

## 步行训练矫正仪用于治疗偏瘫足下垂的疗效分析\*

杨伟<sup>1</sup> 牟志伟<sup>1</sup> 陈卓铭<sup>1,2</sup> 宋秀豹<sup>1</sup> 胡荣亮<sup>1</sup>

足下垂可见于不可逆转的中枢神经受损、坐骨神经损伤、腓总神经麻痹及肢体瘫痪等症,是大脑皮质支配的高级运动中枢受到抑制,低位运动中中枢失去联络或控制而出现的一系列症状<sup>[1]</sup>,临床表现受损患者小腿三头肌痉挛、踝背屈肌力不足及伸屈张力失调<sup>[2]</sup>,呈现典型的迈步相足内翻、下垂、髌关节外展外旋之划圈步态,轻者踝背屈外翻不能,重者关节僵硬、挛缩、畸形<sup>[3]</sup>,该症状发生率高,严重影响患者的日常生活。

步行训练矫正仪(gait training correction instrument translated into)是近年来根据中枢神经系统可塑性理论发展起来的一种新技术,1967年Duchenne研发电刺激仪,是以肌肉功能分析及神经网络重组为理论基础。浙江大学、中国残联信息研发中心及杭州共远科技有限公司在2010年联合生产了便携式功能性电刺激,是采用低频电流刺激失去神经控制的肌肉,使受损的肌肉收缩,以替代或矫正器官及肢体已

丧失的功能,产生即时效应。本研究将步行训练矫正仪与常规治疗应用于偏瘫足下垂患者,进行疗效对比。

## 1 对象与方法

## 1.1 临床资料

选取暨南大学附属第一医院康复医学科、神经内科、神经外科2010年9月—2012年8月住院的378例脑卒中患者,入选30例受试者,医生充分与患属沟通,并签署知情同意书。按随机输入实行分组对照,分成步行训练矫正仪组和常规治疗组。步行训练矫正仪组15例,年龄(42.80±10.26)岁,病程(89.6±22.86)d;常规治疗组15例,年龄(46.13±7.74)岁,病程(87.8±26.47)d。治疗前两组患者年龄比较 $P=0.324$ , $t=-1.005$ ,病程比较 $P=0.843$ , $t=0.199$ ,治疗前两组患者年龄、病程等均无显著性差异 $P>0.05$ ,具有可比性(表1)。

入选标准:①脑卒中患者(符合1995年全国脑血管会议

表1 两组患者治疗前一般资料

组别	例数	性别(例)		年龄(岁)	病程(d)	病变性质(例)		病灶部位(例)	
		女	男			梗死	出血	左侧	右侧
步行矫正训练仪组	15	6	9	42.8±10.26	89.6±22.86	9	6	10	5
常规治疗组	15	5	10	46.13±7.74	87.8±26.4	8	7	9	6

诊断标准),并有现代影像学技术如MRI、CT等确诊依据,伴有足下垂;②生命体征平稳,年龄在18—50岁,首次发病,病程≤6个月;③踝关节张力改良Ashworth量表评定2级或以下,患肢胫前肌肌力Lovett量表评定<3级,未曾使用踝足矫形器及踝部肌腱移植术患者;④患侧下肢Brunnstrom分期Ⅱ期或以上,并能独立行走15m以上;⑤患者平衡功能Berg量表评分≥40分;⑥意识清楚,有较强的康复欲望,能遵照医嘱。

排除标准:①患者置有心脏起搏器;②骨关节不稳,有出血倾向;③有烈性传染性疾病及器官衰竭患者;④精神障碍疾病,不能合作治疗的。

## 1.2 研究方法

1.2.1 治疗方法:常规治疗组与步行训练矫正仪组均予常规

的康复治疗,包括神经促通PNF技术、运动再学习疗法、Bobath技术、减重步行训练、动态平衡、核心力量训练、牵张技术等,每次40min,每天2次,每周5天,连续训练6周。

步行训练矫正仪组在常规治疗的基础上,采用了GYKF-I型步行训练矫正仪进行辅助步行训练。此仪器最大输出电流:120mA,最大输出电压:120V,脉冲范围:100μs,脉冲重复频率:25Hz。首先让患者选取端坐体位,患肢屈髋屈膝屈踝ROM均小于90°,暴露患肢,用75%酒精环形清洁胫骨外侧缘皮肤,采用表面肌电的引导下,找准敏感刺激点,用记号笔作好标记,将仪器的黑色(负电极)贴于腓总神经浅支腓骨长肌的腓骨颈处,红色(正电极)置于腓总神经深支胫骨前肌肌肉刺激点上,调试输出按钮,选择合适的运动阈,每天2次戴机步行练习,每次30min,每周5天,4周为1疗程,共

