

· 临床研究 ·

自制偏瘫步行矫正带对慢性期脑卒中患者伸肌协同偏瘫步态的运动学及时空参数影响

王盛 郭川 龚晨 陈伟伽 王雨辰 顾昭华

【摘要】 目的 观察自制偏瘫步行矫正带对慢性期脑卒中患者典型伸肌偏瘫步态的运动学参数及时空参数影响。**方法** 选取慢性期脑卒中后偏瘫患者 30 例,按随机数字表法随机分为对照组与步行矫正带组,每组患者 15 例。2 组患者均给予常规康复治疗,对照组在常规康复治疗的基础上增加步行训练,训练时根据患者下肢的异常情况予以口头指令和必要时的手法辅助,每日训练 1 次,每次训练 30 min,每周训练 5 次,连续训练 3 周。步行矫正带组在常规康复治疗的基础上进行步行矫正带辅助下的步行训练,每日 1 次,每次训练 30 min,每周训练 5 次,连续训练 3 周。于治疗前和治疗 3 周后(治疗后)分别对 2 组患者进行简易三维步态分析测试以获得步态的运动学参数和时空参数。**结果** 治疗后,步行矫正带组偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值分别为 $(37.7 \pm 5.9)^\circ$ 和 $(40.6 \pm 7.5)^\circ$,与组内治疗前和对照组治疗后比较,差异均有统计学意义 ($P < 0.05$)。治疗后,2 组患者的步速、步频、步幅与组内治疗前比较,差异均有统计学意义 ($P < 0.05$),且步行矫正带组治疗后的步速、步频、步幅分别与对照组治疗后比较,差异均有统计学意义 ($P < 0.05$)。**结论** 偏瘫步行矫正带可显著改善偏瘫侧摆动相屈髋和屈膝的幅度,提高偏瘫患者的步行能力。

【关键词】 脑卒中; 矫正带; 步态

The effects of correcting tape on extensor synergy gait in hemiplegic patients Wang Sheng*, Guo Chuan, Gong Chen, Chen Weijia, Wang Yuchen, Gu Zhaohua. *Suzhou Hospital Affiliated to Nanjing Medical University, Suzhou Science & Technology Town Hospital, Suzhou 215153, China
Corresponding author: Gu Zhaohua, Email: wangtong60621@163.com

【Abstract】 Objective To observe the effect of a walking correcting tape on the kinematics and temporal-spatial indicators of gait after a stroke. **Methods** Thirty hemiplegic stroke survivors were randomly divided into a control group ($n = 15$) and a correcting tape group ($n = 15$). In addition to their routine rehabilitation program, the control group received 30 minutes of walking training five times a week for 3 weeks with any necessary oral guidance and posture correction. The correcting tape group performed the same walking training assisted by a self-made walking correcting tape. Before and after the treatment, the kinematics and temporal-spatial indicators of both groups were quantified using three-dimensional gait analysis. **Results** After the treatment, the peak angles of hip and knee flexion were significantly higher in the taped group than in the control group and in the taped group before the treatment ($P \leq 0.05$). After the treatment, the walking speeds, stride frequencies and stride lengths of both groups were significantly better than before the treatment, but those of the former group were all significantly better than the latter ($P \leq 0.05$ for both). **Conclusions** Correcting tape can improve the peak angles of hip and knee flexion of hemiplegic legs and improve the walking capacity of stroke patients.

【Key words】 Stroke; Correcting tape; Gait

步行功能障碍是影响脑卒中后偏瘫患者的主要问题之一^[1],可导致日常生活活动困难和(或)跌倒风险^[2]。重获步行能力是脑卒中后偏瘫患者最关心的问题,而步态再训练往往是康复的主要内容^[3]。研究表明,虽然有 52%~85% 的脑卒中后偏瘫患者会重获

步行能力,但仍然会存在异于常人的偏瘫步态,典型的表现是双下肢时空参数及运动学参数的不对称,并伴有下肢伸肌协同模式如伸髋内收、伸膝和踝跖屈内翻^[4]。本课题组根据临床经验设计出针对上述典型偏瘫步态的步行矫正带,并将其应用于临床取得了较好效果,现报道如下。

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2018.10.004

作者单位:215000 苏州,南京医科大学附属苏州医院,苏州科技城医院(王盛);南京医科大学第一附属医院(郭川、龚晨、陈伟伽、王雨辰、顾昭华)

