

· 临床研究 ·

减重平板训练对早期脑卒中患者下肢运动力矩峰值的影响

毛玉蓉 李乐 肖湘 丁明晖 赵江莉 黄东锋

【摘要】目的 观察减重平板步行训练对早期脑卒中偏瘫患者下肢动力学的影响。**方法** 选取首次发病且病程 <3 个月内的脑卒中偏瘫患者 27 例,采用随机数字表法将其分为治疗组(15 例)及对照组(12 例)。2 组患者均给予神经内科常规处理,对照组在上述基础上辅以地面步行训练,治疗组则将地面步行训练改为减重平板训练,平板运动速度从起始阶段 0.22 m/s 逐渐增加至 0.60~0.80 m/s,减重量不超过体重的 30% 水平,减重平板训练时间从起始阶段的 5 min 逐渐增加至 20~40 min。于治疗前、治疗 3 周后采用 AMT 测力板及 Vicon Nexus 三维摄像系统对入选患者进行动态力学检测(检测指标包括患侧下肢力矩峰值、地面反作用力等),同时选用简化 Fugl-Meyer 量表评定 2 组患者下肢运动功能变化情况。**结果** 治疗后治疗组 FMA 评分[(27.18 ± 2.64)分]及对照组 FMA 评分[(25.64 ± 4.67)分]均较治疗前明显改善(均 $P < 0.05$);治疗组经治疗后其地面反作用力[(10.76 ± 1.11)%]较治疗前[(10.08 ± 1.84)%]明显改善($P < 0.05$),对照组则无显著变化($P > 0.05$)。治疗后治疗组及对照组髋关节伸展力矩峰值[(0.44 ± 0.40)Nm/kg VS (0.69 ± 0.67)Nm/kg]、膝关节屈曲力矩峰值[(0.38 ± 0.65)Nm/kg VS (0.53 ± 0.55)Nm/kg]、踝关节背伸[(1.06 ± 1.45)Nm/kg VS (0.61 ± 0.46)Nm/kg]及跖屈力矩峰值[(0.39 ± 0.60)Nm/kg VS (0.66 ± 0.81)Nm/kg]组间差异均具有统计学意义(均 $P < 0.05$);此时治疗组、对照组远端和近端联合力矩峰值(包括屈曲和伸展)组间差异亦具有统计学意义(均 $P < 0.05$)。**结论** 减重平板步行训练能促进早期脑卒中患者下肢运动功能恢复,提高偏瘫侧下肢地面反作用力,增强患侧肢体负重能力及地面推进力,同时还能改善脑卒中偏瘫患者下肢异常运动模式。

【关键词】 脑卒中; 减重平板步行; 力矩; 运动功能

The effects of body-weight-supported treadmill training on peak moment of lower limb in early stage of stroke MAO Yu-rong, LI Le, XIAO Xiang, DING Ming-hui, ZHAO Jiang-li, HUANG Dong-feng. Motor Recovery Laboratory of Rehabilitation of Medicine, The First Affiliated Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510080, China

Corresponding author: HUANG Dong-feng, Email: huangdf@mail.sysu.edu.cn

【Abstract】 Objective To explore the outcome of body-weight-supported treadmill training on the kinetic data of lower limb in early stage of stroke. **Methods** Twenty-seven hemiplegic stroke patients at early stage were recruited and randomized to an experimental group ($n = 15$) and a control group ($n = 12$). Both groups were administered with routine neurological interventions. In addition, the control group was treated with conventional physiotherapy and over-ground walking training, while the experimental group was treated with body-weight-supported treadmill training. The speed of the treadmill walking was started at 0.22 m/s and increased to 0.60~0.80 m/s gradually. The percentage of the body-weight being supported was not more than 30%, the training time was 5 min per session at the beginning and was increased gradually to 20~40 min. Kinetic parameters were measured by using two force plates (AMT) and six cameras capture system (Vicon Nexus), and motor function was evaluated using Fugl-Meyer Assessment (FMA) at baseline and after three-week's therapy. Peak moment of lower limb joints, ground reaction force and motor function were analyzed. Results FMA scores were significantly improved ($P < 0.05$) in both groups after treatment, but there was no significant differences ($P < 0.05$) between the two group. Ground reaction force was significantly increased ($P < 0.05$) after treatment in the experiment group, but not in control group ($P > 0.05$). It showed that the hip extension moment at the affected side was significantly lower ($P < 0.05$) in experiment group than in the control group, the ankle joint flexion and extension moment peak were improved to a significantly larger extend in the experimental group ($P < 0.05$) than in the control group. In addition, the peak flexion and extension moment of the

