

脑卒中患者步态启动时早期姿势调节阶段时间和强度参数特点

赵卓越¹, 刘佳雯², 孙长城¹, 张高帅¹, 张颖¹, 徐瑞²<https://doi.org/10.12307/2024.494>

投稿日期: 2023-08-22

采用日期: 2023-09-25

修回日期: 2023-10-13

在线日期: 2023-10-14

中图分类号:

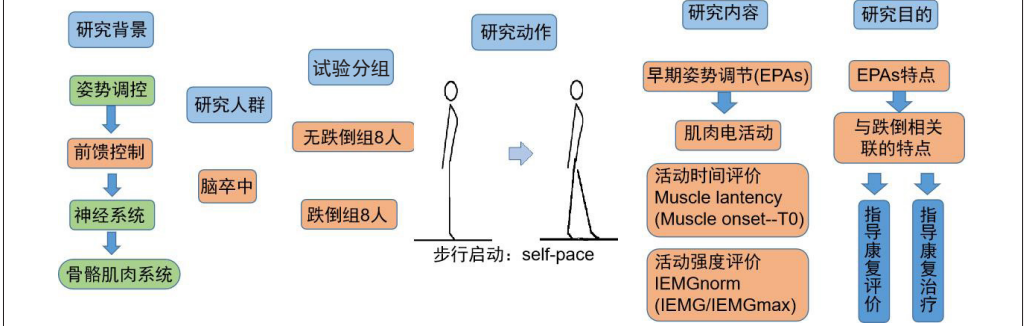
R496; R318; R743.3

文章编号:

2095-4344(2024)28-04429-07

文献标识码: A

文章快速阅读: 脑卒中患者步态启动时早期姿势调节的特点



文题释义:

前馈姿势控制(Feed-forward postural control): 当身体执行动作或应对干扰时, 中枢神经系统主要通过前馈姿势控制和反馈姿势控制来完成身体姿势肌的协调配合, 从而维持身体的平衡。前馈姿势控制是中枢神经系统在身体动作或运动开始之前, 根据预判的动作需求信息发出的预期动作运动指令的过程。BELENKIY于1967年在时快速举臂试验中最早观察到了前馈姿势控制中的预期姿势调节。

早期姿势调节(Early postural adjustments, EPAs): 全身性运动前的姿势肌激活发生在运动前500 ms左右, 被定义为EPAs, 其激活时间早于预期姿势调节, 不仅在肌肉活动强度和激活时间上不同, 而且在作用上也有差别, EPAs的作用更多的是确保即将执行的动作的机械动能的产生。

摘要

背景: 早期姿势调节为即将执行的动作或面临的姿势干扰做出准备, 从而有助于更好地执行动作以及减少干扰对姿势造成的不稳定影响。目的: 探索不同平衡能力的脑卒中患者在以舒适速度启动步行时下肢关键肌在早期姿势调节阶段的时间和强度参数特点。

方法: 观察16例脑卒中恢复期患者早期姿势调节特点, 根据有无跌倒史及Berg平衡量表得分分为无跌倒组8例和跌倒组8例。使用Noraxon惯性传感器、Noraxon Ultium EMG无线表面肌电仪采集步态启动过程中患者身体运动学数据和表面肌电数据。分析早期姿势调节阶段下肢胫骨前肌、腓肠肌内外侧、股直肌、股外侧肌和股二头肌6块关键肌的肌肉激活时间和激活顺序, 以及步态启动前4个时间窗(各150 ms)的标准化的肌电积分值。

结果与结论: ①有跌倒史的患者在步态启动时, 下肢6块关键肌的肌肉激活时间均早于无跌倒组, 胫骨前肌、腓肠肌外侧头和股外侧肌的激活时间显著早于无跌倒组($P < 0.01$, $P < 0.05$); 无跌倒组的肌肉激活顺序呈现出了比较规律的先激活伸肌后激活屈肌、大腿部肌肉激活早于小腿肌肉激活的特点; 而跌倒组小腿伸肌的激活要早于大腿伸肌的激活, 股外侧肌的激活顺序更加靠前, 2组中胫骨前肌均是激活顺序最末位的肌肉。②跌倒组患者胫骨前肌在T3(> -300至-150 ms)阶段的激活特征显著大于无跌倒组($P < 0.05$), 腓肠肌外侧头在T3阶段的抑制特征显著大于无跌倒组($P < 0.05$), 腓肠肌内侧头在T3、T4(> -150至0 ms)阶段的抑制特征显著大于无跌倒组($P < 0.01$, $P < 0.05$)。③结论: 不同平衡能力的脑卒中患者在迈步动作前采取的早期姿势调节策略不同, 体现在肌肉激活时间、肌肉募集次序和激活程度上, 跌倒风险大的患者步态启动时早期姿势调节时间延长, 步态启动延迟, 表现出更早的激活胫骨前肌和抑制腓肠肌的活动。这种步态启动延迟和对于肌肉调用的策略差异可能会导致其姿势不稳定, 增加跌倒风险因素。

关键词: 早期姿势调节; 前馈姿势控制; 脑卒中; 步态启动; 跌倒

Characterization of temporal and intensity parameters of early postural adjustment phase during gait initiation in stroke patients

Zhao Zhuoyue¹, Liu Jiawen², Sun Changcheng¹, Zhang Gaoshuai¹, Zhang Ying¹, Xu Rui²¹Tianjin People's Hospital, Tianjin 300122, China; ²Tianjin University, Tianjin 300072, China

Zhao Zhuoyue, Master, Therapist-in-charge, Tianjin People's Hospital, Tianjin 300122, China

Corresponding author: Zhang Ying, Master, Chief physician, Tianjin People's Hospital, Tianjin 300122, China**Co-corresponding author:** Xu Rui, PhD, Associate professor, Tianjin University, Tianjin 300072, China¹天津市人民医院, 天津市 300122; ²天津大学, 天津市 300072

第一作者: 赵卓越, 女, 1987年生, 吉林省松原市人, 汉族, 2016年天津体育学院毕业, 硕士, 主管治疗师, 主要从事健康人及卒中患者的姿势调控的研究。

通讯作者: 张颖, 硕士, 主任医师, 天津市人民医院, 天津市 300122

共同通讯作者: 徐瑞, 工学博士, 副教授, 天津大学, 天津市 300072

<https://orcid.org/0009-0004-3304-1025>(赵卓越)

基金资助: 国家自然科学基金面上项目(82272115), 项目负责人: 徐瑞; 天津市人民医院院级课题重点项目(2022YJZD004), 项目负责人: 赵卓越

引用本文: 赵卓越, 刘佳雯, 孙长城, 张高帅, 张颖, 徐瑞. 脑卒中患者步态启动时早期姿势调节阶段时间和强度参数特点 [J].

