; SASADA *et al.*, 2020; VITOR-COSTA *et al.*, 2015), remoergômetro (VITOR-COSTA, 2017) e corrida na esteira ergométrica (BALDARI *et al.*, 2018; PARK *et al.*, 2019). Algumas discrepâncias entre os estudos que aplicaram a ETCC no M1 podem estar atribuídas aos diferentes protocolos, tais como as montagens (cefálica e extracefálica) e tipos de exercícios utilizados – até a exaustão em testes de cargas constantes e testes incrementais.

Foi demonstrada que a ETCC pode alterar a excitabilidade cortical de repouso por vários minutos, após aplicação (NITSCHKE; PAULUS, 2001). No entanto, ainda não está totalmente compreendida se a ETCC poderia promover alterações em exercícios de diferentes durações. Sabe-se que a duração do exercício pode influenciar os mecanismos centrais e periféricos da fadiga (BURNLEY; JONES, 2018). Em exercícios mais curtos (alta intensidade), a fadiga neuromuscular está mais relacionada às alterações periféricas, já nos exercícios mais longos ocorrem tanto alterações periféricas quanto centrais, por consequência, quanto mais longa a duração do exercício, maior a fadiga central (THOMAS *et al.*, 2016).

Até o presente momento, no que temos conhecimento, nenhum estudo analisou os efeitos da ETCC no desempenho de exercícios de *endurance* com diferentes distâncias. A aparente ergogenia da ETCC é quase exclusivamente baseada em estudos que utilizaram exercícios em ambiente laboratorial controlado, como também, mensuraram o tempo até à exaustão, por meio de testes de carga constante ou testes incrementais (primariamente mensuram mais a capacidade de realizar o exercício e não exatamente o desempenho esportivo). Esses testes possuem uma validade ecológica limitada e pouca aplicabilidade no contexto esportivo (CURRELL; JEUKENDRUP, 2008). Desta forma, há uma necessidade de investigar se a ETCC também poderia promover uma ergogenia em testes de campo que simulam uma competição atlética, como testes contrarrelógios, que possuem uma maior validade ecológica (SCHUBERT; ASTORINO, 2013).

Investigar o efeito da ETCC em duas distâncias diferentes – como provas de 5 km e 10 km na pista de atletismo – parece ser interessante, pois ocasionaria um melhor entendimento sobre a ergogenia da ETCC, no desempenho de *endurance*, em testes de campo com diferentes intensidades de exercícios, haja vista que a duração do exercício pode influenciar na fadiga muscular (BURNLEY; JONES, 2018; FROYD *et al.*, 2016). Por conseguinte, o fato das corridas de 5 km e 10 km serem as distâncias mais praticadas mundialmente por atletas amadores (ANDERSEN, 2021), efeitos positivos da ETCC nessas distâncias podem ser relevantes para os pesquisadores das ciências do esporte, treinadores, fisiologistas e atletas de *endurance*.

Baseado em estudos anteriores, em que a aplicação da ETCC anódica no M1 foi capaz de melhorar o desempenho de exercícios no ambiente laboratorial (ANGIUS *et al.*, 2018; VITOR-COSTA *et al.*, 2015, 2017; PARK *et al.*, 2019), a hipótese inicial foi que a ETCC poderia afetar positivamente o desempenho nas duas distâncias investigadas (5 km e 10 km), mas que a ETCC anódica teria um maior efeito nos 10 km, pois em exercícios com maiores durações, as alterações relacionadas à fadiga estão mais associadas às alterações centrais, quando comparadas aos exercícios com uma duração menor (THOMAS *et al.*, 2016).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Investigar os efeitos da ETCC anódica aplicada à região M1 no desempenho das corridas contrarrelógios de 5km e 10km.

2.2 Objetivos específicos

Descrever as alterações provocadas pela ETCC anódica, aplicada à região M1, nas respostas perceptivas, respostas autonômicas cardíacas, fadiga mental, estado de humor e no *pacing*.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Alterações na excitabilidade cortical provocadas pela fadiga

O entendimento que a fadiga pode provocar alterações no sistema nervoso central (SNC) e no desempenho físico não é recente. Um estudo clássico demonstrou que um esforço mental prévio (ministrar uma aula inaugural na presença de professores e alunos) diminuiu a capacidade de realizar contrações musculares quando comparado a uma condição sem esforço mental (MOSSO, 1906). Adicionalmente, outros estudos reportaram que fatores psicológicos podem ter influência no desempenho físico (ASMUSSEN; MAZIN, 1978; IKAI; STEINHAUS, 1961; IKAI; YABE, 1969), conseqüentemente, muitos avanços ocorreram para esclarecer a ligação entre o SNC e a fadiga.

Acredita-se que a fadiga pode alterar a eficiência da via corticoespinhal ao retransmitir sinais neurais do córtex motor para os músculos esqueléticos, ou seja, a fadiga pode alterar a excitabilidade corticoespinhal (WEAVIL; AMANN, 2018), portanto, em uma determinada tarefa, a exemplo do exercício físico, o córtex motor aumenta seus impulsos neurais para manter a atividade muscular (WEAVIL; AMANN, 2018). Caso esse aumento do impulso motor não aconteça, ou seja insuficiente, ocorrerá uma menor ativação muscular que geralmente é definida como fadiga central (KLASS *et al.*, 2008; PETERSEN *et al.*, 2003; TAYLOR *et al.*, 2016).

Estudos da excitabilidade corticoespinhal avançaram por meio da utilização de equipamentos, a exemplo da estimulação magnética transcraniana (EMT) – técnica de estimulação magnética capaz de despolarizar os neurônios no córtex cerebral e gerar potenciais de ação (figura 1A) (MATSUDA *et al.*, 2019). Quando a EMT é aplicada no M1, induz potenciais de ação em neurônios piramidais, os quais se propagam para áreas subcorticais, portanto, são projetados para o trato corticoespinhal atingindo os neurônios motores espinhais e, por último, os músculos esqueléticos (MATSUDA *et al.*, 2019).

A mensuração das atividades elétricas, produzidas em resposta à EMT, se dá através de um eletromiógrafo (EMG) de superfície, haja vista sua denominação como potencial evocado motor (MEP, traduzido do inglês *motor evoked potential*) e suas principais variáveis são a área e a amplitude (ROSSINI; ROSSI, 1998; WASSERMANN *et al.*, 1992) (figura 1B). Um aumento na magnitude do MEP representa, também, um aumento na excitabilidade da via corticoespinhal, enquanto que uma diminuição do MEP representa a diminuição da mesma (WEAVIL; AMANN, 2018).

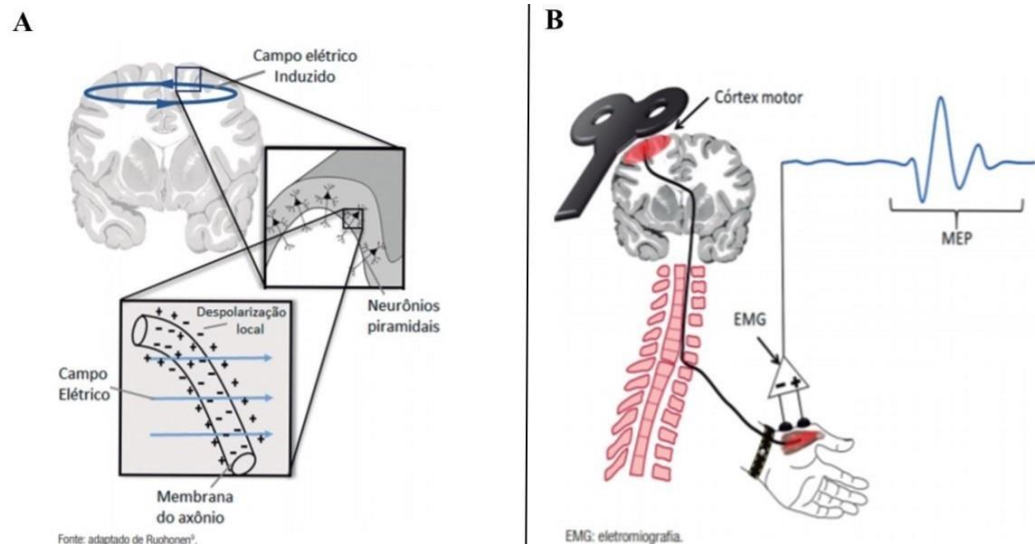


Figura 1. Representação da aplicação da estimulação magnética transcraniana (EMT). A) Campo elétrico gerado pela EMT nos neurônios piramidais. B) Esquema da aplicação da ETM no córtex motor. A ilustração demonstra o potencial de ação propagado do trato corticoespinhal até o músculo alvo, e o produto final que é denominado potencial evocado motor (MEP). Adaptado do estudo de Matsuda *et al.* (2019).

Vários estudos demonstraram uma diminuição da amplitude do MEP, após a realização de exercícios físicos até a fadiga, quando comparado com o momento antes do exercício (BRASIL-NETO *et al.*, 1993; BRASIL-NETO; COHEN; HALLETT, 1994; FULTON *et al.*, 2002; HÖLLGE *et al.*, 1997; LIEPERT *et al.*, 1996; ROSS *et al.*, 2007, 2010; VERIN *et al.*, 2004; ZANETTE *et al.*, 1995). Contudo, como os estudos previamente citados não avaliaram a excitabilidade motoneuronal, por meio da estimulação cervicomedular, o local exato dessa alteração corticoespinhal não é totalmente conhecido.

Diferenças na excitabilidade corticoespinhal parecem ser dependentes da intensidade do exercício físico, pois alguns estudos que utilizaram exercícios não exaustivos, logo, não verificaram diferenças na excitabilidade corticoespinhal (HÖLLGE *et al.*, 1997; JONVILLE *et al.*, 2005). Os mecanismos responsáveis são pouco esclarecidos. Entretanto, um potencial mecanismo para essa diminuição da excitabilidade corticoespinhal está associado ao processo de inibição cortical, mediado pelos receptores ácido gama-aminobutírico beta ($GABA_B$) (SIDHU *et al.*, 2018; WERHAHN *et al.*, 1999).

As alterações de excitabilidade corticoespinhal são influenciadas por uma miríade de processos (facilitadores e inibitórios) e, por conseguinte, a avaliação de excitabilidade corticoespinhal, pré e pós-exercício, pode não representá-las durante o exercício físico (WEAVIL; AMANN, 2018). Desta forma, alguns estudos investigaram a excitabilidade

cortical durante os exercícios. Um estudo aplicou a EMT em intensidades subliminares para ativar interneurônios inibitórios, com intuito de verificar a supressão da atividade do EMG durante o mesmo, e o resultado foi a supressão da EMG, durante o exercício de ciclismo (SIDHU; CRESSWELL; CARROLL, 2012). Com base nesses resultados, os autores apontaram que o córtex motor possui uma contribuição direta para a ativação muscular, dos membros inferiores, durante o ciclismo. Outro estudo demonstrou que um aumento no *drive* motor central – estimado por EMG – foi acompanhado de um acréscimo da excitabilidade corticoespinhal, quando elevada a intensidade no exercício de ciclismo não fatigante (WEAVIL *et al.*, 2015). Os autores indicaram um aumento no *drive* motor central por meio de um processo de facilitação, o qual foi, provavelmente, mediado por acréscimos na excitabilidade do *pool* de motoneurônios. Em testes de carga constante, realizados até a exaustão no cicloergômetro, com carga $\approx 80\%$ da potência pico, não foram observadas alterações na excitabilidade corticoespinhal, porém, houve um aumento da atividade da EMG (SIDHU *et al.*, 2017; WEAVIL *et al.*, 2016). Tais achados sugerem uma influência desfacilitante e/ou inibitória da fadiga na excitabilidade dos motoneurônios espinhais, durante exercícios fatigantes de ciclismo (WEAVIL; AMANN, 2018).

Acredita-se que os mecanismos responsáveis por essa diminuição na excitabilidade, do *pool* dos motoneurônios, estejam relacionados a alterações potenciais de membrana motoneuronal, ativação dos receptores de serotonina 1A e concentração de neurotransmissores (WEAVIL; AMANN, 2018). Outros autores sugestionaram que a facilitação ou inibição cortical, verificada após o exercício físico, poderia estar atrelada à alteração nos neurotransmissores (BRASIL-NETO; COHEN; HALLETT, 1994), e que os mesmos poderiam estar envolvidos na complexa regulação da fadiga (MEEUSEN; ROELANDS, 2018). Infelizmente, ainda não é possível compreender quais são os mecanismos exatos que levam ao desenvolvimento da fadiga, após a realização de exercícios físicos fatigantes. Possivelmente, a utilização de outras técnicas, como a ETCC, possa melhorar o entendimento da fadiga muscular e o exercício físico.

3.2 Estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC)

O interesse pela estimulação cerebral não é recente. Evidências indicam a utilização de peixes elétricos no couro cabeludo como um possível tratamento de dor de cabeça, desde o antigo Egito (por volta de 2000 a.C.) e do império Romano (43-48 A.D.) (LEFAUCHEUR; WENDLING, 2019). Em meados do século XVIII, pesquisas foram realizadas a fim de demonstrar os efeitos da eletricidade em animais e humanos (PARENT, 2004); Desde então, são contínuas, a exemplo em neurociência, a qual utiliza estimulações cerebrais não invasivas para induzir mudanças transitórias e controladas, em uma determinada região cerebral, bem como investigar qual é o seu papel em um determinado processo fisiológico.

A EMT e a estimulação elétrica transcraniana (EET) são técnicas de estimulações cerebrais não invasivas mais utilizadas (BIKSON *et al.*, 2019; EKHTIARI *et al.*, 2019; WOODS *et al.*, 2016). A EMT fornece um campo magnético forte e rápido (≈ 100 a $200 \mu\text{s}$), através de uma bobina em uma região cerebral alvo e, posteriormente, o campo magnético penetra o couro cabeludo e promove uma rápida despolarização dos tecidos neurais (HALLETT, 2007). Por outro lado, a aplicação da EET induz uma fraca corrente elétrica por meio de dois ou mais eletrodos no couro cabeludo, é subdividida em estimulação transcraniana por corrente alternada (ETCA), estimulação transcraniana por ruído aleatório (ETRA) e ETCC, o método de EET mais utilizado (figura 2).

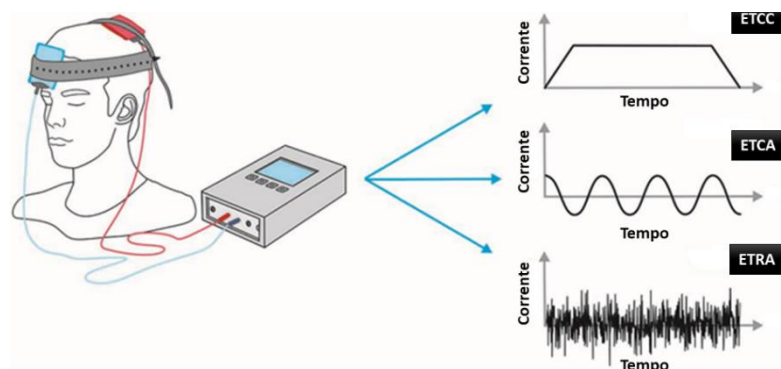


Figura 2. A corrente aplicada na estimulação elétrica transcraniana (EET) pode ser direta (estimulação transcraniana por corrente contínua - ETCC), alternada (estimulação transcraniana por corrente alternada - ETCA) ou aleatória (estimulação transcraniana de ruído aleatório - ETRA). Adaptado de Yavari, Nitsche e Ekhtiari (2017).

Quando comparada a EMT, a corrente elétrica induzida pela ETCC é muito fraca para gerar potências de ação. A corrente aplicada pela ETCC penetra no crânio para entrar no cérebro. Embora ocorra um desvio substancial da corrente no couro cabeludo, essa corrente ainda é capaz de modular o potencial da membrana de neuronal (STAGG; NITSCHKE, 2011). Essa alteração do potencial da membrana de repouso pode aumentar ou diminuir a taxa de disparo espontânea de neurônios afetados pela corrente elétrica (BIKSON *et al.*, 2004; RAHMAN *et al.*, 2013) (figura 3).

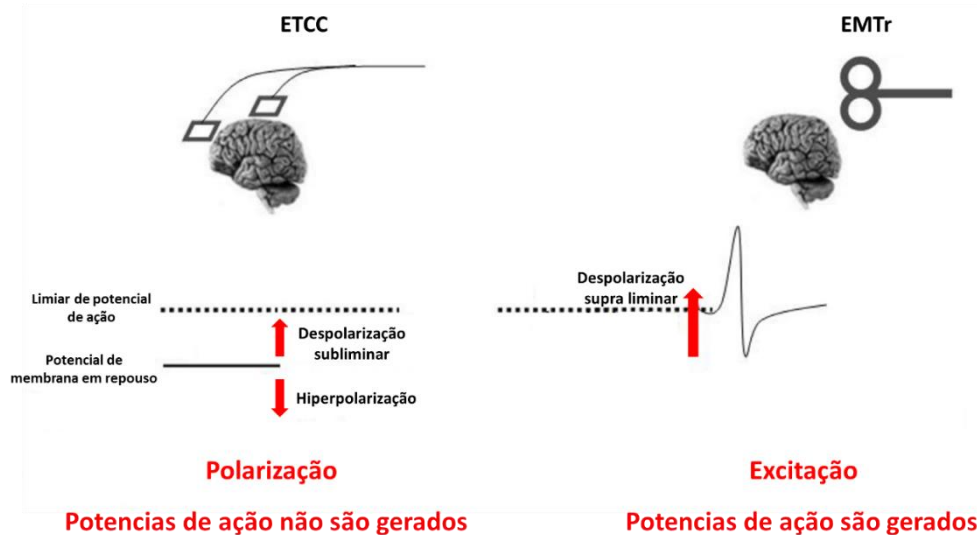


Figura 3. A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) e a estimulação magnética transcraniana repetitiva (EMTr) têm mecanismos diferenciais de ação com relação ao nível de alterações do potencial de membrana, bem como a capacidade de elicitar potenciais de ação. Adaptado de Lefaucheur e Wendling (2019).

Existem dois tipos de ETCC – convencional e de alta definição – (BIKSON *et al.*, 2019). Neste estudo, foi adotada a ETCC convencional, uma vez que estudos prévios do nosso laboratório já utilizaram esse equipamento e demonstraram efeitos positivos no desempenho físico, em exercícios multiarticulares (cicloergômetro e remoergômetro), (VITOR-COSTA, 2017; VITOR-COSTA *et al.*, 2015). Trata-se de um equipamento de baixo custo e mais acessível, quando comparado ao equipamento de ETCC de alta definição.

A ETCC convencional utiliza intensidades que variam de 0,1 (geralmente usado na situação placebo) a 3,0 mA, sendo que, as de 1,0 a 2,5 mA são as mais utilizadas pela literatura (WOODS *et al.*, 2016). A escolha das intensidades é limitada a alguns miliampères atrelados à tolerância da pele aos eletrodos (MINHAS *et al.*, 2010). Geralmente, a ETCC convencional utiliza uma única amplitude de corrente, exceto pelo protocolo de rampa linear de 10 a 30 segundos de subida e descida, no início e no final da aplicação (THAIR *et al.*, 2017; WOODS *et al.*, 2016). A duração pode ter poucos segundos (ex.: 4 segundos) a vários

minutos (ex.: 10 a 40 minutos). A mais longa é mais recomendada, pois pode promover modificações mais duradoras (OHN *et al.*, 2008).

Os eletrodos utilizados com os tamanhos 5x5cm e 5x7cm (25 e 35cm², respectivamente) são os mais frequentes (UTZ *et al.*, 2010; WOODS *et al.*, 2016). Comumente, são de metal ou borracha condutiva, utilizados em combinação com eletrólitos (como o soro fisiológico) saturados em uma esponja, géis ou cremes condutores (MINHAS *et al.*, 2010; WOODS *et al.*, 2016). A figura 4 apresenta os princípios gerais da aplicação da ETCC convencional.

A ETCC de alta definição, a qual utiliza eletrodos com eletrólitos de pele compactos (por exemplo: < 5 cm²), com um suporte rígido (semelhante aos designs do eletroencefalograma EEG), os quais são especialmente projetados para a alta densidade de corrente. Dois ou mais eletrodos são utilizados pela ETCC de alta definição. Devido suas características de possuir eletrodos menores, é possível utilizar um número maior de eletrodos e com mais proximidade (BIKSON *et al.*, 2019). Posteriormente, favorece uma maior flexibilidade na montagem e facilita o registro simultâneo do EEG, durante a aplicação da ETCC (BIKSON *et al.*, 2019).

Nos subtópicos abaixo, serão abordadas questões de segurança, principais montagens utilizadas na ETCC convencional, mecanismos fisiológicos provenientes e os efeitos de sua aplicação no desempenho de exercícios.

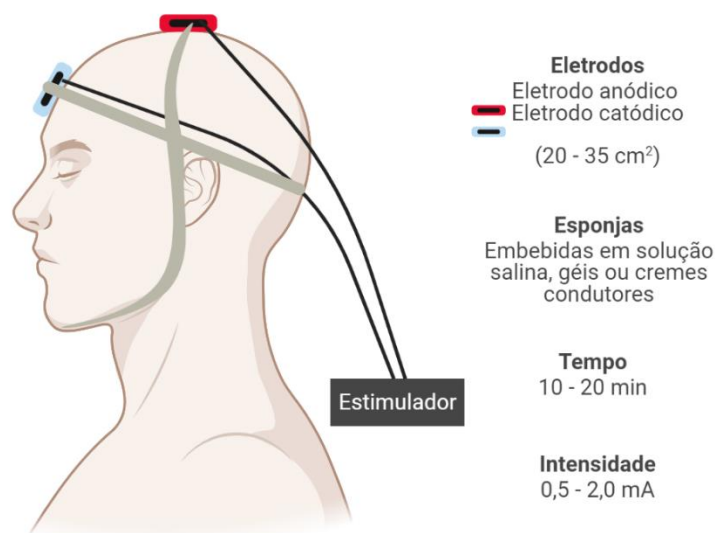


Figura 4. Ilustração da aplicação da ETCC, materiais e as variáveis mais utilizadas. Fonte: O próprio autor.

4.2.1 Segurança e tolerabilidade da ETCC

4.2.1.1 Efeitos adversos comuns

Inicialmente, Nitsche *et al.* (2003b) investigaram os efeitos adversos da aplicação da ETCC em aproximadamente 500 participantes saudáveis. Não foi reportado nenhum efeito adverso sério, como crises convulsivas ou sintomas psicóticos, apenas uma leve sensação de formigamento sob o eletrodo, durante os primeiros segundos de estimulação, ou uma sensação de um breve *flash* de luz, caso a estimulação fosse ligada ou desligada abruptamente (NITSCHE *et al.*, 2003b).

Similarmente, outro estudo também não indicou eventos adversos sérios, após aplicação da ETCC, apenas uma vermelhidão transitória sob o eletrodo ativo em dois dos 103 participantes (IYER *et al.*, 2005). O estudo de Poreisz *et al.* (2007) demonstrou os efeitos adversos mais reportados durante e após várias sessões de ETCC, com 77 participantes saudáveis, são eles: sensação de formigamento leve (72,7%), fadiga moderada (35,1%) e sensação de uma leve coceira (36,4%) sob o eletrodo ativo. Após a aplicação, os efeitos adversos mais comuns foram fadiga moderada (24,7%), sensação de uma leve coceira (15,8%) e dor de cabeça (7,8%). Os principais parâmetros, utilizados no protocolo de aplicação dos estudos, estão demonstrados na tabela 1.

Tabela 1. Principais parâmetros utilizados durante o protocolo de aplicação da ETCC.

	Local de aplicação	Duração (min)	Intensidade (mA)
Nitsche <i>et al.</i> (2003)	EA: M1 ER: ASC	20	1,0
Iyer <i>et al.</i> (2005)	EA: CPF ER: ASC	20	1,0
Poreisz <i>et al.</i> (2007)	EA: M1, S1, CPF, V1, T3, CP ER: CFP, CFP, CFP, Cz, T4, Cz	9 - 15	1,0

EA: eletrodo alvo; ER: eletrodo de retorno; M1: córtex motor primário; ASC: área supraorbital contralateral; CPF: córtex pré-frontal; S1: córtex somatossensorial; V1: córtex visual; T3: córtex temporal esquerdo; T4: córtex temporal direito; CP: córtex parietal; CFP: córtex frontopolar; Cz: córtex motor primário.

Um estudo revisou os efeitos adversos da ETCC de 209 experimentos, os quais foram coceira (ETCC ativa vs placebo: 39,3% vs 32,9%), formigamento (ETCC ativa vs placebo:

22,2% vs 18,3%), dor de cabeça (ETCC ativa vs *placebo*: 14,8% vs 16,2%), desconforto (ETCC ativa vs *placebo*: 10,4% vs 13,4%) e sensação de queimação (ETCC ativa vs *placebo*: 8,7% vs 10,0%) (BRUNONI *et al.*, 2011). Indicou, também, que não houve diferença estatística para nenhum desses efeitos adversos, entre as condições de ETCC ativa e placebo. Outro estudo, no entanto, comparou os efeitos adversos entre as condições ETCC ativa e placebo em 131 participantes e demonstrou que houve maiores incidências de efeitos adversos na ETCC ativa, em comparação ao placebo (KESSLER *et al.*, 2012). Palm *et al.* (2013) também relataram vermelhidão na pele após ETCC ativa, mas não na condição placebo.

A ETCC com uma densidade de corrente de 0,06 mA/cm² (equivalente a eletrodos de 25-35cm² e uma corrente de 1,5-2,1 mA, como nos protocolos padrão de ETCC) causou uma irritação cutânea, clinicamente significativa, em alguns pacientes (RIEDEL *et al.*, 2012; WANG *et al.*, 2015), mas não em todos os estudos (RICHMOND *et al.*, 2013).

Vários fatores foram propostos como possíveis causas dessas lesões cutâneas, incluindo a posição do eletrodo, condições da pele, predisposição alérgica, tipo, forma e fixação dos eletrodos, salinidade da solução nas esponjas dos eletrodos, forma de esponja e deterioração das esponjas (RIEDEL *et al.*, 2012; WANG *et al.*, 2015). Sugere-se que, com a aplicação de correntes elétricas mais altas, mais atenção deve ser dada a tais fatores (MATSUMOTO; UGAWA, 2017). Para reduzir a incidência de lesões cutâneas induzidas pela ETCC, são necessárias mais investigações, enquanto isso, os participantes devem ser instruídos a relatar qualquer desconforto imediatamente (MATSUMOTO; UGAWA, 2017).

4.2.1.2 Efeitos adversos sérios

De acordo com a literatura, nenhum evento adverso sério foi relatado em mais de 32.000 sessões de ETCC, entre pacientes saudáveis e pacientes em desordens neurológicas, baseado nas recomendações da *Food and Drug Administration* (FDA) (ANTAL *et al.*, 2017; BIKSON *et al.*, 2016; BRUNONI; NITSCHKE; LOO, 2021). Entre os efeitos colaterais sérios incluem convulsão, acidente vascular cerebral, parada cardíaca e outros eventos com risco de vida. Foi demonstrado que a ETCC não aumenta os níveis séricos da enzima enolase específica neuronal, enzima cerebral associada à morte neuronal (NITSCHKE *et al.*, 2003c).

A segurança da ETCC foi explorada em um estudo com animais, em seguida, verificado que o limiar de corrente para ocasionar lesões cerebrais em ratos foi de 52,400 C/m², o que representa uma magnitude bem maior do que a densidade de carga aplicada em humanos (LIEBETANZ *et al.*, 2009). A densidade de carga ao utilizar um protocolo com

intensidade de 4 mA, um eletrodo de 35cm² e duração de 30 minutos é de, aproximadamente, 2,057 C/m² (KO, 2021). Portanto, a ETCC é considerada aceitavelmente segura, pois a quantidade de eletricidade usada em humanos é muito menor, a qual poderia danificar o tecido cerebral baseado em modelos animais (LIEBETANZ *et al.*, 2009). São necessários novos estudos para investigar aspectos de segurança da ETCC.

4.2.1.3 Considerações finais de segurança e tolerabilidade da ETCC

De acordo com as evidências disponíveis na literatura que utilizaram protocolos padrões, a ETCC é uma técnica bem tolerada e possui poucos efeitos adversos. Embora seja considerada uma técnica “segura”, todavia, tais achados não indicam ser “universalmente segura”. Novos estudos são necessários para investigar qual seria o limite ideal das intensidades de corrente, duração e intervalo entre as sessões. É imprescindível conhecer quais os efeitos da ETCC na plasticidade sináptica e a longo prazo. Somente após, é possível verificar totalmente a sua segurança clínica.

4.2.2 Posicionamento dos eletrodos e montagens utilizadas na ETCC convencional

Para realizar a aplicação da ETCC convencional, deve-se localizar o local correto para o posicionamento dos eletrodos. Existem alguns métodos para determinar o local da colocação dos eletrodos, entre eles estão: o sistema internacional 10-20 do EEG, *softwares* de neuronavegação (que dependem da ressonância magnética) e utilização do EMT para identificar a região responsável pelo MEP (THAIR *et al.*, 2017).

O sistema internacional 10-20 do EEG é o método mais comumente utilizado, pois não necessita de altos custos operacionais (KLEM *et al.*, 1999). A cabeça é mensurada a fim de localizar com precisão as regiões de interesse e, logo, são identificados quatro pontos de referência, ínion, násion, pré-auricular direita e pré-auricular esquerda. Baseando-se nas distâncias desses pontos de referência, são encontrados os pontos do sistema internacional 10-20 EEG (KLEM *et al.*, 1999).

Tradicionalmente, um ou mais eletrodos são utilizados para entregar a corrente, um anódico (positivo) e um catódico (negativo) (NASSERI; NITSCHKE; EKHTIARI, 2015). Um deles é colocado em uma região craniana específica, muitas vezes chamado de “eletrodo ativo”. Já o outro, é colocado em região craniana (cefálica) ou em outra região extracraniana

do corpo (extracefálica) e, geralmente, chamado de “eletrodos de referência” (NASSERI; NITSCHKE; EKHTIARI, 2015).

Tais termos “ativo” e “referência” parecem ser tecnicamente inapropriados, pois o eletrodo de referência pode ter um impacto na corrente, e, portanto, pode não ser inerte fisiologicamente (NASSERI; NITSCHKE; EKHTIARI, 2015). Os termos mais corretos são eletrodos “alvo” e de “retorno” (NASSERI; NITSCHKE; EKHTIARI, 2015).

Foram demonstrados efeitos antagônicos da estimulação no córtex visual (ANTAL *et al.*, 2004), como também, no córtex motor (NITSCHKE; PAULUS, 2000), ao depender da posição de onde foi colocado o eletrodo de retorno, a qual pode afetar a orientação do campo elétrico e comprometer a estimulação (BIKSON *et al.*, 2010).

Tanto nas montagens cefálicas quanto nas montagens extracefálicas, os polos positivo e negativo são distinguidos fisiologicamente, devido seus efeitos na excitabilidade cerebral (NASSERI; NITSCHKE; EKHTIARI, 2015). Portanto, a estimulação anódica parece ter efeitos facilitatórios na excitabilidade cortical, enquanto que a catódica parece ter efeitos inibitórios (NITSCHKE *et al.*, 2003b, 2008).

