

文章编号:1004-7220(2017)03-0288-05

# 压电式步态分析系统在足底压力监测中的应用

李宏恩<sup>1</sup>, 鲍申杰<sup>2</sup>, 高晓航<sup>2</sup>

(1. 长治医学院 生物医学工程系, 长治 046000; 2. 复旦大学 信息科学与工程学院, 上海 200433)

**摘要:** **目的** 通过研究压电式步态分析系统在足底压力监测中的实际应用, 为人体步态分析及其在临床医学及康复治疗作用提供参考。**方法** 设计压电式步态分析系统, 采集鞋垫中6个采集点的压力信号, 通过蓝牙模块传输足底压力信号, 并采用所设计手机APP和MATLAB软件分析和处理压力信号。**结果** 利用MATLAB软件插值、颜色映射等功能绘制足底压力云图、压力中心蝴蝶图, 通过测量双脚摆动相计算步行周期, 手机APP实时监测足底压力以实现意外摔倒报警。**结论** 该系统可实现站立姿态、平衡状态、步行周期及意外摔倒的监测, 所得实验结果与临床研究结论基本保持一致, 同时可穿戴式结构更适用于真实步行场景。

**关键词:** 步态分析; 足底压力监测; 压电效应; 可穿戴式结构; 意外摔倒

**中图分类号:** TN 98 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2017.03.014

## The application of piezoelectric gait analysis system in plantar pressure monitoring

LI Hong-en<sup>1</sup>, BAO Shen-jie<sup>2</sup>, GAO Xiao-hang<sup>2</sup> (1. Department of Biomedical Engineering, Changzhi Medical College, Changzhi 046000, China; 2. College of Information Science and Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

**Abstract:** **Objective** To provide references for human gait analysis and its application in clinical medicine and rehabilitation through research on practical application of piezoelectric gait analysis system in plantar pressure monitoring. **Methods** Piezoelectric gait analysis system was designed to collect pressure signals of six acquisition points in insole. The signals were transferred by bluetooth, and then analyzed and handled by APP and MATLAB. **Results** The plantar pressure cloud chart, center of pressure (COP) butterfly diagram were obtained by interpolation and color mapping in MATLAB, the walk cycle was calculated by measuring swing phase of both feet, and real time pressure monitoring was realized by mobile APP to give an accidental fall alarm. **Conclusions** The system can achieve monitoring of standing posture, state of equilibrium, walk cycle and accidental fall, and the experimental results are coincident with clinical research conclusions. Meanwhile, the wearable structure is more suitable in real walking scene.

**Key words:** Gait analysis; Plantar pressure monitoring; Piezoelectric effect; Wearable structure; Accidental fall

人体步态多种多样, 生活中常见的“外八字”、“内八字”就是对人体步态的一种描述, 故步态分析对于因不良习惯或生理疾病引起的步态缺陷预防和诊疗非常有必要。通过监测足底压力分布状况对人

体步态进行分析, 记录并分析所测压力参数, 从而了解人体足部结构、生理功能和动作姿态等重要信息, 可为诊断疾病和步行姿态提供依据<sup>[1]</sup>。

目前, 步态分析研究已经在很多方面得到应用,

收稿日期: 2016-08-28; 修回日期: 2016-10-11

基金项目: 山西省高校科技研究开发项目(20091025)。

通信作者: 李宏恩, 讲师, E-mail: lihongen888@qq.com。

例如诊断扁平足、糖尿病足等足疾<sup>[2-3]</sup>、预防青少年不良步态、预警老年人因骨质疏松等发生的意外摔倒<sup>[4]</sup>。在运动员及普通人群的运动训练和康复中对足底压力进行监测,可为监测运动姿态和运动康复提供客观依据。步态分析系统提供的监测数据还能辅助机器人设计,为研究者提供设计参考,例如在动力型假肢和类机器人设计领域<sup>[5]</sup>。因此,本文拟设计一款步态分析系统,采用传感器信号采集技术,具有低功耗、数据无线传输等特点,并通过计算机和手机终端实现对步态信号的分析处理,对重点监测人群的步态监测有重要的实际意义。

