

# 功能性电刺激辅助步行设备对脑卒中足下垂患者步态时空参数的影响\*

孟殿怀<sup>1</sup> 伊文超<sup>1</sup> 顾昭华<sup>1</sup> 王翔<sup>1</sup> 罗予<sup>1</sup> 励建安<sup>1,2</sup>

## 摘要

**目的:**观察应用功能性电刺激辅助步行设备(FES-AWD)对脑卒中足下垂患者步态时空参数的影响,为临床治疗提供理论依据。

**方法:**9例脑卒中足下垂患者在常规康复治疗基础上,增加步态训练矫正仪辅助下的步行训练,每天2次,每次20min,每周5d,共4周;分别于治疗开始前、治疗1周后和治疗4周后利用三维步态分析系统分析患者佩戴步态训练矫正仪前后的步态时空参数。

**结果:**①与自由步行相比,佩戴步态训练矫正仪(关闭开关)对患者的步态时空参数无显著影响;②3次访视中,与自由步行相比,佩戴步态训练矫正仪(开启开关)均能显著提升足下垂患者的步态时空参数。

**结论:**FES-AWD可以即刻改善脑卒中足下垂患者的步态,且可以排除心理影响,以及佩戴设备所产生的各种不利生理影响。

**关键词** 功能性电刺激辅助步行设备;脑卒中;足下垂;步态;时空参数

中图分类号:R454.1;R743.3;R318.01 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2013)-10-0923-06

**Effects of functional electrical stimulation assisted walking device on gait temporal-spatial parameters in stroke patients with foot drop/MENG Dianhuai, YI Wenchao, GU Zhaohua, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2013, 28(10): 923—928**

## Abstract

**Objective:**To observe the effects of functional electrical stimulation assisted walking device(FES-AWD) on gait temporal-spatial parameters in stroke patients with foot drop,and provide theoretical basis for clinical treatment.

**Method:**Based on routine medical treatment and rehabilitation therapy, 9 stroke patients with foot drop received FES-AWD(GYKF-I) on affected side twice a day, 20 minutes per time, 5 days per week, for 4 weeks. All patients received 3-D gait analysis both with and without GYKF-I for three times: before treatment, one week and four weeks after treatment.

**Result:**①There was no significant difference between free walk and walk with GYKF-I (power off). ②In all three times visits, contrasting to free walk, walk with GYKF-I (power on) can significantly improve gait temporal-spatial parameters of the stroke patients with foot drop.

**Conclusion:**FES-AWD can improve stroke with foot drop patient's gait instantly, and it has no psychological or physiological influence on patients.

**Author's address** Department of Rehabilitation Medicine, First Affiliated Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing, 210029

**Key word** functional electrical stimulation assisted walking device;stroke;foot drop;gait;temporal-spatial parameter

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.10.009

\*基金项目:江苏省卫生厅医学重点学科(实验室)开放课题

1 南京医科大学第一附属医院,210029; 2 通讯作者

作者简介:孟殿怀,男,硕士,主治医师; 收稿日期:2012-12-31

足下垂和/或足内翻是脑卒中后导致步态异常的常见因素<sup>[1-2]</sup>。应用于下肢、辅助患者站立和步行的功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)设备称为功能性电刺激辅助步行设备(functional electrical stimulation assisted walking device, FES-AWD)。FES-AWD可以降低肌张力、提升骨密度、增强随意肌力量和协调性<sup>[3-4]</sup>。本研究对使用FES-AWD辅助步行训练的9例新发脑卒中患者进行1个月的随访测评,以明确FES-AWD对脑卒中足下垂患者步态的影响,为临床治疗提供理论依据及参考。

