

# 踝足矫形器对脑卒中患者躯体运动及其步行能力的影响

徐光青<sup>1</sup> 兰月<sup>2</sup> 毛玉蓉<sup>1</sup> 黄东锋<sup>1,3</sup>

## 摘要

**目的:**探讨踝足矫形器(AFO)对脑卒中患者躯体运动和步行能力的影响及其之间的相互关系。

**方法:**20例可以独立步行10m以上的慢性偏瘫患者,采用三维步态分析系统评测佩戴AFO前后的最大步行速度及躯体运动学参数。

**结果:**佩戴AFO前后最大步行速度、身体重心垂直和侧方运动、骨盆前后倾斜和旋转运动差异有显著性意义( $P<0.01$ );步行能力的提高与身体重心运动和骨盆旋转运动改善显著相关( $P<0.01$ )。

**结论:**佩戴AFO可以改善脑卒中偏瘫患者躯体运动的稳定性,并且与提高患者的步行能力相关。

**关键词** 踝足矫形器; 身体重心; 步速; 脑卒中

中图分类号:R743.3 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2010)-03-0247-04

**Effects of ankle-foot orthosis (AFO) on trunk motion and walking capacity of hemiplegic stroke patients/**  
**XU Guangqing, LAN Yue, MAO Yurong, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2010, 25(3):**  
**247-250**

## Abstract

**Objective:** To quantitatively analyze the effects of ankle-foot orthosis (AFO) on trunk motion and walking speed of hemiplegic stroke patients and investigate the correlation between the improvements in trunk motion and walking capacity.

**Method:** The maximum walking speed, gravity center of body and pelvic movements were examined with and without AFO in twenty post-stroke hemiplegic patients using the three-dimensional motion analysis system.

**Result:** The AFO had positive effects on hemiplegic gait parameters, improving walking speed, pelvic rotation and tilt, lateral and vertical movements of gravity center of body ( $P<0.01$ ). There was significant correlation between the improvements in walking capacity and trunk motion ( $P<0.01$ ).

**Conclusion:** The AFO could compensate the instability of trunk motion of hemiplegic stroke patients. Moreover, the improvement in walking capacity was associated with the compensation for the instability of trunk motion.

**Author's address** Dept. of Rehabilitation of Zhongshan University

**Key words** ankle-foot orthosis; gravity center of body; walking speed; stroke

脑卒中偏瘫康复的最基本内容和目标是恢复步行能力,这对患者日常生活能力的提高及社会交往能力的改善,都有十分重要的意义<sup>[1]</sup>。脑卒中患者偏瘫侧下肢关节活动度受限,患/健侧下肢运动不对称是其典型的异常步行模式并影响步行能力的恢复<sup>[2-3]</sup>;同时,脑卒中患者躯体运动异常也是影响偏

瘫后步行能力恢复的重要因素<sup>[4-5]</sup>。大量研究认为踝足矫形器(ankle foot orthosis, AFO)可以矫正足下垂并提高脑卒中偏瘫患者的步行能力<sup>[6]</sup>,大约有60%偏瘫患者在出院时仍需要使用AFO来改善步行能力<sup>[7]</sup>。但是佩戴AFO后对脑卒中患者躯体运动的影响如何及其与步行能力改善的关系仍不清楚。

1 中山大学附属第一医院康复医学科;2 中山大学附属第三医院康复医学科;3 通讯作者  
作者简介:徐光青,男,主治医师;收稿日期:2009-9-24

本研究应用三维步态分析系统评测脑卒中患者佩戴 AFO 前后步行速度和躯体运动的变化,探讨 AFO 对躯体运动和步行能力的影响及其之间的关系。

## 1 对象与方法

### 1.1 研究对象

中山大学附属第一医院康复医学科住院的脑卒中患者共 20 例,男 11 例,女 9 例,年龄 44—65 岁,平均年龄(52.7±6.4)岁,身高(165.40±6.83)cm。均为第 1 次脑卒中后 1—3 月伴有慢性偏瘫的患者,经头颅 CT 或 MRI 检查证实为脑出血或脑梗死,诊断符合第四届全国脑血管病会议通过的诊断标准<sup>[8]</sup>,入选病例要求可以独立步行 10m 以上。

