衡水 053000

# .短篇论著.

# 新型下肢矫正带对脑卒中患者偏瘫步态的影响

尹海潮<sup>1</sup> 王雅儒<sup>2</sup> 于梅青<sup>1</sup> 朱建国<sup>1</sup> 闫海燕<sup>1</sup> 刘秀丽<sup>1</sup> <sup>1</sup>哈励逊国际和平医院神经内科一病区,衡水 053000; <sup>2</sup>哈励逊国际和平医院体检科,

通信作者:朱建国,Email:hyzhjg@126.com DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2022.11.015

行走是人体最基本、最重要而又最复杂的运动之一<sup>[1]</sup>。我国每年新增脑卒中患者超过 300 万,大部分脑卒中患者会出现不同程度的偏瘫,其中下肢运动障碍直接影响了患者的步行功能<sup>[2]</sup>。研究发现,50%~80%的脑卒中患者在发病 6 个月后存在异常步态<sup>[3]</sup>,主要是偏瘫步态,典型表现为步行时骨盆上提、下肢外转外旋、膝过伸、足下垂等<sup>[4]</sup>。脑卒中偏瘫步态患者长期在异常模式下行走容易引起韧带损伤,进而导致疼痛,并可增加跌倒的风险,严重影响患者下肢运动功能及日常生活能力<sup>[5]</sup>。

关于脑卒中偏瘫步态的矫正,国内外已有了大量的研究,如踝足矫形器(ankie foot orthosis, AFO)、功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)、下肢康复机器人以及穿戴式下肢外骨骼机器人等,都已被证实可改善脑卒中偏瘫患者下肢步行能力<sup>[6-8]</sup>。本研究中的实用新型下肢矫正带(专利号201020261496.5),在适用范围上比 AFO 和 FES 更广泛,训练更接近下肢康复机器人的功能,而作为穿戴式矫正带,其功能更接近穿戴式下肢外骨骼机器人。下肢外骨骼机器人用途更广泛,但由于它高昂的造价,难以大量推广,而下肢矫正带成本低廉,适合广大基层医疗机构及社区推广,只是对于效果的比较还需要大量临床研究观察。下肢矫正带通过前期研究<sup>[9]</sup>已被证实能够提高早期脑卒中偏瘫患者的下肢步行能力,具有一定的治疗效果。本研究通过穿戴下肢矫正带进行穿戴前后下肢步行能力对比,旨在进一步探讨新型下肢矫正带作为矫形器在步态矫正中的作用。

### 对象与方法

# 一、研究对象及分组

入选标准:①符合中华医学会第 4 届全国脑血管疾病会议修订的各类脑血管疾病诊断要点<sup>[10]</sup>,并经 CT 或 MRI 检查证实为脑出血或脑梗死;②首次发病;③生命体征稳定,意识清楚,小强度主动训练不间断达到 15 min 以上,(一般认为,心率 120次/分以下的运动量为小),能配合完成治疗及测评;④患者能独立行走,但有肢体功能障碍,主要是偏瘫步态,表现为髋关节外旋,髋、膝关节屈曲不足,轻中度膝过伸,足下垂,足内翻的偏瘫步态,以上 5 个功能障碍至少满足其中 4 个障碍表现;⑤经康复训练,患侧下肢伸肌肌力≥3 级,肌张力采用改良 Ashworth 分级<sup>[11]</sup><2 级;⑥能够完成 2 次步态分析的入组,不能完成训练的患者则排除或顺延;⑦签署知情同意书。

排除标准:①严重心、肺、肝、肾功能不全等并发症,②恶性肿瘤,③大小便功能障碍,④严重认知、语言功能障碍;既往有

颅脑外伤、脑炎、癫痫及其他颅内疾病等。

选取 2018 年 6 月至 2019 年 12 月哈励逊国际和平医院神经内科收治及随访复诊并符合上述标准的脑卒中偏瘫患者 50 例,其中男 38 例,女 12 例,平均年龄(55.7±13.9)岁,平均病程(31.4±15.2)d;缺血性脑卒中 41 例,出血性脑卒中 9 例;左侧偏瘫 29 例,右侧偏瘫 21 例。本研究获哈励逊国际和平医院医学伦理委员会审核批准(批件号 2017-1-040)。