通信作者:顾昭华,Email: gzhxey@sina.com

对象与方法

一、研究对象

入选标准:①符合 1995 年第四届全国脑血管病

会议制定的《各类脑血管病诊断标准》^[5];②经头颅 CT 和 MRI 确诊为首次发病、单侧病灶者;③病程>3 个月,年龄 20~65 岁;④无明显认知功能障碍,MMSE $\geq$ 24 分且能接受指令配合训练;⑤病情稳定;⑥在有或无辅助器具的帮助下,可行走 10 m;⑦典型偏瘫步态:下肢伸肌协同模式占优势,摆动相下肢膝踝伸肌过度活跃;⑧患者均同意治疗程序并签署知情同意书。

排除标准:①双侧发病;②意识不清或伴有重度认知障碍;③合并严重器质性疾病影响康复训练。

选择 2016 年 3 月至 2017 年 3 月,在江苏省人民医院康复中心住院或门诊治疗且符合上述标准的慢性期脑卒中后偏瘫患者 30 例,按随机数字表法将患者分为对照组和步行矫正带组,每组患者 15 例。2 组患者的例数、性别、平均年龄、平均身高、平均体重、偏瘫侧别、平均病程等一般资料组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),详见表 1。

表 1 2 组患者一般资料

组别	例数	性别(例)		平均年龄 (岁, $\bar{x}\pm s$)	平均身高 (cm, $\bar{x}\pm s$)
		男	女		
对照组	15	7	8	60.60±7.28	167.21±3.43
步行矫正带组	15	8	7	59.43±9.21	169.10±5.34

组别	例数	平均体重 (kg, $\bar{x}\pm s$)	偏瘫侧别(例)		平均病程 (d, $\bar{x}\pm s$)
			左	右	
对照组	15	64.75±4.64	9	6	99.01±4.32
步行矫正带组	15	65.61±6.26	9	6	100.52±6.34

二、治疗方法

2 组患者均给予常规康复治疗,包括神经肌肉促进技术,桥式运动训练,坐站训练,核心稳定训练,任务导向性训练等。对照组在常规康复治疗的基础上增加步行训练,根据患者的下肢异常情况,予以口头指令和必要时的手法辅助,每日训练 1 次,每次训练 30 min,每周训练 5 次,连续训练 3 周。步行矫正带组在常规康复治疗的基础上进行步行矫正带(专利名称:一种偏瘫患者步行功能纠正带,实用新型专利,专利号为 ZL201620323179.9)辅助下的步行训练,每日 1 次,每次训练 30 min,每周训练 5 次,连续训练 3 周。自制步行功能纠正带配戴方法包括针对摆动相伸肌协同的前拉法、针对摆动相髋外旋的髋内旋拉法和组合拉法,具体配戴和训练方法如下。

1. 针对摆动相伸肌协同的前拉法:①坐位屈膝 90°,使患者膝关节向正前方,小腿外旋,足外偏位;②将矫正带从中间对折,中间两侧会各有两个手足套环,将中间靠内侧的手足套环置于前足跖趾关节处,靠近身体内侧的一段矫正带比外侧短一个手足套环的长度,总长<2.0 m 的矫正带按照内侧矫正带从外侧第二个手足套环穿过,总长 2.2 m 以上的矫正带从外侧第

一个手足套环穿过,此时内侧连接带长外侧连接带短,然后向上给予一定的弹性拉力让两端连接带交叉点拉到足三里穴位的位置,形成小腿前侧交叉;③两侧连接带分别绕过小腿向后交叉于膝关节后方,此时内侧连接带短外侧连接带长,形成膝后交叉;④然后两侧连接带再绕至大腿前侧,形成大腿前侧交叉;⑤然后大腿外侧连接带从对侧跨肩颈固定,大腿内侧连接带从同侧跨肩颈固定;⑥患者站立,调整连接带弹力并使位置固定在肋骨下方肩中部,原则上保持前方稍紧、后方较松;⑦评估患者状态,从足开始根据患者情况逐步向上调节连接带松紧以适合整体功能活动的需要。配戴方法详见图 1。



