

# 不同运动状态下人体足底压力分布及分析

高敏<sup>1</sup>, 张一帆<sup>\*1</sup>, 洪成雨<sup>2</sup>

(1. 东华大学 纺织学院, 上海 201620; 2. 上海大学 土木工程系, 上海 200444)

**摘要:**利用 Flexi force 传感器对人体在不同运动状态下的足底压力进行测量, 主要利用 Flexi force 薄膜压力传感器测量脚拇指、第1跖骨、第5跖骨和足跟在静止站立、屈膝静止、步行和跑步状态下的足底压力。结果表明, 不同运动状态下足底的压力会发生明显变化, 静止状态下的足底压力及分布会随着身体姿态的变化发生改变及转移, 主要体现在足跟向前足掌转移, 前足掌外侧向内侧转移; 运动状态下足底与地面接触的瞬间压力达到峰值, 足部与地面接触过程为前足掌先与地面接触, 然后是足跟。

**关键词:** 3D 打印; Flexi force 传感器; 第1跖骨; 第5跖骨; 屈膝静止

**中图分类号:** TS 92 **文献标志码:** A **文章编号:** 2096-1928(2019)04-0301-04

## Distribution and Analysis of Human Foot Plantar Pressure Under Different Locomotor Activities

GAO Min<sup>1</sup>, ZHANG Yifan<sup>\*1</sup>, HONG Chengyu<sup>2</sup>

(1. College of Textile, Donghua University, Shanghai 201620, China; 2. Department of Civil Engineering, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

**Abstract:** Flexi force sensors were used to measure the plantar pressure of the human body under different movement conditions, and the measurement mainly included plantar pressures of the feet, the first metatarsal bone, the fifth metatarsal bone and the heel under conditions of a standing upright position, a knee flexion, walking and running. The results showed that the plantar pressure under different movement conditions will change significantly. The plantar pressure under static state will change with the change of body posture, and the distribution of plantar pressure will shift, which is mainly reflected in the metastasis of the heel and the forefoot. The outer side is shifted to the inside; the foot pressure at the moment of contact with the ground reaches the peak during exercise. The contact between the foot and the ground is that the front foot touches the ground first, and then the heel touches the ground.

**Key words:** 3D printing, Flexi force sensor, first metatarsal, fifth metatarsal, knee flexion

对于医学诊断与康复治疗、生物力学、运动人体科学以及制鞋业等领域而言, 人体步态的测量及分析是十分重要的理论基础<sup>[1]</sup>。监测足底压力分布可以为分析人体运动状态提供理论帮助, 主要体现在医疗方面对足部疾病的诊疗和预防, 及运动系统的鉴定、痊愈以及疗效评定等。

常见的足底压力测量系统主要有压力板和压力鞋, 这两种测量系统都是利用传感器技术、嵌入技术和计算机技术完成。压力板主要应用于体育活动中足部的静态和动态负荷研究, 如足球运动员和芭蕾舞者的运动分析; 此外, 压力板也被用于外科治疗的评估, 如慢性踝关节疾病患者以及糖尿病

收稿日期: 2019-01-05; 修订日期: 2019-06-17。

基金项目: 国家重点研发计划项目(2017YFB0309200)。

作者简介: 高敏(1992—), 女, 硕士研究生。

\*通信作者: 张一帆(1983—), 女, 讲师, 硕士生导师。主要研究方向为智能纺织品的研究。Email: zhangyifan@dhu.edu.cn

足溃疡患者的足底压力分析<sup>[2-3]</sup>。压力鞋可用于远距离运动足底压力分布研究,如对被测者在室外或其他较大范围的室内场所运动时的足底压力分析,测试结果更接近人体真实的运动状态<sup>[4]</sup>。其中,英国的 Walkinsense 系统、美国的 F-Scan 系统、比利时的 R-Scan 系统以及德国的 Novel-Pedar 系统是压力鞋的典型代表<sup>[5-6]</sup>。

应用于足底压力测量的传感器主要有聚偏氟乙烯树脂(PVDF)压电薄膜式足底压力传感器和柔性纺织用传感器,但前者由于电阻性的存在,容易受到温度、湿度的影响;后者经过多次踩压会出现响应滞后、线性度变差的现象,造成较大实验误差。文中选用 Flexi force 传感器对足底压力进行监测,通过采集测试者的足底压力,对足底压力分布集中度和运动状态下的足底压力分布特征进行全面分析。

