

·临床研究·

功能性电刺激同步节奏性听觉刺激对脑卒中患者下肢运动功能的影响

王娟¹ 赵凯^{1,2} 徐梅¹

摘要

目的:探讨功能性电刺激同步节奏性听觉刺激对脑卒中患者下肢运动功能的影响。

方法:将符合纳入标准的脑卒中偏瘫患者40例,随机分为对照组和试验组各20例,两组患者均予常规康复治疗。对照组予以功能性电刺激步行训练,试验组则予以功能性电刺激同步节奏性听觉刺激步行训练。分别于治疗前、训练2周后及训练4周后用Fugl-Meyer运动功能评定量表中的下肢部分(FMA)、Berg平衡量表(BBS)、威斯康辛步态量表(WGS)及P-WALK平板压力测试系统进行评定。

结果:治疗2周后两组患者下肢FMA、BBS、WGS评分、步速、步长差、患侧负重比较治疗前改善($P<0.05$),治疗后组间比较差异无显著性意义($P>0.05$);治疗4周后两组患者下肢FMA、BBS、WGS评分、步速、步长差、患侧负重比均较治疗前显著改善($P<0.05$),治疗后组间比较,试验组各项评定改善程度较对照组明显($P<0.05$),且两组各项评定4周治疗前后变化率具有显著性意义($P<0.05$)。

结论:功能性电刺激同步节奏性听觉刺激可明显改善脑卒中患者下肢运动功能。

关键词 功能性电刺激;节奏性听觉刺激;脑卒中;步行能力

中图分类号:R743.3.R493 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2019)-05-0566-04

脑卒中患者遗留的下肢功能障碍,严重的影响患者的生活质量。其步态往往表现为步行模式的变化、虚弱、感觉减退、异常的运动时间和平衡障碍^[1]。改善异常步态模式是提高患者步行能力的前提,也是提高患者生存质量的重要目标^[2]。有研究表明,功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)可有效改善偏瘫患者的步行模式^[3],已越来越多的应用于临床上偏瘫患者的康复治疗。节奏性听觉刺激(rhythmic auditory stimulation, RAS)已被证实可有效改善步态不对称性^[4],应用于偏瘫患者的步态训练中也取得了良好的康复效果^[5-6]。本课题旨在研究功能性电刺激同步RAS对脑卒中偏瘫患者步态及平衡功能的促进作用,从而提供更为高效的康复治疗措施。

1 对象与方法

1.1 一般资料

选取2018年2月至2018年9月入住安徽医科大学第一

附属医院康复医学科脑卒中偏瘫患者40例,全部符合1995年全国第四届脑血管病学术会议制定的脑卒中诊断标准^[7]且已经CT或MRI明确诊断。

纳入标准:①患者首次患病,单侧下肢功能障碍,生命体征平稳,能配合本次试验;②可独立或在监视下行走20min以上;③患侧下肢徒手肌力测定(MMT)≥2级,改良Ashworth量表(MAS)≤2级;④年龄20—70岁,病程在6个月以内;⑤所有入选患者均签署知情同意书。

排除标准:①严重的深感觉、视听觉障碍,以及不能配合治疗的言语认知障碍患者;②由于其他神经系统、骨关节系统等疾病所致下肢功能障碍而影响训练者;③存在严重的心肺、肝肾功能不全以及患有其他严重疾病者;④具有心脏起搏器、植入其他金属固定物的患者。

研究对象采取随机数字表法分为对照组和试验组各20例,两组一般临床资料具有可比性($P<0.05$),见表1。

1.2 治疗方法

表1 两组患者一般资料

组别	例数	性别(例)		偏瘫侧(例)		年龄 ($\bar{x}\pm s$,岁)	病程 ($\bar{x}\pm s$,d)	病变类别(例)	
		男	女	左	右			脑出血	脑梗死
对照组	20	12	8	9	11	57.15±10.17	91.30±27.96	10	10
试验组	20	11	9	7	13	55.80±9.84	88.35±31.13	12	8

