·临床研究·

经颅直流电刺激联合触觉振动反馈训练对脑卒中后疲劳患者大脑皮质兴奋性的影响

徐铮　陈娜　杨利革
邢台医学院第二附属医院神经内科，邢台　054000
通信作者：杨利革，Email：3302194246@qq.com

【摘要】 **目的**　采用基于近红外光谱（fNIRS）和表面肌电图（sEMG）评估经颅直流电刺激（tDCS）联合触觉振动反馈训练对脑卒中后疲劳（PSF）患者大脑皮质兴奋性的影响。**方法**　选取符合入选和排除标准的 PSF 患者 145 例，按随机数字表法为对照组 71 例和研究组 70 例。2 组患者均接受常规康复训练，在此基础上，研究组增加 tDCS 联合触觉振动反馈训练。tDCS 联合触觉振动反馈训练均每日 1 次，每周治疗 5 d，连续治疗 6 周。干预前和干预 6 周后（干预后）对 2 组患者进行结局指标评估，主要结局指标为疲劳严重度量表（FSS）评分和运动相关皮质［初级运动皮质（M1）、辅助运动皮质（SMA）、前运动皮质（PMC）］的氧合血红蛋白变化量（ΔHbO_2）；次要结局指标包括 Fugl-Meyer 下肢评定量表（FMA-LE）评分、改良的Barthel指数（MBI）评分、sEMG 指标中的中位频率（MF）和平均中位频率（MMF）；另采用 Pearson 相关系数分析 FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 的相关性。**结果**　干预后，2 组患者的 FSS 评分和 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2，以及 FMA-LE 评分、MBI 评分、MF 和 MMF，均显著优于组内干预前，差异均有统计学意义（$P<0.05$）。干预后，研究组的 FSS 评分和 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2，以及 FMA-LE 评分、MBI 评分、MF 和 MMF 均显著优于对照组，差异均有统计学意义（$P<0.05$）。经 Pearson 相关性分析，FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2 呈显著负向关（r 值分别为 −0.327，−0.484，−0.333，$P<0.05$）。**结论**　tDCS 联合触觉振动反馈训练可显著增强 PSF 患者执行任务时的大脑皮质兴奋性，改善其下肢肌肉活动模式，从而促进患者运动功能的恢复。

【关键词】 脑卒中后疲劳；　颅电刺激；　触觉振动反馈训练；　近红外光谱
DOI：10.3760/cma.j.cn421666-20250813-00687

The effect of transcranial direct current stimulation combined with tactile vibration feedback training on cortical excitability in patients with post-stroke fatigue

Xu Zheng, Chen Na, Yang Lige
Department of Neurology, Second Affiliated Hospital of Xingtai Medical College, Xingtai 054000, China
Corresponding author: Yang Lige, Email: 3302194246@qq.com

【**Abstract**】 **Objective**　To evaluate the effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) combined with tactile vibration feedback training on cortical excitability in patients with post-stroke fatigue (PSF) utilizing functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) and surface electromyography (sEMG). **Methods**　A total of 145 PSF patients meeting the inclusion and exclusion criteria were enrolled and randomly assigned to a control group ($n=71$) and a study group ($n=70$). Both groups received conventional rehabilitation training, while the study group additionally received tDCS combined with tactile vibration feedback training. The intervention was administered once daily, 5 days per week, for 6 consecutive weeks. Outcome measures were assessed at baseline and post-intervention. Primary outcomes included the Fatigue Severity Scale (FSS) score and changes in oxygenated hemoglobin (ΔHbO_2) concentrations in motor-related cortical areas [primary motor cortex (M1), supplementary motor area (SMA), and premotor cortex (PMC)]. Secondary outcomes included the Fugl-Meyer Assessment-Lower Extremity (FMA-LE) score, the Modified Barthel Index (MBI), and sEMG parameters [median frequency (MF) and mean median frequency (MMF)]. Pearson correlation analysis was performed to examine the relationship between FSS scores and ΔHbO_2 levels in the M1, SMA, and PMC regions. **Results**　After the intervention, both groups exhibited significant improvements in FSS scores, ΔHbO_2 levels in the M1, SMA, and PMC regions, FMA-LE scores, MBI scores, MF, and MMF compared to baseline (all $P<0.05$). Notably, the study group demonstrated significantly superior outcomes compared to the control group across all measures (all $P<0.05$). Pearson correlation analysis revealed a significant negative correlation between FSS scores and ΔHbO_2 levels in the M1 ($r=$

−0.327), SMA (r=−0.484), and PMC (r=−0.333) regions (all P<0.05). **Conclusions** The combination of tDCS and tactile vibration feedback training can significantly enhance cortical excitability during task execution in PSF patients and improve their lower limb muscle activation patterns, thereby promoting motor function recovery.

