

正常步态和偏瘫步态的特点及对比

杨雅琴 张通

[关键词] 偏瘫;步态;步行周期;综述

中图分类号:R493,R743.3 文献标识码:A 文章编号:1006-9771(2003)10-0608-02

步行是躯干和肢体共同参与的有节律的活动。步行时躯干肌和肢体屈伸肌群交替协调收缩,带动各关节活动并产生能量,并伴有骨盆旋转、重心转移及动、位能转换等。上肢也对协调运动、平衡、迈步等起作用。因此,步行是一个精确而复杂的运动过程。脑卒中偏瘫却打破这一精确机制,从而产生步态偏倚。

1 步行的生理学机制

步行的高级调控极其复杂。研究提示,脊髓中存在中枢模式发生器(central pattern generators, CPG)^[1]。它是控制步态的低级中枢,接受特定的本体感觉传入及上位中枢的调控,经过整合,产生的节律性电活动可使屈肌、伸肌在步行时交替运动,即屈肌兴奋性冲动通过中间神经元抑制伸肌活动,屈肌兴奋完成后伸肌的神经兴奋释放,引起伸肌活动,从而在步行动作启动后,产生自发性屈肌—伸肌交替兴奋^[2],表现为肢体支撑—摆动交替。其中,髋关节伸展是促进肢体由支撑期向摆动期转变的重要信号^[3]。步行高级中枢的定位和其对步态的调控方式至今尚未明了,据推测,大脑皮质、脑干和小脑均存在步行调控中枢,当其受损或传导通路发生障碍时,可导致不同类型的异常步态^[2]。越是高等的动物(如灵长类),其行走越依赖于脊髓上位中枢的传入刺激和调控,其中,位于脊髓腹侧的下行网状脊髓运动通路对迈步和步行是必不可少的^[4](偏瘫患者通常保存这一通路)。

2 步行周期中时期的划分及机械动力学变化

2.1 步行周期划分 步行时,一侧足跟着地至同侧足跟再次着地为 1 个步行周期。1 个步行周期又分为 2 个时期,即支撑期和摆动期。足跟接地即进入支撑期,足趾离地进入摆动期。支撑期占步行周期的 60%(其中单侧肢体支撑期占 40%,双侧肢体支撑期占 20%),摆动期占步行周期的 40%^[5]。双侧肢体支撑期中包括预承重期和摆动前期,各占步行周期的 10%。各时期划分及有关具体内容如下:

2.1.1 双侧肢体支撑期 为双足着地、由双侧肢体支撑体重的时期,又分为被测下肢在前的“前足着地双足

支撑期”(预承重期)和被测下肢在后的“后足蹬地双足支撑期”(摆动前期)2 个时期。预承重期是从被测足跟着地至对侧足趾离地的时期;摆动前期是从对侧足跟着地至被测足趾离地的时期。一侧足的预承重期即为对侧足的摆动前期^[6]。

2.1.2 单侧肢体支撑期 仅由被测足承担体重的时期,即从对侧足足趾离地至对侧足足跟着地的时期,也是对侧肢体摆动期。

2.1.3 摆动期 被测足不接触地面的时期,即从被测足足趾离地至同侧足跟着地的时期,也是对侧单侧肢体支撑期。

2.2 各时期的机械动力学变化 步行时,下肢肌肉不断收缩做功。肌张力不变、肌肉缩短的收缩为向心性收缩,它使肢体向前迈进,产生能量;肌张力不变、肌肉伸长的收缩为离心性收缩,它对抗重力,消耗能量;肌肉长度不变而肌张力变化的收缩为等长收缩^[5]。

2.2.1 预承重期 前足接地,准备承担体重,而对侧肢体准备进入摆动期。此时,髋外展肌(臀中、小肌)收缩限制骨盆内收,控制骨盆下降;臀大肌和腘绳肌收缩使髋关节伸展;股四头肌收缩控制膝关节屈曲,继之控制膝关节伸展;踝关节基本处于中立位,胫前肌收缩控制足前部向下,使足跟先着地^[5]。

