

慢性脑卒中患者执行运动-认知双任务时脑血流动力学变化的研究

唐溪峰^{1,2} 李晓寒¹ 康吉良² 唐敏¹

¹宁波市康复医院神经康复科,宁波 315040; ²赣南医科大学康复学院,赣州 341000

通信作者:唐敏,Email:tangmin8872592@sina.com

【摘要】 目的 采用功能性近红外光谱技术(fNIRS)观察脑卒中患者在执行运动-认知双任务时的脑血流动力学变化。方法 募集符合标准的脑卒中患者 36 例,其中男 18 例,女 18 例,36 例受试者采用简单随机法分别完成 5 项任务,包括单任务(分别为步行 60 s 和计算 60 s)、顺序性双任务(步行 30 s 后再计算 30 s 和计算 30 s 后再步行 30 s)和同时性双任务(步行与计算同步进行 60 s)。使用 fNIRS 测量受试者完成 5 项任务时大脑皮质的脑血流动力学,并通过跑台收集受试者步行过程中的步态特征。结果 5 项任务可诱发不同程度的大脑激活。功能性近红外结果显示,左、右侧额叶和运动区在任务执行中均表现出显著的激活差异,单任务的激活水平显著低于顺序性双任务和同时性双任务($P<0.05$)。在顺序性双任务中,先步行后计算任务的平均功能连接强度显著高于先计算后步行任务,差异有统计学意义($P<0.05$)。步态分析结果显示,在单任务和顺序性双任务(先步行后计算)时的步速分别为(33.65 ± 6.22)cm/s 和(32.21 ± 8.84)cm/s,均显著高于同时性双任务时的(24.37 ± 10.33)cm/s($P<0.05$)。结论 慢性脑卒中患者在执行顺序性双任务和同时性双任务时,额叶和运动皮质的激活程度均显著高于其执行单任务时,且任务难度和顺序的变化亦显著影响受试者的步态表现。

【关键词】 双重任务; 功能性近红外光谱; 脑卒中; 脑血流动力学; 认知功能

基金项目:国家重点研发计划(2024YFB3814100);宁波市公益性科技计划重点项目(2024S036);宁波市“科创甬江 2035”重大应用示范场景项目(2025Z196)

DOI:10.3760/cma.j.cn421666-20250408-00312

Hemodynamic changes during motor-cognitive dual-tasking after a stroke

Tang Lifeng^{1,2}, Li Xiaohan¹, Kang Jiliang², Tang Min¹

¹Department of Neurorehabilitation, Ningbo Rehabilitation Hospital, Ningbo 315040, China; ²College of Rehabilitation, Gannan Medical University, Ganzhou 341000, China

Corresponding author: Tang Min, Email: tangmin8872592@sina.com

【Abstract】 Objective To document any changes in the cerebral hemodynamics among stroke survivors performing dual motor-cognitive tasks. **Methods** Thirty-six stroke survivors (18 males and 18 females) performed five tasks in a randomized order. They included single tasks (walking or calculating for 60s), walking for 30s followed by calculating for 30s, or vice-versa, or dual-tasking (calculating while walking for 60s). Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) was used to track the hemodynamics in the cerebral cortex during these tasks. Gait characteristics were also collected using a treadmill. **Results** All five tasks induced varying degrees of cerebral activation. The fNIRS revealed significant differences in activation between the left and right prefrontal and motor areas during task performance. The activation during single tasks was significantly weaker than during sequential and simultaneous dual-tasking. In the sequential dual-tasking, the mean functional connectivity during the walking-then-calculating task was significantly stronger (0.54 ± 0.33) than during the calculation-then-walking task (0.38 ± 0.15). The average gait speeds during single-task walking and during walking-then-calculation were 33.65 ± 6.22 cm/s and 32.21 ± 8.84 cm/s, respectively, significantly higher than during dual-tasking (24.37 ± 10.33 cm/s). **Conclusions** The task undertaken significantly affects cerebral activation patterns and walking performance after a stroke. Stroke survivors exhibit significantly greater activation in the prefrontal and motor cortices when performing sequential and simultaneous tasks compared to single tasks. Task difficulty and sequencing also significantly influence their gait.

【Key words】 Dual-tasking; Functional near-infrared spectroscopy; Stroke; Cerebral hemodynamics; Cognition

Funding: National Key Research and Development Program (2024YFB3814100); Ningbo Public Welfare Research Program Key Project (2024S036); Major Application Demonstration Program of "Yongjiang Sci-Tech Innovation 2035" (2025Z196)

DOI: 10.3760/cma.j.cn421666-20250408-00312

脑卒中是全球第二大死亡原因,也是导致成人残疾的主要原因之一^[1,2],超过半数的幸存者在恢复期后仍遗留有明显的认知与运动功能障碍,尤其是下肢灵活性和运动控制能力的受限,严重影响其独立行走和日常生活能力^[3]。此外,现实生活中的交互行为不仅涉及运动,还要求个体整合感觉、判断和认知决策以应对各种动态干扰^[4]。脑卒中患者常因多任务处理能力的下降,难以同时完成各项复杂任务^[5]。

双任务(dual task, DT)是指一个人同时执行两项不同的任务,近年来被认为是脑卒中患者多方面功能恢复的有效方法之一^[6-7]。与单任务相比,DT可能引发感觉运动与认知系统的相互作用,导致其中一项或两项任务表现下降,此现象被称为认知-运动干扰^[8]。例如,脑卒中患者在街道上行走时会出现步行速度降低和步态变异性增加^[9-10]。有研究曾尝试解释这一现象^[11-12],但其神经机制仍不明确。此外,大脑皮质的激活模式与DT的表现密切相关。研究表明,脑卒中后前额叶(prefrontal cortex, PFC)受损的患者在单任务中表现基本正常,但在DT情境下则表现出明显的功能受限^[13]。因此,大脑在应对认知功能下降时所涉及的储备变化,可通过行为表现、脑血流动力学变化以及脑区皮质间的功能连接(functional connection, FC)来观察。神经影像技术如功能磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)和脑电图(electroencephalogram, EEG)可精准地检测静息态或运动想象任务下的脑皮质激活特征,但受限于设备固定的物理约束和运动伪影的干扰,使其难以在运动状态下提供准确的脑功能成像证据^[10,14]。

功能性近红外光谱技术(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS),作为一种动态、无创、抗运动干扰的成像工具,可实时监测脑卒中患者活动状态下的皮质激活^[15-16],且已逐渐应用于DT研究^[17]。目前的研究多采用不同的DT训练方案来评估脑卒中患者的DT表现,但DT范式的选择尚缺乏统一标准,从而导致不同范式间的皮质激活程度和FC的可比性尚显不足^[18-19]。基于上述原因,本研究拟通过对比脑卒中患者在执行单任务、顺序性DT和同时性DT时大脑皮质激活差异,提供脑成像证据以优化任务范式选择,为临床治疗提供参考。

