



多焦点经颅直流电刺激激活运动皮层对骑行耐力表现的影响

梁志强^{1,2}, 王亚杰^{1,2}, 刘稳进^{1,2}, 于经伦^{1,2}, 亓朔^{1,3}, 吕娇娇^{1,2}, 刘宇^{1*}

(1. 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;

2. 上海体育大学运动健康学院, 上海 200438; 3. 山东体育学院运动与健康学院, 山东 济南 250102)

摘要:目的:以前额叶皮层和运动皮层为目标脑区,在健康人群中探索多焦点经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)同时刺激多脑区对骑行耐力表现的影响。方法:受试者在功率自行车上进行递增负荷耐力运动,期间采用功能性近红外光谱脑成像系统监测目标皮层运动终止时的血流动力学表现,通过分析皮层激活与运动时间的相关性确定目标脑区。其后采用多焦点tDCS针对性刺激目标脑区,分析和比较刺激前后最后阶段运动表现和下肢肌肉均方根振幅(root mean square amplitude, RMS),评估刺激干预对骑行耐力表现的影响。结果:1)前额叶皮层和运动皮层在运动终止时大面积激活,其中运动皮层FC1h、FC2h、C1h和C2h的激活与运动时间显著负相关。2)相比刺激前,运动中的心率在多焦点tDCS刺激后显著降低;相比Sham组,多焦点tDCS刺激显著提高运动的做功量和骑行转速。3)推进期,相比刺激前,股直肌、股四头肌内侧、股四头肌外侧和胫骨前肌的RMS在多焦点tDCS刺激后显著降低;相比Sham组,多焦点tDCS组股二头肌RMS在刺激后呈现低的激活水平。提拉期,相比刺激前,股二头肌RMS在多焦点tDCS刺激后显著降低;相比Sham组,多焦点tDCS组股四头肌内侧的RMS在刺激后呈现高的激活水平,腓肠肌外侧RMS在刺激后呈现低的激活水平。结论:多焦点tDCS特异性激活运动皮层提高了骑行耐力表现和机体对运动的适应性,多焦点tDCS可能是增强耐力运动表现的一种有效手段。

关键词:功能性近红外光谱脑成像;经颅直流电刺激;骑行;皮层激活;耐力运动表现

中图分类号:G804.2

文献标识码:A

耐力运动表现不仅与外周肌骨系统的功能有关,而且与大脑皮层的功能紧密相连。耐力运动最后阶段无法继续维持的一个关键原因在于大脑中枢无法向外周传递足够的神经冲动维持既有运动(Gandevia, 2001)。因此,提高该阶段大脑皮层的兴奋性,增加其向外周肌肉传递的神经冲动数量,可从中枢角度提升耐力运动表现(Angius et al., 2018a)。经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)作为一种非侵入性神经调控技术,已被证实能够显著提高大脑皮层的兴奋性,增加中枢神经系统向外周肌肉传递的神经冲动,提高耐力运动表现(Maudrich et al., 2022)。自2007年有研究证实tDCS能够调控耐力运动表现后(Cogiamanian et al., 2007),越来越多的研究开始采用tDCS刺激大脑皮层,达到增强耐力运动表现的目的(Angius et al., 2018b; Pollastri et al., 2021)。

然而,随着tDCS在耐力运动领域研究的不断深入,以及全身性多关节耐力运动受多脑区调控的发现(侯莉娟等, 2012),从中枢层面调控耐力运动的难度逐渐增大。

这归因于常规的tDCS及其衍生的高精度经颅直流电刺激(high-definition tDCS, HD-tDCS)同时调控多脑区时具有一定的限制性。具体而言,常规tDCS使用的直流电在皮层上存在方向易变性,而且其较大的电极覆盖面积也容易使干预范围非特异性扩大,影响非目标脑区的神经元活动(Angius et al., 2018a; Etemadi et al., 2023; Vandermeeren et al., 2010)。尽管HD-tDCS在聚焦性方面较常规tDCS有所提高,但其4×1的电极配置模式在调控多脑区时仍然存在局限性。因此,开发能够同时有效调控多个脑区的刺激手段,成为当前研究的迫切需求。

近年,一种基于脑网络构建的新型神经调控技术——多焦点经颅直流电刺激(multifocal transcranial direct cur-

收稿日期:2023-11-29; 修订日期:2024-03-07

基金项目:国家自然科学基金重点项目(11932013)。

第一作者简介:梁志强(1993-),男,博士,主要研究方向为生物力学与神经调控,E-mail:liang_sus@163.com。

*通信作者简介:刘宇(1959-),男,教授,博士,博士研究生导师,主要研究方向为运动生物力学,E-mail:yuliu@sus.edu.cn。

rent stimulation)引起了学术界的广泛关注。多焦点 tDCS 通过多个不同刺激强度和极性的电极组合,实现对多个脑区的同时调控(Ruffini et al., 2014)。该技术不仅解决了常规 tDCS 以及 HD-tDCS 调控多脑区的局限性,同时解决在电流扩散与聚焦性之间也取得了较好的平衡(Chen et al., 2019)。与常规 tDCS 和 HD-tDCS 相比,多焦点 tDCS 在提高大脑皮层和皮质脊髓兴奋性、增强调控效果以及延长效果持续时间方面表现更为突出(Gregoret et al., 2023),尤其在年轻群体中显示出更为理想的调控效果(Fischer et al., 2017)。多焦点 tDCS 目标脑区及刺激方案的确定主要依赖于功能性脑成像技术,尤其是功能性近红外光谱脑成像(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)技术对大脑皮层功能动态变化的高生态性反馈,进一步增强了刺激干预的精准性。然而,值得注意的是,多焦点 tDCS 在耐力运动领域的应用尚未得到广泛尝试。

为评估多焦点 tDCS 对耐力运动表现的效果,本研究将 fNIRS 和多焦点 tDCS 技术相结合,采用 fNIRS 监测运动终止时前额叶皮层和运动皮层的激活情况,探讨多焦点 tDCS 调控皮层兴奋性对骑行耐力表现的影响。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

75名健康成年大学生参与本研究。其中30名受试者参与逐级递增负荷(incremental exercise test, IET)耐力骑行的皮层血流动力学测试,45名受试者参与多焦点 tDCS 刺激的运动表现测试,该组受试者随机分为 Sham 组和多焦点 tDCS 组。受试者纳入标准:1)年龄 18~35 周岁;2)每周进行规律运动 3~5 次,每次运动时间 ≥ 60 min;3)无任何心血管系统疾病和呼吸系统疾病;4)半年内无任何运动损伤;5)无其他影响实验的运动禁忌症及影响安全的潜在风险因素。受试者基本信息如表 1 所示。

表 1 受试者基本信息

Table 1 Demographic Information of Participants

指标	皮层的血流动力学测试	多焦点 tDCS 骑行测试	
		Sham 组	tDCS 组
受试者/人	30	23	22
年龄/岁	23.86 \pm 3.97	21.41 \pm 3.16	22.18 \pm 2.34
身高/cm	170.24 \pm 6.83	174.17 \pm 7.39	170.82 \pm 8.43
体重/kg	63.48 \pm 15.47	71.46 \pm 11.29	65.09 \pm 18.08

1.2 实验设计

本研究采用递进式实验设计开展 2 项实验。实验 1:皮层血流动力学测试,从前额叶和运动皮层中确定与骑行耐力表现相关的目标脑区。实验 2:多焦点 tDCS 调控的运动表现测试,采用多焦点 tDCS 针对性刺激目标脑区,评估多焦点 tDCS 对骑行耐力表现的影响。具体实验流程如下。

在目标皮层的血流动力学测试中,受试者在功率自行车上进行 IET,采用 fNIRS 监测前额叶皮层和运动皮层运动全程的血流动力学。同时使用心率带和主观疲劳感量表测量每级负荷下受试者的生理和心理负荷。为避免疲劳对测试结果的影响,受试者在测试前一天应避免大强度运动,且当晚睡眠时间不少于 7 h。

