

## A Novel Platform System for Gait Analysis

XU Su<sup>1,2</sup>, ZHOU Xu<sup>1</sup>, SUN Yi-ning<sup>1\*</sup>, YAO Zhi-ming<sup>1,2</sup>, ZHENG Ying-ying<sup>1,2</sup>

1. The Key Laboratory of Biomimetic Sensing and Advanced Robot Technology, Institute of Intelligence Machines, Chinese Academy of Science, Hefei 230031, China;  
2. Department of Automation, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China

**Abstract:** A novel platform system for gait analysis was developed, combining the advantages for its two main parts: force platform and pressure platform, it can offer complete components of pressures in walking, including vertical pressure, shear forces, pressure distribution and COP (centre of pressure) with reliable results. Gait model was established and some examples of application in foot disease were introduced.

**Key words:** gait; gait analysis system; force platform; pressure platform; foot disease

EEACC: 7230; 7210

## 一种新的步态触觉特征分析系统及其应用

徐 苏<sup>1,2</sup>, 周 旭<sup>1</sup>, 孙怡宁<sup>1\*</sup>, 姚志明<sup>1,2</sup>, 郑莹莹<sup>1,2</sup>

1. 安徽省仿生感知与先进机器人技术重点实验室, 中国科学院合肥智能机械研究所, 合肥 230031;  
2. 中国科学技术大学自动化系, 合肥 230027

**摘要:** 介绍了一种新型的步态触觉特征分析系统, 该系统结合了压力分布测试板和三维测力台的优点, 可提供行走时的压力分布以及不同方向的地面反作用力等特征, 并建立了步态模型, 说明了系统在足疾分析方面的应用。

**关键词:** 步态; 步态触觉特征分析系统; 压力分布测试板; 三维测力台; 足部疾病

中图分类号: TP391.4

文献标识码: A 文章编号: 1004-1699(2008)11-1935-05

步态特征可用于发现步行规律, 揭示步态异常的原因, 评估康复情况, 已广泛地应用于运动测量、医疗康复和疾病诊断等方面。

常用步态特征分析系统包括三类: 可携带式传感器<sup>[1-3]</sup>, 视觉分析系统<sup>[4-6]</sup>和测力板<sup>[7-8]</sup>。可携带式传感器主要测量人在运动时的加速度, 信息量相对较少, 并且传感器和肢体的互相影响, 可能会限制肢体活动或者导致测量的不准确; 视觉分析系统主要采集步行时肢体的姿态信息, 可从远距离进行采集, 具有非侵犯性, 对系统分辨率要求低等优点, 但也具有局限性: 很容易受外界环境影响, 观测目标易被遮挡, 而且使用的分析算法计算量过大, 对各种条件变化敏感<sup>[9]</sup>; 而测力板采集的是步态触觉信息, 这种方法保留了视觉系统的优点, 并且由于采集的是微观压力信息, 不易受外界环境影响, 测试简单, 但是它

只能测量压力分布和垂直支撑力, 却忽略了水平剪应力, 因此无法提供完整的特征。为了获得更多特征, 一些新的步态触觉系统被提出<sup>[10-12]</sup>, 但是这些系统多为鞋垫式测力仪, 会因为足部与传感器件之间的移位导致测量结果出现较大误差。

本文介绍了一种新的步态触觉特征分析系统, 该系统将压力分布测试板和三维测力台结合, 既保留了测力板的优点, 又可利用三维测力台, 同时测量垂直支撑力和水平剪应力的特点, 提供完整的步态触觉信息。下文将主要说明系统结构, 以及如何建立步态模型, 对系统现有应用进行了深入说明, 并对未来研究方向进行了展望。

