



# 基于 MEMS 倾角传感器和薄膜压力传感器的人体步态监测装置

崔建鹏, 曹恒, 朱钧, 江金林, 张雨

(华东理工大学机械与动力工程学院, 上海 200237)

**摘要:** 为研究康复型下肢外骨骼的运动状态, 基于微机电系统 (microelectromechanical system, MEMS) 倾角传感器和薄膜压力传感器建立人体运动状态监测装置。该装置按照功能划分为传感器模块、无线发送模块和数据处理模块, 传感器模块利用倾角传感器和薄膜压力传感器感知肢体运动倾角和脚底支反力, 无线收发模块通过 ZigBee 将数据发送至计算机, 数据处理模块采用 Labwindows/CVI 软件实现步态周期归一化处理。通过该系统与某型步态图像识别系统同步进行多种步速的步态试验, 得到不同步速下两装置膝关节运动倾角归一化数据对比曲线, 其结果基本一致, 试验表明本监测装置具有实用性。

**关键词:** 信息处理技术; 步态监测装置; 步态周期归一化; MEMS 传感器

中图分类号: TP312

文献标志码: A

文章编号: 1674-5124(2018)08-0070-06

## Human gait monitoring system based on MEMS tilt sensors and thin film pressure sensors

CUI Jianpeng, CAO Heng, ZHU Jun, JIANG Jinlin, ZHANG Yu

(School of Mechanical and Power Engineering, East China University of Science and Technology, Shanghai 200237, China)

**Abstract:** In order to study the movement state of the rehabilitative lower limb exoskeleton, a monitoring device based on the microelectromechanical system tilt sensor and thin film pressure sensor was established. The device had its function divided into sensor module, wireless send module and data-processing module. The sensor module used the tilt sensors and the film pressure sensor to perceive the movement angle of the limb and the reacting force of the foot. The experimental data was send to computer with ZigBee. The data-processing module used the Labwindows/CVI to achieve the period normalization of the gait. The system synchronized with a certain gait recognition system carried out tests under a variety of gait speed, and the data comparison normalization curves of knee joint motion angle of the two systems was obtained. The results of the gait test data of the system were basically the same as that of a gait image recognition system. It is proved that the monitoring system is practicable.

**Keywords:** information processing technology; gait monitoring device; normalization of gait cycle; MEMS sensors

收稿日期: 2018-03-11; 收到修改稿日期: 2018-04-25

基金项目: 国家自然科学基金(91748110)

作者简介: 崔建鹏(1991-), 男, 河北保定市人, 硕士, 专业方向为智能传感测控技术。

## 0 引言

人体运动状态研究与应用较为广泛,尤其对人体步态的研究最为突出,例如康复型可穿戴式外骨骼的姿态研究,需要建立人体步态监测系统<sup>[1]</sup>。当前步态监测系统采用光学图像、生物雷达、MEMS 传感器 3 种方式。与光学图像、生物雷达<sup>[2-4]</sup>相比, MEMS 传感器具有体积小、不受外界光线影响,穿戴方便、价格便宜等优点。因此, MEMS 传感器在两足机器人步态研究中具有重要作用。

现有的基于 MEMS 传感器的人体步态监测装置是基于三轴向微型加速度传感器的姿态测量系统或者足底压力分布测量系统,通过根据测量倾角或者压力数据划分步态<sup>[5-8]</sup>。但目前监测系统大都采用单传感器,提取的步态信息不全面。传感器数据发送方式采用有线传输,试验区域受限于线路长度。另外,人体在行走过程中,每一步之间存在差异,为了便于研究穿戴者步态信息,需要对其归一化处理。而当前研究缺少对步态数据的周期归一化<sup>[9-13]</sup>。

针对上述不足,本文设计了一种倾角传感器和压力传感器组合测量的无线监测装置。该装置通过 MEMS 倾角传感器和薄膜压力传感器测量下肢倾角与脚底支反力,然后搭建 ZigBee 无线发射节点,将试验数据打包发送至计算机,利用 Labwindows/