Um estudo categorizou diversas montagens para a ETCC convencional. Baseado no sistema internacional 10-20 EEG (NASSERI; NITSCHKE; EKHTIARI, 2015), os autores descreveram quatro grupos principais de montagens:

- Unilateral: somente um hemisfério é utilizado como alvo da estimulação, seus subgrupos são monopolar, bipolar e multi-monopolar (figura 5 A,B,C);
- Bilateral: ambos os hemisférios são utilizados durante a estimulação e possuem os subgrupos bipolar balanceada, bipolar não balanceada e multi-monopolar (figura 5 D,E,F);
- Linha média: os eletrodos são colocados na linha média, subdividida em monopolar, bipolar balanceada e bipolar não balanceada (figura 5 G,H,I);
- Dois canais: utilizam dois equipamentos de estimulação independentes, divididas nos subgrupos bipolar, dupla linha média-monopolar e dupla bilateral-monopolar (figura 5 J,K,L).

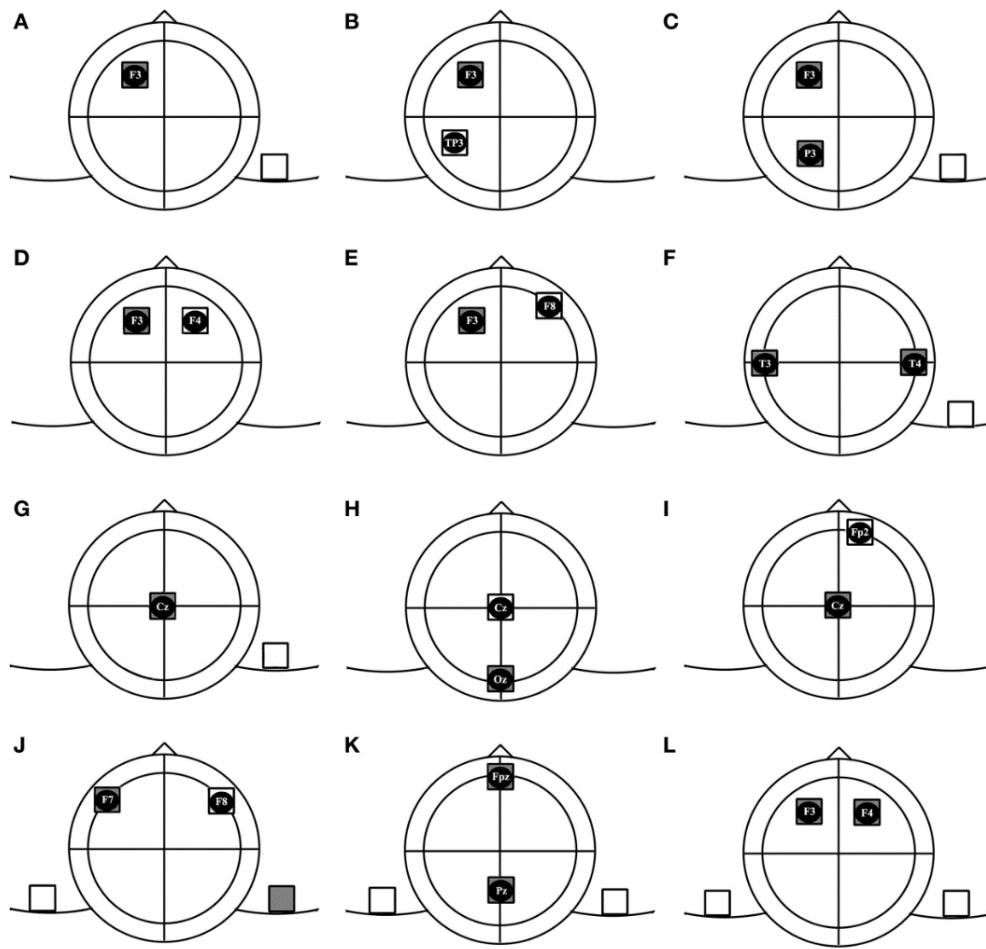


Figura 5. Subgrupos das montagens de ETCC. Unilateral: monopolar (A), um eletrodo é posicionado no couro cabeludo, enquanto o outro é posicionado em outra parte do corpo; no bipolar (B), os dois eletrodos são colocados no mesmo hemisfério; e no multi-monopolar (C), dois eletrodos alvo são colocados no mesmo hemisfério, enquanto que o eletrodo de retorno é colocado em outra parte do corpo. Bilateral: no bipolar balanceada (D), os eletrodos são posicionados simetricamente em hemisférios diferentes; bipolar não balanceada (E) os eletrodos são posicionados assimetricamente em hemisférios diferentes; no multi-monopolar (F) dois eletrodos alvo são colocados simetricamente em hemisférios diferentes, enquanto que o eletrodo de retorno é colocado em outra parte do corpo. Linha média: monopolar (G) o eletrodo alvo é colocado em uma linha média, e o eletrodo de retorno em uma posição extracefálica; bipolar balanceada (H), ambos os eletrodos são colocados simetricamente na mesma linha média; e em bipolar não balanceada (I), o eletrodo alvo é colocado em uma linha média, já o de retorno, em outro lugar do couro cabelo sem ser a linha média. Dois canais: em bipolar (J), dois eletrodos alvo com diferentes polaridades são colocados simetricamente no couro cabeludo, e os eletrodos de retorno nas partes ipsilaterais do corpo; em dupla linha média-monopolar (K), os eletrodos alvo são colocados na linha média, e os de retorno em posição extracefálica; dupla bilateral-monopolar (L) dois eletrodos alvo com a mesma polaridade são colocados no couro cabeludo, e os eletrodos de retorno são posicionados de maneira ipsilateral ou contralateral na órbita ou em outra parte do corpo. Os quadrados cinzas indicam os eletrodos alvo e os quadrados brancos indicam os eletrodos de retorno. Adaptado de Nasser, Nitsche e Ekhtiari (2015).

4.2.3 Fisiologia da ETCC

Nos últimos anos, tem-se investigado quais são os efeitos fisiológicos provocados pela ETCC, na excitabilidade cortical do córtex motor primário (M1) (NITSCHKE; PAULUS, 2000, 2001). Por conta disso, muito do conhecimento da fisiologia e mecanismos da ETCC foi por meio do M1. Abordar-se-á neste subtópico, os mecanismos da ETCC conhecidos no M1, pelo fato de ser a região escolhida para a aplicação.

Os mecanismos envolvidos com estimulação de corrente contínua (ECC), primeiramente, foram verificados em modelos animais (BINDMAN; LIPPOLD; REDFEARN, 1964; CREUTZFELDT; FROMM; KAPP, 1962). Um estudo demonstrou que a ECC foi capaz de modular a atividade espontânea da rede neuronal, a qual era alterada de acordo com a polarização escolhida (figura 6A) (BINDMAN; LIPPOLD; REDFEARN, 1964). Além disso, os autores verificaram que a aplicação da ECC por ≈ 5 minutos ocasionou alterações na atividade cortical por um longo tempo, após a estimulação, ao aplicar diferentes polaridades de corrente elétrica (figura 6B a,b).

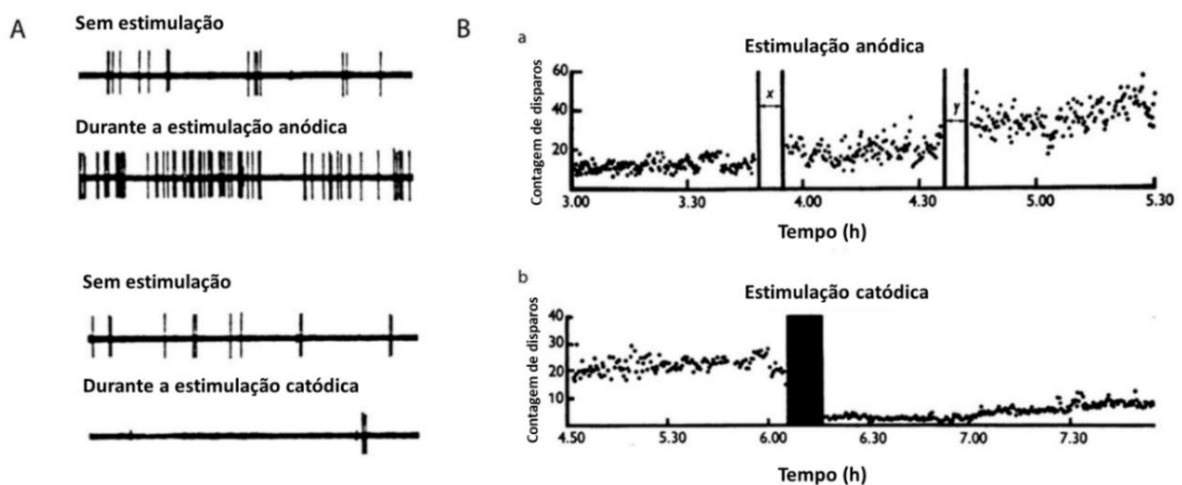


Figura 6. Base fisiológica da estimulação por corrente contínua (ECC) em animais. A) Aumento na atividade dos disparos durante a ECC anódica e diminuição durante a ECC catódica. B) Efeitos da ECC nos disparos neurais, por várias horas após a estimulação (a) anódica e (b) catódica. Figura adaptada de Jamil e Nitsche (2017).

É importante ressaltar que, ao contrário da ECC, a ETCC não promove alterações no disparo neuronal diretamente. Vale destacar que na ECC os eletrodos são colocados diretamente no próprio cérebro dos animais. No entanto, quando aplicada a ETCC em

humanos – utilizada uma corrente de 0,5 – 2,0 mA para alcançar o córtex cerebral –, a corrente deve passar pelo couro cabeludo, crânio e líquido cefalorraquidiano, assim o campo elétrico é atenuado para $< 0,5$ V/m (VAN BOEKHOLDT *et al.*, 2021). Isso é suficiente para gerar de 0,1 – 0,2 mV, contudo, insuficientes para despolarizar uma célula por si só, portanto a ETCC não consegue promover um potencial de ação (LIU *et al.*, 2018).

As alterações provocadas pela ETCC ocorrem por mudanças no gradiente de voltagem dos neurônios, aproximando (ETCC anódica) ou distanciando (ETCC catódica) o limiar do neuronal para disparar um potencial de ação (STAGG; NITSCHKE, 2011). Após a ETCC, o aumento do disparo neuronal é mais ou menos provável de acontecer (REINHART *et al.*, 2017) (figura 7).

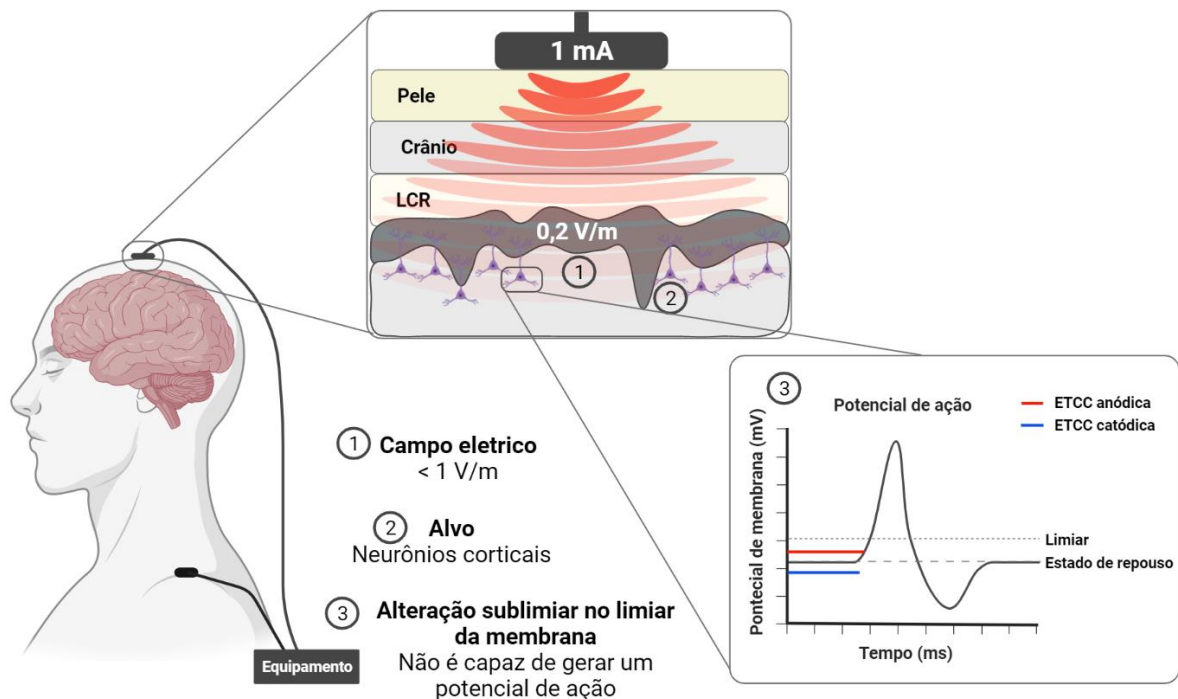


Figura 7. Mecanismo da estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). A ETCC fornece uma fraca corrente elétrica, à medida que ultrapassa a pele, o crânio e o líquido cefalorraquidiano, mas ao chegar até os neurônios corticais essa intensidade de corrente não é capaz de promover potenciais de ação. No entanto, pode promover alterações subliminares na membrana neuronal, as quais podem alterar a probabilidade de aumentar ou não os disparos neuronais e, assim, aumentar ou diminuir a excitabilidade cortical. Adaptado de Van Boekholdt *et al.* (2021).

Verificado inicialmente, ao utilizar a ECC em modelos animais, que as diferentes polaridades da corrente elétrica podem ocasionar diferentes respostas (BINDMAN; LIPPOLD; REDFEARN, 1964). A aplicação da corrente anódica de superfície parece produzir um fluxo de corrente interna no córtex, que talvez possa facilitar a ocorrência de uma

despolarização somática dos neurônios corticais piramidais e hiperpolarização dendrítica apical. Enquanto que a aplicação da corrente catódica de superfície parece promover um fluxo de corrente externa no córtex e, talvez, possibilitar a hiperpolarização somática dos neurônios corticais e a despolarização dendrítica apical (KADOSH, 2014; RADMAN *et al.*, 2009) (figura 8).

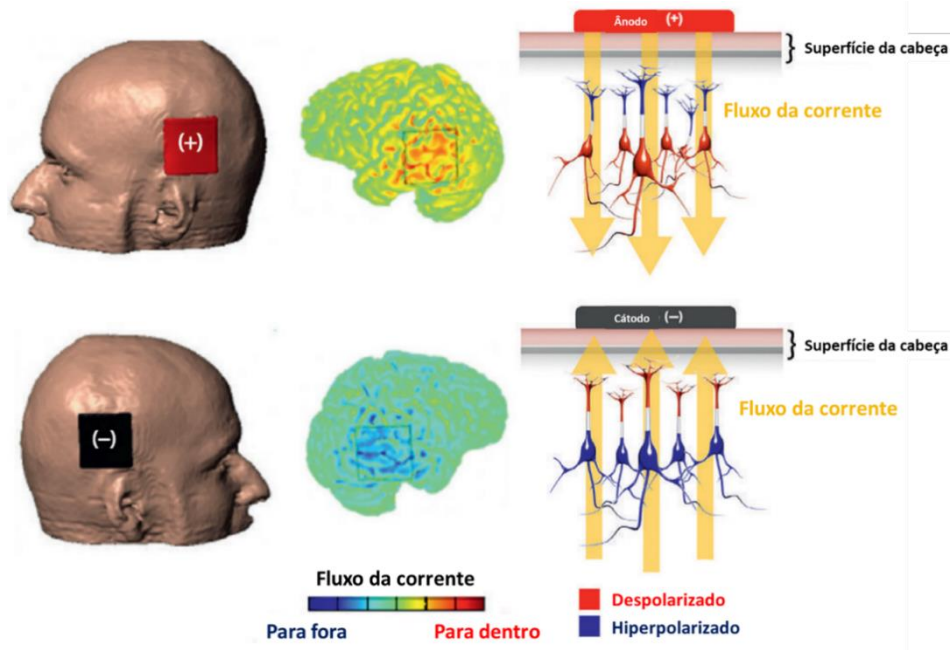


Figura 8. Na ETCC, a polaridade do eletrodo determina a direção da corrente do fluxo no cérebro, e também influencia as regiões corticais e subcorticais que são ativadas pela estimulação. *Ânodo (+)*: A corrente passa por estruturas, incluindo couro cabeludo e osso, antes de atingir as regiões corticais e subcorticais. Nos neurônios corticais piramidais sob o ânodo, as regiões dendríticas apicais do neurônio se tornam hiperpolarizadas, enquanto que as regiões somáticas se tornam despolarizadas. *Cátodo (-)*: A corrente passa pelas estruturas corticais e subcorticais, passando pelo osso e couro cabeludo, antes de chegar ao cátodo. Nos neurônios corticais piramidais sob o cátodo, as regiões dendríticas apicais do neurônio se tornam despolarizadas, enquanto as regiões somáticas ficam hiperpolarizadas. Adaptado de Kadosh (2014).

As diferenças, de acordo com a polaridade, também são observadas na excitabilidade cortical motora (avaliadas por meio do MEP) em humanos (JAMIL; NITSCHKE, 2017).

Nitsche e Paulus (2000) demonstram que a ETCC anódica aumenta a excitabilidade cortical, enquanto que a ETCC catódica diminui. Quando a ETCC é aplicada em uma duração mais longa (10-15 minutos) é capaz de promover alterações estáveis na excitabilidade cortical por mais de uma hora (≈ 90 minutos) (NITSCHKE *et al.*, 2003c; NITSCHKE; PAULUS, 2000, 2001). Logo, a escolha da corrente utilizada parece determinar qual o tipo de efeito será produzido após a aplicação (NITSCHKE *et al.*, 2003c; NITSCHKE; PAULUS, 2000, 2001) (figura 9).

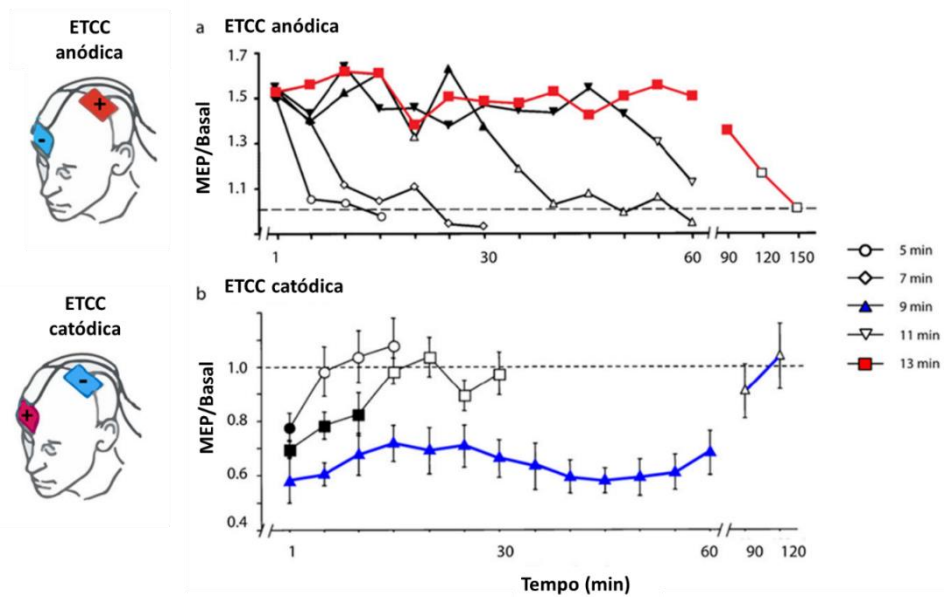


Figura 9. Efeitos na excitabilidade do córtex motor após a ETCC. A EMT elicit a amplitude do MEP após a estimulação por até uma hora. (a) ETCC anódica aumenta, enquanto que a (b) ETCC catódica diminui a excitabilidade cortical. Figura adaptada de Jamil e Nitsche (2017).

Alterações na excitabilidade cortical são frutos de muito estudo, investigação do uso de fármacos associados a ETCC, bem como análises se a mesma poderia modificar as concentrações de neurotransmissores e neuromoduladores.

Evidências demonstraram que os fármacos bloqueadores dos canais Na^+ e Ca^{2+} voltagem dependentes suprimiram o aumento da excitabilidade cortical, durante e após a aplicação da ETCC anódica (LIEBETANZ *et al.*, 2002; NITSCHKE *et al.*, 2003a). Não obstante, foi encontrado que o sistema glutamatérgico parece estar envolvido nas alterações da ETCC, pois um antagonista dos receptores N-metil-d-aspartato (NMDA) suprimiu os efeitos posteriores à aplicação da ETCC anódica e catódica (LIEBETANZ *et al.*, 2002; NITSCHKE *et al.*, 2003a), enquanto que um agonista do receptor NMDA prolongou a excitabilidade cortical induzida pela ETCC anódica (NITSCHKE *et al.*, 2004).

Outros estudos investigaram a concentração de glutamato – por meio da espectroscopia de ressonância magnética –, verificou-se um aumento na concentração de glutamato, após a ETCC anódica, e uma diminuição após a ETCC catódica (CLARK *et al.*, 2011; STAGG *et al.*, 2009). Ao utilizar a espectroscopia de ressonância magnética, foram constatadas reduções no ácido gama-amino butírico (GABA), após a aplicação da ETCC

anódica (BACHTIAR *et al.*, 2015; STAGG *et al.*, 2009, 2011) e catódica (STAGG *et al.*, 2009).

Evidencia-se que os sistemas glutaminérgicos e GABAérgicos parecem estar envolvidos em efeitos posteriores da ETCC, semelhantes à plasticidade sináptica (STAGG; ANTAL; NITSCHKE, 2018). Adicionalmente, vários outros neurotransmissores e neuromoduladores como dopamina, adenosina, serotonina, catecolamina e acetilcolina podem estar envolvidos nesses mecanismos (FRITSCH *et al.*, 2010; NITSCHKE *et al.*, 2012; STAGG; ANTAL; NITSCHKE, 2018) (figura 10).

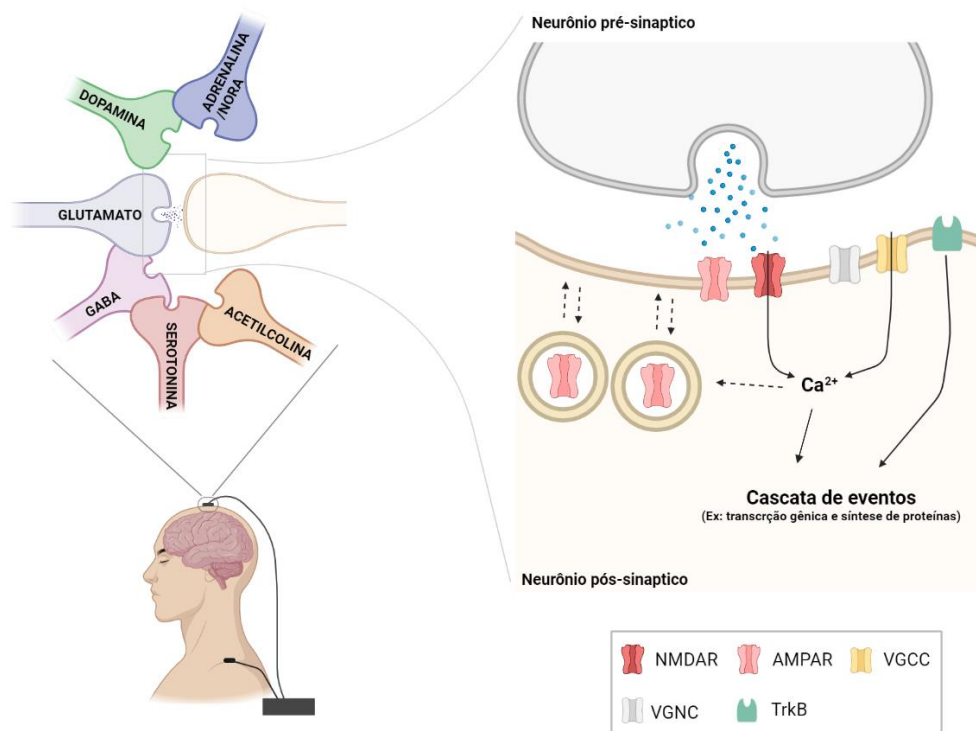


Figura 10. Mecanismos de ação da plasticidade glutaminérgica, gerados pela ETCC, incluindo efeitos modulatórios. A figura demonstra mecanismos de plasticidade de sinapses glutaminérgicas e o impacto modulatório de outros neurotransmissores. A ETCC altera os neurônios glutaminérgicos, em que a liberação do glutamato ativa os receptores N-metil-D-aspartato (NMDAR), os quais possuem propriedades de canais de cálcio (Ca^{2+}). Dependendo da quantidade do aumento consecutivo de Ca^{2+} interneuronal, as cascatas enzimáticas são ativadas, resultando na inserção pós-sináptica ou na remoção dos receptores glutaminérgicos do ácido α -amino-3-hidroxi-5-metil-4-isoxazolpropiónico (AMPA). A quantidade de receptores AMPA pós-sinápticos determina se a ativação de um pré-sináptico leva à ativação pós-sináptica supralimiar. Portanto, a modificação da densidade dos receptores AMPA é a base principal para a potenciação de longa duração (LTP) ou depressão de longa duração (LTD). A atividade dos canais de Ca^{2+} dependentes de voltagem (VGCC) corroborou para as alterações do Ca^{2+} intracelular. A ativação dos canais de sódio (Na^+) (VGNC) contribui para o potencial de membrana de repouso em que afeta a probabilidade de ativação dos receptores NMDA, e a atividade pré-sináptica resulta em um potencial de ação do pós-sináptico. A liberação de glutamato também modula a liberação de fator neurotrófico derivado do cérebro (BDNF) e a interação com o receptor tropomiosina cinase B (TrkB), responsável por uma cascata de eventos intracelulares que levam à síntese de novas proteínas. Vários neurotransmissores como GABA, dopamina, acetilcolina, serotonina, adrenalina e noradrenalina podem afetar esses principais mecanismos de ação. Adaptado de Nitsche *et al.* (2015).

4.2.4 A utilização da ETCC para melhorar o desempenho em exercícios

A ETCC vem sendo apontada como um possível recurso ergogênico capaz de melhorar o desempenho em exercícios (ANGIUS; HOPKER; MAUGER, 2017; ANGIUS; PASCUAL-LEONE; SANTARNECCHI, 2018; VITOR-COSTA *et al.*, 2012), pois pode aumentar a excitabilidade cortical, após a sua aplicação (NITSCHKE *et al.*, 2003c; NITSCHKE; PAULUS, 2000, 2001). Diversas áreas cerebrais exercem uma complexa regulação durante a realização do exercício e, portanto, a justificativa da utilização da ETCC para melhorar o desempenho pode estar relacionada a um aumento da excitabilidade cortical dessas áreas cerebrais (MACHADO *et al.*, 2019a).

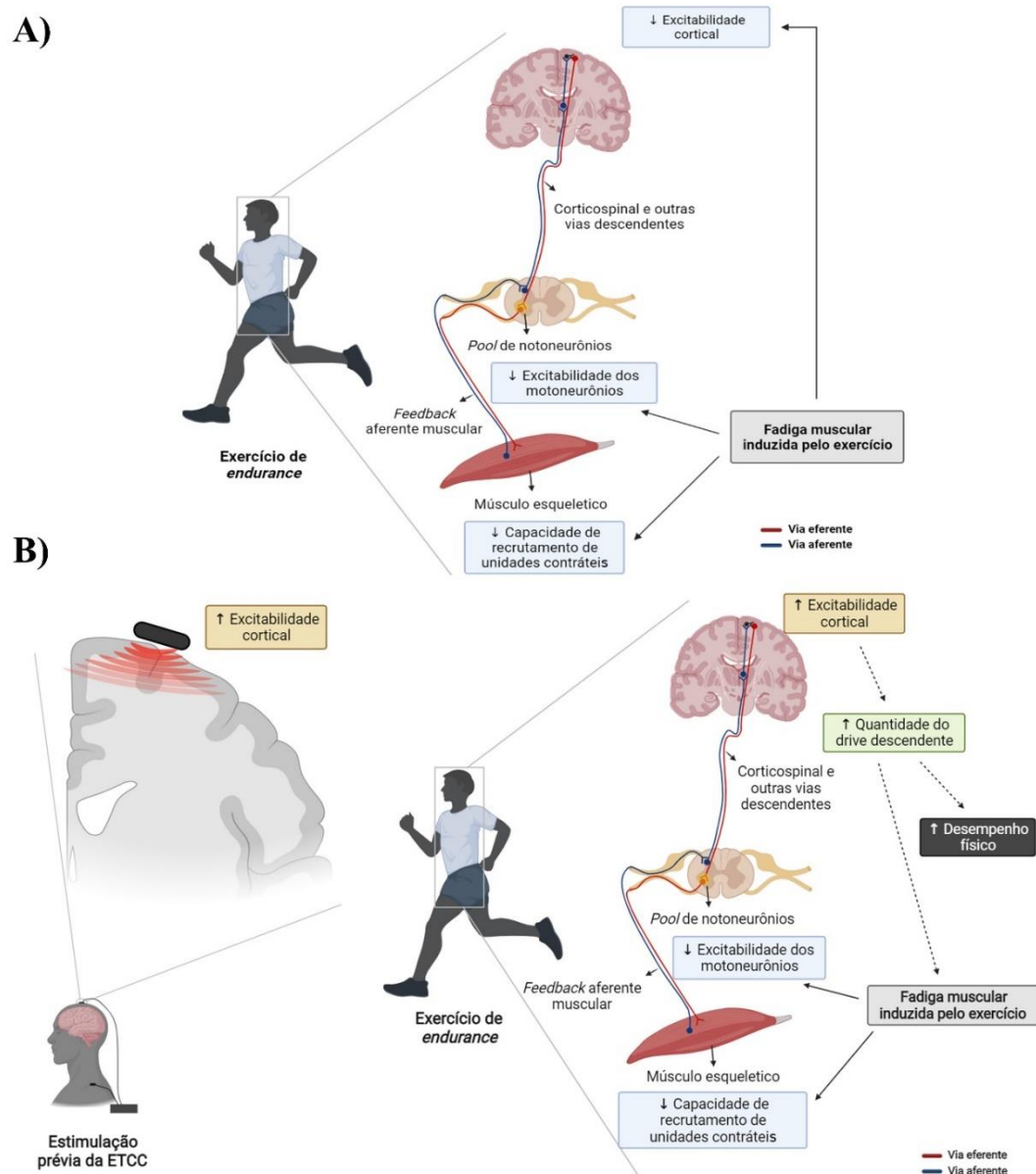
Em maior parte dos estudos que investigaram a eficácia da ETCC, no desempenho de diversos tipos de exercícios, a mesma foi aplicada principalmente em três áreas cerebrais, sendo elas o M1, o córtex pré-frontal (CPF) e o córtex insular (CI). O M1 possui um papel importante na condução nervosa para os músculos esqueléticos e, portanto, é a área mais investigada em estudos com ETCC e exercícios.

