

卒中后认知障碍对数学计算-步行双任务中步态自动化程度和跌倒风险的影响

何智捷¹, 张韶辉¹, 于小明², 蒋黎明², 韦晓芝², 张婷婷², 赵嘉诚²

【摘要】 目的:探讨卒中后认知障碍对数学计算-步行双任务中步行自动化程度和跌倒风险的影响。**方法:**选取 31 例脑卒中患者,根据 MoCA 认知功能评估(MoCA)结果分为认知障碍组($n=14$, MoCA <26)和无认知障碍组($n=17$, MoCA ≥ 26)。采用三维运动捕捉系统和测力台同步采集双重任务中(自我选择速度的步行+数学计算)的运动学和动力学参数。分析指标选取:步速、步长、单支撑期百分比、双支撑百分比、及其 4 个时空参数指标的变异性;健侧和患侧脚跟触地时的前后方向和左右方向的动态稳度。**结果:**与无认知障碍组相比,认知障碍组具有显著较小的步速、较大的双支撑期和较大的步速变异性($P<0.05$);在患侧和健侧肢体脚跟触地时,认知障碍组的内外侧动态稳度均显著小于无认知障碍组($P<0.05$)。**结论:**卒中后执行功能障碍和注意力缺陷改变了双重任务下的步行模式,对步态变异性动态稳度产生显著的负面影响。建议临床康复治疗中,应多设计包含运动控制和数学计算的双重任务训练,以期降低跌倒发生率。

【关键词】 脑卒中;认知障碍;双任务;生物力学;动态稳度

【中图分类号】 R49;R743.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2022.02.008

认知障碍是卒中后常见的障碍类型之一,主要表现为额叶执行功能受限和注意力缺陷^[1-3]。步行-认知的双重任务执行是卒中患者回归社区后需常面对的日常生活之一^[2,4-5],不同于健康人群,脑卒中者常通过过度占用执行功能和注意力来执行步行控制^[6-7]。在当前认知资源容量的框架理论下,执行功能障碍和注意力缺陷可能是诱发步行不稳和跌倒发生的主要原因之一^[8-9]。然而,认知障碍、双任务下的步态表现和跌倒风险三者之间的关系依然尚未明确^[10]。明确此关系对于理解认知障碍诱发跌倒的潜在机制具有重要意义,且可为双重任务干预方案的设计提供理论指导。

中枢神经系统的步行控制可以看作执行步行控制和节律化自动控制之间的平衡^[11]。执行步行控制与前额叶的资源利用相关^[12],而节律自动化控制则涉及基底核^[11]。研究发现,不同认知任务影响步态表现和跌倒风险的机制并不相同^[8]。前人研究的双重任务设计较多集中在与前额叶、语言中枢以及感觉-运动皮层介导的认知任务层面上^[13],而对于涉及空间记忆的数学计算却关注较少。研究显示,基底核不仅与节律化自动控制有关,还同时介导数学计算^[14-15]。此外研究表明,集中注意学习可以激活右侧基底核^[16],这可能说明注意力缺陷也会间接影响基底核的功能发挥。

因此,设计数学计算的认知任务可能对于理解双任务下的步行自动化控制和跌倒风险程度具有重要意义。然而,较为遗憾的是,前人研究中步态时空参数的评估并不能反映与基底核相关的步态自动化控制^[17]。此外,采用质心和压力的距离或夹角来评估跌倒风险,忽略了支撑面和步行速度的影响^[18]。因此,本研究通过设计步行-数学计算的双任务,采用步态变异性与步态稳度量化评估步行自动化程度和跌倒风险,旨在探讨卒中后认知障碍对数学计算-步行双任务中步行自动化程度和跌倒风险的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料 于 2019 年 6 月~10 月间在上海市虹口江湾医院及其周边社区,共招募脑卒中受试者 31 名。诊断标准:符合《各类脑血管疾病诊断要点》脑卒中诊断标准,并经 CT 或 MRI 检查证实。纳入标准:年龄 50 岁~75 岁,性别不限;首次发病,且病程 >6 个月;无佩戴各类辅助步行或矫形器具;可自主步行 20m。排除标准:伴有其他神经系统疾病或严重内科疾病者;患有肌骨类型疾病或其他疾病,并导致下肢不对称及肌骨损伤者;视力或听力障碍者;已参加任何临床研究;接受系统化的认知功能训练者。由一名经验丰富的康复治疗师,采用 MoCA 认知评估量表(Montreal Cognitive Assessment, MoCA)对受试者进行认知功能评定^[19],根据认知功能评估结果分为认知障碍组($n=14$, MoCA <26)和无认知障碍组($n=17$, MoCA ≥ 26)。此外,评估受试者下肢功能(Fugl-