CVI 软件<sup>[14]</sup>建立数据显示与处理平台,实现步态周期的归一化处理。

## 1 装置结构与原理

正常人行走过程中,各关节主要进行矢状面上的运动,即髋关节、膝关节和踝关节的屈伸。人体步态具有周期性,从脚跟着地开始,到同一脚再次迈向前着地为止,为一个步态周期。人体步态的特征主要是左腿和右腿的髋关节与膝关节矢在矢状面上倾角,还伴随着脚底支反力的变化。通过研究分析,对步态的监测主要是髋膝关节倾角,另外,足底支反力可以很好地反映脚底触地情况,对步态划分和识别有重要作用。

本试验系统的结构如图 1,下位机由 5 路倾角传感器和一双传感靴组成。5 路倾角传感器分别绑缚在穿戴者的躯干、大腿和小腿上,用于测量大腿、小腿和躯干与水平面的夹角。传感靴的鞋底放置有 4 个薄膜压力传感器,用来感知行走过程中脚与地面的相互作用力。各个传感模块通过 CAN 总线通信,协处理器将数据打包至发送区。ZigBee 无线通信具有近距离、低功耗、短延时、高容量等特点,因此本试验系统选择其作为数据通信模块,使数据传输不受监测范围的影响。

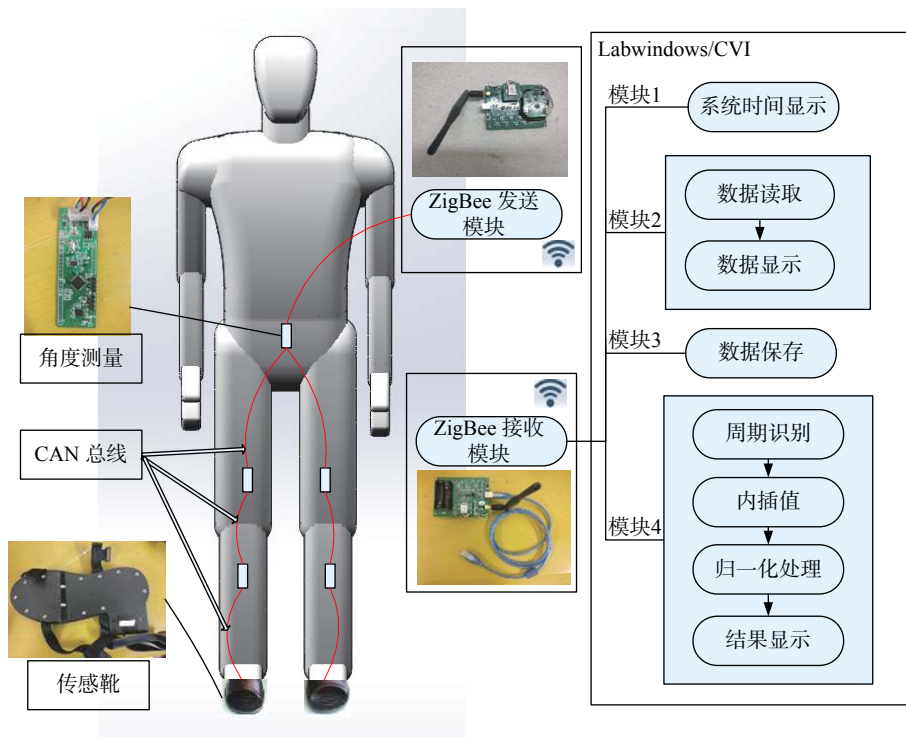


图 1 系统总体结构

本系统上位机使用 CVI 软件接收数据,多线程编程实时显示髌关节、膝关节倾角与脚底支反力,同时与数据库建立连接,保存原始数据并且能够回放历史测量数据;采用多线程编程进行周期划分识别,建立周期归一化函数,将不同周期数据通过三次样条插值整合为相同的周期,并且显示保存每个点的最值与均值,方便以后进行步态划分。