Sabe-se que a fadiga muscular, induzida pelo exercício, atinge vários níveis da via motora (GANDEVIA, 2001), como a redução da excitabilidade da via corticoespinhal (TAYLOR *et al.*, 2016; WEAVIL *et al.*, 2016) e capacidade dos recrutamentos de fibras musculares (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). Essas alterações da via motora promovem um decréscimo progressivo na capacidade muscular de produzir força e potência muscular (KAUSHALYA *et al.*, 2021) (figura 11).

Uma razão para utilizar a ETCC no M1 seria aumentar a excitabilidade cortical dessa região cerebral, o que poderia promover uma sustentação dos impulsos neurais para os neurônios motores ou um retardo na diminuição dos impulsos neurais para os músculos ativos e, assim, acarretaria numa melhora no desempenho (KAUSHALYA *et al.*, 2021; MACHADO *et al.*, 2019a) (figura 11).

Outra possível razão para aplicar a ETCC no M1 tem sido relacionada à modulação da percepção de dor. Ainda não se conhece qual seria o mecanismo exato, mas acredita-se que o M1 module a dor por conta de suas conexões com a ínsula e o tálamo (FARINA *et al.*, 2003). Foi demonstrado que a ETCC anódica pode aumentar o limiar sensorial e de dor em indivíduos saudáveis e com dor crônica (VASEGHI; ZOGHI; JABERZADEH, 2014). A dor

representa um papel fundamental na regulação do desempenho, ou seja, quanto maior a



capacidade em tolerar a dor, maior será o desempenho (MAUGER, 2013). Esses estudos sugerem que talvez a ETCC possa melhorar o desempenho por meio de alterações na sensação da dor induzida pelo exercício.

Figura 11. A) Mecanismo da fadiga muscular induzida pelo exercício de *endurance*, o qual promove alterações em vários níveis da via motora, ou seja, do cérebro ao músculo. Essas alterações reduzem a capacidade de produção de força, pois ocorre um decréscimo na via corticoespinal e, também, na capacidade de recrutamento de unidades motoras. B) Previamente ao exercício, a ETCC anódica promove um aumento na excitabilidade cortical, que pode permanecer por vários minutos (NITSCHKE *et al.*, 2003c; NITSCHKE; PAULUS, 2000, 2001).

Após a aplicação prévia da ETCC, acredita-se que essas variações da excitabilidade cortical fiquem mantidas ao longo do exercício físico, isso faz que ocorra uma sustentação dos drives descendentes ou um retardo na redução dos impulsos neurais para os músculos ativos e, conseqüentemente, promova uma melhora no desempenho físico. Fonte: O próprio autor.

Outra região de interesse é o CPF, devido seu papel na percepção do exercício e envolvimento no processamento cognitivo e emocional (ROBERTSON; MARINO, 2016). O CPF pode exercer influências durante o exercício, prolongando a saída motora, o CPF aumenta a duração do exercício, ou reduzindo a saída motora e, conseqüentemente, o CPF promove o término do exercício (ROBERTSON; MARINO, 2016).

A fadiga mental pode afetar as respostas fisiológicas e psicológicas, durante o exercício, bem como o desempenho do mesmo (VAN CUTSEM *et al.*, 2017). Também foi verificado que ocorre uma diminuição na oxigenação do CPF antes da ocorrência da fadiga (THOMAS; STEPHANE, 2008). Desta forma, aplicar a ETCC no CPF tem como objetivo fortalecer o processamento cognitivo de ignorar ou lidar com estímulos interoceptivos (ou seja, a percepção dos sinais corporais) negativos, gerados pelos exercícios prolongados ou de alta intensidade, a fim de melhorar a percepção e o desempenho (MOREIRA *et al.*, 2021). A aplicação da ETCC no CPF também é sugerida para aumentar a descarga no M1, a qual poderia afetar a *feedback* sensorial e o processamento da dor (BRASIL-NETO, 2016), o que poderia ser um mecanismo alternativo (MOREIRA *et al.*, 2021).

O CI é outra região cerebral em que a aplicação da ETCC também tem sido explorada, pois está envolvido em vários processos, incluindo o processamento de sinais interoceptivos, respostas emocionais e no controle autonômico cardíaco (MOREIRA *et al.*, 2021). O CI direito está envolvido com a modulação do sistema simpático e o CI esquerdo com a modulação do sistema parassimpático (OPPENHEIMER *et al.*, 1992).

A ínsula é uma estrutura cerebral relativamente profunda, contudo, acredita-se que a ETCC possa modular principalmente a excitabilidade das regiões corticais (MACHADO *et al.*, 2019a). Por meio de estudos experimentais, com modelos computacionais, a aplicação da ETCC no córtex temporal (CT) é capaz de gerar uma corrente elétrica com a finalidade de atingir e modular a atividade do CI. Provavelmente aconteça por conta das conexões entre o CI e o CT (MONTENEGRO *et al.*, 2011; OKANO *et al.*, 2015).

Alguns estudos verificaram que a aplicação da ETCC no CT esquerdo foi capaz de alterar a modulação parassimpática, durante o repouso (MONTENEGRO *et al.*, 2011) e também durante o início do exercício (OKANO *et al.*, 2015). Portanto, a aplicação da ETCC

tem como propósito melhorar o desempenho do exercício e as percepções relacionadas ao mesmo, mediante da modulação do sistema nervoso autônomo, a qual pode influenciar as respostas cardiovasculares no exercício, modulação da interocepção e no processamento emocional (MOREIRA *et al.*, 2021).

Buscou-se entender se a ETCC poderia melhorar o desempenho físico em testes de força muscular. Inicialmente, Cogiamanian *et al.* (2007) demonstraram que a ETCC aplicada no M1 foi capaz de melhorar o desempenho de um exercício isométrico. Posteriormente, outros estudos indicaram que a aplicação da ETCC no M1 promoveu uma melhora no desempenho de testes isométricos (ABDELMOULA; BAUDRY; DUCHATEAU, 2016; ANGIUS *et al.*, 2016; HAZIME *et al.*, 2017; TANAKA *et al.*, 2009; VARGAS *et al.*, 2018; WILLIAMS; HOFFMAN; CLARK, 2013) (tabela 2). Alguns estudos não encontraram diferenças no desempenho de exercícios isométricos, entre as condições ETCC real *vs* placebo, ao aplicar a ETCC no M1 (KAN; DUNDAS; NOSAKA, 2013; WRIGHTSON *et al.*, 2020) (tabela 2). Portanto, propõe-se que o mecanismo responsável por essa melhora do desempenho está relacionado com o aumento da excitabilidade do M1, e uma redução da fadiga durante o exercício (ANGIUS; HOPKER; MAUGER, 2017).

Os estudos que não encontraram uma melhora no desempenho sugeriram que isso ocorreu por diferenças nos protocolos de aplicação, a exemplo do tempo de aplicação (WRIGHTSON *et al.*, 2020), variabilidade interindividual (WRIGHTSON *et al.*, 2020) e falta de alteração na função motora, após aplicação da ETCC (KAN; DUNDAS; NOSAKA, 2013).

Adiante, investigou-se a ergogenia da ETCC, em exercícios de força isocinéticos, e que a ETCC aplicada no M1 não melhorou o desempenho em exercícios isocinéticos. Os autores sugeriram que a falta de eficácia da ETCC pode ter sido pelo protocolo de exercício de força utilizado (MONTENEGRO *et al.*, 2015). Sucessivamente, demonstrou-se que a aplicação da ETCC no CT melhorou o desempenho do exercício isocinético (MAGALHÃES SALES *et al.*, 2016). No entanto, outro estudo que estimulou o CT não encontrou diferenças entre as condições ETCC real *vs* placebo (CICCONE *et al.*, 2019) (tabela 2).

Magalhães Sales *et al.* (2016) propuseram que a melhora no desempenho foi devido à modulação da ETCC no CI, haja vista ter influenciado as respostas emocionais. Entretanto, o estudo de Ciccone *et al.* (2019) sugeriu que a ETCC aplicada no CT talvez fosse incapaz de modular o CI, pois no experimento não existiu alterações no desempenho do exercício de força isocinética, como também, nas variáveis autonômicas cardíacas.

Estudos mais recentes investigaram a ergogenia da ETCC no desempenho de exercícios de força dinâmica (ALIX-FAGES *et al.*, 2020; FRAZER *et al.*, 2017; KAMALI *et al.*, 2019; LATTARI *et al.*, 2016, 2019, 2020a, 2020b; VIEIRA *et al.*, 2020) (tabela 2). Apurou-se que a aplicação da ETCC no CPF promoveu alterações positivas na força muscular (ALIX-FAGES *et al.*, 2020; LATTARI *et al.*, 2016, 2019, 2020b; VIEIRA *et al.*, 2020). Demonstrado, também, uma melhora na força (FRAZER *et al.*, 2017) e na potência muscular (LATTARI *et al.*, 2020a), após a aplicação da ETCC no M1. Os mecanismos responsáveis por essas alterações positivas ainda não estão totalmente compreendidos, mas os autores sugerem que ocorreram por um aumento de excitabilidade corticoespinal (FRAZER *et al.*, 2017; WILLIAMS; HOFFMAN; CLARK, 2013), fatores neurocognitivos favoráveis (RADEL *et al.*, 2017) e pela a manutenção da velocidade do movimento (ALIX-FAGES *et al.*, 2020).

Aditivamente, Kamali *et al.* (2019) reportaram uma melhora na força e resistência muscular, após a aplicação da ETCC anódica no M1 e também no CT. Encontrou-se uma redução na FC e na PSE. Acredita-se que a aplicação da ETCC combinada M1 e CT promoveu alterações na excitabilidade cortical, redução na liberação de neurotransmissores inibitórios e alterações nas respostas autonômicas cardíacas. Conclui-se que o protocolo utilizado da ETCC poderia otimizar fatores atléticos como força e potência muscular, percepção de fadiga e respostas autonômicas cardíacas.

Tabela 2. Efeitos da aplicação da ETCC em exercícios isométricos, isocinéticos e dinâmicos.

Tipo de exercício/referência	Local de aplicação	Duração (min)	Intensidade (mA)	Protocolo	Melhora no desempenho
Exercício Isométrico					
Cogiமானian <i>et al.</i> (2007)	M1	10	1,5	35% da MVC	Sim
Tanaka <i>et al.</i> (2009)	M1	10	2,0	FC da perna (1-3 s) FC da mão (1-3 s)	Sim Não
Kan, Dundas e Nosaka (2013)	M1	10	2,0	TTE (30% da MVC)	Não
Williams, Hoffman, Clark (2013)	M1	20	1,5	TTE (20% da MVC)	Sim
Abdelmoula, Baudry e Duchatea (2016)	M1	10	1,5	TTE (35% da MVC)	Sim
Angius <i>et al.</i> (2016)	M1	10	2,0	TTE (20% da MVC)	Sim
Hazime <i>et al.</i> (2017)	M1	20	2,0	MVC	Sim
Vargas <i>et al.</i> (2018)	M1	20	2,0	MVC	Sim
Wrightson <i>et al.</i> (2020)	M1	10	1,0 e 2,0	TTE (20% da MVC)	Não
Exercício isocinético					
Montenegro <i>et al.</i> (2015)	M1	20	2,0	ACI (3 x 10 rep)	Não
Magalhães Sales <i>et al.</i> (2016)	CT	20	2,0	ACI (2 x 5 rep)	Sim
Ciccone <i>et al.</i> (2019)	CT	20 e 30	2,0	50 extensões isocinéticas	Não
Exercício dinâmico					
Lattari <i>et al.</i> (2016)	CPF	20	2,0	Teste de 10RM	Sim
Frazer <i>et al.</i> (2017)	M1	20	2,0	Teste de 1RM	Sim
Kamali <i>et al.</i> (2019)	M1 e CT	13	2,0	1RM R _{Máx} (30% de 1RM)	Sim Sim
Lattari <i>et al.</i> (2019)	CPF	20	2,0	10RM	Sim
Alix-Fages <i>et al.</i> (2020)	CPF	15	2,0	1RM SE (75% de 1RM)	Não Sim
Lattari <i>et al.</i> (2020a)	M1	20	2,0	CMJ	Sim
Lattari <i>et al.</i> (2020b)	CPF	20	2,0	10RM	Sim
Vieira <i>et al.</i> (2020)	CPF	20	2,0	R _{Máx} (80% de 1RM)	Sim

M1: córtex motor primário; CT: córtex temporal; CPF: córtex pré-frontal; MVC: contração máxima voluntária; FC: força de contração; TTE: tempo até a exaustão; ACI: ação concêntrica isocinética; IRM: uma repetição máxima; 10RM: dez repetições máximas; R_{Máx}: número total de repetições máximas; SE: Séries até a exaustão; CMJ: salto contra movimento.

Grande parte dos estudos demonstrou uma melhora na força após a aplicação da ETCC, outros analisaram os efeitos dela em exercícios multiarticulares. Encontrou-se uma melhora no desempenho em exercícios realizados no cicloergômetro (ANGIUS *et al.*, 2018; HUANG *et al.*, 2019; SASADA *et al.*, 2020; VITOR-COSTA *et al.*, 2015), remoergômetro (VITOR-COSTA, 2017) na esteira ergométrica (PARK *et al.*, 2019) e testes de campo de *sprints* repetidos (CHEN *et al.*, 2021), após a aplicação da ETCC anódica no M1.

Verificou-se, também, uma melhora no desempenho em exercícios no cicloergômetro, após a aplicação da ETCC no CT (OKANO *et al.*, 2015) e no CPF (LATTARI *et al.*, 2018). Entretanto, outros estudos não encontraram alterações no desempenho no cicloergômetro e na corrida, após a aplicação da ETCC no M1 (ANGIUS *et al.*, 2015; BALDARI *et al.*, 2018; DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021; SASADA *et al.*, 2017, 2020), no CT (BARWOOD *et al.*, 2016; ESTEVES *et al.*, 2019) e no CPF (ALIX-FAGES *et al.*, 2021; HOLGADO *et al.*, 2019; JUDGE; HOPKER; MAUGER, 2021) (tabela 3).

As discrepâncias entre os efeitos da ETCC no desempenho talvez possam ser explicadas pela variabilidade interindividual (ALIX-FAGES *et al.*, 2021; DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021; JUDGE; HOPKER; MAUGER, 2021; SASADA *et al.*, 2020). Foi demonstrado que nem todos os participantes podem ser responsivos a ETCC, muitos podem responder de maneira contrária à voltagem tradicional que geralmente é utilizada na ETCC (WIETHOFF; HAMADA; ROTHWELL, 2014). Vários fatores individuais podem influenciar a resposta da ETCC, como variações anatômicas, organização de circuitos locais, estado psicológico, nível de receptores e sensibilidade, estado neuropsicológico basal e também aspectos genéticos (LI; UEHARA; HANAKAWA, 2015).

Além disso, alguns estudos sugerem que os procedimentos utilizados na ETCC (montagem dos eletrodos, intensidade e duração) podem influenciar os resultados (ANGIUS *et al.*, 2015; BALDARI *et al.*, 2018; HOLGADO *et al.*, 2019). Na aplicação da montagem cefálica, o eletrodo catódico pode muitas vezes modular ou inibir os efeitos do eletrodo anódico e, portanto, a utilização da montagem extracefálica tem sido recomendada (ANGIUS *et al.*, 2015, 2016, 2018). Adicionalmente, alguns estudos indicam que essas diferenças de

resultados são devido a diferentes desenhos experimentais, diferentes tipos de exercícios e protocolos de exercícios escolhidos (ALIX-FAGES *et al.*, 2021; BARWOOD *et al.*, 2016; ESTEVES *et al.*, 2019).

Os mecanismos responsáveis pela melhora do desempenho em exercícios multiarticulares – após a aplicação da ETCC – ainda não são totalmente esclarecidos, alguns autores sugerem que o desempenho pode estar associado a um aumento da excitabilidade cortical (ANGIUS *et al.*, 2018; COGIAMANIAN *et al.*, 2007; VITOR-COSTA *et al.*, 2015; WILLIAMS; HOFFMAN; CLARK, 2013) e uma redução da fadiga supraespinhal (VITOR-COSTA *et al.*, 2015; WILLIAMS; HOFFMAN; CLARK, 2013). Supõem-se também que a ETCC pode influenciar a integração sensório-motora e a demanda cognitiva, sem alterar o comando motor (ABDELMOULA; BAUDRY; DUCHATEAU, 2016). Não obstante, outros autores acreditam que a melhora no desempenho, após a aplicação da ETCC, foi ocasionada por uma redução na PSE (ANGIUS *et al.*, 2018; LATTARI *et al.*, 2016, 2018; OKANO *et al.*, 2015), um aumento na motivação e redução da dor muscular (COGIAMANIAN *et al.*, 2007). Contudo, ainda são apenas especulações, novos estudos deverão ser realizados com a finalidade de melhorar o entendimento de quais são os efeitos ergogênicos da ETCC, em exercícios de *endurance*.

Recentes revisões sistemáticas e meta-análise indicam que a ETCC anódica pode melhorar a força muscular, porém não melhora o desempenho no cicloergômetro e na corrida (HOLGADO; VADILLO; SANABRIA, 2019; MACHADO *et al.*, 2019a, 2019b). No entanto, uma revisão sistemática e meta-análise mais recente indicou que a ETCC anódica melhora o desempenho no cicloergômetro e na corrida em exercícios até à exaustão, mas não o *sprint* e o *time trial* (KAUSHALYA *et al.*, 2021). Nessa revisão sistemática e meta-análise, foram analisados poucos trabalhos que avaliaram testes de *sprint* e *time trial*. As evidências encontradas até o momento são insuficientes para garantir a eficácia da ETCC no desempenho de exercícios de *endurance*. Pelo fato de a ETCC apresentar resultados controversos, são necessários novos estudos experimentais, e, também com delineamento que permita uma melhor compreensão dos efeitos da utilização da ETCC de maneira crônica.

Tabela 3. Evidências demonstrando os efeitos da ETCC em exercícios multiarticulares.

Referência	Local de aplicação	Duração (min)	Intensidade (mA)	Protocolo	Melhora no desempenho
Cicloergômetro					
Okano <i>et al.</i> (2015)	CT	20	2,0	TIM	Sim
Vitor-Costa <i>et al.</i> (2015)	M1	13	2,0	TTE 80% da PP	Sim
Angius <i>et al.</i> (2015)	M1	10	2,0	TTE 70% da PP	Não
Barwood <i>et al.</i> (2016)	CT	20	2,0	1,5 20 km TT TTE 75% da P _{máx} (alta temperatura)	Não
Sasada <i>et al.</i> (2017)	M1	15	2,0	3 x <i>sprint</i> de esforço máximo por 10s com 3 cargas diferentes	Não
Angius <i>et al.</i> (2018)	M1	10	2,0	TTE 70% da PP	Sim
Lattari <i>et al.</i> (2018)	CPF	20	2,0	TTE 100% da PP	Sim
Huang <i>et al.</i> , (2019)	M1	20	2,0	5 x 6s de <i>sprints</i>	Sim
Esteves <i>et al.</i> (2019)	CT	20	2,0	Teste de <i>Wingate</i>	Não
Holgado <i>et al.</i> (2019)	CPF	20	2,0	20 min TT	Não
Sasada <i>et al.</i> , (2020)	M1	15	2,0	<i>Sprint</i> máximo de 8s TTE após o <i>sprint</i> TTE sem o <i>sprint</i>	Não Sim Sim
Judge, Hopker, Mauger (2021)	CPF	10	2,0	TTE 75% da PP TT de 15 min	Não Não
Machado <i>et al.</i> , (2021)	M1	20	2,0	TTE 80% as PP	Não
Remoergômetro					
Vitor Costa <i>et al.</i> (2017)	M1	20	2,0	2 km TT	Sim
Corrida					
Baldari <i>et al.</i> (2018)	M1	20	2,0	TIM	Não
Park <i>et al.</i> (2019)	M1	20	2,0	TTE 80% do $\dot{V}O_{2máx}$	Sim
Codella <i>et al.</i> (2020)	M1	20	2,0	TIM	Não

					informado
Alix-Fages <i>et al.</i> (2021)	CPF	15	2,0	10 <i>sprints</i> de 30m	Não
Chen <i>et al.</i> (2021)	M1	20	2,0	40 <i>sprints</i> de 15m	Sim

M1: córtex motor primário; CT: córtex temporal; CPF: córtex pré-frontal; TIM: teste incremental máximo; TTE: tempo até a exaustão; TT: teste *time trial*; PP: potência pico; $P_{\text{máx}}$: potência máxima; $\dot{V}O_{2\text{máx}}$: consumo máximo de oxigênio.

4.2.5 Efeito da ETCC nas respostas perceptuais em exercícios multiarticulares

Okano *et al.* (2015) demonstraram que a aplicação da ETCC no CT esquerdo promoveu uma melhora no desempenho, bem como redução da PSE nas intensidades submáximas do teste incremental no cicloergômetro. Entende-se que o CI é uma das regiões cerebrais responsáveis pela consciência das sensações subjetivas corporais e por aspectos emocionais (CRAIG, 2002, 2009). À vista disso, Okano *et al.* (2015) sugeriram que a aplicação da ETCC no CT esquerdo (com o intuito de modular o CI), provavelmente afetou as sensações subjetivas de esforço (reduzindo a PSE), durante a parte submáxima do teste de esforço e fez com que aumentasse a tolerância ao exercício físico.

Outro estudo também verificou uma melhora no desempenho e uma redução na PSE durante o exercício físico, após a aplicação da ETCC no M1 (ANGIUS *et al.*, 2018). Uma das teorias indica que a PSE parece se originar do processamento de descargas corolárias de áreas corticais, associadas ao M1, como as áreas motoras suplementares que fornecem informações excitatórias ao M1 para geração do movimento (DE MORREE; KLEIN; MARCORA, 2012; MARCORA, 2009). Angius *et al.* (2018) salientaram que a função muscular locomotora não foi afetada pela ETCC, ou seja, nas condições investigadas (ETCC *vs* placebo) foi verificada a mesma potência, porém, reportado um aumento da excitabilidade corticoespinal, após a aplicação da ETCC (ANGIUS *et al.*, 2018). Posto isto, Angius *et al.* (2018) acreditam que a PSE foi menor durante o teste porque a quantidade de informações excitatórias – para produzir o mesmo nível de recrutamento motor – foi menor na condição com a ETCC, quando comparada com placebo.

Todavia, outros estudos não demonstraram alterações no desempenho e na PSE, após a aplicação da ETCC no M1 (ANGIUS *et al.*, 2015; DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021), no CT (BARWOOD *et al.*, 2016; GARAVELO *et al.*, 2019) e no CPF, em exercícios de ciclismo (HOLGADO *et al.*, 2019; JUDGE; HOPKER; MAUGER, 2021; LATTARI *et al.*, 2018), isso também foi verificado em testes de corrida após a aplicação da ETCC no M1 (BALDARI *et al.*, 2018) e no CPF (ALIX-FAGES *et al.*, 2021). Também, alguns estudos relataram uma melhora no desempenho do exercício, após a aplicação da ETCC no M1, mesmo na ausência de alterações na PSE (CHEN *et al.*, 2021; PARK *et al.*, 2019; VITOR-COSTA *et al.*, 2015).

A PSE está presente em diversos estudos, porém poucos avaliaram o efeito da ETCC na resposta afetiva ao exercício físico, a qual pode influenciar o comportamento de um exercício futuro (RHODES; KATES, 2015). Melhorar a resposta afetiva com a ETCC poderia talvez ajudar a melhorar a adesão ao exercício físico, o que é extremamente importante a se

considerar, pois grande parte da população não realiza exercícios regularmente (MOREIRA *et al.*, 2021).

Até o momento, poucos estudos verificaram as respostas afetivas após a aplicação da ETCC. Okano *et al.* (2017) apontaram que a ETCC aplicada no CT esquerdo – visando o CI antes da realização de um exercício de carga constante e de intensidade vigorosa ($8,68 \pm 6,37\%$ da FC_{max}) –, não alterou a resposta afetiva e a PSE durante o exercício, bem como ao aplicar a ETCC no M1, previamente a um teste incremental máximo na esteira ergométrica (BALDARI *et al.*, 2018). Logo, são necessárias novas investigações sobre a eficácia da aplicação da ETCC em diferentes regiões cerebrais.

Além da PSE e da resposta afetiva, alguns estudos investigaram o efeito da ETCC no estado de humor, o qual parece influenciar o desempenho atlético em diferentes tipos de atividades esportivas (longa e curta duração, circuito aberto e fechado) (BEEDIE; TERRY; LANE, 2000). O estado de humor foi avaliado no estudo previamente citado pela *Brunel Mood Scale* (BRUMS) como uma escala composta pelos domínios vigor, fadiga, depressão, confusão, raiva e tensão. No estudo de Beedie, Terry e Lane (2000) os domínios vigor, confusão e depressão foram os que possuíram os maiores efeitos no desempenho. Interessantemente, foi reportado que a ETCC aplicada no M1 promoveu mudanças positivas no domínio vigor, mas sem promover alterações no desempenho de 800 metros da natação (VALENZUELA *et al.*, 2019). Porém, outro estudo demonstrou que a aplicação da ETCC no M1 não alterou o estado de humor, mas foi capaz de melhorar o desempenho em um exercício de carga constante a 80% da potência pico no cicloergômetro (VITOR-COSTA *et al.*, 2015).

Recentemente, não se encontrou diferenças tanto no desempenho quanto no estado de humor, após aplicar a ETCC no M1, previamente a um exercício de carga constante a 80% da potência pico no cicloergômetro (DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021). Por conseguinte, existe uma discrepância dos efeitos da ETCC no estado de humor e, portanto, novos estudos devem ser conduzidos, a fim de entender se a ETCC poderia realmente modificar o estado de humor e se essa alteração poderia promover uma melhora no desempenho.

4 MATERIAS E METÓDOS

4.1 Tipo de estudo

Foi realizado um estudo duplo-cego, randomizado e placebo-controlado.

4.2 Cuidados éticos

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina (Número do Parecer: 3.504.119/2019) e conduzido dentro das especificações da resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Ao iniciar os procedimentos para a coleta de dados, todos os participantes foram esclarecidos sobre a relevância, os objetivos, os procedimentos e os possíveis riscos relacionados à participação do estudo e, então, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

4.3 Critérios de inclusão e exclusão

Foram incluídos participantes com idades entre 18 e 40 anos, os quais treinavam corrida há pelo menos um ano antes do início do estudo, e que não utilizavam suplementos ou medicamentos que pudesse afetar suas funções somáticas e/ou cognitivas. Com um tempo abaixo de 22 minutos em provas de corrida de rua de 5 km, e abaixo de 45 minutos em provas de corrida de rua de 10 km, nos últimos 3 meses. Adicionalmente, não deveriam possuir doenças cardíacas, respiratórias e osteomusculares. Foram excluídos os participantes que não conseguiram realizar os testes no dia ou período solicitado. As informações acima foram obtidas a partir de relatos dos próprios participantes.

4.4 Amostra

Inicialmente, foram recrutados 25 voluntários de clubes de corridas locais para participarem do estudo, porém sete deles não compareceram aos testes de corrida contrarrelógio de 5km e dois não compareceram aos testes de 10km. Desta forma, 16 voluntários (idade: $34,1 \pm 6,0$ anos; massa corporal: $70,76 \pm 9,03$ kg; estatura: $1,76 \pm 0,08$ m; tempo de experiência: $4,9 \pm 5,4$ anos; tempo prova de 5 km: 20 ± 1 min; tempo de prova de 10 km: 41 ± 4 min) participaram do presente estudo.

Para classificação dos participantes foi utilizada a calculadora *World Master Athletics Age Grade Performance Tables (USA Track & Field USA Masters Age Grading)*, a qual utiliza como critério o recorde mundial e a idade em relação ao desempenho atual do corredor. O escore subdivide os corredores em cinco níveis de desempenho: 100% *record* mundial; > de 90% nível mundial; > 80% nível nacional; > 70% nível regional, > 60% nível local. Corredores que possuem um escore $\leq 60\%$ são considerados como recreacionais (AGE GRADING CALCULATOR | RUNBUNDLE, 2021). Dos 16 participantes, dez foram classificados como corredores competidores de nível local, quatro como corredores competidores de nível regional e dois como corredores recreacionais.

4.5 Desenho experimental

Na primeira sessão experimental, os participantes leram, esclareceram suas dúvidas e assinaram o TCLE. Após, foram mensuradas as medidas antropométricas (massa corporal e estatura). Na segunda sessão, os participantes foram convidados a irem até a pista de atletismo do Centro de Educação Física e Esporte – (CEFE/UEL) para realizarem uma familiarização na pista de atletismo. Além disso, foram realizadas explicações das escalas de percepção subjetiva de esforço (PSE), fadiga mental (FM) e *Brunel Mood Scale* (BRUMS).

Na terceira e na quarta sessões foram realizados os testes de corrida contrarrelógio de 5km na pista de atletismo. Inicialmente foram avaliadas as escalas de FM e BRUMS, logo em seguida, aplicada a ETCC real (ativa) ou placebo de forma aleatorizada, durante 20 minutos. Após a aplicação das intervenções experimentais (ETCC real ou placebo), as escalas FM e BRUMS foram novamente avaliadas. Adiante, os participantes realizaram um aquecimento de 10 minutos, em que cada atleta realizou os seus próprios procedimentos de aquecimento. Após o aquecimento, iniciou-se o teste de corrida contrarrelógio de 5 km. A frequência cardíaca (FC) foi mensurada durante todo o teste, a PSE também foi avaliada a cada volta. Além disso, foram registrados o tempo e a velocidade por volta e também o tempo total do teste. Imediatamente após o termino do teste, as escalas FM e BRUMS foram avaliadas novamente (figura 12).

Na quinta e na sexta sessões os participantes realizaram os testes de corrida contrarrelógio de 10 km com condições semelhantes da 3 e 4ª sessões (figura 12).

Todas as sessões experimentais foram realizadas no mesmo horário do dia com pelo menos 48 horas de intervalo e máximo de 96 horas. Nos dias em que a previsão do tempo

indicava chuva e temporais, os testes foram cancelados e remarcados. Os participantes foram orientados a chegar no laboratório ou na pista de atletismo totalmente descansados e hidratados, bem como não consumirem bebidas contendo álcool ou cafeína, não consumirem suplementos e, por fim, não realizarem outros exercícios físicos intensos 24 horas antes dos testes.

