

文章编号:1004-7220(2018)01-0042-06

# 楼梯行走足底压力与表面肌电参数研究

张峻霞, 蔡运红, 窦树斐

(天津科技大学 机械工程学院, 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222)

**摘要:**目的 探究上下楼梯时的足底压力和表面肌电参数,为动力式助行器足部结构设计、动力元件选型和安装位置分布提供理论支撑。**方法** 招募10名健康男性青年进行楼梯行走,利用运动捕捉系统、足底压力系统和表面肌电系统采集足底压力的峰值压强、压力中心轨迹(COP轨迹)和各块下肢肌肉的肌电参数。**结果** 与平地行走相比,楼梯行走时站立相时间占整个步态周期的百分比增大;上楼时前足部分峰值压强增大,下楼时足趾区域的峰值压强减小;楼梯行走时,股直肌、股二头肌、内外侧腓肠肌对人体稳定性起主要作用。**结论** 在设计动力式助行器足部结构时应充分考虑足底压力的分布情况,选择动力式助行器动力元件的安装位置和型号时应考虑主要肌肉的作用。

**关键词:**上楼;下楼;步态分析;足底压力;表面肌电

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI:10.16156/j.1004-7220.2018.01.008

## Plantar Pressure and Surface EMG Parameters During Stair Walking

ZHANG Junxia, CAI Yunhong, DOU Shufei

(Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

**Abstract: Objective** To explore the plantar pressure and surface electromyography (sEMG) parameters during human stair walking, so as to provide theoretical support for foot structure design of dynamic walker, selection of power element and distribution of installation location. **Methods** Ten healthy young males were recruited to perform stair walking trials, respectively. The motion capture system, plantar pressure system and surface myoelectricity acquisition system were used to collect plantar peak pressure, trajectory of COP (center of pressure) and sEMG parameters of lower limb muscles at the same time. **Results** Compared with level walking, the percentage of stance time in the whole gait cycle increased during stair walking. The peak pressure of forefoot area increased during stair ascent, while the peak pressure of toe area decreased during stair descent. During stair walking, rectus femoris, biceps femoris, medialis and lateralis gastrocnemius played a main role in maintaining the stability of human body. **Conclusions** The plantar pressure distribution should be fully considered for foot structure design of dynamic walker and the function of main muscles should be considered for selection of power element and distribution of installation location.

**Key words:** stair ascent; stair descent; gait analysis; plantar pressure; surface electromyography (sEMG)

收稿日期:2017-01-05; 修回日期:2017-03-22

基金项目:高等学校博士学科点专项科研基金项目(20131208110005),天津市自然科学基金项目(14ZCDSY00010,15JCYBJC19300,16JCZDJC35900),国家自然科学基金青年基金项目(51405341)

通信作者:张峻霞,教授,E-mail:zjx@tust.edu.cn

动力式助行器是生物医学工程产品中的一类,它能够模仿正常人行走时的步态,使患者被动行走,从而达到辅助步行的目的<sup>[1]</sup>。目前,动力式助行器主要是针对平地行走而设计,能适时为使用者提供有效支撑,提高使用者的负载能力和运动能力,然而对于楼梯行走装置的开发研究还较少。研究楼梯行走时的足底压力参数可以为动力式助行器足部的结构设计提供参考,表面肌电参数可以指导动力式助行器动力元件的选型和安装位置的分布。