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2013.01.006

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30973165)

作者单位:510080 广州,中山大学附属第一医院康复医学科运动重建实验室

通信作者:黄东锋,Email:huangdf@mail.sysu.edu.cn

hip-knee joint and peak flexion and extension moment of the knee-ankle joint were also significantly different from those of the control group ($P < 0.05$). **Conclusion** Body-weight-supported treadmill training can facilitate motor recovery of paretic extremity by increasing ground reaction force and load support of the affected lower limb, and help normalize the abnormal gait pattern of lower extremity of stroke patients.

【Key words】 Stroke; Body-weight-supported treadmill training; Moment; Motor recovery

脑卒中后步行能力恢复是康复训练的重要目标之一,而下肢负重能力降低是导致步行功能障碍的重要原因。目前减重平板训练(body weight supported treadmill training, BWSTT)已广泛应用于早期和后遗症期偏瘫患者的康复治疗^[1-2],相关研究也证实 BWSTT 对慢性期脑卒中患者下肢运动功能具有显著改善作用^[3],但关于 BWSTT 对下肢各关节力矩(moment)及地面反作用力(ground reaction force, GRF)的影响尚未达成一致^[4-5],而且鲜见有报道涉及 BWSTT 对早期脑卒中患者下肢动力学功能结局的影响。本研究通过对早期脑卒中偏瘫患者进行 BWSTT 训练,观察治疗前、后患者运动能力及下肢动力学变化情况,为进一步推广脑卒中患者早期应用 BWSTT 提供新的量化数据。现将结果报道如下。

对象与方法

一、研究对象

共选取 2010 年 6 月至 2012 年 7 月间在中山大学附属第一医院康复医学科住院治疗的早期脑卒中偏瘫患者 27 例,年龄 41 ~ 76 岁,全部患者均为首次发病,单侧偏瘫,病程 < 3 个月,符合 1995 年全国脑血管病学术会议制订的脑卒中诊断标准^[6],均经 MRI 及临床检查确诊。患者入选标准包括:患者能独立或在监护下平地步行 10 m 以上,对本研究知情同意。患者剔除标准包括:有严重认知障碍或严重心肺系统疾患,不能配合检查;患有影响步行功能的肌肉骨关节疾病(如骨折、骨性关节炎等)或神经系统疾患(如肢体震颤、不自主运动、帕金森病)等。采用随机数字表法将入选患者分为治疗组(脑出血 3 例,脑梗死 12 例)及对照组(脑出血 2 例,脑梗死 10 例)。2 组患者性别、年龄、病程、体重、身高及腿长等参数详见表 1,表中数据显示 2 组患者上述指标组间差异均无统计学意义(均 $P > 0.05$),具有可比性。

