

文章编号: 1004-7220(2024)02-0293-06

高精度经颅直流电刺激对踝关节跖背屈疲劳任务中脊髓运动神经元兴奋性的影响

于常晓^{1,2}, 占江龙², 沈斌², 周俊鸿^{3,4}, 徐琳峰¹, 傅维杰²

(1. 杭州医学院 康复学院, 杭州 310000; 2. 上海体育大学 运动健身科技省部共建教育部重点实验室, 上海 200438;
3. 美国哈佛医学院, 马萨诸塞州 02115; 4. 美国希伯来老年研究所, 马萨诸塞州 02131)

摘要:目的 探究踝关节跖背屈疲劳任务中高精度经颅直流电刺激 (high-definition transcranial direct current stimulation, HD-tDCS) 对 H-反射和 M-波的调控效果, 为 HD-tDCS 减轻神经肌肉疲劳的实际应用提供方向。方法 招募 20 名健康青年男性受试者, 随机分为真刺激组和假刺激组各 10 名。对受试者采取连续 5 d 的单盲 HD-tDCS 干预 (时间 20 min; 强度 2 mA; 靶点 Cz), 干预前 1 天采集受试者安静条件下的 H-反射和 M-波, 跖屈肌最大自主收缩 (maximal voluntary isometric contraction, MVIC) 时的 M-波, 跖屈肌和背屈肌 MVIC 力矩, 并进行一次踝关节跖背屈运动性疲劳任务, 以确定受试者达到该任务疲劳的时间。干预后 1 天进行与第 1 次疲劳任务相同的运动时间, 并进行后测的数据采集。采用重复测量双因素 (刺激方案×疲劳前后) 方差分析其自变量对受试者肌肉力学特性、 α 运动神经元传导特性各指标的影响。结果 相较于疲劳前, 两组疲劳后的自主激活值 (voluntary activation, VA)、H-反射最大值 (maximal H-reflex, H_{max})、M-波最大值 (maximal M-wave, M_{max})、跖屈肌和背屈肌 MVIC 力矩均显著降低 ($P < 0.05$), 但相比于真刺激组, 假刺激组的 VA 和背屈肌 MVIC 力矩下降更为显著 ($P < 0.05$)。结论 连续 5 d 的 HD-tDCS 干预有助于提高脊髓节段 α 运动神经元的活性, 且能抑制跖背屈疲劳诱发的外周“神经-肌肉”接头处信息传递能力的下降。

关键词: 高精度经颅直流电刺激; 最大自主收缩; 神经冲动; 皮质-脊髓通路; α 运动神经元活性; 肌肉疲劳

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.015

Effects of High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation on Excitability of Spinal Motoneurons under Ankle Dorsi-Plantarflexion Fatigue Task

YU Changxiao^{1,2}, ZHAN Jianglong², SHEN Bin², ZHOU Junhong^{3,4}, XU Linfeng¹, FU Weijie²

(1. School of Rehabilitation Science, Hangzhou Medical College, Hangzhou 310000, China; 2. Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 3. Harvard Medical School, MA 02115, USA; 4. Hebrew Senior Life Hinda and Arthur Marcus Institute for Aging Research, MA 02131, USA)

Abstract: Objective To investigate the effects of high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS) on the modulation of the H-reflex and M-wave during ankle dorsiflexion-plantar flexion fatigue tasks to provide

