

步行动作的生物力学原理及其步态分析

钱竞光, 宋雅伟, 叶强, 李勇强, 唐潇

(南京体育学院运动人体科学系, 江苏 南京 210014)

摘要: 步行是人类运动基本的方式, 加强对步行动作的研究, 有利于我们对人体运动规律的了解, 有利于对人体运动障碍疾病的治疗和康复。在国内外相关研究成果的基础上, 总结归纳出步行动作的一般生物力学原理和步态分析的一般方法, 为进一步的步态研究奠定基础。

关键词: 步态; 生物力学; 参数; 研究方法

中图分类号: G 804.66 **文献标识码:** A **文章编号:** 1671-5950(2006)04-0001-07

The Biomechanics Principle of Walking and Analysis on Gaits

QING Jing-guang, SONG Ya-wei, YE Qiang, LI Yong-qiang, TANG Xiao

(The Human Sports Science Dept. of Nanjing Institute of PE, Nanjing, 210014, Jiangsu, China)

Abstract: Walking is one of the basic movements of human. With the research on gaits, it is useful for us to understand the feature of moving sports, so that is helpful for treating and getting well the disease of dyskinesia. This paper sums up the biomechanics principle of walking and the general method for research on gaits on the basis of reviewing the state-of-the-art of studies on the walking in the world, which provides the base for the further studying on gaits.

Key words: gaits; biomechanics; parameters; research method on gaits

1 步行动作的一般生物力学原理

步态是人类步行的行为特征。步行是人类生存的基础, 是人类与其它动物区别的关键特征之一。正常步行并不需要思考, 然而步行的控制十分复杂, 包括中枢命令、身体平衡和协调控制, 涉及足、踝、膝、髋、躯干、颈、肩、臀的肌肉和关节协同运动。任何环节的失调都可能影响步态。

步行是全身肌肉参与, 包括人体重心移位, 骨盆倾斜旋转、髋、膝、踝关节伸屈及内外旋展等, 使人体位移的一种复杂的随意运动。行走过程中, 从一侧脚跟着地开始到该脚跟再次着地构成1个步态周期。对指定的下肢而言, 1个步态周期的活动可分为支撑时相和摆动时相。支撑时相又分为脚跟着地、趾着地、支撑中期、脚跟离地、蹬离期和趾离地诸动作阶段。摆动时相分为加速期、摆动期和减速期。常速行走时, 支撑时相约占整

个步态周期的60%—65%, 因此, 当一侧下肢进入支撑时相时, 另一侧下肢尚未离地, 两下肢同时负重称为双肢负重期。双肢负重期约占全周期的28.8%, 占支撑时相的44.8%, 支撑时相的其它时间为单肢负重期。随着年龄的增长, 单、双支撑时相占步态周期的比例也随之增加。不同性别和身高的人, 其支撑时相和摆动时相所占的比例无明显差异。

2 步态的生物力学参数

步行是人体通过和地面的相互作用, 在一定的空间里, 经历一定时间的机械运动。其运动规律可以通过生物力学的运动学和动力学参数加以描述。

2.1 步行的时间参数

步行是周期性的动作, 在1个动作周期中, 根据腿部动作的特征, 可以分为支撑阶段和摆动阶段。

2.1.1 步行周期及其术语

收稿日期: 2006-09-12; 修回日期: 2006-11-11

第一作者简介: 钱竞光(1955-)男, 江苏泰兴人, 硕士, 南京体育学院教授, 硕士生导师, 研究方向运动生物力学。

从一侧足跟着地,到此侧足跟再次着地,为1个步行周期或称为1复步,其间每一足都经历1个与地面接触的支撑期及离地挪动的摆动期(图1)。支撑期包括5个环节,依次为足跟着地,足掌着地,支撑中期,足跟离地,足趾离地。摆动期则包括2个环节,即经加速期至摆动中期,此时下肢处于垂直位,再经减速期终止于足跟着地。步行周期中两足的支撑期长于摆动期,自一侧足跟着地至对侧足趾离地,约有15%的时间两足都处于支撑期,称为双侧支撑期。双侧支撑期的存在为步行的特征,此期消失,出现双足离地为跑步的特征。

2.1.2 支撑阶段

支撑阶段由5个环节组成(图2),其1为初始着地期,从足跟着地到足掌着地前。其2为支撑反应期,从足掌着地到重心移至支撑脚中心前,足(脚)底平行。其3为中点支撑期,从中点支撑到足跟离地前。其4为支撑后期,从足跟离地到足趾离地前。其5为摆动前期(推离期),指足离地阶段。

