

## 基于 RSSCAN 步态系统的脑梗死偏瘫患者步态分析

金娜英, 吴家宝, 李玉月, 李莹洁, 周莉, 李宗衡, 张勇

<https://doi.org/10.12307/2023.563>

投稿日期: 2022-08-24

采用日期: 2022-10-14

修回日期: 2022-10-30

在线日期: 2022-11-16

中图分类号:

R459.9; R318.6; R318.01

文章编号:

2095-4344(2023)23-03609-07

文献标识码: B

文章快速阅读: 具有一定步行能力的偏瘫患者的步态恢复/代偿机制

纳入脑梗死偏瘫患者 134 例

进行 RSSCAN 步态测试

分析结果:

(1) 时-空参数: 健足支撑时间大于患足、患足摆动时间大于健足, 患足步长大于健足, 健、患足步宽、步幅、步态周期无明显差异, 健足表现更为保守。

(2) 生物力学参数: 与患侧相比, 健侧足底在第 1 趾、第 2-5 趾、第 1 跖骨区的最大压力、最大压强、足冲量值显著增大, 这可能是健足代偿患足向前推力不足的表现。

步态观察指标:

▲时-空参数: 步速、支撑时间、摆动时间、步态周期、步长、步幅、步宽、足轴角。  
▲生物力学参数: 足底十分区的最大压力值、最大压强值、冲量和接触面积。

文题释义:

RSSCAN步态系统: 由RSSCAN International公司生产的步态测试与分析系统, 配有一个长2 m、宽0.4 m且内含16 384个压力感受器的步道压力测试平板, 与电脑信息采集端软件相连, 能够实时动态地采集受试者在测试平板上步行时的时-空参数(包括步速、支撑时相、摆动时相、步态周期、步长、步幅、步宽、足轴角)及生物力学相关参数(包括压力参数、压强参数、足底冲量和足底接触面积)等。

偏瘫步态: 是脑卒中患者常见后遗症之一。由于机体运动系统失去高位中枢神经调控, 原始的、被抑制的皮质下中枢运动反射释放, 导致肢体肌群间协调功能紊乱、肌张力异常等而出现运动功能障碍。典型的偏瘫步态表现为患足摆动时足下垂、内翻、髋关节外展外旋的划圈样步态。

摘要

背景: 量化脑梗死偏瘫患者步态特征能够作为其后期康复治疗的重要参考依据, 而RSSCAN步态系统能够实时定量地采集受试者行走时的步态参数。

目的: 探究脑梗死偏瘫患者的步态特征及健、患侧足之间的步态差异。

方法: 纳入北京中医药大学东直门医院与北京中医医院怀柔医院收治的脑梗死偏瘫患者134例, 其中男102例, 女32例, 年龄(60±9)岁。通过RSSCAN步态系统采集受试者步行时的步态参数, 选取中间段测试中两对步态周期连续的清晰足印, 并将受试者双侧足底手动分成十分区(第1趾区、第2-5趾区、第1跖骨区、第2跖骨区、第3跖骨区、第4跖骨区、第5跖骨区、中足区、足跟内侧区、足跟外侧区), 获取偏瘫患者步态时-空参数及生物力学相关参数进行分析。

结果与结论: ①步态时-空参数: 健侧足支撑时间大于患足( $P < 0.01$ ), 患侧足摆动时间、步长均大于健足( $P < 0.05$ ); Pearson或Spearman秩相关分析表明, 健侧足与患侧足的支撑时间、步态周期、步长、步宽、步幅具有显著正相关关系( $P < 0.01$ ); ②生物力学相关参数: 与患侧足相比, 健侧足在第1趾区、第2-5趾区、第1跖骨区的最大压力、最大压强、足冲量增大( $P < 0.05$ ), 足跟外侧区的最大压力增大( $P < 0.05$ ), 足跟内侧区、足跟外侧区的足冲量增加( $P < 0.01$ ), 第2-5趾区、中足区的足底接触面积增加( $P < 0.05$ ); Pearson或Spearman秩相关分析表明, 健侧足与患侧足在足底十分区的最大压力、最大压强和足冲量值均具有显著正相关关系( $P < 0.01$ ), 在第2-5趾区、第1跖骨区、第2跖骨区、第3跖骨区、第4跖骨区、中足区、足跟内侧区、足跟外侧区的足底接触面积具有显著正相关关系( $P \leq 0.01$ ); ③脑梗死偏瘫患者步态特征主要体现在: 从时间参数上看, 健足承担主要代偿作用; 从空间参数方面上看, 为维持步行的稳定性, 与患侧足对比, 健侧足表现更为保守; 生物力学方面: 为弥补患侧足向前推力的不足, 健侧足前足区受力增加, 这种不对称受力的代偿模式可能不利于步行能力的恢复。

关键词: 脑梗死; 偏瘫; RSSCAN步态系统; 步态分析; 时-空参数; 步态特征

## Gait analysis for hemiplegic patients with cerebral infarction based on RSSCAN gait system

Jin Naying, Wu Jiabao, Li Yuyue, Li Yingjie, Zhou Li, Li Zongheng, Zhang Yong

Department of Rehabilitation, Dongzhimen Hospital Affiliated to Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100700, China

Jin Naying, Master candidate, Department of Rehabilitation, Dongzhimen Hospital Affiliated to Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100700, China

Corresponding author: Zhang Yong, MD, Associate chief physician, Master's supervisor, Department of Rehabilitation, Dongzhimen Hospital Affiliated to Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100700, China

北京中医药大学东直门医院康复科, 北京市 100700

第一作者: 金娜英, 女, 1997年生, 汉族, 江西省吉安市人, 北京中医药大学在读硕士, 主要从事脑病康复研究。

通讯作者: 张勇, 博士, 副主任医师, 硕士生导师, 北京中医药大学东直门医院康复科, 北京市 100700

<https://orcid.org/0000-0003-0800-3030> (金娜英)

基金资助: 国家自然科学基金项目(81673894), 项目负责人: 李宗衡; 国家自然科学基金项目(81804160), 项目负责人: 张勇

引用本文: 金娜英, 吴家宝, 李玉月, 李莹洁, 周莉, 李宗衡, 张勇. 基于 RSSCAN 步态系统的脑梗死偏瘫患者步态分析 [J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(23):3609-3615.



## Abstract

**BACKGROUND:** Quantifying the gait features of hemiplegic patients with cerebral infarction can be used as an important reference for their rehabilitation, and the RSSCAN gait system can collect gait parameters quantitatively and timely during walking.

**OBJECTIVE:** To explore the gait characteristics of hemiplegic patients with cerebral infarction and the difference between affected and unaffected feet.