目前针对楼梯行走的研究已有报道。Nadeau等<sup>[2]</sup>通过比较40岁以上健康中老年人上楼时额状面和矢状面上的运动学和动力学参数与平地行走的差异性发现,上楼时的步长缩短,步速减小,所用跨步时间更长,而站立相时间少于平地行走。Riener等<sup>[3]</sup>通过研究不同楼梯倾角下人体上、下楼时的步态特征发现,在下楼时站立相时间随着倾角的增加而减少,而上楼时则相反;楼梯行走的地面反作用力明显大于平地行走。唐刚等<sup>[4]</sup>测试并分析上楼过程中下肢关节的角度变化,结果表明,上楼时膝关节最大屈曲角度为91.4°,髌关节最大屈曲角度为66.7°,踝关节最大背屈角度为22.4°,最大跖屈角度为20.8°,与Protopapadak等<sup>[5]</sup>的研究结果有差异。楼梯的倾斜角度、台阶高度等都会影响步态参数<sup>[6]</sup>,故上述差异性可以得到合理解释。

已有研究主要集中于分析楼梯行走时的时空及运动学参数,而对于足底压力和表面肌电参数的研究较少。研究楼梯行走时足底压力和表面肌电参数,可以更全面地分析楼梯行走的步态特征。因此,本文通过足底压力采集系统和表面肌电遥测系统,并结合Vicon系统采集健康成年人上、下楼梯时的足底压力和表面肌电信号,探讨楼梯行走时的下肢运动机制。

## 1 试验

### 1.1 试验方案

招募10名健康男性青年参与试验,年龄(24 ± 1.65)岁,身高(173 ± 5.77)cm,体重(70.55 ± 7.52)kg。所有受试者均为自愿参加,无上下肢神经及肌肉骨骼病史,在试验前被告知试验的过程及要求。

如图1所示,将足底分为8个区域<sup>[7]</sup>,包括:第1趾(great toe,GT),第2~5趾(lateral toes,LT)、

第1跖骨(medial metatarsal,MM)、第2,3跖骨(central metatarsal,CM),第4,5跖骨(lateral metatarsal,LM)、内侧足弓(medial arch,MA)、外侧足弓(lateral arch,LA)与足跟(heel,HE)。

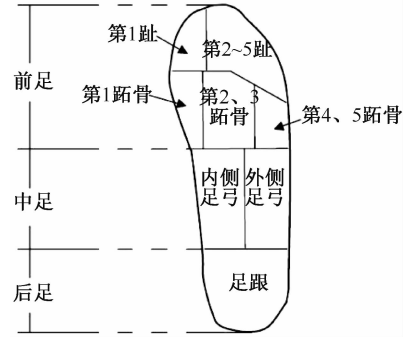


图1 足底8个区域示意图

Fig.1 Schematic diagram of 8 plantar areas

髌、膝和踝关节是人体下肢3个重要的活动关节,每个关节都有自己的驱动来源——骨骼肌。选取当量力臂作为肌肉对关节作用的评定指标<sup>[8]</sup>,通过比较踝、膝、髌3个关节对应肌肉的额状轴力臂和真实力臂的大小,选取对关节运动贡献大的肌肉。最终选取16块左右对称的8种下肢肌肉作为测试对象,分别为:股直肌(rectus femoris,RF)、股外侧肌(vastus lateralis,VL)、股内侧肌(vastus medialis,VM)、股二头肌(biceps femoris,BF)、半腱肌(semi-tendinosus,ST)、胫骨前肌(tibialis anterior,TA)、内侧腓肠肌(medialis gastrocnemius,MG)、外侧腓肠肌(lateralis gastrocnemius,LG)。假定人体左右对称,以左腿为研究对象,并在其肌肉缩写前添加L以示区分。

### 1.2 试验环境与设备

数据采集系统:三维运动捕捉系统(VICON Motion Systems,VICON公司,英国),表面肌电遥测系统(Telemyo2400DTS,Noraxon公司,美国)和足底压力采集系统(Pedar-X,Novel公司,德国)。