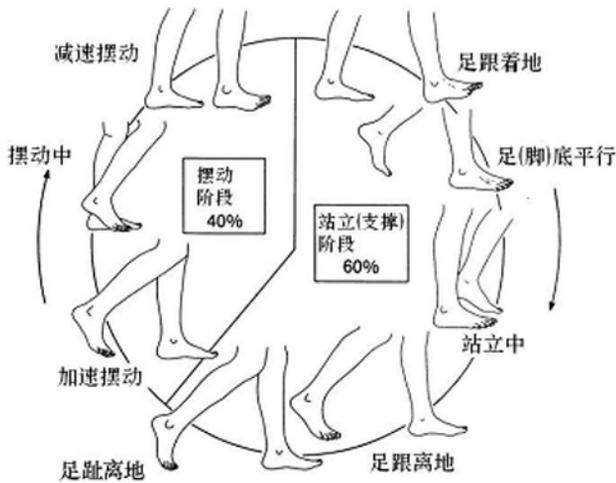


图1 步行的周期

2.1.3 摆动阶段

摆动阶段由2个环节组成(图2),其1为摆动早期,腿加速摆动阶段。这个阶段从足趾离地开始到摆动

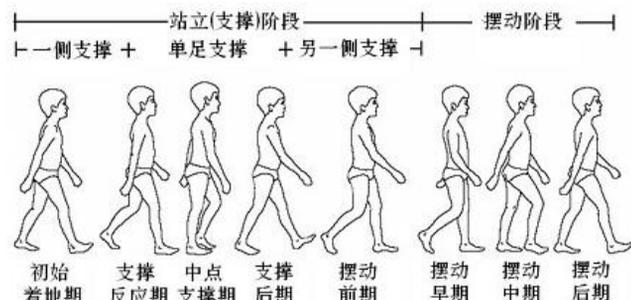


图2 步行的阶段划分

中期,即腿摆动通过支撑腿(平足摆动)时结束。其2为摆动后期,腿减速摆动阶段(足下落),这个阶段从摆动中期开始到足跟着地结束。

步态是指人体步行时的姿态,人体通过髋、膝、踝、足趾的一系列连续活动,使身体沿着一定方向移动的过程。正常步态具有稳定性、周期性和节律性、方向性、协调性以及个体差异性,然而,当人们存在疾病时,以上的步态特征将有明显的变化^[1]。

2.2 步行的空间参数

行走时左右足跟(或趾尖)间的纵间距离称为步长,而同侧足跟(或趾尖)两次着地间的距离称为步周长或周期跨距。步长与身高显著相关,身高相同的男、女性,其步长无显著性差异,且步长随着年龄的增大而下降

2.2.1 步长

是指同侧足跟或足尖到迈步后足跟或足尖之间的距离(图3),其值为跨步长的两倍,正常大约150—160cm;跨步长为一侧足跟到对侧足跟之间的距离,正常大约75—83cm;

2.2.2 步宽

是指人们在行走时,两侧足内侧弓之间的距离(图3),正常大约5—10cm,

2.2.3 步频或步速

是指行走时每m in迈出的步数,正常一般在95—125步/m in。步长与步频

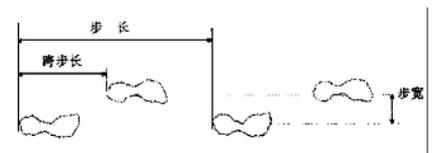


图3 步的周期跨距

及身高等因素有关,一般男性为每一复步150—160cm,步宽约 8 ± 3.5 cm,足角约 $6^\circ - 7^\circ$ 。身体质心上下起伏的幅度约为44cm。

2.3 步行的时-空参数

髋、膝、踝关节在行走中的角度变化主要以步态周期中的角度-时间关系曲线为标征,单一的角度数值变化意义不大^[2]。通过对研究对象各关节在不同平面上活动的角度-时间关系曲线与正常人,或左右脚之间,或治疗前与治疗后不同时期的角度-时间关系曲线的比较,可以反映研究对象各关节的功能情况和治疗效果。角度-角度曲线可以形象地表现行走中两个关节间的协调关系,当神经、肌肉功能异常时,角度-角度曲线也出现异常,表明两侧下肢的协调性差。

步行时,最显著的运动是髌、膝、踝关节的屈伸运动。正常步行时,这些关节的屈伸发生时机及幅度。步行中身体的重心沿一复杂的螺旋形曲线向前运动,在矢状面及水平面上的投影各呈一正弦曲线,其幅度分别为3cm及2cm,向前运动也有交替的加速与减速。为了减少重心上、下及侧向移动,以使运动更为平稳并降低能耗,骨盆也配合步行周期而做左右旋转、左右倾斜及侧向移动。最大前旋见于同侧足跟着地时,最大后旋见于同侧支撑中期,幅度各约8°。向左右倾斜见于右足及左足的摆动中期,幅度约为5度,最大左右移动见于同侧支撑中期,幅度约为4.5cm,骨盆向前旋转时,同侧股骨及胫骨也分别内旋8°—9°,使足跟着地时下肢内旋25°左右,在支撑期结束时恢复外旋。步行周期中上肢作下肢相反方向的摆动。