## 1 Flexi force 压力传感器的选用

Flexi force 压力传感器是一种超薄、挠性印刷电路,传感有效区域是传感器末端直径为 1.5 cm 的圆,其可弯曲和测力特性常被用于测量物体表面的压力<sup>[1]</sup>。传感器和电路设计如图 1 所示。图 1(a)为薄膜压力传感器,其由 3 层组成,上、下层是压敏聚酯薄膜,中间层是油墨,由黏合剂黏合而成,其中中层的油墨粒子为亚微米级。薄膜压力传感器为可变电阻,当传感区域没有压力时,阻值会非常高( $>1\text{ M}\Omega$ );当有力作用在传感器区域时,中层亚微米级粒子接触导电电极,从而改变传感器的电阻<sup>[7-9]</sup>。传感器的电路如图 1(b)所示,该电路又称电流-电压转换器,是一种最简单的电路,可提供与 Flexi force 电导成正比的输出电压。

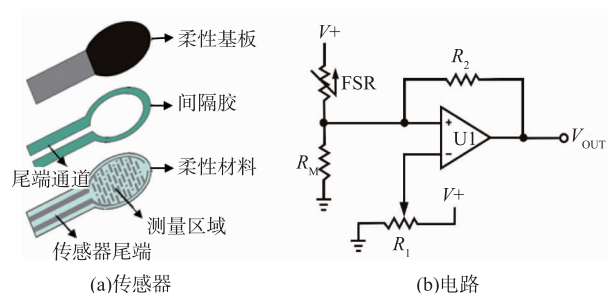


图1 传感器和电路设计

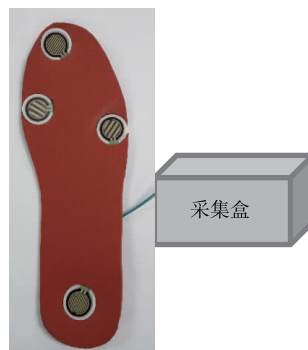
Fig. 1 Diagram of the sensor and circuit

Flexi force 压力传感器相比其他传感器有更好的性能,厚度小、柔韧性强,几乎能够测量所有平面接触面之间的压力,其线性、灵敏度和温度灵敏度

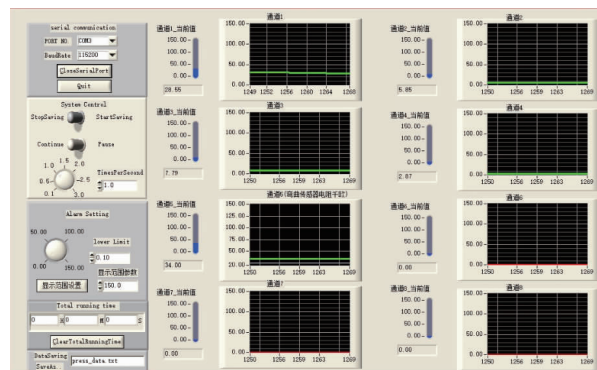
等性能优良<sup>[10]</sup>。人体正常步行频率一般为  $1.7 \sim 2.0\text{ Hz}$ ,高速运动频率不会超过  $5.0\text{ Hz}$ <sup>[1]</sup>,而 Flexi force 薄膜压力传感器的采集频率为  $30\text{ Hz}$ ,能充分满足不同运动状态下数据的采集。

## 2 测量点的确定

研究表明,人体在运动过程中主要是足跟和前足掌承受身体的重量,所以本次实验选择脚拇指、第1跖骨、第5跖骨和足跟为测量点,鞋垫和显示界面如图2所示。图2(a)为鞋垫实物,传感器的位置可以根据脚码大小调整,保证测量的精确。测量过程中将传感器和采集盒连接,通过 Microsoft C#编程在电脑界面显示采集盒采集的数据,图2(b)为电脑显示界面。



(a)鞋垫



(b)显示界面

图2 鞋垫和显示界面

Fig. 2 Insole and display interface

为了检测压力鞋垫的测量效果,对 10 名无足部疾病和拇指外翻现象且脚为 37 码(235 mm)的志愿者进行足底压力测量,测量位置为脚拇指、第1跖骨、第5跖骨和足跟。10 名测试者的 BMI 值见表 1,每名测试者站在压力鞋垫上依次做出静止站立、身体重心下降屈膝、以  $1\text{ km/h}$  的速度步行和以  $4\text{ km/h}$  的速度跑步的动作,其中静止站立时间为  $20\text{ s}$ ,步行和跑步主要选取一个运动循环。测试鞋

垫在鞋子中的剖面如图 3 所示。

表 1 测试着的 BMI 值  
Tab.1 BMI values of volunteers

测试者 编号	体质量/kg	身高/cm	BMI
1	50.0	165	18.37
2	46.0	159	18.20
3	49.0	160	19.14
4	54.0	163	20.32
5	46.4	156	19.07
6	49.4	162	18.82
7	52.8	166	19.16
8	53.8	163	20.25
9	62.0	159	24.52
10	58.2	161	22.45