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2014.01.017

\*基金项目:广州市科技民生重大项目(2012YZ-00023)

1 暨南大学附属第一医院康复医学科,广州,510630; 2 通讯作者  
作者简介:杨伟,男,康复治疗师; 收稿日期:2012-12-29

6周。在相同的时间段,利用印迹法(在宽敞的平地上直线式牵拉约20m长的直尺,在直尺的3m、18m处做上印迹,在直尺的8m、9m、10m处垂直放置3条1.5m长的皮尺,都予固定,并均衡铺撒媒介腻子粉,让患者沿直线媒介顺利走完起始端,取足印)。

**1.2.2 评估方法:** 分别在治疗前后各进行一次盲法评估,有专人测量、记录,对患者的分组完全不知情,在设定好的平面上顺利走完15m,记录起点到止点时间,随机选取媒介上的4个连续的足印,找出各步足尖、足跟的中点,使用两点一线法,利用数学X、Y轴读取数据,记录左一步、左二步、右一步、右二步各参数,使用三角函数计算参数,得出第一步长(宽)、第二步长(宽)、第三步长(宽)、第四步长(宽)。

**1.3 统计学分析**

采用SPSS16.0统计分析软件进行统计学分析,各指标采用重复测量数据的方差分析, $P < 0.05$ 为有显著性意义。

**2 结果**

30例患者,均完成全部检测,无遗失病例。治疗前步行训练矫正仪组和常规治疗组步宽  $P = 0.412, t = 0.833$ ; 步长  $P = 0.234, t = 1.22$ , 差异均无显著性意义 ( $P > 0.05$ ), 具有可比性。经过6周的连续性治疗,治疗前后两组患者步长、步宽情况见表2。

**表2 步行训练矫正仪组与常规治疗组步长和步宽比较** ( $\bar{x} \pm s, \text{cm}$ )

组别	步长		步宽	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
步行训练矫正仪组	20.94 ± 6.14	39.83 ± 7.49 <sup>②</sup>	27.80 ± 2.70	21.27 ± 3.46 <sup>①</sup>
常规治疗组	18.55 ± 4.53	27.66 ± 5.17 <sup>①</sup>	26.81 ± 3.72	24.23 ± 2.78 <sup>①</sup>

①组内比较  $P < 0.05$ ; ②组间比较  $P < 0.01$

由表2可知,步行训练矫正仪组和常规治疗组治疗后步长与治疗前比较有显著性差异 ( $P < 0.05$ ), 表明两种治疗方法均显效。步行训练矫正仪组与常规治疗组治疗后步长有非常显著性差异 ( $P < 0.01$ ); 通过两组交互作用分析, 治疗方法的主效应有显著性意义, 治疗方法的主效应为7.28cm。治疗前后测量时间的主效应有显著性意义, 主效应为26.75cm。两者的交互作用有差别, 为4.89cm。说明步行训练矫正仪组与常规治疗组在治疗前后对步长的增加都有作用, 但是两组治疗前后对步长的增加幅度不同, 常规治疗组平均增加了9.11cm, 而步行训练矫正仪组平均增加了18.89cm。因此步行训练矫正仪组对增加偏瘫患者的步长明显优于常规治疗组。

步行训练矫正仪组和常规治疗组治疗后步宽与治疗前比较差异有显著性 ( $P < 0.05$ ), 表明两种治疗方法均显效。步

行训练矫正仪组与常规治疗组治疗后步宽无显著性差异 ( $P = 0.331$ ), 说明步行训练矫正仪组和常规治疗组相比步宽无明显差异。但步行训练矫正仪组由治疗前27.80cm减少至治疗后的21.27cm, 平均减少了6.53cm。而常规治疗组由治疗前26.81cm减少至治疗后的24.23cm, 平均减少了2.58cm。说明步行训练矫正仪组在减少偏瘫患者的步宽优于常规治疗组。

