

脑卒中患者矫正鞋垫创新设计：基于生物力学与神经康复的整合方案

郭凯悦 朱江 罗微 仝家辰 卢禹欣

哈尔滨医科大学大庆校区医学信息学系 黑龙江 大庆 163000

【摘要】：脑卒中是老年人群致残的主要病因，多数患者发病后出现肢体偏瘫及运动功能障碍，足下垂、足内翻及划圈步态最为常见。此类步态异常源于中枢神经系统损伤引发的运动调控紊乱，严重降低患者生活自理能力与平衡控制能力，增加跌倒风险。矫正鞋垫以中枢整合理念为指导，可实现神经康复调控与足踝生物力学矫正协同干预，作用机制包括调整足底受力、分散压力、支撑足弓、提升缓冲能力、优化下肢力线、增强稳定性、激活本体感觉。依据制作工艺分为预制式、半定制式与全定制式。除脑卒中偏瘫患者外，还可用于足踝功能异常、膝力线偏移、脊柱畸形及儿童痉挛型脑瘫等，并具备运动损伤预防与术后恢复应用价值。目前临床仍存在适用指征不明确、循证证据不足等问题，后续研发需立足中枢整合思想，探究鞋垫形态、材质、硬度及动态矫正结构的适配规律。

【关键词】：中枢整合；步态矫正；康复矫正鞋垫；生物力学；神经康复；脑卒中康复

DOI:10.12417/2811-051X.26.09.021

1 引言

《中国脑卒中防治报告（2023）》统计显示，我国40岁及以上人群中脑卒中现患人数达1242万例，75%以上幸存者遗留步态、感觉、认知等功能障碍，其中足下垂、足内外翻、膝过伸等异常模式常见，约60%~80%患者步行周期中存在膝过伸，增加跌倒风险与关节磨损。从中枢整合视角分析，偏瘫步态的核心病因是中枢运动整合功能受损，导致肌张力异常、本体感觉传入紊乱、运动控制失调。传统矫形器以被动力学支撑为主，缺乏中枢靶向感觉输入，难以促进中枢功能重塑。本文提出一种融合生物力学与神经康复整合的矫正鞋垫创新设计方案。

2 脑卒中偏瘫步态力学与中枢调控失衡分析

上运动神经元受损后，患者的肌肉张力会发生显著改变。脑卒中患者常伴随患侧肢体肌力减退、肌张力异常升高、关节活动受限甚至挛缩，同时存在上下肢联合反应过强、共同运动模式占主导而分离运动能力不足等问题。这些因素共同作用导致患者在步态支撑相时出现患侧髋关节无法充分伸展、膝关节僵直、踝关节背屈活动受限等情况，最终表现为步行能力下降及行走过程中足底受力分布失衡。

2.1 肌痉挛步态的中枢调控特点

卒中发病后的2~4周通常会进入痉挛阶段，约三成至四成的康复期患者会出现不同程度的肌肉痉挛，这会干扰日常生活，并可能引发局部疼痛与继发性组织损伤^[1-5]。痉挛的本质在于中枢调控紊乱引发的速度依赖性肌张力上升，由拉伸反射亢

进引发的肌腱痉挛是上运动神经元损伤后的典型表现^[1]。

脑卒中偏瘫群体中，小腿三头肌痉挛是限制正常步行功能的重要因素。该肌群张力过高常造成患侧步行时出现足下垂、踝关节背屈活动受限等问题，进而引发多种代偿性步态异常：支撑相常出现膝关节过度伸展，支撑时间明显缩短；摆动相足尖无法正常背屈，髋关节通过外展进行代偿，步幅缩小，最终造成双侧步态严重不对称^[5]。这些异常共同降低患者的平衡控制能力与行走稳定性。