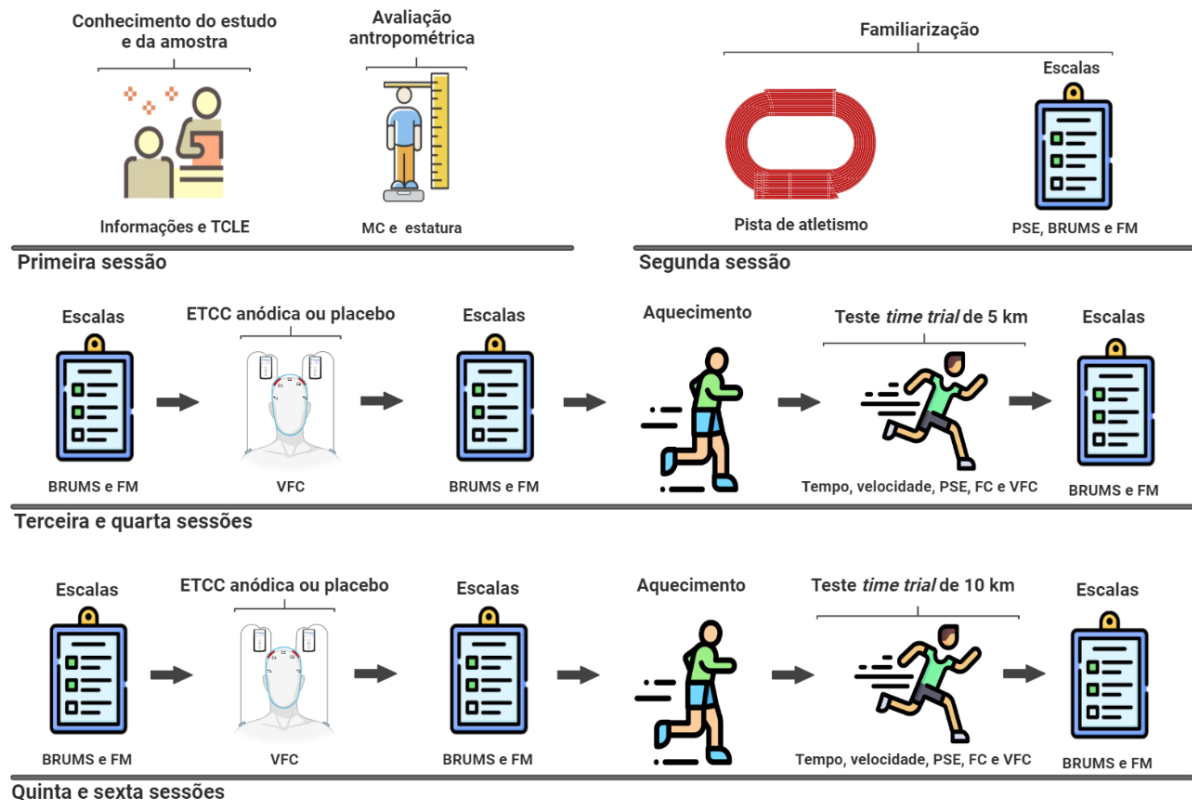


Figura 12. Ilustração do desenho experimental.

4.6 Aplicação da ETCC

A montagem extracefálica foi adotada para evitar um mecanismo concorrente dos eletrodos, pois foi reportado que o eletrodo de retorno (catódico), possivelmente, pode alterar ou anular os efeitos promovidos pelo eletrodo alvo (anódico) (ANGIUS *et al.*, 2016). Portanto, foi escolhida a montagem bilateral no M1 por ser uma região cerebral responsável pela execução motora (BHATTACHARJEE *et al.*, 2021) e, também, porque outros estudos que utilizaram eletrodos em ambos os lados do córtex motor verificaram uma melhora do

desempenho em exercícios no cicloergômetro (ANGIUS *et al.*, 2018; HUANG *et al.*, 2019) e na corrida (CHEN *et al.*, 2021; PARK *et al.*, 2019).

A montagem extracefálica adotada no presente estudo foi similar a utilizada por Angius *et al.* (2018). Especificamente, ambos os eletrodos anódicos (tamanho 7x5 cm) foram colocados no córtex motor primário (M1: C3 e C4 de acordo com o sistema de EEG 10-20) (KLEM *et al.*, 1999), e os eletrodos catódicos (tamanho 5x5 cm) foram posicionados ipsilateralmente nos ombros (figura 13) (ANGIUS *et al.*, 2018).

A corrente elétrica foi aplicada por dois equipamentos portáteis (*The Brain Stimulator* v3.0, USA). Nessa montagem, foram utilizados dois eletrodos de borracha alvo e dois eletrodos de borracha de retorno. Para uma condutância, os eletrodos foram envolvidos em uma esponja sintética embebida em solução salina (NaCl 9%). Tiras elásticas foram utilizadas para prender os eletrodos no couro cabeludo e em ambos os ombros (MURPHY; BOGGIO; FREGNI, 2009).

Todos os participantes foram estimulados com a ETCC anódica, em uma intensidade de 2 mA e duração total de 20 minutos, com 30 segundos de corrente rampeada no início e no final da estimulação. Para a condição placebo, os eletrodos foram colocados na mesma posição da ETCC anódica, porém a estimulação foi realizada apenas durante o rampeamento (figura 13) (MURPHY; BOGGIO; FREGNI, 2009). Ao utilizar esse procedimento de estimulação, os participantes não são capazes de distinguir entre ETCC anódica e placebo (GANDIGA; HUMMEL; COHEN, 2006), seguindo protocolo duplo-cego, no qual somente quem estava aplicando estava ciente da intervenção, ou seja, participantes e avaliador não tinham conhecimento.

Os participantes relataram a sensação de coceira e formigamento sob os eletrodos durante a ETCC ou placebo, mas nenhum outro tipo de efeito adverso.

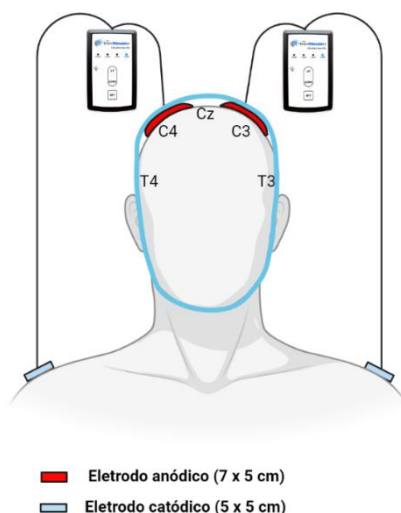


Figura 13. Montagem bilateral da estimulação transcraniana por corrente contínua.

4.7 Testes de corrida contrarrelógio de 5 km e 10 km

Os testes de corrida contrarrelógio *outdoor* de 5 km e 10 km foram utilizados. Assim como empregados em outros estudos com corridas (BERTUZZI *et al.*, 2014; BIGLIASSI *et al.*, 2015; MACHADO *et al.*, 2013). Os testes de corrida foram realizados após as intervenções experimentais que tiveram duração de 20 minutos (ETCC real ou placebo). Anterior aos testes e, imediatamente, após as intervenções, os participantes realizaram um aquecimento, em que cada participante realizou o seu próprio procedimento. Em seguida, iniciou-se os testes em uma pista oficial de atletismo de 400 metros, certificada pela *International Association of Athletics Federations* (IAAF), localizada nas dependências do CEFE/UEL.

Os testes foram realizados individualmente na raia “1”, sendo os participantes instruídos a finalizar a corrida no menor tempo possível. Nos testes de corrida *outdoor* de 5 km, os participantes correram 12 voltas completas mais os 200 metros. Já nos testes de corrida *outdoor* de 10 km, os participantes percorreram 25 voltas. Durante os testes os participantes, foram verbalmente encorajados por um avaliador que não estava ciente das intervenções experimentais previamente aplicadas, o mesmo registrou o tempo total do teste e o tempo por volta, bem como, calculou a velocidade média de cada volta.

Todos os testes foram realizados em diferentes dias, com intervalo de pelo menos 48h entre cada teste, e sempre no mesmo horário do dia, para evitar efeitos do ritmo circadiano. A média da temperatura ambiente e da umidade do ar foram $28,1 \pm 6,3^{\circ}\text{C}$ e $52,2 \pm 12,6\%$, respectivamente. O *feedback* do tempo não foi fornecido aos participantes até eles completarem todos os testes.

4.9 Frequência cardíaca (FC) e percepção subjetiva de esforço (PSE)

A FC foi monitorada continuamente durante todos os testes por meio do cardiófrequencímetro (Polar Electro Oy[®], modelo v800, Kempele, Finland). Já a PSE de 15 pontos (de 6 a 20 pontos) (Borg, 1982) foi reportada pelos participantes a cada volta. Cópias

da escala de PSE foram laminadas e reduzidas a 12x7 cm e fixadas no antebraço preferido de maneira semelhante ao reportado por Bertuzzi *et al.* (2014) (figura 14).



Figura 14. Imagem real de um teste contrarrelógio.

4.8 Variabilidade da frequência cardíaca (VFC)

A VFC foi registrada durante o repouso e nos testes de corrida, por meio de um cardiofrequencímetro modelo v800 (Polar Electro Oy[®], modelo v800, Kempele, Finland). Para analisar a VFC em repouso foram utilizados os últimos 5 minutos de um intervalo de 20 minutos (tempo da aplicação ETCC real ou placebo). Durante todos os testes de corrida, a VFC foi monitorada. Para realizar as análises da VFC os testes foram divididos em três momentos: inicial (primeiros 400 metros), ponto médio (400-4600 metros [5 km], 400-9600m [10 km]) e final (últimos 400 metros). A VFC foi analisada pelo software Kubios HRV (versão 3.4), nos domínios do tempo, frequência e também não linear.

Os índices obtidos no domínio do tempo foram a média dos intervalos R-R normais (média R-R), desvio padrão dos intervalos R-R normais (SDNN) e a raiz quadrada da média das diferenças sucessivas entre os intervalos R-R adjacentes (RMSSD). No domínio da

frequência, foram utilizados o índice de alta frequência (HF: 0,15-0,40 Hz) e baixa frequência (LF: 0,04-0,15 Hz), expressos em unidades absolutas e normalizadas, bem como a razão LF/HF. Os índices não lineares utilizados foram o desvio-padrão da variabilidade instantânea do intervalo batimento a batimento (SD1), a variabilidade de longo prazo dos intervalos R-R contínuos (SD2), e a razão SD1/SD2.

4.9 Respostas psicofisiológicas

As escalas de FM e BRUMS foram reportadas antes e logo após as intervenções experimentais (ETCC real ou placebo), como também, imediatamente, após os testes de corrida contrarrelógio, ou seja, as escalas foram mensuradas em três momentos pré e pós-intervenções experimentais e, em seguida aos testes de corrida de 5 km e 10 km.

Os voluntários responderam sua fadiga mental momentânea com a pergunta “como você se sente agora?” por meio da escala de FM de 10 pontos (1= nada e 10 = extremamente) (SALAM; MARCORA; HOPKER, 2018). Além disso, foi aplicada a escala de BRUMS (TERRY; LANE; FOGARTY, 2003), contendo 24 itens (irritado, confuso, deprimido, exausto, ansioso, ativo etc.), em que os participantes assinalavam para cada item um X em uma escala *Likert* de cinco pontos (0 = nada; 1 = um pouco; 2 = moderadamente; 3 = bastante e 4 = extremamente).

Esta escala possui seis respectivas subescalas, sendo elas raiva, confusão mental, depressão, fadiga, tensão e vigor. Em cada uma contém a somatória de quatro itens que podem ser o resultado de 0 a 16. Os participantes foram previamente familiarizados com as escalas, todas lidas e explicadas pelo mesmo avaliador em todas as sessões. Estão apresentadas no apêndice (páginas 106 e 107, respectivamente).

4.10 Análise Estatística

As análises estatísticas foram realizadas no Microsoft Excel e no software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 24.0. Os dados estão apresentados em média e desvio padrão (DP). Inicialmente, a normalidade dos dados foi observada pelo teste de *Shapiro-Wilk*. O teste *t* de *student* pareado foi utilizado para comparar o efeito das intervenções experimentais ETCC real *versus* placebo – no desempenho dos testes de corrida contrarrelógio *outdoor* de 5 km e 10 km –, bem como para comparar a temperatura ambiente,

umidade do ar e as variáveis da VFC de repouso entre as intervenções experimentais (ETCC real vs placebo). O teste *t* de *student* não pareado foi utilizado para comparar as características dos participantes responsivos vs não responsivos.

O teste *ANOVA two-way* com medidas repetidas [2 condições (ETCC real vs placebo) x km] foi utilizado para verificar diferenças nas variáveis tempo e velocidade, FC e PSE. O teste *ANOVA two-way* com medidas repetidas [2 condições (ETCC real vs placebo) x 3 momentos da corrida (inicial, ponto médio e final)] também foi utilizado para verificar diferenças nas variáveis da VFC. Para identificar possíveis diferenças na FM e no estado de humor, entre as condições ETCC real e placebo, foi utilizada *ANOVA two-way* com medidas repetidas [2 condições (ETCC real vs placebo) x 3 momentos (pré e pós-intervenção, e imediatamente após a corrida)].

A esfericidade dos dados foi verificada utilizando o teste de *Mauchly*. A correção de *Greenhouse-Geisser* foi utilizada quando os pressupostos de esfericidade não foram atendidos. O *post-hoc* de *Bonferroni* foi utilizado quando foram encontradas diferenças. Para análise do tamanho do efeito nas análises *ANOVA*, foi utilizado o *eta* parcial ao quadrado (η^2) (classificado como pequeno: 0,01; moderado: 0,06; grande: $> 0,14$). Realizou-se análises do tamanho de efeito das diferenças médias padronizadas, como proposto por Cohen (COHEN, 1988). Adotou-se como critério de classificação: $< 0,2$: trivial; 0,2 a 0,49: pequeno; 0,5 para 0,79: médio; $\geq 0,8$: grande. Os dados foram considerados, estatisticamente, significantes quando $p < 0,05$.

Para classificar os participantes como responsivos ou não-responsivos na ETCC anódica, foram utilizados o *smallest worth while effect* e também o coeficiente de variação entre os testes realizados com a variável tempo para completar os testes de corrida. Portanto, as reduções ou aumentos do tempo para completar os testes de corrida, na condição ETCC, – em comparação com placebo, superiores ou inferiores ao *smallest worthwhile effect* e ao coeficiente de variação – foram considerados positivamente ou negativamente afetados pela ETCC anódica. Como o *smallest worthwhile effect* identifica que provavelmente as mudanças são triviais, foi adotado como critério o coeficiente de variação que possivelmente encontra uma *possibly meaningful change* (CONWAY, 2017). Logo, os participantes que melhoraram seus desempenhos nos testes contrarrelógios, após a aplicação da ETCC anódica (com uma redução no tempo $\geq 10,80$ segundos nos 5km e $\geq 29,41$ segundos nos 10km), foram considerados como responsivos (efeito possivelmente benéfico com a aplicação da ETCC anódica). No entanto, os participantes que não melhoraram seu desempenho (com uma

redução no tempo < 10,80 segundos nos 5km e < 29,41 segundos nos 10km) e/ou pioraram seu desempenho, após a aplicação da ETCC anódica, foram considerados como não-responsivos.

5 RESULTADOS

Características dos participantes

As características da amostra total ($n = 16$) foram idade: $34,1 \pm 6,0$ anos; massa corporal: $70,76 \pm 9,03$ kg; estatura: $1,76 \pm 0,08$ m; tempo de experiência: $4,9 \pm 5,4$ anos; horas de treinamento por semana: $5,9 \pm 3,8$ horas; dias de treinamento por semana: $4,0 \pm 1,2$ dias). Ademais, as características dos participantes responsivos (5 km: $n = 8$; 10 km: $n = 7$) e não responsivos (5 km: $n = 8$; 10 km: $n = 9$) estão demonstradas na tabela abaixo (tabela 4). Não existiram diferenças entre os participantes responsivos e não responsivos para nenhuma das variáveis, em ambas as distâncias (5 km e 10 km) ($p > 0,05$).

Tabela 4. Características dos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR).

	ID (anos)	MC (kg)	EST (m)	IMC (kg/m ²)	TE (anos)	HT/S (horas)	DT/S (dias)
R 5 km	$34,5 \pm 5,9$	$74,6 \pm 10,9$	$1,76 \pm 0,9$	$23,9 \pm 2,1$	$4,9 \pm 6,2$	$7,5 \pm 4,3$	$3,6 \pm 1,5$
NR 5 km	$35 \pm 6,7$	$66,9 \pm 5,8$	$1,76 \pm 0,7$	$21,7 \pm 2,6$	$4,9 \pm 4,3$	$4,4 \pm 1,7$	$4,4 \pm 0,7$
R 10 km	$35,4 \pm 4,0$	$69,8 \pm 14,1$	$1,75 \pm 0,10$	$22,7 \pm 3,4$	$6,4 \pm 6,5$	$6,0 \pm 3,9$	$3,4 \pm 1,4$
NR 10 km	$34,2 \pm 7,6$	$71,4 \pm 3,4$	$1,76 \pm 0,07$	$22,9 \pm 1,9$	$3,6 \pm 4,1$	$5,8 \pm 3,6$	$4,4 \pm 0,9$

ID: idade; MC: massa corporal; EST: estatura; IMC: índice de massa corporal; TE: tempo de experiência; HT/S: horas de treinamento por semana; DT/S: dias de treinamento por semana.

Temperatura e umidade relativa

As variáveis temperatura e umidade relativa não foram diferentes entre as intervenções experimentais ETCC e placebo, em ambas as distâncias investigadas (5 km e 10 km) ($p > 0,05$), conforme tabela 5.

Tabela 5. Resultados das variáveis de controle (temperatura e umidade relativa) nos dias de avaliação dos testes de corrida de 5 km e 10 km com a aplicação da ETCC real e da condição placebo. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as condições ($p > 0,05$).

	Temperatura (°C)	Umidade relativa (%)
5 km ETCC real	$28,7 \pm 6,7$	$50,4 \pm 12,7$
5 km placebo	$29,0 \pm 7,2$	$48,3 \pm 13,7$
10 km ETCC real	$27,2 \pm 6,5$	$52,9 \pm 13,5$
10 km placebo	$27,3 \pm 5,0$	$57,2 \pm 11,7$

Desempenho no teste contrarrelógio de 5 km e 10 km

Como demonstrado na figura 15A, ao comparar as intervenções experimentais em todos os participantes, o tempo para a realização do teste de corrida contrarrelógio de 5 km foi menor na intervenção experimental ETCC anódica, quando comparada a placebo (ETCC real: 1188 ± 81 s vs placebo: 1200 ± 85 s; $t = -2,765$; $p = 0,01$; $d = -0,14$ [tamanho do efeito trivial]). O percentual de melhora no desempenho de corrida no teste contrarrelógio de 5 km foi de 0,97% com a intervenção experimental ETCC real para todos os participantes. Foi verificado que 50% dos participantes da amostra ($n = 8$) foram responsivos a ETCC anódica (ETCC real: 1216 ± 77 s vs placebo: 1242 ± 72 s; $t = -6,037$; $p = 0,001$; $d = -0,33$ [tamanho do efeito pequeno]) com um percentual de melhora de 2,10%. Enquanto os outros 50% não foram responsivos a ETCC anódica (ETCC real: 1161 ± 79 s vs placebo: 1159 ± 80 s; $t = 0,733$; $p = 0,48$; $d = 0,02$ [tamanho do efeito trivial]) com um percentual de piora de -0,16% (figura 16A).

A figura 15B apresenta a comparação entre intervenções experimentais de todos os participantes nos testes de corrida de 10 km. Não existiu diferença no desempenho entre ETCC anódica e placebo nos testes contrarrelógios de 10 km (ETCC real: 2516 ± 193 s vs placebo: 2530 ± 210 s; $p = 0,253$; $d = -0,07$ [tamanho do efeito trivial]). O percentual de melhora foi de 0,55% com a intervenção experimental ETCC real para todos os participantes. Foi constatado que 43,75% dos participantes da amostra ($n = 7$) foram responsivos a ETCC anódica (ETCC real: 2555 ± 243 s vs placebo: 2614 ± 253 s; $t = -8,065$; $p < 0,001$; $d = -0,24$ [tamanho do efeito pequeno]) com um percentual de melhora de 2,30%. Os participantes não responsivos a ETCC representaram 56,25% da amostra ($n = 9$) e aumentaram seu tempo para completar a corrida de 10 km (ETCC real: 2487 ± 153 s vs placebo: 2466 ± 155 s; $t = 2,395$; $p = 0,04$; $d = 0,14$ [tamanho do efeito trivial]) com um percentual de piora de -0,85% (figura 16B).

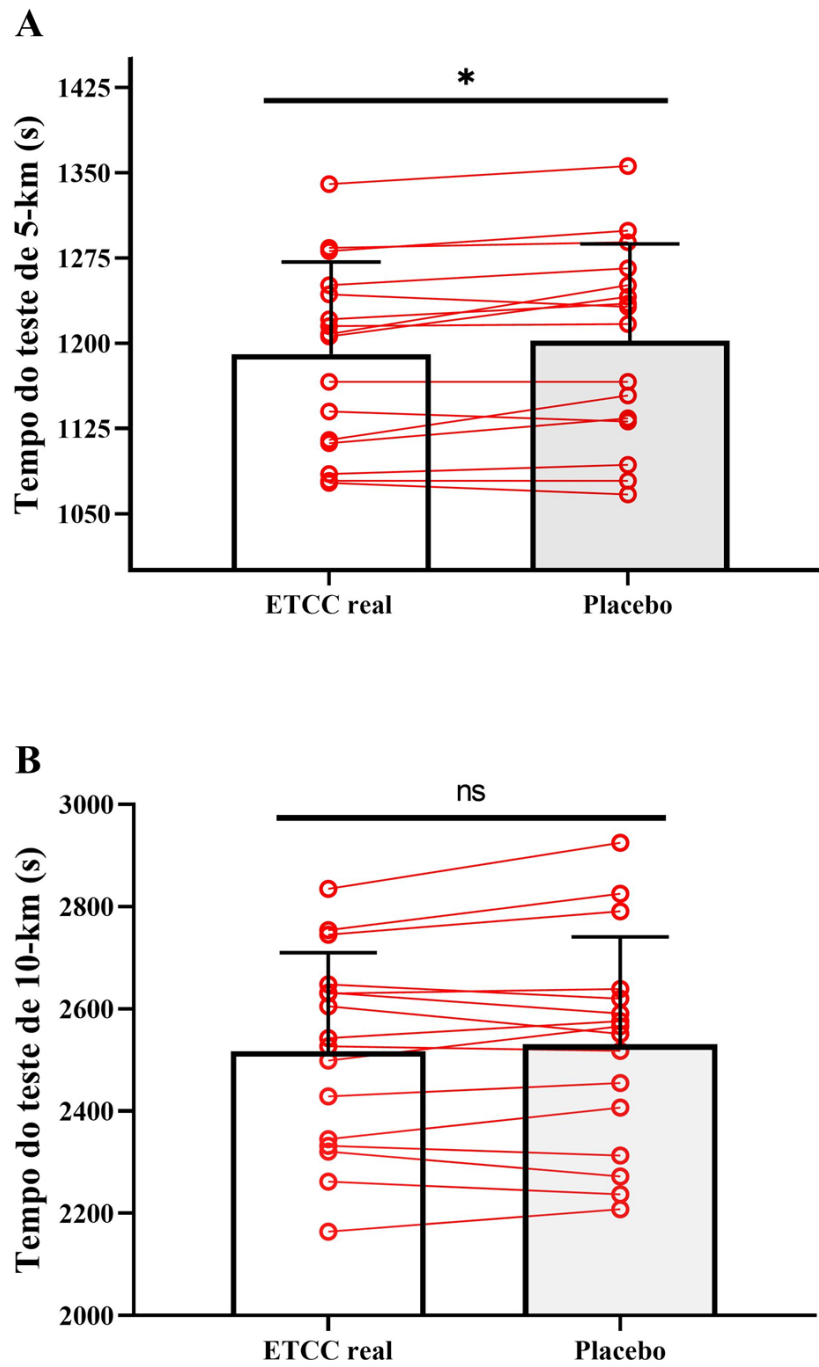


Figura 15. Comparação da ETCC real com placebo no desempenho nos testes de corrida contrarrelógios de 5 km (painel A) e 10 km (painel B). O valor de p foi calculado pelo teste t de *student* pareado. *: diferença entre as condições ETCC real vs placebo ($p < 0,05$). ns: não existiu diferença entre as condições ETCC vs placebo ($p > 0,05$).

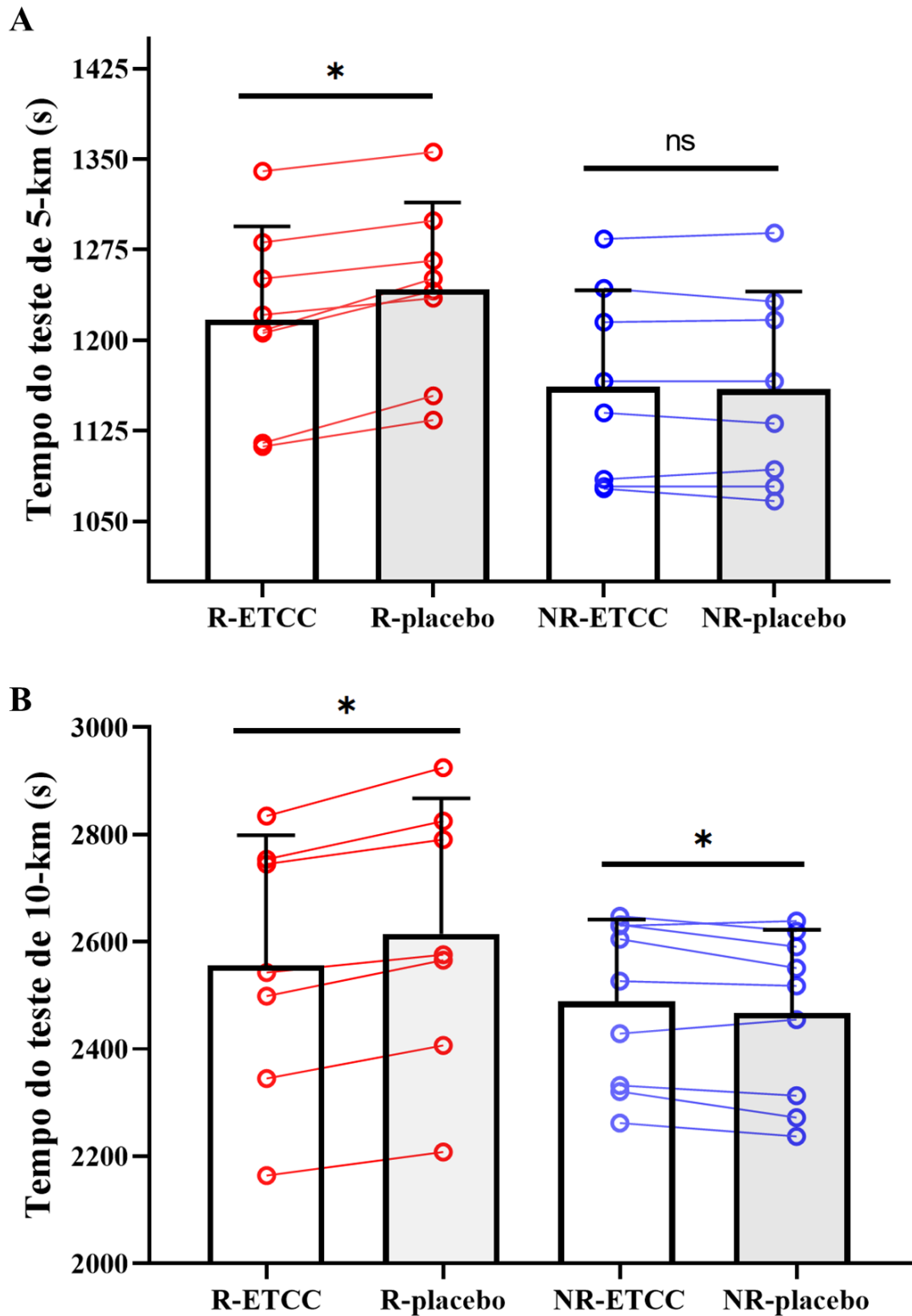


Figura 16. Comparação da ETCC real com placebo no desempenho nos testes de corrida contrarrelógios de 5 km (painel A) e 10 km (painel B) nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR). O valor de p foi calculado pelo teste *t* de *student* pareado. *: diferença entre as condições ETCC real vs placebo ($p < 0,05$). ns: não existiu diferença entre as condições ETCC vs placebo ($p > 0,05$).

Tempo e velocidade por km nos testes de 5 km e 10 km

Ao analisar todos os participantes, houve um efeito do “tempo” para as variáveis tempo e velocidade ao longo da prova de 5 km (tempo: $p = 0,01$; $\eta^2 = 0,64$; velocidade: $p = 0,01$; $\eta^2 = 0,63$). Houve, também, uma diferença entre as “intervenções experimentais” para as variáveis tempo e a velocidade por km (tempo: $p = 0,01$; $\eta^2 = 0,33$; velocidade: $p = 0,02$; $\eta^2 = 0,33$). Contudo, não foram encontrados efeitos na “interação entre o tempo e as intervenções experimentais” para tempo e velocidade por km (tempo: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,07$; velocidade: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,07$), conforme figura 17.

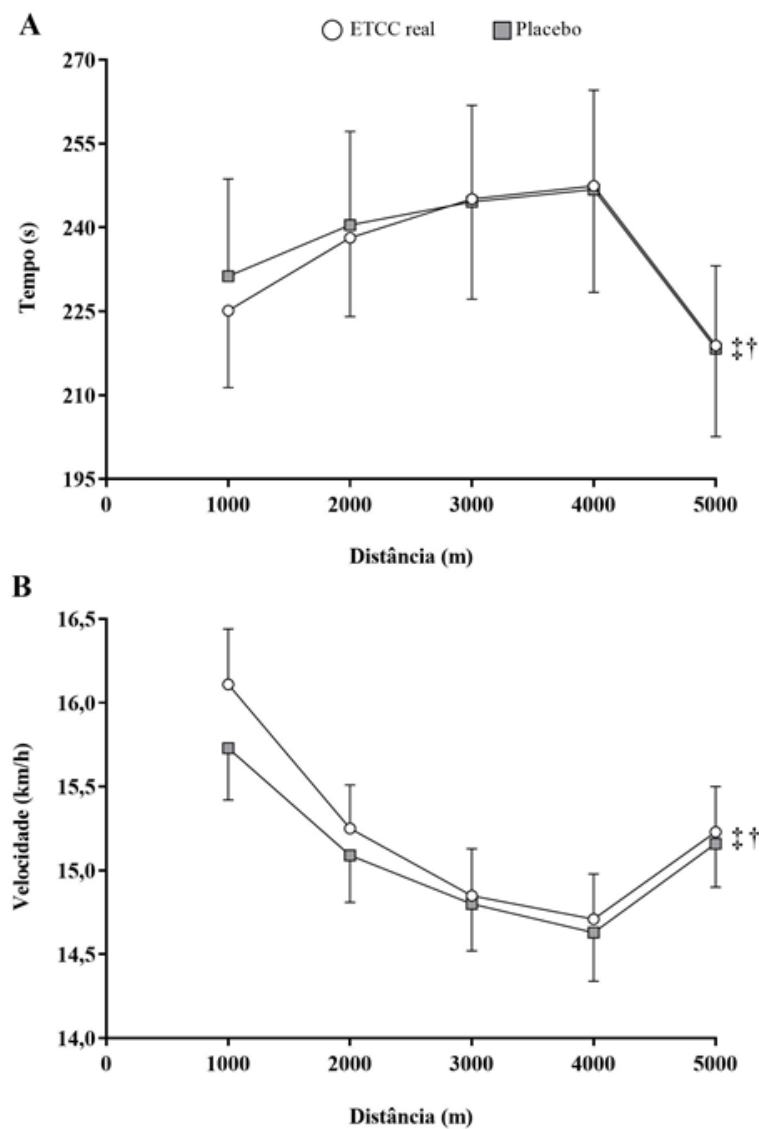


Figura 17. (A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 5 km contrarrelógio. ‡: efeito do tempo ($p < 0,05$); †: efeito da condição ($p < 0,001$).