对象与方法

一、研究对象

纳入标准:①符合脑血管病防治指南(2024年版)中脑卒中的诊断标准^[20],并经CT或MRI确诊为单侧大脑半球卒中;②病程在脑卒中发作6个月后;③年龄 ≥ 50 岁,身体状况稳定,可独立行走至少10m;④意识、认知良好(蒙特利尔认知量表评分,文盲需 > 17 分,小学需 > 20 分,中学需 > 24 分),可理解并遵循指令;⑤患者及其家属均对本研究知情,并签署知情同意书。

排除标准:①患有脑卒中以外的神经系统疾病;②脑卒中发病第二次及以上者;③视觉、听觉等存在障碍;④无法进行正常沟通者;⑤严重的接受性或表达性失语症;⑥严重认知障碍;⑦无独立站立及行走能力(3min步行试验 < 100 m);⑧其他无法参与研究的严重疾病。

本研究经宁波市康复医院医学伦理委员会审核批准,批准文号为2022-03-G2。通过G*Power 3.1版统计学软件,以效应量 $d = 0.8$ 、 $\alpha = 0.05$ 、 $1 - \beta = 0.80$ 为参数,计算得每组需至少受试者25例,考虑到脑卒中患者可能因疲劳中途退出,或因fNIRS信号质量(如运动伪影、头发遮挡等)导致数据被剔除,预估10%的脱落率,最终纳入受试者36例。募集2024年5月至2025年3月在宁波市康复医院神经康复科就诊,且符合上述标准的脑卒中后偏瘫患者36例。36例脑卒中患者中,男18例,女18例;平均年龄为 (71.57 ± 14.60) 岁;平均病程为 (7.99 ± 2.30) 个月;病变性质:脑梗死11例,脑出血25例。

二、任务执行方法

试验开始前,研究人员向受试者及其家属详细解释试验流程、研究目的和fNIRS系统的相关信息,并收集受试者舒适的步行速度。随后,使用随机抽签的方式进行任务选择,随机打开装有任务号码的密封信封,并根据信封内容为受试者分配对应的任务顺序。由治疗师为受试者佩戴好fNIRS设备,确认其运行正常后,引导受试者登上跑步机,每项任务开始前,要求受试者在跑步机上安静站立至少2min,以确保初始状态稳定后再开始试验。具体执行任务如下。

1. 单任务:运动单任务(motor single-task, MST)为受试者听到“开始”指令后,在跑步机上按照自己

舒适的步速行走 60 s, 通过实时反馈自动调整速度^[21-22]。认知单任务(cognitive single-task, CST)为研究人员随机向受试者口头报出一个三位数, 受试者需连续进行减 3 运算, 并连续报出答案, 60 s 后终止。选择以减 3 的连续计算是为了在认知挑战与可行性之间取得最佳平衡, 确保任务既不过于简单, 也不会过度困难^[23]。

2. 顺序性 DT: 受试者按抽签数字分别执行运动-认知 DT (motor-cognitive DT, M-CDT) 和认知-运动 DT (cognitive-motor DT, C-MDT)。M-CDT 为, 受试者先执行 30 s 的 MST, 然后执行 30 s 的 CST; C-MDT 为, 受试者先执行 30 s 的 CST, 然后执行 30 s 的 MST。

3. 同时性 DT: 受试者同步执行认知+运动 DT (cognitive+motor DT, CMDT), 即同时执行 60 s 的 MST 和 CST。

为确保测量的准确性, 每项任务完成后间歇 1 min, 再进行下一项任务。

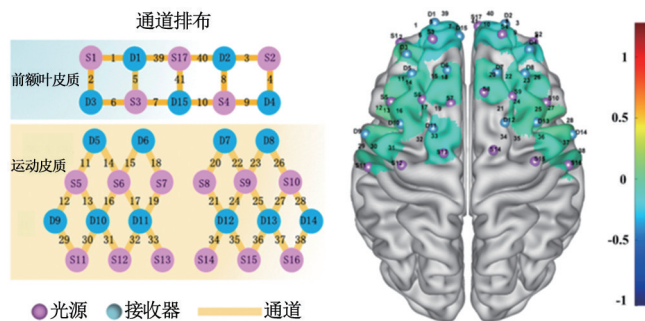
三、数据采集方法

1. fNIRS 数据采集方法: 采用多通道便携式 NirSmart II-3000A 型 fNIRS 设备(丹阳慧创, 中国)连续采集并记录皮质氧合血红蛋白(oxygenated hemoglobin, HbO₂)的信号变化。该设备使用 17 个光源和 15 个探测器, 每个光源发射 695 nm 和 830 nm 波长的光, 所有通道采样频率都设置为 11 Hz, 光源与探测器的间距为 3 cm, 光穿透深度约为 2 cm, 共含有 41 个活动通道(图 1)。所有光源和检测器安装在一个弹性帽上, 以确保与受试者头皮良好接触。该设备根据 10/20 国际标准导联系统进行定位^[24]。检测区域覆盖受试者双侧的 PFC、前额叶背外侧(dorsolateral prefrontal cortex, DLPFC)、额下回、初级感觉皮质(primary sensory cortex, S1)、初级运动皮质(primary motor cortex, M1)、辅助运动区(supplementary motor area, SMA)、运动前区(premotor area, PMC)等。根据以往的研究^[25-26], 本研究选择涉及认知和运动功能的脑区作为感兴趣区域(region of interest, ROI)进行检测, 包括左前额叶皮质前部皮质(left anterior of prefrontal cortex, L-APFC)、右前额叶皮质前部皮质(right anterior of prefrontal cortex, R-APFC)、左运动皮质(left motor cortex, L-MC)和右运动皮质(right motor cortex, R-MC)。

2. 步态数据采集: 在上述 4 项不同的任务(MST、M-CDT、C-MDT 和 CMDT)中, 受试者在嵌入大力平台(C-Mill 型, 荷兰 Motek 公司)的仪器跑步机上行走。为准确捕捉受试者的自然步态模式, 并避免外部支撑对步态力数据产生干扰, 要求受试者在跑步

机行走过程中不使用扶手。初始运行速度会根据跑步机上人员的位置自动调整为实时的个人步行速度。同时使用荷兰 Motek 公司开发的 CueFors 2.0 版步态分析软件收集每次步行试验期间的步态数据, 包括左/右下肢支持阶段(s)、左右体重分布(kg)、跨步长(cm)、速度(km/h)和步宽(cm)。下肢支撑阶段是指脚与地面接触时的步态周期的一部分, 可为身体提供稳定^[27]。该参数在反映步态稳定性和平衡性方面具有重要意义。

