

·临床研究·

# 动态人体重心和支撑面积监测下平衡训练对脑卒中偏瘫患者平衡能力的影响\*

谢凌锋<sup>1</sup> 林志峰<sup>2</sup> 黄杰<sup>1,3</sup> 夏楠<sup>1</sup> 黄寒冰<sup>1</sup> 王盛强<sup>1</sup>

## 摘要

**目的:**观察动态人体重心和支撑面积监测下的站立平衡训练对脑卒中偏瘫患者静态平衡功能的影响。

**方法:**选取符合标准的60例脑卒中患者按照随机数字表法分为试验组(30例)和对照组(30例),2组患者均给予常规康复治疗,试验组在此基础上采用动态人体重心和支撑面积监测下的站立平衡训练。于治疗前和治疗4周后分别采用Berg平衡量表(Berg balance scale, BBS)、动态重心和支撑面积监测系统及Tecnobody本体感觉评估系统对其静态平衡能力进行评估。

**结果:**治疗4周后,试验组患者Berg评分差值显著高于对照组( $P < 0.05$ );双足并拢站立状态下实验组重心前后(AP)及左右(LR)偏移角度差值均显著高于对照组( $P < 0.05$ );双足前后(tandem stance, TS)站立下,试验组重心左右偏移角度差值显著高于对照组,两组重心前后偏移角度差值未获得显著性差异( $P > 0.05$ );试验组Tecnobody本体感觉训练系统测得的重心移动距离与重心描绘面积均显著高于对照组( $P < 0.05$ )。

**结论:**动态人体重心和支撑面积监测系统辅助下的生物反馈平衡训练能够有效改善脑卒中患者的静态平衡功能,且其训练效果优于常规训练。

**关键词** 平衡功能;生物反馈训练;脑卒中

**中图分类号:**R743.3 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2016)-10-1094-05

The effects of static balance training with dynamic human center of mass and base of support monitoring system in stroke patients/XIE Lingfeng,LIN Zhifeng,HUANG Jie, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 31(10): 1094—1098

## Abstract

**Objective:** To observe the effects of static standing balance training with dynamic human center of mass and base of support monitoring system (DMS) for hemiplegic patients.

**Method:** Sixty sub-acute stroke patients were involved in our study and randomly divided into study group (30 cases) and control group (30 cases). Conventional rehabilitation treatments were provided for all these subjects for 4 weeks. And additional static balance training with the help of DMS was provided for patients in the study group. Before and after 4 weeks' research, Berg balance scale (BBS), DMS and Tecnobody Pro-Kin systems were used respectively for all subjects on static balance evaluation.

**Result:** The increase of BBS of study group were significantly higher than that of control ( $P < 0.05$ ). The portable biofeedback instruments data revealed the reduce of average trunk angular displacements (ATAD) when standing with feet together (SFT) and tandem standing (TS) on coronal plane (L-R) in study group were obviously higher than that in control ( $P < 0.05$ ), and ATAD with SFT on sagittal plane (A-P) performed the similar

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.10.008

\*基金项目:华中科技大学自主创新研究基金项目(2014ZHYX009)

1 华中科技大学同济医学院附属同济医院康复医学科,武汉市汉口解放大道1095号,430030; 2 台湾中山医学大学附属医院中兴分院复健治疗科; 3 通讯作者

作者简介:谢凌锋,男,在读硕士生; 收稿日期:2015-09-14

change ( $P < 0.05$ ). No difference was detected between the two groups in other data.

**Conclusion:** Biofeedback training with dynamic human center of mass and base of support monitoring system (DMS) could effectively improve static balance of sub-acute stroke patients compared to conventional training.

**Author's address** Dept. of Rehabilitation Medicine, Tongji Hospital, Wuhan, 430030

**Key word** balance; biofeedback training, stroke

脑卒中患者由于中枢神经受损,往往造成静态姿势维持和动态运动控制困难,严重影响患者的移动能力和日常生活活动能力,并且会增加跌倒的风险。目前许多研究涉及多种针对脑卒中患者平衡功能的训练方法,但训练效果参差不齐<sup>[1-2]</sup>。而人体重心(center of mass, CoM)的运动往往能够较好地反映人体的平衡功能<sup>[3-4]</sup>,但往往受到环境的限制,且大多通过间接估算获得。运动学方面的人体重心稳定度评估采用大型人体动作分析系统,一般仅局限于实验室;动力学方面以测力板为主,通过足底压力信号转换间接估算人体重心的变化<sup>[5]</sup>。前期研究中已研发的“动态人体重心和支撑面积监测系统”通过更接近人体重心实际位置的精密传感器获取准确的CoM信息,能够更为准确的反映CoM的变化<sup>[6]</sup>。本研究旨在观察使用该便携式设备辅助训练后脑卒中患者站立位静态平衡功能的改善程度,现报告如下:

## 1 资料与方法

### 1.1 研究对象

入组标准:①符合全国第四届脑血管病学术会议通过的《各类脑血管疾病诊断要点》<sup>[7]</sup>;②年龄18—75岁;③首次发作,经影像学证实为脑出血或脑梗死,且存在平衡功能障碍;④生命体征平稳,无进行性加重;⑤无言语及认知功能障碍,可正确接受动作指令并简单交流;⑥患者站立平衡 $\geq 1$ 级,并能辅助下站立30min;⑦已签署知情同意书。排除标准:①2次及2次以上脑卒中病史;②严重肝肾疾病、严重心脏疾病、严重肺部疾病及不稳定深静脉血栓等;③骨折、截肢、严重的下肢关节炎病史、恶性肿瘤、妊娠等影响站立平衡功能的疾病;④严重的精神疾病或伴发精神症状者。

根据上述筛选标准共纳入2014年6月至2015年7月期间我院住院康复治疗的脑卒中患者60例,年龄18—67岁,其中男性36例,女性24例。由独立实验人员依据随机数字表分入试验组和对照组。见表1。

表1 患者一般资料

组别	例数	性别		年龄 ( $\bar{x} \pm s$ , 岁)	瘫痪侧		脑卒中性质		BMI指数 ( $\bar{x} \pm s$ )
		男	女		左	右	出血	梗死	
试验组	30	21	9	41.17 $\pm$ 15.02	11	19	20	10	23.18 $\pm$ 3.11
对照组	30	15	15	48.10 $\pm$ 13.58	12	18	18	12	21.99 $\pm$ 2.57
卡方值/ $t$ 值		2.50		-1.88	2.07		0.29		1.610
$P$		0.11		0.07	0.36		0.60		0.11

注:试验组与对照组患者基本资料比较,计数资料采用Person  $\chi^2$ 检验,计量资料采用 $t$ 检验进行比较 $P > 0.05$

### 1.2 康复治疗方案

两组患者入院后均接受常规的综合康复训练,根据患者的功能障碍特点选择合适的治疗项目,包括物理因子治疗、运动功能训练、言语及吞咽功能训练等治疗方法,每天训练45min,每周5天,持续4周,要求所有受试者在研究期间不得接受除既定方案以外的平衡功能训练。对照组在此基础上增加每天额外的30min治疗师监护下的自主静态站立和姿势保持训练;实验组在常规训练基础上增加每天额外的30min佩戴动态人体重心和支撑面积监测系统下双腿前后站立(tandem stance, TS)的静态平衡训

练,患者训练中能够通过电脑屏幕和声音提示获取即时视觉反馈;且患者在每个训练单元结束时能够观察到计算机程序对其运动表现的评分,从而调整其下一次平衡训练的运动表现。

为一套新型便携设备,整合超声波测距、三维微机电惯性组件定位、足底压力感测与无线传输等技术为一体,此系统的硬件模块包括:①超声波测量模块;②三维陀螺仪角速度测量模块;③三维加速规直线加速度测量模块;④足底压力测量模块;⑤MSP430微电脑控制模块;⑥蓝牙无线传输模块;⑦系统状态实时显示模块;⑧电源供应模块等。软件

程序为控制三维无线惯性测量单元的中枢,主要功能程序有数据取样频率控制、超声波、加速规、陀螺仪及压力讯号数据提取、无线传输控制等<sup>[6]</sup>。

受试者穿戴动态人体重心和支撑面积监测系统(黑盒子),并校正仪器(见图1A、B)。人体质量中心稳定度评估系统置于受试者腰骶部,高度约为S2椎体位置。在进行站立平衡训练开始阶段要求受试者先进行适应性训练,包括站立放松状态下重心静态维持和前后、左右转移等。在基本适应后,要求患者任选一条腿置于身体正前方,双足前后支撑站立。TS为Berg平衡量表(Berg balance scale, BBS)的内容,广泛应用于卒中患者的平衡功能评估<sup>[8]</sup>和预后判断<sup>[9]</sup>。待患者完全适应TS站立姿态后,进行平衡评估测试及后续的相应训练。