楼梯行走实验台:楼梯依据居民建筑中楼梯标准尺寸设计<sup>[9]</sup>,宽度800mm,阶高180mm,阶深280mm,共4阶(见图2)。

### 1.3 试验过程

试验开始前首先对Vicon系统和足底压力采集系统进行调试,让其同步运行。然后采集受试者的基本信息(包括年龄、身高、体重、下肢长等),待受

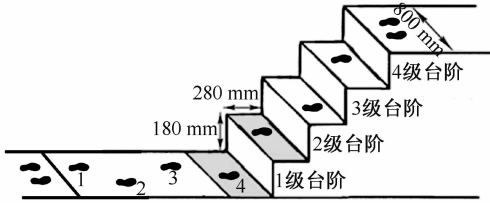


图2 楼梯行走试验台

Fig. 2 Test rig of stair walking

试者换上试验专用服后在其下肢贴 16 个标记点<sup>[10]</sup>,其中骨盆 4 个,包括髂前上棘和髂后上棘,左、右各 1 个;下肢 12 个,包括膝关节、大腿、小腿、踝关节、脚趾、脚跟,左、右各 1 个(见图 3)。

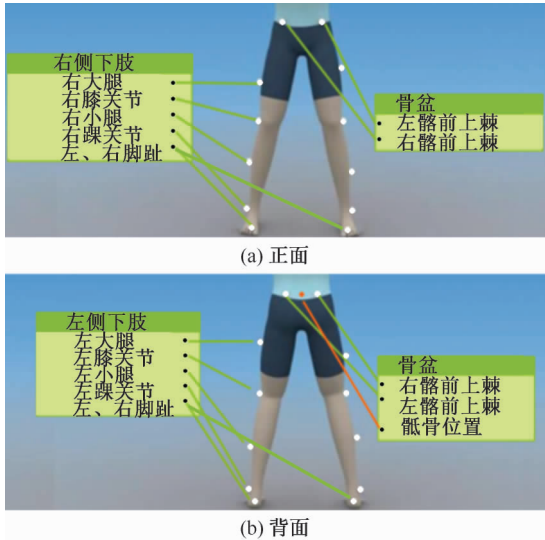


图3 下肢 16 个标记点位置示意图

Fig. 3 Sketch map for 16 marker locations in lower limbs (a) Front view, (b) Back view

如图 4 所示,在每块测试肌肉上粘贴 2 个一次性电极片,与肌肉纤维的长轴方向平行,2 个电极片的中心距离为 2 cm。电极贴好之后,将对应的传感器贴至每块肌肉 10 cm 范围内的骨性标志位或临近肌肉上。

试验开始前,给予受试者适当的练习时间以适应试验环境,受试者以自然步速重复完成平地行走和上、下楼梯行走。为了统一步态,所有受试者被要求先迈左脚,在平地行走 4 步后上楼梯,上、下楼梯时要求整足落在台阶上且下楼时左脚落在 3 级台阶上,每次采集一个步态周期内的数据,一共记录 10 次。每两次试验后休息 2 min,以免身体疲劳