3. 认知表现收集: 研究人员记录了正确和不正确回答的数量, 以及每项任务的持续时间。认知表现的计算方法由正确的回答与总回答数(正确+不正确)的比率除以任务持续时间来定义^[15]。



注: 左前额叶皮质前部皮质涉及通道为 1、2、5、6、7、39、41; 右前额叶皮质前部皮质涉及通道为 3、4、8、9、10、40; 左运动皮质涉及通道为 11、12、13、14、15、16、17、18、19、29、30、31、32、33; 右运动皮质涉及通道为 20、21、22、23、24、25、26、27、28、34、35、36、37、38

图 1 fNIRS 通道布置示意图

三、数据处理方法

1. fNIRS 数据预处理: 根据以往研究, 本试验采用丹阳慧创开发的 NirSpark 软件对功能性近红外光谱数据进行分析。将 HbO₂ 的浓度作为区域皮质激活的标志物, 由于 HbO₂ 的噪声优于脱氧血红蛋白(deoxygenated hemoglobin, HbR)^[28-29], 因此被认为是脑氧合运动变化的最佳指标。相关数据如下: ①使用样条差值法对运动伪影进行矫正(motion correction)^[30], 将原始光强数据转化为光密度(optical density, OD)数据, 每项数据设置 0.5 s 的时间窗检测, 信号的标准差阈值为 6。②对原始数据采用 0.01~0.20 Hz 的带通滤波器进行处理, 去除生理噪声[例如呼吸、心跳、梅尔波(Mayer wave)]和低频信号漂移的影响。③根据修正的比尔-郎伯定律(Modify Beer-Lambert law, MBLL)进行信号转换, 将滤波后的光密度数据换算为 HbO₂ 和 HbR 的浓度量并计算, 浓度单位为 mol/Lmm。④将 0~10 s 间的时间段标记为基线时间, 10~70 s 间的时间段作为一整段任务段时间, 对任务

段时间进行相同位置的打标得到模块叠加平均,最后得到区块平均(block average)的结果。⑤使用区块平均减去基线均值的差得到特征值(feature value, Feature),编辑特征值获得不同试验任务过程中的 HbO₂ 浓度均值(mean)及差值。⑥使用一般线性模型(general linear model, GLM)来拟合和分析血流动力学响应函数,获得代表受试者任务态大脑皮质激活程度的 β 值(beta coefficient, β)。通过单样本 *t* 检验分析各任务阶段的激活响应,并采用配对 *t* 检验进行组间比较,分析 MST、CST、M-CDT、C-MDT、CMDT 五项任务时的大脑皮质激活程度,所有统计结果均以 $P < 0.05$ 为显著性阈值,并进行假发现率(false discovery rate, FDR)矫正。

2. 步态数据处理:将采集到的步态数据采用荷兰 Motek 公司开发的 CueFors 2 版步态分析软件进行分析,该软件可记录受试者的试验步行周期,将步行动态轨迹转化为曲线图,并得到左/右下肢支持阶段(s)、左右体重分布(kg)、跨步长(cm)、速度(km/h)和步宽(cm)等参数,然后将这些参数导出 Excel,再进行统计学分析。

四、统计学分析

采用 SPSS 27.0 版统计学软件对本研究所得数据进行分析。首先检验数据是否满足正态分布和方差齐性,采用 Kolmogorov-Smirnov 法检验数据正态性,Levene 法检验方差齐性。对于正态分布变量,数据采用($\bar{x} \pm s$)表示,组间比较采用单因素方差分析(One-Way ANOVA),若差异有统计学意义($P < 0.05$),则进一步采用 Bonferroni 校正进行事后多重比较。对于非正态分布的数据,数据采用四分位数表示。不符合正态分布、线性关系的,则采用 Spearman 相关性分析。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

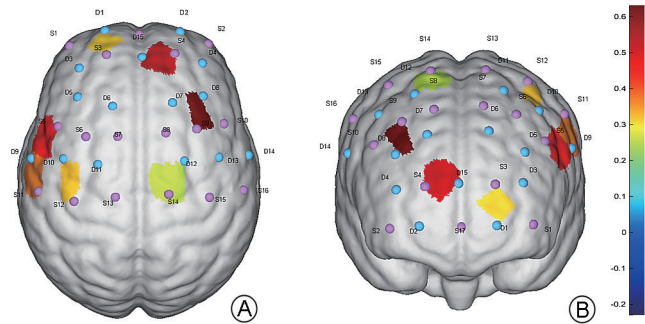
一、各项任务间 Oxy-Hb 激活图的差异

5 项任务间(MST、CST、M-CDT、C-MDT、CMDT) Oxy-Hb 激活模式的差异见图 2。对 41 个通道的 β 值进行单因素方差分析的结果显示,各任务条件间,通道 5 [$F(4, 175) = 3.17, P = 0.015$, 图 3A]、通道 10 [$F(4, 175) = 2.78, P = 0.028$, 图 3B]、通道 12 [$F(4, 175) = 2.68, P = 0.033$, 图 3C]、通道 23 [$F(4, 175) = 2.51, P = 0.043$, 图 3D]、通道 29 [$F(4, 175) = 2.86, P = 0.025$, 图 3E]、通道 31 [$F(4, 175) = 3.99, P = 0.004$, 图 3F] 和通道 34 [$F(4, 175) = 3.57, P = 0.008$, 图 3G] 的差异有统计学意义($P < 0.05$)。

二、受试者执行 5 项任务时的功能连接差异

受试者执行 5 项任务时(MST、CST、M-CDT、C-

MDT、CMDT)的平均 FC 强度见图 4。MST 的平均连接强度为 0.41 ± 0.13 (图 4A), CST 的平均连接强度为 0.37 ± 0.11 (图 4B), M-CDT 的平均连接强度为 0.54 ± 0.33 (图 4C), C-MDT 的平均连接强度为 0.38 ± 0.15 (图 4D), CMDT 的平均连接强度为 0.50 ± 0.23 (图 4E)。图 4F 可见,五项任务间功能连接值的差异有统计学意义 [$F(4, 175) = 2.53, P = 0.042$], 其中, M-CDT 的平均功能连接值显著高于 CST 和 C-MDT, 而 CMDT 的平均功能连接值显著高于 CST, 差异均有统计学意义($P < 0.05$)。



