·临床研究·

运用三维步态分析评价下肢机器人训练对偏瘫患者步行能力的影响

朱童 冯玲 吴月峰 高海军 唐邵威 许夏彬 朱海平 何贤杰 章一锋

【摘要】 **目的** 应用三维步态分析评价下肢机器人训练对脑卒中偏瘫患者步行功能的影响。**方法** 采用随机数字表法将 60 例脑卒中偏瘫患者分为观察组及对照组,两组 30 例。2 组患者均给予常规药物治疗及康复干预,对照组同时辅以传统下肢步行训练,观察组则辅以下肢机器人训练。2 组患者下肢训练时长均为每次 30 min,每周训练 5 d。于治疗前、治疗 8 周后分别采用三维步态分析系统检测 2 组患者步态时间参数、时相参数、关节活动角度及地面反作用力大小等指标。**结果** 观察组患者经下肢机器人辅助训练后,其步速[(59.34±12.20) cm/s]、步频[(89.39±13.80)次/分钟]、跨步长[(74.17±15.54) cm]提高,步宽[(18.69±3.16) cm]缩小;患侧支撑期百分比[(69.72±10.06)%]、健侧与患侧支撑期比值(1.07±0.11)、双支撑期百分比[(16.85±8.23)%]、髋关节最大活动度[(35.39±9.31)°]、膝关节最大活动度[(50.21±15.34)°]、垂直地面反作用力峰值占体重百分比[(109.36±13.28)%]、患侧向前地面反作用力峰值占体重百分比[(6.95±1.98)%]均明显改善,与治疗前及对照组间差异均具有统计学意义(均$P<0.05$)。**结论** 与传统步行训练比较,下肢机器人训练能更有效改善脑卒中偏瘫患者步行功能,该疗法值得临床推广、应用。

【关键词】 下肢机器人; 步行能力; 三维步态分析; 步态

基金项目:浙江省中医药(中西医结合)重点学科资助项目(2012-XK-A33);浙江省中医药科学研究基金计划(A 类)(2013ZA124);浙江省医药卫生一般研究项目计划(A 类)(2013KYA206)

Robot-assisted gait training improves the walking ability of hemiplegic patients *Zhu Tong, Feng Ling, Wu Yuefeng, Gao Haijun, Tang Shaowei, Xu Xiabin, Zhu Haiping, He Xianjie, Zhang Yifeng. Department of Rehabilitation Medicine, Shaoxing People's Hospital, Shaoxing 312000, China*

Corresponding author: Feng Ling, Email: 532717104@qq.com

【**Abstract**】 **Objective** To evaluate the effect of robot-assisted gait training on the walking ability of hemiplegic patients. **Methods** Sixty hemiplegic patients were randomly divided into a control group and a treatment group, each of 30. Both groups were given traditional rehabilitation and drug therapy. The control group was additionally provided with the traditional gait training, while the treatment group additionally received robot-assisted gait training. The gait training lasted 30 minutes a day, 5 days per week. Before and after 8 weeks of training, the time parameters, phase parameters, the joint angles of the lower limbs, and the peak ground reaction forces of both groups were evaluated using a three-dimensional gait analysis system. **Results** After the intervention, the walking velocity, stride frequency and stride length had increased in the treatment group, while stride width had decreased. Significant improvement was observed in the treatment group in terms of the percentage of swing phase on the paretic side, the percentage of stance phase on the paretic side, the single support time ratio, the percentage of double support phase, the range of motion of the hip and knee joints, and the peak vertical and forward ground reaction force as a percentage of body weight. The improvements were significantly greater than those observed in the control group. **Conclusions** Compared with traditional walking training, robot-assisted gait training can be more effective in improving the walking ability of hemiplegic patients.

【**Key words**】 Robots; Gait training; Walking ability; Gait analysis

Fund program: The Key Subjects of Traditional Chinese Medicine program of Zhejiang Province (grant 2012-XK-A33); The Traditional Chinese Medicine Scientific Research Foundation of Zhejiang Province (grant 2013 ZA124); The Medical General Research Project Plan of Zhejiang Province (grant 2013KYA206)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2017.04.006

