

·临床研究·

多通道功能性电刺激踏板训练对脑卒中患者步行功能的影响*

刘加鹏¹ 王卫宁² 梁思捷² 徐冬艳¹ 吴军发¹ 朱玉连^{1,3}

摘要

目的:研究下肢多通道功能性电刺激(FES)控制下的踏板训练对脑卒中患者步行功能的影响。

方法:30例脑卒中患者按照随机数字表分为FES治疗组15例和常规治疗组15例,常规治疗组接受常规治疗和康复训练,康复训练为每日1次,每次60min,每周5次,持续训练8周。FES治疗组接受40min常规康复治疗,增加下肢多通道FES训练,选择性刺激患侧下肢肌肉,电极片分别置于竖脊肌、臀大肌、股四头肌、腓绳肌、胫前肌、腓肠肌,刺激强度以患者耐受为限,每日1次,每次20min,共计60min,每周5次,连续治疗8周。治疗前、中、后用改良Barthel指数、Fugl-Meyer运动功能评定量表下肢部分(FMA-L)评分和三维步态分析系统对2组受试者进行测试。

结果:治疗4周后,改良Barthel指数、患侧下肢FMA-L和Gaitwatch步态参数中的步态周期、步速和支撑相较治疗前均有明显变化($P<0.05$)。两组组内不同时间点比较:治疗4周与治疗前,治疗8周后与治疗前比较均有明显变化($P<0.05$);治疗8周与治疗4周比较,改良Barthel指数、FMA-L、步幅、步速、行走步数、双支撑相、双髋屈曲和伸展最大角度平均值有显著性差异($P<0.05$)。两组组间、同时点比较:治疗前无显著性差异($P>0.05$);治疗4周,改良Barthel指数、FMA-L、双膝屈曲最大角度平均值具有显著性差异($P<0.05$);治疗8周,改良Barthel指数、FMA-L、步幅、步速、行走步数和双支撑相具有显著性差异($P<0.05$)。

结论:下肢多通道功能性电刺激控制下的踏板训练可有效改善脑卒中患者步行功能。

关键词 脑卒中;步行功能;多通道功能性电刺激

中图分类号:R743.3.R493 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2021)-02-0182-04

脑卒中是临床常见的一种脑血管疾病,具有高致残率、致死率的特点^[1]。研究发现,70%左右的患者在病情稳定后遗留运动功能障碍,其中大部分未获得良好的步态和步行速度^[2]。脑卒中恢复期下肢易出现伸肌占优势的共同运动模式(髋关节内收、内旋,膝关节伸展,踝关节跖屈、内翻,脚趾屈曲),从而限制患者正常的下肢运动模式,严重影响患者的日常生活活动能力和生存质量^[3]。因此,有效地改善并提高患者异常运动模式,提高步行能力是脑卒中后的重要目标之一。常规的康复治疗对提高患者下肢运动功能有改善作用,但是训练周期相对较长,对于下肢共同运动改善效果的研究较少,针对性建立下肢正确运动模式的方法有限,因此,本研究试图探讨针对下肢的功能性电刺激(functional electric stimulation, FES)控制下的踏板训练对于建立正确的运动模式影响。

1 对象与方法

1.1 研究对象

选取2018年1月—2019年5月在复旦大学附属华山医院东院康复医学诊疗中心住院的初次发病的脑卒中恢复期患者30例。本研究实际纳入34例,其中有4例因各种原因未完成整个实验过程,流失率为11.76%。其中,FES治疗组2例患者中途脱落,1例患者因其他不明原因引起髋部疼痛,拒绝继续参与FES治疗,1例患者因FES治疗过程中对电流敏感,有神经过敏性疼痛表现,拒绝继续进行治疗;常规治疗组2例患者中途脱落,1例患者因恢复情况良好,提前出院,未完成实验,1例患者因吸入性肺部感染,未能完成实验。伴有不同程度的下肢共同运动模式,运动功能障碍。按照随机数字表法分为常规康复治疗组和FES治疗组,具体步骤为:从随机数字表的第5行第3列开始选取数字,奇数为常规治疗组,偶数为FES治疗组,每组15例,两组一般资料比较差异无显著性意义($P>0.05$)。见表1。

入组标准:①均符合《中国脑血管疾病分类2015》的标准^[4];并经CT和MRI证实的脑梗死或脑出血患者;②生命体征平稳,意识清楚、查体配合;③病程3—12个月,初次发病;