注:A 为俯视图,B 为前视图

图 2 受试者执行 5 项任务时的皮质激活差异图

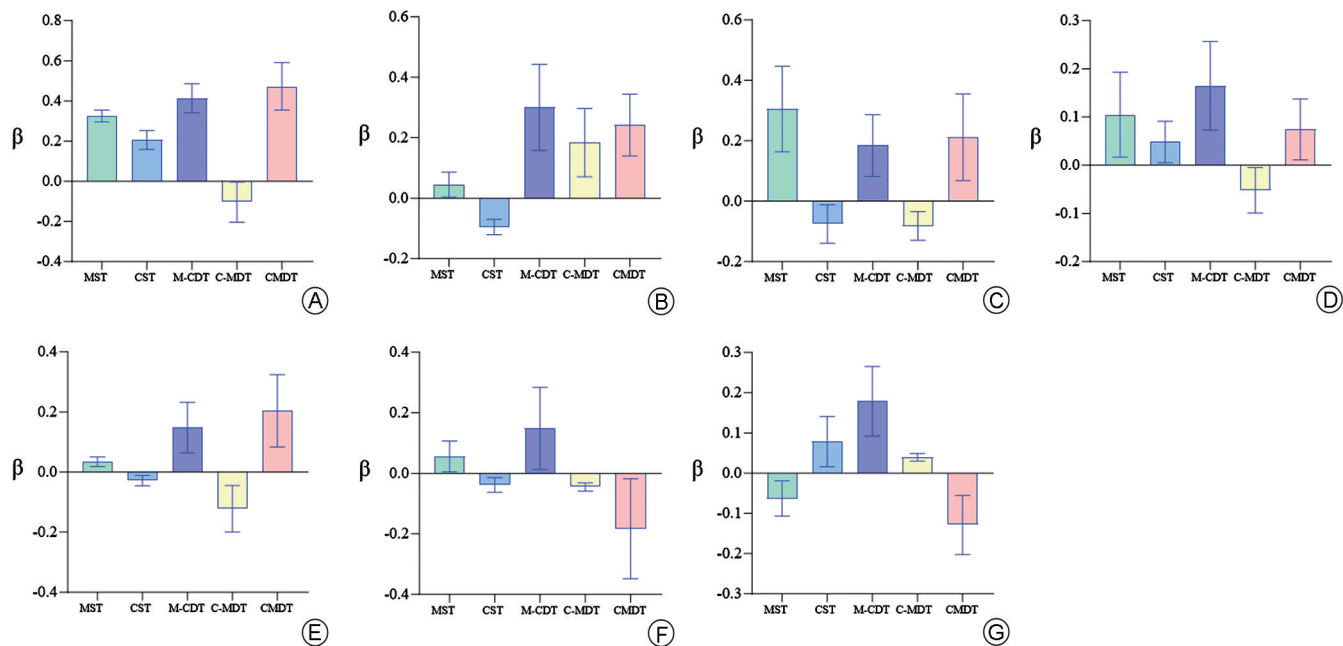
基于 ROI 分析后的功能连接结果见图 5A, LPFC 与 RMC [$F(4, 175) = 2.63, P = 0.036$], RPF 与 LMC [$F(4, 175) = 1.42, P = 0.007$]。进一步分析发现, CST 中, LPFC 与 RMC 的连接强度为 0.28 ± 0.11 , 显著低于 MST 中的 0.40 ± 0.04 和 CMDT 中的 0.44 ± 0.14 (图 5B), 差异均有统计学意义($P < 0.05$)。M-CDT 中 RPF 与 LMC 的连接强度为 0.59 ± 0.03 , 显著高于 CST 中的 0.38 ± 0.07 和 C-MDT 中的 0.41 ± 0.07 , 且 CMDT 中 RPF 与 LMC 的连接强度为 0.54 ± 0.06 , 亦显著高于 CST 中的 0.38 ± 0.07 (图 5C), 差异均有统计学意义($P < 0.05$)。

三、受试者执行 5 项任务时步态和认知的差异

受试者执行五项任务时的步态和认知情况见图 6。CMDT 的左下肢支撑期为 (0.94 ± 0.24) s, 显著低于 M-CDT 的 (1.24 ± 0.14) s [$F(4, 175) = 2.53, P = 0.042$, 图 6A]; CMDT 的右下肢支撑期为 (0.92 ± 0.30) s, 显著低于 MST 的 (1.30 ± 0.31) s [$F(4, 175) = 2.56, P = 0.040$, 图 6B]。MST 的步速为 (33.65 ± 6.22) cm/s, M-CDT 的步速为 (32.21 ± 8.84) cm/s, 均显著高于 CMDT 的 (24.37 ± 10.33) cm/s [$F(4, 175) = 3.10, P = 0.017$, 图 6D]。CMDT 的步宽为 (30.25 ± 6.44) cm 显著高于 C-MDT 的 (21.08 ± 4.87) cm [$F(4, 175) = 2.58, P = 0.039$, 图 6C], 跨步长为 (53.52 ± 10.59) cm, 显著低于 C-MDT 的跨步长 (64.95 ± 10.41) cm [$F(4, 175) = 2.46, P =$

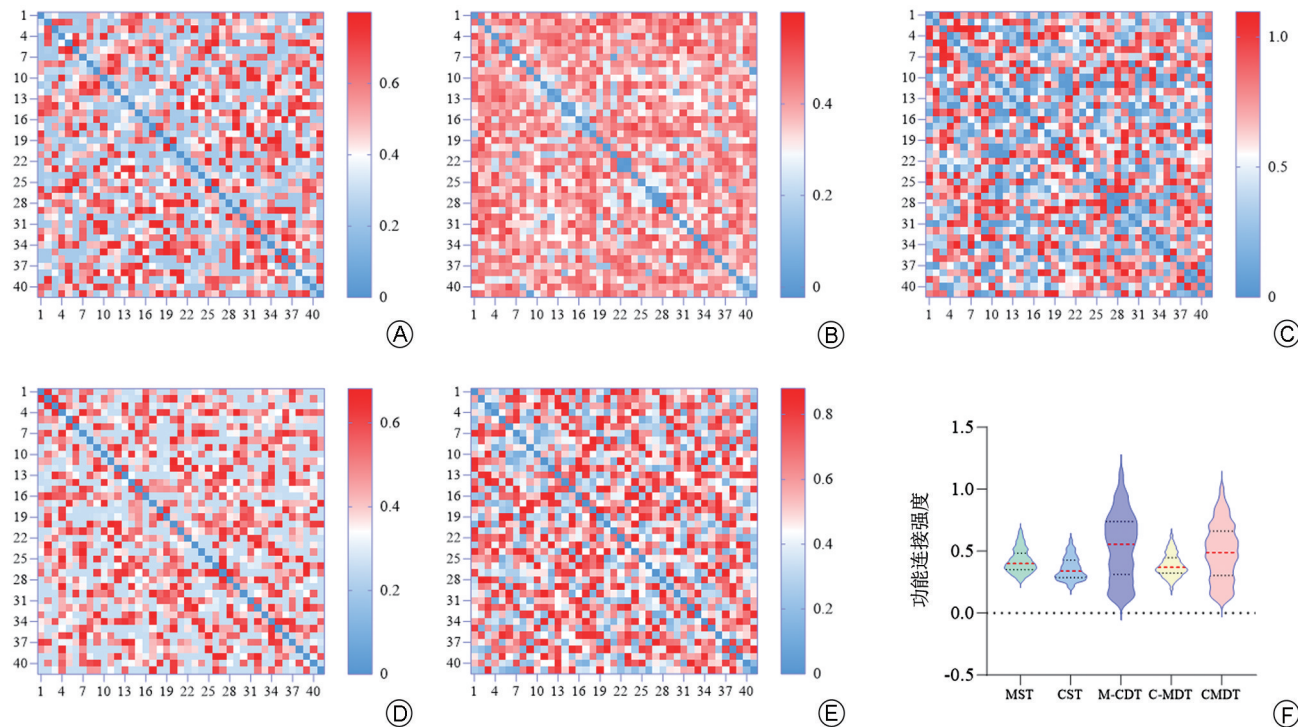
0.047, 图 6G]。各任务间其它步态参数比较, 差异均无统计学意义 ($P > 0.05$)。认知表现结果显示, CMDT