中国组织工程研究, 2024, 28(28):4429-4435.



Abstract

BACKGROUND: Early postural adjustments serve as preparatory measures for forthcoming actions or potential disruptions in posture, thereby facilitating improved movement execution and mitigating destabilizing effects caused by posture interference.

OBJECTIVE: To investigate the characteristics of temporal and intensity parameters of key lower limb muscles during early postural adjustment phase when stroke patients with varying levels of balance initiate walking at a self-selected comfortable pace.

METHODS: The characteristics of early postural adjustments in 16 stroke patients were observed. Sixteen patients were divided into a non-fall group ($n=8$) and a fall group ($n=8$) based on the history of falls and Berg Balance Scale scores. Noraxon inertial sensors and Noraxon Ultium EMG wireless surface electromyography were utilized to collect body kinematic data and surface electromyography data during gait initiation. Muscle activation time and activation sequence of six key muscles in the lower limbs (tibialis anterior, medial and lateral gastrocnemius, rectus femoris, lateral femoris and biceps femoris muscles) during the early postural adjustment phase, as well as normalized electromyography integral values for the four time windows (each 150 ms) before gait initiation, were analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: Stroke patients with a history of falls exhibited earlier activation times for the six key muscles in the lower limbs during gait initiation compared with those in the non-fall group. The fall group demonstrated significantly earlier activation times for tibialis anterior, lateral head of gastrocnemius, and vastus lateralis ($P < 0.01$, $P < 0.05$). In contrast, the non-fall group displayed a consistent pattern of activating extensor muscles before flexor muscles, with thigh muscle activation preceding calf muscle activation. However, in the fall group, calf extensor muscle activation occurred prior to thigh extensor muscle activation, and the vastus lateralis was activated even earlier. The tibialis anterior was the last activated muscle in both groups. Specifically during T3 (> -300 to -150 ms), the tibialis anterior exhibited significantly higher activity in the fall group compared with the non-fall group ($P < 0.05$), while the lateral head of gastrocnemius demonstrated significant inhibition during T3 ($P < 0.05$) and the medial head of gastrocnemius showed significant inhibition during both T3 and T4 (> -150 to 0 ms) stages compared with the non-fall group ($P < 0.01$, $P < 0.05$). To conclude, stroke patients with varying balance abilities employ distinct early postural adjustment strategies prior to stepping, as evidenced by differences in muscle activation timing, recruitment order, and muscle activity amplitude. Patients at a high risk of falling exhibit prolonged duration of early postural adjustment and delayed initiation of gait, indicating earlier activation of the tibialis anterior muscle and inhibition of gastrocnemius muscle activity. These delays in gait initiation and variations in muscle recruitment strategies may contribute to unstable posture and an increased susceptibility to falls.

Key words: feedforward postural adjustments; early postural adjustments; stroke; gait initiation; fall

Funding: National Natural Science Foundation of China (General Program), No. 82272115 (to XR); Key Program of Tianjin People's Hospital, No. 2022YJZD004 (to ZZY)

How to cite this article: ZHAO ZY, LIU JW, SUN CC, ZHANG GS, ZHANG Y, XU R. Characterization of temporal and intensity parameters of early postural adjustment phase during gait initiation in stroke patients. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2024;28(28):4429-4435.

0 引言 Introduction

全球疾病负担研究 (GBD) 报告显示, 脑卒中是当今中国成人致死、致残的首要因素。中国目前脑卒中患者人数居于世界首位。该病不仅致死致残率极高, 70%–80% 的幸存患者还会遗留有不同程度的肢体功能障碍, 严重影响了患者的日常生活活动能力, 降低了生活质量^[1-2]。步行是脑卒中患者日常活动的基础能力, 对于预防因活动减少和卧床带来的各项并发症意义重大。然而, 步行活动往往会产生跌倒风险, 卒中患者每人每年跌倒和跌倒相关损伤的发生率分别 0.88 和 0.25^[3]。跌倒会造成患者不同程度的躯体损伤, 还会导致患者因心理害怕而大幅度减少日常步行活动强度。因此, 针对脑卒中患者步行功能及如何有效降低跌倒风险的研究对于提高患者步行能力、改善患者生活质量具有重要意义。

中枢神经系统主要通过前馈姿势控制中早期姿势调节 (early postural adjustments, EPAs)、预期姿势调节 (anticipatory postural adjustments, APAs) 和反馈姿势控制中的补偿姿势调节 (compensatory postural adjustments) 3 个阶段的姿势调控形式来保证自主运动中身体的平衡和动作的执行^[4]。1967 年由 BELENKIY 等^[5]在快速举臂试验中最早观察到了姿势肌早于动作开始 (TO) 的肌肉活动, 这类在动作或者干扰发生之前的 100 ms 左右开始被观察到的前馈姿势控制被称为 APAs, 其目的是产生与干扰作用方向相反的力和力矩, 减少干扰对姿势造成的不稳定影响^[6]。而类似于迈步动作这种全身性动作, 姿势的调节一般先于迈步腿抬脚之前的 500–1 000 ms 发生。这类更早的姿势调节是为了产生帮助动作执行的力量, 增加关节的稳定性以及减少多余的自由角度等^[7-8]。此次研究期望通过对不同平衡能力脑卒中患者在自然迈步动作过程中 EPAs 的观察, 从神经生理学的角度探索中枢神经系统对

患者身体姿势和运动的调控机制, 从而了解脑卒中患者的前馈姿势控制特点及其跌倒发生的生理学机制, 为脑卒中患者的康复治疗提供更多的理论依据, 帮助患者减少跌倒的发生。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 根据评分和跌倒史明确分组的对照观察试验, 组间比较采用非参数秩和检验和重复测量多因素方差分析, 组内比较采用单因素方差分析。

1.2 时间及地点 试验于 2022 年 7 月至 2023 年 5 月在天津市人民医院康复医学科完成。

1.3 对象 招募 16 例曾就诊于天津市人民医院康复科的脑卒中恢复后期患者, 其中 8 例受试者 (3 例女性, 5 例男性) 无跌倒史且 Berg 平衡量表 (Bergbalance scale, BBS) 评分 > 40 分作为无跌倒组, 另外 8 例受试者 (3 例女性, 5 例男性) 有跌倒史且 BBS 评分 < 40 分作为跌倒组。

1.3.1 纳入标准 ①受试者均符合《中国各类主要脑血管病诊断要点 2019》脑卒中诊断标准^[9], 并有头颅 CT 或 MRI 证实; ②年龄 45–80 周岁; ③发病时间超过 6 个月但小于 3 年; ④均在发病 6 个月内时接受过正规康复治疗训练; ⑤改良 Ashworth 评定肌张力不大于 2 级; ⑥均可独立步行至少 5 m; ⑦试验前均被告知此次试验的研究目的和意义, 并签署知情同意书。

