

·临床研究·

## 步态诱发功能性电刺激对脑卒中后足下垂患者步态时空参数的影响

单莎瑞<sup>1</sup> 黄国志<sup>1,2</sup> 曾庆<sup>1</sup> 汪孝红<sup>1</sup>

### 摘要

**目的:** 采用步态分析,观察步态诱发功能性电刺激对脑卒中后足下垂患者步态时空参数的影响。

**方法:** 选择40例符合入选标准的脑卒中后足下垂患者,随机分组到实验组和对照组,均给予常规药物治疗及基本常规康复训练。实验组在此基础上采用给予患侧下肢步态诱发功能性电刺激,根据患者踝关节背伸、内翻程度调节正负电极片位置及具体适应的刺激量30min/次,1次/d,每周6次,共3周。对照组在治疗期间不给予任何电刺激。采用三维步态分析仪器分别于治疗前、治疗3周后检测并获取两组患者步态参数。

**结果:** 治疗3周后,两组患者步速、步幅、步频、健侧摆动相均较治疗前明显均提高( $P<0.05$ ),步态周期、步宽、双支撑相、患侧摆动相、健侧支撑相、患侧支撑相均较治疗前显著减小( $P<0.05$ )。组间比较显示,治疗组患者的步行速度、步幅、步频、步行周期、步宽、双支撑相、改善程度均明显优于对照组( $P<0.05$ )。两组患者对称性步态参数治疗前后差异显著,且实验组改善程度显著优于对照组( $P<0.05$ )。

**结论:** 步态诱发功能性电刺激治疗能有效改善脑卒中后足下垂患者步速、步频、步行周期等时空参数,提高脑卒中后足下垂患者的步行能力及步态的对称性。

**关键词** 功能性电刺激;足下垂;神经肌肉电刺激;步态分析;时空参数

中图分类号:R454.1,R318 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2013)-06-0558-06

**Effects of gait triggered functional electrical stimulation on temporal-spatial parameters of gait in foot drop patients after stroke/SHAN Sharui, HUANG Guozhi, ZENG Qing, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2013, 28(6): 558—563**

### Abstract

**Objective:** To explore the effects of gait triggered functional electrical stimulation on the temporal-spatial parameters of gait in foot drop patients after stroke through gait analysis.

**Method:** Forty patients with foot drop were randomly divided into two groups: observation group( $n=20$ )and control group( $n=20$ ). Both groups received training and basic drug. The patients in observation group received electrical stimulation on common peroneal nerve and tibialis anterior muscle of affected side for 30min daily over 3 weeks by using low-frequency electrical pulse stimulator. According the degree of ankle back-stretching and varus, positive and negative electrode plate position and adaptive stimulus quantity were adjusted. The control group received no electrical stimulation. Gait parameters were collected and calculated by gait analysis system before and 3 weeks post-treatment.

**Result:** In observation group and control group, the gait parameters all improved, such as walking velocity, stride length, cadence, gait cycle, stride width, nonparetic leg swing phase, paretic swing phase, paretic stance phase, nonparetic stance phase, double limb support phase and symmetry parameters( $P<0.05$ ). The parameters improved more significantly in observation group than those in control group except nonparetic leg swing

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.06.015

1 南方医科大学附属珠江医院康复科,广州,510282; 2 通讯作者

作者简介:单莎瑞,女,硕士研究生; 收稿日期:2012-10-11

phase, paretic swing phase, paretic stance phase and nonparetic stance phase( $P<0.05$ ).

**Conclusion:** Gait triggered functional electrical stimulation can improve the temporal-spatial parameters of gait such as walking velocity, cadence, gait cadence of foot-drop patients after stroke . So gait triggered functional electrical stimulation can improve gait function and gait symmetry.