Nos participantes responsivos a ETCC, foi verificado um efeito do “tempo” para as variáveis tempo e velocidade, ao longo da prova de 5 km (tempo: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,79$; velocidade: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,76$). Constatado, também, um efeito entre as “intervenções experimentais” nas variáveis tempo e velocidade por km (tempo: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,83$; velocidade: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,80$), mas sem efeitos na interação “tempo x intervenções experimentais” (tempo: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,19$; velocidade: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,18$). Enquanto que, para os participantes não responsivos a ETCC, foi analisado apenas um efeito do “tempo” para as variáveis tempo e velocidade por km (tempo: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,49$; velocidade: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,50$) (figura 18).

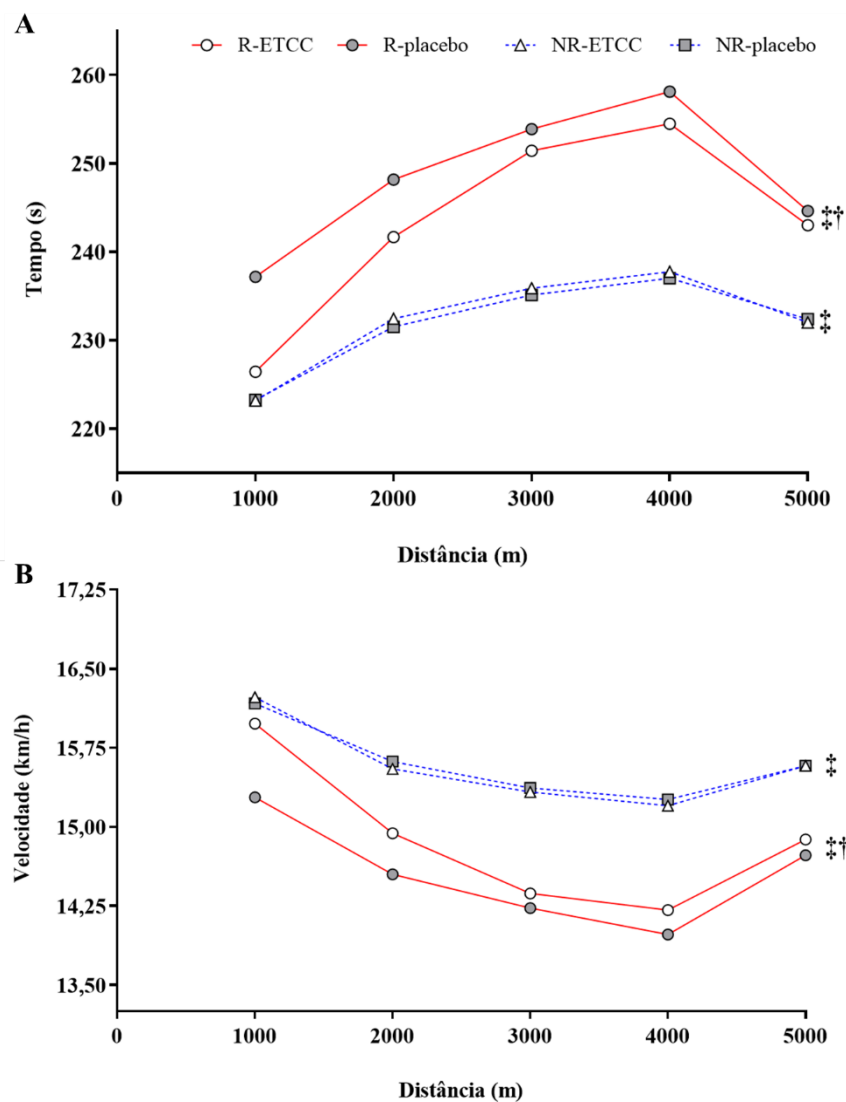


Figura 18. (A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 5 km contrarrelógio nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR). ‡: efeito do tempo ($p < 0,01$); †: efeito da condição ($p < 0,01$).

No teste de corrida de 10 km também existiu um efeito do “tempo” para as variáveis tempo e velocidade por km ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,53$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,52$; respectivamente) em todos os participantes. Porém, não foram encontrados efeitos entre as “intervenções experimentais” (tempo: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,02$; $p > 0,05$; velocidade: $\eta^2 = 0,01$) e na interação “tempo x intervenções experimentais”, nas variáveis tempo e velocidade por km ($p > 0,05$; $\eta^2 = 0,12$; $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,11$; respectivamente) ($p > 0,05$) (figura 19).

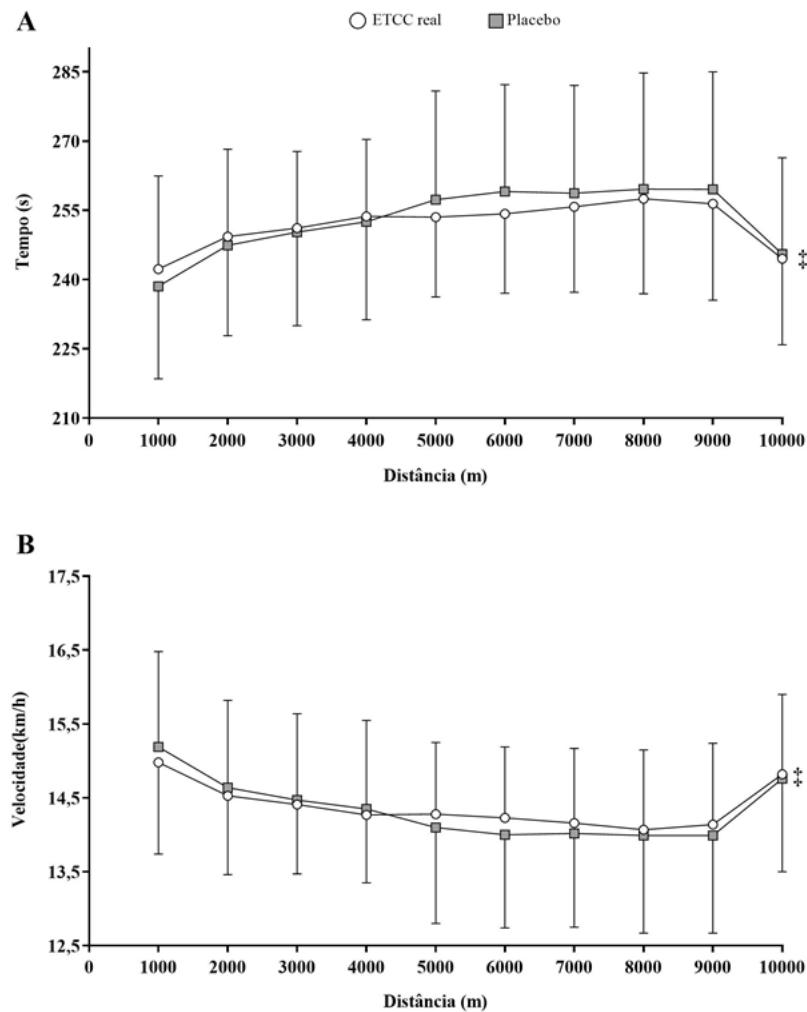


Figura 19. (A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 10 km contrarrelógio. ‡ = efeito do tempo ($p < 0,05$).

Nos participantes responsivos a ETCC, foi verificado um efeito do “tempo” para as variáveis tempo e velocidade por km ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,60$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,59$, respectivamente), bem como, encontrado um efeito entre as “intervenções experimentais” nas variáveis tempo e velocidade por km ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,77$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,79$;

respectivamente), mas sem efeitos na interação “tempo x intervenções experimentais” (tempo: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,06$; velocidade: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,04$).

Nos participantes não responsivos a ETCC, foi identificado um efeito do “tempo” para as variáveis tempo e velocidade por km ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,49$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,50$; respectivamente). Não foi detectado um efeito entre as “intervenções experimentais” na variável tempo por km ($p = 0,06$; $\eta^2 = 0,37$), mas existiu na variável velocidade por km (tempo: $p = 0,04$; $\eta^2 = 0,41$). Não obstante, ocorreu um efeito na interação “tempo x intervenções experimentais” para as variáveis tempo e velocidade por km (tempo: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,34$; velocidade: $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,35$) (figura 20).

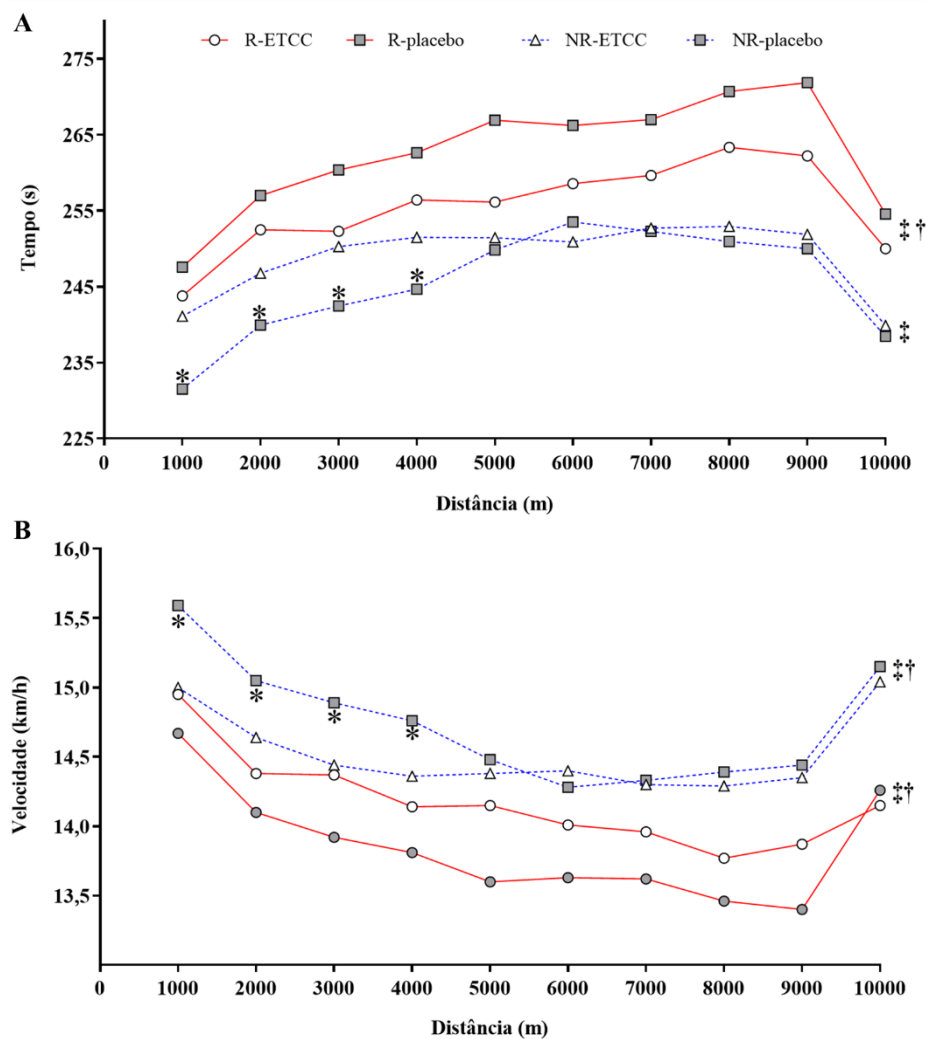


Figura 20. (A) tempo e (B) velocidade por km no teste de corrida de 10 km contrarrelógio nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR). ‡ = efeito do tempo ($p < 0,01$); † = efeito da condição ($p < 0,01$); * = efeito da interação tempo x condição nos NR ($p < 0,05$).

Frequência cardíaca (FC) e percepção subjetiva de esforço (PSE)

Verificou-se um efeito do “tempo” para as variáveis FC e PSE durante os testes de corrida de 5 km (FC = $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,64$; PSE = $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,87$) e de 10 km (FC = $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,59$; PSE = $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,84$). Descoberto, também, um efeito entre as “intervenções experimentais” para a variável FC, mas apenas na distância de 5 km ($p = 0,005$; $\eta^2 = 0,42$) (figura 21A). Ademais, não foram encontradas interações entre o “tempo x intervenções experimentais”, para ambas as distâncias (5 km e 10 km) nas variáveis FC e PSE ($p > 0,05$; $\eta^2 =$ entre 0,03-0,15), conforme figura 21.

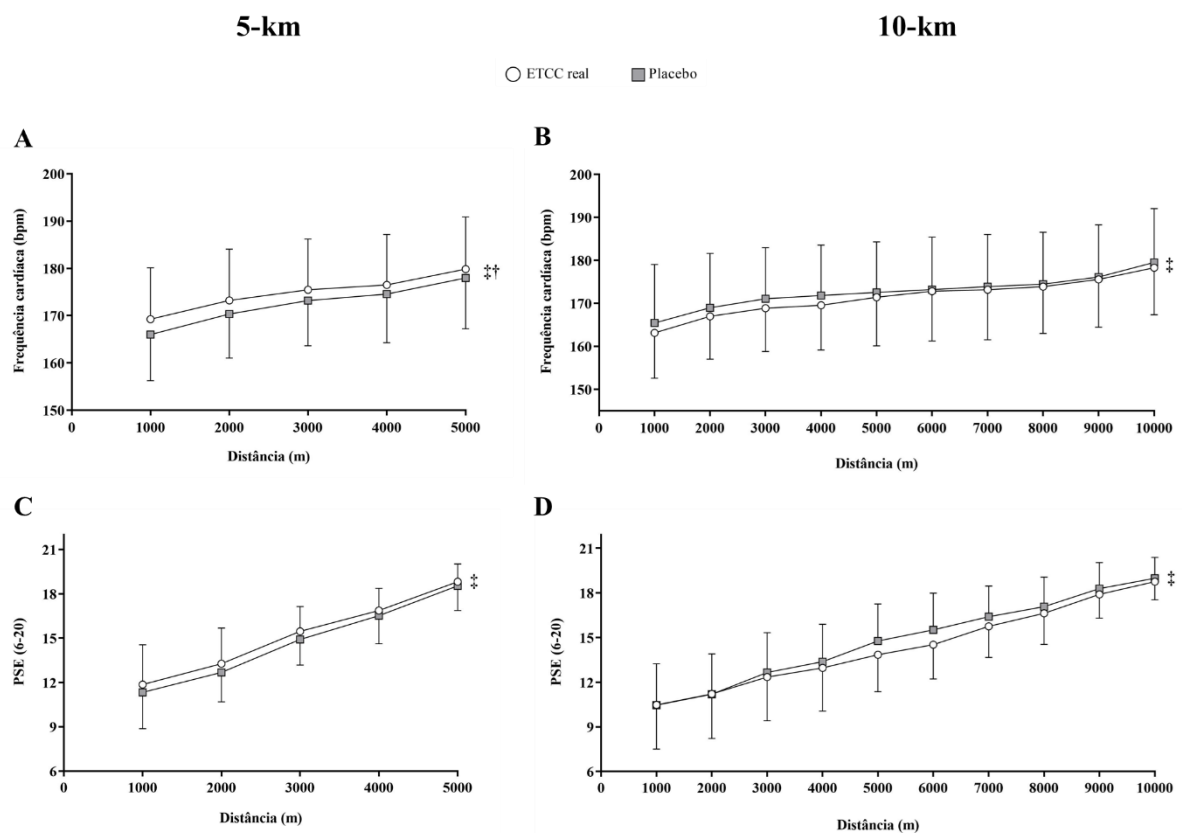


Figura 21. Efeito das intervenções experimentais ETCC real e placebo nas variáveis psicofisiológicas durante o teste de corrida contrarrelógio de 5 km e 10 km. FC (A-5km, B-10km) e PSE (C-5km, D-10km).

‡ = efeito do tempo ($p < 0,001$); † = efeito da condição ($p < 0,01$).

Foi verificado um efeito do “tempo” para as variáveis FC e PSE por km nos 5 km para os participantes responsivos a ETCC ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,64$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,88$;

respectivamente). Também houvera um efeito entre as “intervenções experimentais” apenas para FC ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,56$), sem efeitos na interação “tempo x intervenções experimentais” tanto para FC quanto para PSE (FC: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,08$; PSE: $p > 0,05$; $\eta^2 = 0,16$). Nos participantes não responsivos a ETCC, verificou-se um efeito do “tempo” para as variáveis FC e PSE nos 5 km ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,65$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,91$; respectivamente) (figura 22).

Nos 10 km foram identificados apenas efeitos do “tempo” para as variáveis FC e PSE por km, para os participantes responsivos a ETCC ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,61$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,81$; respectivamente). Enquanto que para os participantes não responsivos a ETCC, existiu um efeito do “tempo” para as variáveis FC e PSE ($p < 0,01$; $\eta^2 = 0,65$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,91$; respectivamente) e, também, um efeito na interação “tempo x intervenções experimentais” para a variável FC ($p < 0,05$; $\eta^2 = 0,28$) (figura 22).

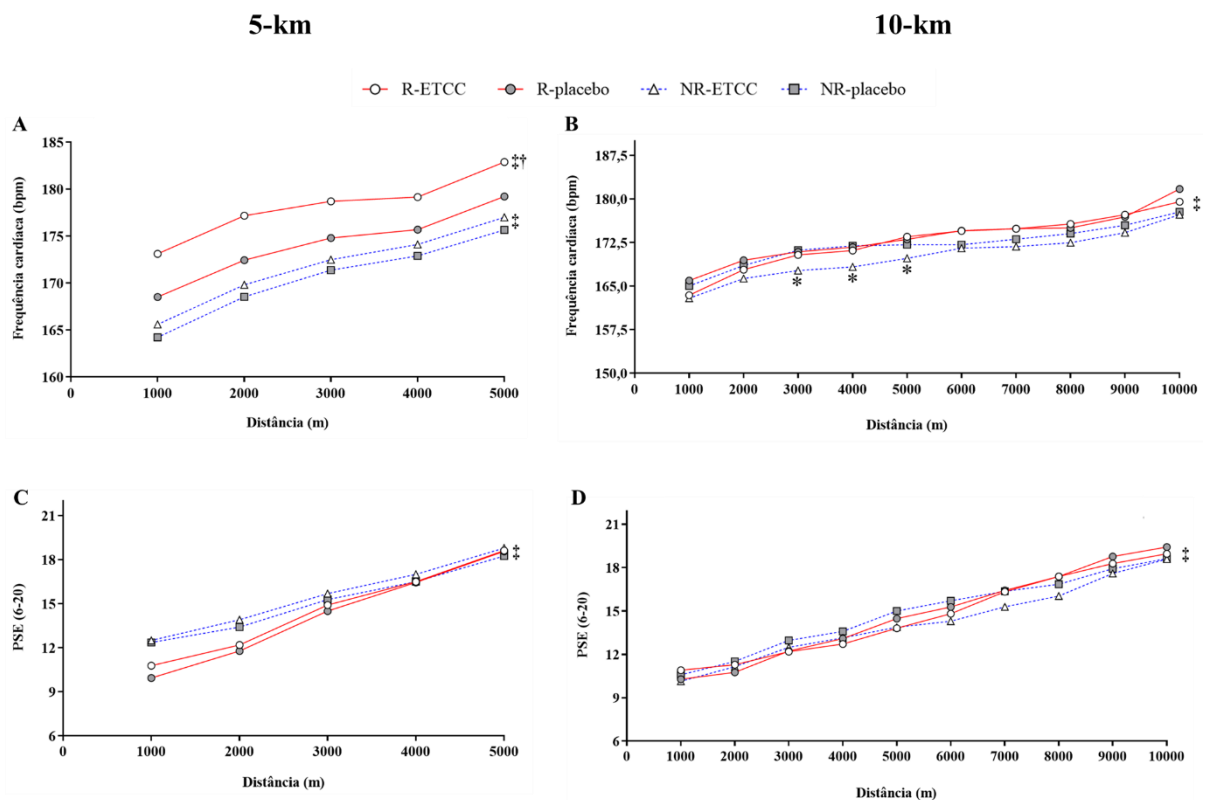


Figura 22. Efeito das intervenções experimentais ETCC real e placebo nas variáveis psicofisiológicas durante o teste de corrida contrarrelógio de 5 km e 10 km, nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR). FC (A-5 km, B-10 km) e PSE (C-5 km, D-10 km). ‡ = efeito do tempo nos R e nos NR ($p < 0,01$); † = efeito da condição nos R ($p < 0,01$); * = efeito da interação tempo x condição nos NR na variável FC ($p < 0,05$).

Variabilidade da frequência cardíaca (VFC) de repouso e durante os testes de corrida

Não houve diferenças nas variáveis da VFC de repouso nos domínios do tempo (intervalo RR, SDNN, FC e RMSSD) e frequência (LF, HF, razão LF/HF) e, igualmente, nas variáveis não lineares (SD1, SD2 e razão SD2/SD1) ao final aplicação das intervenções experimentais ETCC e placebo, em ambas as distâncias investigadas 5 km e 10 km ($p > 0,05$) (tabela 6). Dentre os participantes responsivos ($n = 5$), existiu um aumento nos índices RMSSD e SD1 em repouso entre as condições ETCC e placebo (RMSSD: ETCC = 44,12 ms vs placebo = 36,68 ms; $p < 0,05$; SD1: ETCC 31,25 ms vs placebo ms: 25,98, $p < 0,05$) nos 5 km, porém esses aumentos não foram verificados nos participantes não responsivos ($n = 7$) (RMSSD: ETCC = 49,16 vs placebo = 48,98; $p > 0,05$; SD1: ETCC 34,82 vs placebo: 34,63, $p > 0,05$). Contudo, nos 10 km não foram detectadas alterações em nenhum índice da VFC de repouso, nos participantes responsivos ($n = 5$) e não responsivos ($n = 8$) ($p > 0,05$).

Tabela 6. Variabilidade da frequência cardíaca de repouso de ETCC e placebo nos 5 km e 10 km.

	ETCC 5 km	Placebo 5 km	ETCC 10 km	Placebo 10 km
<i>Domínio do tempo</i>				
Intervalo RR (ms)	977,77 ± 118,18	963,45 ± 149,85	982,36 ± 133,28	877,36 ± 282,35
SDNN (ms)	54,79 ± 18,20	51,50 ± 16,96	50,58 ± 18,07	53,78 ± 12,29
FC (bpm)	62,27 ± 8,34	62,79 ± 9,69	62,10 ± 8,35	63,46 ± 7,75
RMSSD (ms)	47,06 ± 17,56	43,80 ± 17,73	46,08 ± 21,55	43,34 ± 12,87
<i>Domínio da frequência</i>				
lnLF (ms ²)	7,40 ± 0,62	7,35 ± 0,78	7,28 ± 0,90	7,57 ± 0,47
LF (n.u)	74,74 ± 9,55	75,03 ± 11,73	77,78 ± 9,71	79,79 ± 8,45
lnHF (ms ²)	6,24 ± 0,61	6,18 ± 0,70	6,04 ± 1,08	6,09 ± 0,83
HF (n.u)	25,20 ± 9,69	24,95 ± 11,72	24,18 ± 9,75	20,18 ± 8,44
Razão LF/HF	3,68 ± 2,24	3,91 ± 2,29	4,26 ± 3,74	5,62 ± 5,42
<i>Não linear</i>				
SD1 (ms)	33,33 ± 12,44	31,02 ± 12,56	32,64 ± 15,27	30,69 ± 9,12
SD2 (ms)	69,76 ± 23,26	65,14 ± 22,02	63,33 ± 21,31	69,17 ± 16,88
Razão SD2/SD1	2,16 ± 0,43	2,21 ± 0,58	2,09 ± 0,48	2,39 ± 0,75

Os valores das variáveis da VFC, durante os três momentos dos testes de corrida contrarrelógios (início, ponto médio e final), estão demonstrados na tabela 7. Somente o índice lnHF não apresentou um efeito do “tempo” em ambas as distâncias investigadas (5 km e 10 km). Além disso, existiu um efeito entre as “intervenções experimentais” para as

variáveis SDNN, FC, RMSSD e SD1 nos 5 km ($p < 0,05$) e um efeito entre as “intervenções experimentais” no índice RMSSD, entre as intervenções experimentais nos 10 km ($p < 0,05$). Todavia, não se encontrou nenhum efeito da interação “tempo x intervenções experimentais” para nenhum índice, tanto nos 5 km quanto nos 10 km ($p > 0,05$).

Na distância de 5 km ocorreu um efeito do “tempo” para os índices RR, SDNN, FC, RMSSD, lnLF, LFnu, razão SD2/SD1 ($p < 0,05$) nos participantes responsivos ($n = 7$). Adicionalmente, foi constatado um efeito entre as “intervenções experimentais”, indicando uma redução nos índices SDNN e SD2, e um aumento na FC ($p < 0,05$). Já para os participantes não responsivos ($n = 7$), foi visualizado um efeito do “tempo” para os índices RR, SDNN, FC, SD1, SD2 e na razão SD2/SD1 ($p < 0,05$). Nos índices LFnu, HFnu e LF/HF, foi notado um efeito (redução dos índices) entre as “intervenções experimentais” ($p < 0,05$).

Na distância de 10 km sucedeu apenas um efeito do “tempo” para os índices RR, SDNN, FC, lnLF, SD2 SD2/SD1 ($p < 0,05$) nos participantes responsivos ($n = 5$). Nos participantes não responsivos ($n = 8$), foi avistado um efeito do “tempo” para as variáveis RR, SDNN, FC, RMSSD, lnHF, LFnu, HFnu, SD1, SD2 e razão SD2/SD1 ($p < 0,05$) e, um efeito entre as “intervenções experimentais”, redução nos índices RMSSD, lnHF e razão SD2/SD1 ($p < 0,05$). Entretanto, não foi identificado nenhum efeito da interação “tempo x intervenções experimentais” para nenhum índice, em ambas as distâncias, tanto para os responsivos quanto para os não responsivos ($p > 0,05$).

Tabela 7. VFC durante a corrida (início [I], ponto médio [PM] e final [F]) em ETCC e placebo nos 5 km e 10 km.

		ETCC 5 km	Placebo 5 km	ETCC 10 km	Placebo 10 km
Intervalo RR (ms)	I	400,48 ± 35,69*	404,32 ± 30,16*	416,52 ± 33,75*	417,24 ± 40,81*
	PM	344,45 ± 23,73*	345,95 ± 21,70*	351,19 ± 22,81*	349,43 ± 25,74*
	F	335,77 ± 22,75	336,04 ± 25,91	332,11 ± 23,73	336,04 ± 25,92
SDNN‡ (ms)	I	7,30 ± 2,48*	9,07 ± 3,29*	9,59 ± 2,25*	8,57 ± 3,34*
	PM	2,55 ± 0,52	2,79 ± 0,63	2,64 ± 0,54	2,99 ± 0,77
	F	2,72 ± 0,71	2,88 ± 0,97	2,77 ± 0,50	3,05 ± 0,82
FC‡ (bpm)	I	150,90 ± 13,89*	149,17 ± 11,18*	144,90 ± 11,38*	145,03 ± 13,65*
	PM	174,94 ± 11,83*	172,82 ± 11,07*	171,50 ± 10,99*	172,55 ± 12,42*
	F	181,62 ± 13,59	179,19 ± 13,19	179,43 ± 11,91	179,51 ± 13,48
RMSSD‡† (ms)	I	4,93 ± 1,67§	5,25 ± 2,52§	5,30 ± 1,36*	6,00 ± 1,59*
	PM	3,79 ± 0,82	4,20 ± 0,99	3,75 ± 0,78	4,47 ± 1,31
	F	4,09 ± 1,25	4,44 ± 1,50	4,13 ± 0,74	4,57 ± 1,24
lnLF (ms ²)	I	0,82 ± 0,73*	0,91 ± 0,99*	0,70 ± 0,53*	0,83 ± 0,76*
	PM	0,04 ± 0,18	0,06 ± 0,23	0,17 ± 0,45	0,11 ± 0,29
	F	0,11 ± 0,30	0,11 ± 0,42	0,23 ± 0,60	0,12 ± 0,33
LF (n.u)	I	62,01 ± 22,44*	64,51 ± 20,48*	62,05 ± 19,48*	59,92 ± 15,98*
	PM	33,43 ± 21,48	34,89 ± 25,71	35,59 ± 24,88*	34,29 ± 18,42*
	F	35,74 ± 26,17	31,83 ± 27,84	23,73 ± 21,00	21,68 ± 23,01
lnHF (ms ²)	I	0,52 ± 0,78	0,51 ± 0,51	0,35 ± 0,49	0,47 ± 0,57
	PM	0,22 ± 0,42	0,34 ± 0,47	0,36 ± 0,57	0,31 ± 0,47
	F	0,21 ± 0,36	0,46 ± 0,79	0,63 ± 1,12	0,53 ± 0,70
HF (n.u)	I	37,84 ± 22,42*	35,33 ± 20,40*	37,77 ± 19,40*	39,81 ± 15,79*
	PM	66,19 ± 21,16	64,84 ± 25,59	64,14 ± 24,77	65,40 ± 18,32
	F	63,75 ± 25,96	67,80 ± 27,61	75,90 ± 20,90	77,91 ± 23,09
Razão LF/HF	I	2,52 ± 1,80§	2,80 ± 2,10§	2,94 ± 3,56§	2,14 ± 2,02§
	PM	0,73 ± 0,86	0,94 ± 1,18	0,88 ± 1,00	0,70 ± 0,78
	F	1,16 ± 1,91	2,14 ± 6,02	7,32 ± 25,53	0,63 ± 1,20
SD1‡ (ms)	I	3,49 ± 1,18*	4,09 ± 1,45	4,14 ± 1,45*	4,20 ± 1,18
	PM	2,68 ± 0,58	2,97 ± 0,70	2,64 ± 0,53	3,16 ± 0,92
	F	2,90 ± 0,89	3,15 ± 1,06	2,74 ± 0,93	3,25 ± 0,89
SD2 (ms)	I	9,45 ± 3,46*	11,70 ± 4,76*	12,69 ± 3,12*	10,59 ± 4,76*
	PM	2,39 ± 0,54	2,59 ± 0,58	2,61 ± 0,68	2,78 ± 0,70
	F	2,48 ± 0,65	2,53 ± 0,99	2,49 ± 0,68	2,78 ± 1,00
Razão SD2/SD1	I	2,78 ± 0,91*	3,04 ± 1,39*	2,78 ± 0,91*	3,04 ± 1,39*
	PM	0,89 ± 0,15	0,87 ± 0,10	0,89 ± 0,15	0,87 ± 0,10
	F	0,88 ± 0,24	0,81 ± 0,18	0,88 ± 0,24	0,81 ± 0,18

*Diferença de INC com PM e FIM; *Diferença de PM e FIM; §Diferença de INC e PM; ‡Diferença entre ETCC

e placebo nos 5 km; †Diferença entre ETCC e placebo nos 10 km. ($p < 0,05$).