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.05.013

1 安徽医科大学第一附属医院康复科,合肥,230000; 2 通讯作者
作者简介:王娟,女,硕士研究生; 收稿日期:2018-11-17

两组偏瘫患者均予以相同的常规训练项目,而对照组予以四通道功能性电刺激,由P2-9632多功能电疗综合治疗仪(广州凡科医疗设备有限公司)实施治疗。具体方法:治疗前先将电极片分别贴于患侧下肢的腓肠肌、比目鱼肌、股四头肌和腓绳肌处,同时带好足底触发开关并打开,根据患者最大耐受强度设定电流强度,步行训练过程中可随时调整电流强度^[8]。

试验组在进行四通道功能性电刺激治疗同时配合节奏性听觉刺激,采用可随身携带的电子节拍器。具体方法:患者每天训练前先行于宽敞、少人的走廊中放松行走,记录患者的步行时间和步数,由此计算步频,根据该步频设定电子节拍器的节奏频率,当患者进行FES训练时接受节拍器的节奏提示,要求患者一个节拍走一步。待患者适应该频率时,可逐步增加节拍器的频率至原始频率的110%^[5]。

两组治疗时间均为20min/次,每天1次,每周5天,共4周。

1.3 评定方法

两组患者分别在训练前、训练2周后及训练4周后采用Fugl-Meyer运动功能评定量表(Fugl-Meyer assessment, FMA)、Berg平衡量表(Berg balance scale, BBS)、威斯康辛步态量表(Wisconsin gait scale, WGS)^[9]以及P-WALK平板压力测试系统进行评定。①下肢FMA评分:共17项,总分34分,分数越高,下肢存在的功能障碍越轻;②Berg平衡量表:共14项,0—56分,分数越高提示平衡能力越强;③WGS:分数范围为14—45分,分数越低,提示步态异常的程度越轻;④步态分析应用P-WALK平板压力测试系统。患者熟悉相关测试流程后,脱去鞋子在测试区域内匀速行走,通过相应计算机软件分析得出步速、步长差,然后嘱患者在放松状态下测出静态站立情况下的患侧负重比。

1.4 统计学分析

采用SPSS 17.0版统计软件进行统计学分析,所有数据均需经过正态分布及方差齐性检验。计量资料比较应用t检验,计数资料应用 χ^2 检验, $P<0.05$ 表示差异有显著性意义。

2 结果

2.1 量表评估比较

①治疗前两组患者下肢FMA、BBS、WGS评分组间差异无显著性意义($P>0.05$);②治疗2周后患者下肢FMA、BBS、WGS评分较治疗前改善($P<0.05$),但组间比较差异无显著性意义($P>0.05$);③治疗4周后,两组患者下肢FMA、BBS评分明显高于治疗前,WGS评分较治疗前显著降低($P<0.05$);治疗后组间比较,试验组下肢FMA、BBS评分的提高程度,以及WGS评分降低程度均较对照组明显($P<0.05$);④进一步比较两组治疗4周前后的变化率,变化率=[(治疗后-治疗

前)/治疗前%],两组各项评分治疗前后变化率具有显著性意义($P<0.05$)。见表2。

2.2 运动参数评估比较

①治疗前两组患者步速、步长差、患侧负重比组间差异无显著性意义($P>0.05$);②治疗2周后,两组患者的步态分析参数步速、患侧负重比均高于治疗前,步长差较治疗前下降($P<0.05$),组间比较无显著意义($P>0.05$);③治疗4周后,两组各项参数均较治疗前明显改善($P<0.05$),试验组改善程度较对照组更为显著($P<0.05$),两组运动参数前后变化率比较具有显著性意义($P<0.05$)。见表3。

表2 两组患者治疗前后下肢FMA、BBS、WGS评分及前后变化率的比较 ($\bar{x}\pm s$,分)

组别	下肢FMA	BBS	WGS
对照组(n=20)			
治疗前	20.90±3.06	33.90±4.20	30.55±4.68
治疗2周后	22.45±3.35 ^①	36.05±4.17 ^①	28.60±4.66 ^①
治疗4周后	25.00±3.28 ^①	39.25±3.86 ^①	25.75±4.55 ^①
4周前后变化率	0.20±0.06	0.16±0.05	-0.16±0.04
试验组(n=20)			
治疗前	19.60±3.30 ^③	32.40±5.19 ^③	30.30±4.77 ^③
治疗2周后	22.85±2.85 ^{①③}	36.75±5.25 ^{①③}	26.90±4.25 ^{①③}
治疗4周后	27.40±2.78 ^{①②}	42.40±5.47 ^{①②}	22.70±3.61 ^{①②}
4周前后变化率	0.41±0.12 ^②	0.32±0.08 ^②	-0.25±0.03 ^②