图 3 鞋垫在鞋子中的剖面  
Fig.3 Sectional view of the insole in the shoe

测试者穿上带有压力鞋垫的鞋子,保持站立状态,同时打开电脑界面的数据采集按钮,得到足底各个传感器测量的压力数据。由于每个人的身高、体质量和运动习惯存在差异,所以测得数据存在明显差异。10 名测试者的各测量部位压力如图 4 所示。从图 4(a)可以看出,足跟处的压力最大,第 1 跖骨和第 5 跖骨压力比较接近,压力最小的为脚拇指处,这很有可能是由于脚拇指与传感器的接触面积较小,而足跟和第 1 跖骨、第 5 跖骨以足弓为活动关节,承受了身体的大部分质量所致。图 4(b)中为了明显区分足底压力分布的差异性,将脚拇指、第 1 跖骨和第 5 跖骨的压力数据与足跟的压力数据进行比值处理,发现脚拇指是承受压力最小的部位,足跟和前足掌是重要的受力部位。

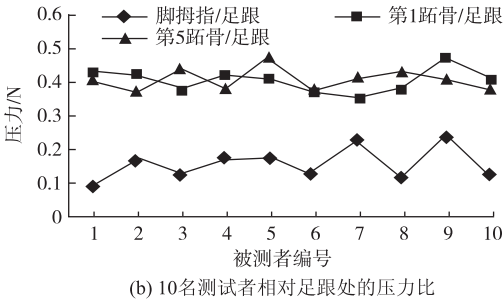
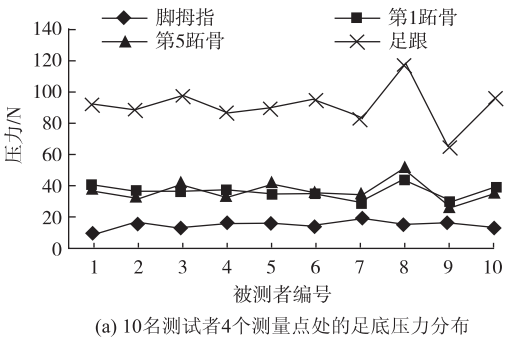


图 4 测量部位压力

Fig.4 Pressure measurement at the measurement site

图 5 展示了被测者在屈膝过程中,足底压力分布变化,主要表现在重心下移过程中,足跟和第 5 跖骨处的压力下降,足跟压力的下降幅度比第 5 跖骨大;与之相反,第 1 跖骨和脚拇指的压力出现上升现象,第 1 跖骨的压力增加幅度比脚拇指大。结果显示人体在重心下降过程中足底压力分布会发生明显改变,这主要是由于屈膝造成重心下降与偏移,在足弓的作用下足跟处的力向前足掌内侧转移,前足掌外侧(第 5 跖骨)压力会有略微下降趋势。图 6 显示了站立和屈膝状态下测量点的压力变化情况,重心下降过程中,脚拇指和第 1 跖骨的压力分别增加 11.9,17.16 N,脚拇指的压力增加超过原来的两倍,表明在重心下降过程中,脚拇指承担的压力急剧增加,这显示了人体运动过程中脚拇指发挥着平衡缓冲的作用;而第 5 跖骨和足跟压力减小,分别减小 1.99,7.06 N,减小的比较少,说明人体姿态发生变化的过程中,足跟和第 5 跖骨依然发挥不可替代的作用。

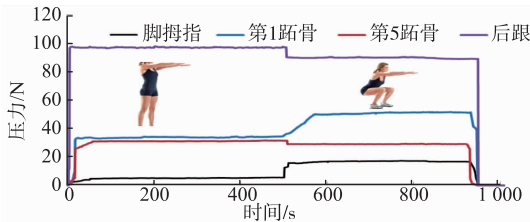


图 5 站立和屈膝两种动作的足底压力变化  
Fig.5 Change of plantar pressure in different postures

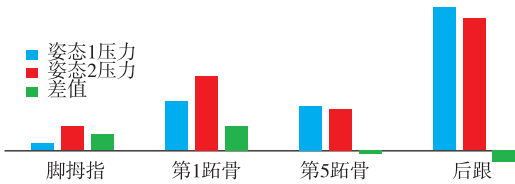


图 6 两种姿态下测量点的压力变化  
Fig.6 Pressure changes at the measurement point in two poses

步行和跑步状态下的足底压力如图 7 所示。从图 7(a)可知第 5 跖骨最先达到压力峰值,说明在步行过程中,第 5 跖骨最先接触地面;整个压力数

据显示足跟处的压力仍保持最大数据,但是对比站立状态的足底压力,各测量点的压力值均有上升趋势。图7(b)可以看出随着速度增加,前足掌接触地面的顺序无明显变化,但足跟最晚接触地面,且压力值仍是所有测量点中最大的;相比静止站立状态和步行状态下的足底压力,跑步状态下各测量点的足底压力值均有上升趋势,这是由于人体与地面接触的瞬间会产生冲击力,造成压力值的增加。对比图7(a)和图7(b)可以看出,跑步过程中测量点的压力值变化比步行状态更有规律,其主要是由于步行过程脚底与地面接触过程比较缓慢。