### 1 步态触觉特征分析系统结构

步态触觉特征分析系统包括两部分: 测量量子系

统和分析子系统,其中测量子系统由压力分布测试板和三维测力台组成,如图1所示。

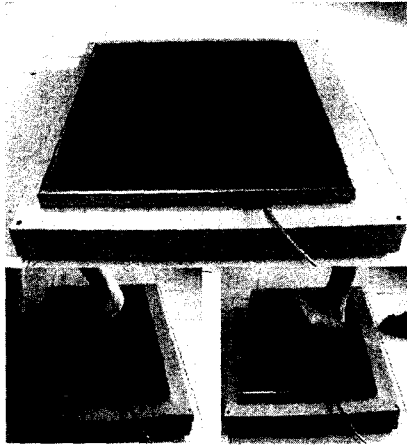


图1 步态触觉特征分析测量子系统

压力分布测试板的测量面积为  $60\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ , 由均匀分布的 2400 个压阻传感器构成,采用阵列化设计,共有 60 行  $\times$  40 列,共采用 100 条引线,以定制的引接端子压接引出,再应用专用的行列扫描电路和信号采集电路获取各传感器感应信号,由于单位面积内的传感器数量较大,采用分区模块化的采集方式,各模块通过高速总线网络互联,以保证采集的速度。压阻传感器通过将敏感材料按矩阵状印刷到两片厚为  $0.075\text{ mm}$  的聚酯薄膜上制成,两片薄膜上的传感器分别形成行排列和列排列,以组成压阻传感器阵列。当受到外界压力时,测试板可准确测量垂直方向上的足底压力分布矩阵。

与鞋垫式测力仪相比,压力分布测试板的优点在于可通用于赤足或穿鞋时对不同运动的分析。传感器阵列的测试点规模更大,可以真实地反映与地面垂直方向的压力,提供局部的压力、压强值等细节,提高了测量的准确性而且不必担心由于鞋内潮湿环境引起的传感器性能下降,或者由于传感器被弯曲带来的测量不准确。

压力分布测试板的测量范围为  $10\text{ kPa} \sim 900\text{ kPa}$ ,系统精度为  $8\%$ ,采样频率为  $100\text{ Hz}$ ,空间采样率达到  $1\text{ cm}$ ,保证了系统的准确性。

由于压力分布测试无法测量剪应力,因此本系统加入了三维测力台来弥补这个缺陷,这也是本系统与传统的单一测力板系统的不同之处。三维测力台是一块与地面平行安装的用来记录地面反作用力的平台,靠近面板的四个角安装有 4 个三维力传感器,用于测量宏观的垂直支撑力和水平面纵横两个方向的作用力,以及作用在测力台台面上的三方向等效力矩,其测量范围为  $20\text{ kg}$  到  $2000\text{ kg}$ ,采样频率为  $600$

$\text{Hz}$ (最高可达到  $1000\text{ Hz}$ ),使用  $12\text{ ksample/s}$ (ksps),  $12\text{ bit}$  的 A/D 转换器将数据传输到电脑。

将三维测力台和平板式测力仪的中心对齐,边缘以螺丝固定就组成了系统的测量子系统——测量平台,被测者以正常步态走过测量平台,随后采集的数据被送往分析子系统进行分析,图2所示为系统结构图。

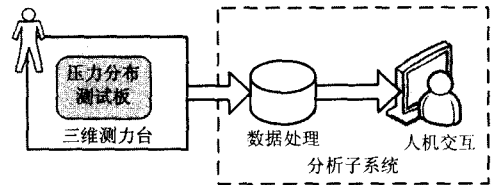


图2 系统结构图

## 2 步态触觉特征模型

步态特征提取是分析步态的前提。本节将分别从压力测试板与三维测力台得到的步态触觉信息中提取特征数据,建立适合的步态特征模型。由于行走时足底与地面的接触面积随时间变化,根据采样频率将足底压力分布变化过程划分为若干帧,图3所示为某一帧的足底压力图。

