

·临床研究·

步行中神经和肌肉刺激器治疗对矫正偏瘫步态的疗效观察*

乔 蕾¹ 苗善智^{2,3} 李 擎¹ 杨 坚¹ 汪美君²

摘要

目的:研究在矫正镜前步行状态下,运用神经和肌肉刺激器对脑卒中偏瘫步态的矫正作用。

方法:选择病程>3个月,初次发病的58例脑血管意外患者,有行走能力但伴有步态明显异常者,随机分成研究组与对照组。两组均常规药物治疗、常规康复运动训练和步态矫正训练等。研究组对偏瘫步态患者在步行时,结合运用神经和肌肉刺激器在患侧下肢摆动前期兴奋其臀大肌,在患侧下肢支撑期刺激其腓绳肌。对照组在静态立位用神经和肌肉刺激器刺激患侧腓伸肌和臀大肌。两组治疗前后均用足印法评测双侧步长的对称度、步宽、步速;用Holden评定步行能力,用Brunnstrom评定下肢运动功能。

结果:通过治疗4周后,患者下肢运动功能、Holden步行能力、双侧步长的对称度、步宽、步速均有显著性差异。

结论:步行状态下运用神经和肌肉刺激器对双侧步长的对称度、步宽的矫正和Holden步行能力和步速的提高较静态立位下进行神经和肌肉刺激器治疗相比更明显。步行状态下运用神经和肌肉刺激器对矫正偏瘫步态的治疗效果明显。

关键词 矫正镜;神经和肌肉刺激器;步长;对称度;步宽;步速

中图分类号:R743,R493 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2014)-09-0844-03

偏瘫步态是脑卒中引起的常见后遗症之一,也是全身功能异常的一种表现。较之正常步态,偏瘫步态稳定性差,耗能增加,行走步态不对称,行走路径倾斜。偏瘫患者康复训练的重要目的之一就是恢复步行能力,从而为重返社会打下良好的基础。

回顾以往的运用神经和肌肉刺激器治疗,都是在静态体位下进行的,并且都是治疗一组肌群为主。而我们在患者动态步行的情况下,采用多通道、非同步刺激多组肌肉的方式^[1],用2台神经和肌肉刺激器,分别将2组电极粘贴于患侧下肢的臀大肌和腓绳肌肌腹处。在患侧下肢支撑期和摆动期时收集到患侧臀大肌和腓绳肌微弱的肌电信号,经放大后反馈性非同步收缩患侧臀大肌和腓绳肌,如此长期反复训练能形成相应的条件反射,并在大脑皮质相应部位形成兴奋灶,有助于中枢神经功能的重组或再塑^[2]。从而建立一个正确的步态习惯,并达到矫正和改善偏瘫步态的目的。采用本方法比传统的神经和肌肉刺激器治疗方法矫正偏瘫步态更形象、更有效、患者更易理解接受,更能体现步行中各组肌群间运动的节律性、连续性和协调性,更贴近正常步行周期,所以更易改善患者的偏瘫异常步态。同时可丰富神经和肌肉刺激器在临床实践中的应用,更进一步便于在社区卫生服

务中心推广该项治疗手段。

1 资料与方法

1.1 一般资料

入选标准:符合1995年全国第四届脑血管病学术会议通过的各类脑血管病诊断要点为诊断标准,诊断的脑血管病患者,并经头颅CT或MRI确诊;年龄40—80周岁;选择病程>3个月;初次发病;有行走能力(Holden步行能力评分为1—3级)1周—2个月;伴有步态明显异常者(划圈步态);自愿签署知情同意书。排除标准:生命体征不稳定,认知功能障碍者。退出标准:突发二次卒中或其他重大疾病;治疗期间因出现并发症而中断康复治疗≥10d;中途自动放弃者。

选取病例为2011年10月—2013年5月在二级医院(上海市徐汇区中心医院康复科)住院的符合入选标准的患者。所有入选患者按区组随机分成研究组与对照组。本研究共计入组58例患者,最终完成58例,退出0例,其中研究组患者完成30例,脑出血11例,脑梗死19例;右侧偏瘫16例,左侧偏瘫14例。对照组患者完成28例,脑出血16例,脑梗死12例;右侧偏瘫8例,左侧偏瘫20例。2组患者性别、年龄、病程比较差异无显著性意义,见表1。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2014.09.009