1.3.2 排除标准 ①伴有认知功能、听觉、视觉或言语障碍无法配合者; ②患有严重心肺疾病者; ③患有严重的骨关节疾病或其他外伤如骨折者; ④需要长期服用镇静安眠、抗眩晕药物者。

研究方案的实施符合天津市人民医院的相关伦理要求 [(2022) 年快审第 (C13) 号, 审批时间 2022 年 6 月]。

1.4 方法

1.4.1 采集步态启动过程身体运动学数据和表面肌电数据 所有受试者试验过程在同一平坦开阔室内进行, 试验开始前要求所有参与试验人员(主试和被试)关闭手机和其他可能发出信号的电子设备。主试对受试者详细介绍试验具体流程、试验方法、存在的风险以及注意事项等。研究中同步采集受试者步态启动过程中的运动学及肌电数据。

(1) 运动学数据: 使用 Noraxon 无线惯性传感器记录人体三维运动数据, 采样频率 4 000 Hz, 采集患者质心和下肢解剖学关节角度、方位角、线加速度等运动学数据。惯性传感器通过绷带固定在骨盆和下肢关节处。

(2) 肌电数据: 使用 Noraxon Ultium EMG 无线表面肌电仪, 采样频率 4 000 Hz, 使用乙醇棉片擦拭选定肌肉表面的皮肤, 去除油脂和角质, 减少阻抗。选取肌肉为腿胫骨前肌、腓肠肌内外侧、股直肌、股外侧肌和股二头肌 6 块肌肉, 在选定肌肉的肌腹处顺肌纤维走行方向贴置氯化银表面电极片, 电极片贴放的位置应为此处肌肉抗阻收缩时最突出的部位。将肌电传感器放置在不易位移的关节或骨骼处, 使用医用胶带固定。主试引导受试者以自然站立姿势静止站立于起始点, 双手自然下垂, 双脚自然分开约与肩同宽, 受试者在听到主试“开始”的指令后, 保持静止默数 5 s, 然后以自我舒适的速度以患侧腿开始向前迈步行, 到达指定位置后即可停止, 每名受试者重复试验 10 次。步态启动到步行停止全过程有试验人员在一旁保护受试者防止跌倒发生, 但不影响受试者的正常步行活动。如果试验过程中出现受试者身体剧烈晃动或其他不稳定情况, 此次试验数据不纳入数据分析过程。

1.4.2 计算 6 块肌肉 4 个阶段的肌电积分值 (integrated electromyogram, IEMG) 由 Noraxon 无线惯性传感器记录的人体三维运动数据所构建的人体三维运动模型找出患侧腿步态启动时脚后跟离开地面的时间点, 把此点定位 t0 点。MatLab 中对肌电原始信号进行整流处理后, 通过四阶零相移、50 Hz 的 Butterworth 低通滤波器进行滤波, 根据每例受试者每次试验条件下每块肌肉的肌电图确定每块肌肉的潜伏期开始时间。肌肉潜伏期开始时间的判断要满足以下 2 个条件: ①肌肉振幅 > or < 平均值 ±2× 标准差; ②此种变化持续了 50 ms 以上。

以受试者平稳站立中的 150 ms 时间内的肌电积分值作为基线。参考相关研究和此次试验的数据特征^[6, 10-11], 以 t0 为基准排列受试者 6 块肌肉肌电数据, 向前每隔 150 ms 进行积分, 将 EPA 阶段分为以下 4 个时间段: T1(-600 至 -450 ms), T2(>-450 至 -300 ms), T3(>-300 至 -150 ms), T4(>-150 至 0 ms); 计算出每名受试者 6 块肌肉分别在 4 各阶段的肌电积分值。在每名受试者所有肌肉所有阶段的肌电积分值中找到各自的肌电积分的最大值 (IEMG_{max})。通过计算所得的基线、肌电积分值、肌电积分最大值计算标准化的肌电积分值 (IEMG_{norm}), 使所有的数据都在 (-1, 1) 之间。当标准化肌电积分值在时

间窗内值为正值时, 代表肌肉激活状态为兴奋; 当标准化肌电积分值在时间窗内值为负值时, 代表肌肉激活状态为抑制。

$$\text{Int}_{\text{EMG}_i} = \int_{t_0-150}^{t_0} \text{EMG} dt - \int_{t_0-1650}^{t_0-1500} \text{EMG} dt \quad (1)$$

$$\text{IEMG}_{\text{norm}} = \text{Int}_{\text{EMG}_i} / \text{IEMG}_{\text{max}} \quad (2)$$

1.5 主要观察指标 分析 EPA 阶段下肢 6 块关键肌的肌肉激活时间和激活顺序, 以及步态启动前 4 个时间窗 (各 150 ms) 的肌电积分值。

1.6 统计学分析 使用 SPSS 20.0 进行数据的后期整理分析, 结果用 $\bar{x} \pm s$ 形式表示。采用非参数秩和检验中的 Mann-Whitney 秩和检验分析每块肌肉在不同时间段 2 组受试者中的差异, 显著水平 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义; 应用重复测量多因素方差分析方法检验 2 组受试者、4 个时间段的差异以及二者的交互作用, 显著水平 $P < 0.05$; 应用单因素方差分析方法具体分析每块肌肉在不同时间段组内比较的差异, 显著水平 $P < 0.05$ 。文章的统计学方法已经天津市人民医院统计学专家审核。

2 结果 Results

2.1 受试者数量分析 多年来, 对于前馈姿势控制的研究已发现, 男女之间并不存在性别上的差异^[12-13]。该领域的研究成果也均以相同或相近数量的研究对象 (8 名受试者) 进行了相关成果发表^[14-16]。此研究纳入 16 例脑卒中后恢复期患者, 试验过程无脱落, 2 组受试者各为 8 例。

2.2 两组患者基线资料比较 见表 1。

表 1 | 两组患者基线资料比较 (n=8)
Table 1 | Demographic data of patients in two groups

变量	无跌倒组	跌倒组	P 值
年龄 ($\bar{x} \pm s$, 岁)	61.50±6.61	67.25±6.88	0.218
身高 ($\bar{x} \pm s$, cm)	167.87±6.53	168.25±9.44	0.876
体质量 ($\bar{x} \pm s$, kg)	72.00±6.52	69.58±10.14	0.599
BBS 评分 ($\bar{x} \pm s$)	52.25±1.91	35.88±5.14	0.000
脑梗死 / 脑出血 (n)	5/3	5/3	
患侧位置 (n)	4 左, 4 右	3 左, 5 右	

