

基于正常行走模式的功能性电刺激对脑卒中患者行走功能即时影响的随机对照研究*

张顺喜¹ 郭永亮² 贺灵慧² 吕 晓² 燕铁斌^{3,4}

摘要

目的:通过三维步态分析系统,观察基于正常行走模式的功能性电刺激(FES)对脑卒中患者行走功能的即时影响,为其临床应用及推广提供依据。

方法:将符合入组条件的47例脑卒中患者随机分为电刺激组(16例)、安慰电刺激组(15例)和对照组(16例)。电刺激组给予基于正常行走模式设计的四通道FES助行仪治疗,患者戴机行走5min;刺激肌肉分别为偏瘫侧胫前肌、股四头肌、腓肠肌及腓绳肌。安慰电刺激组的电刺激位置及行走时间与电刺激组相同,行走(5min)过程中没有电流输出;对照组不给予电刺激,只让患者行走5min。三组患者分别在治疗前及治疗5min后接受三维步态检查,并对结果进行分析。

结果:三组组内治疗后与治疗前比较:电刺激组的步行周期、支撑时间、步行速度、步频、踝背伸角度、踝关节触地时角度均有改善($P<0.05$);安慰电刺激组仅在踝关节背伸和踝关节触地时角度有改善($P<0.05$);对照组所有参数均无改善,且跨步长缩短、踝关节背伸角度降低($P<0.05$)。三组组间比较:治疗后只有触地时踝关节背伸角度差异有显著性意义($P<0.05$)。进一步进行治疗前后变化率的组间比较,发现三组患者患侧步行周期、支撑时间、步行速度、步频、步长、跨步长、触地时踝关节背伸角度的差异均有显著性意义($P<0.05$)。

结论:应用基于正常行走模式的FES治疗5min即可改善脑卒中患者的即时步行功能,长期效果尚待研究。

关键词 功能性电刺激;脑卒中;步态分析;随机对照研究

中图分类号:R454.1,R743.3 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2019)-05-0527-06

Immediate effects of functional electrical stimulation based on a normal walking pattern on walking ability of patients with stroke: a randomized controlled trial/ZHANG Shunxi, GUO Yongliang, HE Linghui, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2019, 34(5): 527—532

Abstract

Objective:In this study,a three-dimensional gait analysis system was applied to observe the immediate effects of FES based on normal gait patterns on the walking function of post-stroke patients, providing a basis for its clinical application.

Method: total of 47 subjects were recruited and randomly allocated to a electrical stimulation group (n=16), a placebo-FES group(n=15) or a blank control group(n=16). Subjects in electrical stimulation subgroup received four-channel FES therapy and were asked to walk simultaneously, the electrodes were placed on musculus quadriceps femoris, hamstring tendon, musculus tibialis anterior and musculus gastrocnemius. For placebo-FES group, subjects also received the same four-channel FES therapy as electrical stimulation subgroup but without current output. For the control group, subjects received no FES therapy. Subjects in three groups were asked to

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.05.006

*基金项目:广州市卫生局一般引导项目基金资助项目(20171A010234);广州市科技计划项目(201704020140)

1 广州市第一人民医院康复医学科,广东省广州市,510180; 2 广东省三九脑科医院; 3 中山大学孙逸仙纪念医院康复医学科,广东省康复与养老工程技术研究中心; 4 通讯作者

作者简介:张顺喜,男,硕士,主管治疗师; 收稿日期:2018-12-22

walk 5 minutes and 3D gait analysis was conducted before and after 5 minutes' walk.

Result:Intra-group comparison: compared with those before treatment, electrical stimulation group demonstrated improvements in all outcome measurements, including stride time, stance time, mean velocity, cadence, maximum range of ankle, ankle-range of initial contact, while improvements were only observed in maximum range of ankle, ankle-range of initial contraction placebo-FES group and no improvement was observed in blank control group. Group-to-group comparison: Results showed that there was statistical difference in maximum range of ankle. Further, we compared the rate of change with statistical difference including stride time, stancetime, mean velocity, cadence, stride length and ankle-range of initial contact ($P<0.05$).