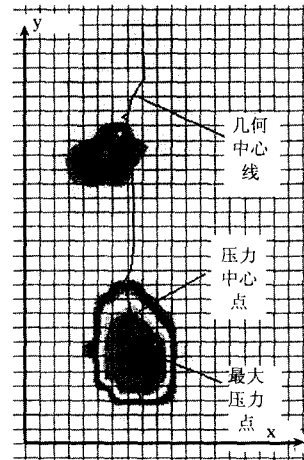


图3 某一帧的足底压力分布

设压力分布测试板上任一传感器的测力面积为  $a$ ,在某一帧时,压力矩阵中压力大于 0 的点共有  $n$  个,其坐标分别为:  $(X_1, Y_1), (X_2, Y_2), \dots, (X_n, Y_n)$ ,各个点对应的压力值分别为  $P_1, P_2, \dots, P_n$ ,其中  $n$  为整数,  $n > 0$ 。

定义下列步态触觉特征参数:

$$\textcircled{1} \text{ 最大压力 } P_{\max} \quad P_{\max} = \max_{i=1, \dots, n} \{P_i\}, i \text{ 为整数, } i = 1, 2, \dots, n.$$

$$\textcircled{2} \text{ 接触面积 } A_{\text{contact}} = a \times \sum_{i=1}^n i, i \text{ 为整数, } i = 1, 2, \dots, n.$$

③ 平均压力  $P_{average} = \sum_{i=1}^n P_i / A_{contact}$

④ 压力中心点  $P_c(X_c, Y_c)$  将作用于整个足底的地面反作用力换算为作用于一点即为压力中心点:

$$X_c = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i \times P_i)}{\sum_{i=1}^n P_i}$$

$$Y_c = \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i \times P_i)}{\sum_{i=1}^n P_i}$$

⑤ 几何中心线  $L$  测力垫上某一行所有压力大于 0 的点的坐标为  $(X_i, Y_1), (X_i, Y_2), \dots, (X_i, Y_k), i > 0, k > 0, i, k$  均为整数, 该行的几何中心点:  $P_i(X'_i, Y'_i) = (X_i, \sum_{j=1}^k (Y_j) / \sum_{j=1}^k j)$ , 将每一行的几何中心点  $P_1, P_2, \dots, P_m$  连接起来组成的折线即为几何中心线。

在行走过程中, 不同方向的地面反作用力也会对人体产生影响, 可以通过三维测力台测量, 如图 4 所示, 在运动过程中, 三维测力台的四个传感器受到三个正交力的作用: 垂直力  $F_z$ , 横向力  $F_x$  和前后向力  $F_y$ , 其中  $F_z$  是宏观支撑力, 前后向摩擦力  $F_y$  起制动和驱动作用, 横向力  $F_x$  表征身体晃动、平衡能力<sup>[13]</sup>。

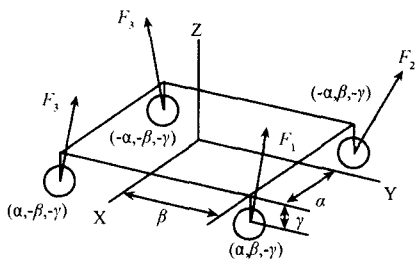


图 4 测力台四个传感器所受受力<sup>[14]</sup>

图 5 显示了地面反作用力在一个步态周期内随时间变化的趋势。垂直力  $F_z$  为身体提供宏观支撑力, 第一峰值出现在脚跟触地时, 提供推动力, 第二峰值为推进力, 出现在脚尖离地时, 推动身体前行。在行走过程中, 横向力  $F_x$  帮助身体保持平衡, 第一个峰值出现在脚跟触地时, 随后变化平缓; 前后向摩擦力  $F_y$  在脚跟触地时阻止身体过度前行, 而在脚尖离地时帮助推动行走。

利用  $F_x, F_y$  和  $F_z$  可计算足底压力中心  $P'_c(X'_c, Y'_c)$

$$X'_c = \frac{\alpha(F_{1z} - F_{2z} - F_{3z} + F_{4z}) + \gamma[(F_{1x} + F_{2x}) + (F_{3x} + F_{4x})]}{F_{1z} + F_{2z} + F_{3z} + F_{4z}}$$

$$Y'_c = \frac{\beta(F_{1z} + F_{2z} - F_{3z} - F_{4z}) + \gamma[(F_{1x} + F_{2x}) + (F_{3x} + F_{4x})]}{F_{1z} + F_{2z} + F_{3z} + F_{4z}}$$