研究对象排除其他影响步行能力的神经肌肉骨骼疾病等因素:如震颤、不自主运动、帕金森病、各种骨关节疾病等。其他排除条件有严重的心肺、肾功能不全,认知障碍(MMSE 评分≤24/30)等不能完成和不能配合实验者。

### 1.2 实验方法

采用瑞典 Qualisys 公司远红外线三维步态分析系统进行步态检测与分析。该系统由红外线反射标记球、远红外光点摄像机(6 台)、信息转换控制器及电脑(DELL 4100 电脑 1 台)和分析软件(包括 Capture、View、Q Tools 和 Q Gait3 等运动分析软件)等四部分构成。

分析系统安装在安静、稳定的环境中,在每一次测量之前进行系统标定,标定完成后在被测试对象体表打点,打点位置依不同分析软件的要求而不同。本研究所采用的 Q Gait3 分析软件要求 18 个标记点(分别为双侧肩峰、髂前上棘、髌骨上缘 1cm、膝关节外侧间隙、胫骨结节、外踝、跟腱和第 II/III 跖间,另外有第 12 胸椎棘突和腰骶关节),打点完毕后进行步态检测。脑卒中偏瘫患者在佩戴 AFO 并适应 1d 后,分别在赤脚和佩戴 AFO 的状态下进行运动学检测,每次检测均要求患者以其最大能力安全步

行,两种状态下各测试 2—4 次,然后取平均值作为测量结果。步态分析测试轨道长 8m,每次测试时被检测者有 1—2m 的适应性行走距离。收集到被测试者在规定的轨道内行走的运动信息后经分析软件自动数字化建立三维坐标图,在通过分析处理后可直接获得所需要的步行速度和身体重心、骨盆的运动学参数。最大步行速度被证实是反应脑卒中偏瘫后步行能力的敏感、有效和可靠的指标<sup>[9-10]</sup>,最大步行速度越快则步行能力恢复越好,反之,说明步行能力恢复差。而在步行过程中,躯体运动的控制能力是评价步态稳定性最有价值的指标,主要包括身体重心的侧方和垂直移动,骨盆的旋转、前后倾斜和左右倾斜运动<sup>[4,11]</sup>。

### 1.3 统计学分析

脑卒中偏瘫患者佩戴 AFO 前后步行速度和骨盆、身体重心的运动学参数比较采用配对 *t* 检验,显著性水平: $P<0.05$ 。以佩戴 AFO 前后步行速度比率为因变量采用多元回归分析确定躯体运动变化对步行能力提高的影响,显著性水平: $P<0.05$ 。

以上统计学分析均采用统计软件 SPSS 17.0 对结果进行分析,设  $P<0.05$  表示有显著性意义,采用双侧检验。

## 2 结果

佩戴 AFO 前后步行速度和躯体运动学参数比较显示,佩戴 AFO 后,脑卒中患者最大步行速度、身体重心的垂直和侧方移动、骨盆的前后倾斜和旋转运动均有明显改善,其差异有显著性意义( $P<0.01$ );而佩戴 AFO 前后骨盆的左右倾斜运动比较差异无显著性意义( $P>0.05$ )(表 1)。

佩戴 AFO 后身体重心垂直和侧方移动的变化对最大步行速度的改善均有显著影响,具有非常显著性意义( $P<0.01$ ),进行逐步多元回归分析,显示身体重心移动比率对步行速度比率的回归贡献为 44%,其中身体重心垂直移动比率的影响更明显

表 1 佩戴 AFO 前后步行速度、身体重心和骨盆运动学参数比较

|        | 例数 | 步速(m/min)                | 重心移动(cm)               |                        | 骨盆运动(°)                |           |                        |
|--------|----|--------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|-----------|------------------------|
|        |    |                          | 垂直移动                   | 侧方移动                   | 前后倾斜                   | 左右倾斜      | 旋转                     |
| AFO(-) | 20 | 29.10±11.40              | 2.38±1.09              | 8.95±3.28              | 6.83±4.25              | 5.46±2.18 | 12.28±4.52             |
| AFO(+) | 20 | 35.96±12.72 <sup>①</sup> | 3.83±1.76 <sup>①</sup> | 5.89±2.30 <sup>①</sup> | 4.25±2.28 <sup>①</sup> | 5.12±1.83 | 9.66±3.69 <sup>①</sup> |