Conclusion:It's suggested that normal-gait-patterns-based functional electrical stimulation can improve patients' walking function immediately, while profound studies are still needed to determine its long-term effect.

Author's address Dept. of Rehabilitation Medicine, Guangzhou First People's Hospital, Guangzhou, 510180

Key word functional electrical stimulation; stroke; gait analysis; randomized controlled trial

脑卒中是目前公认的导致严重功能障碍的主要原因之一,15%—30%的患者会存在永久性残疾,这些残疾会严重影响患者的日常生活和生活质量,成为家庭和社会的沉重负担,已是我国重大的公共卫生问题^[1]。目前脑卒中的治疗方法包括药物、手术和康复治疗等。功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)属于康复治疗中物理因子疗法范畴,大量研究证明其可以增强脑卒中患者的肌肉力量,改善肌张力和偏瘫肢体功能等^[2-4],但关于穿戴FES后对脑卒中患者行走功能影响的即时步态分析鲜有报告。本研究通过随机对照研究设计,观察模拟正常行走模式的FES助行仪对脑卒中患者行走功能影响的即时效应,为进一步推动FES的临床应用提供客观证据。

1 资料与方法

1.1 一般资料

研究对象为2017年1月—2018年1月在广东三九脑科医院康复治疗中心接受治疗的脑卒中患者。纳入标准:符合中华神经科学会和中华神经外科学会1995年全国第四次脑血管病会议制定的关于脑卒中的诊断和分类标准,经CT或MR确诊,第一诊断为初发脑卒中(脑出血或脑梗死);病程1年以内;下肢Brunnstrom分期为Ⅲ—Ⅴ期;年龄18—80岁(本研究三组患者每组各有1名18—30岁患者),三组患者年龄差异无显著性意义(表1);一侧肢体偏瘫,可至少在平地独立步行5min;无感觉功能和认知功能障碍。排除标准:病情不稳定;合并严重心、肝、肾

及感染等疾病;存在影响步行能力的神经肌肉和骨关节疾病;不愿意签署知情同意书者。本研究通过医院伦理委员会的审批,并在循证医学网站注册(注册号:ChiCTR-TRC-17012441)。

1.2 治疗方法

治疗设备:采用由中山大学孙逸仙纪念医院康复科设计(专利号:2006200588870),广州凡科医疗设备有限公司生产的多功能电疗综合治疗仪(商品名:易善行,型号:P2-9632)。

治疗部位:刺激部位分别为偏瘫侧胫前肌、股四头肌、腓肠肌及腓绳肌的运动点上^[5],运动点通过多功能电疗综合治疗仪自带的定位测试笔定位。

参数及刺激方法:电刺激组的刺激电极分别放在偏瘫侧胫前肌、股四头肌、腓肠肌及腓绳肌的运动点上,电极规格分别为40×40mm, 50×90mm, 40×60mm, 40×80mm。刺激参数:双向对称方波,频率:30Hz,波长:200μs,选择步行模式,周期5s,强度:能引起肌肉产生明显收缩^[6]。治疗时先在患者身上确定治疗部位,贴好贴片,设置治疗时间等参数,确认开始运行,调节电流后肌肉产生收缩,完成所设定的行走动作,此时打开足底触发开关,让患者一边治疗一边行走。在预试验中,我们观察了电刺激组中8例患者不同戴机行走时间的耐受程度,发现行走10min与行走5min的步态参数差异无显著性意义。因此,本研究选择戴机行走5min为观察时间。安慰电刺激组的电刺激位置及行走时间与电刺激组相同,行走(5min)过程中没有电流输出;对照组不给予电刺激,只让患者行走5min。

