

# 人体步态相位检测实验研究\*

王 岚<sup>1</sup>, 张今瑜<sup>1</sup>, 王劲松<sup>1,2</sup>

(1 哈尔滨工程大学 机电工程学院, 黑龙江 哈尔滨 150001;

2 中国电子科技集团公司 第四十九研究所, 黑龙江 哈尔滨 150001)

**摘 要:** 人体步态分析系统对于两足机器人、康复训练机器人、人工假肢等技术的发展具有重要意义, 在线的步态相位识别检测系统更为重要。基于 dSPACE 构建了人体步态相位检测系统, 传感器采用鞋底传感器和 1 个光纤传感器, 鞋底传感器由 4 只电阻式力传感器、1 只位置传感器构成, 用光纤传感器测量腿部的弯曲。它可以识别步行周期的 5 个重要状态和 4 个不规则状态。系统的可靠性好, 能够自动识别第一个步态相位, 并具有自校正功能。

**关键词:** 步态相位; 机器人; 测量系统

中图分类号: TP39

文献标识码: A

文章编号: 1000 - 9787 (2006) 05 - 0042 - 03

## Study on gait phase measuring system\*

WANG Lan<sup>1</sup>, ZHANG Jin-yu<sup>1</sup>, WANG Jin-song<sup>1,2</sup>

(1 College of Mechanical and Electric Engineering, Harbin Engineering University, Harbin 150001, China;

2 The 49th Research Institute of China Electronics Technology Group Corporation, Harbin 150001, China)

**Abstract:** Gait analysis plays an important role in biped robot, rehabilitation and artificial limb, and a gait phase online identification is of great significance. Based on dSPACE, a gait phase measuring system with a sole sensor and a fibre sensor is constructed. The sole sensor is imposed of 4 pieces of force sensitive resistors and a position sensor. The fibre sensor is used for measuring the bend of the legs. The five normal gait phases and four irregularity gaits can be identified. The reliability of the system is attainable. The first gait phase is also identifiable and it can self-revised.

**Key words:** gait phase; robot; measuring system

### 0 引言

随着两足机器人、人工假肢技术以及为行动困难病人康复设计的康复训练机器人的发展, 在线的步态相位识别系统显得非常重要。两足机器人、人工假肢和康复训练机器人的共同特点是它们像人类一样行走或者与人体接触协调运动。因此, 在行走过程中, 整个步态周期中压力信号需要实时反馈来调节前进的步态, 因此, 步态相位信号需要实时检测。在近年的文献中, 研究步态周期的识别与分类常采用多传感器系统, 如, 脚部开关<sup>[1,2]</sup>、测角仪<sup>[2]</sup>、倾角传感器<sup>[3]</sup>、加速度计<sup>[4]</sup>、陀螺仪<sup>[5]</sup>、腕式电极<sup>[6]</sup>等。在以前的研究中, 力传感器通常放置在鞋里, 称为鞋垫式传感器。通过 Alcantara, Solaz 和本文作者的研究发现鞋垫式传感器存在着一定的缺点<sup>[7]</sup>: 当测试者的脚与鞋不是十分合适时, 脚与鞋之间存在着相对运动, 这样会影响步态相位测量结果的准确性, 即由传感器得到的步态相位信号与实际的行走周期存在着误差。

### 1 基于 dSPACE 的检测系统硬件组成

本系统由工控机、dSPACE 和传感器系统组成, 如图 1 所示。

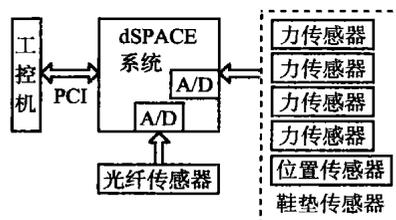


图 1 检测系统组成框图

Fig 1 Block diagram of the measuring system

dSPACE 实时仿真系统是由德国 dSPACE 公司开发的一套基于 MATLAB/Simulink 的控制系统开发及半实物仿真的软硬件工作平台, 实现了和 MATLAB/Simulink/RTW 的完全无缝连接。dSPACE 实时系统具有实时性强、可靠性高、扩充性好等优点。dSPACE 硬件系统中的处理器具有高速的计算能力, 并配备了丰富的 I/O 支持, 用户可以根