*基金项目:上海市残疾人康复协会资助课题(K2012003)

1 上海市徐汇区中心医院康复医学科,200031; 2 上海市徐汇区残疾人联合会; 3 通讯作者

作者简介:乔蕾,女,主管技师; 收稿日期:2013-08-13

表1 两组患者一般资料

组别	例数	性别(例)		病变类别(例)		年龄(岁)	病程(d)
		男	女	脑出血	脑梗死		
研究组	30	22	8	11	19	61.9±10.3	183.3±22.4
对照组	28	22	6	12	16	65.9±7.8	185.1±26.2

1.2 方法

1.2.1 基础治疗:所有入选者均进行4周的住院内科药物治疗。

1.2.2 仪器设备:①两组均采用(型号Biomove3000,产地:以色列)神经和肌肉刺激器。参数设置包括:EMG灵敏度:200UV峰值;输出电流80MA;脉冲持续时间:400μs;脉率:70Hz;作用时间:5—10s;间歇时间:6—20s;升高时间:0.5s;波形:二相;振幅:90V;电极规格:以3个3cm×3cm大小的一次性电极配置进行工作,治疗模式:AOTO。②神经和肌肉刺激器刺激部位:将神经和肌肉刺激器的正负电极粘贴于患侧下肢的臀大肌和腓绳肌肌腹处。接地极黏贴于肌腹旁。

1.2.3 康复治疗:研究开始前,对参加研究的各治疗师分为治疗组和对照组,并进行分组培训,分组实施康复治疗;在研究开始后,定期对两组治疗师和评定人员培训与督导,以保证研究实施过程中治疗方法的一致性和规范操作。

常规康复运动治疗:两组均采用以Bobath、Brunnstrom、Rood和PNF为主的技术进行功能训练。下肢训练包括:桥式运动、膝关节控制训练、躯干控制和协调性训练、坐(站)平衡训练、重心转移和协调性训练、骨盆控制训练、躯体的侧方运动控制训练等,每周5d,1次/d,20—30min/次。两组治疗时间均为4周。

对照组康复治疗:在矫正镜前,立位下用神经和肌肉刺激器刺激患侧臀大肌和腓绳肌,1次/d,20min/次+常规康复运动疗法。

研究组康复治疗:步态矫正治疗:在矫正镜前,平衡杠内患者步行的情况下先采用神经和肌肉刺激器在患侧下肢支撑期兴奋患侧臀大肌,促使髋关节伸展;然后在患侧下肢摆动期用神经和肌肉刺激器治疗器刺激患侧腓绳肌,辅助患者完成屈膝。神经和肌肉刺激器1次/d,20min/次+常规康复运动治疗。

刺激支撑期患侧臀大肌的神经和肌肉刺激器先工作,负责刺激患侧腓绳肌的神经和肌肉刺激器后工作。

1.3 主要观察指标及评定方法

治疗前后均采用Brunnstrom偏瘫下肢功能分期评定下肢运动功能,Holden步行分级评价表步行能力评价;采用足印法测定双下肢的步长;由左右步长差来评价双下肢步长的对称度;步长差越小对称性越好;以行走6m直线距离所用的时间来评测步速。用步宽来评测骨盆的控制运动是否良好。

评测由两人成,在研究开始前进行评分标准培训,并对

同一名患者进行背靠背评分,以保证评分的准确性和可靠性。评测者不参加分组与治疗,实行盲法测评。

1.4 统计学分析

采用SPSS15.0统计软件包进行处理,组间比较采用独立样本 t 检验;组内比较采用配对 t 检验, t 检验显著性水平为 $P<0.05$,表示差异有显著性意义。

2 结果

见表2。2组患者经治疗后Brunnstrom偏瘫下肢的运动功能、步行能力和行走6m的直线距离所用的时间即步速与治疗前比较均有显著提高,而研究组的提高趋势较对照组明显。2组患者经治疗后左右步长差都有缩小,但研究组的缩小趋势更明显,双下肢步长的对称度更好。2组患者的步宽在治疗后亦有减小(正常步宽为4.5—11.5cm),但研究组的缩小趋势较对照组更明显。