Fadiga Mental e Estado de Humor

A FM diminuiu após a aplicação da ETCC real, quando comparada ao momento pré-aplicação nos 5 km ($p < 0,05$), mas sem efeito entre as “intervenções experimentais” ($p > 0,05$). Contudo, essa alteração na FM não foi observada nos 10 km (tabela 8).

Após a corrida, a FM aumentou em ambas as intervenções experimentais (ETCC real e placebo) ($p < 0,05$), mas sem diferença entre elas, tanto para 5 km quanto para 10 km ($p > 0,05$) (tabela 7). Além disso, não foi encontrado um efeito da interação “tempo x intervenções experimentais” para nenhuma das distâncias investigadas (tabela 8).

Nos participantes responsivos e não responsivos, foi localizado o efeito do “tempo” apenas nos 5 km ($p < 0,05$), mas não existiram efeitos entre as “intervenções experimentais” e na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$) (tabela 8).

Tabela 8. Fadiga mental (FM) antes (Pré-IE) e logo após (Pós-IE) as intervenções experimentais (ETCC real e placebo) e, imediatamente, após os testes de corrida de 5km e 10km (Pós-corrida) em todos os participantes, nos participantes responsivos (R) e não responsivos (NR).

	ETCC real			Placebo		
	Pré-IE	Pós-IE	Pós-corrida	Pré-IE	Pós-IE	Pós-corrida
5 km	2,06 ± 1,55	1,44 ± 0,81*	5,94 ± 1,95‡	2,06 ± 1,34	1,94 ± 1,34	5,25 ± 1,81‡
R	2,37 ± 1,40	1,37 ± 0,51	6,00 ± 1,77‡	1,62 ± 1,06	1,75 ± 1,38	5,12 ± 1,72‡
NR	2,62 ± 1,76	1,50 ± 1,06	5,87 ± 2,23‡	2,50 ± 1,51	2,12 ± 1,35	5,37 ± 1,99‡
10 km	1,56 ± 1,03	1,50 ± 0,82	5,06 ± 2,72‡	2,31 ± 2,44	2,00 ± 2,00	5,06 ± 3,38‡
R	2,14 ± 1,34	2,00 ± 1,00	4,57 ± 2,57‡	2,57 ± 1,71	2,14 ± 1,67	5,00 ± 3,26
NR	1,11 ± 0,33	1,11 ± 0,33	5,44 ± 2,92‡	2,11 ± 2,97	1,88 ± 2,31	5,11 ± 3,65

* = Pós-IE versus Pré-IE ($p < 0,05$); ‡ = Pós-corrida versus Pré-IE e Pós-IE ($p < 0,05$); ‡ = Pós-corrida versus Pós-IE ($p < 0,05$).

Em relação ao estado de humor nos 5 km, foi constatada uma redução na variável tensão após a aplicação da ETCC real ($p < 0,05$). Ocorreu, também, uma diminuição na variável fadiga após a condição placebo ($p < 0,05$), tal como, encontrado um aumento na fadiga e uma redução no vigor, após os testes de corrida, tanto para ETCC real quanto para placebo ($p > 0,05$). Entretanto, não houve efeitos entre as “intervenções experimentais” e na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$) (tabela 9).

Nos participantes responsivos, apenas a fadiga aumentou, após a corrida, quando comparada aos momentos pré e pós-intervenção experimental ($p < 0,05$), mas sem efeitos entre as “intervenções experimentais” e na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$). Já nos participantes não responsivos, foram encontradas alterações na fadiga (aumento) e no vigor (redução), em seguida à corrida, quando comparados aos momentos pré-corrida ($p > 0,05$). Também foi detectado um efeito nas “intervenções experimentais” para o domínio vigor (maior valor na condição placebo) ($p < 0,05$). Contudo, não foi identificado um efeito na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$).

A variável tensão foi reduzida, após os testes de corrida de 10 km, quando comparada com o momento pré-intervenção. A variável depressão aumentou, em comparação aos momentos antecedentes à corrida na condição ETCC real ($p > 0,05$). Ademais, as variáveis confusão e fadiga aumentaram após a corrida, quando comparados aos momentos pré-corrida na condição ETCC real ($p < 0,05$). Quando comparadas ao momento pré-intervenção experimental, na condição placebo ($p < 0,05$), também foi identificada uma redução na variável vigor, após o teste de corrida, quando comparado aos momentos pré-corrida na condição ETCC real ($p < 0,05$) e no momento pré-intervenção experimental na condição placebo real ($p < 0,05$). Não foram encontrados efeitos entre as “intervenções experimentais” e na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$), conforme tabela 9.

Apenas a fadiga aumentou quando comparada aos momentos pré-corrida nos participantes responsivos ($p < 0,05$), mas sem efeitos entre as “intervenções experimentais” e na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$). Observadas, também, alterações na fadiga (aumento) e no vigor (redução), após a corrida, quando comparados aos momentos pré-corrida ($p > 0,05$) nos participantes não responsivos, porém não foram detectados efeitos entre as “intervenções experimentais” e na interação “tempo x intervenções experimentais” ($p > 0,05$).

Tabela 9. Estado de humor, antes (Pré-IE) e logo após (Pós-IE) as intervenções experimentais (ETCC, placebo) e, imediatamente, após os testes de corrida de 5 km e 10 km (Pós-corrida).

	ETCC anódica			Placebo		
	Pré-IE	Pós-IE	Pós-corrida	Pré-IE	Pós-IE	Pós-corrida
5 km						
Tensão	2,67 ± 2,11	1,89 ± 2,12*	2,83 ± 3,27	3,17 ± 2,48	2,83 ± 2,83	3,44 ± 2,83
Depressão	0,33 ± 0,44	0,17 ± 0,60	1,17 ± 2,01	0,78 ± 1,80	0,39 ± 1,20	1,11 ± 2,30
Raiva	0,17 ± 0,38	0,06 ± 0,00	1,11 ± 2,76	0,61 ± 1,09	0,39 ± 0,85	0,78 ± 1,93
Vigor	9,78 ± 4,11	9,83 ± 4,70	7,78 ± 4,14*‡	11,11 ± 3,50	11,17 ± 3,71	8,22 ± 4,12*‡
Fadiga	1,94 ± 1,51	1,83 ± 1,66	9,61 ± 4,01*‡	2,00 ± 2,33	1,28 ± 1,96*	8,28 ± 3,69*‡
Confusão	0,44 ± 0,44	0,33 ± 0,38	1,83 ± 3,12	0,94 ± 1,47	0,61 ± 1,88	1,83 ± 3,11
10 km						
Tensão	2,25 ± 1,65	2,00 ± 2,07	1,13 ± 1,71*	1,63 ± 1,54	1,13 ± 1,36	2,19 ± 2,20
Depressão	0,06 ± 0,25	0,06 ± 0,25	0,69 ± 1,35*‡	0,38 ± 0,72	0,31 ± 0,70	0,56 ± 1,26
Raiva	0,00 ± 0,00	0,00 ± 0,00	0,56 ± 1,15	0,81 ± 2,23	0,31 ± 1,01	0,75 ± 2,08
Vigor	9,25 ± 3,17	9,44 ± 3,22	6,75 ± 4,33*‡	8,44 ± 4,23	8,13 ± 4,69	6,99 ± 3,65*
Fadiga	1,19 ± 1,38	1,25 ± 1,53	7,75 ± 3,45*‡	2,31 ± 3,20	1,56 ± 2,94*	8,88 ± 3,18*‡
Confusão	0,19 ± 0,54	0,19 ± 0,40	1,50 ± 1,90*‡	0,25 ± 0,58	0,31 ± 0,79	1,56 ± 2,31*

* = : Pós-IE *versus* Pré-IE ($p < 0,05$); ‡ =: Pós-corrida *versus* Pré-IE e Pós-IE ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

O presente estudo investigou a eficácia da aplicação da ETCC anódica no M1, no desempenho das corridas contrarrelógios de 5 km e 10 km e respostas psicofisiológicas. Os principais resultados demonstraram que: a) a aplicação da ETCC anódica melhorou o desempenho nos 5 km, mas não melhorou o desempenho nos 10 km, ao analisar todos os participantes; b) 50% dos participantes foram responsivos a ETCC nos 5 km e 43,75% foram responsivos a ETCC nos 10 km; c) os participantes não responsivos alteraram sua estratégia de corrida nos 10 km com a ETCC anódica; d) a aplicação prévia da ETCC anódica não promoveu alterações na PSE quando comparado com placebo; d) a ETCC aumentou a FC e reduziu alguns índices da VFC, no teste de corrida de 5 km, e foi capaz de alterar o índice RMSSD no teste de corrida de 10 km; e) a aplicação da ETCC diminuiu a MF, previamente à corrida de 5 km, ao analisar todos os indivíduos, porém não existiu diferença entre as condições e não foi verificada essa redução nos participantes responsivos a ETCC; f) a ETCC anódica não foi capaz de alterar o estado de humor.

O principal achado deste estudo demonstrou que a aplicação aguda da ETCC anódica no M1, foi capaz de melhorar o desempenho da corrida contrarrelógio de 5 km, quando analisados todos os participantes. Comparado com a condição placebo (1200 ± 85 s), a ETCC anódica (1188 ± 81 s) melhorou o desempenho de corrida em $\approx 1\%$ ($p < 0,05$) em corredores amadores. Os resultados encontrados da média de todos os participantes corrobora com outros estudos em que a ETCC anódica, aplicada no M1, foi capaz de melhorar o desempenho (ANGIUS *et al.*, 2018; CHEN *et al.*, 2021; HUANG *et al.*, 2019; PARK *et al.*, 2019; SASADA *et al.*, 2020; VITOR-COSTA, 2017; VITOR-COSTA *et al.*, 2015).

Os resultados desta tese demonstraram que 50% dos participantes foram responsivos a ETCC anódica e melhoraram o desempenho na corrida de 5 km em 2,10%. Embora, aparentemente pequena, tal melhoria poderia determinar um lugar ao pódio em uma competição atlética, um exemplo disso foi na XXXII edição dos Jogos Olímpicos (Japão – 2021), em que a diferença entre o primeiro e o décimo colocado foi de $\approx 1,27\%$ (5,000 METRES RESULT |THE XXXII OLYMPIC GAMES (ATHLETICS), 2021). Não obstante, demonstra que em termos de desempenho, 1-2% de melhora talvez possa fazer uma grande diferença. Novos estudos devem ser conduzidos para verificar se essa alteração no desempenho pode, também, ocorrer em atletas com diferentes níveis de desempenho, haja vista que estudos com a aplicação da ETCC em exercícios de *endurance* ainda são limitadas.

A hipótese inicial seria que a ETCC anódica teria um maior efeito nos 10 km, pois em exercícios de longa duração a contribuição central parece possuir uma maior influência na fadiga (FROYD *et al.*, 2016). Sabe-se que a ETCC anódica provavelmente possa aumentar a excitabilidade corticoespinhal (NITSCHKE; PAULUS, 2001). Por conta disso, foi levantada a hipótese de que a ETCC anódica pudesse atenuar mais a fadiga, por promover alterações na excitabilidade cortical e, conseqüentemente, melhorar o desempenho nos 10 km. Ao contrário da hipótese inicial, a aplicação da ETCC anódica não promoveu alterações no desempenho da corrida de 10 km, quando comparado ao placebo, em análise de todos os participantes. Esse resultado corrobora com outros estudos em que a aplicação da ETCC no M1 não foi efetiva para melhorar o desempenho (ANGIUS *et al.*, 2015; BALDARI *et al.*, 2018; DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021; SASADA *et al.*, 2017, 2020).

É possível que a escolha da estratégia de corrida pelos participantes também pode ter contribuído para esse resultado, pois os participantes não responsivos, na condição ETCC, adotaram uma estratégia de *pacing* em forma de U, e na condição placebo a estratégia de *pacing* foi em forma de J-invertido. Existiu uma diferença na velocidade nos quatro primeiros quilômetros entre as condições (figura 20B). Contudo, apesar dos resultados de toda a amostra apresentarem apenas uma melhoria modesta no desempenho de 0,5%, vale destacar que nos participantes responsivos a melhora no desempenho foi de 2,30%. Na XXXII edição dos Jogos Olímpicos, a diferença entre o primeiro e o décimo colocado foi de $\approx 0,60\%$ (10,000 METRES RESULT | THE XXXII OLYMPIC GAMES (ATHLETICS), 2021). Portanto, tal eficácia no desempenho dos participantes responsivos poderia ser expressiva em uma competição esportiva.

Aproximadamente 50% da amostra não foi responsiva a ETCC, talvez por conta da variabilidade interindividual (ALIX-FAGES *et al.*, 2021; DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021; JUDGE; HOPKER; MAUGER, 2021; SASADA *et al.*, 2020). O estudo de Wiethoff, Hamada e Rothwell (2014) demonstrou que nem todos os participantes podem ser responsivos a ETCC, e que muitos podem responder de maneira contrária à voltagem aplicada pela técnica de ETCC. Também foi reportado que fatores individuais parecem afetar a responsividade da ETCC anódica (variações anatômicas, a organização de circuitos locais, estado psicológico etc.) (LI; UEHARA; HANAKAWA, 2015).

Aparentemente, alguns participantes não respondentes a ETCC, no presente estudo, possuíam em média um melhor desempenho de corrida quando comparado aos respondentes. A falta de responsividade, também, poderia estar associada ao nível de *performance* dos

participantes, pois pessoas com maior prática (como os atletas) parecem ativar menos o M1, quando comparadas as menos treinadas para a realizar uma mesma tarefa (NAITO; HIROSE, 2014; PUTTEMANS; WENDEROTH; SWINNEN, 2005). Foi sugerido que talvez essa resposta facilitatória da ETCC sob o M1 poderia ocasionar um resultado neuromotor indesejado nos participantes com melhor desempenho, em tarefas mais complexas (tais como tocar piano, teste de *performance* de taekwondo), pois o M1 de pessoas mais treinadas (maior desempenho) parece ser mais facilmente perturbado do que de pessoas menos treinadas (FURUYA *et al.*, 2014; MESQUITA *et al.*, 2019). Não foi possível identificar qual foi motivo dessa falta de responsividade de alguns participantes à ETCC anódica. Essas são apenas possíveis especulações e são necessárias novas investigações a respeito da responsividade da ETCC, em diferentes populações.

Os mecanismos fisiológicos, responsáveis por melhorar o desempenho da corrida dos participantes responsivos, após a aplicação da ETCC anódica, ainda não são totalmente conhecidos. Alguns autores sugerem que a melhora ocorre por conta de um aumento da excitabilidade cortical e uma redução da fadiga espinhal (OKI *et al.*, 2016; VITOR-COSTA *et al.*, 2015; WILLIAMS; HOFFMAN; CLARK, 2013). Indica-se, também, que a melhora pode ter ocorrido em decorrência da diminuição da PSE (ANGIUS *et al.*, 2016, 2018).

Alterações na PSE durante o exercício têm sido associadas às atividades de áreas cerebrais distintas, incluindo as áreas pré-motoras e o M1 (DE MORREE; KLEIN; MARCORA, 2012; MARCORA, 2009). Acredita-se que com um aumento da excitabilidade do M1, após a aplicação da ETCC anódica, seria necessária uma menor quantidade de informações excitatórias para produzir o mesmo nível de recrutamento motor (ANGIUS *et al.*, 2018).

Os resultados desta tese demonstraram uma melhora no desempenho da corrida dos 5km na ausência de alterações na PSE. Como as alterações na PSE estão associadas à quantidade de informações excitatórias (DE MORREE; KLEIN; MARCORA, 2012; MARCORA, 2009), talvez o tipo de teste escolhido possa ter contribuído para que a PSE não fosse reduzida, pois na corrida de 5 km a velocidade foi maior na condição com ETCC anódica.

Angius *et al.* (2018) verificaram que nessa alteração na PSE ocorreu intensidades submáximas em que os participantes apresentavam a mesma intensidade (mesma potência no mesmo momento). Além disso, os resultados do presente estudo corroboram com outros que verificaram uma melhora no desempenho do exercício, após a aplicação da ETCC no M1,

mesmo na ausência de alterações na PSE (CHEN *et al.*, 2021; PARK *et al.*, 2019; VITOR-COSTA *et al.*, 2015). Infelizmente, a excitabilidade cortical não foi avaliada nesta investigação e, portanto, não é possível estabelecer se foi esse mecanismo responsável pela melhora no desempenho na corrida de 5 km. Mais estudos são necessários para confirmar se a ETCC poderia afetar simultaneamente a excitabilidade cortical e a PSE.

A VFC foi avaliada no repouso e durante os testes de corrida. No repouso não foram verificadas diferenças nos índices da VFC, quando analisados todos os indivíduos. Demonstrou-se, inclusive, que nos participantes responsivos a ETCC, existiu um aumento em variáveis parassimpáticas (RMSSD e SD1) no final da aplicação da ETCC em repouso. Esse resultado não corrobora com o estudo de Clancy *et al.* (2014), em que foi verificado um aumento nos índices LF/HF e LF (índices associados a um aumento da atividade simpática), após a aplicação da ETCC cefálica com eletrodos anódicos alvo no M1 e de retorno na área supra orbital contralateral.

Os resultados encontrados com os participantes responsivos na condição de 5 km corroboram, parcialmente, com o estudo de Erdogan *et al.* (2018), em que foi verificada uma redução nos índices LF/HF e um aumento no índice HF, associados a um aumento da atividade parassimpática, após a aplicação da ETCC com eletrodo anódico no M1 e o eletrodo catódico no processo mastoide esquerdo.

Os mecanismos que promoveram essas alterações nas variáveis autonômicas cardíacas no repouso permanecem sem explicações. Os autores previamente citados sugerem que o fluxo da corrente, proveniente da ETCC, pode ter propiciado alterações em outras áreas cerebrais, as quais modificam as respostas autonômicas cardíacas (como o córtex insular). Decerto, as diferenças entre os estudos ocorreram pelos diferentes protocolos de aplicação utilizados (intensidade da corrente, duração, tipo de montagem) e pelas diferenças nas análises da VFC. São fundamentais novos estudos investigando se, diferentes protocolos de aplicação da ETCC no M1, poderiam alterar os índices da VFC em repouso, e quais são os mecanismos responsáveis por essas alterações.

O estudo de Okano *et al.* (2015) foi o primeiro a demonstrar que a aplicação da ETCC anódica no CT esquerdo (com o intuito de modular o CI [região responsável por controlar controle autonômico cardíaco]) foi capaz de modular as respostas autonômicas cardíacas durante o exercício. Nesse estudo, a ETCC anódica promoveu um atraso na retirada vagal e diminuiu a FC ao longo de um teste incremental máximo.

Interessantemente, os resultados do presente estudo apresentaram alterações nas respostas autonômicas cardíacas, entre as intervenções experimentais, durante os testes de corrida, mas ao contrário do estudo de Okano *et al.* (2015), na condição ETCC anódica, a FC foi maior e existiu redução dos índices RMSSD e SD1, indicando uma maior retirada parassimpática, quando comparada com placebo na corrida de 5 km, ao analisar toda a amostra. Já na corrida de 10 km, na condição ETCC anódica, também houve redução do índice RMSSD, porém sem alterações na FC, quando analisada toda a amostra. Ademais, foi observado que mesmo para os participantes não responsivos existiu alterações na VFC entre as condições durante os testes.

No decorrer do exercício, sinais neurais originados de regiões cerebrais superiores e de vias aferentes periféricas resultam em ajustes que induzem a retirada parassimpática e a ativação simpática (DIPLA; NASSIS; VRABAS, 2012). Esse sistema promove ajustes em função da intensidade de exercício e da massa muscular recrutada para controlar a FC, o volume sistólico, a resistência vascular e a pressão arterial (NOBREGA *et al.*, 2014; SAVARD *et al.*, 1987; SEALS, 1989). Uma possível explicação para as alterações na FC e nos índices RMSSD e SD1, na condição com ETCC anódica, foi devido a uma maior intensidade de exercício, pois os participantes sustentaram uma maior velocidade. Possivelmente, refletiu em ajustes como uma maior retirada da via parassimpática e, conseqüentemente, um aumento da FC.

Vários estudos demonstraram uma melhora no desempenho, mas sem encontrar alterações da FC, ao aplicar a ETCC anódica no M1 (CHEN *et al.*, 2021; PARK *et al.*, 2019; VITOR-COSTA, 2017; VITOR-COSTA *et al.*, 2015), porém não foram investigados os índices da VFC, os quais poderiam ajudar a entender se houve alterações nas respostas autonômicas cardíacas. Desta forma, são impreteríveis novas investigações, a fim de averiguar se a ETCC anódica, aplicada no M1, poderia realmente modular as respostas autonômicas cardíacas ou se alterações ocorrem para promoverem ajustes de acordo com a intensidade do exercício.

A FM pode reduzir a função cognitiva e piorar o desempenho físico (ISHII; TANAKA; WATANABE, 2014; MACMAHON *et al.*, 2014; MARCORA; STAIANO; MANNING, 2009; MARTIN *et al.*, 2018), pois afeta diversos neurotransmissores que promovem alterações, principalmente no córtex cingulado anterior (ISHII; TANAKA; WATANABE, 2014; MARTIN *et al.*, 2018). Os resultados desta tese demonstraram que logo após a aplicação da ETCC anódica no M1 existiu uma diminuição na FM, mas não houve

diferença entre as condições experimentais em nenhum dos momentos investigados. Da mesma forma, não foi constatada uma diferença na FM entre as condições, quando analisados os participantes responsivos e não responsivos a ETCC.

Tal redução da FM, previamente ao exercício, poderia estar associada a uma melhora no desempenho no teste de corrida de 5km, porém não foi encontrada diminuição ao teste de corrida de 10km. Logo, não seria possível afirmar que a ETCC realmente reduziu a FM. Além do mais, não foram mensuradas as alterações cerebrais promovidas pela ETCC, portanto, esse resultado deve ser visto com cautela. A falta de alteração na FM também foi observada pelo estudo de Penna (2019), no qual foi observado que a indução da FM + ETCC anódica no M1 e no córtex pré-frontal não alterou a percepção de FM, e nem o desempenho na natação e no ciclismo, quando comparado à condição de indução da FM + placebo. Deste modo, são necessárias futuras investigações a fim de analisar se a ETCC anódica poderia realmente promover alterações na FM.

O estado de humor parece ter influência com o desempenho atlético, principalmente nos domínios vigor, confusão e depressão (BEEDIE; TERRY; LANE, 2000). Vitor-Costa *et al.* (2015) foram os primeiros a analisar os efeitos da ETCC anódica aplicada no M1, no desempenho e no estado de humor. Nesse estudo, foi observada melhora no desempenho de um exercício até a exaustão, da carga constante no cicloergômetro (80% da potência máxima), após a aplicação da ETCC anódica no M1, porém não foram encontradas alterações no estado de humor entre ETCC e placebo. Os resultados desta tese corroboram, parcialmente, com o estudo previamente citado, pois foi demonstrada melhora no desempenho da corrida nos participantes responsivos, mas sem qualquer alteração no estado de humor entre as condições ETCC anódica e placebo. Apenas um estudo reportou que a ETCC aplicada no M1 promoveu mudanças positivas no domínio vigor, no entanto, não existiu alteração no desempenho dos 800 metros da natação (VALENZUELA *et al.*, 2019).

Outra pesquisa mais recente verificou que a ETCC aplicada no M1 não foi capaz de alterar o desempenho de um exercício de carga constante, a 80% da potência pico, no cicloergômetro e nem estado de humor (DA SILVA MACHADO *et al.*, 2021). Talvez os testes escolhidos nesse e nos outros estudos não sejam os mais adequados para comparar o estado de humor entre as condições, haja vista os participantes geralmente tendem a aumentar o desempenho (como tempo, velocidade e potência) com as intervenções e, portanto, seria difícil de encontrar tais alterações no estado de humor, quando se aumenta o limite físico para alcançar um melhor desempenho. Embasando-se nos resultados, não fica claro se a ETCC

aplicada no M1 poderia realmente alterar o estado de humor, portanto, novas investigações devem ser conduzidas para entender se a ETCC seria capaz de alterar o estado de humor e se poderia estar associada com uma melhora no desempenho.

Limitações

Embora nosso estudo apresente novas descobertas dos efeitos da ETCC no desempenho de *endurance*, ele tem algumas limitações. A propagação exata da corrente elétrica no cérebro para a montagem usada neste estudo é desconhecida porque a ETCC convencional tem uma corrente difusa (MIRANDA *et al.*, 2013). Além disso, não mensuramos a atividade cortical durante a aplicação da ETCC, após a aplicação da ETCC ou após a corrida, portanto, não conseguimos investigar se as alterações na excitabilidade cortical foram os mecanismos responsáveis por melhorar o desempenho de corrida após a aplicação da ETCC. Porém, no presente estudo a montagem foi similar a utilizada por Angius *et al.* (2018) que demonstrou que a ETCC promoveu uma melhora no desempenho e demonstrou alterações positivas na excitabilidade cortical. Se as diferenças na montagem e localização do eletrodo da ETCC, bem como intensidades de corrente ou duração da estimulação produziram diferentes efeitos no desempenho da corrida e nas respostas psicofisiológicas associadas, isso não pode ser elucidado e deve ser um tópico de pesquisa futura.

Aplicações práticas

Nossos resultados sugerem que a administração aguda de tDCS com o ânodo sobre ambos os córtices motores pode representar uma intervenção “eletrocênica” para melhorar o desempenho de 5 km em campo em corredores de resistência masculinos moderadamente treinados. No entanto, nossos resultados devem ser generalizados para essa população com cautela. Os praticantes devem estar cientes de que a aplicação aguda desse método antes de um evento esportivo importante pode ser benéfica, mas nossos resultados não podem estender essa noção aos efeitos crônicos da ETCC aplicada durante as sessões de treinamento.

7 CONCLUSÃO

A ETCC anódica, aplicada previamente aos testes de corrida, foi capaz de melhorar o desempenho na corrida de 5km, mas não nos 10km, contudo, existiu uma grande variabilidade da resposta ergogênica entre os corredores amadores, ao passo que a ETCC anódica parece ter sido mais eficaz em corredores com um menor nível de *performance*. Além disso, a ETCC anódica parece ter promovido alterações nas respostas autonômicas cardíacas, durante os testes de corrida, porém não foi capaz de alterar as respostas perceptuais, a fadiga mental e o estado de humor.

8 REFERÊNCIAS

10,000 Metres Result | The XXXII Olympic Games (Athletics). . [s. l.], 2021. Disponível em: <https://www.worldathletics.org/results/olympic-games/2021/the-xxxii-olympic-games-athletics-7132391/men/10000-metres/final/result#resultheader>. Acesso em: 7 dez. 2021.

5,000 Metres Result | The XXXII Olympic Games (Athletics). . [s. l.], 2021. Disponível em: <https://www.worldathletics.org/results/olympic-games/2021/the-xxxii-olympic-games-athletics-7132391/men/5000-metres/final/result#resultheader>. Acesso em: 17 nov. 2021.

ABDELMOULA, A.; BAUDRY, S.; DUCHATEAU, J. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.02.025>

Age Grading Calculator | runbundle. . [s. l.], 2021. Disponível em: <https://runbundle.com/tools/age-grading-calculator>. Acesso em: 1 nov. 2021.

ALIX-FAGES, C.; GARCÍA-RAMOS, A.; CALDERÓN-NADAL, G.; COLOMER-POVEDA, D.; ROMERO-ARENAS, S.; FERNÁNDEZ-DEL-OLMO, M.; MÁRQUEZ, G. Anodal transcranial direct current stimulation enhances strength training volume but not the force–velocity profile. **European Journal of Applied Physiology**, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04417-2>

ALIX-FAGES, C.; ROMERO-ARENAS, S.; NADAL, G. C.; JEREZ-MARTÍNEZ, A.; PAREJA-BLANCO, F.; COLOMER-POVEDA, D.; MÁRQUEZ, G.; GARCIA-RAMOS, A. Transcranial direct current stimulation and repeated sprint ability: no effect on sprint performance or ratings of perceived exertion. **European Journal of Sport Science**, p. 1–10, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1883124>

ALLEN, D. G.; LAMB, G. D.; WESTERBLAD, H. Skeletal muscle fatigue: Cellular mechanisms. **Physiological Reviews**, v. 88, n. 1, p. 287–332, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2007>

AMMANN, C.; SPAMPINATO, D.; MÁRQUEZ-RUIZ, J. Modulating Motor Learning through Transcranial Direct-Current Stimulation: An Integrative View. **Frontiers in Psychology**, v. 7, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.01981>

ANDERSEN, J. J. The State of Running 2019 Key conclusions. 2021. Disponível em: <https://runrepeat.com/state-of-running>. Acesso em: 27 ago. 2021.