1.3 三维步态分析

检测设备及数据采集:采用意大利BTS公司远红外线三维步态分析系统^[7]。该系统由红外线反射标记球(22个)、测力平台(2个)、远红外光点摄像机(6台)、信息转换控制器及电脑分析软件等部分构成。步态分析在广东三九脑科医院步态分析实验室完成。每次测量前先进行系统标定,标定完成后将反射标记点分别粘贴在被测试者身体的22个解剖位点上(包括双侧肩峰、第7颈椎棘突、双侧髂前上棘、两髂后上棘连线中点、双侧大转子、双侧膝外侧髁、双侧腓骨头、双侧外踝、双侧足跟、双侧第五趾骨外侧、双侧大转子与股骨外上髁连线中点、双侧腓骨头与外踝连线中点),完毕后患者站在测力台中央至少5s以获得站立时的各项参数,然后进行步态检测。检测前告知患者不要紧张,以自己平常步行节奏行走。三维步态记录与两台摄像机同时进行,以记录在冠状面和矢状面上的视频图像。每位患者在测试前,进行一段适应性步行。步行过程中摄像头会捕捉到标记点,并确定这个标记点的三维坐标位置,电脑自带软件以三维坐标计算出相应的参数:运动学参数和时空参数。每位患者测试4次,系统自动检测一致性,去除偏差较大的单个测试结果,余下的结果取平均值作为测量的最终数据。

测量参数:包括步行周期(s)、支撑时间(s)、摆动时间(s)、支撑相(%)、摆动相(%)、双支撑相(%)、速度(m/s)、速度/身高(%)、步频(steps/min)、跨步长(m)、跨步长/身高(%)、步长(m)、步宽(m)、躯干上下(°)、骨盆上下(°)、骨盆前后倾(°)、骨盆内外旋(°)、髋关节内收(°)、髋关节外展(°)、髋关节屈(°)、髋关节伸(°)、膝关节屈(°)、膝关节伸(°)、踝关节背伸(°)、踝关节跖屈(°)、触地踝背伸(°)。

步态检测时间:三组患者分别在刺激前、戴机行

走5min后采集三维步态分析所需要的参数。

1.4 统计学分析

用均数和标准差描述年龄和步态参数,频数指标描述性别和偏瘫侧情况,三组上述基线特征的组间比较分别采用单因素方差分析和卡方检验。各组治疗前后的变化采用配对 t 检验分析;三组前后的变化率[(治疗后-治疗前)/治疗前%]的组间比较采用单因素方差分析,当差异有显著性意义时,两两之间比较采用Bonferroni法。

2 结果

2.1 治疗前三组基线比较

前述接受治疗的脑卒中患者符合入选标准52例,其中有5例因在试验过程不能完成5min步行而被排除。最终按研究方案完成评估和治疗的患者共47例,其中电刺激组16例、安慰电刺激组15例、对照组16例。三组患者一般特征比较无显著性差异,表示三组基线具有可比性(表1)。

2.2 治疗前后三组组内比较

三组组内治疗前后比较:治疗后电刺激组步行周期、支撑时间、步行速度、步频、踝背伸角度、踝关节触地时的角度均有改善($P<0.05$);安慰电刺激组仅踝关节背伸和踝关节触地时的角度有改善($P<0.05$);对照组仅有跨步长/身高和踝关节背伸角度降低($P<0.05$),其它参数无改善($P<0.05$)(表2)。

2.3 治疗后三组组间比较

治疗后三组仅表现为触地时踝关节背伸角度差异有显著性意义($P<0.05$);变化率的比较发现,三组患者患侧步行周期、支撑时间、步行速度、步频、步长、跨步长、触地时踝关节背伸角度治疗后的变化率均有显著性差异($P<0.05$),进一步Bonferroni两两比较的结果见表3。

表1 三组患者一般资料比较

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

组别	例数	年龄 ($\bar{x}\pm s$,岁)	性别(例)		病变性质(例)		病程 (月)	身体质量指数 (BMI)	偏瘫侧(例)	
			男	女	脑出血	脑梗死			左侧	右侧
对照组	16	52.81±13.96	12	4	8	8	4.86±2.41	23.08±2.55	10	6
安慰电刺激组	15	53.8±14	11	4	8	7	4.25±2.20	21.58±2.61	11	4
电刺激组	16	53.13±12.11	12	4	9	7	4.74±2.04	21.73±2.86	6	10
F/χ^2		0.022	0.015		0.126		0.321	1.495	4.320	
P		0.978	0.993		0.939		0.727	0.235	0.115	