2.2.2 单侧肢体支撑期 被测足承担全部体重。此时,小腿三头肌强力收缩,臀中肌收缩控制骨盆外展以保持躯干和骨盆的稳定;踝关节从跖屈约 15°转为背屈约 10°,身体重心从足跟移至前足^[5]。

2.2.3 摆动前期 后足蹬地,小腿腓肠肌收缩,足跖屈,地面的推进力使人体产生向前的动能;髋屈肌收缩,拉动该侧腿进入摆动期,增加向前的加速度并补充能量^[7]。肌肉做功可补偿步行中消耗的能量,其中髋关节屈肌和小腿腓肠肌的作用最大。Winter 报道,正常人步行中的补充能量 85%来自踝关节跖屈肌,15%来自髋关节屈肌^[8]。因此,摆动前期是步行周期中补充能量的主要时期。

2.2.4 摆动期 髋屈肌收缩拉动肢体向前;腘绳肌使肢体减速;内收肌使股骨内旋;胫前肌使踝关节背伸^[5]。

步行时,髋关节起主要作用,两个做功高峰分别是足跟着地前后和足趾离地前后;膝关节的角度、力矩均变化不大,产生的能量很少,主要起控制、缓冲、稳定作

作者单位:1. 100050 北京市,首都医科大学附属北京天坛医院神经内科(杨雅琴);2. 100068 北京市,北京博爱医院偏瘫康复科(张通)。
作者简介:杨雅琴(1973-)女,山西太原市人,硕士,医师,主要研究方向:脑血管病及脑外伤的康复。

用;踝关节主要是跖屈肌发挥作用,在足趾离地时做功最大^[5]。步行时,单侧肢体支撑期重心最高,双侧肢体支撑期重心下降,最大可有 5cm 的垂直移动。为减少重心过度移动,摆动期一侧骨盆旋前,对侧骨盆旋后(各为 4°,总计约 8°)。骨盆前后旋转可使步长增加、重心下降。骨盆的旋转、倾斜和上下移动使动能和位能相互转换,重心不断转移,形成最自然、最舒适的步态,而且耗能最少。伴随骨盆的旋转,躯干上部做轻微的与骨盆旋转方向相反的转动可减少身体的扭转,保持平衡,使步行更协调、自然^[5]。

3 偏瘫步态特点

导致偏瘫患者步行障碍的 2 个主要即时因素是:

①力量减弱或主动收缩肌肉达不到足够的强度;②肌肉活动的时间和时期出现差错。此外,发病数周后,又有痉挛和肌肉机械性状变化导致的肌肉延展性异常 2 个因素影响步行。力量减弱的原因包括运动单位兴奋能力减弱、功能性运动单位数量减少、运动单位发出的冲动频率减慢,以及拮抗肌的活动、异常协同收缩等。偏瘫患者步行中的偏倚可以是残损直接造成,也可以是为了消除残损而产生的一种代偿和适应,故应从这 2 个方面来研究步行中的偏倚^[9]。

3.1 偏瘫患者步行周期的特点 偏瘫患者更多地依赖健侧下肢负重,表现为患侧单肢体支撑期缩短,双侧肢体支撑期延长,形成一种不对称的步态,既增加能量消耗,又增加摔倒的危险,而且双侧肢体支撑期延长也是影响步行速度的一个重要因素。

3.2 患侧预承重期 患者的表现为:①患足着地准备承担体重,但因患侧下肢抗重力肌肌力弱,故患者尽量延长承担体重的过程而使预承重期延长;②腓肠肌的早期活动和胫骨前肌的协同收缩造成的足跖屈和内翻使前足掌或足外侧缘先着地,造成负重面不稳定,正常足跟着地的滚动动作消失,步态变得间断而不平滑;③前足掌着地对胫骨产生的向后推力,妨碍身体向前移动和利用下肢的向前动能,增加了能量消耗^[10]。

3.3 患侧单肢体支撑期 患者加快对侧肢体摆动速度,尽量缩短患侧单肢体支撑时间,但因足跖屈、内翻,踝关节无法从跖屈位变换到背屈位,故患者不能将重心从足跟移至前足,导致支撑不稳。此时,可出现膝关节过伸和过度屈曲两种代偿方式^[10]。