**METHODS:** A total of 134 hemiplegic patients with cerebral infarction were selected, including 102 males and 32 females, aged (60±9) years. The gait parameters were collected by the RSSCAN gait system when the patients walked. Clear footprints of the two continually gait cycles of mid-gaits were selected, meanwhile each foot was manually divided into 10 plantar regions: the first toe, the second to fifth toes, the first to fifth metatarsals, the midfoot, the medial heel, and the lateral heel. Then the temporo-spatial parameters and biomechanical parameters were analyzed.

**RESULTS AND CONCLUSION:** Temporo-spatial gait parameters: compared with the unaffected foot, the affected foot showed shorter stance phase time ( $P < 0.01$ ) and longer swing phase time and step length ( $P < 0.05$ ). Pearson or Spearman rank correlation analysis showed that the stance phase time, gait cycle, step length, stride width, and stride were significantly positively correlated between the affected and unaffected feet ( $P < 0.01$ ). Biomechanical parameters: Compared with the affected foot, the maximum force, maximum pressure and plantar impulse of the healthy foot increased in the first toe, the second to fifth toes and the first metatarsal ( $P < 0.05$ ), the maximum force in the lateral heel area increased ( $P < 0.05$ ), the plantar impulse in the medial and lateral heel areas increased ( $P < 0.01$ ), and the plantar contact area of the second to fifth toes and the midfoot increased ( $P < 0.05$ ). Pearson or Spearman rank correlation analysis showed that there was a significant positive correlation between the maximum force, maximum pressure and plantar impulse in the 10 plantar regions of the unaffected foot and the affected foot ( $P < 0.01$ ); and there was a significant positive correlation between the plantar contact area of the second to fifth toes, the first metatarsal, the 2nd metatarsal, the 3rd metatarsal, the 4th metatarsal, the midfoot, the medial heel, and the lateral heel of the unaffected foot and the affected foot ( $P \leq 0.01$ ). The gait characteristics of hemiplegic patients with cerebral infarction: in terms of temporal parameters, the unaffected foot plays the main compensatory role; in terms of spatial parameters, the unaffected foot is more conservative than the affected foot to maintain the stability of walking; in terms of biomechanical parameters, the force in the forefoot area of the unaffected foot increases to compensate for the lack of forward propulsion of the affected foot. This compensatory mode of asymmetric force may not be conducive to the recovery of walking ability.

**Key words:** cerebral infarction; hemiplegia; RSSCAN gait system; gait analysis; temporo-spatial parameter; gait characteristics

**Funding:** the National Natural Science Foundation of China, Nos. 81673894 (to LZH) and 81804160 (to ZY)

**How to cite this article:** JIN NY, WU JB, LI YY, LI YJ, ZHOU L, LI ZH, ZHANG Y. Gait analysis for hemiplegic patients with cerebral infarction based on RSSCAN gait system. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2023;27(23):3609-3615.

## 0 引言 Introduction

脑卒中是造成 50 岁以上人群伤残调整寿命年增加的首要原因,给全世界造成了巨大的疾病负担<sup>[1]</sup>。《中国脑卒中防治报告 2018》概要指出:中国缺血性脑卒中患者发病率、伤残调整寿命年均高于出血性脑卒中患者,且整体呈现明显上升趋势<sup>[2]</sup>。独立步行能力的丧失是脑卒中患者运动功能衰退的主要原因之一,也是决定患者生活质量和功能康复的重要因素<sup>[3]</sup>。造成肢体功能障碍的常见原因包括肌力减退、肌肉痉挛、肌肉间协调不当、本体感觉及视觉缺陷等<sup>[4]</sup>。当患者本体感觉下降时会过度依赖视觉,出现感觉整合障碍和错误的身体代偿,若身体对干扰反应不及时,容易导致跌倒事件的发生<sup>[5]</sup>。而对许多老年患者来说,跌倒是导致其意外死亡的主要原因<sup>[6]</sup>。

偏瘫是脑梗死患者常见的肢体功能障碍<sup>[7]</sup>,与正常步态相比,常可见患侧支撑能力下降、肢体间协调性及平衡能力下降<sup>[8]</sup>,由此引起的足部结构和功能改变,严重影响着患者的平衡和活动能力。因此,量化脑梗死偏瘫患者的足部功能,可以为患者后期的功能康复提供有效信息<sup>[9]</sup>。包括 RSSCAN 步态系统在内的大多数步态测试系统,已经被证实能够作为重复量化足底负荷参数的可靠工具<sup>[10]</sup>,其与步态量表评分的一致性也得到了证实<sup>[11]</sup>。利用步态测试系统定量分析脑梗死偏瘫患者的步态特征,对患者病情评估和康复方案的制定与调整具有重要意义<sup>[12]</sup>。

仅靠临床结果无法区分脑卒中患者恢复性和代偿性的步态恢复策略,需要对脑卒中偏瘫患者的步态连续应用运动学/动力学测量<sup>[13]</sup>。既往大部分临床研究仅将步态参数作为临床疗效指标之一,多忽略了对脑梗死偏瘫患者本身步态特征的改变进行详细分析。因此,此次研究选择缺血性脑卒中患者,

应用 RSSCAN 步态系统定量对比分析脑梗死偏瘫患者健、患侧足底步态数据,探索脑梗死偏瘫患者步行时的步态特征及足底生物力学变化,并将健、患侧足的步态数据进行相关性分析,以了解受试者健、患侧步态特征表现之间的相关关系。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

**1.1 设计** 横断面研究,组间比较采用两配对样本  $t$  检验或 Wilcoxon 符号秩检验。

**1.2 时间及地点** 试验于 2017 年 4 月至 2021 年 6 月在北京中医药大学东直门医院和北京中医医院怀柔医院完成。

**1.3 对象** 选择北京中医药大学东直门医院与北京中医医院怀柔医院收治的脑梗死偏瘫患者 134 例,其中男 102 例,女 32 例;年龄 (60±9) 岁;身高 (168.1±7.2) cm;体质量 (71.8±11.6) kg;病程 37.5(42.3, 55.1) d。受试者及其监护人对试验知情同意,并签署知情同意书。研究已经取得北京中医药大学东直门医院伦理委员会批准。

**诊断标准:** 脑梗死的诊断标准参照 1995 年中华医学会第四届全国脑血管病学术会议修订的《各类脑血管疾病诊断要点》及 2017 年中国中西医结合学会神经科专业委员会颁布的《中国脑梗死中西医结合诊治指南》<sup>[14-15]</sup>。