二、实验方法

所有患者均给予神经内科对症处理,对照组在此

基础上辅以常规康复训练(包括以 Bobath 疗法为主的神经发育疗法、地面步行训练及物理因子治疗等),治疗组则将常规康复训练中的地面步行训练改为 BWSTT 训练,采用 PMD350 型减重支持系统(美国产)及 NF4600 型运动平板(美国产)。起始减重量视患者躯干对称性、步态异常程度、下肢张力及肌力等情况而定,一般从体重的 30% 开始,随着患者适应能力及肢体运动功能好转,逐步减少支撑直至身体完全负重。运动平板速度从 0.22 m/s 开始逐渐增加,至训练结束时一般能达到 0.60 ~ 0.80 m/s。2 组患者在开始步行训练时,由 1 ~ 2 名治疗师对患者骨盆、膝关节和踝关节处给予支持、诱导;随着患者步态改善,逐步减少治疗师帮助,直至患者独立完成步行训练;整个训练过程同时给予言语鼓励支持。2 组患者 BWSTT 训练或地面步行训练时间根据其具体情况一般从 5 ~ 15 min 开始,在训练过程中逐渐增加,至训练结束时通常能达到 30 ~ 40 min。2 组患者每天总康复训练时间均为 2 h,每周训练 5 d,共持续训练 3 周。

三、下肢动力学检测及运动功能评定

于治疗前、治疗 3 周后由专人在运动实验室内对 2 组患者进行下肢动力学检测及运动功能评定。下肢动力学检测采用 2 块镶嵌于地面上的美国 AMT OR6-7 型测力板(规格为 464 mm × 508 mm × 83 mm),数据采集频率为 1000 Hz,同时配合英国 Vicon 三维运动 Nexus 检测系统,通过 6 部固定于室内墙上的 MX13 型红外线摄像机进行动作捕捉,数据采集频率为 100 Hz,16 颗直径 25 mm 的反光球粘贴于被检者的双侧髂前上棘、髂后上棘、双下肢外侧大腿中点、膝关节线、外侧小腿中点、外踝、脚后跟和第 2 跖骨头部位;运动参数及力学数据同步进行采集。检测时要求被检者身穿紧身衣,按平时步行习惯行走,从收集的数据中选择步行时双足刚好踩在不同测力台上的一个步态周期作为研究范围,取 4 ~ 5 个步态周期经 Polygon 软件同步处理后进行分析,主要观察被检者髋、膝、踝关节在矢状面上力矩的偏离峰值和 GFR,通过计算机软件对

表 1 2 组患者临床一般资料及身体参数比较

组别	例数 (例)	性别(例)		年龄(岁, $\bar{x} \pm s$)	病程(d, $\bar{x} \pm s$)	体重(kg, $\bar{x} \pm s$)	身高(mm, $\bar{x} \pm s$)	腿长(mm, $\bar{x} \pm s$)
		男	女					
治疗组	15	12	3	57.73 ± 10.86	48.54 ± 21.98	66.81 ± 9.11	1650.00 ± 56.75	829.55 ± 56.89
对照组	12	10	2	60.63 ± 12.09	47.13 ± 18.03	65.55 ± 10.57	1664.09 ± 90.13	836.36 ± 55.14

各组患者力矩及 GFR 数据按其个体体重进行标准化处理。本研究患者治疗前、后运动功能评定采用简化 Fugl-Meyer 量表 (Fugl-Meyer assessment, FMA)^[7] 的下肢评分部分, FMA 总分为 100 分, 其中下肢部分为 34 分, 共有 17 项评定内容, 无法完成计 0 分, 部分完成计 1 分, 全部完成计 2 分, 分值越高表示被检者下肢运动功能越好。

四、统计学分析

本研究所得数据以 ($\bar{x} \pm s$) 表示, 采用 SPSS 15.0 版统计学软件包进行数据分析, 2 组患者偏瘫侧下肢关节矢状面力矩峰值、GRF 及 FMA 评分组间比较采用 *t* 检验, 治疗前、后组内比较采用配对 *t* 检验, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

结 果

治疗前、后 2 组患者 FMA 评分结果详见表 2, 表中数据显示, 治疗前 2 组患者 FMA 评分组间差异无统计学意义 ($P > 0.05$); 治疗后 2 组患者 FMA 评分均较治疗前明显改善 (均 $P < 0.05$), 此时 2 组患者 FMA 评分组间差异仍无统计学意义 ($P > 0.05$)。

