

基于行走模式的功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者步态的即刻影响

徐梅,汪敏,王娟

【摘要】 目的:研究基于行走模式的功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者步行功能的即刻影响,探讨其在步态纠错式训练中的作用。方法:将20例脑卒中偏瘫患者作为研究对象,用P-WALK平板压力测试系统分别在未佩戴基于行走模式的功能性电刺激(FES)和佩戴FES时采集患者的步态运动学时空参数,参数指标包括:步态周期、患侧预承重期、患侧单支撑期、患侧摆动前期及患侧摆动期。结果:佩戴FES时,患者步态周期、患侧预承重期及患侧摆动前期较未佩戴FES时均明显减少(均 $P < 0.05$),患侧单支撑期及患侧摆动期较未佩戴FES时均明显增加(均 $P < 0.05$),且佩戴FES时患侧各参数指标占步态周期的比例均不同程度趋于正常。结论:基于行走模式的功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者的步态有即刻影响,可以纠正偏瘫患者错误的行走模式,基本达到无错式运动再学习。

【关键词】 功能性电刺激;脑卒中;步态

【中图分类号】 R49;R743.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2019.11.008

现代康复理论和实践证明,有效的康复训练能够减轻脑卒中患者的残疾,提高功能,加速脑卒中的康复进程,降低潜在的护理费用,节约社会资源^[1-2]。低频电刺激治疗仪虽然在一定程度上改善了脑卒中患者的下肢功能,但采用的多是单通道或双通道刺激模式,仅改善了肢体的单关节运动,对患者异常行走模式的改善不明显^[3-4]。基于行走模式的功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)能有效改善偏瘫患者的行走功能,但临床上对其纠正异常步态的即刻影响报告较少。本研究借助于平板压力测试系统,观察脑卒中偏瘫患者穿戴基于行走模式的FES后,分析患者行走功能的即刻改变,探讨基于行走模式的FES在脑卒中偏瘫步态纠错式训练中的作用。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选取安徽医科大学第一附属医院2018年4月~2018年8月入住康复医学科的脑卒中偏瘫患者20例,脑卒中的诊断标准依据中国急性缺血性脑卒中诊治指南2010及中国脑出血诊治指南2014^[5-6]。纳入标准:首次发病;单侧肢体瘫痪,改良Ashworth痉挛评定肌张力 \leq II级;年龄30~70岁;病程 $<$ 3个月;可独立步行5m以上;能有效沟通并完成本测试过程。排除标准:伴有严重的深感觉、视觉障碍,以及不能配合完成本研究的患者;由于其他神经系统、骨关节系统等疾病所致下肢功能障碍者;存在严重的心肺、肝肾功能不全以及患有其他严重疾病者;植入

心脏起搏器患者;因患侧下肢局部皮肤破溃等其他原因而不能使用电刺激的患者。20例患者的一般资料:男13例,女7例;脑梗死11例,脑出血9例;年龄 (52.00 ± 8.16) 岁,病程 (46.00 ± 8.58) d。

1.2 方法 采用意大利BTS公司的P-WALK平板压力测试系统对患者进行步态运动学时空参数采集,见图1。本系统由4块垫状压力传感器板($50 \times 50 \text{cm}^2$)、连接器、计算机等组成,选择Multiplat-Analysis模式。测试前让患者只穿袜子在压力传感器板上进行1~2次预测试,熟悉测试过程。在压力传感器板前1m处开始步行,通过压力传感器板1m后停止。研究过程中每位患者测试3次,每次休息2~3min后进行下次测试,取3次测试参数的平均值进行计算分析^[7]。本研究通过P-WALK设备采集患者以下参数指标:①步态周期:由于脑卒中患者步态具有不平衡性,本研究中所使用的步态周期为患者行走过程中患侧足跟着地至该侧足跟再次着地时所经过的时间;②患侧预承重期:即健侧摆动前期,正常步态中该期占步态周期10%;③患侧单支撑期:即健侧摆动期,正常步态中该期占步态周期的40%。④患侧摆动前期:即健侧预承重期,正常步态中该期占步态周期10%。⑤患侧摆动期:即健侧单支撑期,正常步态中该期占步态周期的40%。完成上述3次测试后,患者佩戴基于行走模式的FES设备(型号P2-9632)。使用步骤如下:首先选择D工作模式(即行走模式);然后寻找动作点:电极定位笔链接于仪器通道I,电极片依次贴于患