注:三组之间比较,差异无显著性意义。

表2 三组患者治疗前后的时空参数比较

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

参数	电刺激组(n=16)		安慰电刺激组(n=15)		对照组(n=16)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
步行周期(s)	1.97±0.56	1.66±0.47 ^①	2.02±0.87	1.99±0.85	1.98±1	2.01±0.99
支撑时间(s)	1.35±0.38	1.11±0.33 ^①	1.46±0.73	1.38±0.7	1.4±0.82	1.41±0.82
摆动时间(s)	0.62±0.29	0.55±0.16	0.56±0.18	0.61±0.19	0.58±0.27	0.59±0.27
支撑相(%)	68.79±8.31	66.49±4.38	70.77±6.34	67.98±6.37	70±7.52	69.33±8.27
摆动相(%)	31.21±8.31	33.51±4.38	29.23±6.34	32.02±6.37	30±7.52	30.67±8.27
双支撑相(%)	24.13±8.37	21.34±4.67	24.56±11.42	23.51±10.75	27.06±11.78	25.91±8.62
速度(m/s)	0.35±0.14	0.46±0.26 ^①	0.38±0.21	0.37±0.18	0.34±0.2	0.33±0.17
速度/身高(%)	20.68±9.2	25.95±11.67 ^①	23.22±12.72	22.83±11.29	20.4±12.22	18.88±10.55
步频(steps/min)	67.31±20.01	77.6±20.32 ^①	67.19±21.77	67.06±22.93	69.12±20.17	67.73±18.71
跨步长(m)	0.62±0.2	0.67±0.19	0.68±0.2	0.69±0.19	0.57±0.22	0.54±0.22
跨步长/身高(%)	37.77±11.96	40.44±11.06	41.2±12.02	41.86±11.36	35.05±13.09	32.78±12.87 ^①
步长(m)	0.33±0.11	0.35±0.09	0.38±0.09	0.36±0.09	0.33±0.11	0.32±0.12
步宽(m)	0.15±0.06	0.15±0.05	0.16±0.05	0.16±0.05	0.16±0.06	0.16±0.05
躯干上下(°)	6.68±3.22	6.96±4.17	6.56±3.49	6.79±4.4	7.42±3.17	6.91±3.48
骨盆上下(°)	6.68±2.58	6.44±1.9	7±2.7	6.78±3.06	6.76±3.22	6.38±3.71
骨盆前后倾(°)	7.79±4.51	8.05±4.42	9.62±4.97	9.97±5.61	9.88±4.59	10.66±7.99
骨盆内外旋(°)	12.04±7.13	11.65±4.38	10.69±5.5	11.86±5.6	11.76±5.32	11.76±7.27
髋关节内收(°)	2.31±4.74	3.02±10.67	3±3.28	1.15±3.55	2.13±5.62	4.19±10.52
髋关节外展(°)	-6.63±4.17	-6.95±5.14	-6.18±4.13	-7.25±3.87	-7.74±4.26	-6.43±4.34
髋关节屈(°)	27.05±8.38	30.33±6.98	28.1±7.21	27.97±8.06	26.07±8.95	27.11±7.65
髋关节伸(°)	-1.86±12.11	-3.73±8.79	-2.48±8.72	-3.83±8.04	0.26±9.89	1.75±9.07
膝关节屈(°)	38.55±14.76	39.77±9.68	41.08±12.7	38.15±13.42	36.65±16.57	33.73±14.63
膝关节伸(°)	0.93±11.75	2.23±11.58	4.39±10.91	6.29±10.54	2.65±9.61	3.19±9.62
踝关节背伸(°)	10.96±6.46	16.51±7.69 ^①	11.03±6.42	13.48±7.31 ^①	11.62±9.39	10.37±8.41 ^①
踝关节跖屈(°)	-10.45±6.74	-6.85±9.64	-13.69±9.85	-10.79±5.13	-13.39±7.83	-12.46±7.61
触地踝背伸(°)	-9.01±6.61	1.68±6.39 ^①	-10.73±10.42	-5.29±9.79 ^①	-10.11±11.53	-10.8±10.15 ^②