### 1.3 疗效评定标准

对患者的基本信息进行采集,包括患者的年龄、性别、脑卒中类型、发病时间、偏瘫侧等基本信息。同时于康复训练前后使用Berg平衡功能评定量表中的部分评定项目对患者的平衡功能表现进行评测,评定项目包括:①无支撑站立:无扶持下站立2min;②闭眼无支撑站立,保持10s;③双足并拢,无支撑站立;④一只脚置于另一脚前方站立(tandem stance, TS):步长必须超过脚的长度,步宽与其平时步宽接近。同时,使用动态人体重心和支撑面积监测系统对患者双足并拢站立和双足前后站立两种静态姿势下的躯干前倾、后倾、左倾和右倾的角度进行记录。为保证评估结果的准确性和可信性,实验使用单盲,由不参与患者治疗的专职人员在不知情的情况下使用BBS量表、Tecnobody平衡测试仪和动态人体中心和支撑面积监测系统对所有参与试验的患者进行评估。每项评估前,皆要求患者静坐休息30s,每项测试重复测试3遍,测试结果取最佳表现值记录。

对康复训练前后两组患者的Berg量表总分及单项评分差值进行记录。在动态人体重心和支撑面积监测系统使用下,要求患者双足并拢站立和TS站立两种静态姿势分别维持30s,获取受试者佩戴黑盒子采集的其CoM在此期间前后左右晃动的角度最大值作为记录数据,用以代表患者在该姿势下维持静态平衡的能力(见图1C、D)。

图1 动态人体重心与支撑面积监测系统工作图



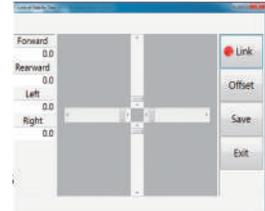
佩戴动态人体重心和支撑面积监测系统(黑盒子)下的TS站立平衡训练



佩戴黑盒子做双腿并拢站立平衡能力测试



黑盒子训练界面



黑盒子评估界面

此外,所有患者在训练前后使用Tecnobody本体感觉评估系统在站立标准状态下<sup>[10]</sup>,获取患者双足静态站立下30s内CoM运动轨迹从而换算出CoM移动的面积和轴向移动的长度并进行记录。

### 1.4 统计学分析

使用Epidata3.1软件,采用双轨录入方法分别由两名工作人员独立完成数据采集工作,并转换成Excel格式。数据核对无误后,使用SPSS 19.0对数据进行转换处理和分析。计数资料使用Person  $\chi^2$  检验方法进行分析;计量资料使用均数±标准差进行描述,正态分布的计量资料采用单因素ANOVA方法进行分析,非正态分布资料使用秩和检验进行处理。

## 2 结果

### 2.1 训练前后Berg量表相关指标对比分析

训练前实验组与对照组Berg量表4项(无支撑站立、闭眼无支撑站立、双足并拢无支撑站立、双足前后站立)总分对比分析均未发现组间显著差异( $P > 0.05$ );训练前后Berg量表4项总分差值比较显示,实验组Berg 4项总分差值显著高于对照组( $P < 0.01$ ),见表2。

## 2.2 训练前后动态人体重心和支撑面积监测系统测量结果

训练前使用人体重心和支撑面积监测系统在双足并拢站立状态和TS站立状态下测得重心在矢状轴(AP)和冠状轴(LR)上移动的最大角度进行组间对比均未获得显著性差异( $P > 0.05$ );训练前后移动角度差值(AP差值、LR差值)比较显示,双足并拢站立下实验组矢状轴和冠状轴重心偏移角度减少值(AP差值1、LR差值1)均显著高于对照组( $P < 0.01$ );TS站立状态下对照组冠状轴重心偏移角度训练前后差值显著低于实验组( $P=0.002$ );TS站立