【Key words】 Post-stroke fatigue; Transcranial direct current stimulation; Tactile vibration feedback; Functional near-infrared spectroscopy

DOI:10.3760/cma.j.cn421666-20250813-00687

脑卒中是我国成年人致残的首要病因,其高致残率不仅严重损害患者生活质量,亦给家庭和社会带来沉重的医疗和经济负担[1]。脑卒中后疲劳(post-stroke fatigue,PSF)以持续性主观疲乏、休息难缓解为特征,发生率 30%~70%,且部分患者在发病早期即出现明显的疲劳症状,可持续数月至数年[2-3]。神经生理研究提示,PSF 与患侧初级运动皮质(primary motor cortex,M1)兴奋性下降、健侧对患侧的跨胼胝体抑制增强和大脑对动作费力的主观感知上调相关[3-4];这也解释了常规物理因子、作业疗法与心理支持虽可部分缓解主观疲劳,却难逆转“皮质驱动不足-运动费力-活动回避”闭环,从而导致其整体的疗效受限[5]。

经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation,tDCS)为中枢环节的干预提供了可能:阳极 tDCS 作用于 M1/背外侧前额叶,以 1~2 mA 阈下电流去极化神经元,提升皮质兴奋性并促突触可塑性[6]。Doncker 等[7]的研究发现,单次双侧 M1 的 tDCS 可显著缓解 PSF 患者的疲劳严重度量表(fatigue severity scale,FSS)评分,在上调患侧 M1 的兴奋性的同时,还可降低其运动感知费力(perceived effort,PT)。Meta 分析也指出,非侵入性脑刺激可显著降低 PSF 患者的 FSS 评分[8]。尽管这两项研究的 GRADE 评级仅为低-中级、异质性偏大,但均支持 tDCS 对 PSF 的疗效。

触觉振动反馈是一种通过机械振动刺激皮肤机械感受器、激活感觉-运动通路的康复训练方式[9]。针对 PSF,tDCS 虽可改善大脑下行驱动,但若足部触觉反馈缺位,步态代偿仍会消耗额外能耗、阻碍疲劳缓解;而触觉振动反馈因其可直接刺激皮肤机械感受器,激活感觉-运动通路,恰好可以弥补单模中枢调控之外周感觉传入不足的短板。振动刺激可经 Aβ 纤维(粗髓鞘机械感受性传入纤维)上行传导,易化初级体感皮质(primary somatosensory cortex,S1)至 M1 和辅助运动区(supplementary motor area,SMA)间的感觉-运动连接,进而形成“振动-步态-修正”的闭环,直接补入外周传入环节。间接证据显示,局部振动可提升胫骨前肌的中位频率(median frequency,MF),延缓疲劳相关的表面肌电图(surface electromyography,sEMG)频移[9],通过节律性的体感输入降低内隐感知用力,并改善步态对称性[10]。机制上,振动可通过纠正足下垂代偿、压缩无效放电,减少单位任务能耗,从而缓解主观疲劳。

本研究采用 tDCS 联合触觉振动反馈训练对脑卒中后 PSF 患者进行了干预,并利用功能性近红外光谱(functional near-infrared spectroscopy,fNIRS)对患者的脑皮质血氧动力学变化进行了实时监测,同时结合 sEMG 对其下肢肌肉的激活水平进行了评估,旨在为脑卒中后 PSF 患者的临床康复干预方案的选择和优化提供客观的依据和参考。