作者单位:312000 绍兴,浙江省绍兴市人民医院康复医学科

通信作者:冯玲,Email:532717104@qq.com

行走是人类最基本功能之一,但是,在脑卒中 3 个月后,仍有约 45%的患者不能恢复独立步行能力,只能依靠他人帮助或借助轮椅活动,其偏瘫侧下肢无法真正负重及有效摆动[1]。目前临床针对脑卒中后偏瘫患者多给予传统康复治疗,包括神经促进技术、运动再学习技术、平衡功能训练等,患者经治疗后其步行功能通常会得到一定程度改善;但这些传统康复治疗只重视下肢功能的分解练习,训练过程中很难顾及步行安全性、速度、对称性等重要因素[2]。随着相关技术发展,下肢康复机器人被逐渐引入康复训练领域,如何使用下肢机器人提高偏瘫患者步行能力以及如何评估下肢机器人疗效已成为当前研究热点[3]。目前国内、外使用下肢机器人训练促进偏瘫患者步态改善的研究较多,大多应用半定量性质评定量表,如 Fugl-Meyer 下肢运动功能评分、Berg 平衡量表、改良 Ashworth 痉挛评定量表(modified Ashworth scale, MAS)和改良 Barthel指数评分(modified Barthel index, MBI)等,其结果较主观[4];而三维步态分析具有数据客观、量化、可信度高等特点,但国内联合应用下肢机器人与三维步态分析的研究相对较少。基于上述背景,本研究拟利用三维步态分析系统对比观察脑卒中偏瘫患者经下肢机器人训练或传统步行训练后其步态时间参数、时相参数、关节活动角度、地面反作用力的变化情况,为进一步改善脑卒中偏瘫患者步行能力提供参考资料。

对象与方法

一、研究对象

共选取 2014 年 10 月至 2015 年 8 月期间在绍兴市人民医院康复医学科住院治疗的脑卒中后偏瘫患者 60 例,所有患者均符合 1995 年中华医学会第 4 次脑血管病学术会议制订的脑卒中诊断标准[5]。患者纳入标准还包括:①所有患者病情均经头颅 CT 或 MRI 等影像学检查确诊;②患者为首次发病,且生命体征平稳,神经病学体征无明显进展;③患者一侧肢体瘫痪,认知功能良好,有主观康复意愿,能用言语或其他方式进行交流,从而完成指令性动作;④患者下肢肌力 3 级以上,下肢 Brunnstrom 分期在Ⅱ期以上;⑤能独立或在 1 人帮助或拄拐情况下步行超过 10 m;⑥所有患者均签署知情同意书,且本研究通过医院伦理委员会审查。患者剔除标准包括:①有重要脏器功能衰竭或重要脏器功能不全而影响患者下肢运动功能及心肺功能等;②体重超过 135 kg,超过下肢机器人系统承受负荷;③伴有出血倾向疾病;④血压控制不稳定;⑤有严重认知障碍而不能配合治疗等情况。采用随机数字表法将上述患者分为对照组及观察组,每组 30 例。2 组患者一般资料情况详见表 1,表中数据经统计学比较,发现组间差异均无统计学意义($P>0.05$),具有可比性。

表 1　入选时 2 组患者一般资料情况比较

组别	例数	性别(例)		偏瘫侧别(例)	
		男	女	左侧	右侧
对照组	30	18	12	12	18
观察组	30	17	13	14	16

组别	例数	年龄(岁,$\bar{x}\pm s$)	病程(d,$\bar{x}\pm s$)	脑卒中类型(例)	
				脑出血	脑梗死
对照组	30	59.2±8.3	29.1±6.3	8	22
观察组	30	57.2±9.5	28.9±7.3	6	24

二、治疗方法

2 组患者均在我科进行常规康复治疗,主要包括功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)、Bobath 疗法、神经肌肉本体促进技术(proprioceptive neuromuscular facilitation, PNF)、Rood 感觉运动治疗技术、运动再学习等康复干预。对照组患者在此基础上辅以传统步行训练,训练内容包括患侧下肢支撑训练、患侧下肢摆动训练、跨步分解动作训练、平行杠内步行训练、拄拐步行训练、减重步行训练等,治疗 4 周为 1 个疗程,共训练 2 个疗程,每疗程结束后休息 3 d。观察组患者在常规康复干预基础上辅以下肢康复机器人行走训练(图 1),选用瑞士 Hocoma 公司产 Lokomat 下肢机器人训练系统,调节患者初始负重量为其体重的 50%水平,调节初始引导力为 100%,设定髋关节活动范围为 45°,膝关节活动范围为 66°,调节系数范围为 0.2~0.7,设置跑台初始速度为 1.2 km/h,根据患者恢复情况逐步降低减重量并提高跑台速度,步速调节范围为 1.5~1.9 km/h。在患者耐受情况下每次行走训练时间以 30 min 为宜,每周训练 5 次,训练 4 周为 1 个疗程,共训练 2 个疗程,每疗程结束后休息 3 d。整个观察组患者下肢训练由 3 位具有 Lokomat 下肢机器人操作资质的康复治疗师负责完成。