收稿日期: 2023-08-08; 修回日期: 2023-09-08

基金项目: 国家自然科学基金项目 (12272238, 11932013), 上海市青年拔尖人才开发计划

通信作者: 傅维杰, 教授, 博士研究生导师, E-mail: fuweijie@sus.edu.cn

direction for the application of HD-tDCS in mitigating neuromuscular fatigue. **Methods** Twenty healthy young male participants were recruited and randomly assigned to either the real stimulation or sham stimulation group, with 10 participants in each group. The intervention consisted of a 5-day single-blind HD-tDCS application (duration: 20 min; intensity: 2 mA; target: Cz). Baseline measurements of the H-reflex and M-wave under resting conditions, M-wave during maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of the dorsiflexor muscle, and MVIC torque of the dorsiflexor and plantar flexor muscles were obtained. An ankle dorsiflexion fatigue task was performed to determine the time to achieve fatigue for the task. The same fatigue task was repeated and evaluated one day after the intervention. A repeated-measures two-factor (stimulation condition \times pre/post fatigue) analysis of variance (ANOVA) was used to analyze the effects of independent variables on the mechanical properties of the muscles and α -motoneuron conduction characteristics. **Results** After fatigue, voluntary activation (VA), maximal H-reflex (H_{\max}), maximal M-wave (M_{\max}), and dorsiflexor and plantar flexor MVIC torques in both groups were significantly reduced compared with pre-fatigue levels ($P < 0.05$). However, compared to the real stimulation group, the sham stimulation group showed a more significant decline in VA and plantar flexor MVIC torque ($P < 0.05$). **Conclusions** A continuous 5-day HD-tDCS intervention can effectively increase α -motoneuron activity at the spinal segment. It can also exert an inhibitory effect on reducing information transmission capacity at the peripheral neuromuscular junction under the ankle dorsi-plantarflexion fatigue task.

Key words: high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS); maximal voluntary isometric contraction (MVIC); neural impulses; corticospinal pathway; α -motoneuron activity; muscle fatigue

运动性疲劳是一种由于肌肉长时间收缩引起的最大自主力量降低的生理性现象,按照疲劳发生位置的不同可以划分为外周性疲劳和中枢性疲劳。外周性疲劳发生在神经-肌肉接头处或其远端,降低肌纤维力量的产生,而中枢性疲劳是由于大脑皮质和髓质机制性的变化导致支配自主运动的神经元激活能力的逐渐降低^[1]。经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)作为一项“神经启动技术”,通过 tDCS 干预提高大脑皮层的兴奋性,增加运动皮层神经冲动的输出量^[2]。但是 tDCS 是否有助于补偿因脊髓节段兴奋性降低而减少的驱动力,目前尚无定论。探究此问题,将有助于为减轻疲劳的不良影响设计科学、合理的应对策略提供重要参考。

近年来,作为一项无创脑神经调控技术, tDCS 因能延缓运动性疲劳、提高肌肉力量、促进运动机能学习等而受到广泛关注。运动性疲劳过程涉及皮质-脊髓束的多个层面的变化。大量的研究发现,运动皮层(motor cortex, M1)神经冲动输出量的减少会导致肌肉力量的下降^[3]。而 M1 区阳极 tDCS 干预已被证实可以提高皮层兴奋性,且具有延缓运动性疲劳的潜力^[4-5]。高精度 tDCS (high-definition tDCS, HD-tDCS)技术相较于传统的 tDCS,其电场聚

焦性更突出,在目标区域形成更强有力的电场^[6]。目前的研究发现,HD-tDCS 干预可以促进足踝肌肉力量和本体感觉功能,增强工作记忆,提高热痛阈值和压痛阈值^[7-9]等。因此,未来有望通过 HD-tDCS 干预,从而起到延缓疲劳、提高运动表现的效果。

鉴于踝关节跖背屈动作在动态姿势控制中的重要性,本文以踝跖背屈为例,探究连续 5 d 的 HD-tDCS 干预对等速最大力量跖背屈任务诱导运动性疲劳的影响,通过评估肌肉力学特性和 α 运动神经元传导特性,揭示 HD-tDCS 对运动性疲劳作用效果的中枢机制,为设计科学、合理的疲劳缓解策略提供借鉴与启发。

1 研究方法

1.1 研究对象

通过 G * Power 3.1.9.2 软件计算出本研究需要的最小样本量。在进行双因素(刺激方案 \times 疲劳前后)重复测量方差检验分析时,设定检验效能(power)为 0.95,显著性水平为 0.05,效应量(effect size)为 0.4,计算出需要最小样本量的总数为 16 人。为增强实验结果的统计效力和防止受试者流失或数据遗失,本研究最终纳入 20 名受试者。其