下矢状轴重心偏移角度差值对比未获得显著性差异( $P=0.60$ ),见表2。

## 2.3 训练前后使用TecnoBody本体感觉评估系统测试结果对比分析

训练前两组患者标准姿态下静态平衡测试数据对比显示,足底压力中心移动距离(Length0)和移动轨迹面积(Area0)均未发现显著性差异( $P > 0.05$ );训练后实验组CoM移动距离(Length1)和CoM移动轨迹面积(Area1)均显著低于对照组( $P < 0.01$ ),见表3,见图2。

表2 患者训练前后Berg评分及双足并拢或前后站立重心偏移角度 ( $\bar{x} \pm s, n=30$ )

组别	Berg评分		双足并拢站立				TS站立			
	Berg0	Berg差值	AP0	LR0	AP差值1	LR差值1	AP0	LR0	AP差值2	LR差值2
试验组	9.27±2.29	2.40±1.16 <sup>①</sup>	11.29±2.63	11.20±3.73	3.66±1.77 <sup>②</sup>	3.82±2.09 <sup>③</sup>	19.47±3.75	19.31±4.90	4.69±3.42	5.10±3.56 <sup>④</sup>
对照组	9.70±2.58	1.23±0.62 <sup>①</sup>	12.90±2.65	13.81±2.43	1.61±2.06 <sup>②</sup>	1.66±2.55 <sup>③</sup>	22.09±1.55	20.55±3.28	5.10±2.56	2.47±2.59 <sup>④</sup>
<i>t</i> 值/ <i>z</i> 值	-0.687	4.839	-1.754	-1.730	4.199	3.589	-1.643	-0.844	-0.526	3.329
<i>P</i>	0.495	<0.001	0.079	0.063	<0.001	0.001	0.057	0.899	0.601	0.002

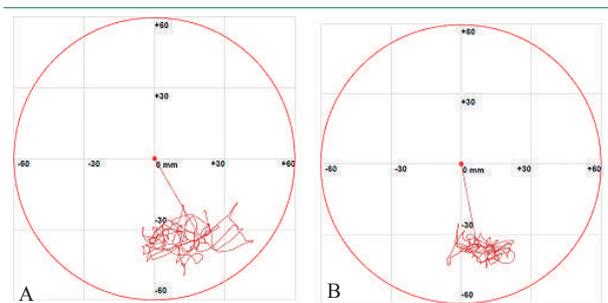
注: Berg0、AP0、LR0分别代表患者训练前的首次Berg量表四项评分,设备测得的矢状轴上和冠状轴上重心偏移的最大角度;组间比较显示: Berg0、双足并拢站立下AP0及LR0、TS站立下AP0及LR0,  $P > 0.05$ ;两组训练前后Berg评分差值及两种站立状态下矢状轴和冠状轴上重心偏移角度差值对比, ①②③④  $P < 0.05$ 。

表3 患者训练前后TecnoBody本体感觉评估系统测试数据对比分析 ( $\bar{x} \pm s, n=30$ )

组别	Length 0	Length 1	Area 0	Area 1
试验组	537.69±52.70	299.64±85.88 <sup>①</sup>	990.30±386.29	455.59±316.97 <sup>②</sup>
对照组	532.84±49.54	472.95±47.18 <sup>①</sup>	960.41±362.81	768.50±338.31 <sup>②</sup>
<i>t</i>	0.367	-9.687	0.309	-3.697
<i>P</i>	0.715	<0.001	0.758	<0.001

注: 训练前后标准双足支撑站立下, TecnoBody平衡仪测得人体CoM移动距离(Length)及CoM运动轨迹描计面积(Area)对比分析, 训练前Length0和Area0,  $P > 0.05$ ;训练后组间Length1及Area1比较, ①②  $P < 0.01$

图2 训练前后使用TecnoBody本体感觉评估系统测试结果对比分析



A: 治疗前, 实验组 TecnoBody 本体感觉评估系统测试结果;  
B: 治疗后, 实验组 TecnoBody 本体感觉评估系统测试结果

## 3 讨论

脑卒中后患者平衡功能的下降, 很大一部分是由于躯干控制和下肢运动能力的减退, 包括肌肉力

量、反应时间、异常肌张力等。2010年美国脑卒中康复治疗指南推荐在患者脑卒中恢复过程中综合运用多途径的平衡训练手段<sup>[2]</sup>。而生物反馈静态平衡训练因其操作简单, 不受环境影响, 且可以与其他训练相结合, 因此备受青睐。