注:①与治疗前相比 $P<0.05$;②与对照组治疗前相比 $P<0.05$;③与对照组相比 $P>0.05$;BBS: Berg平衡量表, WGS: 威斯康辛步态量表

表3 两组患者治疗前后步速、步长差、患侧负重比及前后变化率的比较 ($\bar{x}\pm s$)

组别	步速(cm/s)	步长差(cm)	患侧负重比(%)
对照组(n=20)			
治疗前	29.88±9.62	7.88±2.70	43.10±2.55
治疗2周后	32.65±9.68 ^①	6.78±2.63 ^①	43.91±2.36 ^①
治疗4周后	36.80±10.15 ^①	5.63±2.39 ^①	44.96±2.25 ^①
4周前后变化率	0.25±0.09	-0.30±0.11	0.04±0.01
试验组(n=20)			
治疗前	29.08±8.58 ^③	7.80±2.83 ^③	43.44±2.71 ^③
治疗2周后	34.80±8.54 ^{①③}	6.20±2.19 ^{①③}	44.98±2.37 ^{①③}
治疗4周后	43.00±8.43 ^{①②}	3.78±1.77 ^{①②}	47.11±1.81 ^{①②}
4周前后变化率	0.53±0.25 ^②	-0.51±0.15 ^②	0.09±0.03 ^②

注:①与治疗前相比较 $P<0.05$;②与对照组比较 $P<0.05$;③与对照组比较 $P>0.05$

3 讨论

脑卒中患者由于中枢神经系统受损,表现为患肢肌肉的运动功能障碍,包括失神经支配、废用、重塑和痉挛^[10],由于患侧肌肉的活动异常和痉挛,患肢移动较健侧慢,引起健患侧步态的不对称性^[11],这些会降低患者的平衡功能,从而导致步态紊乱^[12]。如果异常的步态模式和不对称步态得到改善,患者可能较好地恢复病前的步行功能^[13]。

本研究结果显示,对照组2周以及4周治疗后步速、步长

差、患侧负重比、下肢FMA评分、BBS评分以及WGS评分均较治疗前有显著差异,表明功能性电刺激可有效提高步速、缩小步长差、提高患侧负重比,并可改善下肢FMA、BBS以及WGS评分,提示经治疗后患者平衡功能、步态不对称性均较前好转。与相关研究结果一致,FES可有效改善偏瘫患者的步行模式,促进脑功能重组,明显提高患者的平衡功能^[14]。本研究试验组治疗4周后步速、步长差、患侧负重比、下肢FMA、BBS以及WGS评分相比于治疗前有显著差异,且各项指标明显优于对照组,两组前后变化率比较具有显著性意义,表明两种康复训练方法具有不同的疗效,相较于对照组,综合治疗组对脑卒中患者步态功能的改善更为显著,考虑四通道FES尽管可使瘫痪下肢较好的产生功能性活动,但其工作模式是在患侧下肢足跟离地起步时才释放低频脉冲电流,而脑卒中患者支撑相末期足跟离地困难,并且存在一个典型的特点,即节律紊乱^[15],FES尚不能有效改善此类问题。

RAS属于音乐疗法的一种,通过使用外部节奏提示促进节奏运动的训练,与步态相关活动的启动和促进有关^[16]。Kobinata N等^[17]通过试验证实RAS对脑卒中小脑、脑桥、髓质、丘脑损伤患者运动时序和步态节律的预测是有效的。Ko Byung-Woo等^[18]研究表明步行训练时随着听觉刺激节奏的增加,脑卒中患者的步速、步长、步行周期、步长差均发生显著变化。RAS的关键性理念是网状脊髓束内的听觉-运动同步,即在运动时予以规律性听觉刺激,可诱导运动与之同步^[19],Suteerawattananon等^[20]报道听觉线索可以通过网状脊髓束增加脊髓运动神经元的兴奋性,减少肌肉对运动指令的反应时间。因此,听觉刺激可绕过受损的解剖结构,导致良好的肌肉表现和定时控制,并调节由大脑代偿网络接收的运动定时控制信号^[18]。