基金项目:上海市浦东新区国家中医药发展综合改革试验区项目(PDZY-2019-0501)

收稿日期:2021-02-18

作者单位:1. 上海市虹口区江湾医院,上海 200081;2. 上海市第七人民医院,上海 200137

作者简介:何智捷(1989-),男,主管技师,主要从事神经康复相关研究

通讯作者:张韶辉, zjtlzj0608@163.com.

Meyer Assessment, FMA) 和 Berg 平衡功能。两组受试者基线特征见表 1。本研究经医院伦理委员会批准,且受试者知情同意。

表 1 2 组一般资料比较

基线特征	认知障碍组	无认知障碍组	t/χ^2	P
身高(m, $\bar{x} \pm s$)	1.69 $\pm$ 0.04	1.71 $\pm$ 0.04	-1.610	0.118
体重(kg, $\bar{x} \pm s$)	69.21 $\pm$ 3.93	71.53 $\pm$ 5.94	-1.249	0.222
年龄(岁, $\bar{x} \pm s$)	64.71 $\pm$ 4.31	62.88 $\pm$ 4.51	1.163	0.254
性别(男/女)	8/6	10/7	0.009	0.925
卒中类型(梗死/出血)	10/4	11/6	0.159	0.690
发病时间(月, $\bar{x} \pm s$)	10.06 $\pm$ 3.43	11.49 $\pm$ 5.02	-1.107	0.277
FMA 评分(分, $\bar{x} \pm s$)	26.57 $\pm$ 4.44	28.23 $\pm$ 3.35	-1.550	0.132
Berg 评分(分, $\bar{x} \pm s$)	46.51 $\pm$ 4.65	48.42 $\pm$ 4.21	-1.912	0.240
MoCA 总分(30, 分, $\bar{x} \pm s$)	16.93 $\pm$ 5.78	27.65 $\pm$ 1.22	-6.810	0.000
视空间与执行(5, 分, $\bar{x} \pm s$)	2.28 $\pm$ 0.91	4.35 $\pm$ 0.70	-7.126	0.000
注意(1, 分, $\bar{x} \pm s$)	0.57 $\pm$ 0.51	0.94 $\pm$ 0.24	-2.476	0.024
计算(3, 分, $\bar{x} \pm s$)	1.93 $\pm$ 0.62	2.88 $\pm$ 0.33	-5.501	0.000
定向(6, 分, $\bar{x} \pm s$)	3.78 $\pm$ 1.19	5.88 $\pm$ 0.33	-6.399	0.000

1.2 方法

1.2.1 生物力学测试方案 50 个反光 Marker 依据 Vicon 动作捕捉方案依次粘贴于身体骨性标志处。采用三维红外运动捕捉系统(Vicon Motion Systems, T40, UK)和三维测力台(AMTI, OR6-GT1000, USA)同步采集步态中的运动学和动力学参数,采样频率分别为 100 Hz 和 1000 Hz。在本研究中,认知-步行双重任务测试要求受试者一边步行,一边进行 10—3 的连续递减计算^[20]。其中,要求受试者以自我选择速度进行步态测试,在正式测试前,要求受试者完成 5 次步态预测试,以充分熟悉实验场地和实验意图。正式实验采集 3 次成功的数据用以后续数据处理分析。