## 二、研究方法及观测指标

下肢矫正带由衡水市市民韩红印发明制作,由绑垫带、8字带、肩吊带、足托组成(图1),其中绑垫带裹住大腿、小腿是为了减轻压力;8字带缠在绑垫带上面,通过调节弹力大小及在腘窝处绑垫带设置的口袋中填塞绷带卷的方法防止膝过伸;8字带分别与有弹力的肩吊带、足托连接;肩吊带和足托连接处均有锁扣调节弹力大小(如图2所示)。

分别于患者下肢矫正带佩戴前及佩戴 30 min(包括佩戴适应训练 15 min 和休息调整 15 min)后,对患者患、健两侧的步长、步频、步速、足偏角以及步宽参数进行检测,并由同一位治疗师采用足印法结合足开关进行数据收集测量,取 3 次有效测试参数的平均值进行分析。

所有患者均要求穿着能放入足开关的平底布鞋或运动鞋进行测试。佩戴前,用足印法结合足开关在 10 m 距离内步行多次,每次之间间隔 5 min,患者从起点出发走出 2 m 后开始由 2 位治疗师分别记录两侧相同、完整步数的有效时长、不少于 6 m的距离,测试完成后患者至少再走 2 m 后叫停;取 3 次有效测试参数的平均值进行分析。

足开关是一种微型电子开关,装置在类似鞋垫形状的测定板内,分别放置于前脚掌(掌开关)和脚跟(跟开关)。电子开关由足跟触地触发跟开关,前脚掌触地触发掌开关,脚跟离地时关闭跟开关,脚尖离地时关闭掌开关。通过这些常用时间节点可以获得单足摆动相总时长。通过足印法测量患侧和健侧步长、足偏角、总距离及步宽,测量力求准确真实,之后患者佩戴矫正带由治疗师辅助面对矫正镜进行15 min 适应性训练,主要是调节弹力带松紧度以适合患者不同程度功能障碍,通过口令指示患者使步态尽可能对称,训练之后佩戴矫正带坐椅子休息15 min。然后开始佩戴矫正带10 m 距离内步行多次,方法同前。

## 三、统计学方法

使用 SPSS 17.0 版统计软件对数据进行统计学分析处理, 计量资料以( $\bar{x}\pm s$ )表示,佩戴前及佩戴后的差值符合正态分布 的采用配对 t 检验,不符合正态分布的采用非参数检验(秩检 验),P<0.05认为差异有统计学意义。









绑垫带

8字带

肩吊带

足托

下肢矫正带的组成部分 图 1





侧面观



背面观

图 2 下肢矫正带的佩戴示意图

#### 结 果

下肢矫正带佩戴后,患者下肢患侧和健侧的步长、步速、步 频、患侧足偏角及其相应指标的患健比分别与佩戴前比较,差 异均有统计学意义(P<0.05),其中健侧足偏角及步宽指标的佩 戴前后差异无统计学意义(P>0.05),具体数据详见表 1。

#### 讨 论

研究结果显示,佩戴下肢矫正带前,患者重心以健侧为主, 表现为步长患侧大于健侧,步速、步频健侧快于患侧,患侧足偏 角角度较大,造成步长、步速、步频、足偏角患健比值不均衡;下 肢矫正带佩戴后,所有患者膝过伸明显改善,患健两侧步长、 步速、步频、足偏角通过下肢矫正带的调节比值更加接近于1.