功能性电刺激结合RAS在改善运动模式的同时,更好的达到了双侧步伐的对称性,本次研究结果可说明这一点。考虑可能通过功能性电刺激对瘫痪下肢4组关键肌群的刺激,使下肢的相关关节和肌肉产生了协调性运动,满足了下肢的功能性活动。FES可在患肢摆动期刺激胫前肌,纠正足下垂内翻,增强了步行的稳定性,降低了患者跌倒的风险^[21]。有研究表明,FES产生疗效的机制可能与脑功能重组、神经重建有关^[22]。

功能性电刺激与RAS的有效结合,通过规律、持续的外部听觉刺激,患侧足跟离地得到规律性提示,使双腿产生节奏性运动,配合FES对患侧下肢运动模式的改善,经过反复运动,显著地提高了步速、患侧负重比,降低了步长差,相关量表指标得以改善,但本试验治疗2周后试验组各项评定虽较对照组有所改善,但差异无显著性意义,治疗4周后,患者下肢的运动功能改善程度更为显著,提示功能性电刺激结合RAS步行训练需坚持一定疗程。本试验中节奏频率是否为

最有效的设定,尚无具体标准。总之,本研究结果提示功能性电刺激结合RAS可以更为有效地提高脑卒中偏瘫患者的下肢运动功能,康复疗效更为显著,值得进一步推广。

参考文献

- [1] Kesar TM, Perumal R, Reisman DS, et al. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: Effects on poststroke gait [J]. *Stroke*, 2009, 40(12):3821—3827.
- [2] Lee S, Lee K, Song C. Gait training with bilateral rhythmic auditory stimulation in stroke patients: A randomized controlled trial [J]. *Brain Sciences*, 2018, 8(9):1—11.
- [3] 许佳, 胡世红, 凌晴, 等. 功能性电刺激对偏瘫患者下肢功能及步态的影响[J]. *中国康复*, 2015, 30(3):189—191.
- [4] Roerdink M, Lamoth CJ, van Kordelaar J, et al. Rhythm perturbations in acoustically paced treadmill walking after stroke [J]. *Neurorehabil. Neural Repair*, 2009, 23(7), 668—678.
- [5] 张玉阁, 张通, 刘丽旭. 节奏性听觉刺激对脑卒中偏瘫患者步态的效果[J]. *中国康复理论与实践*, 2016, 22(9):999—1003.
- [6] Shin YK, Chong HJ, Kim SJ, et al. Effect of rhythmic auditory stimulation on hemiplegic gait patterns [J]. *Yonsei Med J*, 2015, 56(6): 1703—1713.
- [7] 中华医学会第四届全国脑血管病学术会议. 各项脑血管病诊断要点[J]. *中华神经内科学杂志*, 1996, 6(29): 379—380.
- [8] 燕铁斌, 程曙光. 基于行走模式的低频脉冲电刺激瘫痪治疗仪[J]. *中国医疗器械信息*, 2010, 16(2), 1—4.
- [9] 胡楠, 卢茜, 李军, 等. 两种步态量表在脑卒中偏瘫步行评定中的评测者间信度[J]. *中国康复理论与实践*, 2015, 21(5):549—551.
- [10] Carda S, Cisari C, Invernizzi M. Sarcopenia or muscle modifications in neurologic diseases: a lexical or pathophysiological difference? [J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2013, 49(1): 119—130.
- [11] Pelton TA, Johannsen L, Huiya C, et al. Hemiparetic stepping to the beat: Asymmetric response to metronome phase shift during treadmill gait [J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2010, 24(5): 428—434.
- [12] Horstman AM, Beltman MJ, Gerrits KH, et al. Intrinsic muscle strength and voluntary activation of both lower limbs and functional performance after stroke [J]. *Clin Physiol Funct Imaging*, 2008, 28(4): 251—261.
- [13] Donnan GA, Fisher M, Macleod M, et al. Stroke [J]. *Lancet*, 2008, 371(9624):1612—1623.
- [14] 陈丹凤, 燕铁斌, 黎冠东, 等. 多通道功能性电刺激对脑卒中患者下肢运动功能的影响[J]. *中国康复*, 2013, 28(4):289—291.
- [15] Roerdink M, Lamoth CJ, van Kordelaar J, et al. Rhythm perturbations in acoustically paced treadmill walking after