对象与方法

一、研究对象

纳入标准:①年龄>18 岁;②符合《2021 年中国脑卒中防治指南》中的诊断标准[11],并经影像学(CT 或 MRI)证实为脑卒中;③脑卒中后病程 2 周至 6 个月,处于恢复期;④FSS 评分≥4 分,诊断为 PSF[3];⑤自认知功能良好,简易精神状态量表(mini-mental state examination,MMSE)评分≥24 分[3];⑥生命体征平稳,具备完成康复训练和 fNIRS、sEMG 检测的能力;⑦签署书面知情同意书。

排除标准:①合并其他神经系统退行性疾病;②有癫痫病史或安装有心脏起搏器等电子植入装置,禁忌接受 tDCS 治疗;③存在严重感觉障碍或皮肤过敏,无法耐受振动反馈训练;④有吸烟、酗酒或其他影响神经-肌肉功能的行为习惯;⑤合并严重心、肝、肾功能不全或恶性肿瘤。

本研究为单中心前瞻性随机对照试验,全程遵循《赫尔辛基宣言》原则,并经河北省第一荣军优抚医院医学伦理委员会审核批准(批号:2022013)。选取 2022 年 1 月至 2024 年 12 月在河北省第一荣军优抚医院住院,且符合上述标准的 PSF 患者 145 例,采用随机数字表法将其随机分为研究组(n=73)和对照组(n=72)。干预期间因个人或家庭原因有 4 例患者退出本研究,其中研究组 3 例,对照组 1 例,最终纳入本研究的患者,研究组 70 例、对照组 71 例。2 组患者的性别、平均年龄、平均身体质量指数(body mass index,BMI)、病变性质、平均病程和平均 FSS 评分等一般资料组间比较,差异均无统计学意义(P>0.05),详见表 1。

表 1　2 组患者的一般资料

组别	例数	性别(例)		平均年龄	平均 BMI	病变性质(例)		平均病程	平均 FSS 评分
		男	女	(岁,$\bar{x}\pm s$)	(kg/m^2,$\bar{x}\pm s$)	脑出血	脑梗死	(月,$\bar{x}\pm s$)	(分,$\bar{x}\pm s$)
对照组	71	39	32	60.32±10.52	23.12±1.56	15	56	3.56±1.02	5.76±0.76
研究组	70	37	33	60.56±11.02	23.06±1.47	16	54	3.67±1.14	5.82±0.93

注:BMI 为身体质量指数(body mass index);FSS 为疲劳严重度量表

二、研究方法

2 组患者均接受常规康复训练,干预期间不使用中枢兴奋剂或抗疲劳药物,在此基础上,研究组增加 tDCS 联合触觉振动反馈训练。

1.常规康复训练:采用脑卒中后标准化康复方案[4],包括神经肌肉电刺激疗法、平衡训练、肢体牵伸及力量训练、Bobath 训练等。每日 1 次,每次 30 min,每周训练 5 d,连续训练 6 周。

2.tDCS 治疗:采用德国 NeuroConn 公司生产的 DC-Stimulator MR 型经颅直流电刺激仪进行阳极 tDCS。按国际 10-20 脑电图系统定位,将阳极(5 cm×7 cm 的长方形橡胶电极)置于健侧半球初级运动皮质(primary motor cortex, M1)(对应 C3 或 C4 点),阴极(5 cm×7 cm 的长方形橡胶电极)置于对侧眶上区,电流强度设为 1.5 mA,选择系统中的单次连续刺激模式进行治疗。tDCS 治疗每日 1 次,每次持续 20 min,每周训练 5 d,连续训练 6 周。

3.触觉振动反馈训练:采用西南医科大学附属医院自主研发的触觉振动反馈训练系统进行步态干预。该系统由嵌入式微控制器、惯性测量单元(inertial measurement unit, IMU)、触觉振动执行器及配套上位机软件组成,可实现步态相位识别与实时振动反馈。将圆形偏心转子振动马达(额定转速 2000 r/min,直径 10 mm)固定于患侧足背(相当于伸肌支持带上方、趾短伸肌体表投影区),作为触觉反馈刺激源。在双下肢对称位置分别布设 8 个三轴微机电系统(Micro electro mechanical Systems, MEMS)陀螺仪传感器(每侧大腿中段前外侧、大腿中段后侧、小腿中段前外侧、小腿中段后侧各 1 个),用于实时采集下肢关节角度及步态周期特征。系统预设步态识别算法,当检测到患侧支撑相异常(如足下垂、步宽过大或步速过慢)时,会自动触发患侧足背振动马达,以 2000 r/min 持续振动提供体感反馈,直至步态参数恢复至阈值范围内。训练过程中,患者佩戴设备,在治疗师监护下于平地以自然步速行走,单次训练时长 60 min,其中含热身 5 min、主训练 50 min 和放松5 min。触觉振动反馈训练每日 1 次,每周训练5 d,连续训练 6 周。