步行周期中多组肌肉的协调收缩,起到平衡身体、加速、减速及吸收震动的作用。利用多导联肌电图可以观察各组肌肉的工作,分析其收缩时机及强度。正常的常速步行时,肌肉做功不多,在很大程度上利用重心的惯性前移及反复的失平衡过程向前推进。平地常速步行时的能耗约为0.33kJ/(min·kg),步速增加及步态改变时能耗增加^[2]。

2.4 步行的运动学特征

2.4.1 人体重心

人体重心位于第二骶骨前缘,两髌关节中央。直线运动时该中心是身体上下和左右摆动度最小的部位。身体重心摆动包括:

(1) 骨盆前后倾斜,摆动侧的髌关节前向速度高于支撑侧,造成骨盆前倾。

(2) 骨盆左右倾斜,摆动侧骨盆平面低于支撑侧。

(3) 骨盆侧移,支撑相骨盆向支撑腿的方向侧移。

(4) 纵向摆动重力中心在单支撑相时最高,双支撑相时最低。上下摆动8—10cm。

(5) 膝关节支撑相早期屈曲,支撑侧膝关节屈曲约15°。

(6) 体重转移,支撑相早期在蹠屈肌的作用下体重由足跟转移到全足。

(7) 膝关节支撑相晚期屈曲,支撑侧膝关节屈曲30°—40°。

(8) 步行时减少重心摆动是降低能耗的关键。

2.4.2 廓清机制

廓清指步行摆动相下肢适当离开地面,以保证肢体向前行进,包括摆动相早期—中期髌关节屈曲,摆动相早期膝关节屈曲,摆动相中—后期踝关节背屈。骨盆稳定性参与廓清机制。支撑相的影响包括:支撑中期踝跖屈控制(防止胫骨过分前向行进),中期至末期膝关节伸展和末期足跟抬起(踝跖屈)。

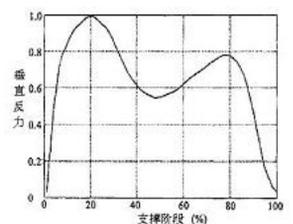
2.5 步行的动力学特征

人体行走时身体重力和惯性力全部由着地足承受,在1个站立相即将结束以及下1个站立相将来到时,着地足所受的垂直约束力最大,除了身体重力外还包括向下的惯性力,表明此时身体有向上的加速度,以使另1只脚能抬起作摆动。在即将进入摆动相时,踝关节向后蹬力逐渐增大,考虑到摆动相时踝关节仅受很小的惯性力,故可认为后蹬力促使了摆动,而足离地后腿的摆动完全由惯性实现。由于摆动腿的关节受力很小,所以地面对足的反作用力主要用于产生身体和着地足的加速度,实现人体向前移动,但这些水平方向的约束力时而为正、时而为负的特性表明:人体行走实际上是一连串的失去平衡和恢复平衡过程,1条腿支撑,1条腿摆动,失去平衡后紧接着恢复平衡,如此循环往复,使得人体的大部分肌肉在步行中呈放松状态。

2.5.1 足—地接触力

足—地接触力通常可按垂直、前后和左右方向做三维记录。临床应用时,主要观察力—时间曲线的特征,即谷峰值、谷值的出现时间和幅度的变化。行走时足—地接触力在垂直方向上的分力最大,在每个步态周期转折点出现极值,足跟着地时有一极大值,随足部逐渐放平,受力面积逐渐增大,受力减小,足部完全放平时受力达最小,至足跟离地,足趾登地时出现另一极大值,即在整個步态周期中,垂直方向受力曲线具有典型的对称双峰性质。正常人足—地接触力在水平、前后方向受力较小,且基本对称。研究认为不同年龄人体的足—地接触力无显著性差异^[2]。

(1) 垂直重力。垂直重力呈双峰型(图4),即首次触地时身体GRF超过体重,表现为第一次高峰;在身体重心越过重力线时,体重向对侧下肢转移,至对侧下肢首次触地并进入承重期时GRF降低到最低点;然后由



于蹬离的反作用力,GRF增加,一般与承重期的应力相似;在足离地时压力降低到零,进入摆动相。在下肢承重能力降低时,可以通过减慢步行速度,以减轻关节承重,此时GRF的双高峰曲线消失,表现为与体重一致的单峰波形。