表注: BBS 为 Berg 平衡量表。

2.3 试验流程图 见图 1。

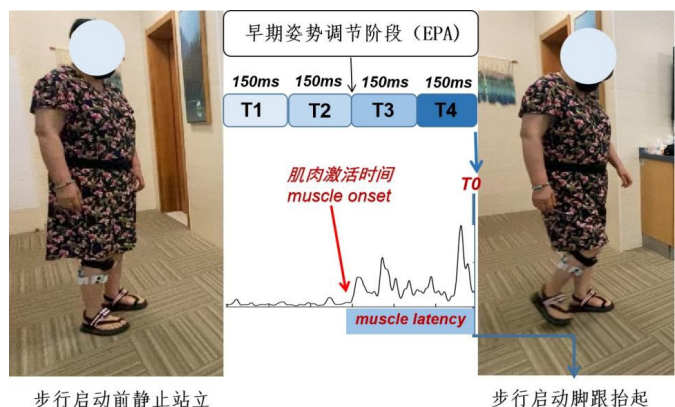


图 1 | 试验场景及数据分析阶段的示意图
Figure 1 | Schematic representation of the experimental scene and data stage for analysis

2.4 不同跌倒风险的脑卒中患者下肢关键肌 EPA 启动时间的特点 图 2 是无跌倒组某位受试者迈步前 1 s 内的肌电活动, 图 3 为跌倒组某位受试者迈步前 1 s 内的肌电活动。通过图 2, 3 和表 2 可以看出 2 组患者 6 块肌肉均在 t0 点前激活, 说明 2 组受试者均在预备状态自然向前迈步时产生了前馈姿势控制, 无跌倒组在 EPA 阶段依次激活的是股直肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头、股二头肌、股外侧肌、胫骨前肌, 该组患者下肢伸肌的激活时间早于下肢屈肌的激活时间。跌倒组在 EPA 阶段依次激活的是腓肠肌外侧头、腓肠肌内侧头、股外侧肌、股直肌、股二头肌、胫骨前肌。跌倒组患者下肢肌肉的激活顺序与无跌倒组不同, 2 组对照从顺序上观察值得注意的是: 无跌倒组股直肌激活在第 1 位, 而跌倒组股直肌激活在第 4 位; 无跌倒组股外侧肌激活在第 6 位, 而跌倒组股外侧肌激活在第 3 位。从单块肌肉激活时间 2 组间对比, 跌倒组其他 6 块肌肉在 EPA 阶段激活时间都早于无跌倒组; 其中跌倒组 EPA 阶段胫骨前肌、腓肠肌外侧头和股外侧肌的激活时间显著早于无跌倒组 ($P < 0.01$, $P < 0.05$)。其他肌肉的激活时间差异无显著性意义 ($P > 0.05$)。

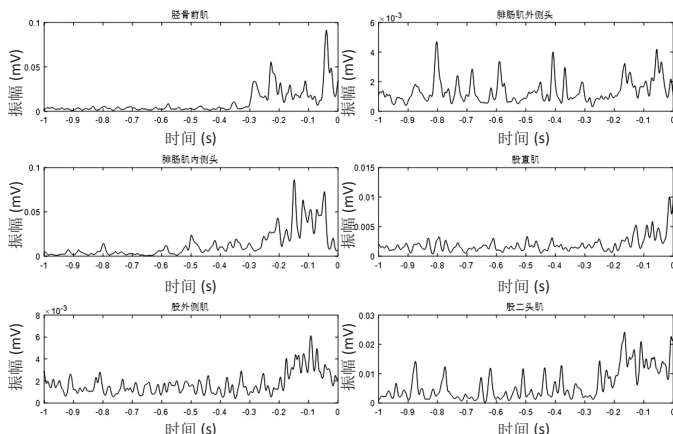


图 2 | 无跌倒组某位受试者在步态启动前 1 s 内的肌电活动
Figure 2 | The EMG activity of a subject within 1 second before gait initiation in the non-fall group

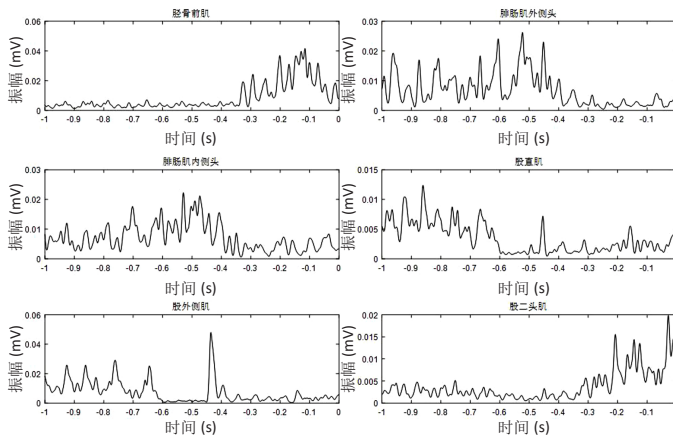


图 3 | 跌倒组某位受试者在步态启动前 1 s 内的肌电活动
Figure 3 | The EMG activity of a subject within 1 second before gait initiation in the fall group

2.5 不同跌倒风险的脑卒中患者下肢关键肌 EPAs 强度的特点 表 3 显示了 2 组受试者的 6 块肌肉在 EPA 阶段的 4 个时间窗内标准化肌电积分值的组间差异、时间差异和组间组内

表 2 | 不同跌倒风险的脑卒中患者早期姿势调节 (EPA) 阶段肌肉激活时间 ($\bar{x} \pm s$, $n=8$, ms)
Table 2 | Muscle activation time during early postural adjustment stage in stroke patients at different risks of falls

肌肉	无跌倒组	跌倒组	P 值
胫骨前肌	-362.60±33.50	-560.23±68.65	0.028 ^a
腓肠肌外侧头	-475.75±41.80	-806.29±117.22	0.028 ^a
腓肠肌内侧头	-572.05±37.59	-725.04±11.92	0.505
股直肌	-582.35±76.92	-600.91±92.14	0.442
股外侧肌	-389.16±33.37	-617.02±97.64	0.007 ^b
股二头肌	-432.78±49.42	-606.88±90.55	0.382

表注: ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$ 。

表 3 | 标准化肌电积分值的重复测量多因素方差分析结果
Table 3 | Repeated-measures analysis of variance with multiple factors for normalized electromyography integral values

肌肉	组间因素		时间因素		组间因素 * 时间因素	
	F 值	P 值	F 值	P 值	F 值	P 值
胫骨前肌	3.070	0.102	74.266	< 0.001 ^a	2.536	0.104
腓肠肌外侧头	1.714	0.212	3.601	0.044 ^a	4.305	0.026 ^a
腓肠肌内侧头	6.163	0.026 ^a	5.839	0.002 ^b	11.379	< 0.001 ^b
股直肌	0.083	0.777	4.629	0.028 ^a	1.372	0.270
股外侧肌	0.095	0.763	3.770	0.050	0.484	0.571
股二头肌	0.000	0.989	3.230	0.067	1.015	0.363