## 1 系统组成及设计原理

步态分析系统包括硬件系统和软件系统两部分<sup>[6]</sup>,系统工作原理如下:传感器采集电路采集人体重量对足底的压力信号,并将其转换为电信号,为实现可穿戴设计时将传感器嵌入在鞋垫;信号调理电路对微弱的传感器信号进行放大、滤波模拟处理,以便信号的数字采集;模数转换电路和单片机控制电路是系统的重要部分,主要完成从模拟信号到数字信号的转换、数据采集工作;通过蓝牙传输电路将数字信号传输到手机和计算机终端进行数据分析和处理<sup>[7]</sup>(见图1)。

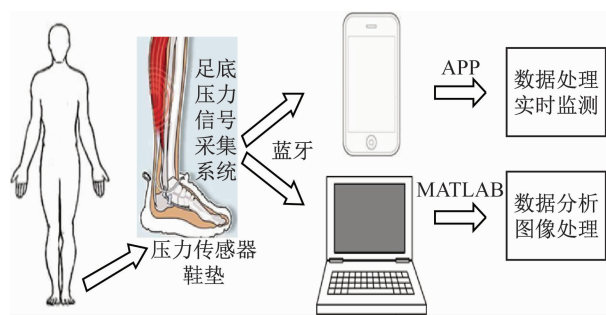


图1 步态分析系统原理图

Fig.1 Diagram of gait analysis system

### 1.1 硬件系统设计

硬件设计可归纳为传感器采集处理和信号转换传输两部分。根据步态分析系统的实际需要,传感器采用艾动公司提供的 i-motion 薄膜压力传感器<sup>[8]</sup>,将6个压力传感器分别放置在足跟内侧和第2、3跖骨附近的区域<sup>[9]</sup>。

单片机控制、数据转换及传输模块是系统硬件

核心,控制并实现数据的 A/D 转换和传输。本系统采用 AD7828 进行模数信号转换,该芯片与微控制器的接口十分简单,使用标准片选(chip select, CS)和读取(read, RD)信号来启动转换,并从三态数据输出读取数据;主控制器采用 STC89C52RC 单片机,采用 LQFP 封装,该技术封装时体积小,可靠性高;蓝牙传输模块采用 FBT06 蓝牙芯片通过串行数据透传(serial port passthrough, SPP)的方式实现单片机系统与计算机、手机终端的数据传输,波特率最高可达 1.384 Mb/s。

### 1.2 软件系统设计

软件设计主要包括单片机控制程序、安卓软件开发程序和利用 MATLAB 开发的串行数据处理软件构成。单片机作为下位机控制压电信号的数据采集、预处理及无线传输。上层软件包括计算机软件和安卓 APP,对蓝牙模块发射的数字信号进行处理,实现压力参数监测及步态分析<sup>[10]</sup>。

单片机控制程序可实现控制及读取模数转换输出的并行数据,并进行初步的程序处理,通过单片机 RXD 引脚串口输出;安卓 APP 开发工具采用 Android studio 1.5, JAVA 语言编程采用 JRE 1.8.0\_65 b17 amd64,基于 Android 4.4.2 系统,安卓软件接收通过蓝牙传输的数据,并将其保存到相应的 txt 文件,同时在 onDraw 中绘制足部轮廓和标尺卡,然后将数据映射到标尺卡中,依据不同压力值定义不同颜色,在相应的点绘制气泡,并根据之前计算到的颜色设置画笔的颜色<sup>[11]</sup>;利用 MATLAB 开发的串行数据处理软件主要实现不同压力点数据的独立处理,并可将数据转换为图形直观表示。

## 2 系统测试及应用研究

### 2.1 系统测试

为确保应用研究的科学性和准确性,分别对所设计系统进行线性和稳定性的测试<sup>[12]</sup>。

**2.1.1 系统线性测试** 线性主要衡量传感器受压力变化的相关性。测试时使用砝码给压力传感器提供稳定的压力,将电子天平放置在已嵌入传感器的鞋垫下方,分别进行两次独立测试实验,最终绘制完成以质量为 Y 轴,以传感器返回的压力值为 X 轴的图表(见图2)。结果表明,两次测试结果相关系数的值都很高,故本系统具有较好的线性。