(2)剪力。垂直剪力在首次触地时向前,越过重心线时剪力向后。表现为前后反向的尖峰图形。左右(内外)剪力形态相似,但是幅度较小。

(3)力矩。力矩是机体外力与内力作用的综合,是动力学与运动学的结合,受肌肉力量、关节稳定性和运动方向的影响。

2.5.2 踝关节力

Bresler和Frankel于1950年曾估算踝关节力超过2倍体重。Seireg等在1975年采用数学模型方法,测定踝关节反作用力为5.2倍体重。Stauffer等在1977年测算的踝关节反作用力约为5倍体重。Walker于1977年估算踝关节力在3.59-6倍体重之间。汤荣光等人对单肢负重期踝关节力进行了测定,测得在单肢负重期踝关节力出现最大值,约4.67倍体重。因此,可以确定人体踝关节力约为5倍体重。比较男、女性踝关节力,经检验无显著性差异。

2.5.3 身体重心的加速度

行走时人体重心不仅在运动方向,而且在垂直方向上不断改变着位置和速度,其中,身体重心在垂直方向的速度变化与各关节及其活动肌的力学状况有密切关系。例如,分析一侧膝关节在行走期间的关节内力时,需要分析膝关节以上身体各部分重心的位置和加速度变化,有关的参数值是进行下肢膝关节受力分析时必不可少的基础数据^[6]。

3 步态分析

步态分析是用运动生物力学的概念、处理手段和已经掌握的人体解剖、生理学知识对人体行走的功能状态进行分析的一种生物力学研究方法。随着科学技术的发展,由先进的传感器、高速摄像机、微型计算机等组成的综合步态分析系统,使步态分析方法得以在康复医学研究中越来越深入的开展,该系统可不受外界干扰,同时提供行走时人体的重心的空间位移、速度、加速度、地面支反力、肌肉及关节活动情况、关节内力及力矩的变化等多种人体运动的信息,1个人的步态将会像体温、血压那样,从1个侧面反映出人体的健

康状况和病态特征。

3.1 影响步态的6大因素

3.1.1 髋部旋转

正常步行过程中,髋部左右两个髋关节连线相对于人体纵轴有1个前后自然转动过程,通过脚跟着地时髋部前旋,脚趾离地时髋部后旋,来增加腿的长度,这种运动能够有效加大步幅。

3.1.2 髋部侧面下降

在步态周期中,一侧髋关节也有1个上下起伏的过程,在脚趾离地和脚跟着地时,摆动腿一侧骨盆下降,可以效增加腿的长度,而在摆动过程中髋关节稍提起,形成骨盆绕矢状轴的转动,这种运动,有利于保持人态分析是用运动生物力学的概念、处理手段和已经掌握的人体解剖、生理学知识对人体行走的功能状态进行分析的一种生物力学研究方法。随着科学技术的发展,由先进的传感器、高速摄像机、微型计算机等组成的综合步态分析系统,使步态分析方法得以在康复医学研究中越来越深入的开展,该系统可不受外界干扰,同时提供行走时人体的重心的空间位移、速度、加速度、地面支反力、肌肉及关节活动情况、关节内力及力矩的变化等多种人体运动的信息,1个人的步态将会像体温、血压那样,重心在1个相对水平的位置上运动。

3.1.3 支撑阶段的膝关节弯曲

膝关节在步行支撑阶段有屈伸运动,在脚跟着地和脚趾离地时膝关节处于伸直状态,而在单腿支撑阶段膝关节轻微弯曲,这有利于蹬伸阶段大腿肌群的用力,又可以降低重心波动。

3.1.4 踝关节的滚动运动

在支撑阶段踝关节绕额状轴产生转动动作,从脚跟着地时脚背屈,到脚趾离地时脚跖屈,这种活动,用来增加腿长,并有利于缓冲着地时的阻力,增加离地时蹬地力量。

3.1.5 下肢在平面中的转动

小腿在步行周期中有绕其纵轴的转动动作。由于有半月板的特殊结构,膝关节在伸直最后 10° — 20° 时,外侧半月板,向后滑动,内侧不动,造成胫骨绕其纵轴外旋 4° — 15° 。因而,在脚趾离地时膝关节蹬伸,小腿旋外,并伴有脚的外展,而到脚跟着地时小腿旋内、脚内收,再到脚趾离地时的旋外,形成下肢在平面

中的转动。下肢通过旋外伸长,旋内缩短。

3.1.6 膝内收

为了在步行中获得正常的步宽,膝关节要有内收动作。膝关节在解剖上的外翻,允许步行有 1 个狭窄的宽度。如果没有膝内收动作,很容易造成宽幅步态,甚至造成身体重心的 S 形行进。