1.2.2 数据处理 运动学数据采用 Visual 3D(C-motion, USA)进行计算处理。选取的步态时空参数指标包括步长、步速、患肢单支撑期百分比及双支撑期百分比。研究证实,步态参数变异性是反映步行自动化程度的有效指标^[20-21]。本研究选取连续的 5 个步态周期进行步态参数变异系数计算,变异系数为步态参数的标准差与均值的比值。研究发现,动态稳度(Margin of stability, MOS)可以综合反映出支撑面(Base of support, BOS)、质心(Center of mass, COM)以及速度因素之间的即时性差异,是量化动态稳定性和跌倒风险的有效指标^[22-23]。此外, Hof 等^[24]研究发现步行过程中脚跟触地时动态稳度最小。因此,本研究选取健侧脚跟着地(Unaffected heel-strike, UHS)和患侧脚跟着地(Affected heel-strike, AHS)时刻进行动态稳度的计算。图 1 所示为步态中支撑面和质心轨迹示意图,动态稳度计算公式如下:①

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{L}}; ② CM = d_{COM} + \frac{V_{COM}}{\omega_0}; ③ MOS = B_{max} - CM,$$

其中, ω_0 : 人体倒置钟摆模型的频率; g : 重力加速度; L : 质心到地面的垂直距离; CM : 外推质心, d_{COM} : 脚跟触地时刻的质心位移; V_{COM} : 脚跟触地时刻的质心速度; B_{max} : 支撑面的边界值。

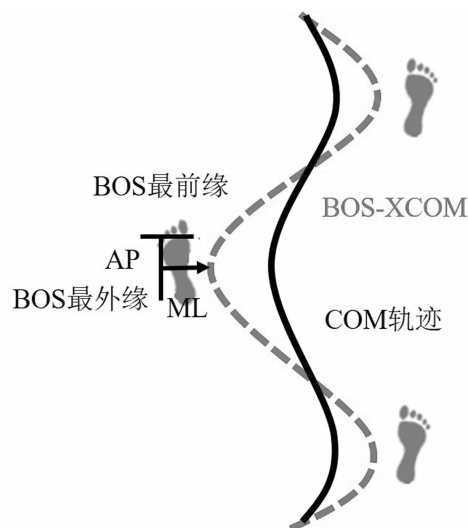


图 1 步态中支撑面(BOS)和质心(COM)轨迹示意图

注: AP: Anterior - Posterior, 前后; ML: Medio-Lateral, 内外侧

1.3 统计学分析 数据统计分析采用 SPSS 22.0 软件,统计结果以 $\bar{x} \pm s$ 表示。采用独立样本 t 检验对 2 组别的计量基线特征、步态参数变异系数和动态稳度进行统计分析,采用 χ^2 检验比较 2 组别中性别和卒中类型的差异,显著性水平设为 0.05。

2 结果

2 组步态时空参数的比较。与无认知障碍组相比,认知障碍组具有显著较小的步速和较大的双支撑期($P < 0.05$);其余步态参数指标无统计学差异。见表 2。2 组步态参数变异性比较,认知障碍组的步速变异性显著大于无认知障碍组($P < 0.05$);其余步态参数变异性指标未见统计学差异。见表 3。

表 2 2 组步态参数比较

组别	$\bar{x} \pm s$			
	步长 (m)	步速 (m/s)	患肢单支撑期 (%)	双支撑期 (%)
认知障碍组	0.38 $\pm$ 0.16	0.33 $\pm$ 0.15	0.26 $\pm$ 0.13	0.46 $\pm$ 0.08
无认知障碍组	0.43 $\pm$ 0.15	0.44 $\pm$ 0.14	0.29 $\pm$ 0.09	0.37 $\pm$ 0.11
t	-0.770	-2.175	-0.726	2.603
P	0.448	0.038	0.474	0.014