CoM的移动轨迹是反映人体平衡功能的较好指标, 但受仪器设备、场地环境和经费方面的限制。动力学方面主要以测力板为主, 所测得压力中心信号再经运算才能间接推估出人体CoM的变化<sup>[3]</sup>。有关压力反馈平衡仪 Cochrane 的综述认为, 视觉或听觉反馈平衡仪能够改善姿势、提高立位躯体的对称性, 但所纳入的研究结果表现参差不齐<sup>[11]</sup>。分析其原因, 可能是因为目前平衡训练设备使用条件的限制, 如体积过大、任务单一等, 无法全面地参与任务性个性化平衡训练。人体动作分析系统及外围设备

架设需要特定的空间,所以目前的研究趋势倾向于穿戴式惯性测量组件以测量人体在静态站立平衡时的速度<sup>[12]</sup>与加速度<sup>[13]</sup>的改变。CoM位置大约在人体身高55%处<sup>[14]</sup>,本研究中使用的便携式传感器将角速度测量组件(angular velocity sensors, AVSs)固定于人体身高55%位置可以直接测量人体重心前后摆动(pitch)与左右摆动(roll)角速度,所测得的讯号经模拟转数字后即可显示出受测者在双脚支持面积上执行静态站立平衡测试时的摆动角度。在本研究中所测得的人体重心在两种站立状态(双足并拢站立和TS站立)下矢状轴和冠状轴重心偏移角度显示出较好的稳定性,且最终数据分析结果(偏移角度减少程度)与TecnoBody本体感觉评估系统所测的数据具有良好的匹配性。

本研究显示,在偏瘫患者的平衡功能的任务性训练中使用人体重心和支撑面积监测系统能够通过实时的视觉和听觉反馈提示患者更准确的完成和修正姿势维持动作,其效果优于常规的平衡训练。本次研究仅涉及了偏瘫患者的静态平衡功能的测试和训练,期待在未来借助该设备进行动态平衡方面的深入研究,以便更有效地全面介入患者的平衡功能训练。

## 参考文献

- [1] Child N, Barber PA, Fink J, et al. New Zealand National Acute Stroke Services Audit 2009: organisation of acute stroke services in New Zealand[J]. N Z Med J,2011,124(1340):13—20.
- [2] Management of Stroke Rehabilitation Working G. VA/DOD Clinical practice guideline for the management of stroke rehabilitation[J]. J Rehabil Res Dev,2010,47(9):1—43.
- [3] Lugade V, Lin V,Chou LS. Center of mass and base of support interaction during gait[J]. Gait Posture, 2011,33(3): 406—411.
- [4] Hahn ME,Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing[J]. J Biomech,2004,37(6):837—844.
- [5] Lee HJ, Chou LS. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles[J]. Arch Phys Med Rehabil,2006,87(4):569—575.
- [6] KS Soon, MY Lee, CC Chang, et al. A new trunk sway assessment protocol for stroke patients using a biofeedback inertial-based sensing modality[J]. Biomed. Eng. Appl. Basis Commun,2012,24(5):461—469.
- [7] “九五”攻关课题组.急性脑卒中早期康复的研究[J].中国康复医学杂志,2001,16(5):300—305.
- [8] Thomas M, Jankovic J, Suteerawattananon M, et al. Clinical gait and balance scale (GABS): validation and utilization[J]. J Neurol Sci,2004,217(1):89—99.
- [9] Makizako H, Kabe N, Takano A, et al. Use of the Berg Balance Scale to predict independent gait after stroke: a study of an inpatient population in Japan[J]. PM R, 2015,7(4):392—399.
- [10] 王盛,杨菊,朱奕,等.平衡反馈训练仪用于脑损伤偏瘫患者静态平衡测试的信度和效度研究[J].中国康复医学杂志,2011,26(11):1035—1038.
- [11] Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, et al. Force platform feedback for standing balance training after stroke [J]. Cochrane Database Syst Rev,2004,(4):CD004129.
- [12] Gill J, Allum JH, Carpenter MG, et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age[J]. J Gerontol A Biol Sci Med Sci,2001,56(7): M438—447.
- [13] Mayagoitia RE, Lotters JC, Veltink PH, et al. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer[J]. Gait Posture,2002,16(1):55—59.
- [14] Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans[J]. Med Prog Technol,1990,16(1-2):31—51.