表 2 治疗前、后 2 组患者 FMA 下肢运动功能评分比较 (分, $\bar{x} \pm s$)

组别	例数	治疗前	治疗后
治疗组	15	23.91 ± 3.05	27.18 ± 2.64 ^a
对照组	12	23.18 ± 5.32	25.64 ± 4.67 ^a

注: 与治疗前比较, ^a $P < 0.05$

本研究 2 组患者下肢动力学检测结果详见表 3, 表中数据显示, 2 组患者髋、膝、踝关节屈曲和伸展力矩峰值在治疗前、后均无显著变化 ($P > 0.05$)。治疗组 GRF 治疗前、后差异具有统计学意义 ($P < 0.05$), 而对照组 GRF 治疗前、后差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。对 2 组患者下肢动力学检测结果进行组间比较发现, 治疗前 2 组患者髋、膝、踝关节力矩峰值及 GRF 组间差异均无统计学意义 (均 $P > 0.05$), 治疗后发现 2 组患者髋关节伸展峰值、膝关节屈曲峰值、踝关节背伸及跖屈峰值、GRF 组间差异均具有统计学意义 (均 $P < 0.05$)。

表 3 治疗前、后 2 组患者下肢矢状面力矩峰值及 GRF 比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	髋关节力矩(Nm/kg)		膝关节力矩(Nm/kg)		踝关节力矩(Nm/kg)		GRF(% BW)
		屈曲峰值	伸展峰值	屈曲峰值	伸展峰值	背伸峰值	跖屈峰值	
治疗组								
治疗前	15	0.31 ±0.37	-0.50 ±0.49	0.67 ±0.58	-0.33 ±0.32	0.69 ±0.69	-0.52 ±0.62	10.08 ±1.84
治疗后	15	0.38 ±0.65	-0.44 ±0.40 ^b	0.69 ±0.57 ^b	-0.41 ±0.64	1.06 ±1.45 ^b	-0.39 ±0.60 ^b	10.76 ±1.11 ^{ab}
对照组								
治疗前	12	0.47 ±1.04	-0.57 ±0.55	0.87 ±0.86	-0.33 ±0.71	0.66 ±0.66	-0.64 ±0.73	10.09 ±0.9
治疗后	12	0.53 ±0.55	-0.69 ±0.67	0.93 ±0.89	-0.24 ±0.31	0.61 ±0.46	-0.66 ±0.81	10.09 ±1.33

注: 与治疗前比较, ^a $P < 0.05$; 与对照组治疗后比较, ^b $P < 0.05$; 坐标轴: 屈曲 + / 伸直 -

为观察患者下肢步行时的协调动作力矩情况, 本研究将髋关节及膝关节力矩作为近端运动轴矢状面联合力矩进行分析^[8,9]。由于髋关节和膝关节力矩方向正好相反, 故髋关节力矩峰值 (屈曲或伸展) - 膝关节力矩峰值 (屈曲或伸展) = 联合力矩峰值; 远端膝关节和踝关节的联合力矩峰值分析过程与此类似。通过对 2 组患者联合力矩数据分析后发现, 2 组患者远端及近端联合力矩峰值在治疗前、后均无显著变化 (均 $P > 0.05$)。组间数据比较结果显示, 治疗前 2 组患者远端及近端联合力矩峰值 (包括屈曲和伸展) 组间差异均无统计学意义 ($P > 0.05$); 治疗后 2 组患者远端及近端联合力矩峰值 (包括屈曲和伸展) 组间差异均具有统计学意义 ($P < 0.05$), 具体数据见表 4。

