

# 人体步态数据测量系统的设计与实现

姚健 张乾勇

(西南交通大学电气工程学院 成都 262500)

**摘要:** 下肢外骨骼机器人和下肢康复机器人是当前的研究热点,人体运动的步态数据对其完成步态识别与控制有重要意义。为了获取人体行走过程中的步态信息,本文设计并实现了一套测量足底压力与关节角度数据的数据采集系统。该系统包含微处理器、足底压力传感器、角度传感器、信号调理模块以及数据存储模块,能实现步态数据的自动解算、采集和存储。利用该系统成功采集了不同实验对象在不同速率下足底压力数据和关节的角度数据,结果显示出一定的步态特性,为进一步的步态分析与识别提供参考。

**关键词:** 下肢外骨骼;步态数据采集系统;步态分析与识别

**中图分类号:** TN40 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.8050

## Design and implement of a human gait data measure system

Yao Jian Zhang Qianrong

(School of Electrical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 262500, China)

**Abstract:** Lower limb exoskeleton robots and rehabilitation robots have been a hot area in recent years, and obviously the gait data is significant meaningful to gait recognition and its control system. To collect the human gait information when he is waling, a set of data acquisition system which can measure the foot pressure and joint angles is presented in this paper. This system consisting of MCU, foot pressure sensors, joint angle sensors, signal condition module and data storage module is able to decode, gather and store gait data automatically. With this system, the foot pressures and joint angles of different people walking at different speed are collected successfully. And the results show some gait features, which can provide reference for farther gait analysis and recognition.

**Keywords:** lower limb exoskeleton; gait data acquisition system; gait analysis and recognition

## 0 引言

外骨骼机器人是一套结合了人的智力和机械强壮性的可穿戴设备,可用于增强人的负重能力、提高人的耐力。自2000年美国国防部以提高单兵作战能力为初衷开始着手“增强人体机能的外骨骼”项目<sup>[1]</sup>开始,国内外多个机构开始加入到该领域的研究中。其中较为成功的有加州伯克利大学研发的 BLEEX 外骨骼机器人,美国雷神公司研发的 XOS 军用外骨骼机器人。此外麻省理工大学、哈佛大学、日本筑波大学、新加坡南洋理工大学以及国内的浙大和哈工大等也在进行外骨骼机器人的研究<sup>[2]</sup>。外骨骼机器人除了在军事上的应用外,在民用方面可以与康复治疗相结合,帮助有肢体疾病的人进行康复训练<sup>[3]</sup>。

外骨骼机器人是自主跟随人的运动且不会妨碍人的行为,这要求外骨骼实时地获取人体运动的步态信息和人的运动意图。步态数据通常也是外骨骼控制系统的参考信

号<sup>[4]</sup>。人在行走过程中的步态数据主要有足底压力、关节角度、肌电信号和脑电波信号等。足底压力是指足底与地面接触的相互作用力,其能反映出行走过程中人的姿态、重心等信息<sup>[5]</sup>;关节角度是指行走过程中关节摆动的角度,是外骨骼关节驱动的关键参考信息;肌电信号主要测量的是肌肉细胞在肌肉运动前产生的电信号<sup>[6]</sup>,而脑电波信号主要是指脑电图(EEG)、脑皮层电图(ECoG)和皮层电极等<sup>[7]</sup>。其它的步态数据还包括人在运动过程中产生的加速度信号、倾角信号等信息<sup>[8]</sup>。这些步态数据是人体运动的运动学和动力学分析的依据,是步态分析和识别的前提,是外骨骼机器人运动控制和预测的参考输入<sup>[9]</sup>。

为了有效地获取正确的步态数据,需要设计一套数据采集系统。国内外在研究外骨骼机器人和人体步态时提出许多不同的步态数据采集方案。在 BLEEX 的传感器系统中,利用了力传感器和倾角传感器测量人行走过程中的关节力和角度,并单独设计了一套脚踏开关来完成足底压力

分布的测量<sup>[10]</sup>;日本筑波大学研发的 HAL 外骨骼机器人是利用 EMG 贴片电极来测量肌肉的肌电信号<sup>[11]</sup>。本文所提出的一套步态数据采集系统主要测量的是足底压力、髋关节角度、膝关节角度和踝关节角度等信息,为下一步研究人在行走过程中足底压力信号和下肢关节角度之间的关联机制提出数据支撑。