中,真刺激组 10 人,年龄(25.20 ± 4.64)岁,身高(175.30 ± 4.40)cm,体质量(71.20 ± 11.37)kg;假刺激组 10 人,年龄(23.50 ± 2.84)岁,身高(176.40 ± 6.31)cm,体质量(71.40 ± 6.64)kg。纳入标准如下:①考虑到女性月经周期雌性激素水平的干扰,仅招募男性受试者;②年龄 18~30 岁;③身体质量指数(body mass index, BMI) ≤ 25 kg/m²;④右侧腿为优势侧,通过踢球测试确认^[10];⑤有规律运动习惯的业余运动员。排除标准如下:①半年内下肢有手术史或足部软组织疾病;②有呼吸道或心血管病史;③有神经性疾病、传染病或其他影响运动表现的疾病;④实验前 5 天摄入咖啡、烟和能量补充剂。正式测试前告知受试者实验流程及实验目的,并签署知情同意书。本研究得到上海体育大学伦理委员会的批准。

1.2 数据采集

受试者第 1 次来访进行基线采集,包含踝关节跖背屈最大自主收缩(maximal voluntary isometric contraction, MVIC)力矩测试和胫神经电刺激测试,以及跖背屈疲劳任务的时间测试。随后进行连续 5 d 的 HD-tDCS 干预,本实验为单盲随机对照研究,受试者不知晓刺激类型,研究人员知晓刺激类型。HD-tDCS 干预前,受试者被随机分为真刺激组(10 人)和假刺激组(10 人)。HD-tDCS 设备(DC-stimulator MC, NeuroCare 公司,德国)操作参考文献[11]中的研究。真、假刺激组的电极片放置和电流设置参考文献[6]。电流刺激强度设置为 2 mA,刺激时长为 20 min。在电刺激过程中,如果受试者感觉到有任何不适,应立即终止刺激。基于过去的研究,在临床医学和运动科学的相关研究中发现,连续每天的 tDCS 干预可能存在累积效应,其作用效果优于单次刺激^[12-13]。且连续 5 d 的 tDCS 干预已被认为有助于延长和稳定 tDCS 的后效应^[14]。本研究中,两组受试者接受连续 5 d 的真/假 HD-tDCS 干预后,第 6 天进行与前测时间相同的等速最大力量跖背屈任务,以及后续的评估测试。

跖背屈 MVIC 力矩测试中,要求受试者保持俯卧位,固定右侧膝关节和足部,使其处于解剖零位(起始位置)。通过 CON-TREX 等速肌力测试评估系统(CMV AG 公司,瑞士)分别采集踝关节跖屈肌和背屈肌 MVIC 力矩,每个动作进行 3 次,每次坚持

3 s,每次测试间歇 1 min。

胫神经电刺激测试过程受试者的体位和电极片的贴放位置参照 Saldanha 等^[15]的研究。设置诱发电位仪(NTS-2000)的刺激频率为 0.3 Hz、波宽为 1 ms 的方波。测试开始时将手持式探针棒置于受试者安静条件下右侧腓窝胫神经走行处,刺激强度从 5 mA 开始,以 0.5 mA 为单位逐次递增。在显示屏上分别观察到 M-波和 H-反射振幅不再增加为止,记录其数值。电刺激开始后 M-波先出现,H-反射后出现,两者出现的时间间隔大约为 7 s。但是,随着刺激强度的增大,H 反射率先达到峰值(maximal H-reflex, H_{max}),然后 M-波达到峰值(maximal M-wave, M_{max}),产生峰值对应的电流刺激强度称为最佳刺激强度。在随后的叠加抽搐(superimposed twitch, ST)测试中,要求受试者保持跖屈 100% MVIC 3 s,将刺激胫神经的电流强度设置为 M_{max} 对应最佳刺激强度的电流,以克服由于轴突超极化存在的潜在混杂效应^[16]。MVIC 结束后的 5 s 进行增强抽搐(potentiated twitch, PT)测试,利用 M_{max} 对应的最佳刺激强度刺激胫神经。具体胫神经电刺激采集流程见图 1。