表2 两组治疗前后下肢运动动能比较 ($\bar{x}\pm s$)

项目	对照组		研究组	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
Brunnstrom分期	3.5±0.7	3.9±0.7 ^②	3.7±0.8	4.3±0.7 ^{②③}
Holden步行分级	1.2±0.6	1.9±1.2 ^②	1.5±0.8	2.9±1.4 ^{②④}
左右步长差(cm)	9.5±8.1	7.93±7.7 ^①	9.7±5.7	2.9±2.9 ^{②④}
步宽(cm)	27.7±6.9	23.2±8.0 ^②	27.7±6.3	14.7±4.7 ^{②④}
步速(cm)	56.1±15.3	50.3±15.2 ^②	51.6±18.6	40.1±16.1 ^{②④}

与本组治疗前比较:① $P<0.05$,② $P<0.01$;与治疗后对照组比较:③ $P<0.05$,④ $P<0.01$

3 讨论

卒中偏瘫患者中有70%以上可以恢复步行能力,但在恢复过程中形成多种误用综合征和明显的异常运动模式,步态异常是我们日常最常见的。脑卒中所致的偏瘫患者,由于运动神经元和运动传导通路受损,从而导致主动控制能力减弱,肌张力改变,肌肉功能下降,协调功能的降低,进一步使骨盆的稳定性和髋膝关节及足趾的协调配合功能减退,患者为将瘫痪侧下肢向前迈出,迈步相患侧代偿性骨盆上提,髋关节外展、外旋,使患侧下肢经外侧划一个半圆弧而将患侧下肢回旋向前迈出,即呈现典型的代偿性“划圈步态”^[3]。

从偏瘫患者步行周期来看,患者步行时更多地依赖健侧下肢负重,表现为患侧单侧肢体支撑期缩短,双侧肢体支撑期延长,形成一种不对称的步态,既增加能量消耗,又增加摔倒的危险,而且双侧肢体支撑期延长也是影响步行速度的一个重要因素。由于患侧肢体支撑力和站立平衡能力的不足,促使患者以增加步宽来代偿。在偏瘫步态的摆动期,患下肢屈膝不足或不能,髋关节处于外展、外旋位,靠患下肢向外侧划圈来代偿摆动。由于这些异常动作模式会影响步行的稳定性、安全性并消耗过多能量^[4]。神经和肌肉刺激器治疗是

近年来根据中枢神经系统可塑性理论发展起来的一种新的治疗方法。目前国外对神经和肌肉刺激器治疗应用广泛,但治疗效果存在争议^[5]。其中很多国外学者报道肌电神经和肌肉刺激器治疗对脑卒中患者的肌力及运动功能恢复有较好的疗效,尤其是对改善足下垂,增强踝背屈及外翻的能力,促进正常步态的建立有很好的效果^[6]。国内学者也有报道,神经和肌肉刺激器治疗能较好地改善患者的肌力、异常步态、步行功能及日常生活活动能力等^[7-8]。但他们运用神经和肌肉刺激器治疗都是在静态体位下进行的,刺激单一的肌肉,如何将神经和肌肉刺激器治疗很好地应用在动态步行中,采用多通道、非同步刺激多组肌肉的方式使患者在实际步行中矫正步态,也是近年来的热门。

有研究表明,下肢运动功能和下肢力量是步行速度最重要的决定因素。有研究者认为脑卒中患者的步行能力与患侧髋、膝关节活动度,尤其与患侧髋关节伸展和膝关节最大屈曲角度相关^[9-10]。我们用神经和肌肉刺激器在步行中进行肌力训练,在患侧支撑期时兴奋患侧臀大肌,促使髋关节伸展,并通过神经和肌肉刺激器的刺激增加患者对患侧肢体的注意,加强了感觉信息传入,促进患侧下肢控制能力的恢复,提高髋部的稳定性,保持身体的直立性和站立平衡^[11]。使患侧负重能力及负重下平衡能力得到提高。由此减小了步宽,延长了患侧的支撑期,为建立有力的摆动期打好基础。在患侧下肢摆动期时用神经和肌肉刺激器治疗仪刺激患侧腓绳肌,通过有意识地最大限度地刺激训练,增强本体感觉,缩短腓绳肌收缩的潜伏期,提高腓绳肌反射性收缩的能力。辅助患者完成屈膝。增加患侧下肢的摆动期的活动范围,缩短了患侧的步长。使两侧的步长接近对称,从而进一步提高步速。