中枢整合理念认为：肌张力是维持人体站立平衡、完成体位转移的重要生理基础。因此，脑卒中后肌痉挛的治疗，不能仅将降低肌张力作为唯一目标^[5]。

2.2 脑卒中后肌力下降的中枢—外周联动特点

脑卒中引发的中枢神经损伤，会直接导致患者下肢肌力减退。随着病程延长与卧床时间增加，患者肢体活动量进一步减少，下肢无力症状持续加重，进而对正常步行功能造成显著影响^[2,5]。脑卒中后中枢神经系统发生病理性改变，使患者运动单位动员困难，肌肉主动收缩能力下降，既影响肌力产生，也干扰肢体的协调运作^[2]。小腿肌力不足的患者，步行过程中常存在三大核心问题：站立阶段踝关节背屈角度过大、膝关节屈曲过度、以及踝关节蹬地推进力显著降低^[3,5]。其步态特征主要表现为患侧肢体足下垂合并内翻畸形、膝关节过伸，整体呈拖曳步态或划圈步态^[5]。定量指标显示，患侧单腿支撑时间显著缩短，双腿支撑时间延长，步宽增加，步长与步幅减小，步频与步行速度降低，这是中枢运动控制缺失与外周生物力学代偿共同作用的结果。

3 矫正鞋垫的神经康复与生物力学整合设计

3.1 本体感觉刺激与神经通路重建设计

在足底特定区域设置丘形刺激元件，激活肌梭与皮肤机械感受器。第2-4跖骨基底部跖骨垫与后跟外侧HL区垫可显著提升胫骨前肌募集效率，顶点高度5mm。其机制为刺激信号经Ia类纤维激活胫骨前肌α运动神经元，抑制腓肠肌过度兴奋，改善踝背屈并缓解痉挛。刺激元件与3D打印鞋垫一体化成型，采用TPU材料，表面覆盖2mm厚Poron®泡棉(邵氏硬度25A)。跖骨垫增强足弓动态稳定性，后跟外侧垫抑制跟骨内翻，实现生物力学矫正与神经康复整合。

3.2 鞋垫临床设计分析

本设计参考了同类中枢整合理念鞋垫的临床研究。张琴等人^[14,16]以2021年6月—2023年10月在上海市第四康复医院神经康复科接受治疗、病情稳定的老年脑卒中后足下垂内翻患者作为研究对象，共纳入60例，分为3D本体感觉鞋垫组(鞋垫组)与足踝矫形器组(AFO组)，每组30例。研究期间因个人原因退出6例，最终54例完成研究^[6,7]。

研究采用Berg平衡量表、Fugl-Meyer运动功能评定量表(FMA)、GaitWatch步态分析及Footscan足底压力分析

参数	AFO组(n=26)		鞋垫组(n=28)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
HM	98.42±20.10	116.32±42.79	101.33±10.57	124.32±32.18
HL	118.34±37.54	108.68±43.37	121.03±24.71	106.89±50.22
M1+M2+HM	153.09±54.11	166.39±67.92	149.61±42.62	175.46±70.56
M3+M4+M5+HL	192.12±74.37	174.42±82.32	210.35±87.84	168.21±90.23

注：与同组治疗前比较，P<0.05；与AFO组治疗后比较，P<0.05

2组患者治疗前后患侧足底平均压力值比较。

参数	AFO组(n=26)		鞋垫组(n=28)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
HM	11.33±8.54	16.02±5.18	12.98±9.36	17.23±6.41
HL	16.32±5.72	15.10±3.69	17.03±4.21	14.26±3.71
M1+M2+HM	29.91±6.33	33.75±7.02	31.13±5.32	36.48±6.69
M3+M4+M5+HL	44.76±10.06	40.13±9.82	45.02±7.74	39.74±8.42

注：与同组治疗前比较，P<0.05；与AFO组治疗后比较，P<0.05

2组患者治疗前后患侧足底有效接触面积比较。

结果：相较于传统的踝足矫形器(AFO)基于中枢整合理念设计的3D本体感觉鞋垫，在改善老年脑卒中后足下垂内翻患者的平衡功能、优化足底压力分布模式上，效果更为显著。

系统开展评估，对比2组患者治疗前与治疗6周后的各项指标差异。

数据展示：

组别	AFO组(n=26)		鞋垫组(n=28)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
步长(cm)	30.18±6.22	44.12±3.95	29.57±5.57	45.14±1.27
步速(m/s)	0.41±0.10	0.55±0.11	0.39±0.06	0.67±0.08
步频(步/min)	51.12±7.11	68.76±2.92	50.21±7.62	69.57±1.73
BBS(分)	38.29±4.47	44.76±1.79	37.43±4.85	48.63±4.99
FMA(分)	14.06±1.36	20.68±3.81	13.89±2.18	25.14±2.63