其中:  $\alpha, \beta$  和  $\gamma$  分别是各个传感器和测力台中心之间在  $x, y$  和  $z$  方向的距离,  $F_{ij} (i = 1, 2, 3, 4, j = x, y,$

$z)$  是 4 个传感器检测到的力在坐标轴 3 个方向的分量<sup>[6]</sup>。

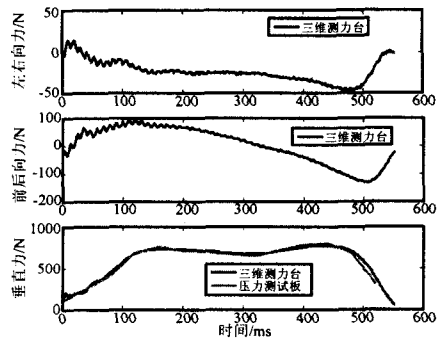


图 5 地面反作用力变化趋势

$P'_c$  和  $P_c$  应当重合, 因此  $X'_c$  和  $Y'_c$  可用于修正  $X_c$  和  $Y_c$ 。

图 6 所示为由三维测力台和压力分布测试板所测试的压力中心曲线变化对比图, 两条曲线基本重合, 而且可以看出在行走过程中压力中心从脚跟向第一跖骨头和第二跖骨头之间移动(从图 3 也可看出这一变化趋势), 这与文献[13]中的研究一致。

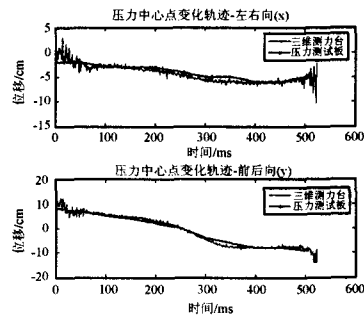


图 6 压力中心(COP)变化轨迹对比图

### 3 系统现有应用

#### 3.1 扁平足和高弓足

扁平足是因为正常的足弓构造被破坏, 导致足部弹性减小或消失而形成的, 患者不能长时间走路或站立, 同时由于足底变平, 使下肢对全身的支撑机能明显降低, 身体的重心偏向内侧, 迫使全身和脊柱的机能都发生改变, 对人的健康, 尤其是体力和耐久力会有明显不良影响。而高弓足的产生, 除了先天性发病者外, 大部分由神经系统疾患造成。

系统借鉴了临床诊治扁平高弓足的方法, 如图 7(a) 所示, 将小脚趾末端中点同脚后跟的末端中点连结起来形成直线  $L_1$ , 足弓最内侧的点  $I_1(a_1, b_1)$ , 过  $I_1$  做横轴的平行线与  $L_1$  交于点  $S_1(c_1, b_1)$ , 若为左脚, 如果  $a_1 < c_1$ , 则为高弓足, 若为右脚, 如果  $a_1 > c_1$ , 则为高弓足。

如图 7(b) 所示, 将大脚趾末端中点同脚后跟的

末端中点连结起来形成直线  $L_2$ ，而足弓最内侧的点为  $I_2(a_2, b_2)$ ，过  $I_2$  做横轴的平行线  $L_2$  与交于点  $S_2(c_2, b_2)$ 。

