

文章编号:1004-7220(2010)02-0124-05

男性青年行走起步步态的实验研究

孟昭莉, 宋航, 元文学
(大连理工大学 体育研究所, 大连 116023)

摘要: 目的 获取青年男性常速行走起步步态的运动学和动力学参数。方法 采用两台 DLUT4060 压电式多分量测力平台结合 DVM8820 三维红外影像捕捉系统对 9 名正常男性青年(平均年龄 (21.3 ± 0.5) 岁)的起步步态进行测试。结果 在步态起步步态时受试者的下肢运动学及动力学特征与行进时存在明显差异,更大幅度的腿摆动及更有力的支撑腿蹬地是起步步态的重要特征;步态起步步态时足底压力中心的运动轨迹在整体上表现为先向摆动腿外侧后移再横移至支撑腿的“W”型。结论 正常人起步步态具有自身特征,该状态下运动学和动力学参数的获取将为步态分析及仿生机器人的研制提供帮助。

关键词: 行走;起步步态;步态分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Investigation on gait initiation in young men

MENG Zhao-li, SONG Hang, YUAN Wen-xue (*Institute of Sports Science, Dalian University of Technology, Dalian 116023, China*)

Abstract: Objective To obtain kinematic and kinetic parameters of gait initiation from young men when they are walking with constant speed. **Method** DLUT4060 piezoelectric multi-component force platform and DVM8820 three-dimensional infrared image capture system were used to test gait initiation in 9 young men (average age was (21.3 ± 0.5) years). **Results** The lower limb kinematic and dynamic characteristics during gait initiation differ significantly from its subsequent steady-state. The characteristic feature of gait initiation is the moving leg swinging a larger range and the stance leg performing a more powerful thrust. The center of pressure (COP) in the foot bottom shows a moving track which moved to the lateral of the moving leg firstly and then to the extension of the stance leg. **Conclusions** Normal gait initiation has its unique characteristics, and the kinematics and dynamics parameters obtained in such status will be helpful for gait analysis and bio-robot design.

Key words: Walking; Initiation gait; Gait analysis

步行是人体最基本的运动方式,步行的空间状态可以分为 4 个过程:起步步态、行进中、转弯、终止。有学者经过统计发现有将近 38% 跌倒引起的老年人股骨大转子损伤是在步行中所致^[1],指出步行运动尤其是步行的起步步态是对人体平衡维持能力的一个极大考验^[2],吸引了众多学者展开相关研究。Christopher 等^[3]从能量学角度对正常人起步步态进行了研究,Donna 等^[4-7]则分别对幼儿和老年人的起

步步态进行了实验研究,并建立了相应的数据库,Taylor 等^[8]研究了三种转弯方式(跨步、同侧支撑、同侧交叉)的下肢运动学、动力学参数的差异,Scott 等^[9]则对起步步态和终止步态中的足底压力分布进行了研究,国内的步态分析也常见报道,但多集中正常人行进中步态或特殊人群(肥胖、运动障碍等),戴尅戎^[10]早在 1982 年就对我国 77 名正常人平地常速行走时的步态进行了研究,王岚等^[11]也对正常人

收稿日期:2009-10-19; 修回日期:2010-03-17

作者简介:孟昭莉(1964-),女,教授,研究方向:运动生物力学。

通讯作者:孟昭莉, Tel: (0411)84708588, E-mail: mengzli@dlut.edu.cn。

的步行做了一系列研究,为机械下肢辅助装置的研究奠定了基础。通过查阅文献我们发现,国外的学者大部分都基于步行的空间状态进行更加细致的研究。步行的起步步态由于其是对人体维持平衡能力的重大考验,因而能够更多的引起研究人员的关注。Nissan 等^[12]将起步步态定义为:步行开始时,人体从静止到第二只脚脚尖离地之间的阶段,即身体从静止站立到下肢进入周期性摆动的状态。对步行起始状态的研究能够很大程度上帮助对患者病理步态的诊断,运动障碍疾病患者的康复治疗以及置换假肢的优化等,但国内却还未见有此类报道。本文采用多分量测力平台结合红外光点影像捕捉系统分析正常青年男性常速步态起步步态的特征,初步建立我国正常男性青年起步步态生物力学参数指标,以期对仿生机器人、整形外科、下肢功能康复及降低老年人跌倒风险提供帮助。