3.4 患侧摆动前期 因站立不稳、膝关节强直和髋关节伸展不够,患者摆动准备不充分,足离地时地面的推进力不足,步长缩短,减少了能量的补充^[8,10]。

3.5 摆动期 表现为:①屈膝不足,且髋关节处于外展、外旋位,靠患肢向外侧划圈来代偿摆动;②处于跖屈位的踝关节因背屈不足而不能使足“擦地”而过,代之以“拖拽”的形式;③摆动末期以踝关节跖屈和膝关节屈曲姿势着地,不仅步长缩短,而且使患足肌肉在开始承重时处于高度紧张状态,增加了能量消耗^[9,10]。

3.6 骨盆运动变化 对偏瘫患者而言,随时间变化的髋部肌群离心性收缩消失,所以,骨盆的细微而精确的旋转和位移也消失,代之以粗大而僵硬的动作,既增加能量消耗,又打破了步行中各时期平滑而稳定的过渡,使步态变得间断。

3.7 步长短且步行速度慢 偏瘫步态的另一特点是步长短和步行速度慢。Olney 认为,偏瘫患者步长短的主要原因是:患侧摆动期起始时地面的推进力不够;患侧足趾离地时和摆动早期髋关节屈肌力量弱;患侧摆动晚期减速过快;健侧支撑期健侧髋关节伸肌的过度活动等^[11]。步长短会影响步行速度。Nakamura 报道,步行速度 < 0.33 m/s 时,速度与步频呈线性关系,即速度的增加主要依靠增加步频;而当步行速度 > 0.33 m/s 时,速度的增加主要依靠步长的增加^[12]。偏瘫患者步行速度慢的另一个原因是双侧肢体支撑期延长。正常人步行时,主要在摆动期向前迈进,双侧肢体支撑期对前进的作用极小。偏瘫患者将大量时间耗费在双侧肢体支撑期(可达步行周期的 50%—60%),影响了前进速度。据资料显示,脑卒中患者在室内活动的平均速度为 0.58 m/s;社区活动为 0.68 m/s^[13];穿过交通灯为 0.77 m/s;而同年龄组正常人的平均步行速度约为 1.2 m/s^[14]。

总之,偏瘫步态的机制极其复杂,至今尚无定论。但随着科技的发展,可借助影像学、三维步态分析等手段对此加以研究,从而为偏瘫康复提供理论依据及治疗方案。

[参考文献]

- [1] Delcomyn F. Neural basis of rhythmic behavior in animals[J]. Science, 1980, 210: 492—498.
- [2] 励建安. 减重训练的研究进展[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(12): 759—61.
- [3] Andersson O, Grillner S. Peripheral control of the cat's step cycle[J]. Acta Physiol Scand, 1983, 118: 229—239.
- [4] Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients[J]. Stroke, 1995, 26: 976—981.
- [5] 朱镛连主编. 神经康复学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2001. 154—166.
- [6] 周天健, 赵吉凤. 临床实用步态分析学[M]. 北京: 北京出版社, 1993. 33—34.
- [7] 丁海曙, 王广志. 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.
- [8] Winter DA. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait[M]. Ontario: University of Waterloo Press, 1987. 38—39.
- [9] Olney SJ, Carol R. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics[J]. Gait & Posture, 1996, 4: 136—148.
- [10] 毛国英. 偏瘫步态的康复[J]. 中国康复医学杂志, 1999, 14(3): 137—139.
- [11] Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variable related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach[J]. Phys Ther, 1994, 74: 872—885.
- [12] Nakamura R, Handa T, Watanabe S, et al. Walking cycle after stroke[J]. Tohoku J Exp Med, 1988, 154: 241—244.
- [13] Perry J, Garrett M. Classification of walking handicap in the stroke population[J]. Stroke, 1995, 26: 982—989.
- [14] Goldie P, Matyas T. Prediction of gait velocity in ambulatory stroke patients during rehabilitation[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1999, 80: 415—420.

(收稿日期: 2003-06-23 修回日期: 2003-07-28)