多焦点 tDCS 调控运动表现的测试采用随机、对照和双盲的实验设计。每名受试者需完成刺激前运动能力的基线测试以及多焦点 tDCS/Sham 刺激后的运动能力测试,两次测试时间至少间隔 24 h。在基线测试中,受试者在功率自行车上完成 IET,采集受试者每级负荷运动中的心率(heart rate, HR)、转速(revolutions per minute, RPM)、主观疲劳感(rating of perceived exertion, RPE)、右侧下肢 8 块肌肉肌电活动的均方根振幅(root mean square, RMS)和运动结束即刻的血乳酸浓度。在刺激后的运动能力测试中,受试者首先随机接受 20 min 的多焦点 tDCS/Sham 刺激,刺激结束后再进行 IET 运动测试。

1.3 逐级递增负荷耐力运动测试

IET 采用功率自行车每分钟递增负荷测试方案,要求受试者在骑行中保持 60~90 RPM。首先 0 负荷骑行 3 min,之后每分钟递增负荷。其中,女子每分钟递增负荷 20 w,男子每分钟递增负荷 25 w。当受试者无法维持既定负荷 RPM 时长 > 5 s、HR ≥ 180 bpm 和 RPE ≥ 17 中的两项时终止运动,记录运动时间(time to exhaustion, TTE)和峰值功率(peak power output, PPO)。

根据 PPO 将运动过程划分为 0~50% PPO、50%~75% PPO、75%~85% PPO 和 85%~100% PPO 4 个阶段(Arney et al., 2019)。本研究重点分析 85%~100% PPO 阶段的 TTE、做功量和 RPM,以评估多焦点 tDCS 刺激对骑行耐力表现的影响。其中,RPM 在每一级负荷运动的最后 10 s 采集。

1.4 前额叶皮层和运动皮层的激活监测

采用多通道、连续波的台式 fNIRS 系统(NIRSout, NIRx, USA)监测受试者运动中双侧前额叶和运动皮层的激活情况,fNIRS 波长为 760~850 nm,采集频率为 3.91 Hz,光极由 16 个光源发射器和 16 个光源接收器组成 51 个通道,每对光极间距 3 cm。测试前根据 10-10 国际脑电系统中 Cz 对采集帽的位置进行校正。fNIRS 采集前要求受试者睁眼安静静坐 3 min,然后开始运动中的采集。记录运动全程中目标皮层的血流动力学表现,以运动终止前 20 s 的氧合血红蛋白浓度(oxyhemoglobin, HbO)反应运动终止时的皮层活动。

1.5 多焦点 tDCS 刺激方案

使用 Sim_NIBS 3.2(DTU, 丹麦)计算多焦点 tDCS 刺激方案,具体流程为:选用可代表群体头部解剖结构的 Colin 27 为头模,该头模基于人体头部的 27 次 T1 加权 MRI

扫描建立, 包含头皮、颅骨、脑脊液、灰质和白质等组织 (Ruffini et al., 2014)。基于前人对健康人群头部解剖组织导电率的研究 (Miranda et al., 2013), 分别将组织导电率设为头皮 0.330 S/m、颅骨 0.008 S/m、脑脊液 1.790 S/m、灰质 0.400 S/m 和白质 0.150 S/m。刺激电极圆形, 电极半径为 10 mm, 电极分布系统为 10-10 国际脑电系统, 电极最大数量为 8 个, 单个电极最大刺激强度为 2 mA, 总电流的

最大刺激强度为 4 mA (Ruffini et al., 2014), 最后通过迭代拉普拉斯方程 (Iteratively laplace's equation) 计算可诱导目标脑区最大平均电场强度的电极组合方案, 计算过程中 Cz 始终设置为阴极 (-1 mA)。经过计算, 适合目标脑区的刺激方案由 7 个电极组成, 阳极 C1、C2、FC1 和 FC2, 阴极 AF7、P9 和 P07, 单个电极的最大刺激强度为 1.552 mA, 总电流为 3.998 mA (表 2, 图 1)。

表 2 多焦点 tDCS 刺激方案的具体参数

Table 2 Stimulation Parameters of Multifocal Transcranial Direct Current Stimulation

目标	阳极		阴极		电极数量/个	单个电极最大刺激强度/mA	总电流/mA
	刺激位置	刺激强度/mA	刺激位置	刺激强度/mA			
兴奋	C1	1.053	AF7	-1.016	7	1.552	3.998
	C2	0.770	P9	-1.430			
	FC1	1.221	P07	-1.552			
	FC2	0.954					

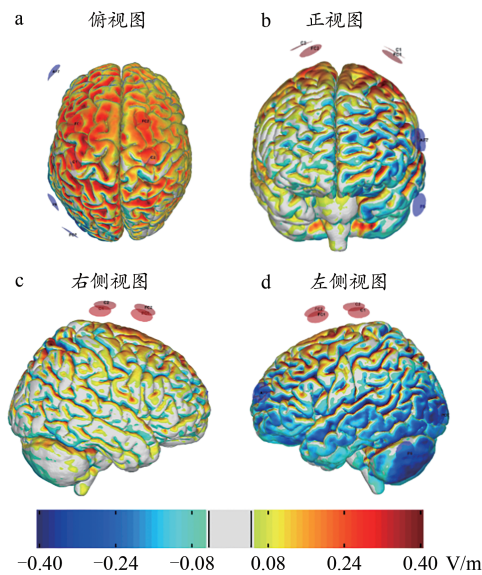


图 1 多焦点 tDCS 的电场图

Figure 1 Electrical Field of Multifocal Transcranial Direct Current Stimulation

刺激方案确定后, 受试者在静坐状态下进行多焦点 tDCS 的刺激干预。使用 NE-Starstim 32 (Neuroelectronics, 西班牙) 电刺激设备开展多焦点 tDCS 的刺激干预, 使用 NIC2 (Neuroelectronics, 西班牙) 设置刺激参数和控制刺激电流的递送。多焦点 tDCS 组使用 Ag/AgCl 环形干电极刺激目标脑区, 刺激电极依次放置 C1、C2、FC1、FC2、AF7、P9 和 P07, 刺激时长为 20 min, 刺激电流采用 30 s 递增和 30 s 递减的模式。Sham 组除刺激时长为 30 s 外, 其余刺激参数设置与多焦点 tDCS 组一致。

1.6 心率、主观疲劳感和血乳酸浓度监测

将心率感应器佩戴于受试者胸骨位置, 采用 20 级 RPE 量表和心率带 (H10, Polar, 芬兰) 在每一级运动负荷

的最后 10 s 和运动终止时采集 RPE 和 HR。评估受试者每一级运动负荷的主观疲劳感受和生理负荷, 并作为评判运动终止的主要结局指标。运动结束即刻, 使用便携式乳酸仪器 Scout 4 (EKF Diagnostics, 德国) 监测耳垂部位的血乳酸浓度, 采集样本为第二滴血。

1.7 下肢肌肉肌电活动监测

使用 Ultium EMG (Noraxon, 美国) 无线表面肌电系统采集骑行过程中右侧下肢 8 块肌肉的肌电活动 (surface electromyography, sEMG) (Hug et al., 2006), 采集频率为 2 000 Hz, 采集指标为 RMS。采集肌肉分别为股直肌 (rectus femoris, RF)、股四头肌内侧 (vastus medialis, VM)、股四头肌外侧 (vastus lateralis, VL)、胫骨前肌 (tibialis anterior, TA)、股二头肌 (biceps femoris, BF)、半腱肌 (semitendinosus, ST)、腓肠肌内侧 (gastrocnemius medial, GM) 和腓肠肌外侧 (gastrocnemius lateralis, GL)。背皮后, 受试者先完成目标肌肉的最大强直性收缩 (maximum voluntary contraction, MVC) 测试, 测试时间 5 s, 不同任务间隔 5 min。随后, 开始采集运动中下肢肌肉的 RMS。RMS 在每级 IET 运动的第 10 s 开始采集, 采集时长 20 s。根据前人对骑行动作周期的划分 (王勇, 2020), 本研究使用红外动作捕捉系统 (Qualisys, 瑞典) 记录双侧踝关节的运动轨迹, 依据踝关节的运动轨迹将 sEMG 信号划分为推进期和提拉期。