## 1 对象与方法

### 1.1 研究对象

观察9例首次、单侧发病的脑卒中患者,均经CT或MRI证实,基本信息见表1。所有患者及其家

属均被详细告知本试验的作用与目的,并签署知情同意书后方可纳入。

入选标准:①符合1995年第四届全国脑血管病会议制定的《各类脑血管病诊断标准》;②年龄20—70岁,首次、单侧发病,病程3个月至1年;③病情稳定,意识清晰,可接受动作性指令;④胫骨前肌和/或腓骨长短肌无力(手法肌力测试0—2级),步行时有明显的足下垂和/或足内翻;⑤下肢痉挛状态控制在改良Ashworth 2级或以下;⑥可独立或监护下步行15m以上;⑦对低频电刺激敏感,即可以出现预期动作。排除标准:①双侧发病;②意识不清或伴有重度认知障碍;③外周神经完全性损伤致足下垂;④合并严重器质性疾病影响康复训练;⑤对低频电刺激过敏或不能耐受;⑥电刺激局部有破溃、湿疹及瘢痕;⑦不能或不愿意配合。

### 1.2 步行训练及数据采集设备

表1 研究对象一般资料

项目	病例总数(例)	性别(例)		年龄(岁)	身高(cm)	下肢长度(cm)	体重(kg)	病程(月)	损伤类别(例)		瘫痪侧别(例)	
		男	女						脑出血	脑梗死	左侧	右侧
内容	9	5	4	52.88 ± 8.14	170.55 ± 6.00	97.08 ± 7.24	70.94 ± 5.54	4.55 ± 1.58	5	4	5	4

本研究采用的FES-AWD产品为杭州共远科技有限公司提供的“GYKF-I型步态训练矫正仪”,由主机、绑带及电极片等部分组成。GYKF-I型步态训练矫正仪的主要特征参数为:尺寸8.9cm × 6.8cm × 2.2cm,重量73g,电源1.5V碱性AA电池,最大电流120mA(负载1000Ω),最大输出电压120V(负载1000Ω),脉动范围为100μs(负载1000Ω),刺激触发源为倾角或足底传感器最大刺激时间≤5s。

步态参数采集使用的是美国Motion Analysis公司的三维运动分析系统(3-D motion analysis system),其主要由以下几部分组成:①硬件部分,包括红外数码摄像机(eagle digital camera)、Eagle工作站及视频处理器、高速电脑主机、红外反光标志点等;②软件部分,运动图像采集软件EvaRT 4.2与数据处理软件OrthoTrak 6.2。采集的时空参数主要包括步长(step length)、步速(forward velocity)、步频(cadence)、支撑相时间(total support time)、摆动相时间(swing phase)、初始双支撑相时间(initial double support time)和步宽(step width)等项目。

### 1.3 治疗方法

所有患者均接受常规的临床治疗和护理,并严格按照“十五”攻关课题“脑血管病三级康复治疗方

案”进行康复训练<sup>[5]</sup>。在此基础上,所有患者均增加FES-AWD辅助下的步行训练,训练频率为每天2次,每次20min,每周5d,共4周。  
GYKF-I型步态训练矫正仪(FES-AWD)的具体操作方法如下:①患者端坐位,患侧下肢放松,暴露下肢至大腿中部以上皮肤;②在患肢贴近腓骨头后下放置阴极电极(黑色),在阴极电极前下约2—3cm区贴置阳极电极(红色);③开启电源开关,调整刺激强度旋钮,并按下启动刺激(1Hz键)按钮,至出现期望的足背屈和/或外翻动作(可根据需要调整刺激强度及电极位置,至动作理想为止);④让患者直立,开始步行,要求每个步态周期均能促发刺激动作(根据需要调整刺激强度和电极位置);⑤必要时可将主机与电脑相连,设置调整GYKF-I型步态训练矫正仪主机的倾斜角、脉冲波形、波宽、刺激模式等参数。

### 1.4 数据采集

在3种步行状态下进行步态数据采集,分别是:①步行状态1,不佩戴任何辅助步行设备、裸足自由

步行;②步行状态2,佩戴 GYKF-I 型步态训练矫正仪并开启电源开关;③步行状态3,佩戴 GYKF-I 型步态训练矫正仪并关闭电源开关。

分别于入组时(访视 V1)、第一周末(访视 V2)和第四周末(访视 V3)对患者进行3次访视,利用三维步态分析系统采集患者步行状态1和步行状态2下的步态时空参数;同时,在首次访视时,还需采集患者步行状态3下的步态时空参数。