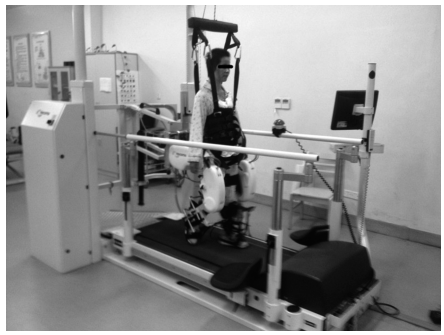

图 1　Lokomat 下肢康复机器人训练示意图

三、疗效评定方法

于治疗前、治疗 8 周后由同一位治疗师在双盲状态下采用意大利 BTS 公司产 SMART-D 三维步态分析系统对 2 组患者进行步态测试,先对系统配置的摄像

头及测力台进行校正,待患者适应环境后分别在第 7 颈椎棘突、双侧肩峰、髂骨上缘、双侧髂前上棘处、双侧股骨大转子、双侧股骨外上髁、双侧腓骨小头、双侧足外踝、双侧第四跖骨远端、双侧足跟处粘贴体表标记物(即荧光球),在双侧大腿中部、小腿中部用弹性带将小棒固定于身体外侧且与地面平行,小棒远离身体端固定有荧光球,共需标记 22 个光点。嘱患者以自己正常速度在 10 m 长通道上沿直线步行,共来回行走 4~5 次,从中选取符合条件的 3 段步行资料。采用 SMART-D 步态分析软件截取从右足跟着地瞬间到一个步态周期后右足尖离地瞬间数据,构成一个完整的分析单元。提取患者步速、步频、跨步长、步宽、患侧下肢支撑期百分比、健侧与患侧支撑期比值、双支撑期百分比、最大髋关节屈伸角度、最大膝关节屈伸角度、最大踝关节背屈跖屈角度以及向前地面反作用力峰值和垂直地面反作用力峰值等。

四、统计学分析

根据入选患者一般资料及治疗前、后由 SMART-D 步态分析软件生成的相关数据,使用 SPSS 19.0 版统计学软件包进行数据分析,计数资料比较采用 χ^2 检验,计量资料以($\bar{x}\pm s$)表示,组内比较采用配对 t 检验,组间比较采用独立样本 t 检验,$P<0.05$ 表示差异具有统计学意义。

结　果

一、治疗前、后 2 组患者步态时空参数比较

治疗前 2 组偏瘫患者步速、步频、跨步长、步宽组间差异均无统计学意义(均$P>0.05$);治疗后 2 组患者步速、步频、跨步长均较治疗前明显增大,差异均具有统计学意义(均$P<0.05$),步宽较治疗前明显减小,差异具有统计学意义(均$P<0.05$);并且治疗后观察组患者步速、跨步长、步频较对照组明显增大,步宽较对照组明显减少,组间差异均具有统计学意义(均$P<0.05$),具体数据见表 2。

表 2　治疗前、后 2 组患者步态时空参数比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	步速(cm/s)	步频(次/分钟)	跨步长(cm)	步宽(cm)
对照组					
治疗前	30	33.45±15.19	58.93±18.43	47.80±18.31	22.81±4.64
治疗后	30	53.67±7.98[a]	80.34±17.73[a]	64.93±16.58[a]	20.97±4.28[a]
观察组					
治疗前	30	32.80±15.23	60.52±12.70	51.50±17.54	21.96±4.22
治疗后	30	59.34±12.20[ab]	89.39±13.80[ab]	74.17±15.54[ab]	18.69±3.16[ab]

注:与组内治疗前比较,[a]$P<0.05$;与对照组相同时间点比较,[b]$P<0.05$

二、治疗前、后 2 组患者步态时相参数比较

治疗前 2 组偏瘫患者患侧下肢支撑期百分比、健侧与患侧支撑期比值、双支撑期百分比组间差异均无统计学意义(均$P>0.05$);治疗后 2 组患者患侧支撑期百分比均较治疗前明显增加(均$P<0.05$),健侧与患侧支撑期比值、双支撑期百分比均较治疗前明显减小(均$P<0.05$);治疗后观察组与对照组比较,发现前者患侧支撑期百分比明显增大,健侧与患侧支撑期比值、双支撑期百分比均明显减小,组间差异均具有统计学意义(均$P<0.05$),具体数据见表 3。