表注: ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$ 。

因素的交互作用。6 块肌肉中腓肠肌内侧头的标准化肌电积分值在组间因素上表现出了显著性差异 ($P < 0.05$); 胫骨前肌、腓肠肌外侧头、腓肠肌内侧头和股直肌的标准化肌电积分值在时间因素上表现出了显著性差异 ($P < 0.01$, $P < 0.05$); 在不同试验组和不同时间段内之间腓肠肌外侧头和腓肠肌内侧头的标准化肌电积分值表现出高度的交互作用 ($P < 0.01$, $P < 0.05$)。根据以上结果, 小腿部的 3 块肌肉 (胫骨前肌、腓肠肌外侧头、腓肠肌内侧头) 的标准化肌电积分值在不同试验组下或时间段内都存在显著性差异 ($P < 0.01$, $P < 0.05$), 大腿部的 3 块肌肉只有股直肌的标准化肌电积分值在时间因素上表现出了显著性差异 ($P < 0.05$)。为了更加深入了解 2 组受试者下肢 EPA 阶段肌电活动随着时间变化的特点, 继续对 16 名受试者每块肌肉的肌电积分值在不同时间段及不同试验组下的均值结果进行单因素方差分析。

当标准化肌电积分值在时间窗内值为正值时, 代表肌肉激活状态为兴奋; 当标准化肌电积分值在时间窗内值为负值时, 代表肌肉激活状态为抑制。

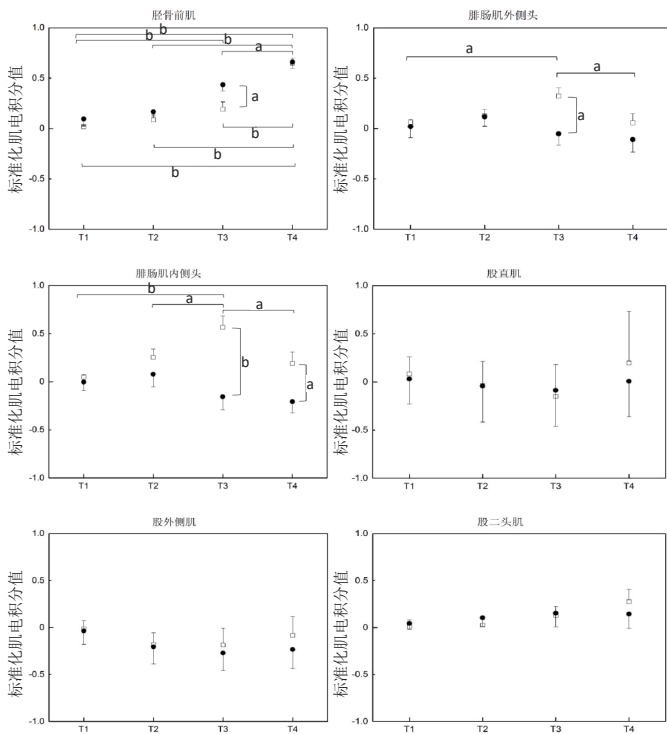
表 4 是 2 组患者 6 块肌肉在 4 个时间窗内标准化肌电积分值的均值和标准误差。图 4 标出了 2 组患者在 EPA 阶段 4 个时间窗内下肢关键肌的标准化肌电积分值组内时间因素和组间分组因素的对比结果。从组间对比上观察, 无跌倒组和跌倒组在 EPA 阶段胫骨前肌都表现出了兴奋的激活特点, 跌倒组在 EPA 的 4 个时间窗内胫骨前肌的活动强度都高于无跌倒组, 在迈步前 > -300 至 -150 ms 的时间段胫骨前肌的肌电活动显著高于无跌倒组 ($P < 0.05$); 而跌倒组的腓肠肌外侧头和腓肠肌内侧头在迈步前 > -300 至 -0 ms 时间段内表现出了抑制的激活特点, 但无跌倒组的腓肠肌外侧头和腓肠肌内侧头在迈步前 > -300 至 -0 ms 时间段内表现出了兴奋的激活特点,

表 4 | 不同跌倒风险的脑卒中患者早期姿势调节 (EPA) 阶段下肢关键肌标准化肌电积分值对比 ($\bar{x} \pm s, n=8$)

Table 4 | Comparison of normalized electromyography integral values of lower limb muscles during early postural adjustment stage in stroke patients at different risks of falls

肌肉	时间阶段	无跌倒组	跌倒组	P 值
胫骨前肌	T1	0.018±0.007	0.096±0.069	0.280
	T2	0.085±0.049	0.167±0.052	0.267
	T3	0.191±0.073	0.435±0.062	0.023 ^a
	T4	0.649±0.051	0.660±0.062	0.890
腓肠肌外侧头	T1	0.060±0.030	0.019±0.109	0.720
	T2	0.125±0.063	0.115±0.093	0.931
	T3	0.322±0.082	-0.053±0.115	0.019 ^a
	T4	0.054±0.093	-0.109±0.126	0.361
腓肠肌内侧头	T1	0.045±0.030	-0.003±0.090	0.620
	T2	0.253±0.087	0.078±0.131	0.284
	T3	0.565±0.118	-0.155±0.140	0.002 ^b
	T4	0.189±0.121	-0.206±0.117	0.034 ^a
股直肌	T1	0.082±0.179	0.030±0.259	0.651
	T2	-0.039±0.253	-0.041±0.374	0.987
	T3	-0.151±0.332	-0.087±0.375	0.726
	T4	0.196±0.533	0.007±0.366	0.423
股外侧肌	T1	-0.017±0.089	-0.036±0.141	0.991
	T2	-0.182±0.126	-0.205±0.181	0.919
	T3	-0.188±0.182	-0.271±0.188	0.756
	T4	-0.084±0.198	-0.234±0.202	0.604
股二头肌	T1	0.010±0.071	0.044±0.065	0.729
	T2	0.025±0.066	0.105±0.091	0.489
	T3	0.130±0.097	0.154±0.146	0.892
	T4	0.276±0.132	0.145±0.151	0.525

表注: ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$. T1: -600 至 -450 ms; T2: -450 至 -300 ms; T3: -300 至 -150 ms; T4: -150 至 0 ms. 正值代表肌肉激活状态为兴奋; 负值代表肌肉激活状态为抑制。



图注: 白色方块代表无跌倒组; 黑色圆点代表跌倒组。^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$. T1: -600 至 -450 ms; T2: -450 至 -300 ms; T3: -300 至 -150 ms; T4: -150 至 0 ms。