## 2 设计要点

### 2.1 下位机硬件模块

#### 2.1.1 传感器

本试验系统的倾角传感器采用 InvenSense 公司生产的 MPU-6050 型 6 轴 MEMS 运动处理传感器,通过内置的数字运动处理器(digital motion processor,简称 DMP)可以精确得到芯片各测量周与基准面的角度信息。躯干倾角传感器安装在穿戴者腹部,大腿倾角传感器安装在膝盖上部大腿的 1/3 处,小腿倾角传感器安装在膝盖下部小腿的 1/3 处。在安装该传感器时,将芯片的测量  $x$  轴平行于矢状面并与被测肢体垂直, $y$  轴与被测肢体平行。通过计算大腿和躯干的倾角差值可以得到髌关节倾角,同理,通过计算大腿与小腿的倾角差值可以得到膝关节倾角。

足底支反力传感器选用薄膜式压力传感器,量程为 50 kg,可对任何接触面的压力进行静态和动态测量,薄膜压力传感器将施加在传感器感应区域的压力转换成电阻信号,然后根据力-电阻的标定关系曲线获得外界所施压力的变化信息,压力越大,传感器输出的电阻越小。

在行走过程中,脚底支反力主要分布在前脚掌、后脚掌与足弓处,因此,分别在鞋底的前脚掌、足弓处和后脚掌处放置 4 个该传感器,分别标号为 1 号、2 号、3 号、4 号。布置如图 2 所示。

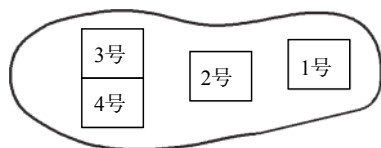


图 2 传感器位置

#### 2.1.2 ZigBee 无线发送/接收模块

本系统无线发射模块嵌入了协处理器 STM32-F103CBT6 单片机,ZigBee 无线节点为 ESP8266 无线模块。协处理器寄存了下位机 7 路传感器数据,包括躯干倾角、大腿倾角、小腿倾角和脚底支反

力。每路都是 16 位二进制数据,采样频率为 50 Hz。

接收模块包括 ESP8266 无线模块和串口通信模块,主要功能是接收传感模块数据,并将数据发送至 PC 端。无线发送与接收频率为 2 412 MHz,串口波特率为 115 200,数据位 8 位,无奇偶校验位,停止位为 1。

### 2.2 步态周期归一化

软件模块采用基于美国国家仪器有限公司(National Instruments)的 CVI 软件。如图 3 为步态周期归一化流程,人体步态有一定周期性,首先通过自相关函数得到各个步态周期,然后通过脚底支反力特征找到周期起点分割各个步态周期,最后利用三次样条插值将所有周期归整为同一周期,完成周期归一化。

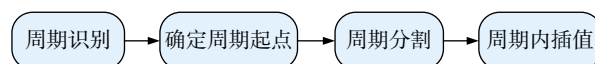


图 3 步态周期归一化流程

#### 2.2.1 自相关函数求步态周期

为了确定该信号的周期,工程上通常采用自相关函数。求取  $f(t)$  和将  $f(t)$  在时间轴上错开时间  $\tau$  的函数的相关性,观察在错开的时间  $\tau$  处相关值是否出现峰值,来确定周期。

模拟信号  $f(t)$  的自相关函数表达式为

$$R_{ff}(\tau) = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} \int_0^T f(t)f(t+\tau)dt \quad (1)$$

在本试验中,步态信号是离散字信号,其相关函数表达式为

$$R_{ff}(j) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_i f_{i+j} \quad (2)$$

穿戴者在行走过程的步态是周期性运动,髌关节倾角、膝关节倾角和脚底支反力具有明显周期性。足底支反力使用式(2),进行自相关处理,得到自相关曲线,每个峰值间即为步态周期。在穿戴者行走过程中,每一步态存在一定差异,导致步态周期不同,因此,需要得到每步的周期。通过极大值点法确定各个步态周期  $N_i$ ,计算  $R_{ff}(j)$  差分,得到  $N_i$  便于进行周期分割。