**纳入标准:** ①符合现代医学脑梗死的诊断标准,由 CT 或 MRI 检查证实;②男女均可,年龄在 35-75 岁之间;③首次发病或虽既往有脑卒中病史但未遗留严重神经功能障碍 (mRS 量表评分  $\leq 2$  分);④发病后生命体征平稳,病程在 6 个月以内的患者;⑤此次发病具有下肢偏瘫症状,且能够独立行走 6 m 以上;⑥简易智能精神状态检查表 MMSE  $\geq 24$  分;⑦患者及其监护人同意参加研究并签署知情同意书。

**排除标准:** ①符合脑梗死诊断标准,但经过溶栓治疗的

患者；②合并有腰椎病、膝骨关节病变等能够影响患者行走步态的疾病；③合并有严重的心、肺、肝、肾等重要脏器及血液系统功能异常的患者；④脑梗死后病情不稳定，或病情趋于恶化或出现新的梗死或出血的患者；⑤伴有中重度认知理解或视力障碍，不能配合完成步态检查的患者；⑥妊娠或哺乳期的妇女；⑦正在参加其他临床试验的患者。

**剔除与脱落标准：**①受试者不符合纳入标准而被误入者；②受试者的步态变异性大，RSSCAN 步态系统始终无法在受试者自然状态下采集到一个完整的步态周期信息；③受试者步态测试过程中发生严重不良事件或者并发症，不宜继续而未完成完整步态检查；④完整步态数据记录缺失者。

#### 1.4 方法

**1.4.1 测试设备** 此次研究使用 RSSCAN 步态系统 (比利时, RSSCAN International 公司生产, 7.0 升级版), 步道压力测试平板长 2 m、宽 0.4 m, 共包含 16 384 个压力感受器, 压力板每个像素单位的面积约 0.4 cm<sup>2</sup>, 采集数据的频率设置为 100 Hz。测试感受器平板被铺设在塑胶步道中间, 跑道的厚度与平板一致。

**1.4.2 测量过程** 将测试平板平铺在平坦坚硬的地板上, 测试开始之前, 向受试者说明测试时需赤足行走, 并嘱其按照习惯的步速, 从步道的一端出发, 以自然步态经过测试平板走到步道的另一端, 请患者自行练习行走 3 次后再开始正式测试。测试时, 受试者目视前方自然行走, 没有刻意踏板, 没有明显的步态改变, 测试数据有效的标准为: 电脑端 RSSCAN 软件显示在步态测试平板上的足印清晰且完整。

**1.4.3 数据分析** 有研究表明, 中间步态是实际步态的最佳代表<sup>[10]</sup>, 故此次研究采用中间步态分析方法。在电脑端 RSSCAN 软件中获得受试者有效测试数据后, 由于系统自动分区受个体步行方式差异的影响, 常需根据足部解剖结构, 手动调整足印静态图像分区线以校正足底十分区, 见图 1。分别获取健、患侧足时-空参数 (包括步速、支撑时相、摆动时相、步态周期、步长、步幅、步宽、足轴角) 及生物力学相关参数 (足底十分区的最大压力值、最大压强值、冲量和接触面积), 并通过截图或 EXCEL 表格形式从 RSSCAN 软件中导出并存储备份。

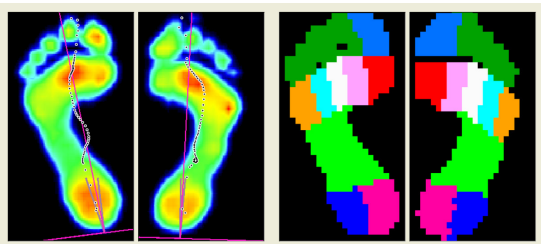


图 1 | 脑梗死右侧偏瘫患者足底十分区示意图

Figure 1 | Schematic diagram for the 10 plantar regions of a right hemiplegic patient with cerebral infarction

足底压力的测量是对脑梗死偏瘫患者步态分析的重要参考和可靠依据<sup>[16]</sup>。

**足轴角：**足纵轴与足步行方向的夹角, 见图 2。

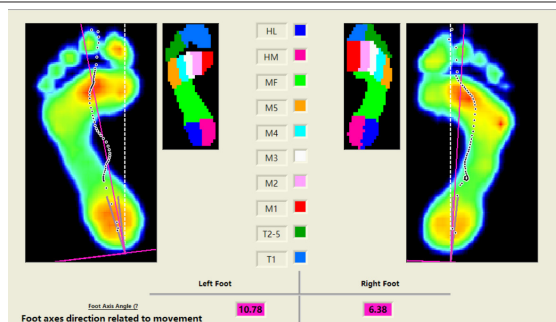


图 2 | 脑梗死偏瘫患者足轴角示意图

Figure 2 | Schematic diagram for the foot axis of a hemiplegic patient with cerebral infarction

**空间参数：**步长是指一个步态周期内, 健 / 患足足跟着地点距下一步患 / 健足着地点的距离; 步幅是一个步态周期内健、患足步长相加的结果; 步宽是指一个步态周期内, 患 / 健足跟中心点至对侧足跟中心点的水平距离, 见图 3。

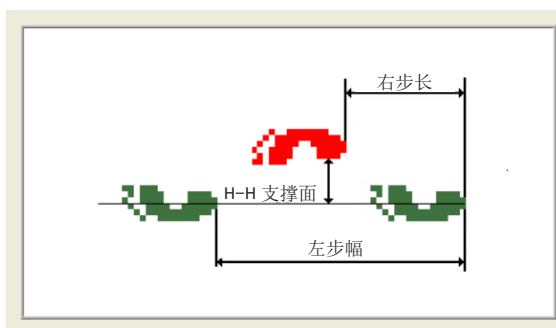


图 3 | 脑梗死偏瘫患者空间参数示意图

Figure 3 | Schematic diagram for the spatial parameters of a hemiplegic patient with cerebral infarction

足底冲量是足着地过程中足底压力随时间的累积, 反映足底各分区的总负载量。

**1.5 主要观察指标** 受试者双足时-空参数及生物力学相关参数。

**1.6 统计学分析** 所有数据采用 SPSS 20.0 统计分析软件进行统计学分析。①统计描述: 首先进行正态性检验, 偏态分布数据均以中位数 (四分位间距) 表示, 即  $M(P_{25}, P_{75})$ , 正态分布数据采用  $\bar{x} \pm s$  的形式描述统计分布。②参数检验: 符合正态分布采用  $t$  检验, 脑梗死偏瘫患者健、患侧足之间的比较采用两配对样本  $t$  检验; 若不服从正态分布, 则采用非参数秩和检验, 统计学分析采用  $x^2$  检验, 健、患侧足之间比较采用 Wilcoxon 符号秩检验。③相关性分析: 符合正态分布的两计量资料之间相关性分析采用 Pearson 相关分析, 偏态分布采用 Spearman 秩相关分析。均采用双侧显著性检验, 定义  $P \leq 0.05$  为差异有显著性意义。该文统计学方法已经北京中医药大学东直门医院生物统计学专家审核。