1 实验对象、方法、参数选取

1.1 实验对象

本研究受试者为 9 名正常健康男性青年,无神经、肌肉、骨骼病史,年龄 21 ~ 22 岁,平均身高 (171.5 ± 9.8) cm,平均体重 (67.2 ± 9.8) kg。

1.2 实验仪器与方法

1.2.1 实验仪器 本实验在大连理工大学体育科学研究所运动生物力学实验室进行,采用两台测力平台进行三维动态力测试,使用配有 8 个红外高感光度摄像头的三维影像捕捉系统获取运动学数据 (DLUT4060 压电式多分量测力平台,大连理工大学产,台面面积 400 * 600 mm,采样频率 100 Hz; DVM8820 三维影像捕捉系统,大连东方新锐公司产,采样频率 60 Hz)。

1.2.2 实验方法 将两台测力平台纵向镶嵌于 10 米长的步道上,间距以满足一名身高 170 cm 左右的成年男性常速自然行走步长为准,本实验设定为 50 cm,之后在平台区域上铺设防滑地胶,调整标定影像捕捉系统,使各摄像头主光轴对准测力平台的测试区域。漫反射点黏贴在受试者下肢 15 个关键点 (腰骶关节处 1 个,髂前上棘、腓骨头、外踝、跟骨结节、足尖第 2 趾骨头各一个。另外,在 5 cm 长细支架一端黏贴一个反射球,另一端用黑色胶布黏贴在腓骨头与大转子连线 2/3 处及外踝与腓骨头连线

2/3 处),穿鞋在测试步道上自由行走,进行预适应。实验在两种状态下进行:

状态 1:受试者在步道以日常习惯速度向前行走,左右脚分别落在两个测力平台上为有效实验数据,总共获得三次有效数据,使实验误差最小化。

状态 2:受试者先将单脚踏在平台 (平台 1) 上,另一只脚并拢后安静站立 2 秒,再一只脚迈向另一平台 (平台 2) 开始自然行走,此过程模拟步行的起步步态,总共获取三次有效实验数据。

1.2.3 数据处理 受试者的动力学参数通过 Force 测力平台软件进行计算分析,运动学参数通过 MotAnaly 运动分析软件获取,其余的数据处理及作图分别借助于 SPSS15.0 软件和 Matlab7.0 软件。

1.3 参数选取

(1) 运动学参数。① 关节角度:步行中的关节角度-时间曲线可以反映相关关节的功能情况,关节随运动时间的变化规律^[7]。关节角度的测量对于临床诊断有重要意义,如临床常见的跖屈肌痉挛或挛缩导致膝过伸以及单侧膝关节无力导致对侧代偿性的膝过伸等。本实验主要讨论下肢绕额状轴在矢状面的角度变化,定义了下文将要重点讨论的两个关节角度:膝关节角,踝关节角,如图 1 所示。小腿与大腿延长线夹角 α 为膝关节角,足背与小腿垂线夹角 β 为踝关节角^[13]。设定受试者静止站立时各关节角度为零,膝关节角和踝关节角均为相对角,顺时针方向关节角为正,逆时针方向关节角度为负。本实验将通过 MotAnaly 运动分析软件获得膝、踝关节角度数据,用 matlab7.0 软件的图表功能绘制关节角度动态曲线,表现关节角度的动态变化。② 矢状轴躯干平均速度:通过骶骨标志点矢状轴方向的

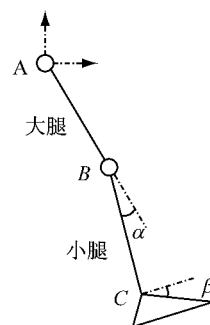


图 1 关节角度示意图 (该角度只考虑矢状面, α 为膝关节角, β 为踝关节角)

Fig.1 Schematic diagram of joint angle

线速度获得,起动步态的该指标在一定程度上能够反映受试者的起动效率^[14]。③起动步长:双足并立静止时足尖位置到第一只脚后跟着地位置的距离。

(2) 动力学参数。①垂直方向足-地接触力峰值(GRFmax):反映下肢肌群功能状况,该参数对于评估下肢疲劳及预防损伤的发生具有重要的意义。本实验主要对比右腿支撑蹬地阶段足-地接触力峰值。②压力中心(center of pressure, COP)运动轨迹:作为步态分析的一个重要指标,能够量化下肢在步态变化过程中的反应,直接反映出髌关节相关肌肉的神经控制功能,评定人体维持平衡的能力。

