

# 健康人和偏瘫患者腰骶部外力干扰下的平衡特征研究

王盛<sup>1</sup>,朱奕<sup>2</sup>,王彤<sup>2</sup>

**【摘要】** 目的:应用骶骨定标法观察不同方向的外力干扰对健康人、脑损伤偏瘫患者平衡的影响。方法:招募健康者及脑损伤偏瘫患者各10名,通过在不同的方向施加外力,采集骶骨定标法的骶骨标记点的平均摆动幅度及平均摆动速度。结果:健康者在向后外方向用力干扰下骶骨标记点的平均摆动幅度及平均摆动速度指标最大,其余三个方向之间没有差异;偏瘫患者向偏瘫侧的平均摆动幅度最大(MSA=20.72mm),其次是向后(MSA=17.58mm),而向前及向健侧的(MSA=11.87mm、13.5mm)无差异。结论:当对健康人进行外力干扰时,向后平衡稳定性差;偏瘫患者当受到外力干扰时容易向偏瘫侧跌倒。

**【关键词】** 骶骨定标法;外力干扰;三级平衡;跌倒

**【中图分类号】** R49; R743.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2019.01.010

临床上确定患者是否已达到三级平衡,是通过检查者向不同方向予受检者施加外力,以粗略地观察其平衡反应能力。前期研究通过与姿势应力试验(Postural Stress Test, PST)的平衡策略量表对比,证实了骶骨定标法可以应用于偏瘫患者的三级平衡检测<sup>[1-2]</sup>。该部分研究通过采用骶骨定标法,观察和分析健康人和偏瘫患者在前后左右四个方向施加不同的外力后,其三级平衡功能变化的轨迹,以进一步阐明健康人、偏瘫患者的三级平衡变化特点和规律,为指导平衡训练提供依据。

## 1 资料与方法

**1.1 一般资料** 招募10名脑损伤偏瘫患者;所有脑损伤患者均具备以下条件:生命体征平稳,CT或MRI证实单侧局部脑组织损伤,典型的偏侧肢体瘫痪,具备站立位三级平衡(充分或不充分),无感觉及认知障碍,能保持无支持站立1min以上及室内独立步行。10名患者中男性7例,女性3例;年龄(42.60±13.01)岁;身高(167.00±5.66)cm;体重(72.00±8.37)kg;左侧偏瘫6例,右侧偏瘫4例;病程(92.60±77.50)d。同时招募10名健康成年志愿者。男性5例,女性5例;年龄(28.70±4.30)岁;身高(167.10±6.62)cm;体重(60.90±12.30)kg。

### 1.2 方法

**1.2.1 试验仪器** ①三维运动分析系统(Eagle digital system, motion analysis corporation, USA);研究采用三维运动分析系统(Motion Analysis, 美国),由六

台摄像机组成的红外线摄像系统,采集频率为60~120Hz,本研究使用60Hz,采集反光标记球的轨迹,相机固定于10m×6m的运动分析实验室四周墙上或置于三角架上,距离地面平均高度为2.2m,实验室中央有长6m的步态走道。②姿势应力试验(Postural Stress Test, PST)的辅助工具:姿势应力试验自制装置<sup>[1-2]</sup>,包括悬吊带、悬吊架、高度可调的滑轮系统(自制)、香山电子厨房秤(型号EK3550,最大承重5kg,分度值1g)、砝码及大米(确定不同大小的外力)。

**1.2.2 测试程序** 在三维运动分析实验室中,应用骶骨定标法,采用改良姿势应力试验中的方法,向前后左右4个不同方向施加外力。操作过程:①受试者背对着高度可调的滑轮系统,双上肢置于体侧站立,睁眼,双脚间以正常舒适的距离站立。②悬吊带套在受试者双腋下,患者跌倒时起保护作用。③一条负重带系于受试者腰部(髂嵴最高点),滑轮系统连接到受试者身上的带子上,用于向前后左右4个方向施加外力。④测试时研究者站在受试者身后,提起重物(以2.0%体重开始,每次增加0.5%体重,至4.5%体重或发生跌倒),然后使其能够沿着滑轮轨迹下降60cm,以在受试者腰部产生一个向后的冲量;共6个等级的重量。⑤用高速摄像机拍摄受试者对外力干扰的反应,用三维运动分析系统捕捉骶骨点的位置变化。⑥间隔1min,受试者原地转身,进行其他三个方向的平衡测试。