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2021.02.010

*基金项目:上海市科学技术委员会项目(18411962300)

1 复旦大学附属华山医院,上海,200040; 2 上海体育学院; 3 通讯作者

第一作者简介:刘加鹏,男,初级治疗师; 收稿日期:2019-07-30

表1 两组患者一般资料比较 ($\bar{x}\pm s, n=15$)

组别	性别(例)		年龄 (岁)	发病类型		病程 (月)
	男	女		脑梗死	脑出血	
常规治疗组	8	7	55.10±14.01	9	6	6.47±1.83
FES治疗组	9	6	58.43±9.52	10	5	6.73±1.81
<i>P</i>	0.799		0.286	0.612		0.574

④年龄30—70岁之间;⑤患侧肢体Brunnstrom分期Ⅲ—V期;⑥愿意本人或其直系亲属代签知情同意书。

排除标准:①病情不稳,认知、言语功能严重障碍;②合并严重心肺等其他原发性疾病;③目标治疗区域局部感染及皮肤破溃。

剔除标准:①入组后被发现不符合入组标准;②入组后继发其他疾病,不适合继续治疗的;③不按规定完成治疗的。本研究经复旦大学附属华山医院伦理委员会审核通过(KY2018-398)。

1.2 治疗方法

常规康复治疗:两组均采用肌力训练、神经促通技术(PNF技术,Rood技术和Bobath技术等)、运动再学习技术和被动牵伸技术等治疗方法,在口令引导下进行各项活动,坐站训练,平衡训练,躯干控制和单关节控制训练,步态纠正训练等。

下肢多通道FES电刺激:采用美国多通道功能性电刺激康复治疗系统(FES Restorative Therapy System)RT300进行治疗,一般采用单侧6组肌群,分别是患侧竖脊肌、臀大肌、股四头肌、腓绳肌、胫前肌和小腿三头肌,将电极贴在选取肌肉的肌腹,调节电流强度,告知患者相关感受,患者首次训练前需进行电流强度耐受的测试,以确定患侧躯干和下肢肌群的所能耐受安全电流范围;将患者双下肢固定在踏板装置上,设置功率自行车的扭矩,根据患者的运动能力变化,自动调节电流大小和阻力大小,初始训练设置为中等强度;核心控制器系统协调电流和阻力大小,使患者进行重复标准化踏车运动。

常规治疗组只接受常规康复治疗,1次/天,1h/次。FES治疗组每天接受40min的常规康复治疗,20min下肢多通道FES电刺激治疗,两组均进行每周5天的治疗,连续治疗8周。

1.3 疗效评价标准

治疗前和治疗4周、8周后由专业的有经验的医师在单盲状态下进行评估所有患者。

评估内容:①下肢运动功能Fugl-Meyer评定法(FMA-L),总分34分,分值越高代表功能越好;②ADL能力评定:采用改良Barthel指数(MBI)评定,分数越高,生活依赖程度越低,独立能力越强;③步态功能评定:Gaitwatch步态参数,包括步态周期、步幅、步数、步长、支撑相、摆动相等参数。

1.4 统计学分析

采用SPSS 20.0统计软件进行统计学分析,计量资料用均数±标准差表示,常规治疗组和FES治疗组组内前后比较采用重复测量方差分析,组间比较经方差齐性检验后采用独立样本*t*检验,计数资料应用 χ^2 检验,设定显著性水平 $\alpha=0.05, P<0.05$ 表示差异有显著性意义。

2 结果

治疗4周后,改良Barthel指数、患侧下肢FMA-L和Gaitwatch步态参数中的步态周期、步速和支撑相较治疗前均有明显变化($P<0.05$)。两组组内不同时间点比较:治疗4周与治疗前,治疗8周后与治疗前比较均有明显变化($P<0.05$);治疗8周与治疗4周比较,改良Barthel指数、FMA-L、步幅、步速、行走步数、双支撑相、双髋屈曲和伸展最大角度平均值有显著性差异($P<0.05$)。两组组间、同时间点比较:治疗前无显著性差异($P>0.05$);治疗4周,改良Barthel指数、FMA-L、双膝屈曲最大角度平均值具有显著性差异($P<0.05$);治疗8周,改良Barthel指数、FMA-L、步幅、步速、行走步数和双支撑相具有显著性差异($P<0.05$)。见表2—4。