每种步行状态进行数据采集前均让患者进行5—10min的适应性步行训练,待患者步态基本平稳后再进行;同时每种步行状态均需连续采集8—10次(总共不少于20个步行周期),结果取其均值。

### 1.5 统计学分析

采用 SPSS17.0 软件进行统计学分析。计量资料以平均值 ± 标准差表示,组间显著性差采用配对 *t* 检验, *P* < 0.05 为差异有显著性意义。

## 2 结果

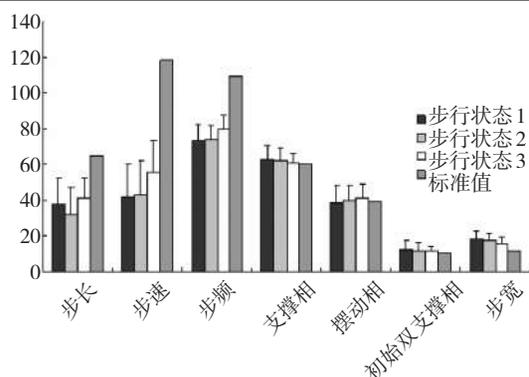
### 2.1 第一次访视(V1:入组时)测试结果比较

表2 第一次访视测试结果比较

项目	步行状态1 (V1-FES-N) 不佩戴 FES	步行状态3 (V1-FES-F) FES-关闭	步行状态2 (V1-FES-O) FES-开启
步长(cm)	37.71 ± 14.78 <sup>②</sup>	32.10 ± 14.86 <sup>③</sup>	41.42 ± 11.17 <sup>②③</sup>
步速(cm/s)	41.73 ± 18.39 <sup>②</sup>	43.31 ± 18.48 <sup>③</sup>	55.28 ± 17.71 <sup>②③</sup>
步频(steps/min)	73.23 ± 9.27 <sup>②</sup>	74.16 ± 7.73 <sup>③</sup>	80.23 ± 6.99 <sup>②③</sup>
支撑相(%)	63.05 ± 7.58	62.30 ± 7.02	61.13 ± 5.00
摆动相(%)	38.77 ± 9.25 <sup>①</sup>	39.62 ± 8.84 <sup>①</sup>	41.12 ± 7.82
初始双支撑相(%)	12.29 ± 5.07	11.82 ± 4.55	11.41 ± 2.69
步宽(cm)	18.32 ± 4.29 <sup>②</sup>	17.72 ± 3.93 <sup>③</sup>	15.68 ± 3.74 <sup>②③</sup>

① V1-FES-N 组与 V1-FES-F 组相比 *P* < 0.05; ② V1-FES-N 组与 V1-FES-O 组相比 *P* < 0.05; ③ V1-FES-F 组与 V1-FES-O 组相比 *P* < 0.05。

图1 第一次访视(V1:入组时)测试结果



见表2和图1。由表2可以看出,在第一次访视(入组)时,步行状态3(佩戴 GYKF-I 型步态训练矫正仪并关闭电源开关),与步行状态1(不佩戴任何辅助步行设备、裸足自由步行)比较,大部分的时空参数(包括步长、步速、步频、支撑相、初始双支撑相及步宽等),差异均无显著性,仅摆动相时间的差异有显著性。而步行状态2(佩戴 GYKF-I 型步态训练矫正仪并开启电源开关)下的主要时空参数(包括步长、步速、步频、步宽),与步行状态1和步行状态3比较,差异均有显著性;但时相性参数(包括支撑相时间、摆动相时间和初始双支撑相),差异无显著性。

同时,由图1可以看出,与参照标准值(正常人群参考值, standard value)相比,时相性参数基本上接近正常值,如支撑相时间、摆动相时间、初始双支撑相时间等。