以上 6 个人体步行过程的运动学参数,已经成为国际步态研究领域进行步态分析时比较公认的 6 大因素^[24]。

3.2 步态的运动学分析

3.2.1 定义

运动学是研究步行时肢体运动时间和空间变化规律的科学方法,主要包括:步行整体时间与空间测定和肢体节段性运动方向测定,主要围绕影响步态的 6 大因素的测量,来进行运动学分析。

3.2.2 时间 / 空间参数测定

(1)足印法:是步态分析最早期和简易的方法之一。在足底涂上墨汁,在步行通道(一般为 4—6 m)铺上白纸。受试者走过白纸,留下足迹,便可以测量距离。也可以在黑色通道上均匀撒上白色粉末,让患者赤足通过通道,留下足迹,即可测得步长,步宽等数据。

(2)摄像分析:在 4—8 米的步行通道的周围设置 2—6 台摄像机,同时记录受试者步行图象,并采用同步慢放的方式,将受试者的动作分解观察和分析。还可以根据摄像机拍摄速度,获得相关时间数据,从而计算出步行过程的参数包括:步长:指一足着地至对侧足着地的平均距离。国内也有称之为步幅。步长时间:指一足着地至对侧足着地的平均时间。步幅:指一足着地至同一足再次着地的距离,也有称为跨步长。步行周期:指平均步幅时间,相当于支撑相与摆动相之和。步频:指平均步数(步/min),步频=60(s)÷步长平均时间(s)。由于步长时间两足不同,所以一般取其均值。有人按左右步长单独计算步频,以表示两侧步长的差异。步速:指步行的平均速度(m/s),步速=步幅÷步行周期。步宽:也称之为支撑基础,指两脚跟中心点或重力点之间的水平距离,也有采用两足内侧缘或外侧缘之间的最短水平距离。左右足分别计算。足偏角:指足中心线与同侧步行直线之间的夹角。左右足分别计算。

(3)三维数字化分析:通过 2—6 台检测仪(数字

化检测仪或特殊摄像机)连续获取受试者步行时关节标记物的信号(图 5),通过计算机转换为数字信号,分析受试者的三维运动特征。同一标记物被两台以上的检测仪同时获取

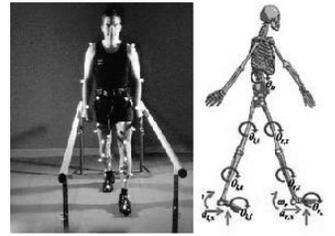


图 5 步态的三维数字化分析^[10]

时,即可进行三维图象重建和分析。输出结果包括:数字化重建的三维步态、各关节三维角度变化、速率和时相。影响步态的 6 大因素中,有关骨盆的转动,下肢在平面中的转动等参数,都必须通过三维数字化分析方法才能得到。关节标记物一般置放于需要观察的关节或按有关计算方法安放。

(4)关节角度计分析:采用特制的关节角度计固定于被测关节,记录关节活动的角度改变(图 6),转换为数字信号并用计算机重建步态。优点是操作简便,特别是上肢检查十分方便;缺点是难以正确记录旋转和倾斜活动^[23,25]。

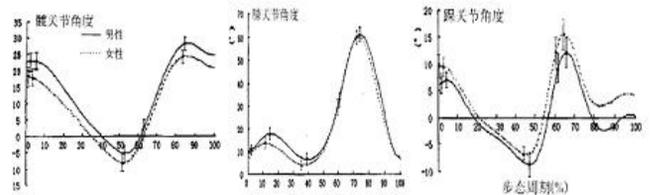


图 6 髋、膝、踝关节角度的运动学参数统计

3.3 步态的动力学分析

3.3.1 定义

动力学分析是对步行时作用力、反作用力强度、方向和时间研究方法。牛顿定律、多系统动力学原理是动力学分析的理论基础。

3.3.2 测定方法

(1)测力平台:步行时人体 GRF 可以通过测力平台记录,以分析力的强度、方向和时间。测力平台一般平行设置在步行通道的中间,可以平行或前后放置,关键是保证连续记录 1 个步行周期的压力。测力平台测定身体运动时的垂直力 Fx 和横向力 Fy(图 7、图 8)。垂

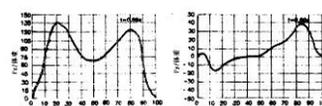


图 7 正常步态 Fx,Fy 随时间变化曲线图

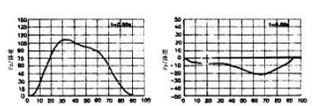


图 8 偏瘫步态 Fx,Fy 随时间变化曲线图

直力是体重施加给测力平台的垂直应力,而横向力是肢体行进时产生的前后/左右方向的力。与运动学参数结合可以分析内力,即肌肉、肌腱、韧带和关节所产生的控制外力的动力,一般以力矩表示。