①与不佩戴 AFO 比较, $P<0.01$

(Beta=0.56)(表 2A)。

分析佩戴 AFO 前后骨盆运动比率对最大步行速度比率的影响,回归方程内变量单独检验显示,只有骨盆旋转比率对最大步行速度比率有显著影响,具有非常显著性意义 ( $P<0.01$ ),其影响最明显 (Beta=0.68)。而进行逐步回归分析( $y=0.23+1.30X_3$ , Std=0.38, Beta=0.63, 调整  $R^2=0.36$ ,  $F=11.56$ ,  $P=0.003$ )显示,在减少了骨盆前后和左右倾斜比率两个自变量作用后,骨盆旋转比率对步行速度比率的回归贡献反而增加(由 30%增至 36%)(表 2B)。

表 2A 佩戴 AFO 前后步行速度比率的回归分析结果 (逐步多元回归分析)

|          | B    | SE   | Beta | 95%CI 下限 | 95%CI 上限 | P 值   |
|----------|------|------|------|----------|----------|-------|
| 垂直移动比率   | 0.21 | 0.07 | 0.56 | 0.08     | 0.35     | 0.004 |
| 侧方移动比率   | 0.52 | 0.20 | 0.45 | 0.10     | 0.94     | 0.017 |
| 常数       | 0.56 | 0.17 | -    | 0.20     | 0.93     | 0.005 |
| 调整 $R^2$ |      |      |      | 0.44     |          |       |
| 模型 $P$ 值 |      |      |      | 0.003    |          |       |
| 标准误估计值   |      |      |      | 0.06     |          |       |
| N        |      |      |      | 20       |          |       |

表 2B 步行速度比率的回归分析结果 (一般多元回归分析)

|          | B     | SE   | Beta  | 95%CI 下限 | 95%CI 上限 | P 值   |
|----------|-------|------|-------|----------|----------|-------|
| 前后倾斜比率   | 0.04  | 0.08 | 0.11  | -0.13    | 0.22     | 0.611 |
| 左右倾向比率   | -0.02 | 0.03 | -0.09 | -0.09    | 0.06     | 0.654 |
| 旋转比率     | 1.42  | 0.44 | 0.68  | 0.48     | 2.36     | 0.006 |
| 常数       | 0.13  | 0.37 | -     | -0.66    | 0.91     | 0.736 |
| 调整 $R^2$ |       |      |       | 0.30     |          |       |
| 模型 $P$ 值 |       |      |       | 0.035    |          |       |
| 标准误估计值   |       |      |       | 0.07     |          |       |
| N        |       |      |       | 20       |          |       |

### 3 讨论

脑卒中患者出院后仍不能够安全独立地步行是其生活不能自理的主要原因,表现偏瘫侧肢体肌力下降,主动肌群和拮抗肌群的相互协调收缩功能丧失,平衡功能失调,出现运动无力和控制能力差。对人体运动来说,行进是否平稳,如何调整姿势以达到平稳是一个至关重要的问题。正常人行走时,骨盆随上肢的运动产生周期性的旋转和倾斜;躯体运动(包括侧方移动和垂直移动)呈对称性正弦曲线,使整个人体具有良好的协调性,处于正常的平衡状态,而偏瘫患者因偏瘫肢体行动能力下降,躯体平衡和体重承担能力受损,出现平衡和躯体协调能力障碍,导致步态不稳<sup>[12-13]</sup>。我们先前的研究<sup>[4]</sup>证实偏瘫患者平衡协调功能的减退主要表现在大范围的躯体侧方移动