1.8 数据处理和统计分析

1.8.1 数据处理

基于 Hodgson 等 (2013) 的研究, PPO 采用运动时间 t 计算, t 具体为 TTE 减去 3 min 的 0 负荷运动时间。

$$\text{男子: PPO} = W_{\text{out}} + \frac{t}{60} \times 25 \quad (1)$$

$$\text{女子: PPO} = W_{\text{out}} + \frac{t}{60} \times 20 \quad (2)$$

W_{out} 为运动终止时所处运动级别的功率, t 为该级运动的持续时间。

采用Homer2_UI(v2.8,p2.1,MATLAB)软件处理fNIRS原始数据。首先将近原始光强度数据转换为光密度,其后进行运动伪影的自动识别,将1 s内波动超过均值的5倍或标准差50倍的数据标记为运动伪影,使用1.5倍四分位数的小波变换对运动伪影进行校正。使用带通滤波器对数据进行滤波,高通滤波为0.01 Hz,低通滤波为0.1 Hz。最后,使用修正比尔朗伯方程将降噪后的光密度转为HbO浓度。fNIRS数据处理后,使用NIRS_SPM 8.0(KASIT,韩国)对数据进行一阶分析,计算反应皮层激活的 β 值。

采用Visual 3D TM(C-motion,美国)对sEMG数据进行处理。具体处理流程为:去除直流电,带通滤波(10~400 Hz,2阶Butterworth滤波器),采用全波整流和移动平均处理(窗口宽度250 ms)得到肌电信号的线性包络线(截止频率6 Hz)。根据右侧踝关节Z轴的运动轨迹计算连续10个骑行周期中推进期和提拉期RMS的平均值,然后使用MVC对RMS进行标准化处理。

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} sEMG^2(t) dt} \quad (3)$$

t 为推进期和提拉期sEMG信号开始时间, $t+T$ 为推进期和提拉期sEMG信号结束时间。

1.8.2 统计分析

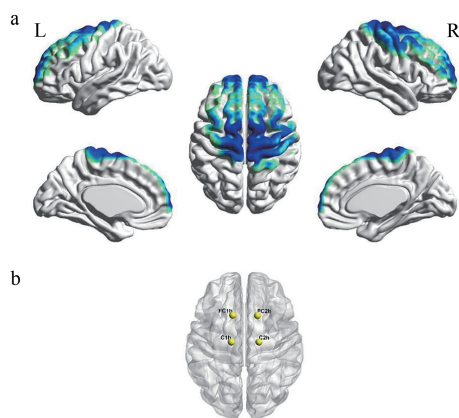
目标皮层的血流动力学测试结果,采用单样本 t 检验对运动终止阶段每个通道的 β 值与0对比分析,判断运动终止时前额叶和运动皮层的激活。采用皮尔逊相关性分析 β 值与运动时间的相关性,判断影响运动表现的关键脑区。对于统计分析中的多重比较,采用FDR(false discovery rate)对显著性水平进行矫正,显著性设为 $P < 0.05$ 。

多焦点tDCS调控运动表现的测试结果,采用Shapiro-Wilk对数据进行正态分布检验。采用独立样本 t 检验分析多焦点tDCS组和Sham组受试者基本信息的组间差异。采用Mauchly's test of sphericity对骑行耐力表现和sEMG数据进行球形检验,若违反球形检验,则采用Greenhouse-Geisser进行矫正。采用双因素重复测量ANOVA分析多焦点tDCS组和Sham组刺激前后TTE、做功量、RPM、HR、RPE、RMS和血乳酸,判断多焦点tDCS对骑行耐力表现和肌肉激活的影响。当存在交互效应时,采用Bonferroni进行Post-hoc事后分析。当存在刺激时间和方案主效应时,分别采用配对样本 t 检验和独立样本 t 检验对主效应进行Post-hoc事后分析。若交互分析中发现,测试指标在基线存在显著差异,则进一步采用独立样本 t 检验分析刺激前后改变量的组间差异,判断刺激的干预效果。所有统计学分析在SPSS 21.0(IBM, Chicago, 美国)中进行,显著性设为 $P < 0.05$ 。

2 结果

2.1 目标皮层运动终止时的激活表现

30个受试者全部顺利完成骑行测试,期间未发生任何运动损伤。运动终止时,受试者的TTE为(799.85±15.67) s, PPO为(238.16±6.69) w, HR为(173.65±2.21) bpm, RPE为18.75±0.24。运动终止时,除通道FFC3、FFC5、FFC6、FC5h、FC6h、FCC3、FCC5、FCC6、C3h、C5h、C4h、CCP6和CP6h未激活外($P > 0.05$),前额叶皮层和运动皮层剩余通道均显著激活($P < 0.05$)(图2,表3)。将激活通道与TTE进行相关性分析发现,运动皮层FC1h、FC2h、C2h和C1h的激活与TTE显著负相关($P < 0.05$)(图2,表3),表明FC1h、FC2h、C2h和C1h组成的皮层区域是影响骑行耐力表现的重要脑区。



a. 皮层的激活情况,颜色区域代表前额叶皮层和运动皮层的激活区域;L为左半球,R为右半球;b. 目标脑区。

图2 前额叶皮层和运动皮层在运动终止时的激活脑区

Figure 2 Prefrontal and Motor Cortex Cortical Activity during the Terminating Endurance Phase

2.2 多焦点tDCS对骑行耐力表现的调控效果

2.2.1 多焦点tDCS对骑行表现的影响

对85%~100% PPO阶段的运动表现进行分析发现(图3),做功量的刺激时间×刺激方案交互效应显著($F = 4.81, P = 0.034$)。交互效应Post-hoc分析发现,多焦点tDCS组和Sham组的做功量在刺激前后均无显著差异(多焦点tDCS组: $F = 1.56, P = 0.219$; Sham组: $F = 3.46, P = 0.070$)。组间分析也发现,两组的做功量在基线时无显著差异($F = 0.92, P = 0.342$),但刺激后,多焦点tDCS组的做功量显著高于Sham组($F = 4.81, P = 0.034$)。TTE和RPM刺激方案主效应显著(TTE: $F = 8.54, P = 0.006$; RPM: $F = 5.04, P = 0.030$)。刺激方案主效应Post-hoc分析发现,多焦点tDCS组的TTE在基线和刺激后均显著高于Sham组(基线: $t = -2.26, P = 0.029$;刺激后: $t = -2.82, P = 0.007$),但多焦点tDCS组的TTE刺激后呈现升高趋势,Sham组刺激后呈现下降趋势。在RPM方面,多焦点tDCS组和Sham组的RPM在基线无显著差异($t = -1.93, P = 0.061$),但刺激后,多焦点tDCS组的

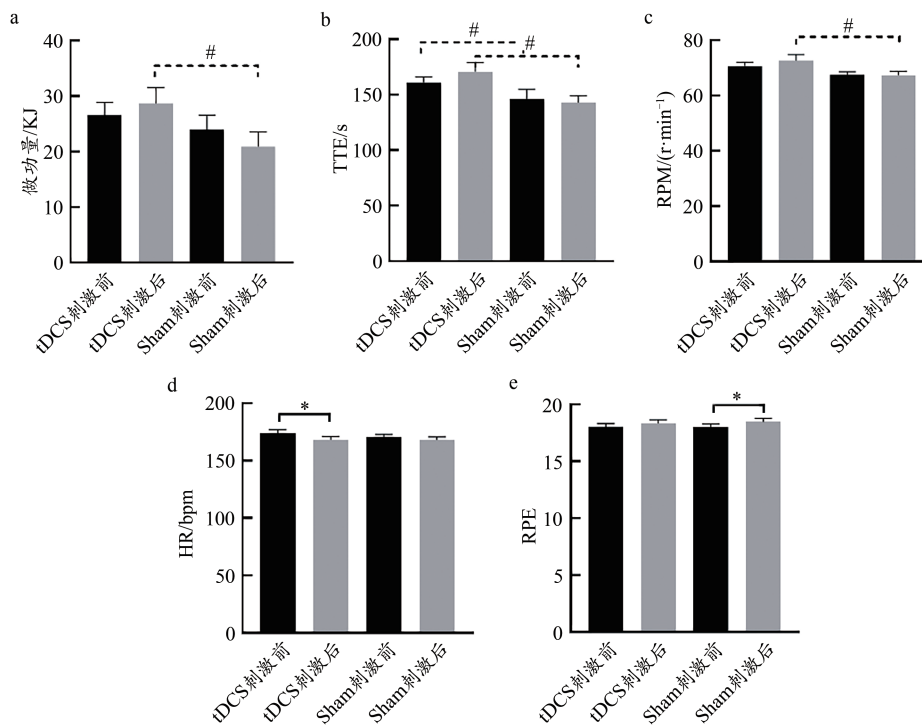
RPM 显著高于 Sham 组 ($t=-2.22, P=0.032$)。HR 和 RPE 刺激时间主效应显著 (HR: $F=11.71, P=0.001$; RPE: $F=6.15, P=0.017$)。刺激时间主效应 Post-hoc 分析发现, 相比刺激前, 多焦点 tDCS 刺激后 HR 显著降低 ($t=3.65, P=0.001$), Sham