说明患健两侧步态更加对称,下肢矫正带有矫正步态的作用。

本研究中,入组患者膝过伸原因主要为小腿三头肌张力过 高导致踝关节背屈受限即足下垂,在患侧单肢体支撑期,患者 通过加快对侧肢体摆动速度,尽量缩短患侧单肢体支撑时间, 但因足下垂、内翻,踝关节无法从跖屈位变换到背屈位,故患者 不能将重心从足跟移至前足,导致支撑不稳,此时可出现膝关 节过伸[12],其它原因还有屈肌肌力过小、伸膝肌张力过大,而下 肢矫正带通过8字带和足托及弹力带松紧调节很好地控制了 膝过伸。由于下肢矫正带可使患者下肢保持膝关节微屈、踝关 节背伸,增加了膝关节的稳定性,有利于重心向患侧转移,使得 健侧步速降低,步频减少,步长加大;下肢矫正带通过肩吊带弹 力可以辅助屈髋矫正骨盆上提,通过足托调节矫正足下垂、足 内翻,使得患侧步速提高,步频增加,步长减小。调节8字带的

表 1 下肢矫正带佩戴前后患者步行时空参数比较(x±s)

佩戴时间	例数	步长(m)				步速(m/s)			
		患侧	健侧	患健比		息侧	健侧	患健比	
佩戴前	50	$0.48 \pm 0.15$	$0.34 \pm 0.11$	1.41±0.14	$0.49 \pm 0.23$		$0.62 \pm 0.29$	$0.79 \pm 0.08$	
佩戴后	50	0.43±0.13 <sup>a</sup>	0.40±0.12a	1.08±0.11 <sup>a</sup>	0.54	1±0.18 <sup>a</sup>	0.58±0.22a	0.93±0.08 <sup>a</sup>	
佩戴时间	例数	步频(步/s)			足偏角(°)				
		患侧	健侧	患健比	患侧	健侧	患健比	· 少児(III)	
佩戴前	50	1.48±0.26	1.76±0.21	$0.84 \pm 0.12$	35.4±25.8	$10.8 \pm 4.2$	$3.28 \pm 0.61$	$0.22 \pm 0.04$	
佩戴后	50	1.57±0.23a	$1.65\pm0.25^{a}$	$0.95 \pm 0.09^a$	13.3±6.1a	12.1±4.5 <sup>b</sup>	1.10±0.14 <sup>a</sup>	$0.19 \pm 0.05^{\rm b}$	

中心位置,可以矫正髋关节外旋,使患侧足偏角角度缩小。因此,本研究中,佩戴下肢矫正带后,患者的步长、步速、步频、足偏角患健比值更接近于1;但健侧足偏角和步宽差异无统计学意义(P>0.05),说明佩戴矫正带前后对健侧足偏角没有影响,步宽与步行的稳定性有关。而本研究结果显示下肢矫正带增加了膝关节的稳定性,促进重心向患侧转移,步宽没有显著变化的原因可能是佩戴时间太短不足以改变;另一方面,负重、平衡和迈步为人体步行的三要素。在这三要素当中,负重是平衡的基础<sup>[13]</sup>,本研究没有进行负重训练,负重能力不变或许也是造成步宽没有显著变化的原因。

目前,国内外关于矫正步态的相关产品很多,性价比方面,下肢矫正带成本最低,本研究结果显示对步态有明显改善,性价比较高;功能方面,下肢矫正带功能包括了 AFO 和 FES 的功能,而下肢康复机器人受场地限制,操作相对复杂,在某种程度上下肢矫正带更具优势,下肢矫正带功能更接近穿戴式外骨骼机器人,但穿戴式外骨骼机器人功能更加强大,可用于截瘫患者的站立行走。由于各个产品功能不同,患者的适应证范围不同,由于没有做相关的临床对比研究,横向效果比较尚难以定论,但下肢矫正带仍可作为一个新的尝试和补充,有待于更多的研究加以完善。