三、观察指标

干预前和干预 6 周后(干预后)对 2 组患者进行结局指标评估,主要结局指标为 FSS 评分和运动相关皮质的[M1、辅助运动皮质(supplementary motor area, SMA)、前运动皮质(premotor cortex, PMC)]氧合血红蛋白变化量(Change in oxyhemoglobin concentration, ΔHbO_2);次要结局指标包括 Fugl-Meyer 运动功能评定量表下肢部分(Fugl-Meyer assesement of lower extremity, FMA-LE)评分、改良的 Barthel 指数(modified Barthel Index, MBI)评分、sEMG 指标中的 MF 和平均中位频率(mean muscle frequency, MMF)。另采用 Pearson 相关系数分析 FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 的相关性。

1. FSS 评分:该量表主要用于评估慢性疾病(如脑卒中、多发性硬化、系统性红斑狼疮等)相关的病理性疲劳及其对日常功能的影响,包括 9 个自评条目,该量表采用 1~7 分的 Likert 评分法,计算共 9 个项目的平均分,得分越高则受试者的疲劳程度越重,对日常生活和工作的影响也越大。

2. ΔHbO_2 的检测:采用 NIRx NIRSport2 系统(光源波长 760/850 nm,采样率 10 Hz),覆盖前额叶皮质(prefrontal cortex, PFC)(Fp1/Fp2/Fz)和 M1 区(C3/C4)的 20 通道布局,检测运动相关皮质(M1、SMA、PMC)的 ΔHbO_2[12]。

3. FMA-LE 评分[13]:该量表总分为 34 分,包括分离运动、反射亢进、共同运动等 17 项内容,每项根据不同的功能障碍分为 0~2 分,分值越高则下肢的运动功能越好。

4. MBI 评分[14]:该量表包括进食、洗澡、穿衣、转移、个人卫生、大小便控制、床椅转移、行走、上下楼梯等 10 个方面,满分为 100 分,得分越高则受试者的日常生活活动能力越好。

5. sEMG 检测:采用美国 Delsys 公司生产的 Delsys Trigno 无线表面肌电采集系统记录患侧胫骨前肌的表面肌电信号。于肌腹处放置双极 Ag/AgCl 电极,电极中心间距 20 mm,信号采样频率为 2000 Hz,离线带通滤波(20~450 Hz)。提取自主收缩开始后 0~500 ms 的肌电活动进行分析,计算积分肌电值(integrated electromyography, iEMG),同时对原始信号进行快速傅里叶变换,获取 MF 和 MMF,即从时域和频域两个层面综合评估肌肉的疲劳状态。

四、统计学方法

采用 SPSS 20.0 版软件学软件对本研究所得数据进行分析。

定量资料以($\bar{x}\pm s$)形式表示,所有连续变量首先进行正态性检验(Shapiro-Wilk test)和方差齐性检验(Levene′s test)。满足正态分布且方差齐时,组间比较采用独立样本 t 检验;不满足正态分布或方差齐性时,采用 Mann-Whitney U 检验(非参数检验);定性资料以率 n(%)表示,χ^2 检验。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

采用 Pearson 相关系数分析 FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 的相关性,首先检验变量正态性,满足条件时使用 Pearson 相关分析,若不满足则采用 Spearman 秩相关分析。鉴于本研究涉及多个脑区的相关性分析,为控制Ⅰ类错误,采用 Bonferroni 校正法对 P 值进行多重比较校正,校正后,$P<0.0167$ 为差异具有统计学意义。

结　果

一、2 组患者干预前、后 FSS、FMA-LE 和 MBI 评分比较

干预前,2 组患者的 FSS、FMA-LE 和 MBI 评分组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$);干预后,2 组患者的 FSS、FMA-LE 和 MBI 评分较组内干预前均显著改善($P<0.05$),且研究组干预后的 FSS、FMA-LE 和 MBI 评分还显著优于对照组干预后,差异均有统计学意义($P<0.05$)。详见表 2。