2 结果与分析

2.1 分析受试者两种状态下下肢关节角度变化

图表借助于 Matlab7.0 绘制,虚线表示 90% 置信区间,具体计算过程见 Lenhoff 等^[15]。

经过测试发现,起动步态的跨步阶段,左腿作为摆动腿,左膝关节屈,关节角度不断增大如图 3,随着躯干向前移动,当左脚尖离地时,左膝关节角度达最大值,最大角度为($49.5^\circ \pm 8.3^\circ$),但这一峰值要明显低于行进中步态($67.2^\circ \pm 8.1^\circ$),之后膝关节角度逐渐减小,当左脚跟再次触地瞬间,左膝关节角度达最小值。在左腿跨步的整个阶段,右膝关节角度都是不断减小的,但变化幅度并不大,左踝关节由跖屈到背屈之后再回到跖屈,关节角度变化如图 4,当左脚尖离地时,左踝关节背屈程度最大,角度达最大为($-5.62^\circ \pm 5.50^\circ$)右踝关节在左腿跨步的整个过程中背屈,当左脚跟再次着地瞬间,右踝关节背屈角度达最大为($-14.23^\circ \pm 5.08^\circ$)。而在行进中的跨步阶段,左腿作为摆动腿时,左踝关节首先背屈之后逐渐跖屈,当右腿全脚掌着地,身体变为单脚支撑瞬间,左踝关节跖屈程度最大,关节角度为($16.58^\circ \pm 6.40^\circ$),右踝关节则先跖屈之后逐渐背屈,当左脚尖离地瞬间,右踝关节跖屈程度最大,关节角度最大值为($5.52^\circ \pm 5.70^\circ$),背屈阶段与起动步相比无明显差异。

2.2 矢状轴躯干平均速度

经计算从起动到第一只脚后跟着地,受试者躯干水平速度为(54.7 ± 6.9) cm/s,在第 1 个跨步完成时,躯干的最大速度并没有达到行进中躯干的速度水平(124.15 ± 13.8) cm/s,人体由静止到稳定的

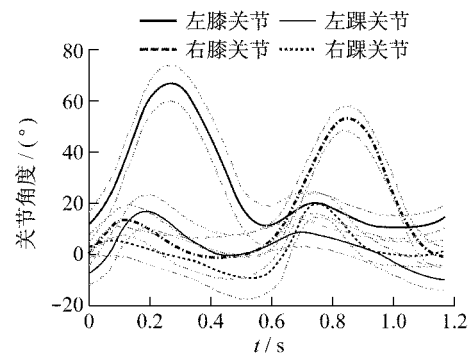


图2 行进中一个步态周期各关节角度变化
Fig.2 Joint angle changes in a steady-state gait cycle

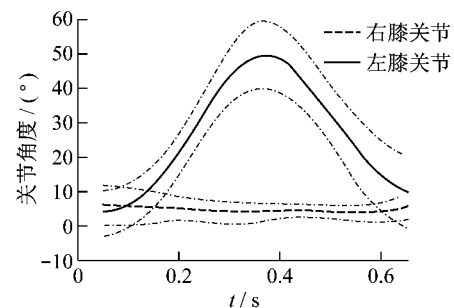


图3 起动步态膝关节角度变化
Fig.3 Joint angle changes of knee in initiation gait

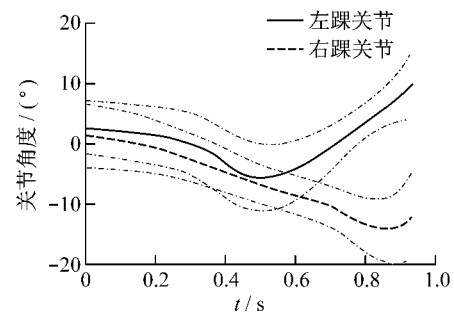


图4 起动状态踝关节角度变化
Fig.4 Joint angle changes of ankle in initiation gait

周期循环步态并不是一个跨步可以完成的。

2.3 起动步态第 1 步长度

受试者第 1 步步长为(74.8 ± 4.9) cm 略高于我国正常成年男性行进中的跨步长(69.0 ± 3.39) cm^[13],当然这与身高的差异有一定的关系,但在一定程度上也说明,第 1 步较大的摆动,是身体由静止进入步行状态的一个重要特征。身体的前行主要由支撑腿的蹬地作为动力来源,摆动腿较大的摆动幅度,可以预测支撑腿在蹬地阶段获得的地面反作用