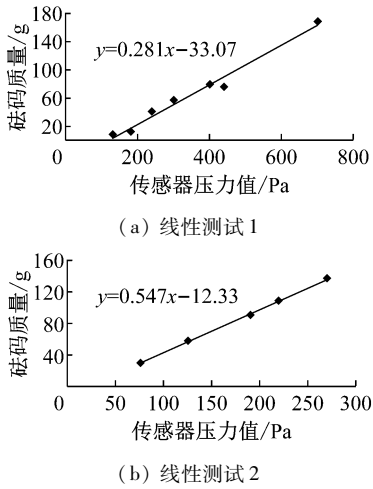


图2 线性性能两次测试结果  
Fig.2 Results from two tests on linear performance (a) Linear test 1, (b) Linear test 2

**2.1.2 系统稳定性测试** 稳定性可以确保系统工作时数据发生偏差的几率降到最低。同样,使用砝码给压力传感器提供稳定的压力,在计算机终端使用串口数据读取软件显示读数。结果表明,4次独立测试结果的稳定性都很好。图3所示为其中两次测试结果。两次测试数据出现误差的次数分别为3和5,出现误差的概率分别为2.85%和3.76%,最大误差率仅为1.515%,测量精度很高,故本系统具有较好的稳定性。



图3 系统稳定性两次测试结果  
Fig.3 Results from two tests on system stability

**2.2 系统的应用研究**

通过以上系统测试,表明该系统稳定性和线性都比较理想,为系统的实际应用研究创造了良好的条件。项目中分别对被试者站立姿态、平衡状态、步行周期及摔倒监测报警进行应用研究。

**2.2.1 站立姿态监测研究** 通过分析站立姿态下足底各点压力的相对大小,可以初步判断站立姿态是否良好,为临床诊断提供初步依据。例如,左、右

脚相同位置压力值差异较大则说明重心偏移,可能是某一侧脚有一定损伤;若两脚内侧压力值偏高,可能存在足外翻情况等<sup>[13]</sup>。

为了能够直观获得足底各监测点的相对压力值,利用 MATLAB 软件将采集数据转化为图形直观显示<sup>[14]</sup>。每个鞋垫设有6个采集点,上位机可以接收到6个采集点的数据和1个值恒为0x00的标志位数据。通过标志位位置,上位机处理程序可以通过6个数据值的顺序和鞋垫上压力点一一对应。

设定分布力测量输出值为0~255。为了便于使用者能够更为直观地了解足底压力分布的情况,对压力数值进行颜色映射。首先对数值进行灰度映射,则0~255的数据就映射为一条由白色渐变到黑色的颜色带,再将灰度色带进行RGB映射。其中,分布压力较高的部分为红色,中间部分为绿色,而分布压力较低的部分为蓝色。

由于压力传感器阵列空间分辨率有限,采样得到的点无法描绘成细致连续且边缘光滑的压力分布云图。为此,通过数据插值来平滑图像。本文采用 MATLAB 的 V4 和 cubic 插值方式。采用该系统分别对被试者的左、右脚的足底压力分布进行监测,并采用上述插值方式进行数值处理,最终在 MATLAB 软件中得到双脚压力分布的结果(见图4)。由图可见,原始压力云图经过3次插值处理后,能够显示出较为平滑的足底分布力的变化情况,与赵芝等<sup>[9]</sup>所得到的实验结果基本一致。

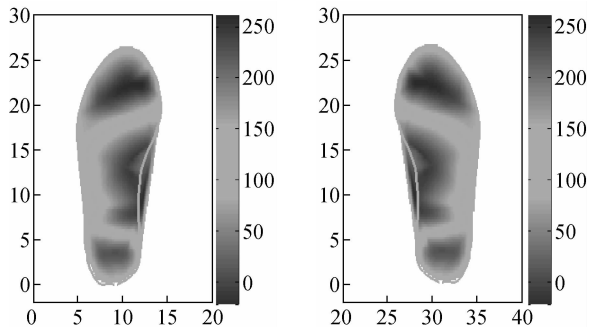


图4 MATLAB 插值处理后的足底压力云图  
Fig.4 Plantar pressure cloud through MATLAB interpolation processing