与 M-CDT 间差异亦有统计学意义 [$F(4, 175) = 2.50, P = 0.044$, 图 6H]。



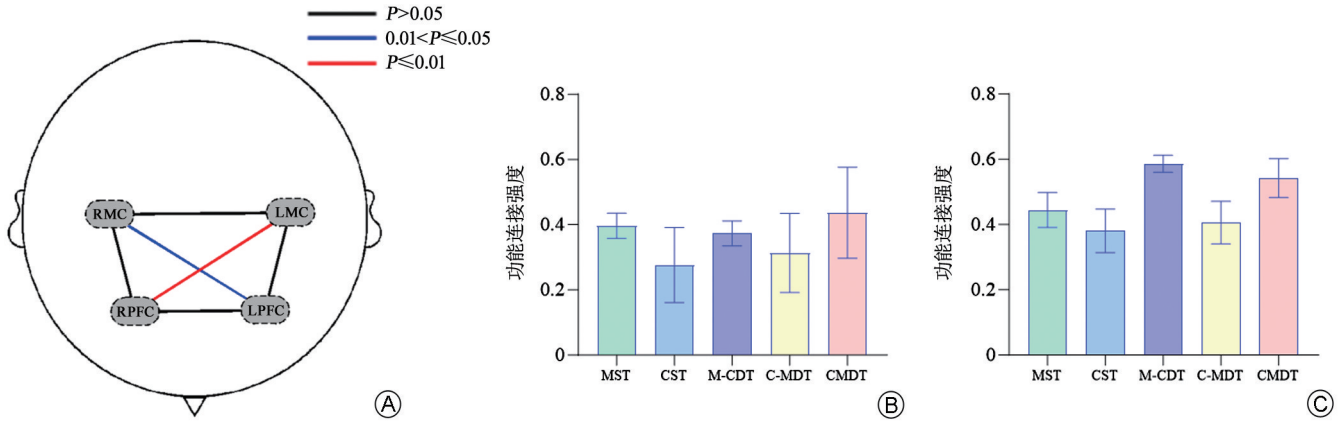
注: A 中, MST 与 C-MDT、M-CDT 与 C-MDT、C-MDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; B 中, MST 与 M-CDT、CST 与 M-CDT、CST 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; C 中, MST 与 CST、MST 与 C-MDT、CST 与 CMDT、C-MDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; D 中, MST 与 C-MDT、M-CDT 与 C-MDT 比较, $P < 0.05$; E 中, M-CDT 与 C-MDT、C-MDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; F 中, M-CDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; G 中, MST 与 M-CDT、M-CDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$

图 3 受试者执行 5 项任务时大脑皮质激活程度的差异



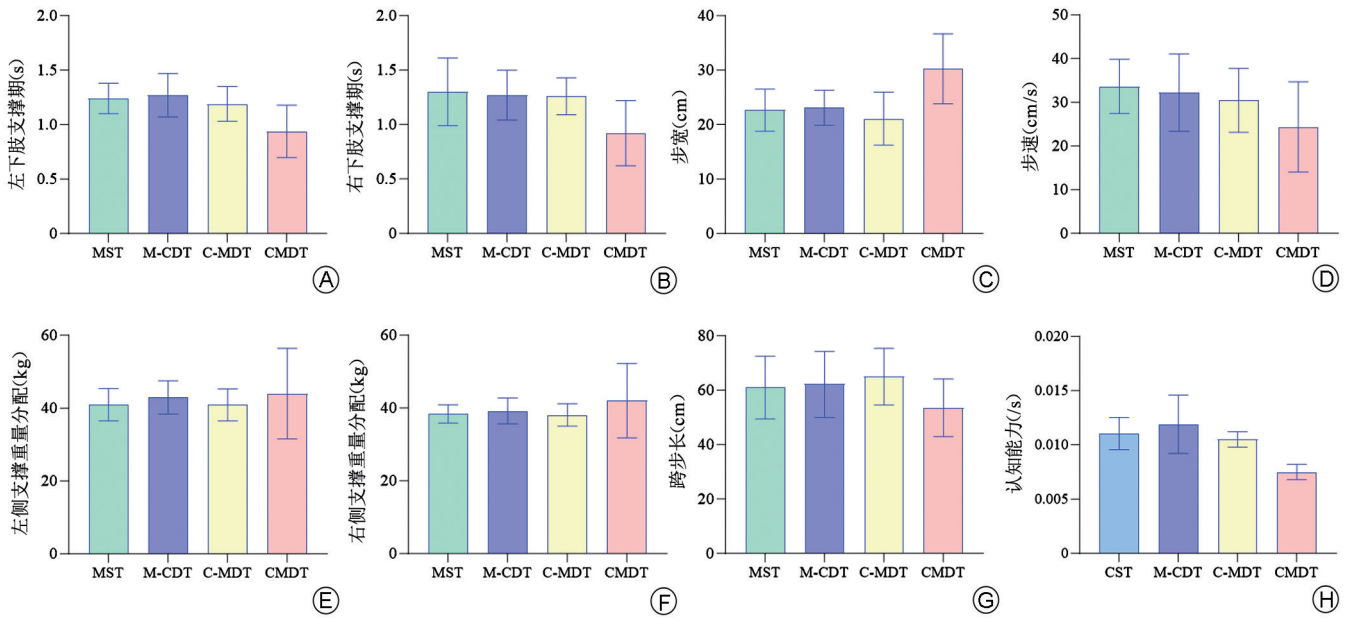
注: 图 F 中, CST 与 M-CDT、CST 与 CMDT、M-CDT 与 C-MDT 比较, $P < 0.05$

图 4 受试者执行 5 项任务时基于通道的功能连接情况



注: B 为 LPFC 与 RMC 间的功能连接情况,其中 MST 与 CST、CST 和 CMDT 比较, $P < 0.05$; C 为 RPFC 与 LMC 间的功能连接情况,其中 CST 与 M-CDT、M-CDT 比较,以及 C-MDT、CST 与 CMDT 比较, $P < 0.05$