**1.3 评定标准** ①平均摆动幅度(Mean Sway Amplitude, MSA):MSA是各定标点在各个时刻的位置与平均位置差的绝对值的平均值;根据上述方法计算出受试者骶骨标记点变化的时间段(骶骨变化前1/6s至骶骨最大位移时间点)内骶骨标记点摆动的平均值;公式: $MSA = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n |X_i - \bar{x}|$ 。②平均摆动速度(Mean Sway Velocity, MSV):MSV是指各定标点在各个时

收稿日期:2018-04-19

作者单位:1南京医科大学附属苏州医院,苏州科技城医院,江苏苏州215000;2南京医科大学第一附属医院,南京210000

作者简介:王盛(1986-),男,技师,主要从事神经康复方面的研究。

通讯作者:王彤, wangtong60621@163.com

刻的速度与平均速度差的绝对值的平均值,计算方法同 MSV。

1.4 统计学方法 采用 SPSS 13.0 统计软件进行统计学分析,数据资料用  $\bar{x} \pm s$  表示,组间均数比较采用独立样本 t 检验,组内均数比较采用配对 t 检验,  $P < 0.05$  为差异具有统计学意义。

## 2 结果

2.1 外力干扰对健康受试者平衡的影响 ① MSA:健康人组 MSA 向后外力干扰下身体的平均摆动幅度明显大于向前、向左、向右等其他三个方向 ( $P < 0.05$ ),向前、向左、向右间比较差异无统计学意义。② MSV:健康人组 MSV 向后的外力干扰下的平均摆动速度明显大于向前、向左、向右等其他三个方向 ( $P < 0.05$ ),向前、向左、向右间比较差异无统计学意义。见表 1。

表 1 健康人 MSA 及 MSV 四个方向各指标比较  $\bar{x} \pm s$

项目	n	向后	向前	向左	向右
MSA (mm)	10	30.57±20.63	13.9±7.46 <sup>a</sup>	16.44±7.28 <sup>a</sup>	15.29±6.54 <sup>a</sup>
MSV (m/s)	10	1.45±0.43	1.23±0.38 <sup>a</sup>	1.22±0.37 <sup>a</sup>	1.15±0.34 <sup>a</sup>

与向后方向比较, <sup>a</sup> $P < 0.05$

2.2 外力干扰对偏瘫患者平衡的影响 ① MSA:偏瘫患者向偏瘫侧外力干扰下的身体平均摆动幅度明显大于其他三个方向 ( $P < 0.05$ ),向后的平均摆动幅度明显大于向前及向健侧 ( $P < 0.05$ ),但明显小于向偏瘫侧 ( $P < 0.05$ );而向前与向健侧的外力干扰所产生的平均摆动幅度差异无统计学意义。② MSV:偏瘫患者偏瘫侧与健侧向的平均摆动速度的差异无统计学意义,向后与向前的平均摆动速度的差异无统计学意义;但偏瘫侧、健侧与向后、向前的平均摆动速度明显大于左右向的平均摆动速度 ( $P < 0.05$ )。见表 2。

表 2 偏瘫患者 MSA 及 MSV 四个方向各指标比较  $\bar{x} \pm s$

项目	n	向后	向偏瘫侧	向前	向健侧
MSA (mm)	10	17.58±10.72 <sup>bcd</sup>	20.72±10.51 <sup>acd</sup>	11.87±5.40 <sup>ab</sup>	13.5±6.24 <sup>ab</sup>
MSV (m/s)	10	1.15±0.38 <sup>bd</sup>	0.95±0.28 <sup>ac</sup>	1.11±0.38 <sup>bd</sup>	0.97±0.30 <sup>ac</sup>