**2.2.2 平衡状态评估研究** 目前用于评定人体平衡状态的测试指标多达20种,大体可分为4类: ①用于反映平衡障碍程度的测试指标;②用于反

映足底压力中心动摇偏倚的测试指标;③ 用于反映足底压力中心动摇频率变化的测试指标;④ 用于反映足底压力中心动摇能量损耗的测试指标。

本文采用第2种,主要测试指标为X轴中心偏倚、Y轴中心偏倚、动摇偏倚、动摇优势方向及程度等。根据力矩平衡原理:

$$\sum (X_l - X_{cop})P_l + \sum (X_r - X_{cop})P_r = 0$$

$$\sum (Y_l - Y_{cop})P_l + \sum (Y_r - Y_{cop})P_r = 0$$

式中: $X_{cop}$ 、 $Y_{cop}$ 分别为压力中心(COP)坐标; $X_l Y_l P_l$ 和 $X_r Y_r P_r$ 分别为左、右脚的传感器位置和传感器电压值。

通过力矩平衡原理测得传感器电压并转换为足底受力和力矩数值,从而找到受试者在鞋垫上的COP点,将受试者在鞋垫上的COP坐标按点描绘成曲线,即受试者在鞋垫上的COP轨迹图。分别对正常双足和模拟左脚前脚掌无力进行测试。结果表明,正常双足的足底压力中心分布对称,而由于左脚前脚掌无力导致足底压力分布偏向于中后部,测试结果符合临床研究结果(见图5)。

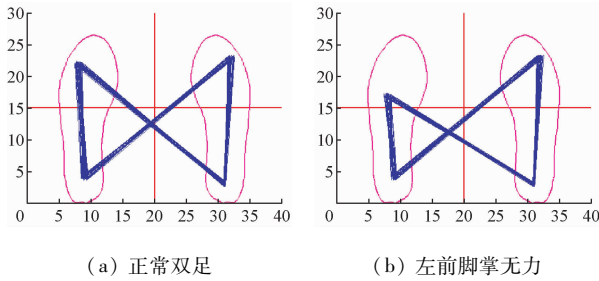


图5 COP蝴蝶对比图  
 Fig.5 COP butterfly diagram (a) Normal feet, (b) Adynamic left forefoot

2.2.3 步行周期监测研究 人在行走时,从一侧足跟着地起算到该侧足跟再次着地为止所用的时间被称为步行周期。在一个步行周期中,每一侧下肢都要经历一个与地面接触并负重的支撑相和离地向前挪动的摆动相,其中支撑相占整个步行周期的60%,摆动相占40%。

利用该原理可进行人体步行周期支撑相和摆动相的监测。由于系统采样频率恒定,通过计算两次同侧足跟着地间隔的采样周期数即可估算该侧摆动相时长,并测算步行周期。正常情况下,健康人步行时左右脚摆动相时长基本相同。若出现左右脚摆动

相时长相差较大时,则说明可能摆动相障碍。

分别选取大三男生(身高175 cm)、大三女生(身高165 cm)、右下肢残疾者(由大三男生模拟)作为研究对象。前两名志愿者均无身体残疾,第3名志愿者模拟的对象是因肌肉萎缩造成右下肢向右侧偏转导致行动不便,模拟时要求志愿者在右脚落地时有短暂的停顿。具体测量时,以10个步行周期为一个测量周期,取每个测试者步行周期的平均数。测量结果表明,两名身体健康的志愿者步行周期中的左右脚摆动相时长基本一致;男生与女生的步行周期有差异,推测男生的步长略大于女生的步长,故在步速相同的情况下,男生的步行周期大于女生的步行周期;右下肢残疾者由于残疾导致步行周期总体比正常人长,且残疾侧摆动相时长大于正常侧摆动相时长(见表1)。