刺激前后 HR 无显著差异 ($t=1.41, P=0.172$)。而 RPE 在 Sham 刺激后显著升高 ($t=-2.09, P=0.049$), 多焦点 tDCS 刺激前后无显著差异 ($t=-1.39, P=0.180$)。

表3 前额叶皮层和运动皮层在运动终止时的激活通道及与运动时间的相关性

Table 3 The Correlation between the Activation Channels of Prefrontal Cortex and Motor Cortex and the Cycling Endurance Time

通道	5-10 EEG	激活分析		相关性分析		通道	5-10 EEG	激活分析		相关性分析		通道	5-10 EEG	激活分析		相关性分析	
		t	P	R	P			t	P	R	P			t	P	R	P
Ch1	Fp1h	-6.25	<0.001	-0.21	0.287	Ch14	F2h	-3.26	0.004	-0.25	0.204	Ch37	FCCz	-7.35	<0.001	-0.32	0.105
Ch2	Fp2h	-4.33	<0.001	-0.10	0.614	Ch15	F1h	-3.96	0.002	-0.32	0.099	Ch38	C2h	-6.65	<0.001	-0.56	0.002
Ch3	Afpz	-7.22	<0.001	-0.31	0.119	Ch16	FFCz	-4.22	<0.001	-0.27	0.172	Ch39	C1h	-3.97	0.002	-0.50	0.008
Ch4	AFp6	-5.70	<0.001	-0.11	0.590	Ch17	F3h	-6.78	<0.001	-0.13	0.529	Ch40	CCPZ	-5.31	0.001	-0.26	0.184
Ch5	AF2	-5.05	<0.001	-0.35	0.073	Ch18	F5h	-2.27	0.032	-0.14	0.480	Ch41	FCC4	-5.09	<0.001	-0.03	0.874
Ch6	AFF4h	-5.00	<0.001	-0.23	0.244	Ch23	FCC1	-3.75	0.002	-0.01	0.985	Ch42	C6h	-3.28	0.004	-0.07	0.747
Ch7	AFp5	-3.45	0.003	-0.33	0.090	Ch24	FC3h	-3.87	0.002	-0.37	0.057	Ch44	CCP4	-3.86	0.002	-0.38	0.051
Ch8	AF1	-2.76	0.014	-0.35	0.077	Ch25	FC1h	-5.42	<0.001	-0.39	0.042	Ch45	CCP1	-4.46	<0.001	-0.38	0.051
Ch9	AFF3h	-2.27	0.042	-0.28	0.156	Ch26	FCC1	-3.87	0.002	-0.35	0.070	Ch46	CPIh	-3.32	0.004	-0.20	0.326
Ch10	F6h	-5.03	<0.001	-0.25	0.205	Ch27	FFC2	-2.94	0.010	-0.19	0.337	Ch47	CCP2	-4.96	<0.001	-0.21	0.294
Ch11	F4h	-4.95	<0.001	-0.33	0.096	Ch28	FC2h	-6.53	<0.001	-0.40	0.040	Ch48	CP2h	-4.34	<0.001	-0.22	0.272
Ch12	FFC4	-4.86	<0.001	-0.15	0.445	Ch29	FC4h	-5.19	<0.001	-0.23	0.251	Ch49	CP4h	-4.12	<0.001	-0.20	0.328
Ch13	AFFz	-3.84	0.002	-0.35	0.074	Ch30	FCC2	-6.27	<0.001	-0.22	0.267						



a. 做功量; b. 运动时间; c. 骑行转速; d. 心率; e. 主观疲劳感; #组间存在显著差异, *刺激前后存在显著差异, $P<0.05$; 下同。

图3 多焦点 tDCS 对骑行耐力表现的影响

Figure 3. The Impact of Multifocal Transcranial Direct Current Stimulation on Cycling Endurance Performance

对多焦点 tDCS 组和 Sham 组的血乳酸浓度分析发现, 刺激方案 \times 刺激时间的交互效应不显著 ($F=1.44, P=0.236$), 刺激方案的主效应 ($F=0.36, P=0.549$) 和刺激时间的主效应 ($F=0.03, P=0.860$) 也都不显著。

2.2.2 多焦点 tDCS 对骑行中下肢肌肉肌电活动的调控效果

2.2.2.1 推进期

对 85%~100% PPO 推进期下肢肌肉的 RMS 分析发

现 (图 4), 股二头肌 RMS 刺激时间 \times 刺激方案交互效应显著 ($F=4.86, P=0.033$)。交互效应 Post-hoc 分析发现, 股二头肌 RMS 在多焦点 tDCS 和 Sham 刺激前后均无显著差异 (tDCS: $F=2.96, P=0.093$; Sham: $F=1.96, P=0.169$)。组间分析发现两组股二头肌 RMS 在基线无显著差异 ($F=0.03, P=0.863$), 但刺激后, 多焦点 tDCS 组的股二头肌 RMS 显著低于 Sham 组 ($F=4.88, P=0.033$)。

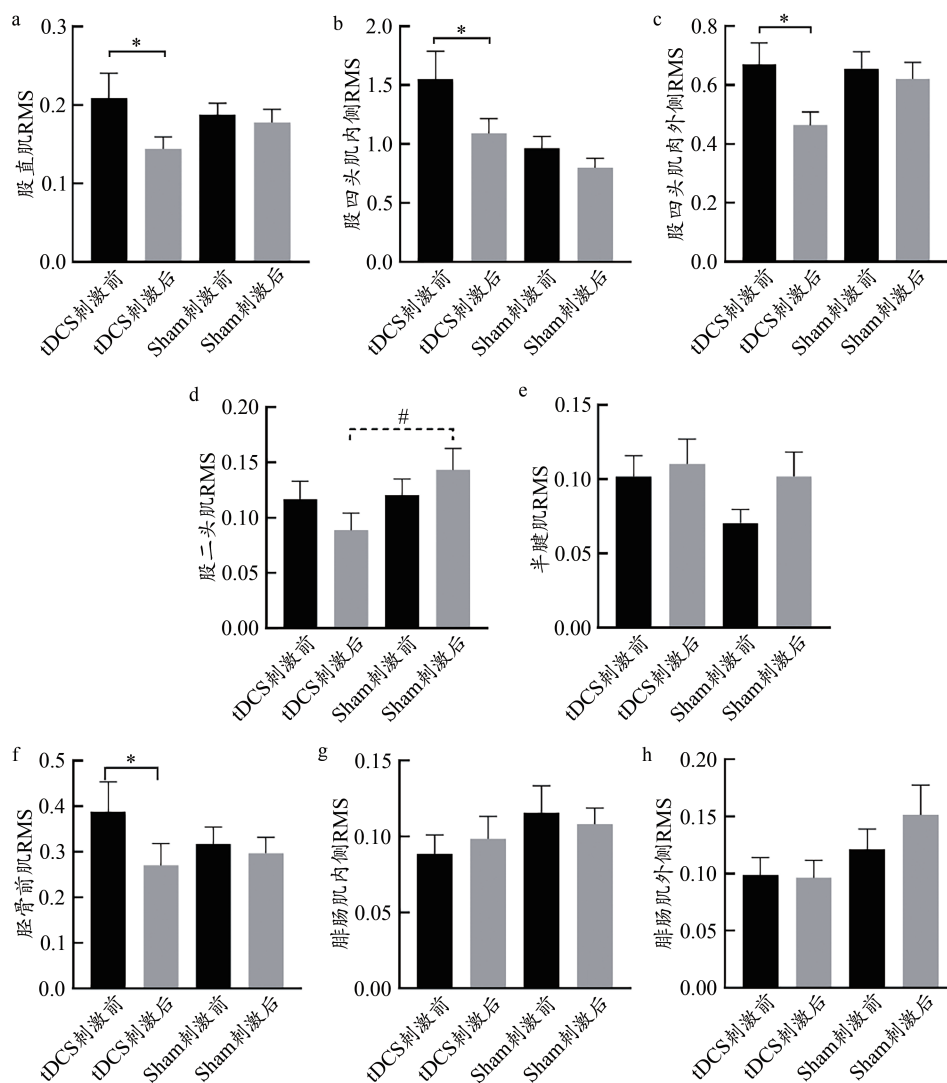


图4 多焦点tDCS对推进期下肢肌肉肌电活动的影响

Figure 4. The Impact of Multifocal Transcranial Direct Current Stimulation on Lower-Limb Surface Electromyography Performance during Drive Phase