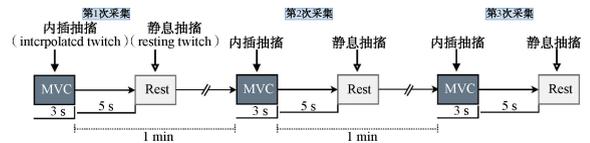


图 1 胫神经电刺激

Fig. 1 Tibial nerve electrical stimulation

诱导踝关节跖背屈运动性疲劳过程中,设定 CON-TREX 以背屈 15°,跖屈 30°,速度为 60°/s 运行,每组 2 min,组间休息 10 s。当受试者 Borg 自感疲劳程度(rating of perceived fatigue, RPE)得分(6~20)达到 20,连续 5 次最大跖屈和背屈力矩均小于 50% MVIC 力矩,且在强有力的语言鼓励下仍不能维持原有运动水平则视为任务失败,随即结束跖背屈疲劳诱导任务。

1.3 数据处理

将每位受试者踝关节跖屈肌和背屈肌 MVIC 力矩的 3 次数据计算出平均值用于后续的数据统计。记录安静状态下胫神经电刺激的 3 次 H_{max} 和 M_{max} 值用于数据的标准化的,并计算每次的 H_{max}/M_{max} 。

根据收缩叠加技术,自主激活(voluntary

activation, VA) 百分比计算如下:

$$VA\% = [1 - (ST/PT)] \times 100^{[17]}$$

式中:ST、PT 分别表示在跖屈 100% MVIC 和 MVIC 结束后的 5 s 内,最佳刺激强度刺激胫神经所记录到的力矩值。

1.4 统计分析

使用 SPSS 22.0 (IBM 公司,美国) 软件对数据进行统计学分析。采用 Shapiro-Wilk 法对数据进行正态性检验。若数据服从正态分布,对于刺激方式和疲劳前后的比较使用双因素重复测量方差分析(two-way repeated-measures ANOVA) 检验各自变量差异。若存在交互作用,组间采用独立样本 t 检验,组内采用配对样本 t 检验进行事后分析。主效应差异采用 Bonferroni 进行校正,显著性水平设置为 $P < 0.05$ 。基线数据的差异性比较采用独立样本 t 检验。

2 研究结果

本研究的所有数据均符合正态分布,两组诱导疲劳前的力矩、H-反射和 M-波基线数据差异均无统计学意义。此外,真、假刺激组在踝关节等速最大力量跖背屈诱导疲劳的时间分别为 (9.25 ± 2.83) 、 (8.48 ± 2.41) min,差异无统计学意义 ($P = 0.52$)。HD-tDCS 干预过程中,受试者均无不良反应和副作用出现。受试者猜测刺激类型的整体错误率为 62.5%,表明本研究具有良好的盲效。

2.1 肌肉力量

方差分析显示,跖屈肌和背屈肌 MVIC 力矩均存在显著的刺激方案 and 时间的交互效应(见表 1)。

表 1 HD-tDCS 干预对踝关节跖背屈疲劳的肌肉力矩的影响

Tab. 1 Effects of HD-tDCS intervention on muscle strength under ankle dorsi-plantarflexion fatigue

分组	状态	力矩/(N·m)	
		跖屈	背屈
真刺激	疲劳前	94.83±14.31	41.29±10.75
	疲劳后	80.67±13.89*	27.90±7.67*
假刺激	疲劳前	96.26±17.86	38.97±5.08
	疲劳后	71.91±15.00*	19.10±5.52*#
P 交互效应		0.027	0.032

注:*表示同一种刺激条件下,疲劳前后比较 $P < 0.05$;#表示疲劳后,真刺激组和假刺激组比较, $P < 0.05$ 。

经事后检验分析发现,真、假刺激组疲劳后跖屈肌(真刺激组: $P < 0.001$;假刺激组: $P < 0.001$)和背屈

肌(真刺激组: $P < 0.001$;假刺激组: $P < 0.001$)的 MVIC 力矩相较于疲劳前均显著下降,且假刺激组疲劳后背屈肌 MVIC 力矩比真刺激组下降得更显著 ($P = 0.009$)。