图 4 | 不同跌倒风险的脑卒中患者在早期姿势调节 (EPA) 4 个时间段内 6 块肌肉标准化肌电积分值对比

Figure 4 | Normalized electromyography integral values of six muscles during four stages of early postural adjustments in stroke patients at different risks of falls

与无跌倒组相比跌倒组的腓肠肌外侧头在 T3 阶段表现出了显著的抑制性激活 ($P < 0.05$), 同时, 跌倒组的腓肠肌内侧头也在 T3 和 T4 阶段表现出了显著的抑制性激活 ($P < 0.01$, $P < 0.05$)。值得指出的是, 2 组受试者大腿部的 3 块关键肌在 EPA 的 4 个时间窗内的标准化肌电积分值均没有表现出显著性差异 ($P > 0.05$), 但无跌倒组 3 块大腿部肌肉的在 T4 阶段标准化肌电积分值的均值都大于跌倒组。

从组内的时间因素观察, 无跌倒组胫骨前肌在 T4 阶段的肌电活动显著高于 T1、T2、T3 阶段 ($P < 0.01$), 而跌倒组胫骨前肌除了在 T4 阶段的肌电活动显著高于 T1、T2、T3 阶段 ($P < 0.01$, $P < 0.05$), T3 阶段的肌电活动也显著高于 T1 阶段 ($P < 0.01$, 见图 4A)。无跌倒组腓肠肌外侧头在 T3 阶段表现出了显著的兴奋性激活的特点, T3 阶段肌电活动显著高于 T1 和 T4 阶段 ($P < 0.05$), 而跌倒组腓肠肌外侧头在 T3 阶段表现出了抑制性激活的特点, 并且在 T3 阶段同无跌倒组有显著性差异 ($P < 0.05$, 见图 4B)。无跌倒组腓肠肌内侧头在 T3 阶段表现出了显著的兴奋性激活的特点, T3 阶段肌电活动显著高于 T1、T2 和 T4 阶段 ($P < 0.01$, $P < 0.05$), 而跌倒组腓肠肌外侧头在 T3、T4 阶段表现出了抑制性激活的特点, 并且在 T3、T4 阶段同无跌倒组有显著性差异 ($P < 0.01$, $P < 0.05$, 见图 4C)。而 2 组患者大腿部的 3 块肌肉均未在 4 个时间窗内表现出显著差异 ($P > 0.05$)。

3 讨论 Discussion

当人们步行时, 执行第一步迈步动作至关重要, 因为此时相当于从一个较大的支撑面 (双足支撑) 转换到较小的支撑面 (单足支撑), 这种转换对于侧向的平衡是一种挑战, 它需要大脑向下传递精准的运动指令来维持好身体的平衡。已有学者研究了患者和健康人在步态启动中前馈姿势控制的差异。跟健康人比, 脑卒中患者双侧胫骨前肌在前馈控制阶段激活强度减弱^[17], 当用患侧腿迈步时, 患者的胫骨前肌仅表现出健康人一半左右的活动强度^[18]。KIRKER 等^[19]发现, 当脑卒中患者用患侧腿迈步时, 患侧的臀中肌在前馈姿势调节阶段激活困难, 需要更多地激活健侧的大腿内收肌来作为补偿。KO 等^[20]通过比较脑卒中患者健侧腿和患侧腿分别作为步态启动时的摆动腿的差异, 也发现当健侧腿作为迈步腿时, 患侧胫骨前肌在前馈姿势调节阶段的活动强度要比患侧腿作为迈步腿时活动强度增加 27%–36%。研究表明, 脑卒中患者在步态启动时的肌肉活动与健康人相比存在激活障碍和调节差异。脑卒中患者前馈姿势调节的模式更多样化且非典型^[21]。所以作者希望通过对不同平衡能力的患者步态启动时 EPA 的研究找出跌倒患者前馈姿势控制的特点, 为下一步研究和康复计划制定提供更多理论支撑。

3.1 下肢部肌肉激活时间的特点差异 有研究表明, 脑卒中后偏瘫患者存在前馈姿势控制障碍, 并且在偏瘫侧表现得更为明显。患者可通过学习和训练, 重新获得前馈姿势控制的能力^[22]。此次试验选取的患者均为恢复后期的患者, 发病

时间已超过6个月但小于3年,前期的神经系统恢复和运动再学习过程已基本完成,运动模式和平衡能力已趋于稳定。在这些患者中观察到,2组患者6块下肢关键肌均在迈步启动前激活,说明这些可以独立步行的脑卒中患者在恢复后期可以在步态启动时产生EPAs。跌倒组6块肌肉的EPAs开始时间均早于无跌倒组,反映出平衡能力差的患者需要更长的早期姿势调节准备才能迈步第一步,说明其在执行步态启动时更加困难,所以由此推论更长的EPAs时间与跌倒具有一定的相关性,这也与之前的一些研究推论相符合^[14, 23-24]。跌倒组的胫骨前肌和腓肠肌外侧头的激活时间要明显早于无跌倒组,而控制膝关节屈伸的股直肌和股二头肌激活时间没有显著差异,说明在步态启动的EPAs阶段,不同平衡能力的脑卒中患者踝关节处的肌肉预激活时间差异更大,之前有研究阐述前馈性姿势控制与给定关节的稳定性以及减少多余的自由角度相关^[25-26];而脑卒中患者踝关节容易足下垂合并足内翻,迈步启动时关节稳定差,需要更长时间的EPAs才能使踝关节产生计划执行的动作。值得注意的是,2组患者激活时间差异最显著的肌肉是股外侧肌($P < 0.01$),跌倒组比无跌倒组的激活时间早了近一倍。有关研究表明,在步态启动的EPA阶段,足底压力中心首先向摆动腿的后外侧移动,而后转向支撑腿并继续向前移动。这些早期姿势调节活动快速增加了摆动腿的地面反作用力并伴随减少支撑腿垂直力的作用,帮助解放了迈步腿,使身体质心向前并围绕着支撑腿移动的同时产生瞬间的反作用力使身体向前移动^[27]。股外侧肌非常显著的激活时间延长提示了跌倒组患者迈步前压力中心和身体质心侧向移动更加困难,所需时间更长,说明平衡能力差的患者更难实现身体质心的转移,不能更快的提供摆动势能。综上,跌倒组在迈步启动时各肌肉EPAs时间更长;与膝关节相比,踝关节处的姿势肌激活更困难;肌肉对于前后向和左右向摆动势能提供所需的响应时间更长;更难迈出步行的第一步。