3 讨论

脑卒中后,大脑组织受损,失去正常的功能,恢复期过程中,患者功能改善进展减慢,异常运动模式基本形成,而下肢具有支撑体重,帮助站立和步行的功能^[5],针对此类患者,改变治疗策略,寻找康复治疗新技术帮助患者重新建立正确的运动模式,恢复随意自主的运动功能尤为重要。本研究利用多通道FES刺激和常规康复训练,可显著改善患者步态功能,提高步速,增加步长,有效纠正患者的异常步态,同时能够提高下肢运动能力和日常生活活动能力。脑卒中患者步行时易形成以腰方肌代偿的划圈步态,髋关节和膝关节屈曲不明显,同时患者足下垂和足内翻也明显影响患者的踝背屈

表2 治疗前、治疗4周、治疗8周改良Barthel指数比较 ($\bar{x}\pm s, n=15$)

组别	治疗前	治疗4周	治疗8周	<i>F</i>	<i>P</i>
常规治疗组	53.73±6.60	57.47±7.37	60.46±5.96	22.603	0.000
FES治疗组	54.27±6.57	62.67±5.89	70.93±5.58	75.834	0.000
<i>P</i>	0.826	0.042	0.000		
<i>t</i>	0.222	2.136	4.961		

表3 治疗前、治疗4周、治疗8周下肢Fugl-Meyer(FMA-L)指数比较 ($\bar{x}\pm s, n=15$)

组别	治疗前	治疗4周	治疗8周	<i>F</i>	<i>P</i>
常规治疗组	19.20±1.61	21.27±1.67	23.47±1.73	68.073	0.000
FES治疗组	19.40±1.55	22.53±1.51	24.93±1.10	144.648	0.000
<i>P</i>	0.732	0.038	0.010		
<i>t</i>	0.346	2.184	2.775		

表4 治疗前、治疗4周、治疗8周 Gaitwatch 步态参数比较 ($\bar{x}\pm s, n=15$)

组别	治疗前	治疗4周	治疗8周
步态周期(s)			
常规治疗组	1.39±0.31	1.34±0.30	1.27±0.29
FES治疗组	1.43±0.2	1.33±0.28	1.21±0.25 ^①
步幅(cm)			
常规治疗组	63.60±11.68	69.63±11.61	76.27±9.89 ^①
FES治疗组	63.77±10.93	71.13±10.19 ^①	82.63±8.54 ^{①②③}
步速(cm/s)			
常规治疗组	45.93±11.85	55.00±12.18	64.93±13.59 ^①
FES治疗组	47.87±12.36	55.07±12.34 ^①	73.37±15.33 ^{①②③}
行走步数(步)			
常规治疗组	23.90±6.38	21.43±5.26	18.70±3.89 ^①
FES治疗组	24.37±5.96	20.73±4.91 ^①	16.77±2.82 ^{①②③}
双支撑相(%)			
常规治疗组	27.77±3.10	25.46±2.99 ^①	23.73±2.99 ^{①②}
FES治疗组	28.40±1.90	24.57±2.10 ^①	21.43±2.27 ^{①②③}
双髋屈曲最大平均值(°)			
常规治疗组	29.60±5.31	31.50±5.32	33.27±5.14 ^①
FES治疗组	28.20±4.76	31.63±4.56 ^①	34.57±4.94 ^{①②}
双髋伸展最大平均值(°)			
常规治疗组	6.20±2.66	8.10±2.60 ^①	10.03±2.59 ^{①②}
FES治疗组	5.53±1.87	8.87±2.21 ^①	11.27±2.29 ^{①②}
双膝屈曲最大平均值(°)			
常规治疗组	32.23±7.02	37.30±6.85 ^①	40.13±6.51 ^①
FES治疗组	30.27±5.60	33.93±5.89 ^{①③}	38.23±6.26 ^①
双膝伸展最大平均值(°)			
常规治疗组	5.10±1.99	6.80±1.88	7.57±1.74
FES治疗组	4.63±1.47	6.20±1.54	6.33±1.52