收稿日期:2019-01-14

作者单位:安徽医科大学第一附属医院康复医学科,合肥230022

作者简介:徐梅(1983-),女,主治医师,主要从事神经康复方面的研究。

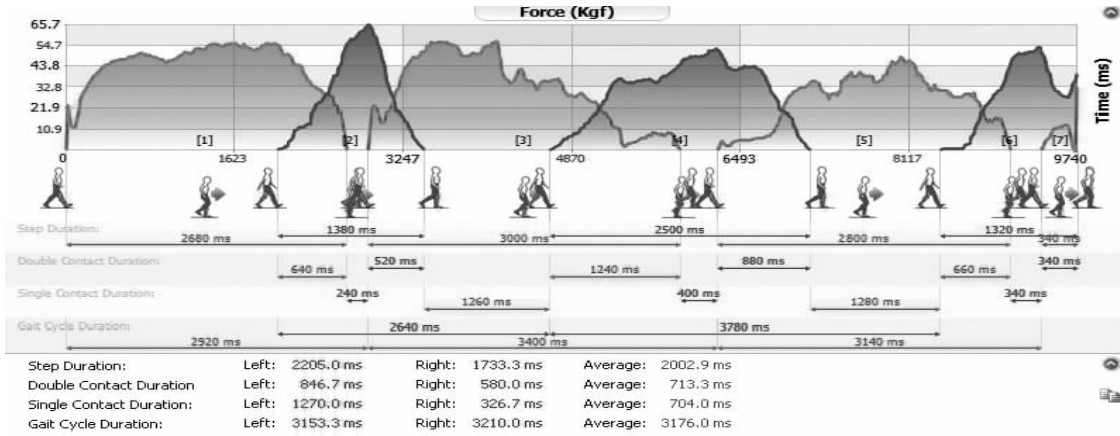


图1 某右侧偏瘫患者未佩戴基于行走模式的FES的步态分析

侧踝关节、膝关节骨性凸起处,用酒精湿润皮肤,电极定位笔头在患侧胫前肌、腓肠肌、股四头肌及腓绳肌的皮肤表层游走,寻找引起肌肉收缩幅度最大的动作点,并做好标识。使用四通道导线,将通道1电极贴于胫前肌皮肤表层动作点周围,通道2电极贴于股四头肌皮肤表层动作点周围,通道3电极贴于腓肠肌皮肤表层动作点周围,通道4电极贴于腓绳肌皮肤表层动作点周围。足底开关放置于足跟部(袜子内)。基于行走模式的FES设备模拟了正常步行肌肉收缩的时序,见图2;最后根据患者个体差异,适当调整4个通道的电流输出强度并根据患者在接受治疗过程中的主观感觉及调试者的观察至患者达最佳步行状态。设备调试完成后,患者休息5min,在基于行走模式的FES设备辅助步行时,同佩戴设备前测试程序再次进行测试。

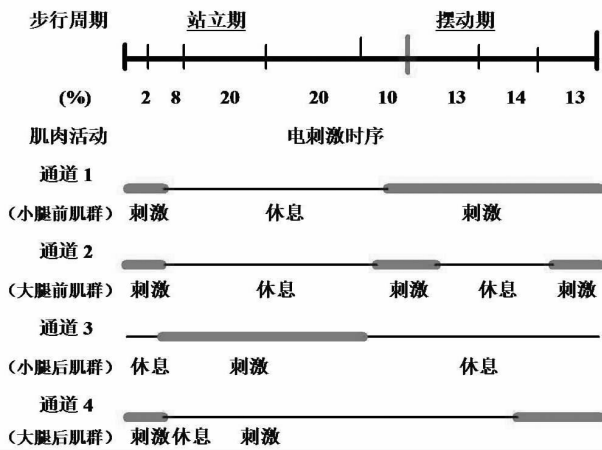


图2 基于行走模式的FES模拟正常步行肌肉收缩时序示意图

1.3 评定标准 采用P-WALK平板压力测试系统,分别采集患者未佩戴基于行走模式的FES和佩戴基于行走模式的FES的步态运动学时空参数。

1.4 统计学方法 使用SPSS 20.0统计软件进行数据处理,计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,均数间比较采用t检验,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