3.2 下肢部肌肉激活顺序的特点差异 姿势肌的协调活动是保证身体姿势稳定的一个重要因素,这种协调包括姿势肌的激活顺序^[28]。FIOLKOWSKI等^[29]研究了不稳定因素对步态启动的影响,提出中枢神经系统通过预先设定好的程序来完成迈步开始动作,这些运动程序使得中枢神经系统可以精确地控制肌肉活动的顺序和协调肌肉间的收缩。触觉的丧失和小腿部肌肉活动的减少,导致了单腿姿势稳定性的降低,并影响了正常步态的参数,但并没有显著改变步态启动的动力学和时间特征^[30]。此次研究中,看到2组患者在步态启动的EPAs阶段肌肉激活顺序不同:无跌倒组先激活了股直肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头,而后激活了股二头肌、股外侧肌、胫骨前肌,呈现出了比较规律的先激活伸肌后激活屈肌、大腿部肌肉激活早于小腿肌肉激活的特点;而跌倒组虽然也呈现出了先激活伸肌后激活屈肌的特点,但小腿部伸肌的激活要早于大腿部伸肌的激活,股外侧肌的激活顺序排在第3位,相较无跌倒组中(第6位)更加靠前;2组中胫骨前肌均是激活顺序最末尾的肌肉。作者认为,无跌倒组中下肢近端伸

肌先于下肢远端伸肌激活的模式要优于跌倒组的先后近模式,可以更好地帮助摆动腿发力蹬地,产生向前的推动力和加速度;同时,相比无跌倒组,跌倒组股外侧肌激活顺序的提前,提示了跌倒组更难以稳定侧向平衡。

3.3 下肢部肌肉激活强度的特点差异 通过图4可以发现,2组受试者在步态启动EPA阶段小腿部肌肉激活的差异程度更大,大腿部肌肉不论是组间差异或时间差异上均不存在显著性($P > 0.05$)。这种差异的产生一方面考虑是2组患者在大腿部运动功能上的差异性较小,这也符合脑卒中患者近端恢复更容易的特点;二是恢复期的脑卒中患者大腿部的肌肉失活和肌肉痉挛比例相对较少,最常见的胫骨前肌无力和小腿三头肌痉挛的特点,跌倒或平衡差的患者往往更多伴随着腓肠肌痉挛、胫骨前肌无力或痉挛的问题。结合胫骨前肌的激活时间,在图4A中应重点观察2组患者在T3、T4阶段的差异,跌倒组患者在T3阶段更大强度的预兴奋了胫骨前肌,但在足跟离地前的T4阶段2组患者的胫骨前肌兴奋强度表现相近,说明无跌倒组能更快速地激活胫骨前肌。在图4B、C中可看到,跌倒组患者在T3和T4阶段更早、更大强度的抑制了腓肠肌内外侧头的激活,而无跌倒组患者却在T3和T4阶段出现了腓肠肌内外侧头先兴奋后抑制的特点。从时间层面观察,跌倒组胫骨前肌在T3阶段的激活强度就显著高于T1阶段($P < 0.05$),T4阶段显著高于前T1、T2、T3阶段($P < 0.01$, $P < 0.05$),而无跌倒组到T4阶段胫骨前肌的肌电活动才显著高于T1、T2、T3阶段($P < 0.01$),说明跌倒组更早更大强度的去激活胫骨前肌。值得注意的是,跌倒组在腓肠肌内侧和腓肠肌外侧头的4个时间窗内均未表现出显著的肌肉活动差异($P > 0.05$),但无跌倒组在腓肠肌内侧和腓肠肌外侧头的T3阶段均出现了显著高于其他时间窗的肌肉活动($P < 0.01$, $P < 0.05$)。跌倒组的腓肠肌内外侧头在EPA阶段的活动强度变化很小(特别是T3和T4阶段),说明该组患者腓肠肌激活困难。由于步态启动时踝关节的跖屈肌是提供推进力的主要能源,跌倒组患者迈步启动时腓肠肌激活困难的特点可能会导致该类患者由站立相向摆动相转换时向前动力不足、足部廓清不够、导致足趾拖地,也更容易产生绊倒和跌倒。以上特点也可以看出无跌倒组患者能更快速流畅的启动步行。

步行运动作为一种目标导向行为,无论运动起始于意志还是情感,都伴随着自动控制的运动过程,如姿势肌张力的调节和有节奏的肢体运动。脑干和脊髓的感觉运动整合在这一过程中起着至关重要的作用,由大脑皮质的意志处理或边缘系统的情绪处理产生的信号发起。基本的运动模式是由脊髓中间的中央模式发生器产生的,运动程序通过皮质网状脊髓系统传输到脑干,从而预先控制运动姿势,这些过程使皮质脊髓系统能够生成肢体轨迹并实现精确的足部放置^[31]。脑卒中患者由于中枢神经系统损伤,导致了前馈姿势控制异常,明确EPAs的调控机制有助于深入理解中枢神经系统的运动控制原理,为预防跌倒的发生提供新的康复治疗措施。此次研究发现:平衡能力不同的脑卒中患者在迈步动作前采取的早期姿势调节策略是有差别的,表现为肌肉激活时间、肌肉

募集次序和激活程度的差异。跌倒风险大的患者步态启动时 EPAs 时间延长,步态启动延迟,腓肠肌存在过早的抑制性活动的特点,胫骨前肌相比无跌倒组激活更加困难。所以相比无跌倒组,跌倒组患者踝关节处肌肉协同活动性更差,踝关节跖屈肌不能很好地提供迈步启动的推力,这使得患者更难启动步行。另外,跌倒组的这些特点使得踝跖屈和踝背屈动作不充分,影响迈步启动时踝跖屈和踝背屈动作的快速转换,更容易出现足趾拖地的表现,有可能会致其姿势不稳定,增加跌倒风险的因素。一方面考虑这些特征是一种 EPA 障碍的体现,但从另一角度来看,这也可以认为是平衡较差的脑卒中患者为了避免步态启动时跌倒,所以更早的去激活相应肌肉从而更好地执行步态启动的一种 EPAs 适应性策略。大腿部肌肉和小腿部肉的表现差异分析为不同跌倒风险的患者中踝关节运动控制的差异,特别是腓肠肌内外侧头在组间、时间因素,以及交互作用中的显著性差异 ($P < 0.01$, $P < 0.05$),启发研究者在今后研究和训练中对脑卒中患者小腿三头肌的重点关注。由于脑卒中患者常伴随小腿三头肌痉挛和胫骨前肌麻痹无力,除了常规对小腿三头肌的牵伸放松和胫骨前肌的激活训练外,在预防脑卒中患者跌倒的训练设计中需要更加关注踝关节跖屈肌和背屈肌的协调性训练,增强踝关节的灵活性和稳定性。在脑卒中患者前馈姿势控制训练设计方案中更多的加入对踝策略的训练以达到更好的改善患者步行中的平衡能力,预防跌倒的效果。另外,根据关节稳定性影响前馈姿势控制的特点,在相对应的临床康复训练过程中可以更多关注跌倒患者踝关节处的稳定性,或积极运用矫形器或其他辅具帮助患者改善踝关节的异常运动模式,从而有助于减少跌倒的发生。