将会更大,这一预测可以在测力平台的实验数据上得以验证。

2.4 足-地接触力

用 DLUT4060 压电式多分量测力平台对受试者两种状态的足-地接触力进行了测量,状态一中测力平台 2 的数据与状态 2 中的测力平台 1 的数据均为右脚支撑阶段,选取蹬地阶段数据峰值进行对比。经过 SPSS15.0 软件的差异显著性分析,起步步态的蹬地阶段足-地接触力与行进中的差异有非常显著性意义($P < 0.01$),起动阶段的足-地接触力具有更大的峰值,这一结果支持了 2.3 中通过运动学参数的预测,也与 Denis 等^[16]的实验结果一致,说明了起动阶段,下肢需要更加充分的蹬地,以提供身体更大的支撑反作用力,摆脱静止状态。

2.5 COP 运动轨迹

人体由静止进入步行状态是在一定的足-地作用力的作用下,人体质心(COM)的前后变速移动,而这一活动的前提是 COP 在相关肌肉的作用下做出的变化。在行进中步态,COP 沿前进方向,在支撑脚与地接触平面内纵向移动(见图 5)。经过测试发现,起步步态具有自身特征,起步步态分为准备(preparation phase)和跨步(steping phase)两个阶段。在准备阶段 COP 先向摆动腿的后外侧(见图 6),后移幅度在 5 cm 左右,此时足-地作用力逐渐增大,出现这一结果的主要原因是足部背屈肌的收缩以及跖屈肌的放松,在髋关节的共同作用下,使 COM 加速移向对侧(可通过图中数据点的密集程度反映出),当足-地压力达最大值(GRF_{max})时,COP

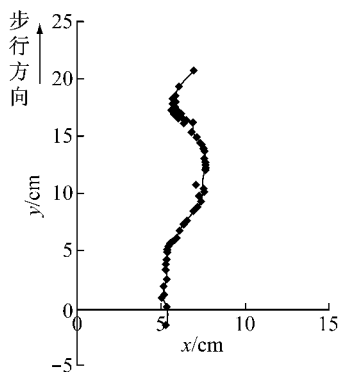


图5 行进中步态 COP 动态变化 (右腿为支撑腿)
Fig.5 Dynamic changes of COP in steady-state gait (right leg is the stance limb)

开始向对侧(支撑脚)移动,当 COP 完全落于支撑脚时摆动腿离开地面,准备阶段结束,进入跨步阶段。在这一阶段,左脚为支撑脚,在左脚跖屈肌的作用下,COP 纵向向前(如图 6),在起动过程中,双脚的 COP 总体上呈现右下角外伸的“W”型,在准备阶段及跨步后半段(支撑腿蹬地阶段),采样点较为密集,表明下肢在这两个阶段支撑时间的延长,以蓄积充足的能量用于身体运动状态的改变。这一结果与根据 Jian 等^[17]的实验结果一致。整个变化过程中,COP 只在双支撑阶段落在两足之间,单支撑阶段均在支撑脚接触地面区域内。

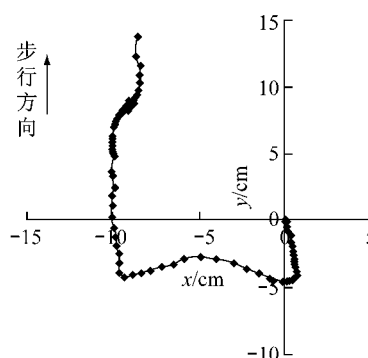


图6 起步步态 COP 动态变化 (右腿首先迈出,左腿为支撑腿)
Fig.6 Dynamic changes of COP in initiation gait (right leg swing first, left leg as the stance limb)

3 结论

起步步态的目的就是为了让人体打破静止站立的相对稳定状态进入动态的周期循环^[18],因此,合理而高效的第一步对后期稳定的行走起着至关重要的作用,经研究发现^[7,19],有很多步行障碍(如 Huntington 氏症, Parkinson 症等)就是由于运动神经的损伤导致肢体对神经冲动反应的迟缓甚至完全没有反应,从而使起步步态异常,行走不稳,甚至使患者失去平稳步行的能力。因而获取正常人的起步步态特征对于异常步态的矫正及下肢运动障碍患者的康复是有重要意义的。通过本文的研究可以得到以下结论:

(1) 通过测试得到我国青年常速行走起步步态的膝、踝关节角度-时间变化曲线。对比发现,正常青年人常速行走的起步步态与行进中步态不同,主要表现在摆动腿膝关节角度峰值较行进中小,踝关

节由跖屈到背屈之后再回到跖屈,与行进中相比增加了一个跖屈到背屈的过程,即身体有一个向后摆动的过程,支撑腿膝关节无明显差异,踝关节与行进中相比也多出一个跖屈到背屈的过程。

(2)此外本文还获取了受试者起步步态矢状轴躯干平均速度,发现受试者第一步正常值略高于我国正常成年男性行进中的跨步长,足-地接触力峰值较行进中有明显的增大。因此可以认为,与行进中步态相比,摆动腿更大幅度的摆动及支撑腿更有力的蹬地是起步步态的重要特征。

(3)起步步态的 COP 轨迹与行进中存在明显差异,主要表现在:准备阶段,出现向摆动腿后外侧移动的显著特征,当足-地作用力达最大值时,沿弧线加速移向对侧,在跨步阶段,沿前进方向,在足地接触面内纵向向前,整体上呈现向摆动腿后侧外伸的“W”型。

参考文献:

- [1] Bogert AJ, Pavol MJ, Grabiner. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip [J]. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35:199-205.
- [2] Chris JH, Dwight EW, Steven LW, et al. Gait initiation in older adults with postural instability [J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23:743-753.
- [3] Christopher AM, Mary CV. A mechanical energy analysis of gait initiation [J]. *Gait and posture*, 1999, 9:158-166.
- [4] Donna MS, Sam A. Gait initiation in a normal pediatric population [J]. *Gait and posture*, 1997, 5:182-183.
- [5] Hass CJ, Dwight EW. Gait initiation in older adults with postural instability [J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23:743-753.
- [6] Halliday SE, David AW. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects [J]. *Gait and posture*, 1998, 8:8-14.
- [7] Osamu Sasaki, Shiro Asawa. Gait initiation in bilateral vestibular loss [J]. *Auris Nasus Larynx*, 2001, 28:295-299.
- [8] Taylor MJD, Dabnichki P, Strike SC. A three-dimensional biomechanical comparison between turn strategies during the stance phase of walking [J]. *Human movement science*, 2001, 24:558-573.
- [9] Scott CW, Stephen U, James E, et al. A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures [J]. *Gait and Posture*, 1999, 10:255-263.
- [10] 戴尅戎, 汤荣光. 平地常速行走时的步态观察 [J]. *中国生物医学工程学报*, 1982, 1(1):16-20.
- [11] 王岚, 王婷, 王劲松, 等. 人体步态规律测量分析与研究 [J]. *哈尔滨工程大学学报*, 2008, 29(6):589-593.
- [12] Nissan M, Whittle MW. Initiation of gait in normal subjects: a preliminary study [J]. *Journal of Biomedical Engineering*. 1990, 12:165-171.
- [13] 刘德俊, 郗鸣阳, 沈力行. 正常青年人行走步态的实验研究 [J]. *上海理工大学学报*, 2008, 30(1):67-70.
- [14] 王桂茂, 严隽陶. 应用三维运动解析技术定量观测步态变化 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2007, 11(35):7081-7083.
- [15] Lenhoff MW, Santner TJ, Otis JC, et al. Bootstrap simultaneous prediction and confidence intervals for gait data [J]. *Gait and posture*, 1996, 4:167-208.
- [16] Denis B, Sheng ML. Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance [J]. *Gait and posture*, 1999, 10:121-128.
- [17] Jian Y, Winter DA, Ishac MG, et al. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait [J]. *Gait Posture*, 1993, 1:9-22.
- [18] Steve CM, Hansen AH, Dudley S, et al. Roll-over shapes of the able-bodied knee-ankle-foot system during gait initiation, steady-state walking, and gait termination [J]. *Gait and posture*, 2008, 27:316-322.
- [19] Delval A, Krystkowiak P, Blatt JL. A biomechanical study of gait initiation in Huntington's disease [J]. *Gait and posture*, 2007, 25:279-288.