- stroke[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2009, 23 (7): 668—678.
- [16] Clements-Cortes A, Bartel L. Are we doing more than we know? possible mechanisms of response to music therapy [J]. Front Med (Lausanne), 2018, 5(255):1—8.
- [17] Kobinata N, Ueno M, Imanishi Y, et al. Immediate effects of rhythmic auditory stimulation on gait in stroke patients in relation to the lesion site [J]. Journal of Physical Therapy Science, 2016, 28(9):2441—2444.
- [18] Ko BW, Lee HY, Song WK. Rhythmic auditory stimulation using a portable smart device: short term effects on gait in chronic hemiplegic stroke patients [J]. The Journal of Physical Therapy Science, 2016, 28(5):1538—1543.
- [19] Park G, Woo Y. Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults [J]. J Phys Ther Sci, 2015, 27 (10): 3199—3202.
- [20] Suteerawattananon M, Morris GS, Etnyre BR, et al. Effects of visual and auditory cues on gait in individuals with Parkinson's disease [J]. J Neurol Sci, 2004, 219(1—2): 63—69.
- [21] 赵娟,张备,王凡,等. 功能性电刺激对脑卒中后足下垂内翻患者运动功能的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2016, 35(8), 742—745.
- [22] 金冬梅,庄志强,燕铁斌,等. 功能性电刺激对急性脑梗死大鼠运动功能和缺血半影区与镜区突触素表达的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2009, 24(12):1061—1064, 1069.

·临床研究·

基于镜像神经元理论的动作观察疗法对脑卒中后足下垂患者的疗效研究

李伟利¹ 仝林² 章闻捷^{1,3}

摘要

目的:探讨基于镜像神经元理论的动作观察疗法对脑卒中后偏瘫伴足下垂患者下肢运动功能的临床疗效。

方法:选取脑卒中后偏瘫伴足下垂患者50例,采用随机数字表法分为试验组(n=25)和对照组(n=25)。对照组采用常规康复疗法进行治疗,试验组在此基础上增加基于镜像神经元理论的动作观察疗法(AOT)进行治疗。分别于治疗前及治疗6周后评定患者踝背屈肌最大收缩时的肌电波幅,测量踝背屈主动关节活动度,同时应用Fugl-Meyer评分(FMA)对患者的下肢运动功能进行评定。

结果:治疗6周后,2组患者踝背屈肌最大收缩时的肌电波幅、踝关节背屈角度、下肢FMA评分较治疗前均明显增加,差异有显著性意义($P<0.05$),且试验组明显优于对照组(均 $P<0.05$)。

结论:基于镜像神经元理论的动作观察疗法对脑卒中后偏瘫患者足下垂有显著疗效,能增加胫前肌的肌力,改善踝关节主动背屈角度,从而改善偏瘫侧下肢运动功能,值得临床推广应用。

关键词 镜像神经元;动作观察疗法;脑卒中;足下垂

中图分类号:R493,R743.3 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2019)-05-0569-04

脑卒中后偏瘫引起的足下垂是导致患者步态异常的主要因素,患者在步行周期的摆动相存在廓清障碍,特别是缺

乏主动的踝背屈动作及足跟着地,导致走路时呈划圈或跨步步态,严重影响下肢运动功能及步行能力,且可增加患者跌

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.05.014

1 浙江省人民医院(杭州医学院附属人民医院)康复医学科,浙江省杭州市,310014; 2 上海交通大学医学院附属第九人民医院康复医学科; 3 通讯作者

作者简介:李伟利,女,治疗师; 收稿日期:2018-12-21