表 3　治疗前、后 2 组患者步态时相参数比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	患侧支撑期百分比(%)	健侧支撑期与患侧支撑期比值	双支撑期百分比(%)
对照组				
治疗前	30	60.49±9.17	1.15±0.16	26.48±7.73
治疗后	30	65.03±7.59[a]	1.13±0.09[a]	23.50±8.85[a]
观察组				
治疗前	30	61.37±8.08	1.13±0.11	25.12±9.57
治疗后	30	69.72±10.06[ab]	1.07±0.11[ab]	16.85±8.23[ab]

注:与组内治疗前比较,[a]$P<0.05$;与对照组相同时间点比较,[b]$P<0.05$

三、治疗前、后 2 组患者下肢关节最大活动角度与地面反作用力峰值比较

治疗前 2 组偏瘫患者患侧髋关节屈曲伸展活动度、膝关节屈曲伸展活动度、踝关节背屈跖屈活动度组间差异均无统计学意义(均$P>0.05$);治疗后 2 组患者上述关节活动度均较治疗前明显增大(均$P<0.05$);治疗后观察组与对照组比较,发现前者偏瘫侧髋关节屈曲伸展活动度、膝关节屈曲伸展活动度均明显增大,组间差异均具有统计学意义(均$P<0.05$),治疗后 2 组患者踝关节背屈跖屈活动度组间差异仍无统计学意义($P>0.05$)。治疗前 2 组患者患侧支撑期垂直地面反作用力峰值、向前地面反作用力峰值组间差异均无统计学意义(均$P>0.05$);治疗后发现 2 组患者反作用力峰值均较治疗前明显增大(均$P<0.05$);治疗后观察组与对照组比较,发现前者患侧支撑期垂直地面反作用力峰值、向前地面反作用力峰值均明显增大,组间差异均具有统计学意义(均$P<0.05$),具体数据见表 4。

讨　论

脑卒中偏瘫患者其步态特点是稳定性差、步行不对称以及能耗增加等[6]。在脑卒中后 6 个月期间,约有 30%的患者在无他人帮助下无法独立行走,而传统行走训练对脑卒中患者的改善作用不显著。自 90 年代末以来国内、外许多医疗机构逐渐将 Lokomat 下肢机器人应用于偏瘫患者康复训练中,该设备通过减重系统和步态矫正器帮助肌力不足患者在跑台上行走,能在保证安全情况下使患者长时间按照固定模式进行反复行走练习[7]。三维步态分析的优点是数据准确、

表 4　治疗前、后 2 组患者下肢关节活动度及地面反作用力峰值比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	患侧髋关节屈曲伸展活动度(°)	患侧膝关节屈曲伸展活动度(°)	患侧踝关节背屈跖屈活动度(°)	患侧垂直地面反作用力峰值占体重百分比(%)	患侧向前地面反作用力峰值占体重百分比(%)
对照组						
治疗前	30	25.85±11.13	34.10±16.20	18.54±8.84	86.26±18.79	4.41±2.20
治疗后	30	29.19±6.47[a]	42.29±11.12[a]	22.99±8.06[a]	99.64±21.38[a]	5.43±3.12[a]
观察组						
治疗前	30	26.82±9.77	34.72±14.80	17.74±6.77	89.18±16.62	4.77±1.84
治疗后	30	35.39±9.31[ab]	50.21±15.34[ab]	25.93±6.39[a]	109.36±13.28[ab]	6.95±1.98[ab]

注:与组内治疗前比较,[a]$P<0.05$;与对照组相同时间点比较,[b]$P<0.05$

客观,能从运动学、动力学以及肌电层面对患者进行全面评估,从而帮助临床医师及科研人员更好地发现问题、制订干预措施及评价康复疗效[8]。

王桂茂等[9]认为在影响步行能力的众多指标中,步速最为关键,也是反映偏瘫患者步行能力的准确、敏感、可靠指标之一。如有研究指出:患侧下肢如没有较好的负重功能及廓清能力,患者平衡功能较差,其步频也将受到明显影响[10]。夏清等[11]研究认为偏瘫患者步态表现为步宽加大,步长、步幅缩短,步频降低,步速减慢。Lunenburger 等[12]则从步态不对称角度进行分析,认为偏瘫患者患侧肢体支撑期缩短,肢体不对称性增强,健侧肢体支撑期延长。赵雅宁等[13]选取 40 例急性缺血性脑卒中患者分别给予 Lokomat 下肢机器人训练或常规步态训练,发现下肢机器人组患者步长、步频和步速等均较对照组明显改善。本研究也得到类似结果,如观察组患者经下肢机器人辅助训练后,发现其步速、跨步长、步频均较对照组明显增加,步宽较对照组明显减小,表明治疗后观察组患者步幅变大,步速变快,稳定性增加,提示下肢机器人训练对脑卒中偏瘫患者步态时空参数具有积极影响作用,有利于提高患者步行能力。