图 1 前拉法

2. 针对摆动相髋外旋的髋内旋拉法:①坐位屈膝 90°,使患者膝关节向正前方,小腿外旋,足外偏位;②将矫正带一端的固定环,套于前足跖趾关节处,顶端在足上方,长端从跖趾关节内侧沿足底拉向外侧跖趾关节,沿着小腿后侧拉向膝关节内侧前方,绕膝关节一周;③环绕到膝内侧前方从连接带下方穿过,然后从膝内侧沿着膝后方拉向膝外侧上方;④沿着大腿前方,再向同侧髋关节内侧后方绕行,沿着后方臀横纹向大转子下方绕行,根据连接带长度沿着患者双侧髂嵴环绕,并用双向连接勾固定;⑤患者站立,评估患者状态,调整连接带的弹力以适应患者功能矫正的需要。配戴方法详见图 2。另外,针对髋关节外旋严重的患者,连接带则需拉向对侧下肢髋关节后方,沿着臀横纹向对侧下肢髋外侧,根据连接带长度沿着患者髂嵴位置环绕,并用双向连接勾固定,详见图 3。



图 2 常规的髁内旋拉法



图 3 严重髁外旋的髁内旋拉法

3.组合拉法:如果患者同时存在摆动相伸肌协同(如摆动相的足下垂、足内翻、屈膝不足、屈髋不足等)及髁外旋的异常模式,则需要两个矫正带,根据患者的实际需要,将针对摆动相伸肌协同的前拉法和针对摆动相髁外旋的髁内旋拉法组合使用。

三、评定方法

于治疗前和治疗 3 周后(治疗后)分别对 2 组患者进行简易三维步态分析测试以获得步态的运动学参

数和时空参数,采用常州市钱璟康复股份有限公司生产的 GaitWatch 简易三维步态分析系统采集患者步态的运动学参数和时空参数,步态的运动学参数包括偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值;步态的时空参数包括步速、步频、步幅,具体采集方法详见文献[6]。



图 4 步态分析实景图

四、统计学分析

应用 SPSS 19.0 版统计软件进行数据分析,计数资料用 χ^2 检验;计量资料用 t 检验进行比较, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

一、运动学参数

治疗前,2 组患者偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$)。治疗后,对照组偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值与组内治疗前比较,差异仍无统计学意义($P>0.05$);而步行矫正带组治疗后偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值与组内治疗前和对照组治疗后比较,差异均有统计学意义($P<0.05$),详见表 2。

表 2 2 组患者治疗前、后的步态运动学参数比较(°, $\bar{x}\pm s$)

组别	例数	偏瘫侧下肢关节角度	
		屈髋峰值	屈膝峰值
对照组			
治疗前	15	32.6±3.9	34.5±9.5
治疗后	15	33.8±5.3	34.3±8.4
步行矫正带组			
治疗前	15	32.9±6.6	33.5±8.8
治疗后	15	37.7±5.9 ^{ab}	40.6±7.5 ^{ab}

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.05$

二、时空参数

治疗前,2 组患者的步速、步频、步幅组间比较,差异均无统计学意义 ($P>0.05$)。治疗后,2 组患者的步速、步频、步幅与组内治疗前比较,差异均有统计学意义 ($P<0.05$),且步行矫正带组治疗后的步速、步频、步幅分别与对照组治疗后比较,差异均有统计学意义 ($P<0.05$),详见表 3。

表 3 2 组患者治疗前、后步态的时空参数比较 ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	步速 (m/s)	步频 (step/min)	步幅 (cm)
对照组				
治疗前	15	0.41±0.12	71.0±22.4	75.4±27.2
治疗后	15	0.45±0.16 ^a	75.2±17.7 ^a	78.6±29.3 ^a
步行矫正带组				
治疗前	15	0.42±0.14	72.5±17.1	74.7±26.3
治疗后	15	0.52±0.17 ^{ab}	80.5±23.8 ^{ab}	82.1±28.2 ^{ab}

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.05$

讨 论

约 80% 的脑卒中患者会在发病后 11 周内重获步行功能^[9],最常见的步行特征是步速降低及步态异常^[7-9],而重新获得一个正常的步态和步速,通常是步行训练的最终目的。正常的步态表现为时间和空间上的对称性,双下肢之间在动力学和时间参数的差异在 6% 以内^[10-11];而偏瘫步态的特点是不对称,患侧下肢选择性运动控制差、平衡反应延迟与紊乱、患侧下肢承重能力下降;身体平滑而对称的向前行进的能力受损,脑卒中不同时期的步态模式也有巨大的差异^[12];同时呈现出偏瘫侧下肢异常粗大的协同模式,骨盆和非受累侧肢体会进行代偿调整^[13]。就步态的训练方式而言^[14],分为单纯的下肢运动功能训练方式(神经易化技术、功能性电刺激、肌肉力量训练)及基于运动学习和运动控制的任务导向性训练(治疗师辅助下的地面步态训练、减重平板训练、电机驱动及机器人辅助步态训练、踝足矫形器、虚拟现实以及运动想象)。