表 2　2 组患者干预前、后 FSS、FMA-LE 和 MBI 评分比较(分,$\bar{x}\pm s$)

组别	例数	FSS 评分	FMA-LE 评分	MBI 评分
对照组				
干预前	71	5.76±0.76	20.32±3.87	58.32±6.02
干预后	71	5.32±0.61[a]	22.89±2.97[a]	66.32±5.27[a]
研究组				
干预前	70	5.82±0.93	20.57±4.02	58.45±6.31
干预后	70	4.29±0.53[ab]	24.45±3.02[ab]	72.56±5.68[ab]

注:与组内干预前比较,[a]$P<0.05$;与对照组干预后比较,[b]$P<0.05$。FSS 为疲劳严重度量表,FMA-LE 为 Fugl-Meyer 运动功能评定量表下肢部分,MBI 为改良 Barthel 指数

二、2 组患者干预前、后 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 变化情况比较

干预前,2 组患者 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2 组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$);干预后,2 组患者 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2 较组内干预前均显著提升($P<0.05$),且研究组干预后 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2 亦显著高于对照组干预后,差异均有统计学意义($P<0.05$)。详见表 3。

表 3　2 组患者干预前、后 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 变化情况比较(mM,$\bar{x}\pm s$)

组别	例数	M1 区	SMA 区	PMC 区
对照组				
干预前	71	0.31±0.08	0.26±0.06	0.30±0.09
干预后	71	0.42±0.09[a]	0.39±0.11[a]	0.45±0.12[a]
研究组				
干预前	70	0.30±0.0	0.28±0.07	0.32±0.11
干预后	70	0.51±0.10[ab]	0.56±0.13[ab]	0.58±0.11[ab]

注:与组内干预前比较,[a]$P<0.05$;与对照组干预后比较,[b]$P<0.05$。M1 为初级运动皮质,SMA 为辅助运动皮质,PMC 为前运动皮质

三、2 组患者干预前、后的 MF 和 MMF 比较

干预前,2 组患者的 MF 和 MMF 组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$);干预后,2 组患者的 MF 和 MMF 较组内干预前均显著提升($P<0.05$),且研究组干预后的 MF 和 MMF 亦显著高于对照组干预后,差异均有统计学意义($P<0.05$)。详见表 4。

表 4　2 组患者干预前、后的 MF 和 MMF 比较(Hz,$\bar{x}\pm s$)

组别	例数	MF	MMF
对照组			
干预前	71	68.45±12.32	65.32±9.23
干预后	71	72.32±10.63[a]	64.65±8.87[a]
研究组			
干预前	70	67.67±11.79	64.65±8.87
干预后	70	82.32±9.26[ab]	76.92±7.14[ab]

注:与组内干预前比较,[a]$P<0.05$;与对照组干预后比较,[b]$P<0.05$。MF 为中位频率,MMF 为平均中位频率

四、FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 的相关性

经 Pearson 相关性分析,FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 呈显著负向关(值分别为-0.327,-0.484,-0.333),差异均有统计学意义($P<0.05$)。详见图 1。

讨　论

本研究结果显示,经 tDCS 联合触觉振动反馈训练干预后,研究组的 FSS 评分显著低于对照组($P<0.05$),而 Fugl-Meyer 和 MBI 评分则显著高于对照组($P<0.05$),该结果提示,tDCS 联合触觉振动反馈训练可有效地缓解 PSF 患者的疲劳程度,并改善其下肢运动功能和日常生活活动能力。神经影像学证据进一步显示,干预后,研究组 M1、SMA 及 PMC 区的 ΔHbO_2 值显著高于对照组($P<0.05$),该结果表明,联合干预可特异性激活运动相关皮质,增强局部血氧响应,反映了中枢神经可塑性的良性改变。此外,研究组的肌电