2.2 诱发电位

方差分析显示, M_{\max} 、 H_{\max} 、 H_{\max}/M_{\max} 和 VA 均存在显著的刺激方案 and 时间的交互效应(见图 2)。经事后检验分析发现,真、假刺激组疲劳后 M_{\max} (真刺激组: $P = 0.002$;假刺激组: $P = 0.001$)和 H_{\max} (真刺激组: $P < 0.001$;假刺激组: $P < 0.001$)相较于疲劳前均显著下降,且假刺激组下降的幅度比真刺激组更大 (M_{\max} : -19.25% vs -10.13% ; H_{\max} : -39.64% vs -17.39%)。而 H_{\max}/M_{\max} 仅在假刺激组疲劳后显著降低 ($P = 0.014$),组间未发现统计学差异 ($P = 0.231$)。此外,相较于疲劳前,VA 在真刺激组 ($P = 0.004$)和假刺激组 ($P < 0.001$)疲劳后均显著降低,且与真刺激组疲劳后相比,假刺激组疲劳后的 VA 下降更为显著 ($P = 0.019$)。

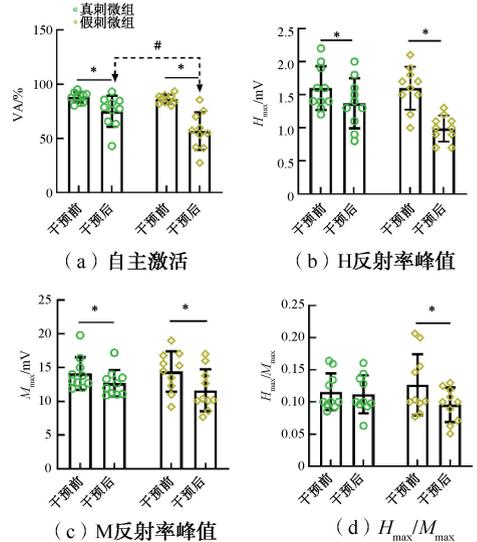


图 2 HD-tDCS 干预对踝关节跖背屈疲劳的诱发电位的影响

Fig. 2 Effects of HD-tDCS intervention on evoked potentials under ankle dorsi-plantarflexion fatigue (a) Voluntary activation (VA), (b) Maximal H-reflex (H_{\max}), (c) Maximal M-wave (M_{\max}), (d) H_{\max}/M_{\max}

注:*表示同一种刺激条件下,疲劳前后比较, $P < 0.05$;#表示疲劳后,真刺激组和假刺激组比较, $P < 0.05$ 。

3 讨论

本文主要探究 HD-tDCS 干预对跖背屈疲劳任

务下脊髓运动神经元兴奋性的影响。结果发现,相较于疲劳前,两组疲劳后的VA和 H_{\max} 均显著降低,但相比于真刺激组,假刺激组VA下降更为显著。此外,两组疲劳后 M_{\max} 、跖屈肌和背屈肌MVIC力矩均显著降低,且相比于真刺激组,假刺激组疲劳后背屈肌MVIC力矩下降得更显著。该研究结果揭示了连续5d的HD-tDCS干预可有效提高脊髓节段 α 运动神经元的活性,增强“神经-肌肉”接头处的信息传递能力,进而起到延缓疲劳的效果。

本文发现,相较于疲劳前,真、假刺激组的跖屈肌和背屈肌MVIC力矩在疲劳后均显著下降,这可以归因于外周性疲劳的特征性变化,由于最大用力完成跖背屈任务中肌肉募集运动单位的数量或/和激活程度不足,加之体外酸碱条件改变,内环境稳态失衡,机体逐渐难以维持既定的运动强度。前人的相关研究也佐证上述结果,即运动过程中肌肉收缩功能障碍可引起外周疲劳,主要由能量物质消耗,代谢产物堆积和体内物质失衡引起。此外,外周性疲劳的机制可能是在神经驱动力不变或增加的情况下,兴奋-收缩耦合失败或跨桥循环受损,这将导致“骨骼-肌肉”系统的力量输出减少^[18]。由于中枢性疲劳和外周性疲劳的联合作用,代谢环境酸碱性的变化可降低肌肉纤维持续性的发力能力^[19],最终导致运动任务失败。然而,疲劳后假刺激组的背屈肌MVIC力矩相较于真刺激组显著降低,且 M_{\max} 下降幅度更大,这在一定程度上证明连续5d的HD-tDCS干预可以通过皮层-脊髓通路信息调控作用,起到有效维持“神经-肌肉”接头处信息的正常交流,进而延缓背屈肌力矩的显著降低。