注:① $P<0.05$ 三组治疗前后组内比较;② $P<0.05$ 三组组间比较

表3 三组治疗后患侧步态参数变化率比较

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

步态参数	无刺激组	安慰电刺激组	电刺激组	F	P
步行周期(s)	2.01±7.43	-0.61±12.65	-15.16±13.48	10.336	<0.001 ^{②③}
支撑时间(s)	1.34±11.81	-4.35±13.54	-16.9±18.13	6.383	0.004 ^②
速度/身高(%)	-3.96±16.26	1.73±14.63	30.44±41.9	7.146	0.002 ^{②③}
步频(steps/min)	-1.26±7.15	0±10.95	17.1±18.27	9.853	<0.001 ^{②③}
跨步长(m)	-6.28±10.11	2.68±9.32	10.05±19.2	5.687	0.006 ^②
跨步长/身高(%)	-6.41±10.01	2.76±9.38	9.94±19.42	5.630	0.007 ^②
步长(m)	-5.45±12.2	-5.4±12.9	11.1±27.72	3.943	0.027 ^{②③}
触地踝背伸(°)	-15.32±73.44	-48.06±66.77	-147.8±131.31	8.312	0.001 ^{②③}

注:①、②、③为 Bonferroni 两两比较的结果,其中:①对照组与安慰电刺激组比较差异有显著性意义,②对照组与电刺激组比较差异有显著性意义,③安慰电刺激组与电刺激组比较差异有显著性意义。

3 讨论

据统计,发达国家脑卒中发病率约为180/10万,80%患者急性期出现偏瘫,超过50%的患者急性期丧失行走能力,并持续到3个月后,20%的幸存者3个月后需要机构护理,15%至30%的患者永久残疾^[8],严重影响患者的日常生活和生活质量,并正成为家庭和社会的沉重负担。因此,适时的康复治疗对提高患者的生活质量具有重要意义。

FES是一种广泛应用的康复技术^[2,9-10],它通过电流刺激因脑和脊髓损伤等失去神经支配的肢体。

FES可以刺激一组或多组肌群,诱导肌肉运动或模拟正常的自主运动。临床评估中定量分析步行非常困难,而三维步态分析系统因其在步态评估中具有良好的精确度、重复性^[11-13],因此,越来越收到临床关注。

本研究所使用的四通道FES治疗仪为具有行走能力的脑卒中患者提供了正常步态的模式化运动,突破了传统脑卒中肢体康复针对患者产生的错误运动模式(共同运动)纠正单一关节活动的治疗方法,而是从整体上纠正患者异常的步态模式。基于正常步态模式的四通道FES在训练中使脑卒中患者的偏

瘫下肢产生一种基于正常行走模式的重复性行走动作,这是一种运动再学习的“无错法”学习过程,从而促进了偏瘫下肢肌肉力量和运动协调性恢复^[14],通过与脑卒中患者的步行训练相结合,为脑卒中患者正常行走提供了一种新的治疗手段^[4-5]。此外,近年来兴起的FES与脑机接口、功能性踏车、下肢机器人、虚拟环境系统等联合治疗^[10,15-17],更为脑卒中患者肢体功能康复提供了新的治疗思路,值得进一步深入研究。

Boudarham等^[20]研究了42例脑卒中患者和20例健康者在连续3组步态分析的时空参数和运动学参数变异性(一共9次步态分析,第1—3次取平均值为第一组,第4—6次为第二组,7—9次为第三组)。结果显示在步速、步长及步频方面,第二组和第三组要优于第一组,而步速、步长及双支撑向的变异系数,第二组和第三组要低于第一组,表明在步态测试的过程中需要一段适应性的步行。