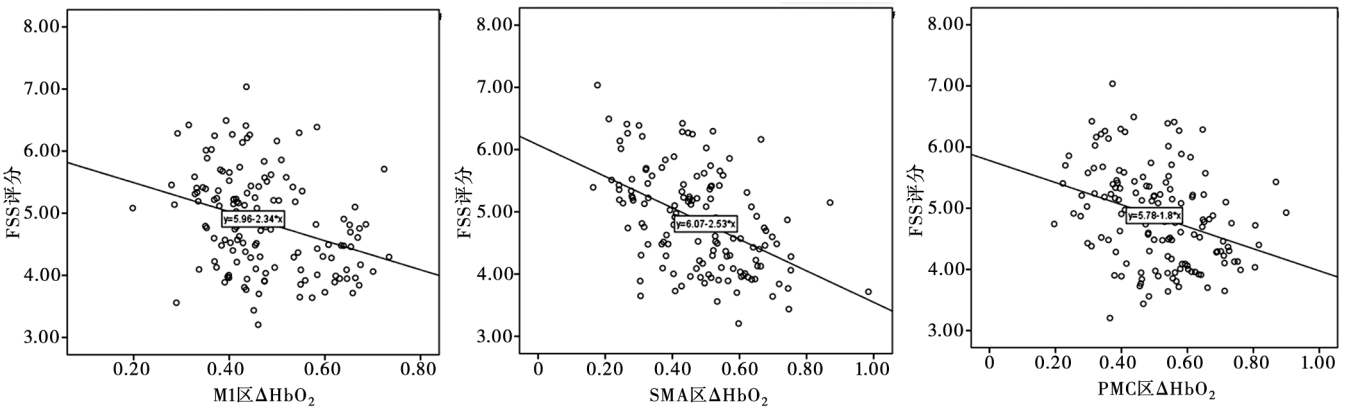

图 1　FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2 相关性。注：FSS 为疲劳严重度量表，M1 为初级运动皮质，SMA 为辅助运动皮质，PMC 为前运动皮质，ΔHbO_2 为氧合血红蛋白

疲劳指标 MF 和 MMF 值较组内干预前和对照组干预后均显著升高（$P<0.05$），该结果进一步表明，tDCS 联合触觉振动反馈训练可延缓肌肉的疲劳进程，优化神经肌肉控制稳定性。

上述多模态结果表明，tDCS 联合触觉振动反馈训练可通过“中枢激活-外周增效”的协同机制，强化脑-肌通路的耦合效应。本课题组认为，tDCS 联合触觉振动反馈训练的作用机制主要涉及多层级的闭环神经康复环路：①中枢层面——提升皮质兴奋性与神经效能。阳极 tDCS 作用于健侧 M1，可通过调节跨胼胝体抑制效应，间接削弱患侧半球的过度抑制；同时，触觉振动反馈提供的节律性本体感觉输入，可同步激活感觉-运动整合环路[15]。二者协同作用（体现为 M1、SMA、PMC 区 ΔHbO_2 的显著升高）可优化皮质的神经代谢效率，缓解 PSF 典型的“运动意图-执行”失匹配现象[16]。②外周层面——优化运动单位募集策略。中枢驱动力的增强和感觉传入的精细化可使下行的运动指令更为精准，主要表现为运动单位放电序列的规律性增强和异步化募集模式[17]，即 sEMG 检测中 MF 和 MMF 的显著改善，这种高效的募集模式意味着在完成同等负荷运动时，运动单位的放电频率降低，可减少高频诱导的传导阻滞，从而延缓外周疲劳，降低不必要的能量消耗[18-19]。③脑-肌-感知环路整合——阻断疲劳的恶性循环。PSF 患者常因中枢驱动力不足和高强度感知费力而产生运动回避行为，进而导致失用性综合征及皮质功能退化，而联合干预可通过增强脑-肌耦合打破这一恶性循环，为功能恢复提供稳定的神经肌肉基础。

本研究中的 Pearson 相关性分析还显示，FSS 评分与 M1、SMA、PMC 区的 ΔHbO_2 呈显著负相关（$r=-0.327, -0.484, -0.333$，均 $P<0.05$）。这一结果提示，提升运动皮质的激活水平是缓解 PSF 的重要病理生理学基础。本研究所采用的联合模式是通过 tDCS 增强皮质驱动，辅以振动强化感觉反馈，显著降低运动的“神经能耗”，患者在训练时会主观感知运动更为“省力”，进而可以提升其康复依从性和自我效能感，形成“皮质激活增强→运动控制改善→感知费力降低→主动参与增加→皮质功能重塑”的良性循环。张敬一等[20]的研究证实，tDCS 可改善帕金森病患者的运动功能并提高其皮质兴奋性；袁丽等[21]的研究也表明，触觉振动反馈训练能显著提升脑卒中偏瘫患者的平衡及步行功能。本研究在上述研究基础上，首次将二者联合应用于 PSF 的干预，并通过多模态评估揭示了其协同增效机制。