励建安等[14-15]指出偏瘫患者步行最大困扰是当健侧肢体处于支撑期时,患侧下肢廓清功能障碍,导致患侧迈步困难,使得健侧肢体支撑时间明显大于患侧肢体支撑时间。李岩等[16]分别对脑卒中偏瘫患者给予下肢机器人训练或减重平板训练,并比较治疗前、后 2 组患者健侧和患侧肢体负重时间百分比,发现机器人训练组患者步行能力明显优于减重平板训练组。本研究结果显示,观察组患者经下肢机器人训练后其患侧肢体支撑期百分比增加,且数值更接近正常水平,说明该组患者患侧肢体支撑能力明显增强;另外观察组患者健侧支撑期与患侧支撑期的比值变小,且更接近于数值 1,说明观察组患者步态对称性优于对照组,同时也印证了观察组患者步行速度(时空参数指标之一)较对照组明显提高。

康复临床中经常发现偏瘫患者在患侧支撑时其髋关节不能伸直,持续以屈髋状态行走,再加上膝关节控制功能较差,患者常表现膝过伸和膝过度屈曲这两种极端。国外相关研究认为:当偏瘫患者被要求加快行走速度时,他们会增大髋关节屈曲、伸展角度及膝关节屈曲角度[17]。郝正玮等[18]对脑卒中偏瘫患者分别给予 Lokomat 机器人训练或常规步行训练,发现治疗后 2 组患者偏瘫侧关节活动度均较治疗前明显改善,并且以 Lokomat 组患者的改善幅度较显著,认为下肢机器人训练能促进患者髋、膝关节分离运动产生。本研究结果显示治疗后观察组患侧髋关节、膝关节屈伸活动度均明显优于对照组,提示与传统步行训练比较,下肢康复机器人训练能更显著提高偏瘫侧肢体髋、膝关节活动度,从而使患侧肢体具有更强的廓清能力;但治疗后 2 组患者患侧踝关节背屈跖屈活动度组间差异仍无统计学意义($P>0.05$),可能原因包括:①样本量不够大;②人体踝关节背屈跖屈活动度偏小(正常人步行时其踝关节活动度从跖屈 20°到背屈 10°,共 30°),其敏感性不高。

步态动力学分析主要检测地面反作用力参数,包括垂直方向分力、前后方向分力和侧向分力等,分别反映行走过程中支撑下肢的负重和离地能力、支撑腿的驱动和制动能力及侧方负重能力与稳定性等,其中垂直方向地面反作用力呈双峰型,峰值大小与步行速度直接相关,偏瘫患者由于步速慢、支撑能力弱,垂直方向地面反作用力峰值远小于正常人水平,甚至因为缺少足够的支撑力而变成单峰。前后方向地面反作用力又称前后剪力,表现为前后反向的尖峰图形;向前的地面反作用力使下肢获得向前的推动力,是正常人前进的重要动力[19]。偏瘫患者行走时脚下推动力明显减弱,很多人甚至直接靠屈髋把偏瘫侧下肢“拎起来”。正常人垂直方向地面反作用力比较大,且有两个峰值,前后及左右方向地面反作用力比较小,而偏瘫患者地面反作用力大小及对称性均出现异常[20]。如丁海曙等[21]研究发现,偏瘫患者垂直方向地面反作用力未呈现明显双峰,首先提示患者步行速度很慢,特别是患侧单腿支撑时间较长,支撑能力很弱,其次是下肢关节活动度变化很小,特别是踝关节缺乏明显背屈、跖屈运动。本研究观察组患者经下肢机器人训练后,其垂直

方向地面反作用力峰值变化明显,说明该组患者患侧下肢承重能力明显增强;另外观察组患侧肢体向前地面反作用力峰值亦较治疗前及对照组显著提高,说明患者获得了较好的前进推动力,对于行走时身体稳定性具有非常重要的意义。

综上所述,本研究结果表明,与传统步行训练比较,下肢康复机器人训练能有效改善脑卒中偏瘫患者步态及行走能力,值得临床进一步推广、应用。需要指出是,由于本研究样本量较少且缺乏远期随访观察,其结果数据还存在一定局限性,今后还需大样本、长期随访研究进一步验证下肢机器人训练的康复疗效。

参 考 文 献

[1] 喻锦成,符俏.减重步行训练在脑卒中康复中的应用进展[J].海南医学,2010,21(1):26-29.DOI:10.3969/j.issn.1003-6350.2010.01.008.