虽然此次研究延续了既往对健康人前馈姿势控制研究时采用的每组 8 人次研究模式,但分析过程中发现脑卒中患者的肌电活动表现和数据趋势确实与健康人不同且更为复杂,在今后的收集中确实应该尽量扩大样本数据,这样对于不同患者群体的趋势说明更具可靠性。另外,尽管此次试验中采集了较多块肌肉的数据进行分析,但是由于场地条件限制,研究没有应用测力台采集足底压力,这影响了从动作执行层面对运动模式的阐述分析,此为研究的局限性。希望今后对试验设计和数据采集上更加完善,使研究更加系统全面,提升整体研究的贯通连续性。

作者贡献: 试验设计为徐瑞、张颖和赵卓越,试验实施为刘佳雯和孙长城,试验评估为张高帅,试验数据处理及论文撰写为赵卓越。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范: 文章撰写遵守了《非随机对照临床试验研究报告指南》(TREND 声明),文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- [1] 王陇德,彭斌,张鸿祺,等.《中国脑卒中防治报告 2020》概要[J].中国脑血管病杂志,2022,19(2):136-144.
- [2] 江滨.现阶段我国脑卒中流行特征及防治现状对全科医疗服务的启示和建议[J].中国全科医学,2019,22(30):3653-3661.
- [3] GOTO Y, OTAKA Y, SUZUKI K, et al. Incidence and circumstances of falls among community-dwelling ambulatory stroke survivors: a prospective study. *Geriatr Gerontol Int.* 2019;19(3):240-244.
- [4] TSAI W, LIEN H, LIU W, et al. Early and anticipatory postural adjustments in healthy subjects under stable and unstable sitting conditions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018;12(43):21-27.
- [5] BELENIY V, GURFINKEL V, PAL'TSEV Y. Elements of control of voluntary movements. *Biofizika.* 1967;12(1):135-141.
- [6] KANEKAR N, ARUIN AS. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control:effect of a single training session. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(2):400-405.
- [7] KRISHNAN V, ARUIN AS, LATASH ML. Two stages and three components of the postural preparation to action. *Exp Brain Res.* 2011;212(1):47-63.
- [8] KLOUS M, MIKULIC P, LATASH ML. Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(1):110-116.
- [9] 中华医学会神经病学分会,中华医学会神经病学分会脑血管病学组.中国各类主要脑血管病诊断要点 2019[J].中华神经科杂志,2019,52(9):710-715.
- [10] HARM S, LATASH ML. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. *Brain Res.* 2004;1015(1-2):57-72.
- [11] CESARI P, PISCITELLI F, PASCUCCI F, et al. Postural Threat Influences the Coupling Between Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to an External Perturbation. *Neuroscience.* 2022;10(490):25-35.
- [12] ASAKA T, WANG Y, FUKUSHIMA J, et al. Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. *Exp Brain Res.* 2008;184(3):323-338.
- [13] DANNA-DOS-SANTOS A, SLOMKA K, ZATSIORSKY VM, et al. Muscle modes and synergies during voluntary body sway. *Exp Brain Res.* 2007;179(4):533-550.
- [14] ZHAO Z, WATANABE K, ASAKA T, et al. Postural control in preparation to a step during supporting surface perturbation. *Res Sports Med.* 2020;28(4):588-593.
- [15] CURUK E, LEE Y, ARUIN AS. Individuals With Stroke Use Asymmetrical Anticipatory Postural Adjustments When Counteracting External Perturbations. *Motor Control.* 2019;1-11. doi: 10.1123/mc.2018-0083.
- [16] WANG Y, WATANABE K, ASAKA T. Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to Dynamic Platform Perturbation during a Forward Step. *J Mot Behav.* 2023;55(1):31-38.
- [17] BRUNT D, VANDER LINDEN DW, BEHRMAN AL. The Relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(7):627-634.
- [18] SOUSA A, SILVA A, SANTOS R. Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(9):960-965.
- [19] KIRKER SG, SIMPSON DS, JENNER JR, et al. Stepping before standing hip muscle function in stepping and standing balance after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2000;68(4):458-464.
- [20] KO M, BISHOP MD, BEHRMAN AL. Effects of limb loading on gait initiation in persons with moderate hemiparesis. *Top Stroke Rehabil.* 2011;18(3):258-268.
- [21] RAJACHANDRAKUMAR R, FRASER JE, SCHINKEL-IVY A, et al. Atypical anticipatory postural adjustments during gait initiation among individuals with sub-acute stroke. *Gait Posture.* 2017;52:325-331.
- [22] CURUK E, LEE Y, ARUIN AS. Individuals with stroke improve anticipatory postural adjustments after a single session of targeted exercises. *Hum Mov Sci.* 2020;69:102559.
- [23] MCCOMBE WALLER S, YANG CL, MAGDER L, et al. Impaired motor preparation and execution during standing reach in people with chronic stroke. *Neurosci Lett.* 2016;630:38-44.
- [24] POLLOCK CL, CARPENTER MG, HUNT MA, et al. Physiological arousal accompanying postural responses to external perturbations after stroke. *Clin Neurophysiol.* 2017;128(6):935-944.
- [25] BOUISSET S, DO M. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin.* 2008;38(6):345-362.
- [26] WANG D, MAHE G, VIDAL PP. Inconsistent anticipatory postural adjustments (APAs) in rugby players: a source of injuries? *BMJ Open Sport Exerc Med.* 2018; 4(1):e000303.
- [27] ITO T, AZUMA T, YAMASHITA N. Anticipatory control in the initiation of a single step under biomechanical constraints in humans. *Neurosci Lett.* 2003;352(3):207-210.
- [28] FRANK JS, EARL M. Coordination of posture and movement. *Physical Therapy.* 1990;70(12):855-863.
- [29] FIOLOKOWSKI P, BRUNT D, BISHOP M, et al. Does postural instability affect the initiation of human gait? *Neurosci Lett.* 2002;323(3):167-170.
- [30] QUERALT A, VALLS-SOLÉ J, CASTELLOTE JM. Speeding up gait initiation and gait pattern with a startling stimulus. *Gait Posture.* 2010;31(2):185-190.
- [31] KAORU TAKAKUSAKI. Neurophysiology of gait:from the spinal cord to the frontal lobe. *Mov Disord.* 2013;28(11):1483-1491.

(责任编辑: LWJ, WZH, ZN, WL)