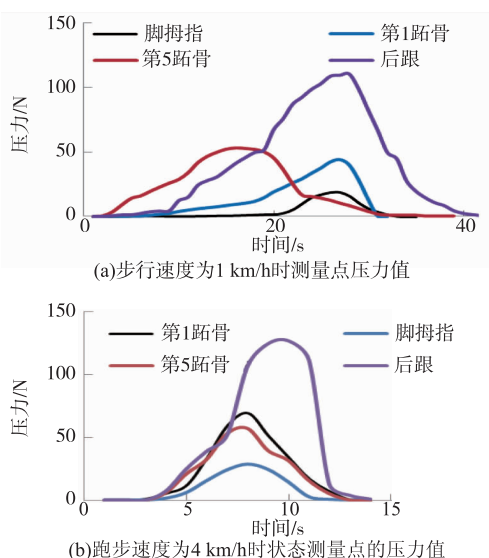


图7 步行和跑步状态下的足底压力

Fig. 7 Plantar pressure map under walking and running conditions

### 3 结 语

设计一款基于3D打印和Flexi force传感器的压力鞋垫,针对10名被测者在静止站立、屈膝和步行、跑步状态下的足底压力进行实验,主要得到以下结论:

1) 静止站立和屈膝状态下足底各测量点的压力会因为身体姿态和人体重心的移动产生变化,主要表现为随着人体重心下降,脚拇指和第1跖骨的压力分别增加11.9,17.16 N;第5跖骨和足跟压力呈减小趋势,分别减少1.99,7.06 N,表明了人体重心下降过程中足底压力从足后部向足前部转移。

2) 运动状态下的足底压力比静止站立时大,主要是由于运动状态下足底与地面接触会产生冲击力,运动状态下的足底压力图可以清晰反映出运动

过程中足底各部位与地面接触顺序,但是运动状态下的足底压力大小与分布受到运动速度和接触过程的影响。

### 参考文献:

- [1] 金曼. 足底压力分布测量鞋垫的研制 [D]. 上海: 东华大学, 2010.
- [2] PETRY V K, PALETTA J R, EL-ZAYAT B F, et al. Influence of a training session on postural stability and foot loading patterns in soccer players [J]. *Orthopedic Reviews*, 2016, 8(1): 6360.
- [3] PROCHAZKOVA M, TEPLA L, SVOBODA Z, et al. Analysis of foot load during ballet dancers' gait [J]. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2014, 16(2): 41.
- [4] BAMBERG S J, BENBASAT A Y, SCARBOROUGH D M, et al. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2008, 12(4): 413-423.
- [5] 沈妮, 徐波, 邱艳, 等. 女鞋鞋跟高度对前掌静态压力中心的影响 [J]. *中国皮革*, 2013, 42(2): 118-119, 123.  
SHEN Ni, XU Bo, QIU Yan, et al. Influence of the height of the heel of women's shoes on the static pressure center of the forefoot [J]. *China Leather*, 2013, 42(2): 118-119, 123. (in Chinese)
- [6] 唐方, 肖居霞, 张海泉, 等. 高跟鞋鞋底结构优化以改善压力舒适性 [J]. *皮革科学与工程*, 2011, 21(2): 69-71.  
TANG Fang, XIAO Juxia, ZHANG Haiquan, et al. Optimization of the sole structure of high heels to improve pressure comfort [J]. *Leather Science and Engineering*, 2011, 21(2): 69-71. (in Chinese)
- [7] BAE J, TOMIZUKA M. A tele-monitoring system for gait rehabilitation with an inertial measurement unit and a shoe-type ground reaction force sensor [J]. *Mechatronics*, 2013, 23(6): 646-651.
- [8] SAVELBERG H, DELANGE A. Assessment of the horizontal, fore-aft component of the ground reaction force from insole pressure patterns by using artificial neural networks [J]. *Clinical Biomechanics*, 1999, 14(8): 585-592.
- [9] CORDERO A F, KOOPMAN H, VAN DER HELM F. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces [J]. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(9): 1427-1432.
- [10] URRY S. Plantar pressure-measurement sensors [J]. *Measurement Science and Technology*, 1999, 10(1): 16.

(责任编辑: 卢杰)