注:组内比较:与治疗前比较^① $P<0.05$;与治疗4周比较^② $P<0.05$;组间比较:同时点前后比较^③ $P<0.05$

功能,严重影响患者的步行能力⁶。有研究表明,FES能够较好地纠正步态,通过踝关节的控制策略,延长治疗持续时间⁷。FES控制下的踏车训练能够有效控制患者的踝关节背屈,让患者处于正常的背屈角度进行双下肢循环运动,改善患者的痉挛模式,让患者下肢紧张的感觉放松,帮助患者提高下肢的本体感觉,进而提升患者的下肢协调性运动和正常的功能性运动⁸。

FES是目前常用的一种作用于神经肌肉的电刺激,主要通过预定的电脉冲,刺激特定肌肉,引出相应的活动⁹。FES已被临床广泛应用并证实能够有效改善脑卒中后患者肢体运动功能¹⁰,但是,目前临床多以单通道或双通道FES为主要治疗方式。通过多通道FES刺激相应肌群,能够依据动作产生的时序定向精准调控周围神经,使运动发生时的主动肌产生收缩,从而建立正确的运动模式,抑制共同运动模式,更好的改善患者的下肢功能。本研究中功能性电刺激踏车训练根据患者具体情况按照系统设置的模式,通过电极片作用于患者下肢相应的肌肉,产生电刺激从而激活下肢活动的主动肌,同时能够协调主动肌与拮抗肌之间的活动顺序,纠正患者异常的肌肉收缩方式,进而改善患者的运动控制能

力¹¹。功能性电刺激控制下的踏车训练能够模拟正常的屈髋屈膝,以实现主动的步行准备动作,在激活主动肌的同时能够将重复运动模式反馈到大脑皮质,形成较好的外周-中枢训练模式,对患者大脑的运动功能区的重塑也有一定的改善¹²。重复性的踏车训练在患者不具备良好的姿势控制能力时进行大强度训练,类似于改良强制性运动理论中时间延长,动作重复,能够明显改善患者的下肢运动功能¹³,同时,重复的对称性的功能性电刺激引导运动可明显提高偏瘫侧的肌肉力量和双侧的协调性,并且能够改善下肢的关节活动度,预防关节挛缩的发生¹⁴。

多通道功能性电刺激即是通过通过对下肢神经肌肉进行电刺激,通过皮肤感受器传入到脊髓,再上行传入到大脑皮质,产生相应的动作输出指令,其是通过周围神经的调控进行运动控制,包括感觉信息的输入以及相关肌群的运动控制¹⁵,同时多通道功能性电刺激训练系统将12通道FES刺激器、核心控制器(SAGE系统)和下肢功率自行车组合在一起,按照设定好的程序,作用于患侧下肢,诱发肌群产生主动的协调收缩,形成正常的下肢运动模式,对痉挛肌肉的恢复也起到一定作用,根据大脑可塑性理论,正常的运动模式对中枢神经系统重塑和传导通路的恢复也有积极的影响¹⁶。SAGE控制下的重复踏车训练在动力学上与步态训练类似,而且不需要患者达到站立平衡3级,患者在坐位下即可进行训练。研究表明,功能性电刺激结合减重平板技术能够显著提高脑卒中患者运动功能,但对患者的要求比较高,需要患者能够安全站立,操作比较复杂,无法完成多组肌群的协同性收缩¹⁷,本研究恰好能够避免操作的复杂性,同时能够安全有效地进行下肢功能的训练。研究表明,正确运动模式下的重复多次训练,对脑卒中患者偏瘫侧下肢踝背屈角度、动态平衡能力及步行速度有明显改善作用,从而改善步行功能¹⁸。

本研究经过8周治疗,FES治疗组在Fugl-Meyer运动功能评分和步速方面较常规治疗组效果明显,与前人研究结果接近。另外,本研究采用三维步态评估仪器进行步态参数的评估,FES治疗组的步幅、步速、行走步数、双支撑相、双髋屈曲和伸展最大角度平均值较常规治疗组显著提高,作用机理可能与患者经过正常运动模式长期反复的训练,肌群间相互协调收缩,肌张力与肌力达到平衡状态有关。脑卒中后,患者要纠正异常模式,建立正常运动模式,通过重复性训练引起对侧皮质代表区往周围区域延伸以及同侧皮质的募集,对皮质功能区进行重组¹⁹。因此,本研究通过常规康复训练和多通道功能性电刺激踏车训练系统进行训练,利用多次重复的正确的运动模式,通过下肢功能性电刺激对控制下肢的周围神经进行调控,使神经肌肉本体感觉得到强化,提高下肢运动能力。但是本研究未观察神经电生理指标,未进行表面肌电分析,只是用量表数据进行分析,不能精确描述患者运