表1 步行周期实测表  
 Tab.1 Measured walking cycle

对象	摆动相(左)/s	摆动相(右)/s	步行周期/s
成年男性	0.475	0.488	1.22
成年女性	0.456	0.448	1.14
模拟右下肢残疾	0.732	0.865	1.89

2.2.4 摔倒监测研究 意外摔倒对于正常成年人来说可能影响不大,但对于老年人等特殊人群也许是致命的。利用压力值迅速降低为零的原理,该系统实现了对意外摔倒的监测和提醒<sup>[15]</sup>。实验中让被试者模拟摔倒的情形,双脚离地,此时系统将监测到这一情况,并在手机终端显示摔倒的提示信息。图6所示为被试者模拟意外摔倒后手机终端显示的提示信息。



图6 摔倒提醒功能界面  
 Fig.6 Function interface of fall warning

### 3 结语

根据系统设计原理,分别进行系统硬件设计和软件设计,通过软硬件结合最终完成步态分析系统。经测试具有良好的线性和稳定性,并可实现基本的压力数据的实时采集和步态分析,还可实现对意外摔倒进行提示。采用鞋垫可穿戴式使系统工作不受地点局限,相比以往需要赤足在压力步道进行足底压力采集,更加适合真实的步行场景。由于传感器数量较少,本系统的压力分辨率较低,在对足底压力情况进行完整细致的描绘上还存在一些问题,将在后续研究中考考虑采用传感器阵列的方式得以改善。

### 参考文献:

- [1] 朱险峰, 赵自雷, 许东浩, 等. 足底压力分布监测系统设计与初步临床应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(2): 439-444.
- [2] HAU P, DAVID G, HETALL C, *et al.* Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration [J]. *Diabetes Care*, 2000, 23(5): 606-611.
- [3] 郑陈帆, 刘艳成, 闫松华, 等. 坐骨神经痛患者的步态特征[J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 73-77.  
ZHENG CF, LIU YC, YAN SH, *et al.* Gait characteristics of patients with sciatica [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(1): 73-77.
- [4] 霍洪峰, 吴艳霞, 高峰, 等. 男性老年人健步走足底压力分布与步态特征[J]. 中国康复医学杂志, 2009, 24(12): 1119-1121.
- [5] PAOLO D, EUGENIO G, CECILIA L. Humanoids and personal robots: Design and experiments [J]. *J Robot Syst*, 2001, 18(12): 673-690.
- [6] 韦启航, 陆文莲, 傅祖芸, 等. 人体步态分析系统——足底压力测量系统的研制[J]. 中国生物医学工程学报, 2000, 19(1): 32-40.
- [7] 张吴华, 闫松华, 方沉, 等. 用便携式步态分析仪评估全髋关节置换术手术效果[J]. 医用生物力学, 2015, 30(4): 361-366.  
ZHANG HH, YAN SH, FANG C, *et al.* To evaluate the operation effect of total hip arthroplasty with portable gait analyzer [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(4): 361-366.
- [8] 王司洋. 基于 PVDF 压电薄膜足底压力分布采集系统研究与设计[D]. 大连: 大连理工大学硕士学位论文, 2011.
- [9] 赵芝, 吴明方, 李新梅, 等. 中国大学生 46 例足底压力分布测量[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(46): 9062-9065.
- [10] 高琴. 基于嵌入式软核处理器技术的便携式人体足底压力分布测量系统[D]. 西安: 西安工程大学硕士学位论文, 2007.
- [11] 王丹. 使用手机 APP 进行远程监测的电流及温湿度控制器的研究与设计[D]. 石家庄: 河北农业大学硕士学位论文, 2015.
- [12] 朱峭, 毛崎波. 通过实验模态分析设计阵列式压电模态传感器[J]. 振动与冲击, 2015, 34(19): 120-125.
- [13] 袁刚, 张木勋, 王中琴, 等. 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.
- [14] 张志涌, 杨祖樱. MATLAB 教程: R2012a[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2010.
- [15] 刘政. 基于三维足底压力检测的人体防摔策略研究[D]. 长春: 吉林大学硕士学位论文, 2014.