## 2 结果 Results

**2.1 参与者数量分析** 134 例受试者均顺利完成测试过程, 全部进入结果分析。

2.2 受试者足轴角测试结果 134 例受试者健、患侧足足轴角分别为 (15.8±8.6)°, (17.4±9.6)°, 组间比较差异无显著性意义 ( $P > 0.05$ ), 但两足足轴角具有显著正相关关系 ( $r=0.280$ ,  $P \leq 0.01$ )。

2.3 受试者足部时-空参数测试结果 受试者健侧足支撑时间大于患侧足 ( $P < 0.01$ ), 摆动时间小于患侧足 ( $P < 0.01$ ), 步长小于患侧足 ( $P < 0.05$ ); 健、患侧足步宽、步幅、步态周期时间无明显差异 ( $P > 0.05$ )。Pearson 或 Spearman 秩相关性分析表明, 健、患侧足支撑时间、步态周期、步长、步宽、步幅具有显著正相关关系 ( $P < 0.01$ ), 见表 1。

表 1 | 脑梗死偏瘫患者足部时间与空间参数比较  
Table 1 | Comparison of temporo-spatial parameters between affected and unaffected feet of hemiplegic patients with cerebral infarction

步态时-空参数	患侧足	健侧足	P 值	r 值
步速 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> ), m/s]	0.40(0.40, 0.49)	0.40(0.40, 0.49)		
支撑时相 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> ), ms]	1 177.5 (1 213.8, 1 387.4)	1 250.0 (1 284.3, 1 504.6)	0.000 <sup>b</sup>	0.900
摆动时相 ( $\bar{x} \pm s$ , ms)	391.3±122.6	322.3±141.7	0.000 <sup>b</sup>	0.087
步态周期 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> ), ms]	1 600.0 (1 599.3, 1 784.2)	1 579.2 (1 607.8, 1 825.2)	0.779	0.924
步长 ( $\bar{x} \pm s$ , cm)	32.2±10.7	30.4±12.3	0.017 <sup>a</sup>	0.733
步宽 ( $\bar{x} \pm s$ , cm)	12.0±5.3	11.9±5.2	0.691	0.919
步幅 ( $\bar{x} \pm s$ , cm)	62.9±21.5	62.0±21.8	0.083	0.968

表注: <sup>a</sup> $P \leq 0.05$ ( 双侧 ), <sup>b</sup> $P \leq 0.01$ ( 双侧 )

2.4 受试者足底生物力学相关参数 总体来说, 与患侧足相比, 健侧足在第 1 趾区、第 2-5 趾区、第 1 跖骨区的最大压力、最大压强、足部冲量增大 ( $P < 0.05$ ), 足跟内侧区、足跟外侧区的足冲量增加 ( $P < 0.01$ ), 足跟外侧区的最大压力增大 ( $P < 0.05$ ), 第 2-5 趾区、中足区的足底接触面积增加 ( $P < 0.05$ ), 见表 2-5。

相关性分析表明, 健侧足与患侧足在足底十分区的最大压力、最大压强和足冲量值均具有显著正相关关系 ( $P < 0.01$ ), 健侧足与患侧足在第 2-5 趾区、第 1 跖骨区、第 2 跖骨区、第 3 跖骨区、第 4 跖骨区、中足区、足跟内侧区、足跟外侧区的足底接触面积具有显著正相关关系 ( $P \leq 0.01$ ), 见表 2-5。

### 3 讨论 Discussion

3.1 步态系统应用于脑卒中患者功能评价的临床意义 正常步态是神经、肌肉、骨骼等系统协同作用的结果, 健康人自然行走时, 其步态时空参数、动力学参数分布虽然在一定范围内波动, 但左、右侧足差异无显著性意义<sup>[17]</sup>。脑卒中后偏瘫患者恢复站立和行走的表现形式多样, 但典型的姿势特征依然是健侧在更多地进行身体支撑和平衡控制<sup>[18]</sup>。长期来看, 这种不对称的姿势补偿行为, 依然是导致脑卒中后患者高跌倒风险的常见原因<sup>[19]</sup>。在临床工作中, 临床医师常用观察法来评估脑卒中后患者的步态变化<sup>[20]</sup>, 虽然通过步态量表初步评估步态对称性及平衡性是有用的, 但仍不足以系统、精确地分析脑卒中后步态异常患者的瞬时变化特征和生物力学特点。随着科学技术的发展, 步态分析方法早已从仅能记录时-

表 2 | 脑梗死偏瘫患者双侧足底十分区最大压力比较 (n=134, N)  
Table 2 | Comparison of the maximum force of the 10 plantar regions between affected and unaffected feet of hemiplegic patients with cerebral infarction

足底分区	患侧足	健侧足	P 值	r 值
第 1 趾区 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	96.7(103.9, 140.9)	151.5(152.8, 205.6)	0.000 <sup>b</sup>	0.350
第 2-5 趾区 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	52.8(60.6, 89.6)	84.1(84.3, 111.0)	0.000 <sup>b</sup>	0.298
第 1 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	97.5(108.5, 158.8)	158.7(175.2, 235.3)	0.000 <sup>b</sup>	0.398
第 2 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	166.5(165.2, 213.3)	165.6(175.2, 221.2)	0.312	0.640
第 3 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	218.8(202.4, 255.6)	200.4(200.1, 249.0)	0.607	0.581
第 4 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	162.8(160.6, 205.0)	159.5(153.8, 191.3)	0.890	0.465
第 5 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	146.3(153.1, 202.6)	167.6(169.4, 223.9)	0.138	0.426
中足区 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	275.2(305.4, 400.1)	327.9(328.8, 421.8)	0.656	0.571
足跟内侧区 ( $\bar{x} \pm s$ )	451.2±239.4	469.8±240.1	0.338	0.569
足跟外侧区 ( $\bar{x} \pm s$ )	343.9±178.5	380.7±200.0	0.020 <sup>a</sup>	0.551

表注: <sup>a</sup> $P \leq 0.05$ ( 双侧 ), <sup>b</sup> $P \leq 0.01$ ( 双侧 )

表 3 | 脑梗死偏瘫患者双侧足底十分区冲量比较  
[M(P<sub>25</sub>, P<sub>75</sub>), n=134, N \* s]