**Author's address** Zhujiang Hospital of Southern Medical University, Guangzhou, 510282

**Key word** functional electrical stimulation; foot drop; neuromuscular electrical stimulation; gait analysis; temporal-spatial parameters

有研究报道显示,每年脑卒中患者中约20%死亡,20%能完全康复,60%的患者部分康复而导致生活活动能力受限,保守估计20%的幸存者遗留痉挛性足下垂<sup>[1]</sup>。这些患者在行走过程中由于踝关节背伸肌无力,腓肠肌痉挛张力升高,导致摆动期踝关节不能有效背伸<sup>[1]</sup>,一般伴有足内翻,若不能给予患者及时有效的治疗矫正,可造成患侧踝关节损伤,影响患者步态功能的恢复<sup>[2]</sup>。

步态分析是研究步行规律的检查方法,通过生物力学和运动学手段,揭示步态异常的关键环节及影响因素,从而指导康复评估和治疗,有助于临床诊断、疗效评估及机理研究等<sup>[3]</sup>。步态分析的时空参数包括时间参数和空间参数,是步态分析指标的基础。其中时间参数包括步行周期、支撑相、摆动相、双支撑相、单支撑相;空间参数包括步长、步幅、步宽、步频、步速等基本参数。本实验从时空参数和对称性参数方面研究步态诱发功能性电刺激对患者步态的影响。

功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)属于神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMES)的范畴,是利用一定强度的低频脉冲电流,通过预先设定的程序来刺激一组或多组肌肉,诱发肌肉运动或模拟正常的自主运动,以达到改善或恢复被刺激肌肉或肌群功能的目的。

近年来, FES在脑卒中后肢体瘫痪中的应用已受到国内、外的重视。1961年, Liberson<sup>[4-5]</sup>利用FES成功矫正了脑卒中慢性期患者偏瘫侧下肢的足下垂,为FES在脑卒中患者偏瘫后运动功能恢复领域的应用开创了先河。其后,一些临床随机试验表明, FES在加强肌肉力量,提高步行能力,改善膝的协调性以及足下垂等方面均发挥重要作用。关于功能性电刺激对脑卒中后足下垂患者的疗效标准评价,目前国内外文献研究常选用量表评定、表面肌电图及生理耗能指数。尚未见有关脑卒中足下垂患者的步态分析研究报告。为进一步研究功能性电刺激对脑卒中后足下垂患者步态的影响,本实验采用Gait Watch三维步态分析系统分析步态中各参数,如步频、步速、步行周期等时空参数,观察功能性电刺激是否具有提高足下垂患者步行能力、改善步行对称性,最终矫正足下垂患者步态的作用。

## 1 对象与方法

### 1.1 研究设计

患者在签署知情同意后,随机分到实验组和对照组,分组后两组一般资料如下。两组患者一般情况及病情见表1。表中数据经统计学比较,显示组间差异均无显著性差异( $P>0.05$ ),具有可比性。

### 1.2 临床资料

表1 两组一般资料

( $\bar{x}\pm s$ )

组别	例数	性别(例)		病史(周)	身高(cm)	年龄(岁)	病变性质		患侧(例)	
		男	女				梗死	出血	左侧	右侧
实验组	20	13	7	16 ± 9.319	164.05 ± 8.029	57.80 ± 15.740	12	8	11	9
对照组	20	11	9	13.2 ± 9.226	162.50 ± 8.906	56.60 ± 12.630	12	8	9	11

选择2012年6月—2012年9月在珠江医院康复科、神经内科及神经外科住院行康复治疗的脑卒中后足下垂患者。

入选标准:诊断符合1995年中华医学会第四次脑血管病学术会议修订的《各类脑血管疾病诊断要

点》,并经CT或MRI证实为脑出血或脑梗死;存在患侧下肢足内翻、足下垂;病情稳定,无严重认知功能障碍,可接受动作性指令;可独立或在监视下行走12m以上;患侧下肢痉挛状态控制在改良Ashworth评分II级及以下;患侧下肢Brunnstrom分期在II期

及以上者;病史1—28周;签署知情同意书。

排除标准:严重失语、认知功能损害;有其它原因如外周神经损伤导致足下垂;踝关节背伸肌群肌力在0—I级者;足下垂伴有关节挛缩、畸形等关节损伤和关节疾病不适合行走者;皮肤敏感者;既往有腰椎骶管疾病、下肢神经病变疾病者;未签署知情同意书者。