## 1 系统组成

本文设计的步态数据采集系统的目标信息有足底压力信号和下肢关节的角度信号。该系统主要包括:足底压力传感器、角度传感器、信号处理模块。信号处理单元完成压力信号的放大、采样、滤波以及所有步态数据的存储等工作。其结构框图如图 1 所示。

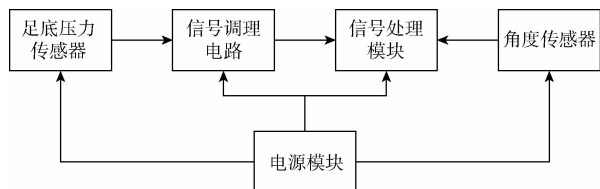


图 1 系统结构

### 1.1 传感器系统

本系统主要包含两类传感器,即压力传感器和角度传感器,分别用以测量足底压力数据和关节角度数据。为了确保足底压力信号的有效测量,要求传感器不影响人的步行行为,故选用美国 Tekscan 公司生产的一款 Flexiforce A201 薄膜型压力传感器,厚度仅有 0.203 mm,其柔性材质使得该传感器具有良好的适应性,能够方便布置而不干扰人的行为,如图 2(a)所示。根据人足底压力分布情况可知<sup>[12]</sup>,足底主要的受力点是脚趾、前掌和脚后跟,故而传感器的布置主要集中在这 3 个区域的 ABCDE 5 个位置,如图 2(b)所示,最后制作的压力测量鞋垫如图 2(c)所示。

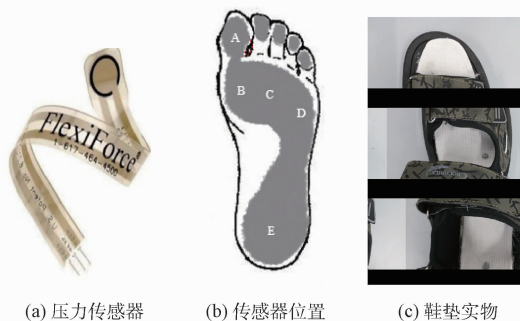


图 2 足底压力测量鞋垫

测量关节角度选用的是 Xsens 公司 MTI-30 传感器,其静态及动态导向误差分别为  $0.2^\circ$ 、 $0.5^\circ$ ,且各导向角输出通过其自带的卡尔曼滤波器,利用陀螺仪、加速度计、磁力计等数据计算出的没有漂移的高精度的统计最优的三维方向估

计。将 3 个 MTI 分别固定在人大腿、小腿和脚面上,如图 3(a)所示,用以测大腿摆动角度  $\alpha$ ,膝关节角  $\beta$  和踝关节角  $\gamma$ ,3 个角度的定义如图 3(b),逆时针方向为正向角度。

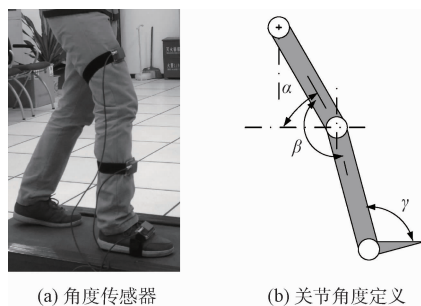
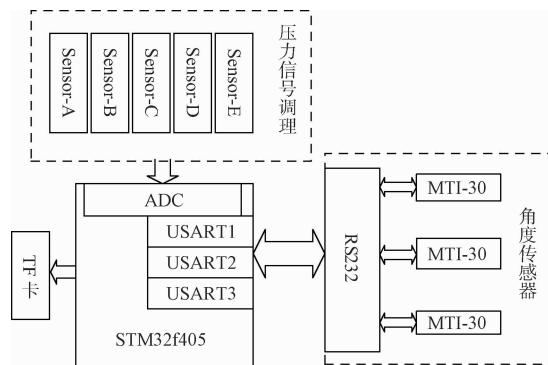


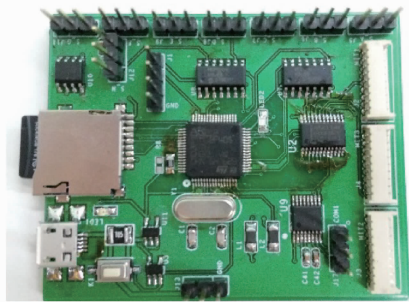
图 3 角度传感器的安装与角度定义

### 1.2 信号处理模块

如图 4 所示,信号处理模块是一套以 STM32F405 为主控器的电子系统,是该数据采集系统的核心,主要任务是完成信号的调理、放大、滤波、电平转换、角度解算以及数据存储和传输等工作,硬件框图如图 4(a)所示,实物如图 4(b)所示,实物尺寸只有  $6\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,由电池供电,直接固定在身上工作。