Table 3 | Comparison of plantar impulse of the 10 plantar regions between affected and unaffected feet of hemiplegic patients with cerebral infarction

足底分区	患侧足	健侧足	P 值	r 值
第 1 趾区	26.1(42.3, 63.1)	51.0(71.3, 119.0)	0.001 <sup>b</sup>	0.357
第 2-5 趾区	19.1(27.5, 44.8)	29.5(34.3, 48.7)	0.020 <sup>a</sup>	0.488
第 1 跖骨	32.6(43.6, 62.9)	67.4(78.4, 112.6)	0.000 <sup>b</sup>	0.337
第 2 跖骨	66.5(71.1, 99.8)	78.0(82.1, 105.4)	0.066	0.512
第 3 跖骨	95.4(97.9, 133.0)	87.9(96.9, 125.1)	0.988	0.419
第 4 跖骨	77.9(85.1, 114.9)	78.7(81.5, 106.2)	0.843	0.347
第 5 跖骨	76.8(83.0, 114.4)	69.4(84.6, 121.4)	0.814	0.392
中足区	133.3(151.1, 201.3)	167.4(183.2, 258.5)	0.131	0.534
足跟内侧区	185.6(202.7, 254.4)	248.9(246.2, 315.3)	0.002 <sup>b</sup>	0.678
足跟外侧区	152.5(151.0, 189.4)	183.1(192.3, 250.1)	0.000 <sup>b</sup>	0.658

表注: <sup>a</sup> $P \leq 0.05$ ( 双侧 ), <sup>b</sup> $P \leq 0.01$ ( 双侧 )

表 4 | 脑梗死偏瘫患者双侧足底十分区接触面积比较 ( $\bar{x} \pm s$ , n=134, cm<sup>2</sup>)  
Table 4 | Comparison of contact area of the 10 plantar regions between affected and unaffected feet of hemiplegic patients with cerebral infarction

足底分区	患侧足	健侧足	P 值	r 值
第 1 趾区	13.8±3.7	14.0±3.5	0.570	0.135
第 2-5 趾区	18.9±6.3	20.2±7.3	0.029 <sup>a</sup>	0.334
第 1 跖骨	13.2±3.7	13.9±3.4	0.061	0.248
第 2 跖骨	8.4±2.0	8.5±1.7	0.850	0.515
第 3 跖骨	7.9±1.6	7.9±1.4	0.842	0.473
第 4 跖骨	7.4±1.4	7.4±1.4	0.545	0.448
第 5 跖骨	11.5±2.5	12.0±2.7	0.089	-0.007
中足区	37.5±8.7	40.0±9.3	0.000 <sup>b</sup>	0.643
足跟内侧区	17.6±3.2	17.4±2.8	0.471	0.461
足跟外侧区	15.7±3.2	15.9±3.2	0.452	0.563

表注: <sup>a</sup> $P \leq 0.05$ ( 双侧 ), <sup>b</sup> $P \leq 0.01$ ( 双侧 )

表 5 | 脑梗死偏瘫患者健双侧足底十分区最大压强比较 (n=134, N/cm<sup>2</sup>)  
Table 5 | Comparison of the maximum pressure of the 10 plantar regions between affected and unaffected feet of hemiplegic patients with cerebral infarction

足底分区	患侧足	健侧足	P 值	r 值
第 1 趾区 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	7.0(7.1, 9.4)	10.7(10.2, 13.3)	0.000 <sup>a</sup>	0.306
第 2-5 趾区 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	2.7(3.1, 4.4)	4.1(4.3, 5.6)	0.000 <sup>a</sup>	0.275
第 1 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	7.2(7.6, 10.3)	11.7(11.9, 15.4)	0.000 <sup>a</sup>	0.419
第 2 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	18.7(18.6, 23.5)	19.3(20.0, 25.0)	0.179	0.627
第 3 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	24.7(24.4, 30.3)	24.3(24.3, 29.7)	0.785	0.559
第 4 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	22.1(21.0, 26.5)	20.5(20.2, 24.6)	0.892	0.414
第 5 跖骨 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	12.3(12.8, 16.5)	12.4(13.5, 17.2)	0.328	0.371
中足区 [M(P <sub>25</sub> , P <sub>75</sub> )]	7.4(7.7, 9.6)	7.8(7.7, 9.5)	0.662	0.498
足跟内侧区 ( $\bar{x} \pm s$ )	25.0±11.6	26.3±12.4	0.150	0.575
足跟外侧区 ( $\bar{x} \pm s$ )	21.8±10.2	23.2±10.8	0.124	0.513

表注: <sup>a</sup> $P \leq 0.05$ ( 双侧 )

空参数的足印分析法<sup>[21]</sup>,逐渐发展到能够通过计算机和测力台对步态进行三维空间定量分析<sup>[22]</sup>。RSSCAN步态系统既往是为体育运动员的运动步态评估而研发,目的是以其精确的客观评估结果来制定和完善运动员的运动步态<sup>[23]</sup>。因此,此次研究基于RSSCAN步态系统,希望从多方面定量了解脑梗死偏瘫患者的异常步态变化,为患者后续康复方案的制定提供理论依据。

**3.2 脑梗死偏瘫患者步态时-空间特征** 通常认为,足轴角平均在 $6.7^{\circ}$ - $6.8^{\circ}$ 时为正常值,当足轴角 $>15^{\circ}$ 为异常<sup>[24]</sup>。此次研究结果发现,脑梗死偏瘫患者健、患侧足轴角平均 $>15^{\circ}$ ,且两足之间存在显著正相关关系。有研究通过对比足轴角正常人群与右足“外八字”脚型人群的步态,发现足轴角正常人群的运动能力、平衡能力以及身体协调性更好,而“外八字”脚型人群通常会适当增大足轴角角度以增加足部与地面的接触面积,从而维持步行时的稳定性<sup>[25]</sup>。步宽也同样被认为是反映人体平衡功能的指标之一<sup>[26]</sup>,为维持身体平衡,脑卒中偏瘫患者的步宽较正常值增大<sup>[27]</sup>。此次研究同样发现受试者健、患侧步宽平均大于正常值,两足之间存在显著正相关关系,这可能与足轴角改变机制一样,是脑梗死偏瘫患者维持步行稳定的一种代偿性策略。同时,此次研究还发现健、患侧足步宽的正相关程度明显大于足轴角,关于这两个指标之间反映步行稳定性的优效性对比也值得进一步探索。