### 2.2 第二次访视(V2:1周后)测试结果比较

见表3和图2。

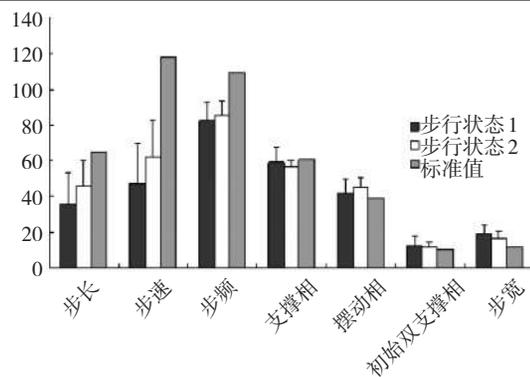
由表3可以看出,在第二次访视(1周后)时,是否佩戴步态训练矫正仪(步行状态1和步行状态2之

表3 第二次访视测试结果比较

项目	步行状态1 (V2-FES-N) 不佩戴 FES	步行状态2 (V2-FES-O) FES-开启
步长(cm)	35.66 ± 17.52 <sup>①②</sup>	45.72 ± 14.17 <sup>①</sup>
步速(cm/s)	47.35 ± 22.04 <sup>①②</sup>	61.81 ± 20.64 <sup>①③</sup>
步频(steps/min)	82.26 ± 10.74 <sup>②</sup>	85.52 ± 7.66
支撑相(%)	58.88 ± 8.75 <sup>②</sup>	56.42 ± 3.77 <sup>③</sup>
摆动相(%)	41.67 ± 8.26	45.40 ± 5.30 <sup>③</sup>
初始双支撑相(%)	12.55 ± 5.25	11.41 ± 3.23
步宽(cm)	18.98 ± 4.99	16.45 ± 3.95

① V2-FES-N 组与 V2-FES-O 组相比 *P* < 0.05; ② V2-FES-N 组与 V1-FES-N 组相比 *P* < 0.05; ③ V2-FES-O 组与 V1-FES-O 组相比 *P* < 0.05。

图2 第二次访视(V1:入组时)测试结果



间)在部分时空参数(步长、步速)上,两者间差异有显著性;而步频、步宽及支撑相时间、摆动相时间、初始双支撑相时间等参数的差异无显著性。同时,与第一次访视时相比,步行状态1(不佩戴任何辅助步行设备、裸足步行)下患者的主要运动学参数(步长、步速、步频、支撑相时间)均较第一次有显著的提升,时相性参数(支撑相时间、摆动相时间)也接近于参照标准值,变化差异无显著性;而步行状态2(佩戴GYKF-I型步态训练矫正仪并开启电源开关)时,患者的步速、支撑相时间、摆动相时间差异有显著性,步长、步频、初始双支撑相、步宽之间的差异无显著性。同样,由图2可以看出,与参照标准值(正常人群参考值, standard value)相比,时相性参数基本上接近正常值,如支撑相时间、摆动相时间、初始双支撑相时间等。

2.3 第三次访视(V3:4周后)测试结果比较

见表4和图3。

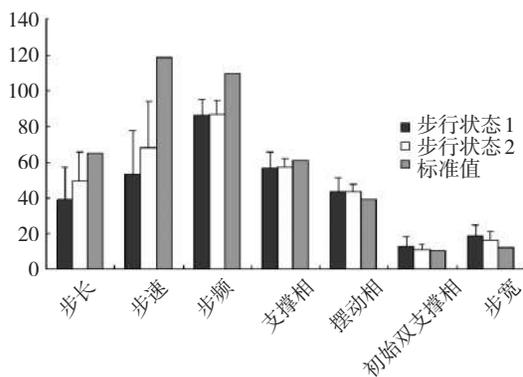
由表4可以看出,在第三次访视(4周后)时,是

表4 第三次访视测试结果比较

项目	步行状态1 (V3-FES-N) 不佩戴FES	步行状态2 (V3-FES-O) FES-开启
步长(cm)	38.80 ± 18.50 <sup>①②③</sup>	49.47 ± 16.20 <sup>①④⑤</sup>
步速(cm/s)	52.60 ± 25.17 <sup>①②③</sup>	68.15 ± 25.48 <sup>①④⑤</sup>
步频(steps/min)	86.39 ± 8.96 <sup>②③</sup>	86.74 ± 8.00
支撑相(%)	56.53 ± 9.28 <sup>②③</sup>	57.10 ± 5.27 <sup>④</sup>
摆动相(%)	43.18 ± 8.06	43.14 ± 4.70
初始双支撑相(%)	12.59 ± 5.16 <sup>①</sup>	10.81 ± 3.21 <sup>①⑤</sup>
步宽(cm)	19.09 ± 5.90 <sup>①</sup>	16.25 ± 4.68 <sup>①</sup>