一、步行矫正带对步态运动学参数的影响

本研究结果显示,康复治疗 3 周后,步行矫正带组偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值与组内治疗前和对照组治疗后比较,差异均有统计学意义 ($P<0.05$)。该结果提示,步行矫正带可显著改善患侧下肢摆动相的屈髋屈膝角度。临床上最常见的偏瘫步态模式是下肢伸肌协同模式如骨盆前倾、伸膝和踝跖屈内翻占优势的。当患侧下肢在向前摆动时,最常见的表现是廓清不足所导致的代偿性下肢画圈模式,涉及从足趾离地到进入摆动相的髋外展,常发生于前足着地或膝过伸步态中^[15]。廓清不足的原因因为踝背屈力弱和(或)跖屈肌痉挛所致的足下垂,摆动相膝关节

屈曲角度下降的膝僵直,髋关节屈曲在摆动前期的启动时间延迟^[16]和摆动相屈髋角度下降^[5]。廓清不足时,髋、骨盆和躯干的异常运动是最重要的代偿方式,即健侧髋外展肌协助偏瘫侧骨盆上提^[17-18],患侧髋外展肌协助下肢画圈^[15]。步行矫正带针对摆动相出现的上述问题,通过一定的组合绑法,可控制足下垂、足内翻、髋外展外旋,为踝背屈、屈膝、屈髋提供一定的助力,并最终将绑带固定在肩部和腰部,不仅对整个偏瘫侧下肢向前、向上提供助力,使患者在步行时患侧摆动相更轻松自如,同时还了增加患者腹压,增强患者的核心稳定。步行矫正带对摆动相屈髋屈膝产生的积极影响,可能的机制是通过步行矫正带的辅助在实际的步行环境中,患侧摆动相更趋向于正常、支撑相因矫正带的辅助抗重力伸展能力改善并激活了患者的下肢本体感觉,从而激活了患者的中枢模式发生器(central pattern generator, CPG),达到更为流畅的行走。

二、步行矫正带对步态时空参数的影响

本研究结果显示,康复治疗 3 周后,治疗后,2 组患者的步速、步频、步幅与组内治疗前比较,差异均有统计学意义 ($P<0.05$),且步行矫正带组治疗后的步速、步频、步幅分别与对照组治疗后比较,差异均有统计学意义 ($P<0.05$)。该结果提示,通过一定的训练,常规康复和步行矫正带训练均可显著改善患者的步速、步频和步幅,但步行矫正带的效果更佳。步速下降是偏瘫步态的典型表现,有研究指出,社区有效步行所需的步行速度应在 0.80 m/s 以上^[19],而当步行速度超过 0.83 m/s 时则可能需要骨盆旋转和胸廓旋转^[20]。脑卒中偏瘫患者的一般步速是为 0.23 m/s~0.73 m/s^[21],对于功能较好的脑卒中患者步速可达 0.75 m/s~0.95 m/s^[22],从而满足社区生活需求。有研究指出,随着病程的演变和不同康复训练方式的介入,脑卒中患者的步速都会改善^[23-25],但是步态的不对称通常会被强化^[26-27]、保持或暂时减轻^[29],也就是说代偿性的策略极为常见。而本研究中,步行矫正带组患者治疗后的步速、步幅、步频较对照组治疗后均有显著改善,且偏瘫侧下肢关节角度的屈髋峰值和屈膝峰值也显著改善,提示患者步速的提高,可能并不是单纯的步频、步幅适应性的变化,而是由于患侧摆动相屈髋、屈膝角度的改善,从而使步态摆动相的对称性得到优化。

综上所述,步行矫正带对典型偏瘫步态的运动学参数和时空参数的矫正,具有一定的作用。本研究的不足之处在于所采用的步态分析工具不能提供踝关节的运动学参数^[6],同时训练周期较短,患者的步速未能达到社区步行的需求,后续的研究有必要对于急性期脑卒中患者进行持续性步行矫正带训练,观察其训练效果能否满足社区生活的需求。