佩戴FES时,患者步态周期、患侧预承重期及患侧摆动前期较未佩戴FES时均明显减少(均 $P < 0.05$),患侧单支撑期及患侧摆动后期较未佩戴FES时均明显增加(均 $P < 0.05$),且佩戴FES时患侧预承重期、单支撑期、摆动前期及摆动后期占步态周期的比例均不同程度趋于正常。见表1。

3 讨论

人体功能性活动,从运动控制的角度分为三类:反射性运动、随意性运动和节律性运动。反射运动的特点是不受意志的控制;大多数复杂的随意运动经反复练习才能熟练掌握,运动的细节以“运动程序”储存起来,掌握后可下意识完成^[8]。节律性运动介于反射运动和随意运动之间,如呼吸、步行等,这类运动开始后不需要意识的参与,可以自动重复进行。脑和脊髓对运动的控制是以功能活动的终端为目的,以模式运动为基础,正常行走是通过学习行走的模式而掌握的,脑损伤后大脑对这一模式的过程控制失灵,可以通过重

表1 未佩戴FES和佩戴FES时步态运动学参数比较

	步态周期(ms)	患侧预承重期(%)	患侧单支撑期(%)	患侧摆动前期(%)	患侧摆动后期(%)
未佩戴FES	1856.00±427.00	24.14±4.09	25.03±7.94	17.98±4.73	33.97±7.53
佩戴FES	1347.00±216.00 ^a	14.75±3.86 ^a	35.85±4.62 ^a	11.89±3.56 ^a	38.97±5.07 ^a

与未佩戴FES时相比,^a $P < 0.05$

复原来已掌握的行走模式的训练让大脑再次得到正常行走模式的信息^[9-10]。因此,脑卒中患者的步行训练,重点是功能性动作模式的训练^[11]。

正常人的步行是躯干和肢体共同参与的节律性运动,关节屈伸及时空等步态参数具有良好的对称性^[12]。一个步行周期分为支撑期和摆动期,支撑期占步行周期的60%,摆动期占步行周期的40%^[13]。研究显示脑卒中偏瘫患者的双侧站立相均相对延长而双侧单支撑期均相对缩短,即健患双侧摆动期均相对缩短。患侧预承重期占步态周期 $>10\%$,说明身体重心由健侧转向患侧的过程延长,由于患侧肢体负重控制欠佳的同时可能还存在偏瘫步态不具备良好的节律所导致;患侧单支撑期占步态周期 $<40\%$;即健侧摆动期明显相对缩短,影响步长及步速;患侧摆动前期占步态周期 $>10\%$,说明患侧肢体迈步动作滞后;患侧摆动期占步态周期 $<40\%$,即健侧单支撑期,此期时相的相对缩短,说明患侧肢体迈步动作完成不充分,主要表现为屈髋伸膝及足背屈动作不足,以及躯干协同动作有限。

脑卒中偏瘫患者在基于行走模式的FES设备辅助步行过程中,步态周期缩短,患侧足跟着地至该侧足跟再次着地动作完成所需时间减少,说明患者步行过程中的步行动作连续性明显改善。本研究所采集的参数指标均趋向且接近于正常,说明患者在该设备辅助步行时步行动作的连贯性及对称性均基本正常。因此,基于行走模式的FES对脑卒中偏瘫患者步态的即刻影响,可以纠正偏瘫患者的错误行走模式,基本达到无错式运动再学习。