关于偏瘫患者步态的时空参数(时间和距离参数),Nadeau等^[18]研究发现,脑卒中患者步行速度、步行频率、步长、跨步长均降低,而且与支撑摆动的占比相关联。国内万青等^[19]研究了24例脑卒中和24例健康受试者的步态,发现脑卒中患侧与健侧下肢相比,步频和步速降低、步长缩短、支撑相时间延长、摆动相缩短。Xu等^[6]研究21例脑卒中患者FES治疗中及FES治疗后步态参数的变化,发现FES治疗过程中,步行周期、双支撑相、步长、步速、患侧与健侧摆动相的比值有改善。在FES治疗后,步行周期、双支撑相、步长、步速、患者与健侧摆动相的比值有改善,且治疗后改善明显高于治疗过程中。本研究组内比较的结果与文献报告基本一致,但本研究结果中步长改善没有显著性意义,因此推测步行功能(步行速度)改善的主要原因可能是步频的增加。

关于偏瘫患者运动学参数的变化,万青等^[19]研究显示:脑卒中患者偏瘫侧髋关节屈曲角度、膝关节最大屈曲角度、踝关节背伸角度降低。Daniilidis等^[21]研究一种踝关节背伸植入刺激器,并通过12.5个月随访发现,偏瘫患者使用植入刺激器后踝关节背伸以及垂直地面反作用力显著改善。Xu等^[6]的研究显示:四通道FES治疗过程中,髋关节、膝关节角度显著增加,而踝关节角度的变化没有显著性意

义。本研究中治疗前后髋关节、膝关节角度的变化没有显著性意义,而踝关节角度显著增加。Bensoussan及Roche等^[22-23]的研究可能解释该原因。Bensoussan等人研究发现:偏瘫患者由于足下垂而代偿性使膝关节角度增加,使得患者下肢更好的迈步;Roche等人通过三维步态分析研究了60例脑卒中患者,发现步行周期摆动阶段髋关节和踝关节的生物力学行为与患者相关,认为存在两种策略:如果有足够的踝背伸,则需要较少的髋屈曲(远端策略);而如果踝背伸减少,则需要增加髋屈曲峰值(近端策略)。本研究发现只有踝关节背伸角度增加可能会适当降低髋关节以及膝关节在迈步相角度增加的需要,这可能是本研究中,治疗前后髋、膝关节在步行中的最大角度无显著性差异的一个原因。

本研究组间比较发现,治疗后只有触地时踝关节背曲角度有显著性差异,这可能是由于样本量相对较少的原因。进一步进行治疗前后变化率的组间比较,发现三组患者患侧步行周期、支撑时间、步行速度、步频、步长、跨步长、触地时踝关节背伸角度的变化均有显著性差异。经过两两比较,我们发现电刺激组多个参数变化比对照组和安慰电刺激组更为显著。步行速度是步行功能最重要的指标,而步行速度受到支撑时间、步频、步长等因素影响,四通道FES可以诱发踝背曲及膝关节屈曲,从而有利于下肢向前摆动,增加步频及步长,提高步行速度。这说明基于正常行走模式的FES能够在步行过程中改善患者步频及步长等参数,从而提高患者步行功能。

本研究之所以将戴机行走5min作为即刻效果影响的指标,是因为在预试验中发现行走5min与行走10min的步态参数差异无显著性意义,所以观察5min就能反映患者戴机后的即刻效果。

综上所述:应用基于正常行走模式的FES治疗可以即时改善患者的步行功能,但长期效果还有待进一步深入研究。

参考文献

- [1] Liu L, Wang D, Wong KS, et al. Stroke and stroke care in China: huge burden, significant workload, and a national priority[J]. *Stroke*, 2011, 42(12):241—275.
- [2] Biasucci A, Leeb R, Iturrate I, et al. Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery.