综上所述，tDCS 联合触觉振动反馈训练可显著增强 PSF 患者执行任务时的大脑皮质兴奋性，改善下肢肌肉活动模式，从而促进其运动功能的恢复。本研究仍存在一定局限性：首先，样本量相对有限，可能影响统计效能；其次，本研究虽然证实了联合干预的有效性，但对神经可塑性变化的具体机制（如突触重构、兴奋/抑制平衡调节、脑-肌通路微观整合等）探讨尚浅；最后，本研究采用表面肌电图仅评估了患侧胫骨前肌的疲劳相关指标，未能同步监测股四头肌、腘绳肌、腓肠肌等下肢关键肌群的激活模式和协同收缩特征，这可能限制对下肢运动控制网络整合效应的全面理解。未来的研究应采用高密度表面肌电阵列或多肌群无线肌电技术，系统评估干预对下肢多肌肉协调模式和神经驱动分布的影响，并结合神经影像学技术深入探索中枢机制，以促进该技术在脑卒中康复领域的精准应用与广泛推广。

利益冲突　所有作者声明不存在利益冲突

参　考　文　献

[1] Tu WJ, Wang LD. China stroke surveillance report 2021[J]. Mil Med

Res, 2023, 10(1):33.DOI: 10.1186/s40779-023-00463-x.
[2] Chu SH, Zhao X, Komber A, et al. Systematic review:pharmacological interventions for the treatment of post-stroke fatigue[J]. Int J Stroke, 2023,18(9):1071-1083.DOI: 10.1177/17474930231196648.
[3] Chen W, Jiang T, Huang H, et al. Post-stroke fatigue: a review of development, prevalence, predisposing factors, measurements, and treatments[J]. Front Neurol, 2023, 14: 1298915. DOI: 10.3389/fneur.2023.1298915.
[4] Lee KE, Choi M, Jeoung B.Effectiveness of rehabilitation exercise in improving physical function of stroke patients: a systematic review[J].Int J Environ Res Public Health, 2022,19(19):12739.DOI: 10.3390/ijerph191912739.
[5] 林雨,杨学军.非侵入性神经调控技术在脑功能性疾病中的应用进展与展望[J].中国现代神经疾病杂志,2025,25(2):155-160.DOI:10.3969/j.issn.1672-6731.2025.02.009.
[6] 邹文晨,朱璐,贾一颖,等.经颅直流电刺激治疗脑卒中后功能障碍的研究进展[J].华西医学,2022,37(5):668-673.DOI: 10.7507/1002-0179.202203141.
[7] De Doncker W, Ondobaka S, Kuppuswamy A. Effect of transcranial direct current stimulation on post-stroke fatigue[J]. J Neurol, 2021, 268(8): 2831-2842. DOI: 10.1007/s00415-021-10442-8.
[8] 关宁笑, 姚卓娅, 李烨, 等. 非侵入性脑刺激技术可有效缓解卒中后疲劳症状:一项 Meta 分析[J].中国全科医学, 2023, 26(8): 1008-1014. DOI: 10.12114/j.issn.1007-9572.2022.0588.
[9] 李勃,刘立斌,李影,等.触觉振动反馈训练联合 1Hz 重复经颅磁刺激对卒中偏瘫患者的影响[J].基础医学与临床,2025,45(1):81-85.DOI:10.16352/j.issn.1001-6325.2025.01.0081.
[10] 石山峰.头针疗法配合触觉振动反馈训练对改善卒中后偏瘫平衡能力及步态的影响研究[J].黑龙江医学,2024,48(19):2399-2401.DOI:10.3969/j.issn.1004-5775.2024.19.028.
[11] 国家卫生健康委员会脑卒中防治工程委员会.中国脑卒中防治指导规范(2021 年版)[M].北京:人民卫生出版社,2021:20-26.
[12] 张潇雅.不同程度卒中后疲劳患者在运动过程中的运动表现和大脑皮质神经活动特征[D].广州:广州体育学院,2024.
[13] Nakazono T,Amano S,Mihira R,et al.The minimal important change of the Fugl-Meyer Assessment- Lower Extremity motor scale in patients with acute stroke[J].Arch Phys Med Rehabil,2026,107(6):1284-1290.DOI: 10.1016/j.apmr.2026.01.029.
[14] 王玉龙.康复功能评定学[M].北京:人民卫生出版社,2008:211.
[15] 方玉飞,奚宸斌,厉欢松, 等.多焦点经颅直流电刺激对健康人群大脑皮质功能的调控作用[J].中华物理医学与康复杂志,2025,47(8):745-753.DOI:10.3760/cma.j.cn421666-20250126-00085.
[16] 程欣欣,张玲玲,刘婉,等.经颅直流电刺激对慢性期脑卒中偏瘫患者上肢运动功能的疗效分析[J].医疗卫生装备,2024,45(2):67-73.DOI:10.19745/j.1003-8868.2024032.
[17] Kohli S, Fitzgibbon-Collins LK, Luan S, et al.Exploring the relationship between prefrontal cortex activation, standing balance, and fatigue in people post-stroke: a fNIRS study[J].NeuroRehabilitation, 2025, 57(3).DOI:10.1177/10538135251341124.
[18] 宋娟,高晓平,朱博涵,等.表面肌电技术在脑卒中后功能评定中的应用现状[J].中华物理医学与康复杂志,2023,45(6):563-567.DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.06.018.
[19] 李雪明,刘孟,王奎,等.体外冲击波联合肌电生物反馈对痉挛型脑瘫患儿下肢运动能力的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2023,45(10):917-921.DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.10.011.
[20] 张敬一.基于 fNIRS 的经颅直流电刺激改善帕金森病患者运动功能和皮质兴奋性的效果分析[D].上海:上海体育大学,2024.
[21] 袁丽,李航真,胥泽华,等.触觉振动反馈训练对脑卒中后偏瘫患者平衡及行走功能的影响[J].中华物理医学与康复杂志, 2022,44(10):888-893.DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2022.10.005.