图 5 受试者执行 5 项任务时基于 ROI 的功能连接情况



注: A 中, M-CDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; B 中, MST 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; C 中, C-MDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; D 中, MST 与 CMDT, M-CDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; E 中, C-MDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$; H 中, M-CDT 与 CMDT 比较, $P < 0.05$

图 6 受试者执行 5 项任务时的步态和认知能力

讨 论

脑卒中幸存者在恢复期都会伴随不同程度的运动功能障碍和认知功能损伤。这些损伤不仅影响患者的独立行走能力,还增加了跌倒风险,降低了生活质量。近年来,DT 训练作为一种综合评估和干预手段,逐渐受到关注。研究表明,健康个体执行 DT 时,会因注意资源的竞争性分配而产生任务干扰效应;相比之下,脑卒中患者受神经损伤和运动控制障碍的双重制约,其 DT 表现较健康人群更为受限,主要体现在步态稳定性和认知执行能力的同时减弱^[31-32]。然而,DT 训练是

否可以改善脑卒中患者的神经代偿能力,以及如何优化任务设计以减少认知-运动的干扰,目前仍缺乏系统的神经生理学证据。因此,本研究选取病情稳定,神经功能可塑性强的慢性期脑卒中患者进行研究。

本研究结果显示,DT 时,PFC 和 DLPFC 的激活水平明显高于单任务,这可能是由于脑卒中患者在执行 DT 时,需要额外的认知控制来补偿其运动功能的下降^[33]。由于 PFC 同时承担注意力分配和运动规划功能^[34],当步行与计算任务同时进行时,PFC 的负荷大幅增加,这一现象符合“神经低效理论”,即当任务复杂度增加时,大脑需要额外招募神经资源,以弥补因皮

质损伤或神经通路改变导致的功能缺陷,虽然大脑资源可能已经被最大化,但在认知干扰任务中仍被低效利用^[35]。这种代偿机制在脑卒中患者中尤为明显,因为他们的运动控制能力较健全个体差,更需要额外的认知调控来维持其步态稳定^[36]。值得注意的是,执行 DT 时大脑皮质的过度激活,也可能反映出一种积极的神经可塑性过程。研究显示,运动训练可通过诱导脑源性神经营养因子的高表达,来增强海马和前额叶等区域神经元的突触可塑性^[37],进而促进神经元间新突触的形成,重建损伤区域的神经环路^[38]。对脑卒中患者来说,这种神经可塑性机制有助于提升其大脑的整合感知、运动和认知信息的能力,从而实现对受损功能的部分重构和恢复^[18]。因此,执行 DT 时, PFC 和 DLPFC 的激活上调可能是神经功能恢复过程中神经可塑性增强的表现。

本研究还发现,在执行相同的单任务时, MST 相较于 CST 可更为显著地激活 L-MC 的皮质,这与在健康成人研究中观察到的结果相反^[39]。这一差异可能源于脑卒中患者在主动行走过程中需投入更多的皮质控制,以处理来自肢体的感觉信息,进而使运动策略由原本的自发性模式转变为以代偿为主的控制模式^[19],这一过程不仅依赖于大脑的中枢调控,还可能涉及脊髓及脑干等下位中枢通路的参与^[10,40]。因此,步行过程中的皮质过度激活,除了反映大脑皮质神经处理效率的下降,还可能源于下位中枢通路损伤所引发的上行调控负担的加重。

不同皮质间 FC 的变化也反映了任务顺序所带来的影响。本研究结果发现,在执行不同任务时,脑卒中患者的功能连接模式也发生了变化。执行 M-CDT(先步行再计算)时, PFC 与运动皮质(M1)间的功能连接增强,而执行 C-MDT(先计算再步行)和 CMDT(同时计算和步行)时,该连接强度却相对较弱。该结果表明,先进行运动任务可能有助于提前建立稳定的运动控制网络,为后续的认知任务预留更多的 PFC 资源,从而减少干扰。这一机制可能与默认模式网络(default mode network, DMN)的抑制有关,即运动任务的初始执行可能抑制 DMN 活动,增强任务相关网络(如 PFC-顶叶网络)的协同性^[41-42]。

此外,本研究结果还显示。受试者在执行 M-CDT 时,其 LPFC-RMC 和 RPFC-LMC 连接强度最高,这表明当步行任务优先时,双侧的 PFC 皮质与运动皮质间的协同作用增强。有研究指出,步行过程中,下肢肌肉活动与前额叶及运动区皮质激活可能存在显著的相关性,当运动自动性受损时,患者需通过更强的皮质激活或跨区域协同才可能维持其步态控制^[43]。Wang 等^[19]的研究进一步表明,脑卒中患者在执行 DT 时需

要额外的前额叶激活,这种神经补偿过程可能通过增强功能连接反映出来。He 等^[44]的研究也发现,患者在 DT 中会额外招募更多的运动皮质网络,如辅助运动区来支持任务执行。因此, M-CDT 的皮质间连接的增强可能反映 PFC 资源在运动初始阶段的优先调配和运动控制网络的预激活,从神经补偿角度而言,有助于维持步态的稳定性。然而, FC 的增强本身并不能直接等同于行为层面的步态稳定性改善,其更多反映的是大脑在认知-运动任务中调节资源的能力。未来的研究需结合其他运动学参数(如关节活动范围、关节力矩)与 FC 数据进行关联分析,以进一步验证两者间的因果关系。

本研究的步态数据进一步支持了“认知-运动干扰”现象,表现在脑卒中患者执行 CMDT 时,其步速显著降低($P < 0.05$),提示在同时执行认知与运动任务时,认知负荷的增加可能削弱其运动执行效率,这与 Feld 等^[45-46]的研究结果一致。与此同时,左、右下肢支撑期显著缩短($P < 0.05$),使患者在执行 CMDT 时呈现出一种以支撑期缩短为特征的碎步行走模式。在跑步机自定速环境允许自主调节的前提下,脑卒中患者为应对认知资源竞争及潜在跌倒风险,可能不自主地采取一种保护性策略,即通过加快支撑腿之间的切换来减少单肢支撑持续时间,从而在不稳定的 DT 状态下维持行走过程中的动态平衡^[47]。此外,脑卒中患者在执行 CMDT 时,其步宽显著增加($P < 0.05$),该结果也提示,脑卒中患者会将扩大支撑基底作为一种代偿策略,以增强其步态稳定性,降低跌倒风险。该结果也表明,当脑卒中患者在执行认知 DT 时,由于注意资源的竞争,步态稳定性可能受到显著影响。从神经生理学的角度来看, PFC 的过度激活可能抑制小脑-基底节通路的正常功能,导致部分皮质区域对患侧下肢的运动控制能力下降^[48]。本课题组认为,为了维持步态平衡和行走功能,脑卒中患者的健侧肢体在行走过程中会产生更多代偿,这种双侧运动皮质激活的失衡可能导致步态模式的紊乱和不对称,在临床康复中,应避免过高的认知负荷,以减少对脑卒中步态稳定性的负面影响。