注：与同组治疗前比较，P<0.05；与AFO组治疗后比较，P<0.05。

本次研究采用的配套分析软件，会将患者的足底划分为10个压力分析区域，分别为：第1趾骨区(T1)、第2~5趾骨区(T2~T5)、第1~5跖骨区(M1~M5)、足弓/足中部区(MF)、足跟内侧区(HM)以及足跟外侧区(HL)。

4 矫正鞋垫的类型探究

4.1 矫正鞋垫的设计原理：

矫正鞋垫基于物理矫正原理，以中枢—外周联动为核心设计逻辑，通过调整足部形态结构实现疾病预防与康复干预。患者的疾病类型、所处环境以及日常运动模式各不相同，其足底压力分布与身体姿态也存在差异。因此，鞋垫设计需充分结合患者踝、膝、脊柱等部位的姿态与结构特点，配合足底压力测试数据，对前足、足弓、足跟三大关键区进行个性化参数优化，通过外周力学支撑矫正骨骼力线，同时借助足底本体感觉输入重塑中枢运动控制模式，最终实现生物力学矫正与神经康复的双重目标^[4]。

4.2 预制型矫正鞋垫

预制型矫正鞋垫按照标准尺码与常见足型批量生产，形状和尺寸固定。其优势为成本较低、获取便捷，可满足轻度足部异常或需求较低的患者基本需求。但由于无法完全贴合个体足部特征，对于脑卒中患者复杂的足踝功能异常矫正效果有限。

可用于早期康复或临时替代使用。

4.3 半定制型矫正鞋垫

半定制矫正鞋垫在预制型基础上进行改良。可以通过加热软化后按患者足型手工塑形或加装后跟垫、足弓垫等可调部件。其成本与个性化程度介于预制型与定制型之间，是足部问题较轻、经济条件有限的脑卒中患者较为经济实用的选择。但该鞋垫调节范围有限，对于重度足下垂、足内翻患者，矫正精度不足，效果有限^[12]。

4.4 定制型矫正鞋垫

定制型矫正鞋垫以中枢整合评估为依据，完全按照患者足部实际情况进行个性化设计制作。前期评估包含下肢生物力学指标检测（跟骨中立角度、跟骨静息位角度、胫骨扭转角度、

髌关节活动度、双下肢长度差值等）及三维足底扫描数据采集^[4,6,7]。由矫形师或康复师制定个性化方案，采用3D打印等技术制作。其优势在于贴合度极高、矫正效果最佳，但成本较高、周期较长，适合足部问题严重的患者。

5 结论

脑卒矫正鞋垫需根据步态异常类型、肌痉挛程度及康复阶段个体化选配并动态调整。未来应优化制作流程、降低成本，集成智能步态分析设备实现评估-设计-适配一体化，并研发集成压力传感与自动厚度调节的智能矫正单元，依托物联网实现智能化康复管理。该技术可拓展至儿童偏瘫型脑瘫、帕金森病等神经源性步态障碍。需加强多中心大样本 RCT 验证长期疗效与成本效益。

参考文献:

- [1] Sunnerhagen KS, Olver J, Francisco GE. Assessing and treating functional impairment in poststroke spasticity *Neurology*, 2013,80(3):35-44
- [2] 廖麟荣, 廖曼霞. 脑卒中后肌肉特性变化研究进展. *中国康复医学杂志*, 2015,30(3):306-309
- [3] Ploeger HE, Waterval NFJ, Nollet F, et al. Stiffness modification of two ankle-foot orthosis types to optimize gait in individuals with non-spastic calf muscle weakness—a proof of concept study *Journal of Foot and Ankle Research*, 2019,12(1):41
- [4] 张新语, 邢新阳, 霍洪峰. 矫正鞋垫的设计原理与生物力学功能[J]. *中国组织工程研究*, 2020,24(23):3744-3750.
- [5] 张清悦, 钱竞光. 偏瘫步态分析与仿真研究进展[J]. *力学与实践*, 2021.
- [6] 张琴, 曾贞, 王凯, 等. 3D 本体感受鞋垫对老年脑卒中后足下垂内翻患者平衡和足底压力的影响[J]. *老年医学与保健*, 2024,30(3):566-570.
- [7] 张琴, 曾贞, 王凯, 等. 3D 本体感受鞋垫对脑卒中后足下垂内翻患者下肢运动能力和肌肉状态的影响[J]. *中国医药导报*, 2024,21(26):48-52.