ANGIUS, L.; HOPKER, J. G.; MARCORA, S. M.; MAUGER, A. R. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3212-y>

ANGIUS, L.; HOPKER, J.; MAUGER, A. R. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance. **Frontiers in Physiology**, v. 8, p. 1–7, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00090>

ANGIUS, L.; MAUGER, A. R.; HOPKER, J.; PASCUAL-LEONE, A.; SANTARNECCHI, E.; MARCORA, S. M. Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals. **Brain Stimulation**, v. 11, n. 1, p. 108–117, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2017.09.017>

ANGIUS, L.; PAGEAUX, B.; HOPKER, J.; MARCORA, S. M.; MAUGER, A. R. Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee

extensors. **Neuroscience**, v. 339, p. 363–375, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.10.028>

ANGIUS, L.; PASCUAL-LEONE, A.; SANTARNECCHI, E. **Brain stimulation and physical performance**. 1. ed. [S. l.]: Elsevier B.V., 2018. v. 240E-book. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2018.07.010>

ANTAL, A. *et al.* Low intensity transcranial electric stimulation: Safety, ethical, legal regulatory and application guidelines. **Clinical Neurophysiology**, v. 128, n. 9, p. 1774–1809, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.06.001>

ANTAL, A.; NITSCHKE, M. A.; KINCSES, T. Z.; KRUSE, W.; HOFFMANN, K.; PAULUS, W. Facilitation of visuo-motor learning by transcranial direct current stimulation of the motor and extrastriate visual areas in humans. **European Journal of Neuroscience**, v. 19, n. 10, p. 2888–2892, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2004.03367.x>

ASMUSSEN, E.; MAZIN, B. Recuperation after muscular fatigue by “diverting activities”. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 38, n. 1, p. 1–7, 1978. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF00436747>

BACHTIAR, V.; NEAR, J.; JOHANSEN-BERG, H.; STAGG, C. J. Modulation of GABA and resting state functional connectivity by transcranial direct current stimulation. **eLife**, v. 4, n. 4:e08789, p. 1–9, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.7554/eLife.08789>

BALDARI, C.; BUZZACHERA, C. F.; VITOR-COSTA, M.; GABARDO, J. M.; BERNARDES, A. G.; ALTIMARI, L. R.; GUIDETTI, L. Effects of transcranial direct current stimulation on psychophysiological responses to maximal incremental exercise test in recreational endurance runners. **Frontiers in Psychology**, v. 9, p. 1–10, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.01867>

BARWOOD, M. J.; BUTTERWORTH, J.; GOODALL, S.; HOUSE, J. R.; LAWS, R.; NOWICKY, A.; CORBETT, J. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2016.07.006>

BEEDIE, C. J.; TERRY, P. C.; LANE, A. M. The profile of mood states and athletic performance: Two meta-analyses. **Journal of Applied Sport Psychology**, v. 12, n. 1, p. 49–68, 2000. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/10413200008404213>

BERTUZZI, R.; LIMA-SILVA, A. E.; PIRES, F. O.; DAMASCENO, M. V.; BUENO, S.; PASQUA, L. A.; BISHOP, D. J. Pacing strategy determinants during a 10-km running time trial: Contributions of perceived effort, physiological, and muscular parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 6, p. 1688–1696, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000314>

BHATTACHARJEE, S.; KASHYAP, R.; ABUALAIT, T.; ANNABEL CHEN, S. H.; YOO, W. K.; BASHIR, S. The Role of Primary Motor Cortex: More Than Movement Execution. **Journal of Motor Behavior**, v. 53, n. 2, p. 258–274, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1738992>

BIGLIASSI, M.; LEÓN-DOMÍNGUEZ, U.; BUZZACHERA, C. F.; BARRETO-SILVA, V.; ALTIMARI, L. R. How Does Music Aid 5 km of Running? **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 2, p. 305–314, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000627>

BIKSON, M. *et al.* Safety of Transcranial Direct Current Stimulation: Evidence Based

- Update 2016. **Brain Stimulation**, v. 9, n. 5, p. 641–661, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2016.06.004>
- BIKSON, M. *et al.* Transcranial electrical stimulation nomenclature. **Brain Stimulation**, v. 12, n. 6, p. 1349–1366, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2019.07.010>
- BIKSON, M.; DATTA, A.; RAHMAN, A.; SCATURRO, J. Electrode montages for tDCS and weak transcranial electrical stimulation: Role of “return” electrode’s position and size. **Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 12, p. 1976–1978, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.05.020>
- BIKSON, M.; INOUE, M.; AKIYAMA, H.; DEANS, J. K.; FOX, J. E.; MIYAKAWA, H.; JEFFERYS, J. G. R. Effect of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. **Journal of Physiology**, v. 557, n. 1, p. 175–190, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.055772>
- BINDMAN, L. J.; LIPPOLD, O. C. J.; REDFEARN, J. W. T. The action of brief polarizing currents on the cerebral cortex of the rat (1) during current flow and (2) in the production of long-lasting after-effects. **The Journal of Physiology**, v. 172, n. 3, p. 369–382, 1964. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1964.sp007425>
- BRASIL-NETO, J. P. Motor cortex stimulation for pain relief: Do corollary discharges play a role? **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 10, n. June, p. 1–6, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00323>
- BRASIL-NETO, J. P.; PASCUAL-LEONE, A.; VALLS-SOLÉ, J.; CAMMAROTA, A.; COHEN, L. G.; HALLETT, M. Postexercise depression of motor evoked potentials: a measure of central nervous system fatigue. **Experimental Brain Research**, v. 93, n. 1, p. 181–184, 1993. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF00227794>
- BRASIL-NETO, J. P.; COHEN, L. G.; HALLETT, M. Central fatigue as revealed by postexercise decrement of motor evoked potentials. **Muscle & Nerve**, v. 17, n. 7, p. 713–719, 1994. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mus.880170702>
- BRUNONI, A. R.; AMADERA, J.; BERBEL, B.; VOLZ, M. S.; RIZZERIO, B. G.; FREGNI, F. A systematic review on reporting and assessment of adverse effects associated with transcranial direct current stimulation. **International Journal of Neuropsychopharmacology**, v. 14, n. 8, p. 1133–1145, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1017/S1461145710001690>
- BRUNONI, A. R.; NITSCHKE, M. A.; LOO, C. K. **Transcranial Direct Current Stimulation in Neuropsychiatric Disorders**. Second ed. Cham: Springer International Publishing, 2021. *E-book*. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-76136-3>
- BURNLEY, M.; JONES, A. M. Power–duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance. **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 1, p. 1–12, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1249524>
- CHEN, C. H.; CHEN, Y. C.; JIANG, R. S.; LO, L. Y.; WANG, I. L.; CHIU, C. H. Transcranial direct current stimulation decreases the decline of speed during repeated sprinting in basketball athletes. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 13, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ijerph18136967>
- CICCONI, A. B.; DECKERT, J. A.; SCHLABS, C. R.; TILDEN, M. J.; HERDA, T. J.; GALLAGHER, P. M.; WEIR, J. P. Transcranial Direct Current Stimulation of the Temporal Lobe Does Not Affect High-Intensity Work Capacity. **Journal of strength and conditioning research**, v. 33, n. 8, p. 2074–2086, 2019. Disponível em:

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002561>

CLANCY, J. A.; JOHNSON, R.; RAW, R.; DEUCHARS, S. A.; DEUCHARS, J. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) over the motor cortex increases sympathetic nerve activity. **Brain stimulation**, v. 7, n. 1, p. 97–104, 2014. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.brs.2013.08.005>

CLARK, V. P.; COFFMAN, B. A.; TRUMBO, M. C.; GASPAROVIC, C. Transcranial direct current stimulation (tDCS) produces localized and specific alterations in neurochemistry: A 1H magnetic resonance spectroscopy study. **Neuroscience Letters**, v. 500, n. 1, p. 67–71, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.05.244>

CODELLA, R.; ALONGI, R.; FILIPAS, L.; LUZI, L. Ergogenic Effects of Bihemispheric Transcranial Direct Current Stimulation on Fitness: a Randomized Cross-over Trial.

International Journal of Sports Medicine, v. 42, n. 1, p. 66–73, 2021. Disponível em:

<https://doi.org/10.1055/a-1198-8525>

COGIAMANIAN, F.; MARCEGLIA, S.; ARDOLINO, G.; BARBIERI, S.; PRIORI, A. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2007.05633.x>

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2^o ed. New York: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.

CONWAY, B. **Smallest Worthwhile Change - Science for Sport**. [s. l.], 2017. Disponível em: <https://www.scienceforsport.com/smallest-worthwhile-change/#toggle-id-1>. Acesso em: 2 dez. 2021.

CRAIG, A. D. How do you feel? Interoception: the sense of the physiological condition of the body. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 3, n. 8, p. 655–666, 2002. Disponível em:

<https://doi.org/10.1038/nrn894>

CRAIG, A. D. How do you feel — now? The anterior insula and human awareness. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 10, n. 1, p. 59–70, 2009. Disponível em:

<https://doi.org/10.1038/nrn2555>

CREUTZFELDT, O. D.; FROMM, G. H.; KAPP, H. Influence of transcortical d-c currents on cortical neuronal activity. **Experimental Neurology**, v. 5, n. 6, p. 436–452, 1962. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0014-4886\(62\)90056-0](https://doi.org/10.1016/0014-4886(62)90056-0)

CURRELL, K.; JEUKENDRUP, A. E. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. **Sports medicine**, v. 38, n. 4, p. 297–316, 2008. Disponível em:

<https://doi.org/10.2165/00007256-200838040-00003>

DA SILVA MACHADO, D. G.; BIKSON, M.; DATTA, A.; CAPARELLI-DÁQUER, E.; UNAL, G.; BAPTISTA, A. F.; CYRINO, E. S.; LI, L. M.; MORYA, E.; MOREIRA, A.;

OKANO, A. H. Acute effect of high-definition and conventional tDCS on exercise performance and psychophysiological responses in endurance athletes: a randomized controlled trial. **Scientific Reports**, v. 11, n. 1, p. 13911, 2021. Disponível em:

<https://doi.org/10.1038/s41598-021-92670-6>

DE MORREE, H. M.; KLEIN, C.; MARCORA, S. M. Perception of effort reflects central motor command during movement execution. **Psychophysiology**, v. 49, n. 9, p. 1242–1253, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2012.01399.x>

DIPLA, K.; NASSIS, G. P.; VRABAS, I. S. Blood pressure control at rest and during exercise

in obese children and adults. **Journal of Obesity**, v. 2012, 2012. Disponível em:

<https://doi.org/10.1155/2012/147385>

EKHTIARI, H. *et al.* Transcranial electrical and magnetic stimulation (tES and TMS) for addiction medicine: A consensus paper on the present state of the science and the road ahead. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 104, p. 118–140, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.06.007>

ERDOGAN, E. T.; SAYDAM, S. S.; KURT, A.; KARAMURSEL, S. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation of the Motor Cortex in Healthy Volunteers. **Neurophysiology**, v. 50, n. 2, p. 124–130, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11062-018-9726-2>

ESTEVES, G. J.; MOTOYAMA, Y. L.; PAULO, P. E.; ELCADI, G. H.; PEREIRA, R.; DE AZEVEDO, P. H. S. M. Effect of transcranial direct current stimulation on supramaximal intermittent exercise performance. **Motriz. Revista de Educacao Fisica**, v. 25, n. 4, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/10.1590/S1980-6574201900040215>

FARINA, S.; TINAZZI, M.; LE PERA, D.; VALERIANI, M. Pain-related modulation of the human motor cortex. **Neurological Research**, v. 25, n. 2, p. 130–142, 2003. Disponível em: <https://doi.org/10.1179/016164103101201283>

FLÖEL, A. TDCS-enhanced motor and cognitive function in neurological diseases. **NeuroImage**, v. 85, p. 934–947, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.098>

FRAZER, A. K.; WILLIAMS, J.; SPITTLE, M.; KIDGELL, D. J. Cross-education of muscular strength is facilitated by homeostatic plasticity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 4, p. 665–677, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3538-8>

FRITSCH, B.; REIS, J.; MARTINOWICH, K.; SCHAMBRA, H. M.; JI, Y.; COHEN, L. G.; LU, B. Direct current stimulation promotes BDNF-dependent synaptic plasticity: Potential implications for motor learning. **Neuron**, v. 66, n. 2, p. 198–204, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2010.03.035>

FROYD, C.; BELTRAMI, F. G.; MILLET, G. Y.; NOAKES, T. D. Central regulation and neuromuscular fatigue during exercise of different durations. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 6, p. 1024–1032, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000867>

FULTON, R. C.; STRUTTON, P. H.; MCGREGOR, A. H.; DAVEY, N. J. Fatigue-Induced Change in Corticospinal Drive to Back Muscles in Elite Rowers. **Experimental Physiology**, v. 87, n. 5, p. 593–600, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/eph8702409>

FURUYA, S.; KLAUS, M.; NITSCHKE, M. A.; PAULUS, W.; ALTENMÜLLER, E. Ceiling effects prevent further improvement of transcranial stimulation in skilled musicians. **Journal of Neuroscience**, v. 34, n. 41, p. 13834–13839, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1170-14.2014>

GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological Reviews**, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>

GANDIGA, P. C.; HUMMEL, F. C.; COHEN, L. G. Transcranial DC stimulation (tDCS): A tool for double-blind sham-controlled clinical studies in brain stimulation. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 4, p. 845–850, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.12.003>

GARAVELO, J. J.; ALTIMARI, L. R.; GABARDO, J. M.; FERREIRA-JUNIOR, A.;

- FREITAS, L. A. G.; BUZZACHERA, C. F.; ESTEVES, J. V. D. C.; DA SILVA, S. G.; DE MORAES, S. M. F. Effects of walk training with self-selected intensity on biochemical markers and anthropometric variables in women with obesity. **Obesity Research and Clinical Practice**, v. 13, n. 2, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.orcp.2019.02.004>
- HALLETT, M. Transcranial Magnetic Stimulation: A Primer. **Neuron**, v. 55, n. 2, p. 187–199, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2007.06.026>
- HAZIME, F. A.; DA CUNHA, R. A.; SOLIAMAN, R. R.; ROMANCINI, A. C. B.; POCHINI, A. de C.; EJNISMAN, B.; BAPTISTA, A. F. 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. 402–407, 2017. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28593094> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5455189>
- HOLGADO, D.; VADILLO, M. A.; SANABRIA, D. The effects of transcranial direct current stimulation on objective and subjective indexes of exercise performance: A systematic review and meta-analysis. **Brain Stimulation**, v. 12, n. 2, p. 242–250, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2018.12.002>
- HOLGADO, D.; ZANDONAI, T.; CIRIA, L. F.; ZABALA, M.; HOPKER, J.; SANABRIA, D. 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. 1–14, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210873>
- HÖLLGE, J.; KUNKEL, M.; ZIEMANN, U.; TERGAU, F.; GEESE, R.; REIMERS, C. D. Central fatigue in sports and daily exercises. A magnetic stimulation study. **International Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 8, p. 614–617, 1997. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-2007-972691>
- HUANG, L.; DENG, Y.; ZHENG, X.; LIU, Y. Transcranial direct current stimulation with halo sport enhances repeated sprint cycling and cognitive performance. **Frontiers in Physiology**, v. 10, p. 1–7, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00118>
- IANNONE, A.; CRUZ, A. P. de M.; BRASIL-NETO, J. P.; BOECHAT-BARROS, R. Transcranial magnetic stimulation and transcranial direct current stimulation appear to be safe neuromodulatory techniques useful in the treatment of anxiety disorders and other neuropsychiatric disorders. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 74, n. 10, p. 829–835, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/0004-282X20160115>
- IKAI, M.; STEINHAUS, A. H. Some factors modifying the expression of human strength. **Journal of applied physiology**, v. 16, p. 157–163, 1961. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappl.1961.16.1.157>
- IKAI, M.; YABE, K. Training effect of muscular endurance by means of voluntary and electrical stimulation. **Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschließlich Arbeitsphysiologie**, v. 28, n. 1, p. 55–60, 1969. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF00696039>
- ISHII, A.; TANAKA, M.; WATANABE, Y. Neural mechanisms of mental fatigue. **Reviews in the Neurosciences**, v. 25, n. 4, p. 469–479, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1515/revneuro-2014-0028>
- IYER, M. B.; MATTU, U.; GRAFMAN, J.; LOMAREV, M.; SATO, S.; WASSERMANN,

- E. M. Safety and cognitive effect of frontal DC brain polarization in healthy individuals. **Neurology**, v. 64, n. 5, p. 872–875, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1212/01.WNL.0000152986.07469.E9>
- JAMIL, A.; NITSCHKE, M. A. What Effect Does tDCS Have on the Brain? Basic Physiology of tDCS. **Current Behavioral Neuroscience Reports**, v. 4, n. 4, p. 331–340, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40473-017-0134-5>
- JONVILLE, S.; JUTAND, L.; SIMIŁOWSKI, T.; DENJEAN, A.; DELPECH, N. Putative protective effect of inspiratory threshold loading against exercise-induced supraspinal diaphragm fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 98, n. 3, p. 991–998, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00528.2004>
- JUDGE, M.; HOPKER, J.; MAUGER, A. R. The effect of tDCS applied to the dorsolateral prefrontal cortex on cycling performance and the modulation of exercise induced pain. **Neuroscience Letters**, v. 743, p. 135584, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.135584>
- KADOSH, R. C. **The Stimulated Brain**. 1. ed. Oxford: Elsevier, 2014. *E-book*. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/C2012-0-02602-6>
- KAMALI, A. M.; SAAFI, Z. K.; YAHYAVI, S. S.; ZARIFKAR, A.; ALIGHOLI, H.; NAMI, M. Transcranial direct current stimulation to enhance athletic performance outcome in experienced bodybuilders. **PLoS ONE**, v. 14, n. 8, p. 1–20, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220363>
- KAN, B.; DUNDAS, J. E.; NOSAKA, K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 38, n. 7, p. 734–739, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1139/apnm-2012-0412>
- KAUSHALYA, F. S.; ROMERO-ARENAS, S.; GARCÍA-RAMOS, A.; COLOMER-POVEDA, D.; MARQUEZ, G. Acute effects of transcranial direct current stimulation on cycling and running performance. A systematic review and meta-analysis. **European Journal of Sport Science**, p. 1–32, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1856933>
- KESSLER, S. K.; TURKELTAUB, P. E.; BENSON, J. G.; HAMILTON, R. H. Differences in the experience of active and sham transcranial direct current stimulation. **Brain Stimulation**, v. 5, n. 2, p. 155–162, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2011.02.007>
- KLASS, M.; LÉVÉNEZ, M.; ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J. Spinal mechanisms contribute to differences in the time to failure of submaximal fatiguing contractions performed with different loads. **Journal of Neurophysiology**, v. 99, n. 3, p. 1096–1104, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jn.01252.2007>
- KLEM, G. H.; LUÈDERS, H. O.; JASPER, H. H.; ELGER, C. The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 52, n. 2–3, p. 3–9, 1999. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0022-510x\(84\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0022-510x(84)90023-6)
- KO, M.-H. Safety of Transcranial Direct Current Stimulation in Neurorehabilitation. **Brain & Neurorehabilitation**, v. 14, n. 1, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.12786/bn.2021.14.e9>
- 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. Can transcranial direct current stimulation improve the resistance strength and decrease the rating perceived scale in recreational weight-Training experience? **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 12, p. 3381–3387, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001457>
- LATTARI, E.; CAMPOS, C.; LAMEGO, M. K.; LEGEY, S.; NETO, G. M.; ROCHA, N. B.; OLIVEIRA, A. J.; CARPENTER, C. S.; MACHADO, S. Can Transcranial Direct Current Stimulation Improve Muscle Power in Individuals With Advanced Weight-Training Experience? **Journal of strength and conditioning research**, v. 34, n. 1, p. 97–103, 2020 a. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001956>
- LATTARI, E.; DE OLIVEIRA, B. S.; OLIVEIRA, B. R. R.; DE MELLO PEDREIRO, R. C.; MACHADO, S.; NETO, G. A. M. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2017.10.007>
- LATTARI, E.; ROSA FILHO, B. J.; FONSECA JUNIOR, S. J.; MURILLO-RODRIGUEZ, E.; ROCHA, N.; MACHADO, S.; MARANHÃO NETO, G. A. Effects on Volume Load and Ratings of Perceived Exertion in Individuals' Advanced Weight Training After Transcranial Direct Current Stimulation. **Journal of strength and conditioning research**, v. 34, n. 1, p. 89–96, 2020 b. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002434>
- LATTARI, E.; VIEIRA, L. A. F.; OLIVEIRA, B. R. R.; UNAL, G.; BIKSON, M.; DE MELLO PEDREIRO, R. C.; MARQUES NETO, S. R.; MACHADO, S.; MARANHÃO-NETO, G. A. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation with Caffeine Intake on Muscular Strength and Perceived Exertion. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 33, n. 5, p. 1237–1243, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003123>
- LEFAUCHEUR, J.-P.; WENDLING, F. Mechanisms of action of tDCS: A brief and practical overview. **Neurophysiologie Clinique**, v. 49, n. 4, p. 269–275, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.07.013>
- LI, L. M.; UEHARA, K.; HANAKAWA, T. The contribution of interindividual factors to variability of response in transcranial direct current stimulation studies. **Frontiers in Cellular Neuroscience**, v. 9, n. MAY, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fncel.2015.00181>
- LIEBETANZ, D.; KOCH, R.; MAYENFELS, S.; KÖNIG, F.; PAULUS, W.; NITSCHKE, M. A. Safety limits of cathodal transcranial direct current stimulation in rats. **Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 6, p. 1161–1167, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.01.022>
- LIEBETANZ, D.; NITSCHKE, M. A.; TERGAU, F.; PAULUS, W. Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. **Brain**, v. 125, n. 10, p. 2238–2247, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/brain/awf238>
- LIEPERT, J.; KOTTERBA, S.; TEGENTHOFF, M.; MALIN, J. P. Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation. **Muscle and Nerve**, v. 19, n. 11, p. 1429–1434, 1996. Disponível em: [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(199611\)19:11<1429::AID-MUS7>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(199611)19:11<1429::AID-MUS7>3.0.CO;2-E)
- LIU, A. *et al.* Immediate neurophysiological effects of transcranial electrical stimulation. **Nature Communications**, v. 9, n. 1, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41467-018-07233-7>

- MACHADO, D. G. d. S.; UNAL, G.; ANDRADE, S. M.; MOREIRA, A.; ALTIMARI, L. R.; BRUNONI, A. R.; PERREY, S.; MAUGER, A. R.; BIKSON, M.; OKANO, A. H. Effect of transcranial direct current stimulation on exercise performance: A systematic review and meta-analysis. **Brain Stimulation**, v. 12, n. 3, p. 593–605, 2019 a. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2018.12.227>
- MACHADO, F. A.; KRAVCHYCHYN, A. C. .; PESERICO, C. S.; DA SILVA, D. F.; MEZZARROBA, P. V. Incremental test design, peak “aerobic” running speed and endurance performance in runners. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 6, p. 577–582, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.12.009>
- MACHADO, S.; JANSEN, P.; ALMEIDA, V.; VELDEMA, J. Is tDCS an adjunct ergogenic resource for improving muscular strength and endurance performance? A systematic review. **Frontiers in Psychology**, v. 10, n. 1127, p. 1–10, 2019 b. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01127>
- MACMAHON, C.; SCHÜCKER, L.; HAGEMANN, N.; STRAUSS, B. Cognitive fatigue effects on physical performance during running. **Journal of Sport and Exercise Psychology**, v. 36, n. 4, p. 375–381, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/jsep.2013-0249>
- MAGALHÃES SALES, M.; DE SOUSA, C. V.; VIEIRA BROWNE, R. A.; BODNARIUC FONTES, E.; DOS REIS VIEIRA OLHER, R.; ERNESTO, C.; SIMÕES, H. G. Transcranial direct current stimulation improves muscle isokinetic performance of young trained individuals. **Medicina dello Sport**, v. 69, n. 2, p. 163–172, 2016.
- MAKOVAC, E.; THAYER, J. F.; OTTAVIANI, C. A meta-analysis of non-invasive brain stimulation and autonomic functioning: Implications for brain-heart pathways to cardiovascular disease. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 74, p. 330–341, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.05.001>
- MARCORA, S. Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 6, p. 2060–2062, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90378.2008>
- MARCORA, S. M.; STAIANO, W.; MANNING, V. Mental fatigue impairs physical performance in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 3, p. 857–864, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.91324.2008>
- MARTIN, K.; MEEUSEN, R.; THOMPSON, K. G.; KEEGAN, R.; RATTRAY, B. Mental Fatigue Impairs Endurance Performance: A Physiological Explanation. **Sports Medicine**, v. 48, n. 9, p. 2041–2051, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0946-9>
- MATSUDA, R. H.; TARDELLI, G. P.; GUIMARÃES, C. O.; SOUZA, V. H.; BAFFA FILHO, O. Estimulação magnética transcraniana: uma breve revisão dos princípios e aplicações. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 13, n. 1, p. 49, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2019.v13.n1.p49-56>
- MATSUMOTO, H.; UGAWA, Y. Adverse events of tDCS and tACS: A review. **Clinical Neurophysiology Practice**, v. 2, p. 19–25, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cnp.2016.12.003>
- MAUGER, A. R. Fatigue is a pain-the use of novel neurophysiological techniques to understand the fatigue-pain relationship. **Frontiers in Physiology**, v. 4 MAY, n. May, p. 1–4, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00104>
- MEEUSEN, R.; ROELANDS, B. Fatigue: Is it all neurochemistry? **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 1, p. 37–46, 2018. Disponível em:

<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1296890>

MESQUITA, P. H. C.; LAGE, G. M.; FRANCHINI, E.; ROMANO-SILVA, M. A.; ALBUQUERQUE, M. R. Bi-hemispheric anodal transcranial direct current stimulation worsens taekwondo-related performance. **Human Movement Science**, v. 66, n. March, p. 578–586, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.06.003>

MINHAS, P.; BANSAL, V.; PATEL, J.; HO, J. S.; DIAZ, J.; DATTA, A.; BIKSON, M. Electrodes for high-definition transcutaneous DC stimulation for applications in drug delivery and electrotherapy, including tDCS. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 190, n. 2, p. 188–197, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.05.007>

MIRANDA, P. C.; MEKONNEN, A.; SALVADOR, R.; RUFFINI, G. The electric field in the cortex during transcranial current stimulation. **Neuroimage**, v. 70, p. 48–58, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.12.034>

MONTENEGRO, R. A.; FARINATTI, P. de T. V.; FONTES, E. B.; SOARES, P. P. da S.; CUNHA, F. A. da; GURGEL, J. L.; PORTO, F.; CYRINO, E. S.; OKANO, A. H. Transcranial direct current stimulation influences the cardiac autonomic nervous control. **Neuroscience Letters**, v. 497, n. 1, p. 32–36, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.04.019>

MONTENEGRO, R.; OKANO, A.; GURGEL, J.; PORTO, F.; CUNHA, F.; MASSAFERRI, R.; FARINATTI, P. Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects. **Motriz. Revista de Educacao Fisica**, v. 21, n. 2, p. 185–193, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1980-65742015000200009>

MOREIRA, A.; DA SILVA MACHADO, D. G.; MOSCALESKI, L. A.; BAPTISTA, A. F.; LI, L. M.; MORYA, E.; OKANO, A. H. tDCS in Exercise, Sport Performance, and Recovery Process. In: **Transcranial Direct Current Stimulation in Neuropsychiatric Disorders**. 2. ed. Cham: Springer, 2021. p. 413–432. *E-book*. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-3-030-76136-3_18

MORYA, E. *et al.* Beyond the target area: an integrative view of tDCS-induced motor cortex modulation in patients and athletes. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 1–29, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0581-1>

MOSSO, A. **Fatigue**. 2^o ed. New York: London: Swan Sonnenschein & Co. LTD, 1906.

MURPHY, D. N.; BOGGIO, P.; FREGNI, F. Transcranial direct current stimulation as a therapeutic tool for the treatment of major depression: Insights from past and recent clinical studies. **Current Opinion in Psychiatry**, v. 22, n. 3, p. 306–311, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/YCO.0b013e32832a133f>

NAITO, E.; HIROSE, S. Efficient foot motor control by Neymar's brain. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 8, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00594>

NASSERI, P.; NITSCHKE, M. A.; EKHTIARI, H. A framework for categorizing electrode montages in transcranial direct current stimulation. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 9, n. FEB, p. 1–5, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00054>

NITSCHKE, M. A.; COHEN, L. G.; WASSERMANN, E. M.; PRIORI, A.; LANG, N.; ANTAL, A.; PAULUS, W.; HUMMEL, F.; BOGGIO, P. S.; FREGNI, F.; PASCUAL-LEONE, A. Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. **Brain Stimulation**, v. 1, n. 3, p. 206–223, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2008.06.004>

NITSCHKE, M. A.; FRICKE, K.; HENSCHKE, U.; SCHLITTLERLAU, A.; LIEBETANZ, D.; LANG, N.; HENNING, S.; TERGAU, F.; PAULUS, W. Pharmacological modulation of

cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans.

Journal of Physiology, v. 553, n. 1, p. 293–301, 2003 a. Disponível em:

<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.049916>

NITSCHKE, M. A.; JAUSSI, W.; LIEBETANZ, D.; LANG, N.; TERGAU, F.; PAULUS, W. Consolidation of human motor cortical neuroplasticity by D-cycloserine.

Neuropsychopharmacology, v. 29, n. 8, p. 1573–1578, 2004. Disponível em:

<https://doi.org/10.1038/sj.npp.1300517>

NITSCHKE, M. A.; KUO, M.; PAULUS, W.; ANTAL, A. Textbook of Neuromodulation. *In: Textbook of Neuromodulation. [S. l.: s. n.]*. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-1408-1>

NITSCHKE, M. A.; LIEBETANZ, D.; LANG, N.; ANTAL, A.; TERGAU, F.; PAULUS, W. Safety criteria for transcranial direct current stimulation (tDCS) in humans. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 11, p. 2220–2222, 2003 b. Disponível em:

[https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(03\)00235-9](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(03)00235-9)

NITSCHKE, M. A.; MÜLLER-DAHLHAUS, F.; PAULUS, W.; ZIEMANN, U. The pharmacology of neuroplasticity induced by non-invasive brain stimulation: Building models for the clinical use of CNS active drugs. **Journal of Physiology**, v. 590, n. 19, p. 4641–4662, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.232975>

NITSCHKE, M. A.; NITSCHKE, M. S.; KLEIN, C. C.; TERGAU, F.; ROTHWELL, J. C.; PAULUS, W. Level of action of cathodal DC polarisation induced inhibition of the human motor cortex. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 4, p. 600–604, 2003 c. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(02\)00412-1](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00412-1)

NITSCHKE, M. A.; PAULUS, W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. **Journal of Physiology**, v. 527, n. 3, p. 633–639, 2000. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00633.x>

NITSCHKE, M. A.; PAULUS, W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. **Neurology**, v. 57, n. 10, p. 1899–1901, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1212/WNL.57.10.1899>

NOBREGA, A. C. L.; O'LEARY, D.; SILVA, B. M.; MARONGIU, E.; PIEPOLI, M. F.; CRISAFULLI, A. Neural regulation of cardiovascular response to exercise: Role of central command and peripheral afferents. **BioMed Research International**, v. 2014, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2014/478965>

OHN, S. H.; PARK, C. II; YOO, W. K.; KO, M. H.; CHOI, K. P.; KIM, G. M.; LEE, Y. T.; KIM, Y. H. Time-dependent effect of transcranial direct current stimulation on the enhancement of working memory. **NeuroReport**, v. 19, n. 1, p. 43–47, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/WNR.0b013e3282f2adfd>

OKANO, A. H.; FONTES, E. B.; MONTENEGRO, R. A.; DE TARSO VERAS FARINATTI, P.; CYRINO, E. S.; LI, L. M.; BIKSON, M.; NOAKES, T. D. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091658>

OKANO, A. H.; MACHADO, D. G. S.; OLIVEIRA NETO, L.; FARIAS-JUNIOR, L. F.; AGRÍCOLA, P. M. D.; ARRUDA, A.; FONTELES, A. I.; LI, L. M.; FONTES, E. B.; ELSANGEDY, H. M.; MOREIRA, A. Can Transcranial Direct Current Stimulation Modulate Psychophysiological Response in Sedentary Men during Vigorous Aerobic Exercise? **International Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 7, p. 493–500, 2017. Disponível em:

<https://doi.org/10.1055/s-0042-121897>

OKI, K.; MAHATO, N. K.; NAKAZAWA, M.; AMANO, S.; FRANCE, C. R.; RUSS, D. W.; CLARK, B. C. Preliminary Evidence That Excitatory Transcranial Direct Current Stimulation Extends Time to Task Failure of a Sustained, Submaximal Muscular Contraction in Older Adults. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 71, n. 8, p. 1109–1112, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/gerona/glw011>

OPPENHEIMER, S. M.; GELB, A.; GIRVIN, J. P.; HACHINSKI, V. C. Cardiovascular effects of human insular cortex stimulation. **Neurology**, v. 42, n. 9, p. 1727–1732, 1992. Disponível em: <https://doi.org/10.1212/wnl.42.9.1727>

PALM, U.; REISINGER, E.; KEESER, D.; KUO, M. F.; POGARELL, O.; LEICHT, G.; MULERT, C.; NITSCHKE, M. A.; PADBERG, F. Evaluation of sham transcranial direct current stimulation for randomized, placebo-controlled clinical trials. **Brain Stimulation**, v. 6, n. 4, p. 690–695, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2013.01.005>

PARENT, A. Giovanni Aldini: From animal electricity to human brain stimulation. **Canadian Journal of Neurological Sciences**, v. 31, n. 4, p. 576–584, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1017/S0317167100003851>

PARK, S. B.; JUN SUNG, D.; KIM, B.; KIM, S. J.; HAN, J. K. Transcranial Direct Current Stimulation of motor cortex enhances running performance. **PLoS ONE**, v. 14, n. 2, p. 1–11, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211902>

PENNA, E. M. **Efeito Da Fadiga Mental, Da Estimulação Cerebral E Da Associação De Ambas No Desempenho Físico E Em Variáveis Psicofisiológicas Durante Atividades Aeróbias Prolongadas**. 2019. - Universidade Federal de Minas Gerais, [s. l.], 2019.