表 3 2 组步态参数变异性比较

组别	% , $\bar{x} \pm s$			
	步长	步速	患肢单支撑期	双支撑期
认知障碍组	6.37 $\pm$ 2.69	15.95 $\pm$ 8.56	2.27 $\pm$ 0.78	1.24 $\pm$ 0.51
无认知障碍组	5.24 $\pm$ 2.33	9.71 $\pm$ 6.88	1.83 $\pm$ 1.17	1.01 $\pm$ 0.62
t	1.258	2.251	1.213	1.116
P	0.218	0.032	0.235	0.274

在健、患侧肢体脚跟触地时,认知障碍组的内外侧动态稳度显著小于无认知障碍组($P<0.05$),前后方向动态稳度 2 组间比较差异无统计学意义。见表 4。

表 4 2 组别健患肢脚跟触地时刻的动态稳度比较

m, $\bar{x} \pm s$				
组别	AHSAP	AHSMML	UHSAP	UHSMML
认知障碍组	0.14±0.06	0.06±0.05	0.09±0.06	0.02±0.06
无认知障碍组	0.17±0.07	0.09±0.04	0.12±0.07	0.07±0.07
<i>t</i>	-1.170	-2.286	-1.453	-2.068
<i>P</i>	0.252	0.030	0.157	0.048

3 讨论

卒中后认知障碍影响步态生物力学变化和诱发跌倒的潜在机制,持续引发神经康复领域研究人员的重点关注^[25]。与前人研究侧重点不同的是,本研究着眼于涉及基底核的数学计算-步行双重任务,并明确了卒中后认知障碍对数学计算-步行双重任务中步行自动化程度和跌倒风险的影响。结果发现,与无障碍组相比,认知障碍组具有显著更低的步速、更大的双支撑期比例、更大的步速变异性及更低的内外侧动态稳度。这可能说明在可影响基底核的双重任务中,执行功能障碍和注意力缺陷进一步降低了步行自动化模式和增加了跌倒风险。

步态控制主要依赖于前额叶-纹状体网络,此网络涉及执行功能^[26]。其中,纹状体是基底节环路的输入层,主要参与步行程序性和节律自动化的过程,而前额叶主要是在复杂的步行条件下补充自动化^[27-28]。步态参数变异性与步行自动化控制程度的负相关关系已得到大量研究证实^[21]。在本研究中,我们发现认知障碍组的步速变异性显著更大,这可能说明执行功能障碍对步行自动化模式产生显著的负面影响。研究发现,与青年相比,健康老年人和脑卒中患者在步行任务中均表现出前额叶的过度激活,且脑卒中患者前额叶过度激活程度大于健康老年人^[29]。目前认为,这种前额叶过度激活的现象是为了补偿中枢病变后步行自动化模式的匮乏,用以补充自动化和执行步行控制^[7, 30]。较为有趣的是,我们发现,伴有执行功能障碍和注意力缺陷的卒中者在数学计算-步行双重任务中步速的显著降低。其可能的原因是,由于脑卒中患者随意性控制下降及本体感觉障碍,平衡调节和维持需要更高的集中注意力才能完成^[31-32],这从一定层面上解释了步速降低、双支撑延长及步速变异性增大的部分原因。

在双重任务中,跌倒风险和步行自动化控制息息相关^[22]。本文研究结果显示,认知障碍组内外侧动态稳度显著低于无认知障碍组。这与前人关于遗传性痉挛、脑卒中等领域的研究结果相一致^[23, 33]。以往针对

神经病变人群步行策略的研究认为,脑卒中步态表现的改变不仅仅是因为运动功能的受限,也有可能是其根据自身功能而选择慢速平稳的应对策略有关^[34]。尽管我们并未发现前后方向的不稳增大,但这并不意味着认知障碍对前后方向的动态稳度没有影响,原因在于步速的降低和双支撑的延长使得动态稳度趋于正常。然而,认知障碍组在步行脚跟触底时,内外侧跌倒风险依然较大,这提示在康复干预中应着重于内外侧平衡的训练。