动功能的改变状态,在一定程度上降低了研究结果的精确性,希望在以后的研究中增加定量评估结果,进一步完善研究过程。

4 结论

常规康复治疗结合多通道功能性电刺激踏板训练能够帮助患者建立正常运动模式,有效改善下肢运动功能和步行能力,从而提高患者的生存质量。

参考文献

- [1] Fryer CE, Luker JA, McDonnell MN, et al. Self-management programs for quality of life in people with stroke[J]. *Stroke*, 2016, 47(12): 266—267.
- [2] 李春镇, 睦明红, 于力争, 等. 基于行走模式功能性电刺激对脑卒中恢复期患者步态调控的研究[J]. *中国康复医学杂志*, 2019, 34(5): 562—565.
- [3] Ohata K. Can a novel rehabilitation robot device change the muscle synergy patterns during walking in individuals after stroke?[J]. *Ann Phys Rehabil Med*, 2018, 61: e501—e501.
- [4] 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. 中国脑血管疾病分类 2015[J]. *中华神经科杂志*, 2017, 50(3): 168—171.
- [5] 商敏, 王玉凤, 杨凤梅, 等. 系统康复治疗对脑卒中恢复期患者认知功能、运动功能及生活质量的影响[J]. *中国老年学杂志*, 2014, 34(23): 6551—6553.
- [6] 荣积峰, 吴毅, 顾玲, 等. 脑卒中患者足下垂和足内翻康复研究进展[J]. *中国康复*, 2015, 30(1): 45—48.
- [7] 赵娟, 刘培乐, 华艳, 等. 功能性电刺激、足踝矫形器对脑卒中后足下垂内翻患者即刻步行能力的影响[J]. *上海医药*, 2018, 39(11): 31—34.
- [8] 徐胜, 李向哲, 庄任, 等. FES辅助踏板与MOTOmed智能训练系统对早期脑卒中患者下肢功能的对比研究[J]. *中国康复*, 2017, 32(6): 447—450.
- [9] Melo PL, Silva MT, Martins JM, et al. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies[J]. *Clin Biomech*, 2015, 30(2): 101—113.
- [10] Hong Z, Sui M, Zhuang Z, et al. Effectiveness of neuromuscular electrical stimulation on lower limb hemiplegic patients following chronic stroke: a systematic review[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2018, 99(5): 1011—1022.
- [11] Howlett OA, Lannin NA, Ada L, et al. Functional electrical stimulation improves activity after stroke: A systematic review with meta-analysis[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2015, 96(5): 934—943.
- [12] Ambrosini E, Ferrante S, Ferrigno G, et al. Cycling induced by electrical stimulation improves muscle activation and symmetry during pedaling in hemiparetic patients[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2012, 20: 320—330.
- [13] Mrachacz KN, Voigt M, Stevenson AJT, et al. The effect of type of afferent feedback timed with motor imagery on the induction of cortical plasticity[J]. *Brain Res*, 2017, 1674: 91—100.
- [14] Zhu Y, Zhou C, Liu Y, et al. Effects of modified constraint-induced movement therapy on the lower extremities in patients with stroke: a pilot study[J]. *Disabil Rehabil*, 2016, 38: 1893—1899.
- [15] Allen JL, Ting LH, Kesar TM. Gait rehabilitation using functional electrical stimulation induces changes in ankle muscle coordination in stroke survivors: a preliminary study[J]. *Front Neurol*, 2018, 9: 1127.
- [16] 马春莲, 杨翼. 运动影响脑可塑性及其分子机制研究进展[J]. *中国运动医学杂志*, 2015, 34(8): 810—814.
- [17] 李岩, 陈迎春, 顾旭东, 等. 功能性电刺激结合减重平板训练对脑卒中患者步行及步态的影响[J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(01): 83—85.
- [18] Takao T, Tanaka N, Iizuka N, et al. Improvement of gait ability with a short-term intensive gait rehabilitation program using body weight support treadmill training in community dwelling chronic post-stroke survivors[J]. *J Phys Ther Sci*, 2015, 27(1): 159—163.
- [19] 邵方方, 尹大志, 贾杰, 等. 皮质下脑卒中对运动想象有关脑区功能连接的影响[J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(2): 133—139.