基于行走模式的FES设备的基本设计理念是模拟人体的行走动作,采用多通道、非同步刺激多组肌肉的方式,工作时按照正常行走的时序刺激多组肌肉,使瘫痪的下肢产生走路动作。通过足底触发开关来调控治疗仪起始相的刺激,使治疗仪产生的步态周期适用于不同个体的实际行走周期,治疗时可以即刻产生功能性的动作。功能性活动具有一定的模式,如完成下肢行走的动作,需要下肢髋关节、膝关节、踝足关节的多关节、多组肌群的协调运动和控制,产生协调迈步运动,因此依据患者的主观感觉及调试者的观察,调整4个通道的电流输出强度使患者达最佳步行状态。利用此行走模式重复刺激下肢产生行走动作,不需要考虑下肢单一关节和肌肉的控制,通过使用依赖性最终达到恢复行走模式^[14]。有研究结果提示基于行走模式的功能性电刺激设备临床效果比较明显,显著改善脑卒中患者偏瘫下肢运动功能及平衡能力^[15]。

本研究过程中,采集了研究对象的部分步态运动学评价指标,根据患者的耐受程度调整设备的电流强

度,得出在该设备辅助步行训练时偏瘫患者基本可以达到无错式运动再学习的结果。基于行走模式的FES同时联合其他治疗方法^[16],如踝足矫形器、视觉或听觉节律性刺激,多样化的康复训练模式是否可以进一步提高步行训练的正确性和有效性,在本研究的基础上作者将进行更深入的研究探讨。

【参考文献】

- [1] 李志斌,冯尚武,谢镇良,等.居家康复训练结合规范化康复宣教对脑卒中患者日常生活自理能力和生活质量的影响[J].中国康复,2019,34(2):90-92.
- [2] 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.
- [3] 燕铁斌,程曙光.一种基于人体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(11):733-735.
- [4] 杨婷,林强,程凯,等.功能性电刺激结合快速步行训练对脑卒中偏瘫患者功能的影响[J].中国康复,2017,32(6):451-454.
- [5] 中华医学会神经病学分会脑血管病学组急性缺血性脑卒中诊治撰写组.中国急性缺血性脑卒中诊治指南2010[J].中华神经科杂志,2010,42(2):146-153.
- [6] 中华医学会神经病学分会,中华医学会神经病学分会脑血管病学组.中国脑出血诊治指南2014[J].中华神经科杂志,2015,48(6):435-444.
- [7] 王尚培,陈先文,徐梅,等.原发进行性冻僵步态与伴冻僵步态帕金森病患者步态时空参数和足底压力比较研究[J].安徽医药,2016,20(7):1309-1312.
- [8] 毕胜,燕铁斌,王宁华.运动控制原理与实践[M].北京:人民卫生出版社,2009:7-9.
- [9] Dietz V, Sinkjaer T. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. Lancet Neurol, 2007, 6(8):725-733.
- [10] 徐立伟,胡志,高光仪,等.强化运动想象疗法对脑卒中偏瘫患者步行的影响与机制研究[J].中国康复,2016,31(5):345-348.
- [11] 王辉.下肢机器人应用对脑卒中偏瘫患者步行功能和ADL的影响[J].中国康复,2018,33(2):138-139.
- [12] 毛玉蓉,李乐,陈正宏,等.脑卒中患者步行能力与下肢三维运动学及动力学相关性分析[J].中国康复医学杂志,2012,27(5):442-447.
- [13] 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.
- [14] 向云,燕铁斌,庄志强,等.功能性电刺激促进急性脑梗死大鼠脑内源性神经干细胞增殖的研究[J].中华神经医学杂志,2009,8(12):1197-1202.
- [15] Zhimei Tan, Huihua Liu, Tiebin Yan, et al. The effectiveness of functional electrical stimulation based on a normal gait pattern on subjects with early stroke: a randomized controlled trial [J]. 2014, <http://dx.doi.org/10.1155/2014/545408>.
- [16] 黄肖群,肖文武,覃东.功能性电刺激联合踝足矫形器对脑卒中下肢运动功能的疗效评价[J].中国康复,2018,33(4):311-313.