单侧小腿肌无力患者会通过降低步速减少足离地时踝关节做功<sup>[28]</sup>。一项社区老年人群横断面研究表明,60岁以上人群平均步速约 $1.24\text{ m/s}$ ,随着年龄的增长步速会相应下降,这与防止足部损伤、维持步行稳定性相关<sup>[29]</sup>。一项回顾性研究将脑卒中偏瘫患者步态参数与临床功能量表进行相关性分析,发现步速与患者的步行能力高度相关<sup>[30]</sup>。在此次研究中,脑梗死偏瘫患者的步速呈正偏态分布,步速中位数值在 $0.40\text{ m/s}$ ,较健康人群而言,步速显著降低。因此,作者认为脑梗死偏瘫患者步速降低的主要原因可能是偏瘫侧肢体无力,需要通过降低步速来应对行走时步态的不对称性。

脑卒中偏瘫患者常表现为健侧足支撑时间延长、摆动时间缩短,双足支撑时间增加<sup>[31]</sup>。张晶晶等<sup>[32]</sup>对脑卒中偏瘫患者进行三维步态对比分析,发现患者健侧足支撑时间占比增加,患侧足支撑时间占比随之减小,健、患侧足的支撑时间未见统计学差异。有研究纳入健康对照组进行对比分析,发现脑卒中后偏瘫患者患侧足支撑时间显著小于健侧足及健康对照组双侧单肢支撑时间<sup>[33]</sup>。此次研究与前人研究结果相似,观察到脑梗死偏瘫患者健侧足支撑时间、患侧足摆动时间增加,两足之间存在显著统计学差异。同时也观察到张晶晶等的研究中纳入的样本量偏小,因此与此次研究结果不同,未发现健、患侧足支撑时间的统计学差异。

步速和步长常认为是反映步行能力的重要参数<sup>[32, 34]</sup>。脑卒中患者步速减慢的同时,双足步长也会减小<sup>[35]</sup>,与健康受试者相比,偏瘫患者的步长减小显著<sup>[33]</sup>。一项对比研究通

过对比脑卒中偏瘫患者健、患侧足,发现偏瘫患者患侧步长较健侧缩短明显<sup>[36]</sup>。有学者进一步分析不同步速下脑卒中偏瘫患者步态时空特征,发现步速的下降与步长、步幅的缩短以及偏瘫患者双足支撑时间、偏瘫侧摆动时间的增加具有一致性<sup>[37]</sup>。与前人研究不同,此次研究发现脑梗死偏瘫患者健侧步长显著小于患侧,考虑可能与患足摆动幅度增大,为维持步态稳定,健足跨步幅度(即健足步长)表现更为保守有关。

步幅是反映下肢运动时间和空间变化的指标之一。STIMPSON等<sup>[38]</sup>进一步研究表明,脑卒中偏瘫患者偏瘫侧骨盆动力学不稳是导致其对步幅控制能力下降的原因之一。也有学者认为,踝、膝、髋关节之间具有良好的相关关系<sup>[39]</sup>,脑卒中后患者因小腿三头肌痉挛或下肢肌无力引起髋、膝、踝关节功能异常导致步行不对称,常表现为患侧足支撑时间显著减少、步速减慢、步长和步幅缩短、步宽加大<sup>[40]</sup>。

综合此次研究结果,作者发现脑梗死偏瘫患者步态时-空间变化主要体现在:从时间参数上看,健侧足承担主要代偿作用;从空间参数方面上看,为维持步行的稳定性,与患侧足对比,健侧足表现更为保守。结合既往研究成果,作者认为脑梗死偏瘫步态改变是下肢肌力下降、肌张力异常以及踝、膝、髋关节功能失衡共同作用的结果。

**3.3 脑梗死偏瘫患者步态生物力学特征** RSSCAN步态系统测量的足底生物力学参数可以有效评估下肢运动模式的变化,这种运动模式的改变与足部功能变化和左、右侧足损伤相关<sup>[41]</sup>。相关研究表明,足底负荷的增大会增加骨损伤的风险<sup>[42]</sup>,随着步速的减慢,骨损伤风险也会相应增加<sup>[43]</sup>。脑卒中患者平衡能力受到外部机械的扰动和内在跌倒风险的双重影响,而内在跌倒风险与自身产生的错误运动(如:不正确的重心转移)关系密切<sup>[38]</sup>。由于脑梗死偏瘫患者患肢功能障碍,为避免摔倒,患者会把重心转移到健足以达到一种较为安全的稳定性<sup>[44]</sup>。此次研究同样发现,与患侧组相比,健侧足在大部分足区(如:第1趾区、第2-5趾区、第1跖骨区、中足区、足跟内侧区、足跟外侧区)的足底负荷表现为显著大于患侧足。作者认为这种不对称的代偿模式的存在,会增加健侧足相应足区损伤的风险,若得不到及时地纠正,反而会削弱患者的步行能力,增加步态的不平衡性。

正常情况下,健康人群步行时足区受力顺序为脚后跟首先触地,然后是中足、前足,最后是足趾区<sup>[8]</sup>,呈2峰1谷波形的垂直力线分布<sup>[17]</sup>。然而作者观察到由于偏瘫侧下肢运动功能障碍,脑梗死偏瘫患者并不能很好地表现出正常步行时的足部运动模式,即足跟着地→足支撑→足蹬离的顺利承接。在足区受力分布方面,WANG等<sup>[8]</sup>发现脑卒中偏瘫患者患足平均受力减低,在足跟到前足着地过程中足趾区和足外侧区受力增加,在支撑末期足离地推力减弱;YOU等<sup>[45]</sup>对比分析30例脑卒中偏瘫患者健、患侧足底最大压强,发现脑卒中偏瘫患者双足多存在不对称受力现象,与健侧足相比,患侧足最大压强值降低。此次研究根据RSSCAN步态系统测量的足底生物力学数据,发现与健侧足相比,脑梗死偏

瘫患者患侧足在足趾区、第1跖骨区的最大压力值、最大压强值、足冲量值显著减小 ( $P < 0.05$ ), 与前人研究具有一致性。

地反作用力是量化运动功能的指标之一<sup>[46]</sup>。部分学者通过测量前足区地反作用力(即足向前推力)探索卒中偏瘫患者异常足部运动模式背后的生物力学变化。PIEPER等<sup>[47]</sup>基于健康受试者模拟卒中偏瘫患者单腿支撑的步行模式,发现为代偿后肢推进能力的不足,受试者前足部地反作用力峰值增加。ALAM等<sup>[48]</sup>从时间方面进一步探索足向前推力不足导致卒中偏瘫患者步态损伤的机制,发现前足地反作用力峰值、踝关节功率峰值、踝关节力矩峰值的过早出现可能是导致患者足向前推进力下降的原因。伴随着推进力减弱,卒中偏瘫患者步行时耗能也相应增加<sup>[49]</sup>。