和骨盆旋转、小范围的垂直运动,身体重心偏移、重心摆动系数增大等方面,从而严重影响了患者的步行能力。而躯体和骨盆的协调和控制训练可以提高脑卒中偏瘫患者的步行能力,与其平衡功能改善有关<sup>[14-15]</sup>。

人体行走实际上是一连串失去平衡和恢复平衡的过程,一条腿支撑,一条腿摆动,失去平衡后紧接着恢复平衡,如此循环往复,完成正常的行走。偏瘫患者躯体的协调性和平衡功能障碍使其失去和降低了步行时恢复平衡的能力,导致步行能力下降。给偏瘫患者佩戴 AFO 后可以矫正足下垂或尖足内翻,使患足在支撑期初期变成足跟着地,改善了着地的稳定性,身体重心可在健侧和患侧之间顺利地过渡。AFO 还改善了踝关节背屈功能,抑制了下肢伸肌过度活动,增加了支撑中期的稳定,从而使患者步行更加接近正常人的步行模式。大量研究证实,脑卒中偏瘫患者佩戴 AFO 后有助于保持正常姿势,获得正常的运动模式,其最大安全步行速度会明显提高<sup>[6-16]</sup>。本研究显示佩戴 AFO 后,脑卒中患者最大步行速度增加,这同以前的其他研究结果一致,此外,其身体重心的垂直和侧方移动、骨盆的前后倾斜和旋转运动也均有明显改善。

Mojica 等<sup>[17]</sup>采用足底压力系统评测脑卒中慢性偏瘫患者佩戴 AFO 前后身体摆动的变化及其与步行速度间的关系,发现佩戴 AFO 可以提高步行能力并减少躯体摆动,但是两者之间没有明显的关系。在本研究中,脑卒中患者佩戴 AFO 后身体重心垂直和侧方移动的变化对最大步行速度的改善均有明确的相关性,进行逐步多元回归分析,显示身体重心移动比率对步行速度比率的回归贡献为 44%,可以认为佩戴 AFO 改善步行能力主要是通过改善身体重心的稳定性而发挥作用。以上研究结果的差异,可能与研究手段不同有关,Mojica 等采用足底压力系统测量身体摆动是反应静息状态下身体保持平衡的能力,受到下肢支撑稳定性和躯体平衡等多方面因素的作用,而我们是采用三维运动分析系统测量步行周期中身体重心的运动学参数,其运动与步行周期密切相关,是影响步行速度的重要因素,这可能是出现以上研究结果不一致的原因。大量研究证实<sup>[18-19]</sup>,身体重心的垂直和侧方运动受步态周期中骨盆运

动,以及膝关节和踝关节运动等因素等影响,其中骨盆左右倾斜和旋转运动是影响身体重心垂直运动的重要因素。所以,我们推测脑卒中患者佩戴 AFO 后骨盆左右倾斜和旋转运动障碍的改善可能与步行速度提高有关,但是本研究发现只有骨盆旋转比率对最大步行速度比率有明显影响,并且在减少了骨盆前后和左右倾斜比率两个自变量作用后,骨盆旋转比率对步行速度比率的回归贡献增加(由 30%增加至 36%),所以 AFO 对骨盆运动的作用只有骨盆旋转的改善对步行能力的提高有价值。

通过本研究发现,佩戴 AFO 可以改善脑卒中偏瘫患者躯体运动的稳定性和协调性,提高患者的步行能力;并且脑卒中偏瘫患者佩戴 AFO 前后步行速度比率与身体重心的垂直和侧方移动比率,以及骨盆的旋转比率之间存在线性回归关系,说明佩戴 AFO 后身体重心稳定性和骨盆旋转运动的改善对其步行能力的提高具有明显贡献。

#### 参考文献

- [1] Nilsson L, Garlsson J, Danielson A, 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 [J]. Clin Rehabil, 2001, 15: 515—527.
- [2] 徐光青,兰月,毛玉璐,等.脑卒中患者步行时下肢运动的三维运动学研究[J].中华医学杂志,2007,87: 2889—2892.
- [3] 徐光青,黄东锋,兰月,等.脑卒中患者下肢关节运动对步行能力影响的三维运动学研究 [J]. 中国临床康复, 2004, 8: 6816—6818.
- [4] 徐光青,黄东锋,兰月,等. 脑卒中患者步行时躯体运动的三维运动学研究[J]. 中国康复医学杂志, 2004, 19: 728—730.
- [5] 徐光青,兰月,毛玉璐,等.脑卒中患者躯体运动偏瘫模式的三维

运动学评价[J].中国康复医学杂志,2009,24(10):893—895.