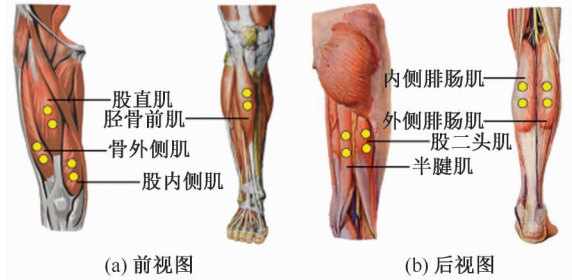


图4 电极位置示意图

Fig. 4 Sketch map of the electrode positions (a) Front view, (b) Back view

对行走步态造成影响。

#### 1.4 数据处理

主要分析楼梯行走时的足底压力和表面肌电信号参数,压力中心(center of pressure, COP)轨迹包括足宽  $X$  方向的  $X$ -COP 数据和足长  $Y$  方向的  $Y$ -COP 数据,并且分别对足宽、足长进行标准化。分析时将跨步时间标准化为步态周期,0% 代表一侧足跟着地,100% 代表同侧足再次足跟着地。使用软件 SPSS 20.0 进行单因素方差分析,显著性标准为  $P < 0.05$ 。在进行单因素方差分析时,需要满足方差齐次性检验,若不满足方差齐次性,则选择非参数检验中的独立样本检验。使用 MyoResearch XP Master Edition 1.07 软件对肌电数据进行处理。首先导入采集的数据,在对肌电信号进行处理之前需要手动定义步态周期,其周期与步态周期是同步的,选取左脚脚跟着地到下一个左脚脚跟着地时刻为步态周期进行研究;随后对所有的肌电图做全波整流、平滑滤波、幅值标准化、时间标准化等处理;再利用软件自带的标准表面肌电报告和频谱/疲劳报告,分别进行平均幅值、肌电峰值、肌电积分数据的处理及导出;最后选取 5 次较理想的数据,并将每个参数的 5 次数据进行平均。

## 2 试验结果

### 2.1 足底压力参数

**2.1.1 峰值压强** 已有研究表明,步速与足底峰值压强呈正相关<sup>[11]</sup>。为排除步速对结果的影响,对足底压力进行多因素协方差分析。与平地行走相比,上楼时各区域峰值压强大多数无显著差异,仅 LT、MM、CM 表现出差异,且明显大于平地行

走。下楼时仅 LT 的峰值压强小于平地行走,其他未见明显差异(见表 1)。

表 1 不同行走条件下足底各区域峰值压强比较(与平地行走比较, \* $P < 0.05$ )

Tab.1 Comparison of peak pressure in each plantar area under different walking conditions kPa

区域	平地	上楼	下楼
GT	177.50 ± 45.96	230.42 ± 43.86	157.00 ± 46.18
LT	106.00 ± 8.40	128.33 ± 18.62 *	94.00 ± 5.18 *
MM	198.00 ± 43.57	305.83 ± 91.95 *	193.50 ± 76.29
CM	283.50 ± 38.06	369.17 ± 60.06 *	311.00 ± 58.49
LM	193.00 ± 28.25	170.42 ± 17.92	209.00 ± 67.10
MA	30.00 ± 4.33	35.42 ± 4.31	38.00 ± 12.30
LA	46.00 ± 28.31	62.92 ± 18.80	55.00 ± 23.52
HE	328.00 ± 77.04	282.08 ± 53.79	269.50 ± 67.69

**2.1.2 COP 轨迹** COP 轨迹记录一个步态周期内 COP 随时间变化的动态过程,反映了人体步态的稳定性。以足宽的 50% 为左右中心线,从楼梯行走和平地行走时足底 COP 轨迹变化曲线可知,楼梯行走的站立相时间比平地行走明显增加。平地行走时, X-COP 数值逐渐减小,在单支撑相末第 2 双支撑相初 X-COP 出现内侧偏移最大值(16.25% 足宽),随着摆动腿逐渐放平 X-COP 数值逐渐增大,直到支撑腿离开地面; Y-COP 数值逐渐增大。上、下楼梯时 X-COP 曲线变化趋势相似,均出现两次内侧偏移和一次外侧偏移;下楼时 Y-COP 曲线出现了一次波动(见图 5)。

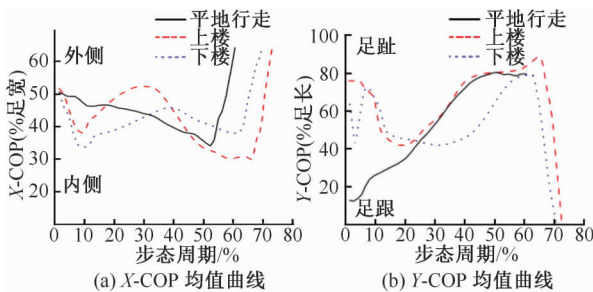


图 5 站立相 COP 轨迹曲线  
Fig.5 COP trajectory curve of stance phase (a) The mean curve of X-COP, (b) The mean curve of Y-COP