若为右脚，如果  $a_2 < c_2$ ，则为扁平足，若为左脚，如果  $a_2 > c_2$ ，则判定为扁平足。

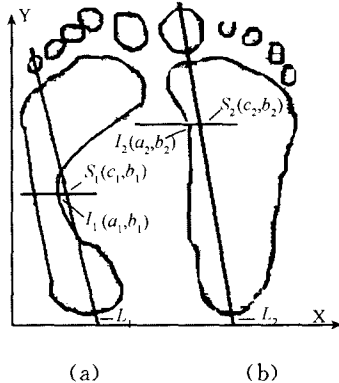


图7 扁平足和高弓足

### 3.2 拇指外翻

拇指外翻是指拇指向足的外侧过度倾斜、第一跖骨内收，造成前足畸形，Arvikar 等的研究表明，患有拇指外翻的病人，由于大脚趾发生畸形，会导致第一跖骨头区丧失前足主要负重区的功能，① 第一跖骨头下压力明显降低，② 二、五跖骨头下压力明显增加，③ 三、四跖骨下四压力变化不明显<sup>[15]</sup>，因此，可以将第二和第一跖骨下的压力比作为判断依据。

研究表明在正常情况下，第二和第一跖骨下的压力比为 0.67~1.7，在拇指外翻畸形时压力比会增加，当压力比超过 1.7 时即为拇指外翻<sup>[16-17]</sup>，具体判断方法如图 8 所示。

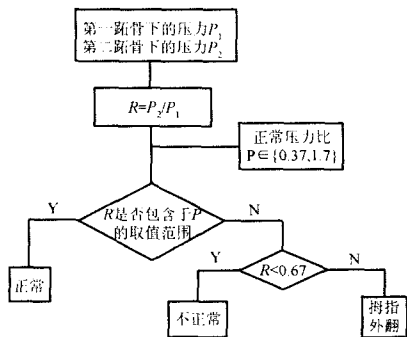


图8 拇指外翻判断方法

### 3.3 过度足外旋和过度足内旋

足部与地面接触时，适当的足内旋和足外旋可以减缓地面冲击力，保护关节，但是如果足部在触地时卷曲不够会造成过度足内旋，使足部承受过大的压力，导致阿基里斯腱和足弓发炎；若足部在触地之后过度卷曲则会出现过度足外旋，可能导致足部、胫骨以及膝盖损伤及疼痛<sup>[18]</sup>。

图 9 所示为步态触觉特征分析系统所测量的足外旋、正常足和足内旋的足底压力分布对比图，从图中可以清楚地看到过度足外旋患者的足底压力分布主要集中于脚内侧，过度足内旋患者的足底压力主要集中于足外侧，而正常足的足底压力则分布于整个脚底。

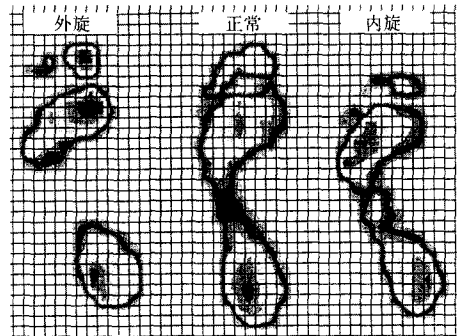


图9 过度足外旋、正常足及过度足内旋的足底压力对比图

## 4 结论及未来工作

本文介绍了一种新型的步态触觉特征分析系统，它结合了测力板与测力台的优点，可以全面地提供人体步态触觉信息，分析结果更加准确，通过在足部疾病方面的应用，为常见足患的诊断提供了方便有效的方法。

为了使系统更加完善，未来的研究工作需要将主要着重于两点，第一是硬件改进，升级现有硬件设备，提高传感器的采样频率和时空分辨率，同时将测力设备尺寸延长，搭建长度为十几米的通道，以获取连续的步态信息；第二是实现多信息融合，将立体摄影和肌电测量加入整个测量系统，使应用范围更加广泛。