①V3-FES-N组与V3-FES-O组相比P<0.05; ②V3-FES-N组与V1-FES-N组相比P<0.05; ③V3-FES-N组与V2-FES-N组相比P<0.05; ④V3-FES-O组与V1-FES-O组相比P<0.05; ⑤V3-FES-O组与V2-FES-O组相比P<0.05。

图3 第二次访视(V1:入组时)测试结果



否佩戴步态训练矫正仪(步行状态1和步行状态2之间)在多数时空参数(步长、步速、初始双支撑相时间和步宽)方面,两者间差异有显著性。同时,步行状态1(不佩戴任何辅助步行设备、裸足步行)情况下,与第一次访视时相比,患者的步长、步速、步频和支撑相时间均有进步,两者间差异有显著性;与第二次访视时相比,患者的步长、步速、步频和支撑相时间也有显著的提升,两者间差异有显著性。而在步行状态2(佩戴GYKF-I型步态训练矫正仪并开启电源开关)情况下,与第一次访视时相比,患者的步长、步速、支撑相时间,有显著的提升,两者间差异有显著性;与第二次访视时相比,患者的步长、步速和初始双支撑相时间仍有明显的升高,两者间差异有显著性。

2.4 所有访视步行状态1和状态2测试结果比较

见表5和图4。

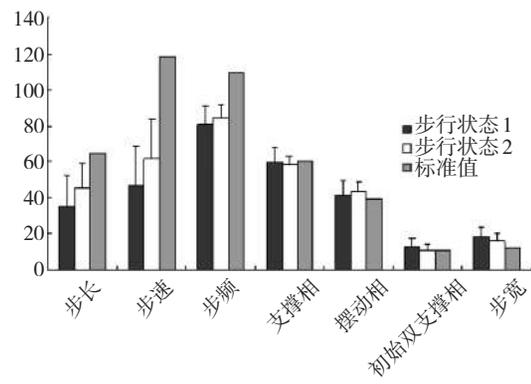
为进一步比较步行状态1和步行状态2(即是否穿戴FES-AWD)的作用效果,将三次访视结果合在

表5 所有访视步行状态1和步行状态2测试结果比较

项目	步行状态1 不佩戴FES	步行状态2 FES-开启
步长(cm)	35.39 ± 16.60 <sup>①</sup>	45.54 ± 13.86 <sup>①</sup>
步速(cm/s)	47.22 ± 21.66 <sup>①</sup>	61.74 ± 21.36 <sup>①</sup>
步频(steps/min)	80.63 ± 10.83 <sup>①</sup>	84.16 ± 7.81 <sup>①</sup>
支撑相(%)	59.49 ± 8.68	58.22 ± 5.01
摆动相(%)	41.21 ± 8.41 <sup>①</sup>	43.22 ± 6.12 <sup>①</sup>
初始双支撑相(%)	12.48 ± 4.96 <sup>①</sup>	11.21 ± 2.95 <sup>①</sup>
步宽(cm)	18.80 ± 4.92 <sup>①</sup>	16.12 ± 4.00 <sup>①</sup>

注:①-步行状态1与步行状态2相比P<0.05。

图4 所有访视步行状态1和步行状态2测试结果



一起进行统计分析。

由表5可以看出,几乎所有的步态时空参数,佩戴步态训练矫正仪(步行状态2)均较无辅助自由步行(步行状态1)更较接近正常值,两者间差异有显著性;唯一没有显著性差异的是支撑相时间,二者(步行状态1和步行状态2)均非常接近正常值:60.56%。