[2] Kim SH, Banala SK, Brackbill EA, et al. Robot-assisted modifications of gait in healthy individuals[J]. Exp Brain Res, 2010, 20(2): 809-824. DOI:10.1007/s00221-010-2187-5.

[3] Morone G, Bragoni M, Iosa M, et al. Who may benefit from robotic-assisted gait training? A randomized clinical trial in patients with subacute stroke[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2011, 25(7): 636-644. DOI:10.1177/1545968311401034.

[4] Hutin E, Pradon D, Barbier F, et al. Lower limb coordination in hemiparetic subjects: impact of botulinum toxin injections into rectus femoris[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2010, 24(5): 442-449. DOI: 10.1177/1545968309354535.

[5] 中华神经科学会,中华神经外科学会.各类脑血管病诊断要点[J].中华神经科杂志,1996,26(6):379-380.DOI:10.1109/60.23142.

[6] Trueblood PR. Partial body weight treadmill training in persons with chronic stoke[J]. Neuro Rehabil, 2001, 16(3): 141-153.

[7] 倪俊瑜.下肢康复训练机器人[J].中国伤残医学,2010,19(1):127-128.DOI: 10.3969/j.issn.1673-6567.2011.01.124.

[8] 岳雨珊,俞君,张文毅,等.三维步态分析的研究进展[J].中华生物医学工程杂志,2011,17(4):372-376.DOI:10.3760/cma.j.issn.1674-1927.2011.04.018.

[9] 王桂茂,齐瑞,严隽陶.中风偏瘫步态的生物力学及其运动学特征分析[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(40):8169-8172.DOI: 10.3321/j.issn:1673-8225.2007.40.044.

[10] 王桂茂,严隽陶.应用三维运动解析技术定量观测步态变化[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(35):7081-7083.DOI:10.3321/j.issn:1673-8225.2007.35.048.

[11] 夏清,穆号颂.三维步态分析在偏瘫康复中的研究进展[J].安徽医学,2011,32(4):553-555.DOI:10.3969/j.issn.1000-0399.2011.04.060.

[12] Lunenburger L, Colombo G, Riener R, et al. Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot Lokomat[C]. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005: 345-346. DOI:10.1109/ICORR.2005.1501116.

[13] 赵雅宁,郝正玮,李建民,等.下肢康复机器人训练对缺血性脑卒中早期偏瘫患者步行能力的影响[J].实用医学杂志,2013,29(5):748-750.DOI: 10.3969/j.issn.1006-5725.2013.05.025.

[14] 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,2006,28(7):500-503.DOI:10.3760/j:issn:0254-1424.2006.07.022.

[15] 陈龙伟,王钰,李红霞,等.三维步态分析对评价运动再学习法治疗脑卒中后偏瘫步行能力的意义[J].陕西医学杂志,2010,39(10):1279-1280.DOI: 10.3969/j.issn.1000-7377.2010.10.002.

[16] 李岩,吴华,姚云海.下肢康复机器人系统和减重平板训练对脑卒中偏瘫患者步行能力及步态的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2012,34(11):810-813. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2012.011.003.

[17] Jonkers I, Delp S, Patten C. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke[J]. Gait Posture, 2009, 29: 129-137. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.010.

[18] 郝正玮,李建民,赵雅宁,等.Lokomat 下肢康复机器人对缺血性脑卒中偏瘫患者下肢功能的影响[J].现代预防医学,2013,40(8):1558-1570.

[19] 张伟,于长泉,杨长山.步态分析在矫形外科中的应用[J].武警医学,2002,13(10):616-617.DOI:10.3969/j.issn.1004-3594.2002.10.021.

[20] Mark G, Chitralakshmi K, Richard R. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking[J]. Stroke, 2006, 37: 872-874. DOI: 10.1161/01.STR.0000204063.75779.8d.

[21] 丁海曙,王广志,周凌宏.偏瘫步态的检测和分析[J].清华大学学报(自然科学版),1995,35(1):53-59.

(修回日期:2017-03-05)
(本文编辑:易　浩)