(2)足底压力分布测力板:采用特制超薄的压力分布测力板,或者鞋垫式测力垫直接插入到受试者鞋内,测定站立或步行时足底受力分布及重心移动的静态或动态变化情况(图9),根据测试结果可以对受试者步态进行分析,还可以协助设计合适的矫形鞋。

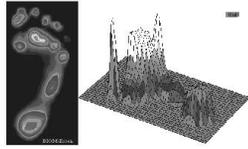


图9 足底压力分布图^[11]

3.4 计算机模拟

建立动力学方程,进行动力学计算。建立人体步行的多系统动力学方程,把从影像解析获得的有关步行的运动学参数和人体惯性参数代入动力学方程组,即可计算出人体步行过程中,各个关节的力和力矩。把力和力矩代入动力学方程组,通过积分可以获得速度、位移等数据,根据这些数据可以确定人体的位置和姿势,实现对人体步行过程的计算机模拟。

4 正常步态

步行的基本功能从某一地方安全、有效地移动到另一地方。步行是涉及全身众多关节和肌群的一种周期性运动。正常步行是高度自动化的协调、对称、匀称、稳定的运动,也是高度节约能耗的运动。

4.1 正常步态特征

通常采用目测方法,就能够判断考察对象步态是否异常。正常步态应该体现出如下特征:

- (1)合理的步长、步宽、步频。
- (2)上身姿势稳定。
- (3)最佳能量消耗或最省力的步行姿态。

从运动生物力学的观点来考察步行运动,其正常步态应该具备出如下生物力学特征:

- (1)具备控制肢体前向运动的肌力或机械能。

(2)可以在足触地时有效地吸收机械能,以减小撞击,并控制身体的前向进程。

(3)支撑相有合理的肌力及髌膝踝角度,以及充分的支撑面。

(4)摆动相有足够的推进力、充分的下肢地面廓清和合理的足触地姿势控制。

4.2 正常步态各时相参与工作的肌群及生物力学机理

正常步行过程可以分为支撑时相和摆动时相,每个时相又可以分为早期、中期和末期。各个时期,参与工作的肌肉,及其肌肉工作的性质都不尽相同,表现出来的生物力学特征和机理也有很大的差异。这方面的研究,是步态分析要点,特别是在临床诊断、手术方案的确定,疗效的评价等方面,都有重要的应用意义。

4.2.1 支撑相

下肢接触地面和承受重力的时相,占步行周期的60%,包括:

(1)早期:包括首次触地和承重反应,正常步速时占步行周期的10%—12%。首次触地,指足跟接触地面的瞬间,使下肢前向运动减速,落实足在支撑相的位置的动作。参与的肌肉包括胫前肌、臀大肌、腓绳肌。首次触地异常是造成支撑相异常的最常见原因之一。承重反应:指首次触地之后重心由足跟向全足转移的过程。骨盆运动在此期间趋向稳定,参与的肌肉包括股四头肌、臀中肌、腓肠肌。双支撑相:支撑足首次触地及承重反应期相当于对侧足的减重反应和足离地,由于此时双足均在地面,又称之为双支撑相。双支撑相是步行周期中最稳定的时期。双支撑相的时间与步行速度成反比。双支撑相时间延长,使步行速度越慢,步行越稳定;而双支撑相时间缩短,使步行速度加快,但步行越不稳定,到跑步时双支撑相消失,表现为双足腾空。患者步行障碍时往往首先出现的异常就是双支撑相时间延长,步行速度减慢,以增加步行的稳定性。地面反作用力(GRF):首次触地时的GRF一般相当于体重和加速度的综合,正常步速时为体重的120%—140%。步速越快,GRF越高。下肢承重能力降低时可以通过减慢步速,减少肢体首次触地负荷。缓慢步态的GRF等于体重。患者在下肢承重能力减退时往往通过减慢步行速度以减轻下肢承重负荷。

(2)中期:支撑足全部着地,对侧足处于摆动相,是唯一单足支撑全部重力的时相,正常步速时大约为步行周期的38%—40%。主要功能是保持膝关节稳定,控制胫骨前向惯性运动,为下肢向前推进做准备。参与的肌肉主要为腓肠肌和比目鱼肌。下肢承重力小于体重或身体不稳定时此期缩短,以将重心迅速转移到另一足,保持身体平衡。

(3)末期:指下肢主动加速蹬离的阶段。开始于足跟抬起,结束于足离地约为步行周期的10%—12%。此阶

段身体重心向对侧下肢转移,又称为摆动前期。在缓慢步行时可以没有蹬离,而只是足趾离开地面,称之为足趾离地。踝关节保持蹠屈,髌关节主动屈曲,参与的肌肉为腓肠肌和比目鱼肌(等长收缩)、股四头肌和髂腰肌(向心性收缩)^[7-9]。