(a) 硬件框图



(b) 模块实物

图 4 信号处理模块

压力传感器是电阻式压力传感器,电导率随所受压力的增大而增大,因此需要设计信号调理电路将电阻信号转换成电压信号,并对信号进行放大,信号调理电路如图 5 所

示。输出的电压值  $V_{out} = 3.3 \times (R_{ref}/R_s)$ ,  $R_s$  是压力传感器的内阻。输出的电压值在 STM32 中完成 A/D 转换和滤波,其中采样率为 500 Hz。

角度传感器是通过串口将数据传输给 MCU,需要将 RS232 电平转换成 TTL 电平。MTI-30 以特定的帧格式输出横滚角的 AD 值,而非是关节的角度,所以需要由信号处理模块解算出关节角度。

电源接口主要采用 USB 接口,这可以让模块有多种电源选择,同时留有备用接口,方便模块与外骨骼其他电子系统联合使用。为了保证实验对象在正常运动下采集步态数据,应尽可能减少系统连线并保证系统采集的数据的可靠性,模块在实验中采用移动电源供电。

信号处理模块需要处理 5 路压力数据,3 路串口角度数据,考虑到数据量和传输速度,数据采用 SD 卡存储,其每秒最高可传输 24 MB 的数据。所有数据以文本文件的形式存储在 SD 卡里。另一方面预留串口供模块与其他模块通信。

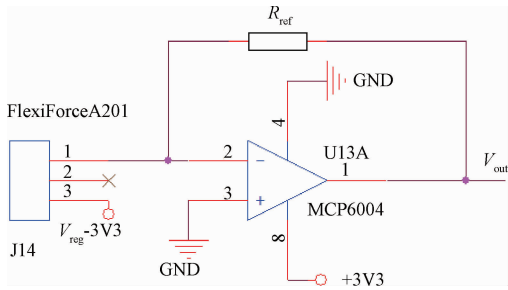


图 5 压力传感器的调理电路

## 2 软件设计与实验结果

### 2.1 软件设计

STM32F405 主要需要完成以下任务:1)配置 MTI 传感器,设置传感器的工作模式、采样率、波特率和输出格式等;2)接收 3 个串口传来的角度数据,解算数据帧并计算出相应关节角度;3)利用内部 ADC 完成信号调理电路输出的 5 路压力数据的 A/D 转换,并求均值;4)将采集的角度值和压力值存储在 SD 卡中的 txt 文件里。

设置 MTI 以 100 Hz 的采样率输出横滚角,波特率为 11 520 的串口通信,数据格式是 IEEE754 单精度浮点数。roll\_MTI1, roll\_MTI2, roll\_MTI3 分别是固定在人脚上、大腿和小腿上传感器输出的横滚角,则关节角度  $\alpha = 180 - \text{roll\_MTI2}$ ,  $\beta = (180 + \text{roll\_MTI3}) - \text{roll\_MTI2}$ ,  $\gamma = (180 + \text{roll\_MTI3}) - \text{roll\_MTI1}$ 。

采用 STM32F405 的内部 ADC 完成足底压力的 A/D 转换,由定时器触发 ADC 以 500 Hz 的采样率采样,每 5 个采样点进行一次求和平均。所有数据按列存储在文件中。软件流程如图 6 所示。

### 2.2 实验结果与分析

为了验证整套步态数据采集系统的有效性和可靠性,利

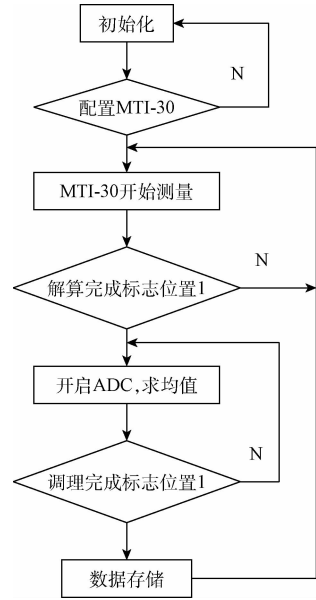
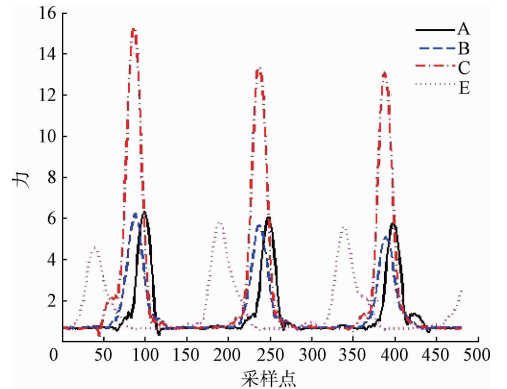