### 3 讨论

多年来FES-AWD被应用于治疗脑卒中或脊髓损伤等中枢神经系统损伤患者的肌肉瘫痪或无力<sup>[6-8]</sup>,但其促发方式比较传统,多采用“体表肌电促发”或“足开关促发”方式<sup>[9]</sup>。“体表肌电促发”方式能很好地模拟正常人体的活动模式,也更符合下肢步行运动的需求,但此类方式受限于体表肌电的辨识,毕竟以现有的技术条件,还不能连续、有效地获取比较有价值的体表肌电;“足开关促发”是更常见的方式,此类方式可以很好地满足试验条件下的步行,但由于偏瘫患者的步态千差万别,真实的路面状况及患者心理活动也有较大变异,因此也很难获得比较有效的促发时机,尤其是在步行活动方式改变时。

国内燕铁斌等<sup>[10]</sup>近年来也对FES-AWD的临床应用进行了不少研究,但其研究时多采用坐位甚至卧位刺激的方式,也就是说,在患者静坐或卧床时给予FES刺激,从某种角度说,这种方式更多的只是神经肌肉电刺激(NMES),并不是真正完全的功能性电刺激(FES)。2011年底,国内的刘翠华等<sup>[11]</sup>进行了“步态诱发功能性电刺激对脑卒中患者足下垂的疗效观察”的研究,其促发方式采用了步态诱发,能够有效地满足患者对步行的需求,但其研究评估手段比较简单,如站立行时间、10m最大步行速度、上下8级台阶时间、生理耗能指数,以上指标并不能真正判断自然步态的功能,因而有比较大的缺陷;同时,FES-AWD作为一个额外的附加装置,放置于人体上,其本身重量、异物感觉是否会对脑卒中患者的步态产生各种生理或心理影响,作者也没有考虑与排除。

本研究采用的FES-AWD即GYKF-I型步态训练矫正仪,采用的体表电极,放置于损伤侧腓总神经处,其主要原理为:利用功能性电刺激原理,结合先

进传感技术和智能算法,通过追踪患者步行时小腿前后摆动的位置和速度来启动装置,适时精确地控制电脉冲传送到腓总神经,从而控制足部运动(矫正足下垂、足内翻),辅助患者按正确的步态行走,抑制异常的步行模式,以提高患者的步行能力。

本研究在首次访视时(入组时)采集了三种状态下的实验数据,包括:步行状态1(不佩戴任何辅助步行设备、裸足自由步行)、步行状态2(佩戴GYKF-I型步态训练矫正仪并开启电源开关)和步行状态3(佩戴GYKF-I型步态训练矫正仪并关闭电源开关)。试验结果发现:①步行状态1与步行状态3两者间的步态时空参数无明显差异( $P>0.05$ );②步行状态1与步行状态2两者间的步态时空参数有显著差异( $P<0.05$ );③步行状态3与步行状态2两者间的步态时空参数有显著差异( $P<0.05$ )。由以上几点可以看出,步行状态3(佩戴GYKF-I型步态训练矫正仪并关闭电源开关)对脑卒中足下垂患者的步态时空参数基本无不利影响;即FES-AWD并不会对患者产生任何的心理影响及不利生理影响。

对于佩戴FES-AWD的即刻治疗作用,本研究结果表明,无论是在试验的不同阶段(三次访视时)分别进行对比,还是所有访视归结在一起进行统计分析,结果均显示,与无辅助自由步行相比(步行状态1),佩戴GYKF-I步态训练矫正仪(步行状态2)均可以即时改善脑卒中足下垂患者步态的时空参数( $P<0.05$ )。因此,佩戴GYKF-I步态训练矫正仪进行步行训练时,可以更好地辅助患者步行时的廓清及摆动能力,进一步提升患者整体的运动能力;即FES-AWD可即刻改善脑卒中足下垂患者的步态。