综上所述,本研究从神经生理学角度探讨了慢性脑卒中患者在执行不同任务时的皮质激活和步态表现,并揭示了神经资源分配、功能连接变化及认知-运动干扰的生理学机制。研究结果表明, DT 对慢性脑卒中患者 PFC 的负荷较大,可能影响其步态稳定性,而“运动-认知”顺序任务(M-CDT)可能是更优的训练策略。需要指出的是,本研究仍存在一定局限性:首先,本研究样本量主要集中于病程在 6 个月后的慢性脑卒中患者,不足以代表脑卒中其他病程阶段;同时,本研

究采用的是一次性、短期干预设计,所得结果反映的是即时神经响应特征,而对长期训练效果的持续性及其行为转化尚未涉及。因此,未来需进行长期追踪研究以探讨不同 DT 干预对神经可塑性和功能恢复的过程。另外, fNIRS 设备虽具有运动条件下的监测能力,但空间分辨率有限,无法对深部脑区如小脑或基底节的功能参与进行观察,后续应与其他多模态成像技术结合(如与脑电图或 fMRI 联用),以提高研究深度和广度。

利益冲突 所有作者声明不存在利益冲突

参 考 文 献

- [1] Hilkens NA, Casolla B, Leung TW, et al. Stroke [J]. *Lancet*, 2024, 403 (10446): 2820-2836. DOI: 10.1016/s0140-6736(24)00642-1.
- [2] Tan K, Pandian JD, Liu L, et al. Stroke in Asia [J]. *Cerebrovasc Dis Extra*, 2024, 14(1): 58-75. DOI: 10.1159/000538928.
- [3] Feld JA, Plummer P. Patterns of cognitive-motor dual-task interference post stroke: an observational inpatient study at hospital discharge [J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2021, 57(3): 327-336. DOI: 10.23736/s1973-9087.20.06273-5.
- [4] Caetano MJD, Menant JC, Schoene D, et al. Sensorimotor and cognitive predictors of impaired gait adaptability in older people [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2017, 72(9): 1257-1263. DOI: 10.1093/geronol/glw171.
- [5] Muci B, Keser I, Meric A, et al. What are the factors affecting dual-task gait performance in people after stroke? [J]. *Physiother Theory Pract*, 2022, 38(5): 621-628. DOI: 10.1080/09593985.2020.1777603.
- [6] Vecchio M, Chiamonte R, De Sire A, et al. Do proprioceptive training strategies with dual-task exercises positively influence gait parameters in chronic stroke? A systematic review [J]. *J Rehabil Med*, 2024, 56: jrm18396. DOI: 10.2340/jrm.v56.18396.
- [7] Recenti M, Gargiulo P, Chang M, et al. Predicting stroke, neurological and movement disorders using single and dual-task gait in Korean older population [J]. *Gait Posture*, 2023, 105: 92-98. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2023.07.282.
- [8] Plummer P, Eskes G, Wallace S, et al. Cognitive-motor interference during functional mobility after stroke: state of the science and implications for future research [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013, 94(12): 2565-2574. e6. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.08.002.
- [9] Liu YC, Yang YR, Tsai YA, et al. Brain activation and gait alteration during cognitive and motor dual task walking in stroke—a functional near-infrared spectroscopy study [J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2018, 26(12): 2416-2423. DOI: 10.1109/tnsre.2018.2878045.
- [10] Hawkins KA, Fox EJ, Daly JJ, et al. Prefrontal over-activation during walking in people with mobility deficits: Interpretation and functional implications [J]. *Hum Mov Sci*, 2018, 59: 46-55. DOI: 10.1016/j.humov.2018.03.010.
- [11] Holtzer R, Rakitin BC, Steffener J, et al. Age effects on load-dependent brain activations in working memory for novel material [J]. *Brain Res*, 2009, 1249: 148-161. DOI: 10.1016/j.brainres.2008.10.009.
- [12] Beurskens R, Helmich I, Rein R, et al. Age-related changes in prefrontal activity during walking in dual-task situations: a fNIRS study [J]. *Int J Psychophysiol*, 2014, 92(3): 122-128. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2014.03.005.
- [13] Baddeley A, Della Sala S, Papagno C, et al. Dual-task performance in dysexecutive and nondysexecutive patients with a frontal lesion [J]. *Neuropsychology*, 1997, 11(2): 187-194. DOI: 10.1037//0894-4105.11.2.187.
- [14] Hinton DC, Thiel A, Soucy JP, et al. Adjusting gait step-by-step: Brain activation during split-belt treadmill walking [J]. *Neuroimage*, 2019, 202: 116095. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2019.116095.
- [15] Chen Y, Cao Z, Mao M, et al. Increased cortical activation and enhanced functional connectivity in the prefrontal cortex ensure dynamic postural balance during dual-task obstacle negotiation in the older adults: a fNIRS study [J]. *Brain Cogn*, 2022, 163: 105904. DOI: 10.1016/j.bandc.2022.105904.
- [16] Pinti P, Tachtsidis I, Hamilton A, et al. The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience [J]. *Ann N Y Acad Sci*, 2020, 1464(1): 5-29. DOI: 10.1111/nyas.13948.
- [17] Li R, Yang D, Fang F, et al. Concurrent fNIRS and EEG for brain function investigation: a systematic, methodology-focused review [J]. *Sensors*, 2022, 22(15): 5865. DOI: 10.3390/s22155865.
- [18] 向丽莎, 张一. 认知-运动双任务训练在脑卒中患者康复中的研究进展 [J]. *医学研究与教育*, 2024, 41(3): 8-17. DOI: 10.3969/j.issn.1674-490X.2024.03.002.
- [19] Wang Q, Dai W, Xu S, et al. Brain activation of the PFC during dual-task walking in stroke patients: a systematic review and meta-analysis of functional near-infrared spectroscopy studies [J]. *Front Neurosci*, 2023, 17: 1111274. DOI: 10.3389/fnins.2023.1111274.
- [20] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. 脑血管病防治指南(2024年版) [J]. *磁共振成像*, 2025, 16(1): 1-8. DOI: 10.12015/issn.1674-8034.2025.01.001.
- [21] Wiens C, Denton W, Schieber M, et al. Reliability of a feedback-controlled treadmill algorithm dependent on the user's behavior [J]. *IEEE Int Conf Electro Inf Technol*, 2017, 2017: 545-550. DOI: 10.1109/eit.2017.8053423.
- [22] Wiens C, Denton W, Schieber MN, et al. Walking speed and spatiotemporal step mean measures are reliable during feedback-controlled treadmill walking; however, spatiotemporal step variability is not reliable [J]. *J Biomech*, 2019, 83: 221-226. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.11.051.
- [23] Yao Q, Chen L, Qu H, et al. Comparable cerebral cortex activity and gait performance in elderly hypertensive and healthy individuals during dual-task walking: a fNIRS study [J]. *Brain Behav*, 2024, 14(7): e3568. DOI: 10.1002/brb3.3568.
- [24] Jurcak V, Tsuzuki D, Dan I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems [J]. *Neuroimage*, 2007, 34(4): 1600-1611. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.09.024.
- [25] Lin CC, Bair WN, Willson J. Age differences in brain activity in dorso-lateral prefrontal cortex and supplementary motor areas during three different walking speed tasks [J]. *Hum Mov Sci*, 2022, 85: 102982. DOI: 10.1016/j.humov.2022.102982.
- [26] Ebbesen CL, Insanally MN, Kopec CD, et al. More than just a "motor": recent surprises from the frontal cortex [J]. *J Neurosci*, 2018, 38(44): 9402-9413. DOI: 10.1523/jneurosci.1671-18.2018.