本研究方法所用的神经和肌肉刺激器仪小巧,携带方便,且干扰小,可随意绑缚固定在患者的肢体上,可佩戴在步行的动态情况下进行步态训练。借助神经和肌肉刺激器仪的肌电接收器收集患者在患肢支撑期主动有意识的臀大肌收缩产生的微弱肌电信号后,通过放大等处理后自动设定阈值并显示在指示灯和声音上,同时提供视觉和听觉反馈信号。红灯亮,并发出“答”声后患者根据此信号主动用力收缩患侧臀大肌伸髋,使肌电信号超过阈值后,得到仪器发出的电刺激奖励时,绿灯亮,并又发出“答”声后休息,黄灯亮。然后患侧下肢准备迈步,启动第二台神经和肌肉刺激器刺激患侧腓绳肌,如此往返,完成步行周期。如此利用神经和肌肉刺激器治疗原理和治疗节律,使偏瘫患者逐步对支撑相和迈步相的时间节点的转化和力的变化有所掌控,从而加快建立卒中偏瘫患者的正常运动模式,纠正错误运动模式及促进患者潜在能力的恢复。

研究发现,可能由于重力的原因,步行中神经和肌肉刺

激器刺激强度>静态体位下的刺激强度。在治疗2周后步速明显地减慢,治疗3周后步速明显提高。这可能与患者对步行技巧掌握和熟练需要一个过程所致。

在我国,社区康复将在未来的康复领域占有重要地位。目前卒中偏瘫的发病率高,治疗师短缺,但肌电神经和肌肉刺激器在绝大多数的社区卫生服务中心都有配备,操作使用技术均比较熟练,此方法比传统的神经和肌肉刺激器治疗方法矫正偏瘫步态更直观,患者更易理解,偏瘫异常步态更易改善。且本治疗方法简单易学,患者容易掌握,可进行自我矫正治疗,从而可减轻治疗师的工作强度,故此方法极易向社区医院推广。

由于住院天数的限制,我们无法做长期的随访,研究中出现的一些问题未得到进一步的证实,如患侧下肢摆动期,患侧的放松能否促进屈膝?患侧摆动时患侧骨盆的运动对患侧的内翻是否有改善等,都有待今后更深一步的研究。

参考文献

- [1] 燕铁斌,程曙光.一种基于行走模式的下肢瘫痪功能性低频电刺激治疗仪[J].中华物理医学与康复杂志,2008,30(6):733—735.
- [2] Cho SH,Shin HK,Kwon YH,et al.Cortical activation changes induced by visual biofeedback tracking training in chronic stroke patients[J].Neuro Rehabilitation,2007,22(2):77—84.
- [3] 徐光青,黄东锋,毛玉琰,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.
- [4] 杨雅琴,张通.正常步态和偏瘫步态的特点及对比[J].中国康复理论与实践,2003,9(10):608—609.
- [5] Woodford H,Price C.EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke[J].Cochrane Database Syst Rev,2007,18(2):CD004585.
- [6] Aiello E,Gates DH,Patritti BL,et al. Visual EMG biofeedback to improve ankle function in hemiparetic Gait[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,2005,7:7703—7706.
- [7] 刘玉海,张淑珍.肌电生物反馈治疗偏瘫患者踝背屈障碍的临床观察[J].中国康复医学杂志,2005,20(5):379.
- [8] 高磊,佟方,李京平.肌电生物反馈诱发脑卒中偏瘫患者下肢踝背屈的疗效观察[J].中国神经免疫学和神经病学杂志,2009,16(3):209—212.
- [9] Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D,et al. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke[J].Am J Phys Med Rehabil,1999,78(2):123—130.
- [10] Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke[J].Arch Phys Med Rehabil,2003,84(8):1185—1193.
- [11] 侯来永,谢欲晓,孙启良.骨盆控制能力训练对偏瘫患者步态和步行能力的影响[J].中国康复医学杂志,2004,19(12):906—908.