### 1.3 治疗方法

实验组和对照组均在给予药物和基本康复训练,实验组同时应用低频神经肌肉电刺激治疗(XFT-2001P足下垂治疗仪),此系统由神经定位仪、助行仪、步态采集器、电极片、压力感受器鞋垫组成。

操作方法:治疗前先使用XFT-2001P神经肌肉定位仪找准敏感位置;让患者坐在高凳上,双脚离地,腿部伸展开,膝盖部分稍弯曲,让腿放在矮凳上,脚后跟稍给腿做下支撑;打开使用XFT-2001P神经肌肉定位开关,将电极接触腿部,其中黑头放在后(腓总神经出口处),红头放在前(胫前肌肌腹),按下1Hz键,以便仪器持续输出1Hz刺激脉冲;根据患者情况向前滑动电极来寻找是足外翻或背屈肌肉收缩的最敏感的部分,这时在黑色电极处做个标记,这个点就是放置黑色负极电极片的位置,把红色正极电极片放置胫骨前肌合适位置,连接好主机并固定于患者腿部;使用遥控器完成训练:根据患者的行走状态和刺激敏感度设定主机的倾斜角、脉宽、电刺激肌肉锻炼模式等参数(刺激参数为频率16—33Hz,脉宽25—300s,电流<100mA),主机会在步态分析系统中确定最合适患者的刺激方式。患者佩戴仪器后在平地行走,行走过程中主机根据患者步态情况,触发倾角感应及压力感应装置,实行步态同步电刺激。实验组患者使用XFT-2001p助行仪刺激腓总神经及胫前肌进行刺激,30min/次,1次/d,每周6次,训练3周。对照组无任何电刺激。

### 1.4 评定方法

采用Gait Watch三维步态分析系统,分析步态运动学参数:分别将7个内含加速度计和陀螺仪等惯性测量模块和高性能嵌入式微处理器DSP数据采集处理模块的传感器绑定在患者骶骨、股骨外侧、胫骨内侧和脚背处;为了确保采集的数据准确性,要求患者在不受干扰的情况下直线行走12m;系统硬件数据采集频率为500Hz,实时同步采集患者骨盆、髌、膝、踝各关节在矢状面、冠状面和垂直面的运动数据,还原患者行走的姿态,并将数据通过无线传输技术实时同步传输到电脑软件中进行步态分析。

全部患者分别在治疗前及治疗后均身穿普通病服和习惯性鞋,将传感器按要求绑定在患者身上,患者尽量以标准立正姿势站立后,对仪器进行环境角度等参数校准后,在规定测试走廊上直线行走12m。测试选择在走廊无其他人时进行。测试结束后,得出受试者步行的速度、步频、步幅、步行周期、步宽及双支撑相、支撑相、摆动相值,进行相关的分析和对比。

### 1.5 统计学方法

采用SPSS13.0统计软件对实验结果进行统计学处理。计量资料用均数±标准差表示,各组患者组内均数比较采用配对t检验;组间均数比较采用两样本t检验,仪器信度测试选用重复测量的信度分析。以P<0.05示差异有显著性意义。

## 2 结果

### 2.1 重复测量信度比较

实验前,选择健康成人年龄(26.50±4.86)岁,男4人,女6人,用三维步态分析系统重复测量3次,对其结果进行信度分析,以置信区间的95%表示(confidence interval, CI)。患者步态周期、步频、步速、步幅、左右步长差值、双支撑相、左支撑相、左摆动相、右支撑相、右摆动相、左右支撑相比值、左右摆动相比值三次重复测量信度分析结果如表2。