表 4 治疗前、后 2 组患者下肢近端及远端联合力矩峰值比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	髋-膝轴联合力矩(Nm/kg)		膝-踝轴联合力矩(Nm/kg)	
		屈曲峰值	伸展峰值	背伸峰值	跖屈峰值
治疗组					
治疗前	15	-0.36±0.74	-0.15±0.62	-0.01±0.88	0.17±0.73
治疗后	15	-0.21±0.98 ^a	-0.03±0.81 ^a	-0.37±1.58 ^a	0.01±1.07 ^a
对照组					
治疗前	12	-0.39±1.51	0.21±1.25	-0.20±0.97	0.31±1.13
治疗后	12	-0.63±1.05	0.32±1.07	-0.45±0.79	0.42±0.89

注: 与对照组治疗后比较, ^a $P < 0.05$

讨 论

脑卒中患者在进行 BWSTT 训练时, 通过悬吊装置不同程度减轻下肢负荷, 有利于患者在患侧下肢支撑能力不足的情况下进行各种步行训练, 而运动平板配合减重悬吊装置可带动患者下肢进行重复、有节律的步行训练。以往研究认为, 通过进行特定任务训练, 可使大多数脑卒中患者能较好地完成运动再学习过程, 促其运动功能明显提高, 对大脑皮质运动功能具有显著改善作用^[10]。另一方面在进行 BWSTT 训练时, 通过治疗师对患者骨盆及下肢膝、踝关节的辅助控制, 有助于患者关节运动轨迹更符合正常模式, 提高训练安全性^[11]。需要注意的是, 临床在应用 BWSTT 技术治疗脑卒中时与促通疗法的操作方法 (该技术强调对骨

盆及下肢训练时增加阻力)正好相反,前者是以减少下肢负荷来进行早期步行训练,所以该疗法对早期脑卒中患者肢体运动力学的影响值得探讨。

本研究所用减重平板训练方法参考国外相关文献报道^[10-11],同时结合患者自身实际情况,疗效结果显示与地面步行训练类似,入选脑卒中偏瘫患者经 BWSTT 训练后,其下肢运动功能较治疗前有明显改善,但 FMA 评分结果未提示 BWSTT 训练较地面步行训练更优越。以上结果表明,BWSTT 训练和治疗师指导患者进行平地步行训练这两种疗法都可以改善脑卒中患者肢体运动功能,如果以髋、膝、踝关节活动度或步长作为疗效评定指标,那么这两种治疗方法对下肢运动功能的影响结果可能是一致的。为了观察上述疗法是否在特定功能方面具有优劣之分,本研究前期课题应用三维运动学分析技术进行了研究,发现联合虚拟现实技术与同步减重训练在改善脑卒中患者步长不对称性及髋关节伸展功能方面较常规平地步行训练优越^[12]。

Neckel 等^[5]应用机器人辅助慢性脑卒中患者进行步行练习,通过分析其运动力学数据发现,其运动功能及运动轨迹均有一定程度改善,但力矩轨迹仍符合偏瘫模式特点,GFR 改善不明显。本研究以早期脑卒中偏瘫患者为研究对象,发现患者经 BWSTT 干预后,虽然其下肢动力学指标与治疗前无明显变化,但该组患者髋关节伸展、膝关节屈曲及踝关节背伸、跖屈力矩均显著优于常规地面步行训练的对照组。在步态分析过程中,由于下肢双关节肌及双轴关节的联动作用,采用复合分析更有利于反映真实步态情况^[8,9],故本研究也对 2 组患者的联合力矩作用轴进行分析,发现治疗组髋-膝联合屈曲力矩及膝-踝联合跖屈力矩均减小,与对照组间差异具有统计学意义($P < 0.05$),提示 BWSTT 训练有助于纠正脑卒中偏瘫患者髋、膝关节(大腿)在步行中过度前屈,同时还能缓解膝、踝关节(小腿)过度跖屈。另外本研究结果还显示治疗组患者经 BWSTT 训练后,其 GRF 显著增加,表明患者下肢负重能力及推进力增强,其疗效亦显著优于常规康复训练的对照组($P < 0.05$),考虑可能与 BWSTT 训练时有悬吊装置保护及治疗师指导,患者能安全地将身体重心逐渐从健侧下肢转移到患侧下肢直至完全负重,故患侧下肢推进能力也稳步增加。