有研究表明,足底屈肌功能正常是保证足向前推力、足部摆动做功以及调节步速和步长的主要因素之一<sup>[47]</sup>。AWAD等<sup>[50]</sup>研究认为,足屈肌肌力减退、步行时后侧下肢角度(在支撑相后期,人体垂直线与后侧下肢骨盆中心到足底压力中心连线的夹角)异常是导致卒中偏瘫患者足向前推力不足的主要原因,为弥补足向前推进力的不足,卒中偏瘫患者会在步行时启用代偿策略维持独立步行能力,然而不正确的代偿策略反而会不利于步态稳定性的恢复。HONDA等<sup>[33]</sup>通过对比卒中偏瘫患者和与之相匹配的健康受试者的步态数据,发现卒中偏瘫患者在支撑相后期,患侧足底屈肌力矩显著小于健侧足,健侧伸膝力矩显著大于患侧及健康受试者,然而健侧的代偿性改变并不能弥补患侧足离地推力的不足,这种运动模式同样会造成步态在矢状面上的不稳定性。

综合此次研究结果,作者发现在足趾区和第1跖骨区,脑梗死偏瘫患者健、患侧足底的最大压力值、最大压强值及足冲量值变化具有一致性;在足跟区,健侧足平均受力大于患侧足,以足跟外侧区显著,但可能由于受试者触地方式的不同,导致足跟区的足冲量值、最大压强值与最大压力值的改变并没有体现出较好的一致性。结合前人研究成果,作者推测脑梗死偏瘫患者患足向前推力不足是导致健侧前足区受力明显增加的主要原因,然而健侧足表现出的代偿模式可能并不利于脑梗死偏瘫患者独立步行能力的恢复,甚至还会导致步态的不稳定性。

**3.4 结论** 脑梗死偏瘫患者步态特征主要体现在:从时间参数上看,健侧足承担主要代偿作用;从空间参数方面上看,为维持步行的稳定性,与患侧足对比,健侧足表现更为保守;生物力学方面:为弥补患足向前推力的不足,健侧足前足区受力增加,这种不对称受力的代偿模式可能不利于步行能力的恢复。

**3.5 不足与展望** 该文是一项观察性研究,仅分析了脑梗死偏瘫患者疗前的足底步态特征,未来希望能够进一步深入地分析引起步态改变的相关肌肉、关节的生物力学变化,后期也希望能够通过开展随机对照研究,分析疗前、疗时及疗后阶段的步态特征以探索脑梗死偏瘫患者的代偿模式以及恢复运动模式;同时此次研究仅对卒中类型进行了简单的分层

研究,后续也希望根据脑梗死偏瘫患者的病理特征作进一步的分层研究,具体区分不同类型卒中偏瘫患者异常步态模式背后的足底生物力学的改变。

**致谢:** 感谢北京中医药大学东直门医院康复科以及北京中医医院怀柔医院康复科全体医务人员对此次研究的帮助与支持。

**作者贡献:** 张勇、李宗衡负责方案的设计与指导;金娜英、吴家宝、周莉、李五月、李莹洁共同负责研究方案的实施,数据的收集、分析与处理;金娜英负责论文的撰写与修改。

**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:** 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE指南)。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] GBD 2019 DISEASES AND INJURIES COLLABORATORS. Global burden of 369 diseases and injuries in 204 countries and territories, 1990-2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *Lancet*. 2020;396(10258):1204-1222.
- [2] 《中国卒中防治报告》编写组. 我国卒中防治仍面临巨大挑战——《中国卒中防治报告2018》概要 [J]. *中国循环杂志*, 2019, 34(2):105-119.
- [3] VAN DE PORT IG, WOOD-DAUPHINEE S, LINDEMAN E, et al. Effects of exercise training programs on walking competency after stroke: a systematic review. *Am J Phys Med Rehabil*. 2007;86(11):935-951.
- [4] YANG JK, AHN NE, KIM DH, et al. Plantar Pressure Distribution During Robotic-Assisted Gait in Post-stroke Hemiplegic Patients. *Ann Rehabil Med*. 2014;38(2):145-152.
- [5] BELGEN B, BENINATO M, SULLIVAN PE, et al. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87(4):554-561.
- [6] SUN H, ZOU X, LIU L. Epidemiological factors of stroke: a survey of the current status in china. *J Stroke*. 2013;15(2):109-114.
- [7] YEGANEH DOOST M, HERMAN B, DENIS A, et al. Bimanual motor skill learning and robotic assistance for chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled trial. *Neural Regen Res*. 2021;16(8):1566-1573.
- [8] WANG C, KIM Y, SHIN H, et al. Preliminary Clinical Application of Textile Insole Sensor for Hemiparetic Gait Pattern Analysis. *Sensors (Basel)*. 2019;19(18):3950.
- [9] ROGERS A, MORRISON SC, GORST T, et al. Repeatability of plantar pressure assessment during barefoot walking in people with stroke. *J Foot Ankle Res*. 2020;13(1):39.
- [10] XU C, WEN XX, HUANG LY, et al. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *J Foot Ankle Res*. 2017;10: 30.
- [11] MOLINA-RUEDA F, CARRATALÁ-TEJADA M, CANO DE LA CUERDA R, et al. Examination of the reliability of Gait Assessment and Intervention Tool in patients with a stroke. *Int J Rehabil Res*. 2018;41(1): 84-86.
- [12] 龚晓芹, 钟平, 曹立. 神经科疾病常用的步态评估方法 [J]. *中华神经科杂志*, 2022, 55(2):174-180.