**3 讨论**

步行运动是人体中枢神经发育的终极目标, 是大脑命令、指挥的核心体现。需多关节、肌群共同参与, 踝关节功能活动的能否, 是步行姿势及稳定性的前提<sup>[4]</sup>。脑卒中偏瘫足下垂患者, 现临床采用的方法有: 矫形、肌电生物反馈、神经阻滞, 外科四维相矫治方法<sup>[5]</sup>等。传统治疗如矫形器佩戴使用, 会对肌体产生较强的压迫、紧缩、热感、疼痛等不适, 早期会使患者出现失眠、食欲不振, 晚期出现焦虑、忧郁等症状; 佩戴传统矫形器影响美观, 部分患者很难适应; 使用矫形器是基于患者被动完成模式, 患者缺乏主动意识的参与。现阶段使用的肌电生物反馈仪体积大、质重、操作繁琐、需要在医护人员的指导之下使用, 需要患者去医疗机构现场进行治疗, 更不能在步行活动中携带使用。步行训练矫正仪适用于偏瘫足下垂患者的便携式治疗, 能完全弥补上述仪器的不足, 而且此仪器体积小、可隐藏在患者的衣服里面, 不影响美观易受众人接纳, 质轻、使用较方便, 患者可自行佩戴、有视觉反馈功能, 可根据个人的耐受度随时调解输出量的大小, 此仪器采用一节5号干电池, 确保了用电的安全, 在郊外、在海边、在没有交流电的地方仍可治疗, 在静态与动态下均能使用。步行训练矫正仪是受膝关节的屈曲摆动与脚底传感器双重控制, 当患膝主屈角度  $< 10^\circ - 15^\circ$  时, 由足底开关触及; 反之, 膝关节屈角度  $> 10^\circ - 15^\circ$  时, 有屈膝角度自行控制电流输出。在患侧摆动相开始时, 电流刺激腓神经支配的肌肉, 使胫骨前肌与腓骨长肌产生收缩, 促使踝关节背屈, 协助患者步行, 改善步行功能。

步长、步宽是步行过程中的重要参数之一, Schlenker等<sup>[6]</sup>认为反复刺激患肢, 可使大量的经皮质、本体感觉的通路形成, 能募集更多的神经元参与, 使神经联络增强或功能性重塑。正常步态分两相八个时期, 常态下支撑相约占总步行周期的60%, 迈步相约占步行周期的40%, 偏瘫患者, 由于患肢单支撑时相缩短伴患膝过伸, 患髋屈曲角度减小及足内翻下垂, 而出现典型的划圈步态。步行训练矫正仪的配合使用, 患肢在迈步相早期, 由于膝关节的  $10^\circ - 15^\circ$  屈曲摆动, 从而诱发步行训练矫正仪对腓骨颈及胫骨前肌激发点的初刺激, 使肌肉开始收缩, 有效减少了足趾不为地面所绊, 使足底顺利廓清; 当患肢在迈步相中期时, 由于膝关节的  $15^\circ - 60^\circ$  屈曲, 刺激延续, 肌肉强烈收缩, 踝关节主动及助力

运动,使踝背屈外翻角度增大,足尖垂地、高跨域步态显著减弱或消失,提高了足与地面间距,延长了患肢迈步中期的时间,使患肢有足够的时相与稳态向前迈步,长期累积叠加效应,步行训练矫正仪组步长较常规治疗组显著增大。

患肢在迈步相末期时,由于膝关节的 $60^{\circ}$ — $0^{\circ}$ 屈曲,刺激逐渐减弱,患足先足跟、后足尖的平稳着地<sup>[7]</sup>,减少了地面对人体的缓冲,增强了患者步行过程的二级(动态)平衡,减弱了患者步行时的心理恐惧感,增强了患者康复欲望与信心,有效抑制肢体异常张力的升高,促使了正常步行模式的建立。在膝关节控制能力增强的基础上,膝过伸角度较小,稳定性又进一步得到提高,左右侧肢体对称性、节律性、流畅度均改善,从而使步行训练矫正仪组步宽较常规治疗组缩短。