表2 步态各参数ICC值及95%CI值

参数	ICC	95%CI	参数	ICC	95%CI	参数	ICC	95%CI
左支撑相	0.80	0.41—0.95	步宽	0.88	0.66—0.97	步态周期	0.80	0.43—0.95
左摆动相	0.80	0.41—0.95	步频	0.80	0.42—0.95	步长差	0.88	0.66—0.97
右支撑相	0.86	0.60—0.96	步幅	0.96	0.87—0.99	支撑相比值	0.80	0.42—0.95
右摆动相	0.86	0.60—0.96	步速	0.82	0.47—0.95	摆动相比值	0.83	0.51—0.95
双支撑相	0.82	0.47—0.95						

按 Landis JR, Koch GG 的标准<sup>[6]</sup>:ICC 值<0.40 为一致性差;0.40—0.75 为一致性良好;>0.75 为一致性极佳。本实验各参数 ICC 值在 0.80—0.96 之间,95%CI 置信区间均在 0.41—0.99 之间,组内重复测量信度良好。

### 2.2 空间参数

两组治疗前,步频、步速、步幅、步宽差异无显著性意义( $P>0.05$ );治疗结束后步频、步速、步幅提高,步宽较治疗前降低( $P<0.05$ );治疗后两组间比较,实验组步频、步速、步幅、步宽改善程度大于对照组( $P<0.05$ ),见表 3。

### 2.3 时间参数

治疗前两组步行周期、双支撑相时间、患侧支撑时间、患侧摆动时间、健侧支撑时间、健侧摆动时间无差异( $P>0.05$ );治疗结束后,步行周期、双支撑相时间、患侧支撑时间、患侧摆动时间、健侧支撑时间、健侧摆动时间较治疗前降低,健侧摆动时间较治疗前提高( $P<0.05$ );治疗后两组间比较,实验组步行周期、双支撑相时间与对照组改善程度优于对照组( $P<0.05$ ),实验组患侧支撑时间、患侧摆动时间、健侧支撑时间、健侧摆动时间与对照组无明显差异( $P>0.05$ )。见表 4。

### 2.4 对称性参数

治疗前,两组步长偏差、健患侧支撑相比值、患健侧摆动相比值无差异( $P>0.05$ );治疗后,两组步长偏差、健患侧支撑相比值、患健侧摆动相比值均降低,差异具有显著性意义( $P<0.05$ );治疗后两组间比较,实验组步长偏差、健患侧支撑相比值、患健侧摆动相比值较对照组降低( $P<0.05$ )。见表 5。

表 3 两组患者治疗前后空间参数比较 ( $\bar{x}\pm s$ )

参数	实验组(n=20)		对照组(n=20)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
步频(次/min)	51.25 ± 14.42	69.45 ± 10.56 <sup>①②</sup>	47.30 ± 13.24	57.40 ± 16.65 <sup>①</sup>
步速(cm/s)	32.55 ± 15.24	49.75 ± 14.91 <sup>①②</sup>	29.90 ± 9.17	40.55 ± 9.67 <sup>①</sup>
步幅(cm)	49.45 ± 21.90	64.40 ± 21.67 <sup>①②</sup>	40.45 ± 14.60	45.15 ± 15.62 <sup>①</sup>
步宽(cm)	28.10 ± 8.27	18.45 ± 7.02 <sup>①②</sup>	27.95 ± 8.76	23.05 ± 6.70 <sup>①</sup>

①与治疗前相比较  $P<0.05$ ;②与对照组治疗后相比较  $P<0.05$

## 3 讨论

典型的偏瘫步态表现为足下垂、足内翻、髋关节外展外旋的划圈步态。摆动相时,患足下垂使患肢

表 4 两组患者治疗前后时间参数比较 ( $\bar{x}\pm s$ )