本研究通过佩戴下肢矫正带从而使患侧下肢更加稳定,经过短暂适应,主要是辅助患者重心向患侧转移,提高平衡能力,并借助矫正带的调节作用使患肢更接近正常肢体功能,从而达到矫正步态的作用。因此,在患者步态异常时,下肢矫正带集矫形治疗于一体,只要符合佩戴下肢矫正带的指征,不管是康复早期,恢复期或进入后遗症期,为了改善下肢步态,提高生活质量,可一直佩戴下肢矫正带<sup>[9]</sup>。下肢矫正带装配简单,佩戴舒适,价格经济,适合广大基层医院、社区、家庭康复使用。

本研究还存在诸多不足之处,尚缺乏同类产品横向比较数据;下肢矫正带还不够美观、简便;研究病例有限,还需扩大样本数;定期随访病例较少,远期疗效还需进一步确定。本研究观察指标多为目测法,足印法结合足开关的方法比较简陋,主观性强,测量误差较大,亟待用现代科学仪器测量,完善更多参数,以更深层次地探讨下肢矫正带对步态矫正的机制。

### 参考文献

[1] 王桂茂,严隽陶.应用三维运动解析技术定量观测步态变化[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(35):7081-7083. DOI:10. 3321/j.issn:1673-8225.2007.35.048.

- [2] 钟灿,何红晨,黄双霜.虚拟现实技术对脑卒中偏瘫患者上肢运动功能恢复的影响的 Meta 分析[J].中华物理医学与康复杂志,2019,41(6):463-468. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2019.06.017
- [3] Ostwald SK, Davis S, Hersch G, et al. Evidence-based educational guidelines for stroke survivors after discharge home [J]. J Neurosci Nurs, 2008, 40 (3): 173-191. DOI: 10.1097/01376517-200806000-00008.
- [4] 郭宇,朱茜,李鹤,等.矫形鞋垫联合踝足矫形器对偏瘫患者步行功能的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2017,39(6):440-443. DOI:10.3760/cma,j.issn.0254-1424.2017.06.00.
- [5] 王俊,廖麟荣,杨振辉,等.运动想象结合下肢康复机器人训练对脑卒中患者步行障碍的影响[J].中国康复医学杂志,2015,30(6):542-546. DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2015.06.005.
- [6] 苏婷婷, 黄倩倩, 金韵, 等. 功能性电刺激同步踝足矫形器步态训练对脑卒中患者步行功能的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2020, 42(11): 1006-1010. DOI: 10. 3760/cma. j. issn. 0254-1424. 2020.11.011.
- [7] 乐琳.下肢康复机器人对脑梗死后下肢偏瘫患者康复的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志,2020,42(6):536-538. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2020.06.012.
- [8] 霍金月,喻洪流,王峰,等.穿戴式下肢外骨骼助行机器人系统研究 [J].中国康复理论与实践,2019,25(4):481-486. DOI:10.3969/j.issn.1006-9771.2019.04.021.
- [9] 尹海潮,王雅儒,于梅青,等.下肢矫正带结合助行器与减重平板训练对脑卒中患者下肢步行能力影响的对比研究[J].中国康复医学杂志,2018,33(9):1064-1068. DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.09.011.
- [10] 中华神经科学会,中华神经外科学会.各类脑血管疾病诊断要点 [J].中华神经科杂志,1996,29(6):379-380.
- [11] Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity [J]. Phys Ther, 1987, 67(2):206-207. DOI: 10.1007/978-1-4471-5451-8 105.
- [12] 沈玄霖,钱亿飞,张杰.早期使用前置式踝足矫形器脑卒中偏瘫患者的步行能力和速度[J].中国组织工程研究,2013,17(30):5551-5556. DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2013.30.021.
- [13] 李奎,付奕,李鑫,等.稳定极限训练的踝关节策略对脑卒中恢复期 患者平衡及步态的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2012,34 (2):113-115. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2012.02.010.

(修回日期:2022-07-25)

(本文编辑:汪 玲)