参 考 文 献

- [1] Alguren B, Lundgren-Nilsson A, Sunnerhagen KS. Functioning of stroke survivors--A validation of the ICF core set for stroke in Sweden[J]. *Disabil Rehabil*, 2010, 32 (7): 551-559. DOI: 10.3109/09638280903186335.
- [2] Batchelor FA, Mackintosh SF, Said CM, et al. Falls after stroke[J]. *Int J Stroke*, 2012, 7(6): 482-490. DOI: 10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x.
- [3] Jette DU, Latham NK, Smout RJ, et al. Physical therapy interventions for patients with stroke in inpatient rehabilitation facilities[J]. *Phys Ther*, 2005, 85(3): 238-248.
- [4] Sheffler LR, Chae J. Hemiparetic Gait[J]. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2015, 26(4): 611-623. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.06.006.
- [5] 中华神经科学会, 中华神经外科学会. 各类脑血管病诊断要点. 中华神经科杂志, 1996, 29(6): 379-380.
- [6] 王盛, 伍琦, 朱奕, 等. 便携式步态分析与实验室步态分析时空参数的一致性研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2014, 36(8): 621-624. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2014.08.013.
- [7] Danielsson A, Sunnerhagen KS. Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis[J]. *J Rehabil Med*, 2004, 36(4): 165-168.
- [8] Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82(8): 1057-1065.
- [9] Ozgirgin N, Bolukbasi N, Beyazova M, et al. Kinematic gait analysis in hemiplegic patients[J]. *Scand J Rehabil Med*, 1993, 25(2): 51-55.
- [10] Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008, 89(2): 304-310.
- [11] Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke[J]. *Gait Posture*, 2003, 18(1): 23-28.
- [12] Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, et al. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 1997, 76(2): 128-133.
- [13] Oken O, Yavuzer G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke[J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2008, 44(2): 127-132.
- [14] Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies[J]. *Neurophysiol Clin*, 2015, 45(4-5): 335-355. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.
- [15] Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed[J]. *Gait Posture*, 2004, 20(2): 140-146.
- [16] De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, et al. Gait pattern in the early recovery period after stroke[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1996, 78(10): 1506-1514.
- [17] Chen G, Patten C, Kothari DH, et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds[J]. *Gait Posture*, 2005, 22(1): 51-56.
- [18] Cruz TH, Lewek MD, Dhaer YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: multi-factorial associations[J]. *J Biomech*, 2009, 42(11): 1673-1677.
- [19] Fritz S, Lusardi M. White paper: "walking speed: the sixth vital sign"[J]. *J Geriatr Phys Ther*, 2009, 32(2): 46-49.
- [20] Bruijn SM, Meijer OG, Van Dieën JH, et al. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum[J]. *Gait Posture*, 2008, 27(3): 455-462.
- [21] Hacmon RR, Krasovsky T, Lamontagne A, et al. Deficits in intersegmental trunk coordination during walking are related to clinical balance and gait function in chronic stroke[J]. *J Neurol Phys Ther*, 2012, 36(4): 173-181. DOI: 10.1097/NPT.0b013e31827374c1.
- [22] Johansson GM, Frykberg GE, Grip H, et al. Assessment of arm movements during gait in stroke - the Arm Posture Score[J]. *Gait Posture*, 2014, 40(4): 549-555. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.014.
- [23] Clark DJ, Patten C. Eccentric versus concentric resistance training to enhance neuromuscular activation and walking speed following stroke[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2013, 27(4): 335-344. DOI: 10.1177/1545968312469833.
- [24] French B, Thomas LH, Leathley MJ, et al. Repetitive task training for improving functional ability after stroke[J]. *Cochrane Database Syst Rev*, 2007, (4): CD006073.
- [25] Hurt CP, Burgess JK, Brown DA. Limb contribution to increased self-selected walking speeds during body weight support in individuals poststroke[J]. *Gait Posture*, 2015, 41(3): 857-859. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.02.004.
- [26] Combs SA, Dugan EL, Ozimek EN, et al. Effects of body-weight supported treadmill training on kinetic symmetry in persons with chronic stroke[J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(9): 887-892. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.06.011.
- [27] Hendrickson J, Patterson KK, Inness EL, et al. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke[J]. *Gait Posture*, 2014, 39(1): 177-181. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.022.
- [28] Savin DN, Morton SM, Whittall J. Generalization of improved step length symmetry from treadmill to overground walking in persons with stroke and hemiparesis[J]. *Clin Neurophysiol*, 2014, 125(5): 1012-1020. DOI: 10.1016/j.clinph.2013.10.044.

(修回日期:2018-09-16)

(本文编辑:阮仕衡)