本研究在国内首次应用三维步态分析系统综合分析了FES-AWD对步态的训练效果,可以纠正脑卒中足下垂患者损伤早期步态训练时的足下垂和/或足内翻动作,避免了错误的步行模式,同时也为难治性足下垂和/或足内翻患者提供了一种替代疗法。

当然,本研究也有不足之处。首先,入组条件较高,要求患者能独立无辅助或监护下步行15m以上,只能体现部分脑卒中患者的功能状况;其次,本研究尚未进一步分析FES-AWD中、长期疗效及其对神经肌肉的直接促进作用等,这些都将是我們进一步研究的方向。

#### 4 结论

本研究显示 FES-AWD 可即刻改善脑卒中足下垂患者的步态,但需要进一步的研究证实其对步行功能改善的有效性。

#### 参考文献

- [1] 欧海宁,沈建虹,陈红霞,等.超声引导和徒手肌肉定位法用于 A 型肉毒毒素治疗脑卒中患者痉挛性足下垂内翻的临床效果[J]. 中国康复医学杂志, 2011, 26(8):728—733.
- [2] Reiter F, Danni M, Lagalla G, et al. Low-dose botulinum toxin with ankle taping for the treatment of spastic equinovarus foot after stroke[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1998, 79:532—535.
- [3] Galen S, Wiggins L, McWilliam R, et al. A combination of Botulinum Toxin A therapy and Functional Electrical Stimulation in children with cerebral palsy - A pilot study[J]. Technol Health Care, 2012,20(1):1—9.
- [4] Thrasher TA, Popovic MR. Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation[J]. Annales de readaptation et de medicine physique, 2008, 51:452—460.
- [5] 胡永善,吴毅,朱玉连,等. 规范三级康复治疗促进脑卒中偏瘫患者综合功能康复的临床研究[J]. 中国康复医学杂志, 2004, 19(6):418—421.
- [6] Belda-Lois JM, Horno SM, Bermejo-Bosch I, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach[J]. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation. 2011, 8:66.
- [7] Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Muscle selection and walking performance of multichannel FES system for ambulation in paraplegia[J]. IEEE trans Rehabil Eng, 1997, 5:23—29.
- [8] Prado-Medeiros CL, Sousa CO, Souza AS, et al. Effects of the addition of functional electrical stimulation to ground level gait training with body weight support after chronic stroke[J]. Rev Bras Fisioter, 2011, 15(6):436—444.
- [9] 孟殿怀, 励建安. 功能性电刺激辅助步行设备的应用进展[J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(10):973—976.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Arch Phys Med Rehabil, 1988, 69(5):348—351.
- [13] 李超, 曾庆军, 王俞翔, 等. 基于虚拟现实的网络化上肢康复训练系统[J]. 微计算机信息, 2010, 26(1—2):134—136.
- [14] Saposnik G, Teasell R, Mamdani M, et al. Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle[J]. Stroke, 2010, 41(7):1477—1484.
- [15] Kuttuva M, Boian R, Merians A, et al. The Rutgers Arm, a rehabilitation system in virtual reality: a pilot study[J]. Cyberpsychol Behav, 2006, 9(2):148—151.
- [16] Ada L, Dorsch S, Canning CG. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review[J]. Aust J Physiother, 2006, 52(4):241—248.
- [17] 谭炎全, 蔡奇芳, 林奕, 等. 恢复期脑卒中患者膝关节拮抗肌群在动态运动负荷下对协同收缩率的影响[J]. 中国康复理论与实践, 2008, 14(3):220—221.
- [18] Liepert J, Bauder H, Miltner WH, et al. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans[J]. Stroke, 2000, 31(6):1210—1216.
- [19] You SH, Jang SH, Kim YH, et al. Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: an experimenter-blind randomized study[J]. Stroke, 2005, 36(6):1166—1171.
- [20] 周柳, 王英华, 刘强, 等. 虚拟现实技术在运动康复中的应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11(5):957—960.
- [21] 郑雅丹, 胡昔权, 李奎, 等. 双侧上肢训练在脑卒中患者康复中的应用[J]. 中国康复医学杂志, 2011, 26(6):523—528.

(上接第 908 页)