参数	实验组(n=20)		对照组(n=20)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
步行周期(s)	2.21 ± 0.57	1.57 ± 0.28 <sup>①②</sup>	2.36 ± 0.43	1.98 ± 0.41 <sup>①</sup>
双支撑相时间(%)	44.45 ± 9.60	34.85 ± 8.70 <sup>①②</sup>	48.00 ± 8.08	39.95 ± 6.37 <sup>①</sup>
患侧支撑相时间(%)	69.35 ± 7.22	66.40 ± 6.14 <sup>①</sup>	70.45 ± 7.93	66.15 ± 5.88 <sup>①</sup>
患侧摆动相时间(%)	30.65 ± 7.62	33.60 ± 6.14 <sup>①</sup>	29.55 ± 7.93	33.85 ± 5.32 <sup>①</sup>
健侧支撑相时间(%)	79.75 ± 7.84	69.75 ± 5.70 <sup>①</sup>	79.23 ± 7.54	72.05 ± 6.31 <sup>①</sup>
健侧摆动相时间(%)	20.75 ± 7.84	30.25 ± 5.70 <sup>①</sup>	21.07 ± 7.54	27.95 ± 6.31 <sup>①</sup>

①与治疗前相比较  $P<0.05$ ;②与对照组治疗后相比较  $P<0.05$

表 5 两组患者实验前后对称性参数 ( $\bar{x}\pm s$ )

参数	实验组(n=20)		对照组(n=20)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
步长偏差	9.70 ± 5.09	3.70 ± 3.21 <sup>①②</sup>	8.85 ± 4.82	6.15 ± 3.96 <sup>①</sup>
健患侧支撑相比值	1.15 ± 0.08	1.05 ± 0.04 <sup>①②</sup>	1.12 ± 0.06	1.09 ± 0.04 <sup>①</sup>
患健侧摆动相比值	1.58 ± 0.36	1.11 ± 0.08 <sup>①②</sup>	1.47 ± 0.28	1.23 ± 0.12 <sup>①</sup>

①与治疗前相比较  $P<0.05$ ;②与对照组治疗后相比较  $P<0.05$

不能有效的摆离地面,产生廓清障碍,常伴有足内翻;支撑相由于内翻使触地部位为足前外侧缘,导致踝关节不稳,踝关节无法从跖屈位变为背伸位,影响全身平衡。马蹄内翻足是脑卒中偏瘫侧踝关节最常见的畸形,步行时足尖拖地,足跟不能着地,由足外缘负重,导致下肢支持能力下降<sup>[7-8]</sup>。采用有效的康复治疗技术改善脑卒中后足下垂及足内翻,促进下肢步行能力的恢复,将进一步改善患者的整体功能恢复及生存质量。FES 在改善脑卒中后足下垂方面的显著作用已得到国内外学者的证实,但是关于其改善足下垂后是如何影响患者步态恢复方面的研究尚不清楚。步态诱发功能性电刺激是在功能性电刺激基础上,使电刺激和步态同步化,即脚后跟离地或膝关节有一定屈曲度时,可诱发电刺激刺激踝关节背伸肌群,矫正踝关节内翻及下垂,有利于摆动相踝关节廓清。适量及有效的步态同步性电刺激可提高患者步行能力,不仅能帮助步行速度提高,患者摆动相廓清,足跟正确着地,站立相稳定,还能降低患者步行能量消耗<sup>[9]</sup>。

### 3.1 步态诱发 FES 对步态空间参数的影响

空间参数如步速是影响患者步行的主要参数,也是反映偏瘫患者步行能力的敏感、可靠而正确的指标<sup>[10]</sup>;步频主要反映患者的负重能力和步行的稳

定性和下肢的控制能力,即反映患者行走的节奏性和稳定性<sup>[1]</sup>。步宽亦是反映患者平衡功能的一项指标,步宽越大患者的平衡功能越差。本实验显示,3周FES治疗后患者步速较治疗前明显提高,步行周期较治疗前降低,治疗效果明显优于对照组,即FES能提高患者步行能力;FES使患者步频提高效果优于对照组,即FES提高患者负重能力及步行稳定性;FES治疗患者步宽降低程度高于对照组,FES在改善患者步行平衡功能方面亦有一定作用。本实验实验组步速较对照组明显提高可能与摆动期踝关节背伸力量增强有关<sup>[12]</sup>。Yan等<sup>[13]</sup>对急性期脑卒中患者进行随机安慰对照研究显示,FES组较安慰组和对照组痉挛明显减轻,踝关节背伸能力及步行能力明显提高( $P<0.05$ )。刘翠华等<sup>[14]</sup>研究证明步态诱发功能性治疗2周后,患者下肢步行功能有明显改善,患者步速提高,生理耗能降低。