与向后比较, <sup>a</sup> $P < 0.05$ ;与向偏瘫侧比较, <sup>b</sup> $P < 0.05$ ;与向前比较, <sup>c</sup> $P < 0.05$ ;与向健侧比较, <sup>d</sup> $P < 0.05$

## 3 讨论

身体平衡的机械性干扰实际上是产生了身体一部分的位移,从而可能导致整个身体重心的位移,或失平衡<sup>[3]</sup>。单一肢体的小的位移,如头部,能导致整个身体的小的肌肉反应<sup>[4]</sup>,可是整个身体的重心位移的越大,就需要更大的反应,从而在接触面上产生一个具有

方向性的特定的力以使身体重心恢复至平衡位置。机械性姿势干扰可作用于身体的任何部位,如躯干、头部或肢体<sup>[4-5]</sup>。

对腰骶部施加外力干扰的相关研究国内外报道较少<sup>[6-11]</sup>。Yoshitomi 等<sup>[7]</sup>描述不同级别柔道运动员的外力干扰下的平衡反应,研究也采用了 wolfson 等<sup>[1]</sup>和 Chandler 等<sup>[2]</sup>的外力干扰方法,区别在于其外力大小为体重的 6%,施力部位位于双侧肩胛下角水平,方向向后。其对姿势摆动的评估采用压力板的压力中心(center of pressure, COP)。Holt<sup>[8]</sup>研究卒中患者的侧向稳定性,分别在卒中患者身体左右两侧施加 3% 体重的外力,观察受试者的地面反作用力的水平分力及骨盆的侧向位移情况。

本研究采用了 wolfson 所描述的外力施加方法,不同在于每位受试者在前后左右四个方向分别接受 2%~4.5% 体重的外力干扰,将外力施加在人体的骶骨的水平(人体质心位于骶 2 稍前方)<sup>[9]</sup>。以往还未有研究同时对前后左右四个方向进行干扰。在预料到的外力干扰下,健康受试者前后左右四个方向上的平均摆动幅度及速度存在差异性,但前方、左右的骶骨标记点平均摆动幅度及速度相同,而当进行向后的外力干扰时,健康受试者会产生更大的平均摆动幅度及速度,说明健康受试者在此种外力干扰下向后的稳定性差,更有向后方跌倒的趋势。

对偏瘫患者的研究发现,骶骨标记点的平均摆动幅度及平均摆动速度存在差异性;在预料到的外力干扰下偏瘫患者向偏瘫侧的平均摆动幅度最大,向后外力干扰下的平均摆动幅度又大于向前及向健侧,而向前与向健侧的外力干扰下的平均摆动幅度间没有差异。说明对于偏瘫患者而言向偏瘫侧干扰时更易出现失平衡状况及跌倒。而向前及向健侧的稳定性较好,不易发生跌倒。卒中患者比其他疾病的跌倒发生率更高<sup>[11]</sup>,其发生率在 25%~39%<sup>[12-13]</sup>,Mackintosh 等<sup>[14]</sup>在对卒中患者的跌倒预防研究中指出的对所有的研究对象记录了 66 次跌倒,向偏瘫侧跌倒 25 次,向前跌倒 19 次,向后跌倒 14 次,向健侧跌倒 4 次。本研究的结果也从另一个方面证实了偏瘫患者向偏瘫侧的平均摆动幅度大,更易向偏瘫跌倒。

Winter 等<sup>[15]</sup>认为在冠状面的姿势稳定性主要受髋关节内收外展肌的激活的控制的,主要作用是交互的使髋关节负载与卸载,从而控制身体重心。Kirker 等<sup>[16]</sup>在正常人的研究中发现,当外力施加于身体的左侧髋部时,使得身体向左侧运动时,左侧的髋外展肌与右侧的髋内收肌收缩,产生力量抵抗外力的干扰并把髋部移动至中立位;而当外力施加于身体的右侧时,则