#### 2.2.2 确定周期起点

正常行走步态过程中,一个脚底触地到这只脚再次触地为一个步态循环。在一个步态周期过程中,左脚地面支反力呈双峰曲线如图 4 所示。

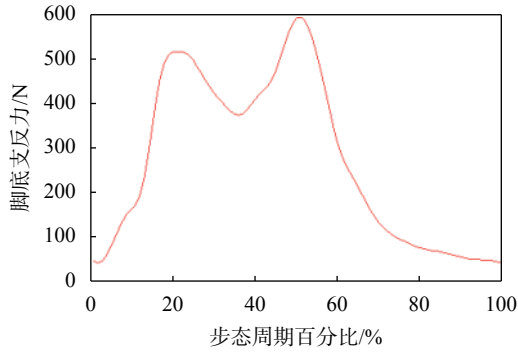


图 4 足底支反力曲线

本系统依据左脚底支反力情况来划分周期, 即确定脚底支反力信号的第一个上升沿。上升沿起点为双峰曲线的第一个极小值点, 利用公式(3)和公式(4)计算某相邻数据的差分  $\text{diff}(i-1)$ 、 $\text{diff}(i)$ :

$$\text{diff}(i-1) = f(i) - f(i-1) \quad (3)$$

$$\text{diff}(i) = f(i+1) - f(i) \quad (4)$$

当  $\text{diff}(i-1) < 0$  且  $\text{diff}(i) > 0$  时, 可以确定  $i$  点为该周期极点;

定义特征值变量  $I$ , 用于保存某一周期  $N_i$  处于上升沿数据的个数;

在同一步态周期中, 判断极点  $i$  之后的数据是否处于第 1 个上升沿, 若是, 则在特征变量  $I$  的基础上加 1, 即

$$I = I + 1 \quad (5)$$

第 1 个上升沿约为支撑相的 50%, 支撑相约为整个周期的 60%, 所以第 1 个上升沿约为步态周期的 30%, 第 2 个上升沿约为周期的 15%。在该周期内, 为了区别第 2 个上升沿, 设定变量  $\alpha$ , 如果  $I > \alpha N$ , 即可确定极点  $i$  为该周期起点。另外针对不同的穿戴者, 通过调整  $\alpha$  的值, 可以提高识别准确性。

### 2.2.3 三次样条插值

根据 2.2.2 节所得到的步态起点对髋关节、膝关节倾角与脚底支反力进行周期分割, 得到  $n$  个不同周期的步态数据, 每个周期为  $N_i$ , 为方便数据处理, 需要将  $n$  个周期数据整合为相同周期  $T$  ( $N_i < T$ )。

三次样条插值具有连续的二阶导数, 并且曲线的光滑性好, 存在唯一解, 工程上通常使用三次样条作为差值函数  $s(x)$ 。为获得准确的插值数据, 采用公式(6)进行相邻两节点间  $[x_{j-1}, x_j]$  的分段插值。

$$s_j(x) = a_j x^3 + b_j x^2 + c_j x + d_j \quad x \in (x_{j-1}, x_j) \quad (6)$$

采样数据截取前后阈值, 步态周期的边界点

$x_0$  与  $x_n$  存在一阶导数, 因此, 步态周期满足三次样条插值的第二类边界条件, 利用边界条件

$$s'(x_0) = y'_0 \quad (7)$$

$$s'(x_n) = y'_n \quad (8)$$

建立动态链接库, 构造三弯矩方程, 由第二类边界条件得到:

$$\begin{cases} 2M_1 + \lambda_1 M_2 = 6f[x_0, x_1, x_2] - \mu_1 M_0 \\ \mu_i M_{i-1} + 2M_i + \lambda_i M_{i+1} = 6f[x_{i-1}, x_i, x_{i+1}] (i=2, 3, \dots, n-2) \\ \mu_{n-1} M_{n-2} + 2M_n = 6f[x_{n-2}, x_{n-1}, x_n] - \lambda_{n-1} M_n \end{cases} \quad (9)$$

其中,  $M_i = s''(x_i)$ ,  $\mu_i = \frac{x_i - x_{i-1}}{x_{i+1} - x_{i-1}}$ ,  $\lambda_i = \frac{x_{i+1} - x_i}{x_{i+1} - x_{i-1}}$ 。