**2.2 表面肌电参数**

**2.2.1 平均幅值** 平均幅值主要反映肌肉活动时运动单位激活的数量,单位时间肌电平均幅值反映了肌肉的做功能力<sup>[12]</sup>。上楼时, LRF、LLG、LMG 的平均幅值有显著差异,均大于平地行走;下楼时

LRF、LTA、LBF、LLG、LMG 的平均幅值也大于平地行走,其他肌肉未表现出显著差异(见表 2)。

表 2 不同行走条件下肌电平均幅值比较(与平地行走比较, \* $P < 0.05$ )

Tab.2 Comparison of average amplitude of EMG under different walking conditions  $\mu V$

区域	平地	上楼	下楼
LRF	24.32 ± 0.17	29.67 ± 1.72 *	28.93 ± 2.25 *
LVL	62.82 ± 11.96	59.08 ± 7.11	52.56 ± 7.08
LVM	49.52 ± 5.34	48.43 ± 4.81	45.21 ± 2.85
LTA	45.95 ± 4.31	51.63 ± 10.24	75.73 ± 13.44 *
LBF	20.87 ± 2.14	24.73 ± 3.06	40.43 ± 6.18 *
LST	47.72 ± 9.55	43.40 ± 12.58	51.92 ± 7.49
LLG	18.00 ± 1.39	22.80 ± 3.26 *	57.45 ± 8.03 *
LMG	55.90 ± 3.28	136.33 ± 29.84 *	151.83 ± 11.33 *

**2.2.2 肌电峰值** 肌肉峰值是指在某段时间内肌肉幅值达到的最大值,反映了肌肉的激活水平<sup>[12]</sup>。上楼时, LRF、LMG 的峰值大于平地行走。下楼时, LBF、LST、LLG、LMG 有显著差异,其峰值明显大于平地行走,其他肌肉未表现显著差异(见表 3)。

表 3 不同行走条件下肌电峰值比较(与平地行走比较, \* $P < 0.05$ )

Tab.3 Comparison of peak value of EMG under different walking conditions  $\mu V$

区域	平地	上楼	下楼
LRF	35.96 ± 3.47	55.98 ± 1.07 *	62.30 ± 21.52
LVL	244.75 ± 53.30	188.00 ± 15.86	248.83 ± 67.33
LVM	159.25 ± 41.02	137.83 ± 19.78	119.63 ± 19.94
LTA	183.00 ± 43.24	175.83 ± 41.47	209.50 ± 25.92
LBF	47.07 ± 13.82	50.90 ± 16.66	105.25 ± 13.14 *
LST	61.97 ± 12.81	75.42 ± 14.09	135.63 ± 43.69 *
LLG	35.67 ± 11.58	47.18 ± 4.57	240.16 ± 73.60 *
LMG	106.00 ± 37.16	352.33 ± 73.09 *	618.33 ± 101.64 *

**2.2.3 肌电积分** 肌电积分是指肌电图曲线所包络面积的总和,反映了肌电信号随时间进行的强弱,以及一定时间内肌肉中运动单位的放电总量和肌肉在单位时间内的收缩特性,它可以衡量人在应激状态下一段时间内肌肉的兴奋性和运动单位的募集量<sup>[12]</sup>。同平地行走相比,上楼时 LBF、LLG、LMG 有显著差异,具体表现为上楼时的肌电积分大于平地行走。下楼时 LTA、LBF、LST、LLG、LMG 表

现出显著差异( $P < 0.05$ ),均大于平地行走,其他肌肉未表现出显著差异(见表4)。

表4 不同行走条件下肌电积分均值比较(与平地行走比较, \* $P < 0.05$ )