(修回日期:2026-07-25)
(本文编辑:阮仕衡)

·读者·作者·编者·

本刊对参考文献的有关要求

执行 GB/T 7714-2005《文后参考文献著录规则》。采用顺序编码制著录,依照其在文中出现的先后顺序用阿拉伯数字标出,并将序号置于方括号中,排列于文后。内部刊物、未发表资料(不包括已被接受的待发表资料)、个人通信等请勿作为文献引用。日文汉字请按日文规定书写,勿与我国汉字及简化字混淆。同一文献作者不超过 3 人全部著录;超过 3 人只著录前 3 人,后依文种加表示“,等”。作者姓名一律姓氏在前、名字在后,外国人的名字采用首字母缩写形式,缩写名后不加缩写点;不同作者姓名之间用“,”隔开,不用“和”、“and”等连词。题名后请标注文献类型标志。文献类型标志代码参照 GB 3469-1983《文献类型与文献载体代码》,如参考文献类型为杂志,请于参考文献末尾标注 DOI 号。中文期刊用全名。示例如下。

[1] 陈登原.国史旧闻[M].北京:中华书局,2000:29.
[2] 胡永善.运动功能评定//王茂斌.康复医学[M].2 版.北京:人民卫生出版社,2002:67-78.
[3] 刘欣,申阳,洪葵,等.心脏性猝死风险的遗传检测管理[J].中华心血管病杂志,2015,43(9):760-764. DOI:10.3760/cma.j.issn.0253-3758.2015.09.003.
[4] Mahowald ML,Krug HE,Singh JA,et al.Intra-articular Botulinum Toxin Type A:a new approach to treat arthritis joint pain[J].Toxicon,2009,54(5):658-667. DOI:10.1016/j.toxicon.2009.03.028.
[5] 余建斌.我们的科技一直在追赶:访中国工程院院长周济[N/OL].人民日报,2013-01-12(2).[2013-03-20].http://paper.people.com.cn/rmrb/html/2013-01/12/nw.D110000renmrb_20130112_5-02.htm.