股直肌、股四头肌内侧、股四头肌外侧和胫骨前肌RMS刺激时间主效应显著(股直肌: $F=5.59, P=0.023$;股四头肌内侧: $F=7.58, P=0.009$;股四头肌外侧: $F=5.55, P=0.024$;胫骨前肌: $F=4.57, P=0.039$)。刺激时间主效应Post-hoc分析发现,相比刺激前,多焦点tDCS刺激后上述4块肌肉的RMS显著降低(股直肌: $t=2.38, P=0.027$;股四头肌内侧: $t=2.34, P=0.030$;股四头肌外侧: $t=2.67, P=0.015$;胫骨前肌: $t=2.56, P=0.019$),而Sham刺激前后无显著差异(股直肌: $t=2.01, P=0.058$;股四头肌内侧: $t=1.46, P=0.159$;股四头肌外侧: $t=0.52, P=0.606$;胫骨前肌: $t=0.43, P=0.669$)。

对推进期半腱肌、腓肠肌内侧、腓肠肌外侧RMS分析,未发现刺激方案×刺激时间的显著交互效应(半腱肌: $F=1.16, P=0.287$;腓肠肌内侧: $F=0.50, P=0.484$;腓肠肌外侧: $F=1.14, P=0.293$)。刺激方案的主效应不显著(半腱肌: $F=1.32, P=0.258$;腓肠肌内侧: $F=1.38, P=0.248$;腓肠肌外侧: $F=3.00, P=0.091$),刺激时间的主效应也不显著(半腱肌: $F=3.57, P=0.066$;腓肠肌内侧: $F=0.01, P=0.924$;腓肠

肌外侧: $F=0.83, P=0.369$)。

2.2.2.2 提拉期

对提拉期股四头肌内侧(图5b)和腓肠肌外侧(图5h)的RMS进行分析发现,刺激时间×刺激方案交互效应显著(股四头肌内侧: $F=5.08, P=0.030$;腓肠肌外侧: $F=5.39, P=0.024$)。交互效应Post-hoc分析发现,股四头肌内侧RMS在多焦点tDCS和Sham刺激前后均无显著差异(tDCS: $F=1.67, P=0.204$;Sham: $F=3.60, P=0.065$)。组间分析发现在基线两刺激组股四头肌内侧RMS无显著差异($F=0.46, P=0.502$),但刺激后,多焦点tDCS组的股四头肌内侧RMS显著高于Sham组($F=5.28, P=0.027$)。与股四头肌内侧RMS发现不同,腓肠肌外侧RMS在Sham刺激后显著升高($F=8.64, P=0.005$),多焦点tDCS刺激前后无显著差异($F=0.12, P=0.731$)。组间分析发现,两组的腓肠肌外侧RMS在基线无显著差异($F=0.31, P=0.580$),但刺激后,Sham组的腓肠肌外侧RMS显著高于多焦点tDCS组($F=4.43, P=0.042$)。

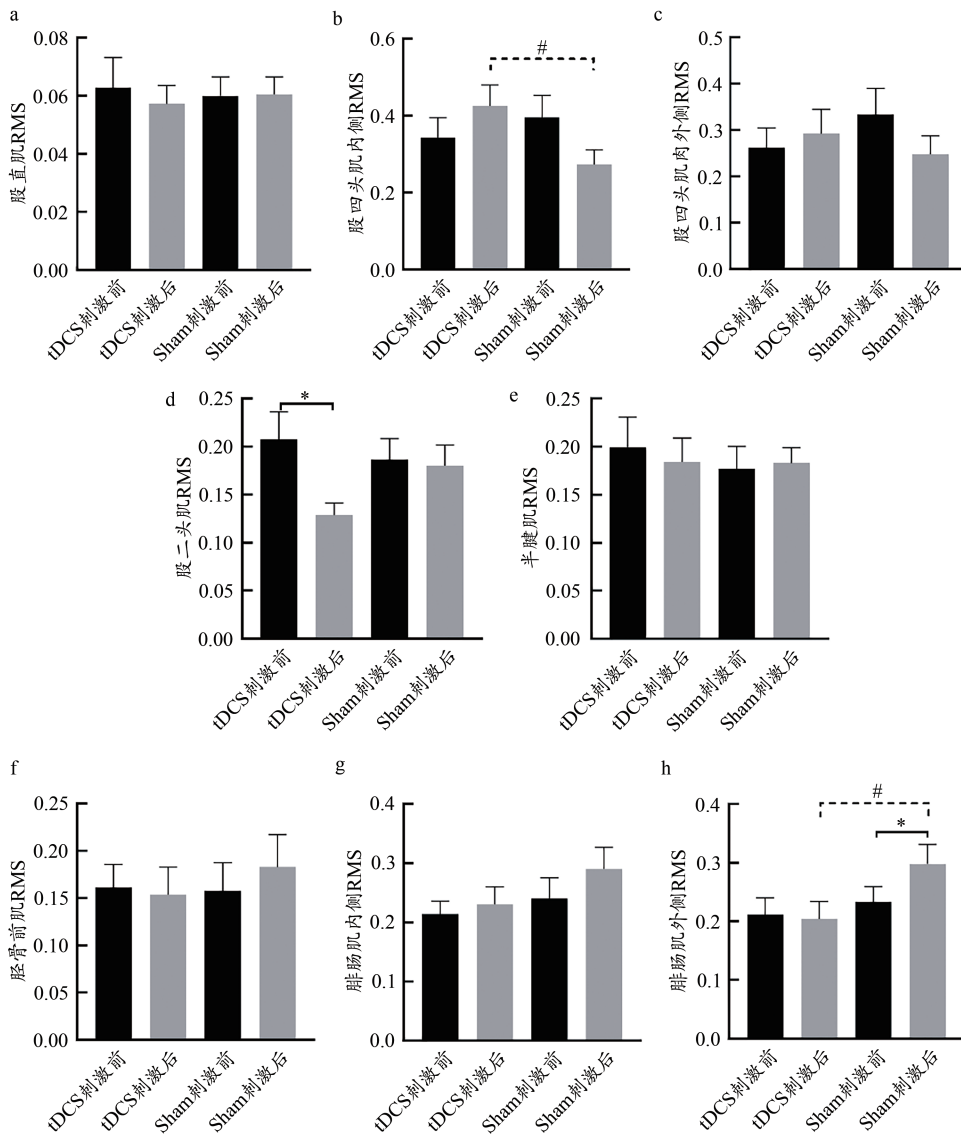


图5 多焦点tDCS对提拉期下肢肌肉肌电活动的影响

Figure 5. The Impact of Multifocal Transcranial Direct Current Stimulation on Lower-Limb Surface Electromyography Performance during Pull Phase

股二头肌 RMS 刺激时间主效应显著 ($F=5.24, P=0.027$)。刺激时间主效应 Post-hoc 分析发现, 相比刺激前, 股二头肌 RMS 在多焦点 tDCS 刺激后显著降低 ($t=2.87, P=0.010$), 而 Sham 刺激前后无显著差异 ($t=0.26, P=0.795$)。