- [27] Winter DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait [J]. *J Biomech*, 1980, 13 (11) : 923-927. DOI: 10.1016/0021-9290(80)90162-1.
- [28] Strangman G, Culver JP, Thompson JH, et al. A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation [J]. *Neuroimage*, 2002, 17 (2) : 719-731. DOI: 10.1006/nimg.2002.1227.
- [29] Suzuki M, Miyai I, Ono T, et al. Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study [J]. *Neuroimage*, 2004, 23 (3) : 1020-1026. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2004.07.002.
- [30] Scholkmann F, Spichtig S, Muehleemann T, et al. How to detect and reduce movement artifacts in near-infrared imaging using moving standard deviation and spline interpolation [J]. *Physiol Meas*, 2010, 31 (5) : 649-662. DOI: 10.1088/0967-3334/31/5/004.
- [31] Reed CA, Dubois CK, Hutchison KA, et al. Influence of serial subtraction tasks on transient characteristics of postural control [J]. *Hum Mov Sci*, 2022, 83 : 102950. DOI: 10.1016/j.humov.2022.102950.
- [32] Stojan R, Mack M, Bock O, et al. Inefficient frontal and parietal brain activation during dual-task walking in a virtual environment in older adults [J]. *Neuroimage*, 2023, 273 : 120070. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2023.120070.
- [33] Udina C, Avtzi S, Durduran T, et al. Functional near-infrared spectroscopy to study cerebral hemodynamics in older adults during cognitive and motor tasks: a review [J]. *Front Aging Neurosci*, 2019, 11 : 367. DOI: 10.3389/fnagi.2019.00367.
- [34] Lim SB, Peters S, Yang CL, et al. Frontal, sensorimotor, and posterior parietal regions are involved in dual-task walking after stroke [J]. *Front Neurol*, 2022, 13 : 904145. DOI: 10.3389/fneur.2022.904145.
- [35] Reuter-Lorenz PA, Jonides J, Smith EE, et al. Age differences in the frontal lateralization of verbal and spatial working memory revealed by PET [J]. *J Cogn Neurosci*, 2000, 12 (1) : 174-187. DOI: 10.1162/089892900561814.
- [36] Strobach T. The dual-task practice advantage: empirical evidence and cognitive mechanisms [J]. *Psychon Bull Rev*, 2020, 27 (1) : 3-14. DOI: 10.3758/s13423-019-01619-4.
- [37] Cabral DF, Fried P, Koch S, et al. Efficacy of mechanisms of neuroplasticity after a stroke [J]. *Restor Neurol Neurosci*, 2022, 40 (2) : 73-84. DOI: 10.3233/rnn-211227.
- [38] 陈高, 胡慧, 周芑君, 等. 双重任务训练在认知衰弱老年人中的应用进展 [J]. *护理学杂志*, 2025, 40 (2) : 121-125. DOI: 10.3870/j.issn.1001-4152.2025.02.121.
- [39] Mirelman A, Maidan I, Bernad-Elazari H, et al. Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2014, 11 : 85. DOI: 10.1186/1743-0003-11-85.
- [40] Herold F, Wiegel P, Scholkmann F, et al. Functional near-infrared spectroscopy in movement science: a systematic review on cortical activity in postural and walking tasks [J]. *Neurophotonics*, 2017, 4 (4) : 041403. DOI: 10.1117/1.NPh.4.4.041403.
- [41] Ou ZT, Ding Q, Yao ST, et al. Functional near-infrared spectroscopy evidence of cognitive-motor interference in different dual tasks [J]. *Eur J Neurosci*, 2024, 59 (11) : 3045-3060. DOI: 10.1111/ejn.16333.
- [42] Menon V. 20 years of the default mode network: a review and synthesis [J]. *Neuron*, 2023, 111 (16) : 2469-2487. DOI: 10.1016/j.neuron.2023.04.023.
- [43] Kim J, Lee J, Lee G, et al. Relationship between lower limb muscle activity and cortical activation among elderly people during walking: effects of fast speed and cognitive dual task [J]. *Front Aging Neurosci*, 2022, 14 : 1059563. DOI: 10.3389/fnagi.2022.1059563.
- [44] He X, Lei L, Yu G, et al. Asymmetric cortical activation in healthy and hemiplegic individuals during walking: a functional near-infrared spectroscopy neuroimaging study [J]. *Front Neurol*, 2022, 13 : 1044982. DOI: 10.3389/fneur.2022.1044982.
- [45] Feld JA, Zukowski LA, Howard AG, et al. Relationship between dual-task gait speed and walking activity poststroke [J]. *Stroke*, 2018, 49 (5) : 1296-1298. DOI: 10.1161/strokeaha.117.019694.
- [46] Oh K, Park J, Jo SH, et al. Improved cortical activity and reduced gait asymmetry during poststroke self-paced walking rehabilitation [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2021, 18 (1) : 60. DOI: 10.1186/s12984-021-00859-7.
- [47] Van Bladel A, De Ridder R, Palmans T, et al. Biomechanical differences between self-paced and fixed-speed treadmill walking in persons after stroke [J]. *Hum Mov Sci*, 2022, 85 : 102983. DOI: 10.1016/j.humov.2022.102983.
- [48] Mirelman A, Maidan I, Bernad-Elazari H, et al. Effects of aging on prefrontal brain activation during challenging walking conditions [J]. *Brain Cogn*, 2017, 115 : 41-6. DOI: 10.1016/j.bandc.2017.04.002.

(修回日期: 2026-01-10)

(本文编辑: 阮仕衡)