- ery after stroke[J]. *Nat Commun*, 2018, 9(1):2421.
- [3] Medrinal C, Combret Y, Prieur G, et al. Comparison of exercise intensity during four early rehabilitation techniques in sedated and ventilated patients in ICU: a randomised cross-over trial[J]. *Crit Care*, 2018, 22(1):110.
- [4] 谭志梅, 姜文文, 燕铁斌, 等. 基于正常行走模式的功能性电刺激对脑卒中恢复期患者行走功能的影响[J]. *中华医学杂志*, 2016, 96(29):2342—2346.
- [5] 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.
- [6] Xu B, Yan T, Yang Y, et al. Effect of normal-walking-pattern-based functional electrical stimulation on gait of the lower extremity in subjects with ischemic stroke: A self controlled study[J]. *Neuro Rehabilitation*, 2016, 38(2):163—169.
- [7] Guzik A, Druzbicki M, Przysada G, et al. An assessment of the relationship between the items of the observational Wisconsin Gait Scale and the 3-dimensional spatiotemporal and kinematic parameters in post-stroke gait[J]. *Gait Posture*, 2018, 62:75—79.
- [8] Goldstein LB, Bushnell CD, Adams RJ, et al. Guidelines for the primary prevention of stroke: a guideline for health-care professionals from the American Heart Association/American Stroke Association[J]. *Stroke*, 2011, 42(2):517—584.
- [9] Friedenberg DA, Schwemmer MA, Landgraf AJ, et al. Neuroprosthetic-enabled control of graded arm muscle contraction in a paralyzed human[J]. *Sci Rep*, 2017, 7(1):8386.
- [10] Lee SH, Lee JY, Kim MY, et al. Virtual reality rehabilitation with functional electrical stimulation improves upper extremity function in patients with chronic stroke: a pilot randomized controlled study[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2018, 99(8):1447—1453.
- [11] Caty GD, Detrembleur C, Bleyenheuft C, et al. Reliability of lower limb kinematics, mechanics and energetics during gait in patients after stroke[J]. *J Rehabil Med*, 2009, 41(7):588—590.
- [12] Laroche D, Duval A, Morisset C, et al. Test-retest reliability of 3D kinematic gait variables in hip osteoarthritis patients[J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2011, 19(2):194—199.
- [13] Valentini FA, Granger B, Hennebelle DS, et al. Repeatability and variability of baropodometric and spatio-temporal gait parameters—results in healthy subjects and in stroke patients[J]. *Neurophysiol Clin*, 2011, 41(4):181—189.
- [14] Lohse KR, Lang CE, Boyd LA. Is more better? Using metadata to explore dose-response relationships in stroke rehabilitation[J]. *Stroke*, 2014, 45(7):2053—2058.
- [15] Aaron SE, Vanderwerker CJ, Embry AE, et al. FES-assisted cycling improves aerobic capacity and locomotor function postcerebrovascular accident[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2018, 50(3):400—406.
- [16] Ajiboye AB, Willett FR, Young DR, et al. Restoration of reaching and grasping movements through brain-controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof-of-concept demonstration[J]. *Lancet*, 2017, 389(10081):1821—1830.
- [17] McCabe J, Monkiewicz M, Holcomb J, et al. Comparison of robotics, functional electrical stimulation, and motor learning methods for treatment of persistent upper extremity dysfunction after stroke: a randomized controlled trial[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2015, 96(6):981—990.
- [18] Nadeau S, Betschart M, Bethoux F. Gait analysis for post-stroke rehabilitation: the relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed[J]. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2013, 24(2):265—276.
- [19] 万青, 吴伟, 刘慧华, 等. 脑卒中患者偏瘫步态的时空及关节运动学参数分析[J]. *中国康复医学杂志*, 2014, 29(11):1026—1030.
- [20] Boudarham J, Roche N, Pradon D, et al. Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients[J]. *PLoS One*, 2013, 8(6):e66421.
- [21] Daniilidis K, Jakubowitz E, Thomann A, et al. Does a foot-drop implant improve kinetic and kinematic parameters in the foot and ankle?[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2017, 137(4):499—506.
- [22] Bensoussan L, Mesure S, Viton J M, et al. Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns[J]. *J Rehabil Med*, 2006, 38(5):287—294.
- [23] Roche N, Bonnyaud C, Geiger M, et al. Relationship between hip flexion and ankle dorsiflexion during swing phase in chronic stroke patients[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(3):219—225.