4.2.2 摆动相

下肢在空中向前摆动的时相,占步行周期的40%,包括:

(1)早期:主要的动作为足廓清地面和屈髌带动屈膝,加速肢体前向摆动,占步行周期的13%—15%。参与的肌肉为胫前肌、髂腰肌、股四头肌。如果廓清地面障碍(如足下垂),或加速障碍(髂腰肌和股四头肌肌力不足),将影响下肢前向摆动,导致步态异常。

(2)中期:足廓清仍然是主要任务,占步行周期的10%。参与的肌肉主要为胫前肌,保持踝关节背屈。

(3)末期:主要任务是下肢前向运动减速,准备足着地的姿势,占步行周期的15%。参与的肌肉包括腓绳肌、臀大肌、胫前肌和股四头肌。

步行周期和时相与步行速度关系密切,在分析时必须加以考虑。

5 异常步态

人体由于遗传、疾病、意外伤害等诸多因素,都有可能造成步行障碍,使步行周期中某环节发生改变,导致步态改变,出现错误步态。严重改变还会导致病理步态,甚至丧失步行能力。

5.1 支撑相障碍

下肢支撑相的活动属于闭链运动,足、踝、膝、髌、骨盆、躯干、上肢、颈、头均参与步行姿势。闭链系统的任何改变都将引起整个运动链的改变,远端承重轴(踝关节)对整体姿态的影响最大。

(1)支撑面异常,足内翻、足外翻、单纯踝内翻和踝内翻伴足内翻、单纯踝外翻和踝外翻伴足外翻、足趾屈曲、拇趾背伸。

(2)肢体不稳。由于肌力障碍或关节畸形导致支撑相踝过分背屈、膝关节屈曲或过伸、膝内翻或外翻、髌关节内收或屈曲,致使肢体不稳。

(3)躯干不稳,一般为髌、膝、踝关节异常导致的代偿性改变。

5.2 摆动相障碍

摆动相属于开链运动,各关节可以有相对孤立的

姿势改变,但是往往引起对侧支撑相下肢姿态发生代偿性改变(近端轴髌关节)的影响最大。

(1)肢体廓清障碍、垂足、膝僵硬、髌关节屈曲受限、髌关节内收受限。

(2)肢体行进障碍、膝僵硬、髌关节屈曲受限或对侧髌关节后伸受限、髌关节内收。

5.3 下肢骨折后可能出现的错误步态及原因

步行是下肢骨折后必须恢复的一种最自然的活动。在骨折后的恢复期,无论是患者本人,还是医生都急于恢复到骨折前步行自如的常人状态。可是,此期患者的患肢肌力不足、健患失衡,步行乏力,可能导致出现一些错误步态,影响一生。最常见的错误步态有以下4种^[1]。

5.3.1 急促步态

步行时患者迅速把体重从患肢移至健肢,以至两腿支撑时间不等,其原因是缺乏信心或患肢支撑不足。

5.3.2 倾斜步态

步行时患肢僵硬,髌关节没有充分伸展,不敢让健肢落在患肢的前面。

5.3.3 回旋步态

步行时患肢外旋,身体亦稍向外侧倾斜。

5.3.4 硬膝步态

步行时膝关节僵直,消失了一伸一屈的节奏。

造成上述错误步态的主要原因是:

(1)关节僵硬、肌肉挛缩使肌肉群的平衡性遭到破坏;

(2)臀肌、股四头肌和腓肠肌的软弱无力使患肢支撑力不足。

因此,骨折后早期的功能锻炼要根据各自骨折的不同特点,注意加强臀肌、股四头肌和腓肠肌的功能锻炼,为日后的步行提前做好准备。

临床上不同的疾病会造成不同的步态异常现象,有些疾病还会出现典型的步态,比如小儿麻痹症的跛足步态,脑卒中病人的划圈步态,帕金森综合症的小碎步步态。加强对典型步态的研究,有利于相关疾病的诊断、治疗和康复。

随着现代电子技术、测量技术,尤其是计算机技术的迅速发展,智能化的步态分析系统使定量、客观评价不同状态下人体行走功能的研究领域大大拓展,使有些复杂的功能性问题的研究也成为(下转第39页)

表 2 各专业不同性别大学生成就动机 t 检验结果

维度	人体男生			人体女生			T	体男生			体女生			运男生			运女生			t	
	\bar{X}	S	N	\bar{X}	s	N		\bar{X}	S	n	\bar{x}	s	N	\bar{X}	s	n	\bar{x}	s	n		
MS	43.20	8.91	20	42.73	8.38	15	0.187	44.33	5.88	20	36.6	3.54	15	4.527*	40.87	3.58	20	30.73	5.99	15	6.834*
Mf	26.80	8.18		27.53	5.18		-0.339	27.20	6.01		28.93	7.27		-0.983	35.73	8.29		29.67	5.02		2.283*