### 3.2 步态诱发FES对步态时间参数的影响

步行障碍主要表现为双支撑相的延长,以增加步行的稳定性<sup>[15]</sup>。踝关节背屈减弱引起摆动过程中下肢廓清障碍:脚跟着地后重心转移过程中,肌肉不充分异常的收缩可以引起摆动时间的延长<sup>[16]</sup>,降低单支撑期,延长双支撑期<sup>[17]</sup>,进而降低步行速度。Magnusson等<sup>[18]</sup>对78例慢性脑卒中偏瘫患者中38例采用FES+康复治疗,其余患者用一般康复治疗,发现FES可明显改善患者平衡、运动和日常生活活动能力,且效应可维持到治疗后2年以上。实验组双支撑较治疗前明显降低,且降低程度较对照组明显。实验组和对照组的健侧摆动相较治疗前均提高,患侧摆动相较治疗前均降低;健侧支撑相较治疗前降低,患侧支撑相较前亦减低;但实验组和对照组治疗效果的差异不明显。FES治疗足下垂能矫正患者足外侧缘着地现象,有利于矫正患侧不正确的负重姿势,但对患侧肢体负重能力提高无显著性,患侧负重能力主要依赖臀周肌肉及股四头肌力量。

### 3.3 步态诱发FES对步态对称性参数的影响

偏瘫患者步幅降低,步行对称性差也是导致步行能力降低的原因之一<sup>[19]</sup>。李华等<sup>[20]</sup>研究认为左右步长偏差可以分析步态的对称性,步长偏差与下肢的运动能力、平衡功能高度相关。经过3周治疗,功能性电刺激组患者使步态对称性指标趋近与于正常

人。即FES可以提高脑卒中后足下垂患者步行对称性。

### 3.4 FES改善步态的作用机制

FES能激活肌肉的神经纤维,有效地提高被刺激肌肉的张力,FES的作用机制最重要的部分就是其可以调节大脑兴奋性,促进大脑功能重组。Smith等<sup>[21]</sup>用fMRI观察FES刺激健康人群下肢后发现,大脑相应区域有明显脑功能活动,这种活动随着治疗量增加而增强。Barsi等<sup>[22]</sup>观察电刺激抓握功能训练对皮质兴奋性改变的影响。结果显示,治疗性FES强化自主运动使得大脑皮质运动诱发电位(motor evoked potential, MEP)波幅升高明显,提示治疗性FES伴自主活动可诱发运动皮质兴奋性改变,进而影响其可塑性改变。金冬梅等研究发现FES治疗可以增强脑缺血半影区的微管相关蛋白-2表达,从而促进微管的稳定性。促进神经元的发育、分化及树突的重建等,并最终促进运动功能的恢复<sup>[23]</sup>。刘慧华等<sup>[24]</sup>在动物实验中研究发现FES能明显改善急性脑梗死大鼠神经功能,促进室管膜下区神经干细胞的增值和分化。这些研究阐述了FES使大脑功能重组的可能机制。

综上所述,FES对脑卒中足下垂患者时空参数的影响可能是其可以通过对瘫痪肢体感觉和运动的输入,利用中枢神经的可塑性,促进大脑功能的重组,从而促进脑卒中患者步态功能的恢复。

## 4 结论

步态诱发功能性电刺激明显改善脑卒中足下垂患者步态时空参数,提高脑卒中足下垂患者步行对称性、步行能力及行走稳定性。

## 参考文献

- [1] Johnson CA, Burridge JH, Strike PW, et al. The effect of combined use of botulinum toxin type A and functional electric stimulation in the treatment of spastic drop foot after stroke: a preliminary investigation[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(6):902—909.
- [2] 卓大宏.中国康复医学[M].第2版.北京:华夏出版社,2003,8.
- [3] 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,(7):500—503.
- [4] Bogataj U, Gros N, Kljajic M, et al. The rehabilitation of

- gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy[J]. *Phys Ther*, 1995, 75(6):490—502.
- [5] Daly JJ, Roenigk K, Holcomb J, et al. A randomized controlled trial of functional neuromuscular stimulation in chronic stroke subjects[J]. *Stroke*, 2006, 37(1):172—178.
- [6] Booth ML, Owen N, Bauman AE, et al. Retest Reliability of Recall Measures of Leisure-Time Physical Activity in Australian Adults[J]. *Int J Epidemiol*, 1996,25(1):153—159.
- [7] Yokoyama O, Sashika H, Haqiware A, et al. Kinematic effects on gait of a newly designed ankle-foot orthosis with oil damper resistance: a case series of 2 patients with hemiplegia[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86(1):162—166.
- [8] 徐光青,兰月,毛玉璐. 脑卒中患者躯体运动偏瘫模式的三维运动学评价[J].*中国康复医学杂志*,2009, (10):893—895.
- [9] Kottink AI, Hermens HJ, Nene AV, et al. A randomized controlled trial of an implantable 2-channel peroneal nerve stimulator on walking speed and activity in poststroke hemiplegia [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2007, 88(8):971—978.
- [10] Kavanagh JJ. Lower trunk motion and speed-dependence during walking[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2009,6(9):1—10.
- [11] 王正雷,徐林,姜洪和,等.SPR治疗成人脑外伤后下肢痉挛的步态分析及诱发电位研究(附47例术后6年随访分析)[J].*中国矫形外科杂志*,2002,9(3):247—249.
- [12] Dorsch S, Ada L, Canning CG, et al. The strength of the ankle dorsiflexors has a significant contribution to walking speed in people who can walk independently after stroke: an observational study[J]. *Arch Phys Med Rehabil* 2012,93 (6):1072—1076.
- [13] Yan T, Hui-Chan CW, Li LS. Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: a randomized placebo-controlled trial[J]. *Stroke*, 2005, 36(1):80—85.
- [14] 刘翠华,张盘德,容小川,等.步态诱发功能性电刺激对脑卒中足下垂患者的疗效观察[J].*中国康复医学杂志*, 2011,26(12): 1136—1139.
- [15] 毛玉璐,李乐,陈正宏.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, (5): 442—447.
- [16] Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, et al. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke[J]. *Gait Posture*, 2002, 15(3):244—255.
- [17] Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*[M]. Oxford: Butterworth-Heinemann,2003.
- [18] Magnusson M, Johansson K, Johansson BB. Sensory stimulation promotes normalization of postural control after stroke [J]. *Stroke*, 1994, 25(6):1176—1180.
- [19] Nq SS, Hui-Chan CW. Contribution of ankle dorsiflexor Strength to walking endurance in People With Spastic Hemiplegia after stroke[J].*Arch Phys Med Rehabil*, 2012, 93 (6):1046—1051.
- [20] 李华,姚红华,刘利辉.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.
- [21] Smith GV, Alon G, Roys SR, et al. Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects[J]. *Exp Brain Res*, 2003,150(1):33—39.
- [22] Barsi GI, Popovic DB, Tarkka IM, et al. Cortical excitability changes following grasping exercise augmented with electrical stimulation[J]. *Exp Brain Res*, 2008, 191(1):57—66.
- [23] 金冬梅,庄志强,燕铁斌,等.功能性电刺激治疗对急性脑梗死大鼠运动功能和缺血半影区微管相关蛋白-2表达的影响[J].*中国康复医学杂志*, 2009,24(6):505—508.
- [24] 刘慧华,燕铁斌,李胜活,等.功能性电刺激对急性脑梗死大鼠运动功能及室管膜下区的溴氧尿嘧啶核苷+/神经胶质纤维酸性蛋白+细胞表达的影响[J].*中华物理医学与康复杂志*,2012, 34 (3):161—165.