从脊髓节段的疲劳特征性指标分析发现,真、假刺激组疲劳后均可以使 H_{\max} 显著减少,但在真刺激组疲劳后下降幅度更低。这可能由于真刺激组大脑皮层的兴奋性得到有效激活,脑功能网络连接增强,通过下行传导通路可以有效调节脊髓节段的 α 运动神经元池活性,进而提高对下肢目标肌肉群的正向调控,延缓运动性疲劳的发生。这与过去的相关研究保持一致,tDCS在单关节和全身类运动项目中均可有效提高长时间的运动表现^[20-21]。Angius等^[20]和Vitor-Costa等^[22]研究发现,阳极tDCS后自行车骑行时间测试有所改善;Cogiamanian等^[23]研究表明,肘屈肌在任务测试的运动时间延长。

Cogiamanian等^[23]研究显示,在提高运动表现的同时,阳极刺激皮层可以增加运动诱发电位。因此,该研究认为,阳极tDCS诱发运动电位振幅的增加与皮质-脊髓兴奋性的增强保持一致,这利于增强传输到肌肉的自主驱动力。VA常用作运动前后中枢性疲劳的量化指标^[24]。本文发现,相较于真刺激组,假刺激组疲劳后VA显著降低,结合 H_{\max}/M_{\max} 仅在假刺激组疲劳后显著降低,这提示假刺激组的疲劳程度更高,HD-tDCS干预有助于抑制疲劳的发展。但是,运动诱发的疲劳并非来自单一的外周或中枢机制,而是涉及外周和中枢两方面多种机制协同作用的结果。有研究指出,运动性疲劳作为一种进化保守的保护机制,神经元失活和随之而来的疲劳感增加对维持身体各个层面的系统稳态非常重要,在运动期间也是如此^[25]。HD-tDCS干预具有提高大脑皮层兴奋性、强化对脊髓运动神经元和外周神经肌肉的调控等作用,这有利于提升运动中的警觉性和注意力,避免运动损伤^[26]。但是,由于机体的自我保护策略,以及外周稳态的失衡,最终导致任务停止。

4 结论

连续5d的HD-tDCS干预对踝关节跖背屈疲劳任务具有提升效果,通过提高脊髓运动神经元兴奋性,起到对外周神经肌肉的有效调控,降低疲劳的影响,避免运动性损伤的发生。本文认为,非侵入性脑刺激是一项提升脊髓节段兴奋性,促进“神经-肌肉”接头处信息传递能力,抑制身体疲劳的有效干预方法,有望成为提高运动表现的技术手段。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:于常晓负责数据分析和论文撰写;周俊鸿负责实验设计;占江龙、沈斌和徐琳峰协助研究实施及数据采集;傅维杰负责选题、实验设计和论文审阅。

参考文献:

- [1] GANDEVIA SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue [J]. *Physiol Rev*, 2001, 81(4): 1725-1789.
- [2] ANGIUS L, HOPKER J, MAUGER AR. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance [J]. *Front Physiol*, 2017(8): 90.
- [3] ANGIUS L, PAGEAUX B, HOPKER J, et al. Transcranial

- direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors [J]. *Neuroscience*, 2016(339): 363-375.
- [4] AHN J, RYU J, LEE S, *et al.* Transcranial direct current stimulation elevates the baseline activity while sharpening the spatial tuning of the human visual cortex [J]. *Brain Stimul*, 2023, 16(4): 1154-1164.
- [5] 沈斌, 肖松林, 于常晓, 等. 经颅直流电刺激对下肢耐力表现影响的系统综述[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(1): 202-208.
SHEN B, XIAO SL, YU CX, *et al.* Effects of transcranial direct current stimulation on endurance performance of lower limbs: A systematic review [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 202-208.
- [6] 肖松林, 周俊鸿, 王宝峰, 等. 高精度经颅直流电刺激对足部肌肉力量、踝关节运动觉及静态平衡的影响[J]. *体育科学*, 2020, 40(5): 42-51.
- [7] XIAO S, WANG B, YU C, *et al.* Effects of intervention combining transcranial direct current stimulation and foot core exercise on sensorimotor function in foot and static balance [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2022, 19(1): 98.
- [8] MÜLLER D, HABEL U, BRODKIN ES, *et al.* High-Definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS) for the enhancement of working memory—A systematic review and meta-analysis of healthy adults [J]. *Brain Stimul*, 2022, 15(6): 1475-1485.
- [9] XIONG HY, CAO YQ, DU SH, *et al.* Effects of HD-tDCS targeting the anterior cingulate cortex on the pain thresholds: A randomized controlled trial [J]. *Pain Med*, 2022, 24(1): 89-98.
- [10] ZAKAS A. Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides [J]. *J Sports Med Phys Fitness*, 2006, 46(1): 28-35.
- [11] VILLAMAR MF, VOLZ MS, BIKSON M, *et al.* Technique and considerations in the use of 4x1 ring high-definition transcranial direct current stimulation [J]. *J Vis Exp*, 2013(77): e50309.
- [12] BENUSSI A, BATSIKADZE G, FRANÇA C, *et al.* The therapeutic potential of non-invasive and invasive cerebellar stimulation techniques in hereditary ataxias [J]. *Cells*, 2023, 12(8): 1193.
- [13] ROSTAMI M, MOSALLANEZHAD Z, ANSARI S, *et al.* Multi-session anodal transcranial direct current stimulation enhances lower extremity functional performance in healthy older adults [J]. *Exp Brain Res*, 2020, 238(9): 1925-1936.
- [14] NITSCHKE MA, COHEN LG, WASSERMANN EM, *et al.* Transcranial direct current stimulation; State of the art 2008 [J]. *Brain Stimul*, 2008, 1(3): 206-223.
- [15] SALDANHA A, NORDLUND EKBLÖM MM, THORSTENSSON A. Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2008, 18(3): 383-388.
- [16] BURKE D. Effects of activity on axonal excitability: Implications for motor control studies [J]. *Adv Exp Med Biol*, 2002(508): 33-37.
- [17] ALLEN GM, GANDEVIA SC, MCKENZIE DK. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation [J]. *Muscle Nerve*, 2010, 18(6): 593-600.
- [18] LU Y, YUAN Z, CHEN J, *et al.* A new tool for rapid assessment of acute exercise-induced fatigue [J]. *Front Hum Neurosci*, 2022(16): 856432.
- [19] WOODWARD M, DEBOLD EP. Acidosis and phosphate directly reduce myosin's force-generating capacity through distinct molecular mechanisms [J]. *Front Physiol*, 2018(9): 862.
- [20] ANGIUS L, MAUGER AR, HOPKER J, *et al.* Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals [J]. *Brain Stimul*, 2018, 11(1): 108-117.
- [21] VARGAS VZ, BAPTISTA AF, PEREIRA GOC, *et al.* Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: A crossover study [J]. *J Strength Cond Res*, 2018, 32(5): 1336-1341.
- [22] VITOR-COSTA M, OKUNO NM, BORTOLOTTI H, *et al.* Improving cycling performance: Transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling [J]. *PLoS One*, 2015, 10(12): e0144916.
- [23] COGIAMANIAN F, MARCEGLIA S, ARDOLINO G, *et al.* Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas [J]. *Eur J Neurosci*, 2010, 26(1): 242-249.
- [24] DOTAN R, WOODS S, CONTESSA P. On the reliability and validity of central fatigue determination [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2021, 121(9): 2393-2411.
- [25] PROSCHINGER S, FREESE J. Neuroimmunological and neuroenergetic aspects in exercise-induced fatigue [J]. *Exerc Immunol Rev*, 2019(25): 8-19.
- [26] HANKEN K, BOSSE M, MÖHRKE K, *et al.* Counteracting fatigue in multiple sclerosis with right parietal anodal transcranial direct current stimulation [J]. *Front Physiol*, 2016, 7(Suppl 2): 154.