求得  $M_i$  即可得到各段三次样条函数的系数  $a_j$ 、 $b_j$ 、 $c_j$ 、 $d_j$ 。

根据归一化周期  $T$ , 确定插值点间隔为  $N_i/T$ 。

穿戴者在行走过程中, 不同周期内同一时刻的运动状态有一定的偏差, 为了便于观察某一时刻运动状态, 需要得到归一化后周期  $T$  内的每一时刻  $t$  的信号范围, 即求所有周期  $T$  内同一时刻  $t$  的数据最值与平均值。

## 3 试验验证

### 3.1 监测系统试验

为检验本系统的可行性, 本试验系统与步态分析仪同时绑缚在穿戴者身上, 进行对比试验。

将本系统的传感模块分别绑缚在穿戴者的躯干、大腿、小腿上, 并穿上传感靴。同时在相应部位放置步态分析仪的光学元件, 右侧为步态分析仪的显示界面。步态分析仪通过识别绑缚在腿上的光学元件位置来确定步态, 故而每次试验只能监测一条腿运动状态。试验监测时间设定为 30 s, 步行速度为 3 m/s。

### 3.2 CVI 试验数据显示

通过 CVI 读取试验数据, 髋关节倾角运动范围为  $0^\circ \sim 40^\circ$ , 膝关节倾角运动范围在  $-10^\circ \sim 60^\circ$ , 并且, 左腿与右腿具有明显的相位差。左脚支反力范围为 250 ~ 600 N, 支撑相与摆动相差异明显。将关节倾角和左脚支反力进行归一化处理, 得到归一化曲线, 如图 5 所示。其中, 上部虚线为归一化后不同周期在该点处的最大值, 同理, 中部实线为平均值, 下部点线为最小值。

提取归一化曲线, 可以看出, 左腿与右腿之间相位差为  $180^\circ$ 。髋关节倾角角度变化明显; 膝关节倾角具有明显双峰, 容易区分单腿摆动相与支撑相; 足底支反力峰值较为突出, 足压双峰相对明显。