本研究发现早期脑卒中偏瘫患者步行速度较低,所采集到的个体各关节力矩峰值波动幅度较大,与 Carrie 等^[13]报道结果基本一致。进一步分析发现,患者各关节动力学力矩峰值变化方向及变化幅度具有以下特点:①经 BWSTT 训练后患者髋关节屈曲力矩减少,而常规训练则相反。②经 BWSTT 训练后患者膝关节屈曲力矩变化不明显,伸展力矩增加;而常规康复训练后屈、伸力矩

变化情况则相反。③经 BWSTT 训练后患者踝关节背伸力矩明显增加,跖屈力矩降低;而常规训练则相反,即踝关节背伸力矩降低,跖屈力矩增加。造成上述现象的原因可能包括:常规地面步行训练是一种需克服自身体重负荷或额外阻力的步行练习,而 BWSTT 是一种电动平板加自我练习的双向步行训练,患者在平板上跑步时由于平板具有一定的倾斜角度并有传送带后送速度,所以在同等步长下随着平板跑带的后送效应,其髋关节屈伸幅度减小,而踝关节在有一定倾斜角度的后送带上必须加大背伸、减少跖屈幅度才能与平板速度相匹配。

综上所述,本研究认为低速 BWSTT 训练对早期脑卒中偏瘫患者下肢运动功能具有确切疗效,对患侧下肢负重能力及下肢异常运动模式(如髋、膝关节过度屈曲和踝关节背伸不足等)的改善作用明显优于常规地面步行练习。

参 考 文 献

- [1] Moseley AM, Stark A, Cameron ID, et al. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Stroke*, 2003, 34:3006.
- [2] Lena N, Jane C, Anna D, et al. Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clin Rehabil*, 2001, 15:515-527.
- [3] 王文清, 晁志军, 柴叶红. 减重步行训练对脑卒中偏瘫患者步行功能的影响. *中华物理医学与康复杂志*, 2008, 30:49-52.
- [4] Kesar TM, Binder-Macleod SA, Hicks GE, et al. Minimal detectable change for gait variables collected during treadmill walking in individuals post-stroke. *Gait Posture*, 2011, 33:314-317.
- [5] Neckl ND, Blonien N, Nichols D, et al. Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern. *J Neuroeng Rehabil*, 2008, 5:19.
- [6] 全国第四届脑血管病学术会议. 各类脑血管疾病诊断要点. *中华神经学杂志*, 1996, 29:379.
- [7] Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, et al. The post-stroke hemiplegic patient. I: a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*, 1975, 7:13-31.
- [8] Riener R, Edrich T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*, 1999, 32:539-544.
- [9] Dean JC, Kuo AD. Elastic coupling of limb joints enables faster bipedal walking. *J R Soc Interface*, 2009, 35:561-573.
- [10] Yang YR, Chen IH, Liao KK, et al. Cortical reorganization induced by body weight-supported treadmill training in patients with hemiparesis of different stroke durations. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91:513-518.
- [11] Combs SA, Dugan EL, Passmore M, et al. Balance confidence and health-related quality of life in persons with chronic stroke after body weight-supported treadmill training. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91:1914-1919.
- [12] 肖湘, 毛玉璩, 李乐, 等. 虚拟现实与同步减重训练对脑卒中患者步态影响的对照研究. *中国康复医学杂志*, 2012, 6:533-537.
- [13] Peterson CL, Cheng J, Kautz SA, et al. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait Posture*, 2010, 32:451-456.

(修回日期:2012-10-20)

(本文编辑:易 浩)