左侧的髓内收肌与右侧髓外展肌收缩。所以不论哪侧受力,均需要两侧的肌肉收缩产生足够的力量控制身体运动的速度,从而维持平衡。而脑损伤偏瘫患者大多数都存在偏侧肢体功能障碍,这也可能部分解释无论是外力向偏瘫侧还是非偏瘫侧骶骨标记点的平均摆动速度没有区别。

当对健康受试者进行外力干扰时,向后平均摆动幅度及平均摆动速度最大,向后平衡稳定性差;偏瘫患者向偏瘫侧的平均摆动幅度最大,患者当受到外力干扰时容易向偏瘫侧跌倒。

本研究主要从生物力学的角度,应用平均摆动幅度和平均摆动速度两大平衡指标,评估患者的受到外力干扰的变化,并未全面讨论中枢性偏瘫患者站立平衡问题的影响因素,涉及视觉、本体感觉、上肢协调参与、躯干与骨盆和下肢的运动控制等;而且健康人和偏瘫患者的总样本量是有限的,下一步增大样本量,讨论平衡稳定性与上述诸多因素之间的关系。

#### 【参考文献】

- [1] Wolfson LI, Whipple R, Amerman P, et al. Stressing the postural response. A quantitative method for testing balance[J]. J Am Geriatr Soc, 1986, 34(12): 845-850.
- [2] Harburn KL, Hill KM, Kramer JF, et al. Clinical applicability and test-retest reliability of an external perturbation test of balance in stroke subjects[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1995, 76(4): 317-323.
- [3] Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook. A Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders[J]. Phys Ther, 1997, 77(5): 517-533
- [4] Horak FB, Shupert CL, Dietz V, et al. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance[J]. Exp Brain Res, 1994, 100(2): 93-106.
- [5] Nashner LM, Cordo PJ. Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles [J]. Exp Brain Res, 1981, 43(5): 395-405.
- [6] Wing AM, Clapp S, Burgess-Limerick R. Standing stability in the frontal plane determined by lateral forces applied to the hip[J]. Gait Posture, 1995, 3(1): 38-42.
- [7] Yoshitomi SK, Tanaka C, Duarte M et al. Postural responses to unexpected external perturbation in judoists of different ability levels[J]. Rev Bras Med Esporte, 2006, 12(2): 159-163.
- [8] Gilles M, Wing AM, Kirker SG. Lateral balance organisation in human stance in response to a random or predictable perturbation [J]. Exp Brain Res, 1999, 124(2): 137-144.
- [9] Holt RR, Simpson D, Jenner JR, et al. Ground reaction force after a sideways push as a measure of balance in recovery from stroke [J]. Clin Rehabil. 2000, 14(1): 88-95.
- [10] Donald A. Neumann Kinesiology of the Musculoskeletal System. foundations for physical rehabilitation[M]. New York: Mosby, 2002: 57-58.
- [11] Vlahov D, Myers AH, Al-Ibrahim MS, et al. Epidemiology of falls among patients in rehabilitation hospital[J]. Arch. Phys. Med. Rehabil, 1990, 71(1): 8-12.
- [12] Dromerick A, Reding M. Medical and neurological complications during inpatient stroke rehabilitation. Stroke, 1994, 25(5): 358-361.
- [13] Teasell R, McRae M, Foley N, et al. The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk[J]. Arch. Phys. Med. Rehabil. 2002, 83(4): 329-333.
- [14] Mackintosh SF, Hill K, Dodd KJ, et al. Falls and injury prevention should be part of every stroke rehabilitation plan[J]. Clin Rehabil, 2005, 19(4): 441-451.
- [15] Winter DA, Prince F, Stergiou P et al. Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing[J]. Neurosci. Res Comm, 1993, 12(2): 141-148.
- [16] Kirker SG, Simpson DS, Jenner JR, et al. Stepping before standing: hip muscle function in stepping and standing balance after stroke[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2000, 68(5): 458-464.

本刊办刊方向:

立足现实 关注前沿 贴近读者 追求卓越