- [13] KWAKKEL G, LANNIN NA, BORSCHMANN K, et al. Standardized measurement of sensorimotor recovery in stroke trials: Consensus-based core recommendations from the Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable. *Int J Stroke*. 2017;12(5):451-461.
- [14] 各类脑血管疾病诊断要点 [J]. *中华神经科杂志*, 1996,29(6):60-61.
- [15] 中国中西医结合学会神经科专业委员会. 中国脑梗死中西医结合诊治指南 (2017)[J]. *中国中西医结合杂志*, 2018,38(2):136-144.
- [16] 罗炯. 足底压力分布测量技术的应用特点 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2007,11(9):1734-1737.
- [17] 黄萍, 钟慧敏, 陈博, 等. 正常青年人三维步态: 时空及运动学和运动力学参数分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2015,19(24):3882-3888.
- [18] BEYAERT C, VASA R, FRYKBERG GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiol Clin*. 2015;45(4-5):335-355.
- [19] BATCHELOR FA, MACKINTOSH SF, SAID CM, et al. Falls after stroke. *Int J Stroke*. 2012;7(6):482-490.
- [20] FERRARELLO F, BIANCHI VA, BACCINI M, et al. Tools for observational gait analysis in patients with stroke: a systematic review. *Phys Ther*. 2013;93(12):1673-1685.
- [21] 杜琳, 张章, 韩义皇, 等. 足印分析法评价针灸治疗中风痉挛步态疗效 [J]. *中国中医药信息杂志*, 2013,20(2):74-75.
- [22] 胡填, 古剑雄. 三维步态分析技术在脑卒中后偏瘫步态中的应用进展 [J]. *实用心脑血管病杂志*, 2021,29(11):124-128.
- [23] LOW DC, DIXON SJ. Footscan pressure insoles: accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait Posture*. 2010;32(4):664-666.
- [24] 曹娟娟. 脑卒中偏瘫足内翻患者的足底压力分布研究 [D]. 合肥: 安徽医科大学, 2015.
- [25] 张高阳, 张永刚, 王伟伟. 足底压力测试系统在运动员选材与训练中的应用 [J]. *当代体育科技*, 2022,12(5):35-39.
- [26] 单莎瑞, 黄国志, 曾庆, 等. 步态诱发功能性电刺激对脑卒中后足下垂患者步态时空参数的影响 [J]. *中国康复医学杂志*, 2013,28(6):558-563.
- [27] 张琪, 高汉义, 王莹, 等. 踝足矫形器介入时机与脑卒中偏瘫病人步态的相关性研究 [J]. *安徽医药*, 2022,26(6):1144-1147.
- [28] WATERVAL NFJ, BREHM MA, PLOEGER HE, et al. Compensations in lower limb joint work during walking in response to unilateral calf muscle weakness. *Gait Posture*. 2018;66:38-44.
- [29] KASOVIĆ M, ŠTEFAN L, ŠTEFAN A. Normative Data for Gait Speed and Height Norm Speed in  $\geq 60$ -Year-Old Men and Women. *Clin Interv Aging*. 2021;16:225-230.
- [30] CHANG MC, LEE BJ, JOO NY, et al. The parameters of gait analysis related to ambulatory and balance functions in hemiplegic stroke patients: a gait analysis study. *BMC Neurol*. 2021;21(1):38.
- [31] BAKER R, ESQUENAZI A, BENEDETTI MG, et al. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2016;52(4):560-574.
- [32] 张晶晶, 李艳. 脑卒中偏瘫步态特点及康复策略 [J]. *中国老年学杂志*, 2019,39(5):1044-1047.
- [33] HONDA K, SEKIGUCHI Y, MURAKI T, et al. The differences in sagittal plane whole-body angular momentum during gait between patients with hemiparesis and healthy people. *J Biomech*. 2019;86:204-209.
- [34] 万青, 吴伟, 刘慧华, 等. 脑卒中患者偏瘫步态的时空及关节运动学参数分析 [J]. *中国康复医学杂志*, 2014,29(11):1026-1030.
- [35] RASTEGARPANAH A, SCONE T, SAADAT M, et al. Targeting effect on gait parameters in healthy individuals and post-stroke hemiparetic individuals. *J Rehabil Assist Technol Eng*. 2018;5:2055668318766710.
- [36] MEIJER R, PLOTNIK M, ZWAARTINK EG, et al. Markedly impaired bilateral coordination of gait in post-stroke patients: Is this deficit distinct from asymmetry? A cohort study. *J Neuroeng Rehabil*. 2011;8:23.
- [37] WANG Y, MUKAINO M, OHTSUKA K, et al. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *Int J Rehabil Res*. 2020;43(1):69-75.
- [38] STIMPSON KH, HEITKAMP LN, EMBRY AE, et al. Post-stroke deficits in the step-by-step control of paretic step width. *Gait Posture*. 2019;70:136-140.
- [39] KARATSIDIS A, JUNG M, SCHEPERS HM, et al. Musculoskeletal model-based inverse dynamic analysis under ambulatory conditions using inertial motion capture. *Med Eng Phys*. 2019;65:68-77.
- [40] 张清悦, 钱竟光. 偏瘫步态分析与仿真研究进展 [J]. *力学与实践*, 2021,43(3):327-334.
- [41] RUSU L, PAUN E, MARIN MI, et al. Plantar Pressure and Contact Area Measurement of Foot Abnormalities in Stroke Rehabilitation. *Brain Sci*. 2021;11(9):1213.
- [42] WILZMAN AR, TENFORDE AS, TROY KL, et al. Medical and Biomechanical Risk Factors for Incident Bone Stress Injury in Collegiate Runners: Can Plantar Pressure Predict Injury? *Orthop J Sports Med*. 2022;10(6):23259671221104793.
- [43] KLIETHERMES SA, STIFFLER-JOACHIM MR, WILLE CM, et al. Lower step rate is associated with a higher risk of bone stress injury: a prospective study of collegiate cross country runners. *Br J Sports Med*. 2021;55(15):851-856.
- [44] BATCHELOR FA, HILL KD, MACKINTOSH SF, et al. Effects of a multifactorial falls prevention program for people with stroke returning home after rehabilitation: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(9):1648-1655.
- [45] YOU YY, CHUNG SH, LEE HJ. Impact of the difference in the plantar flexor strength of the ankle joint in the affected side among hemiplegic patients on the plantar pressure and walking asymmetry. *J Phys Ther Sci*. 2016;28(11):3015-3019.
- [46] LIM H, KIM B, PARK S. Prediction of Lower Limb Kinetics and Kinematics during Walking by a Single IMU on the Lower Back Using Machine Learning. *Sensors (Basel)*. 2019;20(1):130.
- [47] PIEPER NL, LEWEK MD, FRANZ JR. Can shank acceleration provide a clinically feasible surrogate for individual limb propulsion during walking? *J Biomech*. 2020;98:109449.
- [48] ALAM Z, RENDOS NK, VARGAS AM, et al. Timing of propulsion-related biomechanical variables is impaired in individuals with post-stroke hemiparesis. *Gait Posture*. 2022;96:275-278.
- [49] PENKE K, SCOTT K, SINSKEY Y, et al. Propulsive Forces Applied to the Body's Center of Mass Affect Metabolic Energetics Poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2019;100(6):1068-1075.
- [50] AWAD LN, LEWEK MD, KESAR TM, et al. These legs were made for propulsion: advancing the diagnosis and treatment of post-stroke propulsion deficits. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):139.

(责任编辑: GW, ZN, ZJP)