除上述肌肉外, 对提拉期其他肌肉 RMS 分析发现刺激方案 \times 刺激时间的交互效应不显著 (股直肌: $F=0.19, P=0.664$; 股四头肌外侧: $F=2.30, P=0.138$; 半腱肌: $F=0.53, P=0.472$; 胫骨前肌: $F=1.34, P=0.254$; 腓肠肌内侧: $F=0.34, P=0.561$)。刺激方案的主效应不显著 (股直肌: $F=0.01, P=0.976$; 股四头肌外侧: $F=0.06, P=0.810$; 半腱肌: $F=0.15, P=0.702$; 胫骨前肌: $F=0.10, P=0.751$; 腓肠肌内侧: $F=1.62, P=0.210$), 刺激时间的主效应也不显著 (股直肌: $F=0.14, P=0.713$; 股四头肌外侧: $F=0.50, P=0.483$; 半腱肌: $F=0.09, P=0.761$; 胫骨前肌: $F=0.39, P=0.538$; 腓肠肌内侧: $F=1.32, P=0.258$)。

3 讨论

本研究以前额叶皮层和运动皮层为目标, 探究多焦点 tDCS 对骑行耐力表现的调控效果。研究发现, 多焦点 tDCS 特异性激活运动皮层显著增强了机体最后阶段的骑行耐力表现。研究结果与前人研究一致 (Angius et al., 2018a; Vitor-Costa et al., 2015), 表明 tDCS 刺激大脑皮层可以有效增强耐力运动表现。

3.1 多焦点 tDCS 对骑行耐力表现的调控效果分析

相较 Sham 对照组, 受试者在多焦点 tDCS 刺激后表现出更高的做功量和 RPM。由于 IET 骑行属于疲劳性耐力运动, 85%~100% PPO 阶段机体不仅面临高的负荷阻力, 也面临疲劳对运动能力的影响。因此, 多焦点 tDCS 刺激后受试者较高的做功量和 RPM, 表明多焦点 tDCS 对目标脑区的特异性刺激能够增强受试者在高负荷阶段的工作能力和抗疲劳能力。此外, RPM 作为骑行运动表现的关

键指标,不仅反映了力-肌肉收缩速度的平衡点,也是受试者骑行中唯一可控的指标(Ettema et al., 2009)。在阻力负荷、功率、时间和环境条件稳定的前提下,高RPM有助于机体完成更大的负荷量,决定最终的骑行表现(O' Bryan et al., 2014)。在本研究中,受试者在多焦点tDCS刺激后表现出高做功量,这进一步证实了多焦点tDCS提升骑行耐力表现的有效性。

对多焦点tDCS增强骑行耐力表现的原因分析,这可能与该刺激影响目标脑区的皮质功能有关。先前研究已证实,大脑皮质在运动中的激活反映了其对运动的控制作用(侯莉娟等, 2012)。在本研究血流动力学测试中,前额叶皮质和运动皮质在运动终止时显著激活,表明两皮质参与IET耐力骑行的运动控制。Seidel等(2019)和Jung等(2015)的研究也支持了这一点。然后,进一步从激活皮质中确定与运动表现相关的目标脑区。根据通道的脑区定位,目标脑区分布于运动皮层的辅助运动区(supplementary motor area, SMA)、前运动皮质(premotor cortex, PMC)和初级运动皮质(primary motor cortex, M1)。前人研究指明,SMA、PMC和M1为人体的运动控制中枢(朱志强, 2021),其皮质激活与复杂多关节的运动表现密切相关(Orgogozo et al., 1979)。其中,SMA和PMC作为次级运动中枢,负责对运动的控制和规划,并将运动的信息及时传递至M1,M1依据传入信息通过皮质脊髓神经通路发放神经冲动产生运动(顾云等, 2003)。

SMA、PMC和M1同样对骑行运动具有重要的控制作用(Christensen et al., 2000; Leff et al., 2011)。Christensen等(2000)采用PET/CT对自行车运动中皮层的激活表现进行分析,发现运动皮质参与了自行车运动节奏的产生与控制。因此干预SMA、PMC和M1可能会影响耐力运动表现。此外,研究发现,tDCS刺激运动皮质可以增强SMA、PMC和M1之间的功能连接,提高运动皮层的脑网络功能(Jamil et al., 2020)。tDCS刺激SMA、PMC和M1不仅有助于增强下行神经冲动的传递,降低维持运动所需的神经冲动和推迟皮质脊髓通路的疲劳,而且能更有效地发挥运动中枢对运动表现的控制作用(Angius et al., 2018b)。因此,在本研究中,骑行耐力表现的增强可能源于多焦点tDCS对目标脑区的刺激,提高了SMA、PMC和M1之间功能与信息的交流效率,更好地发挥了对骑行耐力表现的控制作用。

3.2 多焦点tDCS对运动中HR和下肢肌肉肌电活动的影响分析

HR、呼吸频率和血压是反应自主神经系统功能的重要指标(Clancy et al., 2014; Lippold et al., 1964),前额叶、岛叶和运动皮质是调控自主神经系统的关键脑区(Bacon et al., 1993; Okano et al., 2015; Schlindwein et al., 2008)。其中,运动皮质又参与躯体神经系统和自主神经

系统的整合(Viltart et al., 2003),是调控运动行为的关键脑区(Maudrich et al., 2022)。与Okano等(2015)在自行车运动、Luo等(2023)在攀岩运动以及Kamali等(2019)在健美运动中的研究结果一致,多焦点tDCS刺激目标皮质降低了运动中的HR。进一步证实了多焦点tDCS干预自主神经系统的有效性,同时揭示了其对耐力运动表现的潜在影响。在耐力运动中,HR反应机体对生理刺激的响应,是评估机体对耐力训练适应性的重要指标(王刚等, 2013; 周琳, 2002)。根据训练-适应理论,HR在相同运动任务中的增加表明机体无法较好地适应训练,HR的降低则表明机体较好地适应训练,是运动能力提高的反馈(Plews et al., 2013)。因此,本研究中HR在多焦点tDCS后的降低表明,多焦点tDCS提高了机体对耐力运动任务的适应性。

tDCS对外周肌肉功能的影响是神经调控领域的新兴研究方向。在本研究中,多焦点tDCS降低了推进期股直肌、股四头肌外侧、股四头肌内侧、胫骨前肌的RMS和提拉期股二头肌的RMS;相比Sham对照组,多焦点tDCS也使推进期股二头肌RMS呈现较低的激活水平;表明多焦点tDCS可使受试者的下肢环节肌肉以较低激活水平完成相同的耐力运动,尤其是大腿环节的肌群。这可能与对目标脑区的针对性刺激有关。研究表明,人体下肢环节的皮质控制区域位于大脑纵列Cz往外2 cm,该位置被认为是激活腿部肌肉的最佳点(Nielsen et al., 1993)。根据10-10 EEG国际脑电系统,下肢环节的皮质定位大致位于C1和C2。此外,相比小腿环节,大腿环节皮层的解剖分布更接近皮质表面,更容易对其进行直接干预(梁志强等, 2023)。本研究所采用的刺激不仅包含了激活下肢环节的关键脑区,还覆盖了SMA和PMC。SMA和PMC作为运动中枢的重要组成部分,其兴奋性水平的提高有助于减少维持既定运动所需的神经冲动,并降低运动中的不适感(Angius et al., 2017; Workman et al., 2020)。因此,多焦点tDCS对目标皮层的调控可能同时整合了上述优势,使下肢肌肉,尤其大腿环节的肌肉以较低的激活水平完成骑行耐力运动。

与多数sEMG研究发现不同,提拉期股四头肌内侧RMS在多焦点tDCS刺激后呈现高激活水平。根据前人研究,这可能与骑行中的高RPM有关。研究发现,骑行中RPM的变化会诱导下肢肌肉激活的改变(梁雷超, 2018),RPM的增加也会伴随膝关节力矩的增加(Mornieux et al., 2007)。在膝关节附属的肌群中,股四头肌内侧作为膝关节力矩增加的主要工作肌,在骑行中负责伸膝,其活动范围从提拉期的300°一直到推进期130°。因此,提拉期股四头肌内侧RMS的高激活水平,有可能是机体为了维持高的RPM,通过提高股四头肌内侧的激活水平帮助机体更主动、更有效地完成伸膝。