励建安等<sup>[8]</sup>在步行分析的临床应用明确指出,步长、步宽与其平衡功能、活动能力、下肢运动功能等均呈高度相关,步长增加、步宽缩短能改善足下垂症状<sup>[9-12]</sup>,王桂茂<sup>[13]</sup>等学者研究示偏瘫患者较正常成年人步宽增大,步长、步幅缩短,步频、步速降低,平均为40cm,小于正常人的50—70cm。瓮长水等<sup>[14]</sup>提出脑卒中偏瘫患者步行速度与步长和步频之间存在线性回归关系,偏瘫足下垂恢复期的患者,步长增大,步宽减小从而提示踝关节背屈力量增强,足底廓清障碍改善,躯体稳定性提高。毕素清<sup>[15]</sup>等学者研究指出,在步行过程中,偏瘫患者足下垂与步长减小、踝关节运动控制能力差及步行左右不对称相关。陶勤丰<sup>[16]</sup>等学者报道,偏瘫足下垂症状,步宽增大、步长减少等因素提示髌、膝、踝关节活动能力障碍。王桂茂等<sup>[17]</sup>在脑卒中偏瘫步态的时空参数与骨盆运动学分析研究指出,步宽是左右两足间的横向距离,步宽越窄,步行的稳定性越差,脑卒中偏瘫步态行走的患者步行速度减慢,步长缩短,步频降低,步宽加大,所以偏瘫者步行用步宽加大使人体站立的支持面加大,来增强行走稳定性,健侧急于落地以对躯体提供支撑能力,形成步态明显不对称,步长缩短,因此偏瘫者步长增大,步宽减小,说明偏瘫者步行功能改善。

本研究表明,在常规康复治疗的基础上,加以步行训练矫正仪治疗能更有效的改善脑卒中偏瘫患者踝背屈能力,予患肢反复的刺激,能加快新感觉通路的建立,能更好地促进下肢步行能力的恢复,但缺乏长久疗效、是否有依赖性等临床依据,有待进一步研究。

#### 参考文献

- [1] 王静,郭宇.早期佩戴可动踝足矫形器对脑卒中患者的康复疗效[J].中国康复医学杂志,2011,26(10):975—977.
- [2] 郭英杰,程杨,丁华,等.生物反馈结合运动训练对脑卒中足下垂患者踝关节运动能力的影响[J].生物医学工程与临床,2011,15(2):125—128.
- [3] 郭英杰,程杨,丁华,等.表面肌电生物反馈训练在脑卒中足下垂患者功能训练中的应用[J].中国康复医学杂志,2010,25(10):981—983.
- [4] Liu Qi,Ling Jun,Yan Tiebin .The effects electromyography biofeedback on walking ability of stroke hemiplegic patients [J].Chinese Journal Rehabilitation Medicine,2010,25(8):736—739.
- [5] 孟国林,刘建,胡蕴玉,等.外固定架在足下垂治疗中的运用[J].中国矫形外科杂志,2008,16(11):859—861.
- [6] Schleenbaker RE,Mainous AG 3rd .Electromyographic biofeedback for neuromuscular reeducation in the hemiplegic stroke patients meta-analysis[J].Arch Phys Med Rehabil,1993,74(12):1301—1304.
- [7] 吴春薇,闫汝蕴.表面肌电检查在脑卒中偏瘫患者踝背伸运动中的应用[J].中国康复医学杂志,2011,26(4):391—394.
- [8] 励建安,孟殿怀.步态分析的临床应用[J].中华物理医学与康复杂志,2006,28(7):500—504.
- [9] Collen FM, Wade DT, Bradshaw CM. Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability[J]. Int Disabil Stud,1990,12(1):6—9.
- [10] 李华,姚红华,刘利辉,等.肌力训练对偏瘫步态的影响及下肢功能评定与步态分析间的相关性[J].中华物理医学与康复杂志,2003,25(1):34—36.
- [11] 徐光青,黄东锋,毛玉璐,等.脑卒中患者步行时躯体运动的三维运动学研究[J].中国康复医学杂志,2004,19(10):728—730.
- [12] 瓮长水,毕胜,刘忠文,等.步行速度在脑卒中患者运动功能恢复评定中的价值[J].中国康复理论与实践,2003,9(11):680—681.
- [13] Wang GM, Qi R, Yan JT. Biodynamic and kinematic characteristics of hemiplegic gait following stroke[J].Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research October 7, 2007, 11(40):8169—8172.
- [14] Weng Changshui,Bi Sheng,Xie Yuanjian. Relationship between walking speed and step length and walking rate in hemiparegic stroke patients[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2003,7(7):1108—1109.
- [15] 毕素清,瓮长水,毕胜,等.偏瘫患者步态空间-时间参数对自由和最大步行速度的影响[J].中国康复理论与实践,2004,10(12):736—737.
- [16] 陶勤丰,李修贞.中风患者步态44例临床分析[J].中国康复医学杂志,1991,6(4):157—160.
- [17] 王桂茂,严隽陶,刘玉超,等.脑卒中偏瘫步态的时空参数与骨盆运动学分析[J].中国康复医学杂志,2010,25(12):1148—1151.