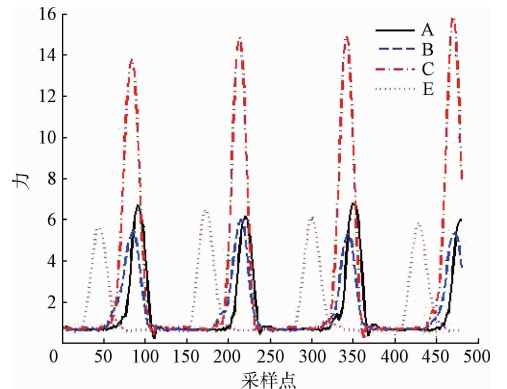
图 6 不同速率下各关节运动角度

用该系统测量不同实验对象在不同步行速度下的足底压力数据和下肢关节的角度数据,并对采集到的数据进行平滑处理。

图 7(a)所示的是在 3.6 km/h 时的足底压力数据,由于 D 号传感器的数据太小,舍弃,保留 ABCE 4 处传感器数据。从图中可以看出足底压力呈现出一定步态特性:脚趾、



(a) 3.6 km/h 时的足底压力信号



(b) 4.8 km/h 时的足底压力信号

图 7 不同速率下的足底压力信号

前掌和脚跟先后出现波峰,前掌两个传感器的数据具有同相性,幅值的不同说明两个部位的受力不同,整个数据具有一定的周期性。图 7(b)是 4.8 km/h 时的足底压力数据分布情况。图 7(a)和(b)对比,图 7(b)在相同时间内步数增加了,且各点的峰值增加,这是由于速度增加,脚与地面的冲量增大,所以所受的力也增大。

图 8(a)所示是在 3.6 km/h 时的各个关节的角度数据,图中 A 是指 Ankle, K 是指 Knee, H 是指 Hip,从图中可以看出各个关节的角度也具有一定的周期性。图 8(b)是 4.8 km/h 时的各关节的角度数据,图 8(a)和(b)对比来看,由于速度的增加,波峰之间的间隔减少,正负向最大角也有细微差异。图 9 是 4.8 km/h 时压力数据和角度数据的综合情况。

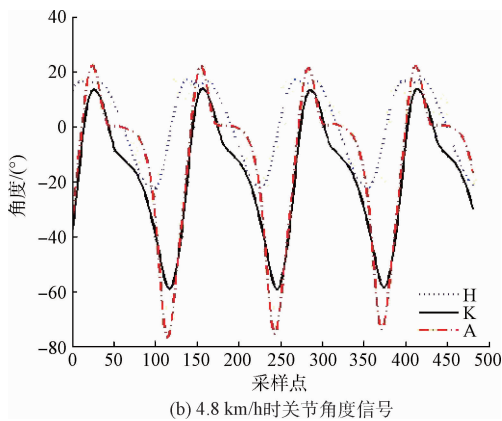
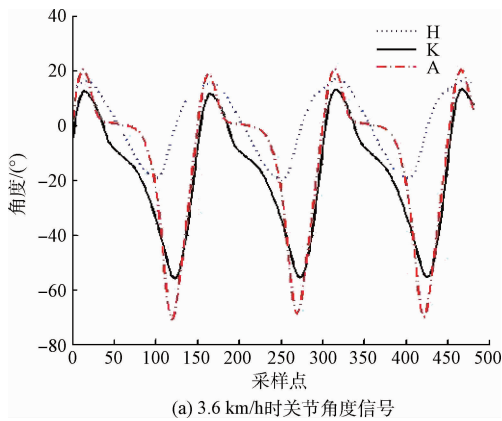