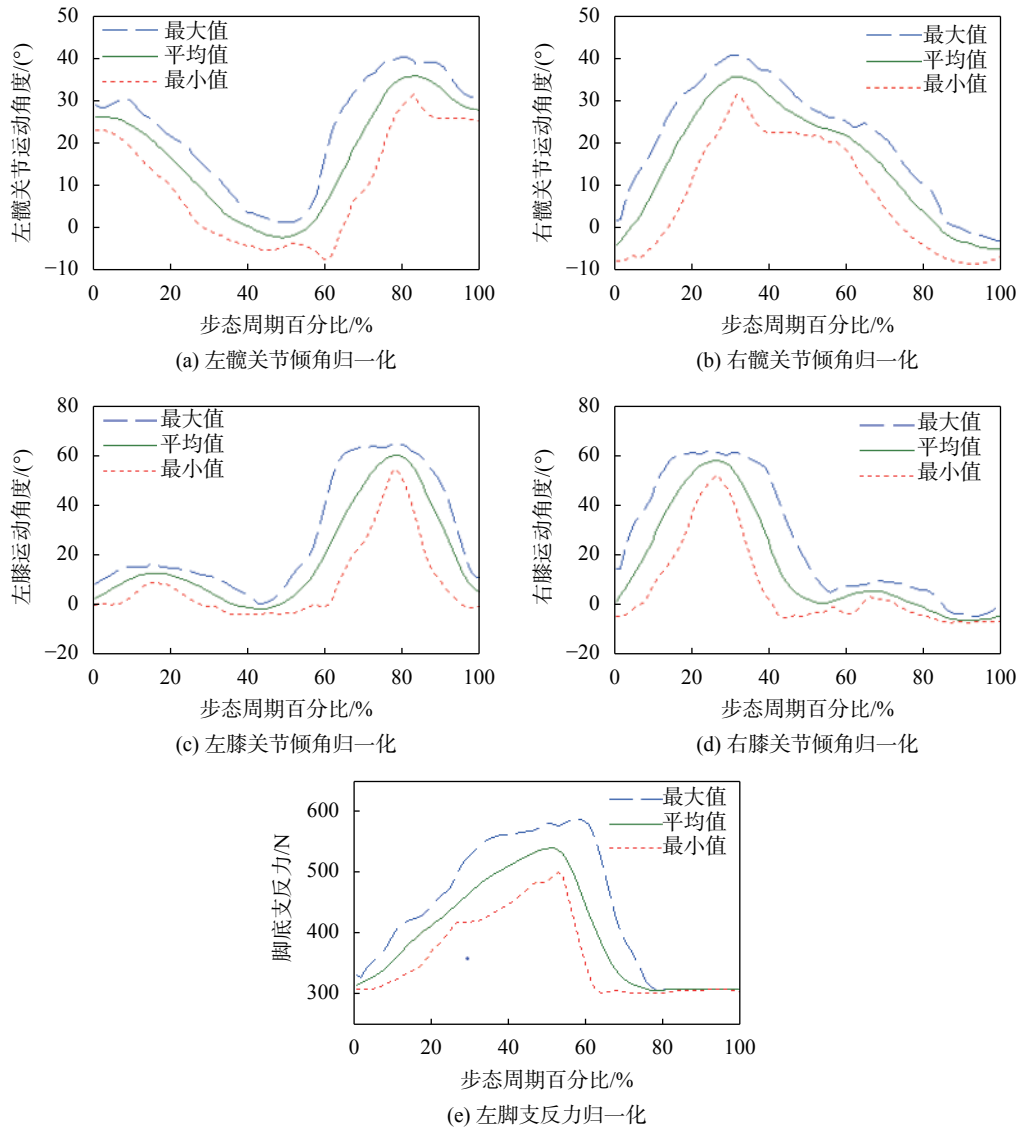


图5 归一化结果

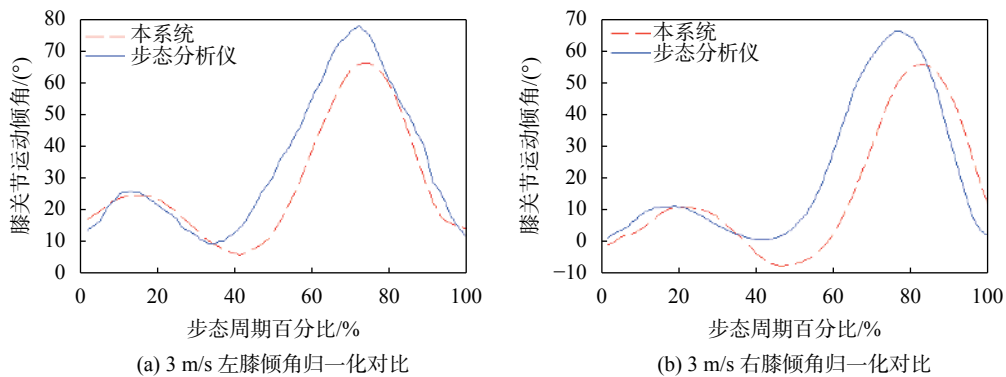
### 3.3 归一化对比分析

穿戴者分别在 3 m/s、4 m/s、5 m/s 步速下进行归一化对比试验,图6分别为步态分析仪与本试验系统膝关节运动倾角归一化数据对比曲线。从该图

中可知,两监测系统监测结果运动趋势基本一致,可以明显区分支撑相与摆动相。

### 4 结束语

本文针对步态监测问题,设计了一套基于 MEMS



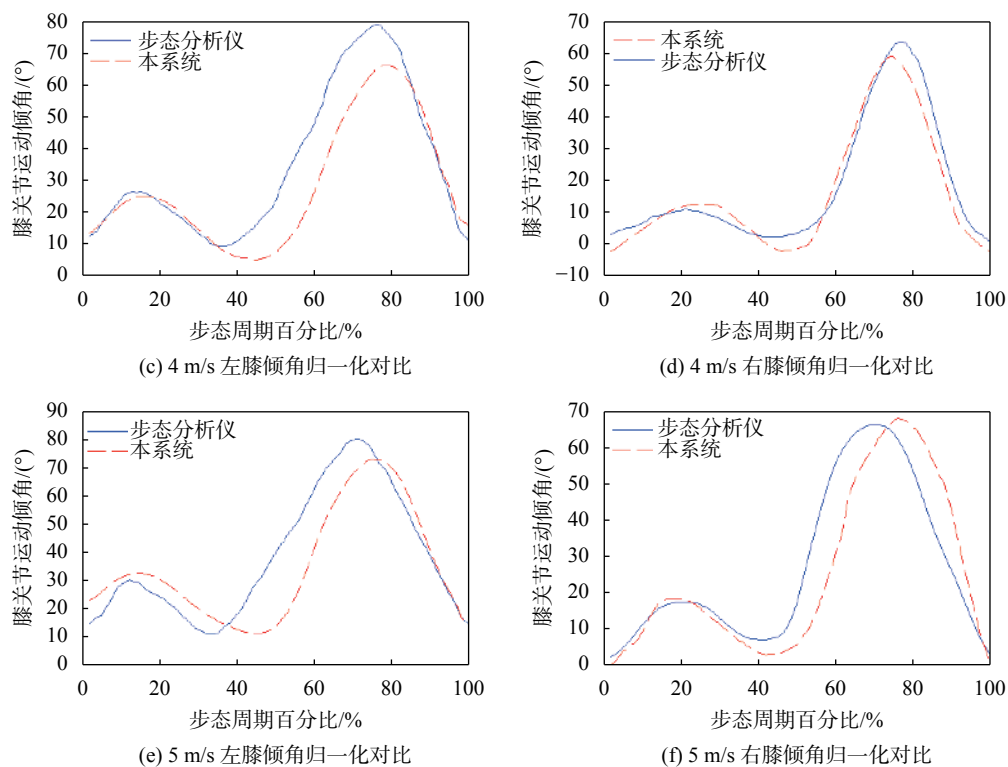


图6 归一化数据对比

传感器和薄膜压力传感器的步态监测系统。实现对人体步态信息的无线传感监测,并且测量方便。完成对步态周期的归一化处理。通过对比实验表明,该测试装置可以实现人体步态监测。在助力外骨骼研究中,该装置可以为外骨骼步态划分与识别的研究提供有效的监测。

### 参考文献

- [1] 韩亚丽. 下肢助力外骨骼关键技术研究[D]. 南京: 东南大学, 2010.
- [2] 周萌, 曹光磊, 张宽, 等. 便携式步态分析仪量化评价全膝关节置换病人的步态特征[J]. 中国矫形外科杂志, 2015, 23(7): 615-619.
- [3] 顾捷. 一种三维步态分析仪: CN 203483427 U[P]. 2014.
- [4] 王帅杰, 李钊, 张华, 等. 一种基于连续波生物雷达的人体步态非接触检测系统[J]. 中国医疗设备, 2016, 31(12): 26-30.
- [5] 李声飞, 吴宝明. 基于无线传感器技术的人体步态跟踪系统研制[J]. 北京生物医学工程, 2010, 29(2): 154-161.
- [6] 曹玉珍, 刘晓婷, 程旸. 基于加速度的人体步态监测方法[J]. 中国医疗设备, 2009, 24(2): 60-62.
- [7] 韦启航, 卢世壁. 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.
- [8] 王劲松, 王令军, 王婷, 等. 不同步速下人体步态规律的测量与研究[J]. 传感器与微系统, 2008, 27(9): 43-45.
- [9] STRAUSSER K A, KAZEROONI H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton[C]//International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2011: 4911-4916.
- [10] STRAUSSER K A, SWIFT T A, ZOISS A B, et al. Mobile Exoskeleton for Spinal Cord Injury: Development and Testing[C]//ASME 2011 Dynamic Systems and Control Conference and Bath/ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control, 2011: 419-425.
- [11] 潘大雷. 混联下肢外骨骼的步态规划与控制研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2015.
- [12] WANG X C, RISTIĆ-DURRANT D, MATTHIAS S, et al. Gait assessment system based on novel gait variability measures[C]//International Conference on Rehabilitation Robotics, 2017.
- [13] 朱一鸣. 基于心血管电网络模型的脉象信号仿真分析与识别研究[D]. 上海: 华东理工大学, 2013.
- [14] 王建新, 隋美丽. LabWindows/CVI 虚拟仪器测试技术及工程应用[M]. 北京: 化学工业出版社, 2011: 386-422.

(编辑:刘杨)