3.3 多焦点tDCS改善骑行耐力表现对训练实践的意义

借鉴东京奥运周期的成功备战经验,结合科技赋能,精准对接巴黎奥运会的需求,提高备战过程的科学性和精准性,是实现中国体育在新周期中继续续写辉煌的关键策略(袁守龙, 2021)。在现有奥运项目中,田径、游泳和水上项目作为我国奥运工程的基础大项,其相当一部分项目的竞技运动表现取决于耐力运动能力。因此,多焦点tDCS对骑行耐力表现的增强效果,为更多奥运基础大项各子项运动员耐力运动能力的突破提供了手段与路径。与此同时,多焦点tDCS对运动任务适应性的积极性调控不仅为高水平运动员竞技状态的调整、运动员对新训练手段的适应以及赛前训练状态的激活提供了科学保障,而且可能对应奥运周期后项目制胜规律变化所尝试的各种训练方法提供支持。因此,在依靠改革创新和科技备战的大背景下,尝试将非侵入性神经调控技术在奥运基础大项中应用,可有助于我国奥运基础大项运动员竞技能力的突破。

3.4 研究局限与展望

本研究仍存在一些不足之处。1)个体响应率对实验结果的影响。前人研究表明,受试者的年龄、性别、解剖结构特征、基因多态性和大脑回路等影响人体对刺激方案的响应(Di Lazzaro et al., 2014; Li et al., 2015)。因此,有必要在相同特征人群基础上,筛选对刺激方案具有高响应度的被试,进一步评估多焦点tDCS的刺激效果。2)实验对照组未涉及传统的刺激方案。传统的tDCS方案分为传统大电极的tDCS和具有高聚焦性小电极的HD-tDCS。相比之下,本研究采用的多焦点tDCS具备刺激靶向性和多脑区调控的优势,但本研究未设置传统的tDCS和HD-tDCS对照组,未完全量化多焦点tDCS所具有的优势。在未来研究中,本团队将进一步对比多焦点tDCS与常规tDCS和HD-tDCS的干预效果,更好地帮助相关研究人员了解不同刺激方案的效果,选择适合的刺激方案。

4 结论

本研究探索多焦点tDCS特异性激活运动皮层对骑行耐力表现的调控效果,发现多焦点tDCS激活运动皮层增强了骑行耐力表现,并提高了机体对耐力运动的适应性。后续研究可从受试者人群的筛选、不同刺激方案的对照等方面入手,进一步量化和评估多焦点tDCS对耐力运动表现的增强效果。

参考文献:

顾云, 臧玉峰, 翁旭初, 等, 2003. 次级运动区参与外源性触发的利手和非利手单指运动[J]. 科学通报, 48(10): 1035-1040.
侯莉娟, 宋争, 于勇, 等, 2012. 运动疲劳对大脑随意运动控制的影响[J]. 北京体育大学学报, 35(3): 71-74.
梁雷超, 2018. 老年人骑行时下肢关节运动学、动力学及骑行效率的

研究[D]. 上海: 上海体育学院.

梁志强, 江勇, 教富佳, 等, 2023. 靶向性调控胫骨前肌对静态平衡的影响: 基于经颅直流电刺激的干预[J]. 应用力学学报, 40(1): 225-233.
王刚, 高炳宏, 高欢, 2013. 低氧适应结合长时间亚高原训练对男子赛艇运动员运动能力的影响[J]. 西安体育学院学报, 30(3): 327-333.
王勇, 2020. 鞍座高度对骑行中下肢运动生物力学影响的研究[D]. 上海: 上海体育学院.
袁守龙, 2021. 东京奥运会科技备战的战略转型和价值启示[J]. 体育科学, 41(12): 10-17.
周琳, 2002. 心率监测在耐力训练中的应用[J]. 空军雷达学院学报, 16(2): 73-74.
朱志强, 2021. 无创深部脑刺激对神经肌肉功能的影响及其神经机制[D]. 上海: 上海体育学院.
ANGIUS L, HOPKER J, MAUGER A R, 2017. The Ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance [J/OL]. *Frontiers Physiol*, 8: 90 [2024-01-26]. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00090>.
ANGIUS L, MAUGER A R, HOPKER J, et al., 2018a. Bilateral extra-cephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals [J]. *Brain Stimul*, 11(1): 108-117.
ANGIUS L, PASCUAL-LEONE A, SANTARNECCHI E, 2018b. Brain stimulation and physical performance [J]. *Prog Brain Res*, 240: 317-339.
ARNEY B E, GLOVER R, FUSCO A, et al., 2019. Comparison of RPE (Rating of Perceived Exertion) scales for session RPE [J]. *Int J Sports Physiol Perform*, 14(7): 994-996.
BACON S J, SMITH A D, 1993. A monosynaptic pathway from an identified vasomotor centre in the medial prefrontal cortex to an autonomic area in the thoracic spinal cord [J]. *Neuroscience*, 54(3): 719-728.
CHEN C, FANG Y, WANG X, et al., 2019. Excitation comparison between multi-site stimulation using network-based tDCS and focal stimulation using high-definition tDCS [C]// 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Berlin, Germany: IEEE: 6884-6887.
CHRISTENSEN L O, JOHANNSEN P, SINKJAER T, et al., 2000. Cerebral activation during bicycle movements in man [J]. *Exp Brain Res*, 135(1): 66-72.
CLANCY J A, JOHNSON R, RAW R, et al., 2014. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) over the motor cortex increases sympathetic nerve activity [J]. *Brain Stimul*, 7(1): 97-104.
COGIAMANIAN F, MARCEGLIA S, ARDOLINO G, et al., 2007. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas [J]. *Eur J Neurosci*, 26(1): 242-249.
DI LAZZARO V, ROTHWELL J C, 2014. Corticospinal activity evoked and modulated by non-invasive stimulation of the intact human motor cortex [J]. *J Physiol*, 592(19): 4115-4128.
ETEMADI M, AMIRI E, TADIBI V, et al., 2023. Anodal tDCS over the left DLPFC but not M1 increases muscle activity and improves psychophysiological responses, cognitive function, and endurance performance in normobaric hypoxia: A randomized controlled trial [J/OL]. *BMC Neurosci*, 24(1): 25 [2023-11-16]. <https://doi.org/>