图 8 不同速率下的关节角度数据

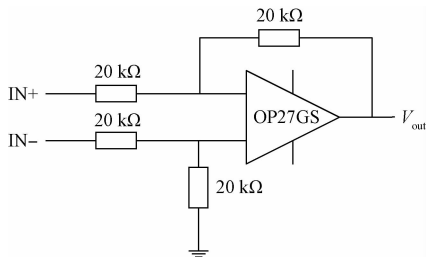


图 9 4.8 km/h 速率下压力数据和角度数据

### 3 结 论

由实验结果可以看出,本文所实现的步态数据采集系统能够有效地采集人行走过程的步态数据,系统运行稳定并获取的数据可靠,所以本系统可以作为采集人步态数据的一种有效方式,能够满足外骨骼机器人研究的步态分析和控制系统的一般需求。此外系统留有 3 个足底压力的传感器的冗余接口,如果需要更丰富、更准确的足底信息,可以直接接入更多的压力传感器。

本文提出的步态数据采集系统并没有采用无线传输或其他通信方式存储数据,保证了数据的完整性,并尽量减少硬件连线,最大限度降低硬件对人正常步行的影响。并在软件中加入了平滑算法,使得输出的步态数据更加光滑,更加可靠。

该系统下一步需要做的工作是利用获取的步态数据实现一种算法完成步态识别,并将识别结果通过串口传输给外骨骼机器人的其他模块,为外骨骼机器人的控制系统提供参考。

### 参考文献

- [1] CHU A, KAZEROONI H, ZOISS A. On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005: 4353-4360.
- [2] 牛彬. 可穿戴式下肢步行外骨骼控制机理研究与实现[D]. 杭州:浙江大学, 2006.
- [3] 张娇娇, 胡秀枋, 徐秀林. 下肢康复训练机器人研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2012(8): 728-730.
- [4] 高增桂, 孙守迁, 张克俊, 等. 面向外骨骼机器人人机交互的步态数据获取系统及识别模型[C]. 和谐人机环境联合学术会议, 2013.
- [5] PETROVIĆ S, DEVEDŽIĆ G, RISTIĆ B, et al. Foot pressure distribution and contact duration pattern during walking at self-selected speed in young adults[C]. Mediterranean Conference on Embedded Computing. IEEE, 2013: 172-175.
- [6] FLEISCHER C, HOMMEL G. A Human-exoskeleton Interface Utilizing Electromyography [J]. IEEE Transactions on Robot, 2008, 24 (4): 872-882.
- [7] NOVAK D, RIENER R. A survey of sensor fusion methods in wearable robotics [J]. Robotics and Autonomous Systems, 2015(73): 155-170.
- [8] HUANG L H, STEGER J R, KAZEROONI H. Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C]. 2005 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Orlando, Florida USA: 2005.

- [9] 沈林勇,章亚男,钱晋武,等. 下肢步行康复训练机器人的人-机耦合力检测[J]. 电子测量技术,2012(12): 14-18.
- [10] ZOISS A, KAZEROONI H, ZOISS A, et al. Architecture and hydraulics of a lower extremity exoskeleton [C]. ASME 2005 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 2005:1447-1455.
- [11] 张向刚,秦开宇,石宇亮. 人体外骨骼服技术综述[J]. 计算机科学,2015(8):1-6.
- [12] 王明鑫,俞光荣,陈雁西,等. 正常中国成年人足底压力分析[J]. 中国矫形外科杂志,2008,16(9): 687-690.

### 作者简介

**姚健**, 硕士研究生, 主要研究方向为模式识别与智能系统。

E-mail: yao.jeam@gmail.com

**张乾勇**, 硕士研究生, 主要研究方向为下肢外骨骼机器人。

(上接第 168 页)

### 作者简介

**王冀超**, 1992 年出生, 工学硕士, 主要研究方向为微弱信号检测、Duffing 混沌振子、地面地震勘探研究等。

**杨正华**, 1957 年出生, 教授, 主要研究方向为物理模型实验研究、海上多波地震勘探物模研究、VSP 和地面地震勘探研究等。

**岳亮**, 1993 年出生, 工学硕士, 主要研究方向为地面地震勘探研究、微地震技术研究等。

**廖文鹏**, 1992 年出生, 工学硕士, 主要研究方向为电法勘探、微弱信号处理和分析研究等。

E-mail: 2267802063@qq.com

(上接第 183 页)

- [15] 孙惠斌, 牛伟龙, 王俊阳. 基于希尔伯特黄变换的刀具磨损特征提取[J]. 振动与冲击, 2015, 34(4):158-164.
- [16] 刘翠伟, 李玉星, 孟令雅, 等. 基于希尔伯特黄变换的输气管道泄漏音波时频特性分析[J]. 振动与

冲击, 2014, 33(16):42-49.

### 作者简介

**杨孟交**, 工学硕士, 主要研究方向为计算机测控。

E-mail: yangmengj@yeah.net