PETERSEN, N. T.; TAYLOR, J. L.; BUTLER, J. E.; GANDEVIA, S. C. Depression of activity in the corticospinal pathway during human motor behavior after strong voluntary contractions. **Journal of Neuroscience**, v. 23, n. 22, p. 7974–7980, 2003. Disponível em: <https://doi.org/10.1523/jneurosci.23-22-07974.2003>

POREISZ, C.; BOROS, K.; ANTAL, A.; PAULUS, W. Safety aspects of transcranial direct current stimulation concerning healthy subjects and patients. **Brain Research Bulletin**, v. 72, n. 4–6, p. 208–214, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2007.01.004>

PUTTEMANS, V.; WENDEROTH, N.; SWINNEN, S. P. Changes in brain activation during the acquisition of a multifrequency bimanual coordination task: From the cognitive stage to advanced levels of automaticity. **Journal of Neuroscience**, v. 25, n. 17, p. 4270–4278, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3866-04.2005>

RADEL, R.; TEMPEST, G.; DENIS, G.; BESSON, P.; ZORY, R. Extending the limits of force endurance: Stimulation of the motor or the frontal cortex? **Cortex**, v. 97, p. 96–108, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2017.09.026>

RADMAN, T.; RAMOS, R. L.; BRUMBERG, J. C.; BIKSON, M. Role of cortical cell type and morphology in subthreshold and suprathreshold uniform electric field stimulation in vitro. **Brain Stimulation**, v. 2, n. 4, p. 215–228.e3, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2009.03.007>

RAHMAN, A.; REATO, D.; ARLOTTI, M.; GASCA, F.; DATTA, A.; PARRA, L. C.; BIKSON, M. Cellular effects of acute direct current stimulation: Somatic and synaptic terminal effects. **Journal of Physiology**, v. 591, n. 10, p. 2563–2578, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.247171>

- REINHART, R. M. G.; COSMAN, J. D.; FUKUDA, K.; WOODMAN, G. F. Using transcranial direct-current stimulation (tDCS) to understand cognitive processing. **Attention, Perception, and Psychophysics**, v. 79, n. 1, p. 3–23, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.3758/s13414-016-1224-2>
- RHODES, R. E.; KATES, A. Can the Affective Response to Exercise Predict Future Motives and Physical Activity Behavior? A Systematic Review of Published Evidence. **Annals of Behavioral Medicine**, v. 49, n. 5, p. 715–731, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s12160-015-9704-5>
- RICHMOND, L. L.; WOLK, D. A.; COSLETT, H. B.; VYAS, G.; OLSON, I. R. Repeated daily exposure to direct current stimulation does not result in sustained or notable side effects. **Brain Stimulation**, v. 6, n. 6, p. 974–976, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2013.06.003>
- RIEDEL, P.; KABISCH, S.; RAGERT, P.; VON KRIEGSTEIN, K. Contact dermatitis after transcranial direct current stimulation. **Brain Stimulation**, v. 5, n. 3, p. 432–434, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2011.09.001>
- ROBERTSON, C. V.; MARINO, F. E. A role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination. **Journal of Applied Physiology**, v. 120, n. 4, p. 464–466, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00363.2015>
- ROSS, E. Z.; GREGSON, W.; WILLIAMS, K.; ROBERTSON, C.; GEORGE, K. Muscle contractile function and neural control after repetitive endurance cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 1, p. 206–212, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b07a18>
- ROSS, E. Z.; MIDDLETON, N.; SHAVE, R.; GEORGE, K.; NOWICKY, A. Corticomotor excitability contributes to neuromuscular fatigue following marathon running in man. **Experimental Physiology**, v. 92, n. 2, p. 417–426, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2006.035972>
- ROSSINI, P. M.; ROSSI, S. Clinical applications of motor evoked potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 106, n. 3, p. 180–194, 1998. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(97\)00097-7](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00097-7)
- SALAM, H.; MARCORA, S. M.; HOPKER, J. G. The effect of mental fatigue on critical power during cycling exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 1, p. 85–92, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3747-1>
- SASADA, S.; ENDOH, T.; ISHII, T.; KAWASHIMA, K.; SATO, S.; HAYASHI, A.; KOMIYAMA, T. Differential effects of transcranial direct current stimulation on sprint and endurance cycling. **Translational Sports Medicine**, v. 3, n. 3, p. 204–212, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/tsm2.129>
- SASADA, S.; ENDOH, T.; ISHII, T.; KOMIYAMA, T. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2017.07.056>
- SAVARD, G.; STRANGE, S.; KIENS, B.; RICHTER, E. A.; CHRISTENSEN, N. J.; SALTIN, B. Noradrenaline spillover during exercise in active versus resting skeletal muscle in man. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 131, n. 4, p. 507–515, 1987. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1987.tb08270.x>
- SCHUBERT, M. M.; ASTORINO, T. A. A systematic review of the efficacy of ergogenic

- aids for improving running performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 6, p. 1699–1707, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31826cad24>
- SEALS, D. R. Influence of muscle mass on sympathetic neural activation during isometric exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 67, n. 5, p. 1801–1806, 1989. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappl.1989.67.5.1801>
- SIDHU, S. K.; CRESSWELL, A. G.; CARROLL, T. J. Motor cortex excitability does not increase during sustained cycling exercise to volitional exhaustion. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 3, p. 401–409, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00486.2012>
- SIDHU, S. K.; WEAVIL, J. C.; MANGUM, T. S.; JESSOP, J. E.; RICHARDSON, R. S.; MORGAN, D. E.; AMANN, M. Group III/IV locomotor muscle afferents alter motor cortical and corticospinal excitability and promote central fatigue during cycling exercise. **Clinical Neurophysiology**, v. 128, n. 1, p. 44–55, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.10.008>
- SIDHU, S. K.; WEAVIL, J. C.; THURSTON, T. S.; ROSENBERGER, D.; JESSOP, J. E.; WANG, E.; RICHARDSON, R. S.; MCNEIL, C. J.; AMANN, M. Fatigue-related group III/IV muscle afferent feedback facilitates intracortical inhibition during locomotor exercise. **Journal of Physiology**, v. 596, n. 19, p. 4789–4801, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/JP276460>
- STAGG, C. J.; ANTAL, A.; NITSCHKE, M. A. Physiology of Transcranial Direct Current Stimulation. **Journal of ECT**, v. 34, n. 3, p. 144–152, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/YCT.0000000000000510>
- STAGG, C. J.; BEST, J. G.; STEPHENSON, M. C.; O'SHEA, J.; WYLEZINSKA, M.; KINESSES, Z. T.; MORRIS, P. G.; MATTHEWS, P. M.; JOHANSEN-BERG, H. Polarity-sensitive modulation of cortical neurotransmitters by transcranial stimulation. **Journal of Neuroscience**, v. 29, n. 16, p. 5202–5206, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4432-08.2009>
- STAGG, C. J.; BESTMANN, S.; CONSTANTINESCU, A. O.; MORENO MORENO, L.; ALLMAN, C.; MEKLE, R.; WOOLRICH, M.; NEAR, J.; JOHANSEN-BERG, H.; ROTHWELL, J. C. Relationship between physiological measures of excitability and levels of glutamate and GABA in the human motor cortex. **Journal of Physiology**, v. 589, n. 23, p. 5845–5855, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.216978>
- STAGG, C. J.; NITSCHKE, M. A. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. **Neuroscientist**, v. 17, n. 1, p. 37–53, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1073858410386614>
- TANAKA, S.; HANAKAWA, T.; HONDA, M.; WATANABE, K. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1863-9>
- TAYLOR, J. L.; AMANN, M.; DUCHATEAU, J.; MEEUSEN, R.; RICE, C. L. 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. 2294–2306, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000923>
- TERRY, P. C.; LANE, A. M.; FOGARTY, G. J. Construct validity of the Profile of Mood States - Adolescents for use with adults. **Psychology of Sport and Exercise**, v. 4, n. 2, p.

- 125–139, 2003. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S1469-0292\(01\)00035-8](https://doi.org/10.1016/S1469-0292(01)00035-8)
- THAIR, H.; HOLLOWAY, A. L.; NEWPORT, R.; SMITH, A. D. Transcranial direct current stimulation (tDCS): A Beginner's guide for design and implementation. **Frontiers in Neuroscience**, v. 11, p. 1–13, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00641>
- THOMAS, K.; ELMEUA, M.; HOWATSON, G.; GOODALL, S. Intensity-Dependent Contribution of Neuromuscular Fatigue after Constant-Load Cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 9, p. 1751–1760, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000950>
- THOMAS, R.; STEPHANE, P. Prefrontal cortex oxygenation and neuromuscular responses to exhaustive exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 102, n. 2, p. 153–163, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0568-7>
- UTZ, K. S.; DIMOVA, V.; OPPENLÄNDER, K.; KERKHOFF, G. Electrified minds: Transcranial direct current stimulation (tDCS) and Galvanic Vestibular Stimulation (GVS) as methods of non-invasive brain stimulation in neuropsychology-A review of current data and future implications. **Neuropsychologia**, v. 48, n. 10, p. 2789–2810, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2010.06.002>
- VALENZUELA, P. L.; AMO, C.; SÁNCHEZ-MARTÍNEZ, G.; TORRONTEGI, E.; VÁZQUEZ-CARRIÓN, J.; MONTALVO, Z.; LUCIA, A.; DE LA VILLA, P. Enhancement of mood but not performance in elite athletes with transcranial direct-current stimulation. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 14, n. 3, p. 310–316, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0473>
- VAN BOEKHOLDT, L.; KERSTENS, S.; KHATOUN, A.; ASAMOAH, B.; MC LAUGHLIN, M. tDCS peripheral nerve stimulation: a neglected mode of action? **Molecular Psychiatry**, v. 26, n. 2, p. 456–461, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41380-020-00962-6>
- VAN CUTSEM, J.; MARCORA, S.; DE PAUW, K.; BAILEY, S.; MEEUSEN, R.; ROELANDS, B. The Effects of Mental Fatigue on Physical Performance: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 47, n. 8, p. 1569–1588, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0672-0>
- VARGAS, V. Z.; BAPTISTA, A. F.; PEREIRA, G. O. C.; POCHINI, A. C.; EJNISSMAN, B.; SANTOS, M. B.; JOÃO, S. M. A.; HAZIME, F. A. Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: A crossover study. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 32, n. 5, p. 1336–1341, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001985>
- VASEGHI, B.; ZOGHI, M.; JABERZADEH, S. 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. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.01.020>
- VERIN, E.; ROSS, E.; DEMOULE, A.; HOPKINSON, N.; NICKOL, A.; FAUROUX, B.; MOXHAM, J.; SIMIŁOWSKI, T.; POLKEY, M. I. Effects of exhaustive incremental treadmill exercise on diaphragm and quadriceps motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 1, p. 253–259, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00325.2003>
- VIEIRA, L. A. F.; LATTARI, E.; DE JESUS ABREU, M. A.; RODRIGUES, G. M.; VIANA, B.; MACHADO, S.; OLIVEIRA, B. R. R.; MARANHÃO NETO, G. de A. Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) Improves Back-Squat Performance in Intermediate

Resistance-Training Men. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, p. 1–9, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1815638>

VITOR-COSTA, M. **Estimulação transcraniana por corrente contínua melhora o desempenho e estratégia de pacing em time trial de 2 km no remoergômetro**. 2017. - Universidade Estadual de Londrina, [s. l.], 2017.

VITOR-COSTA, M.; OKUNO, N. M.; BORTOLOTTI, H.; BERTOLLO, M.; BOGGIO, P. S.; FREGNI, F.; ALTIMARI, L. R. Improving Cycling Performance: Transcranial Direct Current Stimulation Increases Time to Exhaustion in Cycling. **PloS one**, v. 10, n. 12, p. e0144916, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144916>

VITOR-COSTA, M.; PEREIRA, L. A.; MONTENEGRO, R. A.; OKANO, A. H.; ALTIMARI, L. R. A Estimulação transcraniana por corrente contínua como recurso ergogênico: uma nova perspectiva no meio esportivo. **Revista da Educacao Fisica**, v. 23, n. 2, p. 167–174, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.4025/reveducfis.v23i2.10670>

WANG, J.; WEI, Y.; WEN, J.; LI, X. Skin burn after single session of transcranial direct current stimulation (tDCS). **Brain Stimulation**, v. 8, n. 1, p. 165–166, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2014.10.015>

WASSERMANN, E. M.; MCSHANE, L. M.; HALLETT, M.; COHEN, L. G. Noninvasive mapping of muscle representations in human motor cortex. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials**, v. 85, n. 1, p. 1–8, 1992. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(92\)90094-R](https://doi.org/10.1016/0168-5597(92)90094-R)

WEAVIL, J. C.; AMANN, M. **Corticospinal excitability during fatiguing whole body exercise**. 1. ed. London: Elsevier B.V., 2018. v. 240*E-book*. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2018.07.011>

WEAVIL, J. C.; SIDHU, S. K.; MANGUM, T. S.; RICHARDSON, R. S.; AMANN, M. Intensity-dependent alterations in the excitability of cortical and spinal projections to the knee extensors during isometric and locomotor exercise. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, v. 308, n. 12, p. R998–R1007, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00021.2015>

WEAVIL, J. C.; SIDHU, S. K.; MANGUM, T. S.; RICHARDSON, R. S.; AMANN, M. Fatigue diminishes motoneuronal excitability during cycling exercise. **Journal of Neurophysiology**, v. 116, n. 4, p. 1743–1751, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1152/jn.00300.2016>

WERHAHN, K. J.; KUNESCH, E.; NOACHTAR, S.; BENECKE, R.; CLASSEN, J. Differential effects on motorcortical inhibition induced by blockade of GABA uptake in humans. **Journal of Physiology**, v. 517, n. 2, p. 591–597, 1999. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.0591t.x>

WIETHOFF, S.; HAMADA, M.; ROTHWELL, J. C. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex. **Brain Stimulation**, v. 7, n. 3, p. 468–475, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.brs.2014.02.003>

WILLIAMS, P. S.; HOFFMAN, R. L.; CLARK, B. 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, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0081418>

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

<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.11.012>

WRIGHTSON, J. G.; TWOMEY, R.; YEUNG, S. T. Y.; MILLET, G. Y. No effect of tDCS of the primary motor cortex on isometric exercise performance or perceived fatigue.

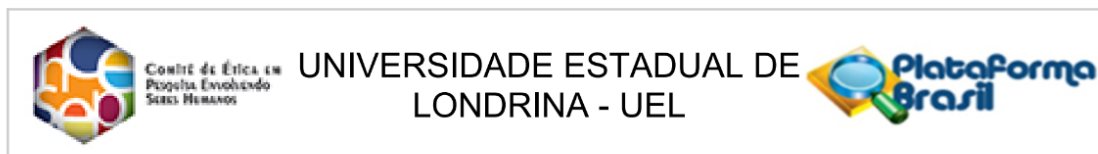
European Journal of Neuroscience, v. 52, n. 2, p. 2905–2914, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/ejn.14651>

YAVARI, F.; NITSCHKE, M. A.; EKHTIARI, H. Transcranial electric stimulation for precision medicine: A spatiomechanistic framework. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 11, n. 159, p. 1–19, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00159>

ZANETTE, G.; BONATO, C.; POLO, A.; TINAZZI, M.; MANGANOTTI, P.; FIASCHI, A. Long-lasting depression of motor-evoked potentials to transcranial magnetic stimulation following exercise. **Experimental Brain Research**, v. 107, n. 1, p. 80–86, 1995. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/BF00228019>

APÊNDICES

Comitê de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito da estimulação transcraniana de corrente contínua sobre o desempenho e pacing nas corridas de 5 e 10 km

Pesquisador: Leandro Ricardo Altimari

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 11401119.7.0000.5231

Instituição Proponente: CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEM/UEL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.511.727

Apresentação do Projeto:

Resumo:

O objetivo do presente estudo será investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua sobre o desempenho, estratégia de pacing, respostas fisiológicas e psicológicas nas corridas de 5 e 10 km. Participarão do estudo 15 sujeitos para a corrida de 5 km, e outros 15 sujeitos para a corrida de 10 km. Os sujeitos serão submetidos a 4 sessões para cada distância: 1) antropometria, teste incremental e familiarizações; 2) ETCC seguido pela corrida; 3) SHAM seguido pela corrida; 4) Controle seguido pela corrida. As sessões de 2,3 e 4 serão realizadas de maneira aleatória. Variáveis psicofisiológicas serão avaliadas previamente as sessões, após a aplicação ou não da ETCC, e depois da corrida. Serão mensuradas a frequência cardíaca e a PSE durante a corrida. Serão aplicados os testes de Shapiro-Wilk, ANOVA para medidas repetidas seguido pela post-hoc de Bonferroni, adotando $P < 0,05$.

Hipótese:

A hipótese é que o desempenho e o pacing serão melhorados após a aplicação da ETCC e também que a ETCC irá promover alterações positivas nas respostas psicológicas.

Metodologia Proposta:

Inicialmente, serão recrutados 30 participantes voluntários do sexo masculino para participar do

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

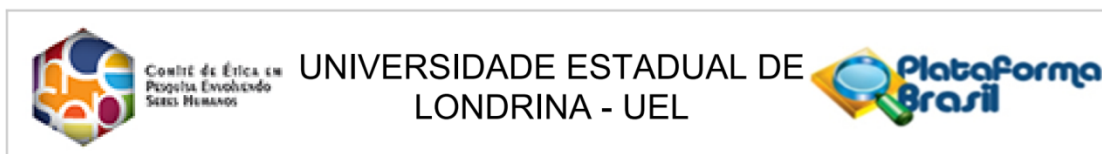
UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 3.511.727

estudo, 15 para a corrida de 5 km e 15 para a corrida de 10 km. Todos os participantes estarão cientes sobre os procedimentos do experimento e suas implicações, e assinarão um termo de consentimento livre e esclarecido. Desenho experimental. Serão realizadas duas etapas não-consecutivas de coletas de dados. Na primeira etapa, os participantes comparecerão ao laboratório para tomarem conhecimento da proposta do estudo, testes e equipamentos em que serão submetidos. Durante a primeira visita, serão mensuradas variáveis antropométricas, e eles irão realizar um teste incremental de exercício máximo. Durante a segunda etapa, os participantes realizarão as sessões experimentais aleatorizadas das provas de 5 e 10 km, nas quais serão submetidos ao protocolo do estudo em 3 sessões: placebo (I), ETCC (II) e controle (III) em ordem randomizadas. Seguindo da estimulação (ou não) os indivíduos realizarão corridas de 5 ou 10 km, onde serão verificadas respostas fisiológicas e psicofisiológicas e o desempenho durante os esforços. Todos os testes serão realizados no mesmo horário do dia, com pelo menos 1 h após a refeição mais recente. Teste incremental. Para o teste incremental, os sujeitos iniciarão 8 km/h e será aumentada a velocidade a cada minuto, a inclinação da esteira será 1% durante todo o teste. Os critérios utilizados para determinar o VO₂max serão : (1) nenhum aumento de VO₂ ou FC apesar do aumento da intensidade de exercício; (2) percepção subjetiva de esforço (PSE) maior do que 17 na escala de 6-20, onde a PSE foi mensurada ao final de cada estágio do teste incremental; (3) razão de troca respiratória maior do que 1,10 e (4) 90% da frequência cardíaca máxima prevista para a idade (ACSM, 2017). Sessões experimentais. Antes de cada corrida, os participantes realizarão um exercício de aquecimento padronizado, que consistirá de 5 min corrida leve. Depois disso, a corrida de 5 ou 10 km será realizado pelos participantes, que serão instruídos a concluir o teste o mais rápido possível. O feedback visual da distância percorrida será fornecido continuamente aos participantes durante o teste. Será recordado o tempo total de prova e de cada volta. A frequência cardíaca (FC) será continuamente mensurada com um transmissor de frequência cardíaca (Polar, Finlândia). As respostas psicofisiológicas serão avaliadas a cada volta dos 5 ou 10 km. Respostas psicológicas. Os participantes irão responder questionários de humor e afeto antes, após a ETCC, SHAM ou controle, e imediatamente após o time trial. A Brunel Mood Scale (BRUMS), desenvolvida por Terry et al. (2003) será usada para mensurar estados de humor. A valência afetiva (prazerosa-desprazerosa) será avaliada pela Feeling Scale (FS) (HARDY & REJESKI, 1989). Além disso, os participantes serão convidados a responder "como você se sente agora?" em termos de fadiga mental (PFM) antes, durante e depois de cada condição experimental. O PSE será obtida por meio de uma escala de Borg (BORG, 1982). Estimulação Transcraniana por Corrente Continua. Será utilizado o sistema internacional EEG 10-20 para o posicionamento dos eletrodos

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

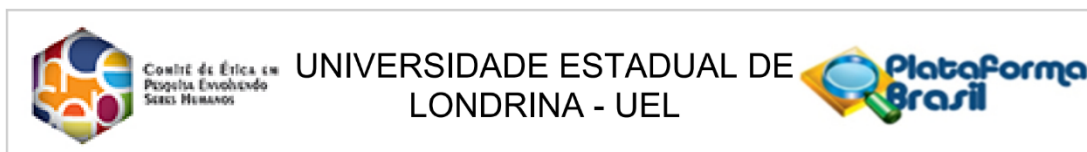
UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 3.511.727

(JASPER, 1958). A ETCC será administrada por um estimulador de corrente contínua usando um eletrodo anodo de borracha (9 × 4 cm) e um eletrodo catódico de borracha (7 × 5 cm) e esponja sintética embebida em água, onde, o eletrodo ânodo será colocado sobre o couro cabeludo com o centro na região Cz (4,5 cm de cada lado do córtex motor primário) e o outro eletrodo catódico será colocado sobre a protuberância occipital (VITORCOSTA et al., 2015). Para a condição SHAM as mesmas configurações da condição ETCC será usada. A intensidade de estimulação será fixada em 2,0 mA por 13 min, enquanto que durante a condição SHAM durará apenas por 30 s. Para garantir a boa condutância, as esponjas dos eletrodos serão embebidas com solução salina padrão (150 mM NaCl).

Critério de Exclusão:

Possuir doenças neurológicas (ex: epilepsia), doenças respiratórias (ex: DPOC), dispositivos médicos implantáveis (ex: marcapasso, stents), histórico de cirurgia cardiovascular.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua sobre o desempenho, estratégia de pacing, respostas fisiológicas e psicológicas na corrida de 5 e 10 km.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Dentre os possíveis riscos e desconfortos do teste incremental máximo estão náuseas, vômitos e enjoos. Entretanto, menos de 1% da população apresenta desconforto extremo durante este tipo de teste. No entanto, caso ocorra mal-estar ou lesões durante os procedimentos, o pesquisador responsável irá interromper imediatamente o procedimento, dar amparo e realizar o encaminhamento adequado para socorro do paciente caso haja necessidade, arcando assim com os custos.

Benefícios:

Obter índices fisiológicos que são frequentemente utilizados por indivíduos que visam à manutenção da saúde, uma melhor orientação e prescrição de atividades físicas, os resultados que serão encontrados podem contribuir cientificamente para as áreas da fisiologia, fisiologia do exercício e neurociência.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de pesquisa relevante.

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

CEP: 86.057-970

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

E-mail: cep268@uel.br



Comitê de Ética em
Pesquisa Envolvendo
Seres Humanos

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 3.511.727

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos apresentados foram:

- Folha de rosto para pesquisa com seres humanos devidamente preenchida.
- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido em forma de convite e com linguagem adequada.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após a reavaliação verificou-se que as pendências foram solucionadas e, portanto, vota-se pela aprovação do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Prezado(a) Pesquisador(a),

Este é seu parecer final de aprovação, vinculado ao Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina. É sua responsabilidade apresentá-lo aos órgãos e/ou instituições pertinentes.

Ressaltamos, para início da pesquisa, as seguintes atribuições do pesquisador, conforme Resolução CNS 466/2012 e 510/2016:

A responsabilidade do pesquisador é indelegável e indeclinável e compreende os aspectos éticos e legais, cabendo-lhe:

- conduzir o processo de Consentimento e de Assentimento Livre e Esclarecido;
- apresentar dados solicitados pelo sistema CEP/CONEP a qualquer momento;
- desenvolver o projeto conforme delineado, justificando, quando ocorridas, a sua mudança ou interrupção;
- elaborar e apresentar os relatórios parciais e final;
- manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período mínimo de 5 (cinco) anos após o término da pesquisa;
- encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores e pessoal técnico integrante do projeto;
- justificar fundamentadamente, perante o sistema CEP/CONEP, interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Coordenação CEP/UEL.

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

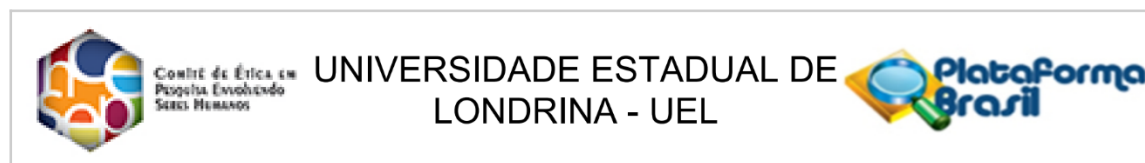
UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br



Continuação do Parecer: 3.511.727

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1327624.pdf	13/08/2019 12:00:12		Aceito
Outros	Parecer_CEP.docx	13/08/2019 11:54:05	Leandro Ricardo Altimari	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_detalhado.docx	13/08/2019 11:51:43	Leandro Ricardo Altimari	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_.doc	13/08/2019 11:50:47	Leandro Ricardo Altimari	Aceito
Outros	Escalas.docx	27/05/2019 12:42:21	Leandro Ricardo Altimari	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	04/04/2019 19:47:39	ADALBERTO FERREIRA JUNIOR	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

LONDRINA, 16 de Agosto de 2019

**Assinado por:
Osvaldo Coelho Pereira Neto
(Coordenador(a))**

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Telefone: (43)3371-5455

Município: LONDRINA

CEP: 86.057-970

E-mail: cep268@uel.br

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“Efeito da estimulação transcraniana de corrente contínua sobre o desempenho e pacing nas corridas de 5 e 10 km”

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa **“Efeito da estimulação transcraniana de corrente contínua sobre o desempenho e pacing nas corridas de 5 e 10 km”**, a ser realizada no **Laboratório de Fisiologia e Bioquímica do Exercício no Centro de Educação Física e Esporte – (CEFE) / UEL**. O objetivo da pesquisa é **“investigar os efeitos da estimulação transcraniana por corrente contínua sobre o desempenho, estratégia de pacing, respostas fisiológicas e psicológicas nas corridas de 5 e 10 km”**. Serão realizadas duas etapas não-consecutivas de coletas de dados: Na primeira etapa, você irá comparecer ao laboratório para tomar conhecimento da proposta do estudo, dos equipamentos e testes e que serão realizados. Durante essa primeira visita, serão mensuradas variáveis antropométricas e um teste incremental de exercício máximo para mensurar o consumo máximo de oxigênio (VO_{2max}) e velocidade máxima (V_{max}) alcançada. Durante a segunda etapa, você realizará 3 sessões experimentais (Controle, ETCC e SHAM) de maneira aleatória nas provas de 5 ou 10 km (dependendo de qual é a sua prova específica), sendo elas: 1) Controle (onde não será aplicado nenhum equipamento você apenas irá realizar a corrida); 2) Estimulação transcraniana de corrente contínua (ETCC), onde será aplicada uma fraca corrente elétrica 2,0mA durante 13 min por meio de um aparelho de estimulação cerebral não-invasivo e após isso realizará a corrida; 3) SHAM será realizado o mesmo procedimento da ETCC, porém o equipamento será desligado após 30 segundos sem que você perceba, e então após os 13 minutos de aplicação será realizada a corrida. Durante a corrida serão verificadas respostas fisiológicas e psicofisiológicas e o desempenho durante os esforços. O tempo de cada sessão será de aproximadamente 50 minutos, e serão necessários 4 dias de coleta de dados respeitando um intervalo de 48-72h entre os dias de coleta.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo o (a) senhor (a): recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto

*Termo de Consentimento Livre Esclarecido apresentado, atendendo, conforme normas da Resolução 466/2012 de 12 de dezembro de 2012.

sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Os gastos com transporte dos participantes durante a pesquisa serão inteiramente arcados pelo pesquisador responsável. Esclarecemos ainda, que o(a) senhor(a) não pagará e nem será remunerado(a) por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação.

Os benefícios esperados são - **obter índices fisiológicos que são frequentemente utilizados por indivíduos que visam à manutenção da saúde; - uma melhor orientação e prescrição de atividades físicas; - os resultados que serão encontrados podem contribuir cientificamente para as áreas da fisiologia, fisiologia do exercício e neurociência.**

Dentre os possíveis riscos e desconfortos do teste incremental máximo estão náuseas, vômitos e enjoos. Entretanto, menos de 1% da população apresenta desconforto extremo durante este tipo de teste. Caso ocorra mal-estar ou lesões durante os procedimentos, o pesquisador responsável irá interromper imediatamente o procedimento, dar amparo e se houver qualquer incidente a responsabilidade de transporte para atendimento médico será exclusivamente do pesquisador.

Caso o(a) senhor(a) tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar (**Leandro Ricardo Altimari, R. Raul Juliato 825, Londrina/PR, Fone: (43) 99127-0536, e-mail: altimari@uel.br**), ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue ao (à) senhor(a).

Londrina, ___ de _____ de 2019.

Pesquisador Responsável

RG: 5.357.935-6

_____ (NOME POR EXTENSO DO SUJEITO DE PESQUISA), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

*Termo de Consentimento Livre Esclarecido apresentado, atendendo, conforme normas da Resolução 466/2012 de 12 de dezembro de 2012.

Escala de Fadiga Mental**Escala de Fadiga Mental**

1	Nada
2	Muito pouco
3	
4	Pouco
5	Moderada
6	
7	Severo
8	Muito severo
9	
10	Extremamente

Escala de BRUMS

Escala:					
	0 = nada	1 = um pouco	2 = moderadamente		
	3 = bastante	4 = extremamente			
	0	1	2	3	4
1. Apavorado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Animado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Confuso	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Esgotado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Deprimido	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Desanimado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Irritado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Exausto	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Inseguro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. Sonolento	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. Zangado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12. Triste	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13. Ansioso	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. Preocupado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15. Com disposição	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16. Infeliz	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
17. Desorientado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
18. Tenso	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
19. Com raiva	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
20. Com energia	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
21. Cansado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
22. Mal-humorado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
23. Alerta	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
24. Indeciso	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>