区域	平地	上楼	下楼
LRF	31.85 ± 2.49	40.31 ± 7.92	39.15 ± 6.74
LVL	81.40 ± 10.60	79.41 ± 11.13	70.21 ± 5.94
LVM	65.02 ± 9.89	65.31 ± 10.27	60.95 ± 7.51
LTA	60.22 ± 7.26	68.96 ± 11.64	100.91 ± 13.41 *
LBF	27.25 ± 2.17	33.00 ± 2.09 *	54.85 ± 12.71 *
LST	56.27 ± 3.34	64.60 ± 6.78	77.63 ± 8.88 *
LLG	23.47 ± 0.84	30.34 ± 1.24 *	77.08 ± 10.31 *
LMG	73.40 ± 9.14	180.83 ± 27.27 *	204.50 ± 26.88 *

### 3 讨论

Maluf 等<sup>[13]</sup>研究表明,楼梯行走时第2、3跖骨的峰值压强明显大于平地行走,本文的结果与此一致。上楼时,前足部分峰值压强增大,表明足趾离地时足的蹬地力增大,以便顺利完成上楼这一动作。下楼时,LT区域的峰值压强明显小于平地行走,此时足趾离地时蹬地减弱,以维持平衡状态,这与Rozema 等<sup>[14]</sup>的研究结果相符。

Nadeau 等<sup>[2]</sup>认为,楼梯行走时的站立相时间少于平地行走。本研究发现,上、下楼时的站立相时间增加,因为站立相是步态周期中最稳定的时期,人体上、下楼梯时自主增大了站立相的时间,以获得稳定的步态。平地行走时,X-COP数值逐渐减小,COP由足部左右中心位置向内侧偏移,在单支撑相末第2双支撑相初出现内侧偏移最大值,说明在单双脚站立交替时的稳定性差,人体自动调整了COP的位置以增强身体的稳定性。Y-COP数值增大,表明COP从足跟逐渐向足趾转移,这与Christopher等<sup>[10]</sup>的研究一致。楼梯行走路况较平地复杂,人体无法平稳地完成行走,为了缓解这种不稳定性,受试者需要不停地调整COP以维持平衡,故X-COP曲线出现两次内侧偏移和一次外侧偏移。上楼时由于足趾离地时的蹬地力不足致使COP偏移,为了弥补这种不足,人体启动了代偿机制,将COP移向身体内侧同时由足趾逐渐向中足转移。进入单支撑相后,COP向身体外侧偏移,在惯性作

用下COP同时移向足趾区域,身体恢复到平衡状态。随着摆动腿着地,支撑腿蹬地发力产生一个向前的推力以使摆动腿加速向前到达另一个台阶上,直到支撑腿足趾离地。下楼时Y-COP曲线在承重期出现了一次波动,COP由足跟向足趾方向转移,其原因可能是为了增大由足趾蹬地产生的推进力,以促使摆动腿离地。

楼梯行走时LRF的做功能力增强,激活水平提高,加大了膝关节的伸展趋势,从而帮助提供蹬地力。LBF的肌肉收缩率大,增大了髋关节的伸展角度,为腿部蹬地发力作准备。Nordin 等<sup>[15]</sup>研究表明,腓肠肌在人体行走与站立时起重要作用,本文的结果验证了这一结论。楼梯行走时,LLG、LMG被激活的运动单位明显增加,做功能力增强,肌肉收缩率大,使得踝关节跖屈程度增大,以提供足够的蹬地力促使摆动腿顺利到达另一个台阶上,从而保持人体的稳定状态。

### 4 结论

本文对楼梯及平地行走时的足底压力和表面肌电参数进行对比分析,得出以下结论:

(1) 楼梯行走路况较平地复杂,为了获得或维持稳定的步态,人体需要不停地调整COP的位置,同时增大了站立相时间占整个步态周期的百分比。

(2) 为了顺利完成上楼这一动作,足趾离地时足的蹬地力增大,因而上楼时前足部分峰值压强增大。下楼时足趾蹬地减弱,足趾区域的峰值压强减小。

(3) 楼梯行走时,LRF、LBF、LLG、LMG这4块肌肉对人体稳定性起主要作用。

因此,在设计动力式助行器足部结构时应充分考虑足底压力的分布情况,选择动力式助行器动力元件的安装位置和型号时应考虑主要肌肉的作用。本研究的不足之处在于楼梯的台阶数量较少,不能确保数据是在受试者自然行走状态下获取的;只探讨了楼梯行走时下肢的步态特性,而楼梯行走是一个全身运动,故上肢运动对步态特征的影响也不容忽视。后续研究应增加台阶的数量和对上肢运动特性的研究,进一步完善关于楼梯行走的步态研究,提高研究的可靠性。

## 参考文献:

- [ 1 ] XIE HL, LI F, SHENG ZQ, et al. The gait system research of intelligent bionic leg [ C ]//Proceedings of the Control and Decision Conference. Guilin: [ s. n. ], 2009: 4623-4627.
- [ 2 ] NADEAU S, MCFADYEN BJ, MALOUIN F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: What are the challenges compared to level walking? [ J ] Clin Biomech, 2003, 18(4): 950-959.
- [ 3 ] RIENER R, RABUFFETTI M, FRIGO C. Stair ascent and descent at different inclinations [ J ]. Gait Posture, 2002, 15(1): 32-44.
- [ 4 ] 唐刚, 魏高峰, 周海, 等. 测量并分析上楼梯过程中下肢关节角度变化[ J ]. 医用生物力学, 2011, 26(5): 460-464.  
TANG G, WEI GF, ZHOU H, et al. Measurement and analysis of the joint angle in lower limb during stair ascent [ J ]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 460-464.
- [ 5 ] PROTOPAPADAK A, DRECHSLER WI, CRAMP M, et al. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals [ J ]. Clin Biomech, 2007, 22(2): 203-210.
- [ 6 ] 张峻霞, 窦树斐, 苏海龙, 等. 上、下楼梯步态参数变化特征研究[ J ]. 医用生物力学, 2016, 31(3): 266-271.  
ZHANG JX, DOU SF, SU HL, et al. Variation characteristics of gait parameters during stair ascent and descent [ J ], J Med Biomech, 2016, 31(3): 266-271.
- [ 7 ] GURNEY JK, KERSTING UG, ROSENBAUM D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population [ J ]. Gait Posture, 2008, 27(4): 706-709.
- [ 8 ] 单大卯. 人体下肢肌肉功能模型及其应用的研究[ J ]. 体育科研, 2003, 24(4): 16-20.
- [ 9 ] 王祖光. 99SJ 403《楼梯建筑构造》国家建筑标准设计图集 [ J ]. 建筑技术, 2002, 33(5): 358-360.
- [ 10 ] CHRISTOPHER LV, BRIAN LD, JEREMY CO. Dynamics of human gait [ M ]. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999: 7-14.
- [ 11 ] BURNFIELD JM, FEW CD, MOHAMED OS, et al. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults [ J ]. Clin Biomech, 2004, 19(1):78-84.
- [ 12 ] QU XD, HU XY. Differences in lower extremity muscular responses between successful and failed balance recovery after slips [ J ]. Int J Ind Ergonom, 2012, 42(1): 499-504.
- [ 13 ] MALUF KS, MORLEY JR RE, RICHTER EJ, et al. Foot pressures during level walking are strongly associated with pressures during other ambulatory activities in subjects with diabetic neuropathy [ J ]. Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(2): 253-260.
- [ 14 ] ROZEMA A, ULBRECHT JS, PAMMER SE, et al. In-shoe plantar pressures during activities of daily living: Implications for therapeutic footwear design [ J ]. Foot Ankle Int, 1996, 17(6): 352-359.
- [ 15 ] NORDIN M, VICTOR H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system [ M ]. Philadelphia: Lippincott William & Milkins, 2001: 228-237.