表 3 不同性别大学生的成就动机 t 检验统计表 (整体)

维度	男生			女生			t
	\bar{X}	S	N	\bar{X}	S	n	
Ms	42.8	6.52	60	39.69	7.89	45	4.790*
Mf	29.91	8.49		28.71	5.85		0.882

的均值高于女生,而女生避免失败的均值高于男生,表明女生的成就动机要低于男生。

分析原因可能是在社会转型的今天,女性享有较为宽松的社会心理环境,扩大了其活动领域和空间,也推动了她们对事业成功的追求。但是,女大学生仍然受到社会偏见的影响,尤其在求职过程中饱受性别歧视。女性一旦事业获得成功,则被冠以“女强人”称号,还可能被视为缺少“女人味”,这在某种程度上抑制了女性对事业成功的追求,造成其成就动机一般低于男性。如在娱乐活动中男性倾向于选择动脑筋、能显示能力的项目,女性更多倾向于参加碰运气和比较轻松的游戏项目^[4]。传统习俗对女性社会角色的定位对其成就动机也有很大消极影响,如“男主外,女主内”、“相夫教子”和“贤妻良母”等,都是束缚女性参与社会活动的传统观念,现今有相当数量的女性,包括一些女大学生,仍然接受了这些旧观念,愿意做贤妻良母,去获得社会认同或赞许,而不是去追求事业的发展 and 成功。

4 结论与建议

4.1 结论

(1) 南京体育学院大学生追求成功的倾向较明显,其成就动机水平在专业上存在差异,主要表现为各

专业女生之间存在显著差异。

(2) 各专业大学生成就动机水平从高到低依次为运动人体科学专业、体育教育专业和运动训练专业。

(3) 3 个专业学生成就动机存在显著的性别差异,男生的成就动机显著高于女生。

4.2 建议

(1) 大学生高水平的成就动机是在一定环境影响下形成的,学校倡导良好的学风尤为重要,学校教育管理部门应重视对学生成就动机的激发和培养。

(2) 大学生成就动机的培养应注重因材施教,区别对待,努力探索针对不同专业学生的成就动机教育途径和方法,这不仅关系到大学生人格的健全发展,而且对推进素质教育将起到有力的促进作用。

(3) 提高教师培养学生成就动机的责任心,教师的教育态度对激发学生的成就动机起着很大作用,只有运用成功的教育方法,才能培养学生的成就动机。

(4) 学校尤其应重视对女大学生进行有针对性的成就动机教育,有效提高其抱负水平。

参考文献:

[1] 李安民, 姒刚彦, 张春华. 师范教育与体育教育大学生成就动机的比较研究[J]. 武汉体育学院学报, 1997(1): 54.

[2] 孙熠明. 动机心理学[M]. 南京: 南京大学出版社, 1993: 215, 234.

[3] 梁丽萍. 大学生成就成绩行为的比较研究[J]. 心理科学, 1998, (4).

[4] 郭亨杰, 宋月丽, 等. 心理学教程[M]. 南京: 南京师范大学出版社, 1995: 7.

[5] 时蓉华. 现代社会心理学[M]. 上海: 华东师范大学出版社, 1988.

[6] 唐正荣. 步态分析的方法[J]. 国外医学物理医学与康复手册, 1996(1): 10—11.

[7] 李建设, 王立平. 足底压力测量技术在生物力学研究中的应用与进展[J]. 北京体育大学学报, 2005(2): 191—193.

[8] 吴剑, 李建设. 步态生物力学研究进展[J]. 中国体育科技, 2002, (1): 16—17.

[9] 赵芳, 周兴龙. 老年人站立及行走稳定性的生物力学研究[J]. 北京体育大学学报, 2003(2): 188—191.

[10] 耿春亚, 马军. 关于正常青年人步态垂直方向力的检测与统计分析[J]. 航天医学与医学工程, 2003(5): 364—367.

[11] 吴剑, 李建设. 人体行走时步态的生物力学研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2002(3): 305—307.

[12] 伍颢, 陆爱云, 庞军. 健康老年人常速行走的步态分析[J]. 上海体育学院学报, 2000(2): 52—55.

(上接第 7 页)

可能。步态分析对人体运动系统和神经系统疾病的病因分析和诊断, 手术和康复训练疗效的评定, 骨关节假体和义肢设计, 截瘫病人的行走功能重建等均有重要意义, 已成为基础和临床研究中不可缺少的手段之一。

参考文献:

[1] 南登崑, 郭正成. 康复医学[M]. 西安: 世界图书出版公司, 2004: 149—167.

[2] 勐建安, 孟殿怀. 步态分析的临床应用[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2006(7): 500—503.