- [6] Gök H, Küçükdeveci A, Altinkaynak H, et al. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait [J]. Clin Rehabil, 2003,17: 137—139.
- [7] Suzuki K, Yamada Y, Handa T, et al. Relationship between stride length and walking rate in gait training for hemiparetic stroke patients[J]. Am J Phys Med Rehabil, 1999,78(2): 147—152.
- [8] 全国脑血管病会议. 各类脑血管疾病诊断要点 [J]. 中华神经科杂志,1996,29:379—380.
- [9] Schmid A, Duncan PW, Studenski S, et al. Improvements in speed-based gait classifications are meaningful [J]. Stroke, 2007,38: 2096—2100.
- [10] Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review [J]. Lancet Neurol, 2009,8: 741—754.
- [11] Tyson SF. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids[J]. Clin Rehabil, 1999,13: 295—300.
- [12] Parvataneni K,Olney SJ,Brouwer B. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke[J]. Clin Biomech, 2007,22(7): 813—820.
- [13] Chou SW,Wong AM,Leong CP,et al. Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2003,82: 42—47.
- [14] 李哲,郭钢花,白蓉,等. 骨盆带控制训练对脑卒中偏瘫患者步行能力的影响[J].中国康复医学杂志, 2007,22(7):648—649.
- [15] 兰月,徐光青,李奎,等.坐立试验评价脑卒中患者平衡功能的研究[J]. 中国康复医学杂志,2007,22(4):323—325.
- [16] Danielsson A, Sunnerhagen KS. Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis [J]. J Rehabil Med, 2004,36: 165—168.
- [17] Mojica JA, Nakamura R, Kobayashi T, et al. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients [J]. Tohoku J Exp Med, 1988,156: 395—401.
- [18] Gard SA, Childress DS. What determines the vertical displacement of the body during normal walking[J]? J Prosthet Orth, 2001,13: 64—67.
- [19] Kerrigan DC, Riley PO, Lelas JL, et al. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2001,82(2): 217—220.

(上接第 246 页)

1000—100 000Hz 的脉冲电流治疗疾病的方法,中频电疗作用的局部,皮肤痛阈明显增高,临床上有良好的镇痛及促进血液循环作用。故选择作为对照组的治疗措施。总之,穴位埋线法优于中频电疗法,且操作简便,持续起效时间长,值得推广。

#### 参考文献

- [1] Das D, Maffulli N. Surgicalmanagement of tennis elbow[J]. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 2002, 42 (2) : 190—197.
- [2] Dunkow PD, Jatti M, Muddu BN. A comparison of open and

percutaneous techniques in the surgical treatment of tennis elbow[J]. J Bone Joint Surgery Br, 2004, 86 (5) : 701—704.

- [3] ZY/T001.1~001.9-94,中医病证诊断疗效标准[S].
- [4] Morrey BF, An KN, Chao EYS. Functional evaluation of the elbow[M]. In:Morrey BF, ed. The Elbow and Its Disorders. 2nd ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders,1985. 73—91.
- [5] 裘法祖,孟承伟. 外科学[M]. 4 版. 北京:人民卫生出版社, 1995: 840.
- [6] 谢文铿,杨楚徐. 舒筋活血汤配合围刺法治疗顽固性网球肘 46 例[J]. 河南中医学院学报,2005,20 (4) :70.
- [7] 郭元琦,陈丽仪. 埋线治疗网球肘疗效观察[J]. 中国针灸, 2002 22 (12):318—319.
- [8] 陈峰. 物理疗法对肱骨外上髁炎的远期影响 [J]. 中国康复医学杂志,2008,23(10): 944—945.