优先注意资源的限制和环境需求导致机体在面对不同认知任务时,出现不同的应对策略^[8]。Patel 等^[17]的研究评估添加不同类型认知任务的效果,结果发现连续减法中认知消耗最高。与本研究结果较为不一致的是,上述研究发现数学计算的介入并没有显著降低步态表现,其认为这是步行自动化的结果。造成这种结果不一致的原因可能归因于受试者的不同,健康老年人在脑功能、步态表现和认知资源容量上均优于脑卒中患者^[25]。这也可能暗示在临床康复中设计双重任务干预类型时,应根据患者认知水平和功能水平进行选择。

本研究存在着一些限制:①本研究采用 MoCA 量表对受试者认知功能中的各项能力进行了评估,但并未进一步分析 MoCA 分项得分,尤其是执行功能、注意力与步态变异性及动态稳度的相关性;②我们基于前人研究结果,在引言和讨论部分进行了脑功能和步态控制的相关讨论,但并没有进行双重任务下的脑功能评估。未来研究可在此基础上,通过纳入涉及不同脑区的认知任务,采用近红外技术明确不同认知双重任务下的步态控制、跌倒风险与脑功能潜在关系。

综上所述,卒中后执行功能障碍和注意力缺陷改变了双重任务下的步行模式,对步态变异性 and 动态稳度产生显著的负面影响。建议临床康复治疗中,应多设计包含运动控制和数学计算的双重任务训练,以期降低跌倒发生率。

【参考文献】

[1] Graff-Radford J. Vascular Cognitive Impairment [J]. CONTINUUM Lifelong Learning in Neurology, 2019, 25 (1): 147-164.

[2] 王延延, 安丙辰, 郑洁皎. 脑卒中后认知障碍引起跌倒的机制研究进展 [J]. 中国康复理论与实践, 2016, 22(11):1285-1288.

[3] 张阳, Pinter D. 年轻脑卒中患者认知功能障碍的发病率 [J]. 中国康复, 2019, 34(9):476-478.

[4] 朱玲玲, 绳宇. 血管性轻度认知障碍老年人双重任务行走下步态参数特征与跌倒的关系 [J]. 中国康复理论与实践, 2020, 26 (4):467-471.

[5] 叶明珠, 熊健, 王乐聪, 等. 老年认知障碍与跌倒的相关性研究进展 [J]. 中国康复, 2020, 35(07):383-386.