### 参考文献:

- [1] 侯向锋, 刘蓉, 周兆丰. 加速度传感器 MMA7260 在步态特征提取中的应用[J]. 传感技术学报; 2007, 03(20): 507-511.
- [2] Lee Jung-Ah, Cho Sang-Hyun, Lee Jeong-Whan, et al. Wearable Accelerometer System for Measuring the Temporal Parameters of Gait[C]// Proceedings of IEEE 29th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. 22-26 Aug. 2007 ;483-486.
- [3] Torrealba R R, Castellano J M, Fernandez-Lopez G. Characterisation of Gait Cycle from Accelerometer Data[J]. Electronics Letters. 2007. 43(20); 1066-1068.
- [4] Ioannidis D, Tzovaras, D, Moustakas K. Gait Identification using the 3D Protrusion Transform[C]// Proceedings of IEEE International Conference on Image Processing. 2007, Volume 1, Sept. 16 -Oct. 19 ; 349-352.
- [5] MacDonald C, Smith D, Brower R, Ceberio M, et al. Determination of Human Gait Phase Using Fuzzy Inference[C]//

- Proceedings of IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007, 13-15 June ;661-665.
- [6] Chen Shi, Gao Youxing. An Invariant Appearance Model for Gait Recognition[C]// Proceedings of IEEE International Conference on Multimedia and Expo. 2-5 July 2007;1375-1378.
- [7] Hannula M. Sakkinen A. Kylmanen A. Development of EM-FI-Sensor Based Pressure Sensitive Insole for Gait Analysis [C]// Proceedings of IEEE International Workshop on Medical Measurement and Applications, 4-5 May 2007;1-3.
- [8] Begg R K. Rahman S M. A Method for the Reconstruction of Ground Reaction Force-Time Characteristics During Gait from Force Platform Recordings of Simultaneous Foot Falls [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, April 2000, 47 (4);547-551.
- [9] Dawson M R. Gait recognition. Final Report[R]. Department of Computing, Imperial College of Science, Technology and Medicine, London, 2002.
- [10] Ken-Ichi Akasofu, Michael R. Neuman. A Thin-film Variable Capacitance Shear Force Sensor for Medical and Robotics Applications[C]// Proceedings of the IEEE Engineering Conference in Medicine and Biology Society. 1991, 13 (4); 1601-1602.
- [11] Ann M. Lebar, Gerald F. Harris, Jacqueline J. Wertsch, et al. Development of a Miniature Plantar Shear Force Sensing Transducer[C]// Proceedings of the IEEE 15th Annual International Conference In: Engineering in Medicine and Biology Society. Oct 28-31, 1993;989-990.
- [12] Hosein R, Lord M, 1998. A Study of in-Shoe Plantar Shear in Normals[J]. Clinical Biomechanics, 2000(15); 46-53.
- [13] Gordon D, Roberson E, Graham E. Caldwell, et al. Research Methods in Biomechanics[M]. USA; Human Kinetics, 2004.
- [14] Kwon Young-Hoo. Theoretical Foundation. [2008] (1998) [EB/OL]. <http://www.kwon3d.com/theory/grf/cop.html>.
- [15] Arvikar R, Seireg A. Pressure Distribution Under the Foot During Static Activities [J]. Eng In Med, 1980, 9; 99-103.
- [16] 桑志成. 正常足与拇外翻足跖骨头下压力的临床研究[D]. 中国中医研究院骨伤科研究所, 2002.
- [17] 袁刚, 张木勋, 王中琴. 正常人足底压力分布及其影响因素分析[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2004, 26(3); 156-159.
- [18] Wendy Burngardner. The Way You Walk [2008] (2006). [EB/OL] <http://walking.about.com/od/shoechoice/a/wayyouwalk.htm>



徐 苏(1983-),女,博士研究生,主要研究方向为步态触觉特征分析,ashes@mail.ustc.edu.cn



孙怡宁(1963-),男,研究员,博士生导师,主要研究方向为传感器技术、机电一体化、生物生理信息获取及数字体育,先后参加或主持多项国家 863、自然科学基金和科技攻关项目,近年在 IEEE、IFAC 等国外刊物和会议发表论文 11 篇,国内刊物和会议发表论文 55 篇,获得发明专利 11 项,实用新型专利 15 项,ynsun@iim.ac.cn