- 10.1186/s12868-023-00794-4.
- ETTEMA G, LORÅS H, LEIRDAL S, 2009. The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2): e94-e101.
- FISCHER D B, FRIED P J, RUFFINI G, et al., 2017. Multifocal tDCS targeting the resting state motor network increases cortical excitability beyond traditional tDCS targeting unilateral motor cortex [J]. *Neuroimage*, 157: 34-44.
- GANDEVIA S C, 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue[J]. *Physiol Rev*, 81(4): 1725-1789.
- GREGORET L, ZAMORANO A M, GRAVEN-NIELSEN T, 2023. Multifocal tDCS targeting the motor network modulates event-related cortical responses during prolonged pain[J]. *J Pain*, 24(2): 226-236.
- HODGSON A B, RANDELL R K, JEUKENDRUP A E, 2003. The metabolic and performance effects of caffeine compared to coffee during endurance exercise[J/OL]. *PLoS One*, 8(4): e59561 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0059561>.
- HUG F, LAPLAUD D, LUCIA A, et al., 2006. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: A pilot study[J]. *Int J Sports Med*, 27(6): 456-462.
- JAMIL A, BATSIKADZE G, KUO H I, et al., 2020. Current intensity- and polarity-specific online and aftereffects of transcranial direct current stimulation: An fMRI study[J]. *Hum Brain Mapp*, 41(6): 1644-1666.
- JUNG R, MOSER M, BAUCSEK S, et al., 2015. Activation patterns of different brain areas during incremental exercise measured by near-infrared spectroscopy[J]. *Exp Brain Res*, 233: 1175-1180.
- KAMALI A M, SAADI Z K, YAHYAVI S S, et al., 2019. Transcranial direct current stimulation to enhance athletic performance outcome in experienced bodybuilders[J/OL]. *PLoS One*, 14(8): e0220363 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220363>.
- LEFF D R, ORIHUELA-ESPINA F, ELWELL C E, et al., 2011. Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: A systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies[J]. *Neuroimage*, 54(4): 2922-2936.
- LI L M, UEHARA K, HANAKAWA T, 2015. The contribution of interindividual factors to variability of response in transcranial direct current stimulation studies [J/OL]. *Front Cell Neurosci*, 9: 181 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.3389/fncel.2015.00181>.
- LIPPOLD O C, REDFEARN J W, 1964. Mental changes resulting from the passage of small direct currents through the human brain[J]. *Br J Psychiatry*, 110(469): 768-772.
- LUO J, FANG C, HUANG S, et al., 2023. Effects of single session transcranial direct current stimulation on aerobic performance and one arm pull-down explosive force of professional rock climbers[J/OL]. *Front Physiol*, 14: 1153900 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1153900>.
- MAUDRICH T, RAGERT P, PERREY S, et al., 2022. Single-session anodal transcranial direct current stimulation to enhance sport-specific performance in athletes: A systematic review and meta-analysis[J]. *Brain Stimul*, 15(6): 1517-1529.
- MIRANDA P C, MEKONNEN A, SALVADOR R, et al., 2013. The electric field in the cortex during transcranial current stimulation[J]. *Neuroimage*, 70: 48-58.
- MORNIEUX G, GUENETTE J A, SHEEL A W, et al., 2007. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling[J]. *Eur J Appl Physiol*, 102: 11-18.
- NIELSEN J, PETERSEN N, DEUSCHL G, et al., 1993. Task-related changes in the effect of magnetic brain stimulation on spinal neurons in man[J]. *J Physiol*, 471(1): 223-243.
- O'BRYAN S J, BROWN N A T, BILLAUT F, et al., 2014. Changes in muscle coordination and power output during sprint cycling[J]. *Neurosci Lett*, 576: 11-16.
- OKANO A H, FONTES E B, MONTENEGRO R A, et al., 2015. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise[J]. *Br J Sports Med*, 49(18): 1213-1218.
- ORGOGOZO J M, LARSEN B, 1979. Activation of the supplementary motor area during voluntary movement in man suggests it works as a supramotor area[J]. *Science*, 206(4402): 847-850.
- PLEWS D J, LAURSEN P B, STANLEY J, et al., 2013. Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: Opening the door to effective monitoring[J]. *Sports Med*, 43: 773-781.
- POLLASTRI L, GALLO G, ZUCCA M, et al., 2021. Bilateral dorso-lateral prefrontal cortex high-definition transcranial direct-current stimulation improves time-trial performance in elite cyclists[J]. *Int J Sports Physiol Perform*, 16(2): 224-231.
- RUFFINI G, FOX M D, RIPOLLES O, et al., 2014. Optimization of multifocal transcranial current stimulation for weighted cortical pattern targeting from realistic modeling of electric fields[J]. *Neuroimage*, 89: 216-225.
- SCHLINDWEIN P, BUCHHOLZ H G, SCHRECKENBERGER M, et al., 2008. Sympathetic activity at rest and motor brain areas: FDG-PET study[J]. *Auton Neurosci*, 143(1-2): 27-32.
- SEIDEL O, CARIUS D, ROEDIGER J, et al., 2019. Changes in neurovascular coupling during cycling exercise measured by multi-distance fNIRS: A comparison between endurance athletes and physically active controls[J]. *Exp Brain Res*, 237: 2957-2972.
- VANDERMEEREN Y, JAMART J, OSSEMANN M, 2010. Effect of tDCS with an extracephalic reference electrode on cardio-respiratory and autonomic functions[J/OL]. *BMC Neurosci*, 11(1): 1-10 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.1186/1471-2202-11-38>.
- VILTART O, MULLIER O, BERNET F, et al., 2003. Motor cortical control of cardiovascular bulbar neurones projecting to spinal autonomic areas[J]. *J Neurosci Res*, 73(1): 122-135.
- VITOR-COSTA M, OKUNO N M, BORTOLOTTI H, et al., 2015. Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling[J/OL]. *PLoS One*, 10(12): e0144916 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144916>.
- WORKMAN C D, FIETSAM A C, RUDROFF T, 2020. Different effects of 2 mA and 4 mA transcranial direct current stimulation on muscle activity and torque in a maximal isokinetic fatigue task [J/OL]. *Front Hum Neurosci*, 14: 240 [2023-11-16]. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.00240>.

(下转第88页)

The Role and Mechanisms of Exercise in Cancer Prevention: A Perspective from Integrative Physiology and the Tumor Immune Microenvironment

WEI Xingyi¹, SHI Yue^{2*}, SHI Hui^{3,4}, LI Fei², CHEN Peijie^{1,3}

1. School of Exercise and Health, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 2. School of Athletic Performance, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 3. Shanghai Anti-doping Laboratory of Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 4. Department of Rheumatology and Immunology, Ruijin Hospital, School of Medicine, Shanghai JiaoTong University, Shanghai 200025, China

Abstract: The lack of physical activity and its associated obesity, excessive nutrition, chronic inflammation, and metabolic disorders are all crucial pathogenic factors for cancer. The role of exercise is increasingly evident in the prevention, adjunctive treatment and prognosis in cancer patients. These effects are closely linked to the reducing availability of nutrients in circulation, alleviating chronic inflammatory states, improving insulin metabolism, and enhancing the immune system's functionality of exercise. The abovementioned factors collectively elevate the body's "set point", enabling better responses to challenges from both internal and external environments. More and more studies confirmed that the most direct mechanistic effect of exercise in inhibiting cancer cell growth is attributed to the improvement of the tumor immune microenvironment, which including the mobilization and increased proliferation activity of natural and adaptive immune cells, enhanced effector functions, and subtype conversion of immune cells. However, only a few studies have revealed the role of "exerkines" as a bridge in improving the tumor immune microenvironment through exercise. In the future, there is an urgent need to investigate the "inherent" mechanisms of exercise, so as to provide new avenues in cancer immunotherapy.

Keywords: exercise; cancer; tumor; immunity; metabolism; inflammation

(上接第50页)

Effects of Multifocal Transcranial Direct Current Stimulation Specifically Activating the Motor Cortex on Cycling Endurance Performance

LIANG Zhiqiang^{1,2}, WANG Yajie^{1,2}, LIU Wenjin^{1,2}, YU Jinglun^{1,2}, QI Shuo^{1,3}, LYU Jiaojiao^{1,2}, LIU Yu^{1*}

1. Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 2. School of Exercise and Health, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 3. School of Sport and Health, Shandong Sport University, Jinan 250102, China

Abstract: Objective: This study examined how endurance cycling performance was affected by multifocal transcranial direct current stimulation (tDCS) that simultaneously stimulates the prefrontal cortex and motor cortex. Methods: Functioning near-infrared spectroscopy was used to monitor hemodynamic responses in the PFC and motor cortex to identify the target cortical regions while participants performed incremental exercise test on a cycling ergometer. Subsequently, multifocal tDCS was used to stimulate these regions, the effects of stimulation were assessed by recording the lower-limb root mean square amplitude (RMS) and cycling performance. Results: 1) There were significant correlations between cycling time and FC1h, FC2h, C1h and C2h in motor cortex; 2) after multifocal tDCS, heart rate significantly decreased compared with before stimulation, while mechanical work and cycling speed increased compared with Sham; 3) during the propulsion phase, RMS of the rectus femoris, vastus medialis (VM), vastus lateralis, and tibialis anterior decreased following multifocal tDCS compared to pre-stimulation levels, while RMS of the biceps femoris showed significant lower activation compared with Sham; during the pulling phase, RMS of the biceps femoris significantly decreased following multifocal tDCS, while compared with Sham group, the RMS of vastus medialis showed significantly higher activation and the RMS of gastrocnemius lateralis showed significantly lower activation. Conclusions: Multifocal tDCS specifically activating the motor cortex improves cycling endurance performance and enhances adaptability to training regime, indicating its effectiveness as an augmentation method to increase endurance exercise performance.

Keywords: functioning near-infrared spectroscopy; transcranial direct current stimulation; cycling; cortical activation; endurance performance