- [6] Al-Yahya E, Johansen-Berg H, Kischka U, et al. Prefrontal cortex activation while walking under dual-task conditions in stroke: a multimodal imaging study [J]. *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 2016, 30 (6): 591-599.
- [7] Hawkins K A, Fox E J, Daly J J, et al. Prefrontal over-activation during walking in people with mobility deficits: Interpretation and functional implications [J]. *Hum Mov Sci*, 2018, 59(5): 46-55.
- [8] 刘玉,李庆雯. 双任务训练在脑卒中患者下肢康复中的研究进展 [J]. *中国康复医学杂志*, 2020, 35(1):100-105.
- [9] Tombu M, Jolicoeur P. All-or-none bottleneck versus capacity sharing accounts of the psychological refractory period phenomenon [J]. *Psychol Res*, 2002, 66 (4): 274-86.
- [10] Yang L, Lam F M, Huang M, et al. Dual-task mobility among individuals with chronic stroke: changes in cognitive-motor interference patterns and relationship to difficulty level of mobility and cognitive tasks [J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2017, 54 (4): 526-535.
- [11] Clark D J. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies [J]. *Front Hum Neurosci*, 2015, 9(2): 246-252.
- [12] Maidan I, Nieuwhof F, Bernad-Elazari H, et al. The role of the frontal lobe in complex walking among patients with parkinson's disease and healthy older adults: an fNIRS study [J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2016, 30 (10): 963-971.
- [13] Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, et al. Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis [J]. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2011, 35 (3): 715-728.
- [14] Mink J W. The basal ganglia: focused selection and inhibition of competing motor programs [J]. *Progress in Neurobiology*, 1996, 50 (4): 381-425.
- [15] 黄彩平,谢欲晓,王思远,等. 步行-执行功能双任务训练对慢性脑卒中患者康复的研究进展 [J]. *中国康复医学杂志*, 2018, 33 (8):988-992.
- [16] Holden A, Wilman A, Wieler M, et al. Basal ganglia activation in Parkinson's disease [J]. *Parkinsonism Relat Disord*, 2006, 12 (2): 73-77.
- [17] Patel P, Bhatt T. Task matters: influence of different cognitive tasks on cognitive-motor interference during dual-task walking in chronic stroke survivors [J]. *Top Stroke Rehabil*, 2014, 21 (4): 347-357.
- [18] 梁雷超,黄灵燕,伍颢,等. 膝关节关节炎对女性老年人步行动态稳定性的影响 [J]. *体育科学*, 2016, 36(03):61-66.
- [19] 张丽,卞立,陈煜,等. 脑卒中后认知功能障碍的康复评估与治疗进展 [J]. *中国康复*, 2020, 35(12):660-663.
- [20] Herman T, Mirelman A, Giladi N, et al. Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: a prospective study linking thinking, walking, and falling [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2010, 65 (10): 1086-1092.
- [21] Montero-Odasso M, Verghese J, Beauchet O, et al. Gait and cognition: a complementary approach to understanding brain function and the risk of falling [J]. *J Am Geriatr Soc*, 2012, 60 (11): 2127-2136.
- [22] 梁雷超,吕娇娇,黄灵燕,等. 认知-姿势控制双任务在老年人跌倒研究中的应用进展 [J]. *中国康复理论与实践*, 2016, 22(11): 1289-1293.
- [23] van Vugt Y, Stinear J, Claire Davies T, et al. Postural stability during gait for adults with hereditary spastic paraparesis [J]. *J Biomech*, 2019, 88(11): 12-17.
- [24] Hof A L, Gazendam M G, Sinke W E. The condition for dynamic stability [J]. *J Biomech*, 2005, 38 (1): 1-8.
- [25] Cohen J A, Verghese J, Zwerling J L. Cognition and gait in older people [J]. *Maturitas*, 2016, 93(9): 73-77.
- [26] Watson N L, Rosano C, Boudreau R M, et al. Executive function, memory, and gait speed decline in well-functioning older adults [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2010, 65 (10): 1093-1100.
- [27] Annweiler C, Beauchet O, Bartha R, et al. Motor cortex and gait in mild cognitive impairment: a magnetic resonance spectroscopy and volumetric imaging study [J]. *Brain*, 2013, 136 (3): 859-871.
- [28] Montero-Odasso M, Speechley M, Chertkow H, et al. Donepezil for gait and falls in mild cognitive impairment: a randomized controlled trial [J]. *Eur J Neurol*, 2019, 26 (4): 651-659.
- [29] Hermand E, Tapie B, Dupuy O, et al. Prefrontal cortex activation during dual task with increasing cognitive load in subacute stroke patients: a pilot study [J]. *Front Aging Neurosci*, 2019, 11 (2): 160-166.
- [30] Mihara M, Miyai I, Hatakenaka M, et al. Sustained prefrontal activation during ataxic gait: a compensatory mechanism for ataxic stroke [J]. *Neuroimage*, 2007, 37 (4): 1338-45.
- [31] 钟琳晔,刘喆,常冬梅,等. 探究恢复期脑卒中患者注意力缺陷与平衡控制及跌倒的关系 [J]. *中国康复理论与实践*, 2010, 16 (12):1160-1163.
- [32] 王丹丹,霍博雅. 脑卒中恢复期患者注意力缺陷与平衡功能、日常生活活动能力及跌倒的关系 [J]. *广东医学*, 2012, 33(7): 932-934.
- [33] Chen N, Xiao X, Hu H, et al. Identify the alteration of balance control and risk of falling in stroke survivors during obstacle crossing based on kinematic analysis [J]. *Front Neurol*, 2019, 10 (5): 813-826.
- [34] Den Otter A R, Geurts A C, de Haart M, et al. Step characteristics during obstacle avoidance in hemiplegic stroke [J]. *Exp Brain Res*, 2005, 161 (2): 180-192.