收稿日期: 2005 - 12 - 21

\*基金项目: 黑龙江省自然科学基金资助项目 (F2004 - 03)

据需要进行组合;软件环境的功能强大,且使用方便,包括实现代码自动生成/下载和试验调试的整套工具。dSPACE软硬件目前已经成为进行快速控制原型验证和半实物仿真的首选实时平台。本系统采用 DA1103 构建了步态相位测试系统。DA1103 的主处理器是 Motorola PowerPC 750GX,具有 16 路的 16 位 A/D 转换器、4 通道 8 位数字 I/O 口、定时器和增量编码器等,能够满足系统需要。

在本系统中,传感器采用了鞋底传感器和光纤角度传感器。鞋底传感器包括 4 只电阻式力传感器和 1 只位置传感器,安装在鞋底外部,这样可以解决脚与鞋之间的滑动问题。光纤角度传感器用于测量腿部的弯曲。

力传感器和位置传感器选用加拿大 Interlink Electronics 公司的力传感器 (force sensing resistors, FSR), FSR 是一种聚合体薄膜装置,当在其活性表面施加的力增加时,它的电阻会随之减小。它对力的敏感度非常高,可以感知人手的触摸。标准的力传感器具有 2 个输出端,用于检测力的变化。位置传感器具有 3 个输出端,可以同时检测力和位置,其结构原理如图 2 所示。CW 间的电阻  $R_{CW}$  与施加的力  $F$  有关,力-电阻特性曲线如图 3 所示,力  $F$  的作用位置可由 AW 间的电阻  $R_{AW}$  和 BW 间的电阻  $R_{BW}$  求出。

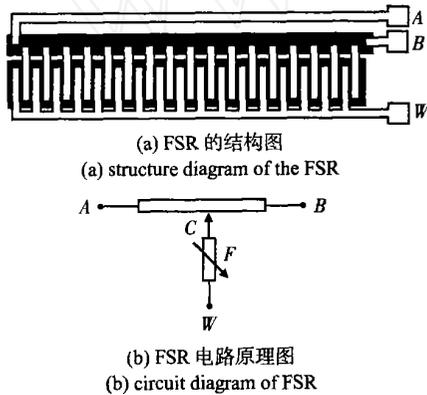


图 2 能够同时检测力和位置的 FSR 结构图

Fig 2 Configuration of an FSR capable of curve of force and position

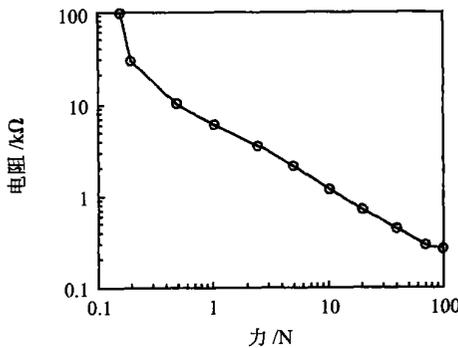


图 3 FSR 的力-电阻曲线

Fig 3 Force-Resistance curve of FSR

FSR 的测力范围为 0.1 ~ 100 N;厚度为 0.20 ~

1.25 mm;位置分辨力为 0.05 mm。

光纤角度传感器采用 MLT5700 关节角度传感器,工作电源为 DC 5 ~ 15 V,关节转动  $\pm 90^\circ$  时,输出电压为  $\pm 1.0V$ ,精度为  $\pm 2\%$ ,分辨力为 0.05 V。

传感器的布置如图 4 所示,图 4(a)是装在膝关节处的光纤传感器,图 4(b)是鞋底传感器的力传感器的分布图。 $f_1$  是能够同时测量受力大小和位置的传感器,放在脚心处; $f_2$  放在脚跟处; $f_3$  和  $f_4$  分别放在脚掌的左边和右边, $f_5$  放在脚尖处。传感器  $f_1 \sim f_5$  和光纤传感器信号组合用于识别步态相位。由于力传感器安装在鞋底,因此,测量结果中不存在前面提到的脚与鞋之间的滑动噪声,测量的传感器信号可以直接用于判断步态相位。由于步态相位只与这些信号的相位有关,所以,将这些信号的相位组合起来就有可能得到步态相位信息。

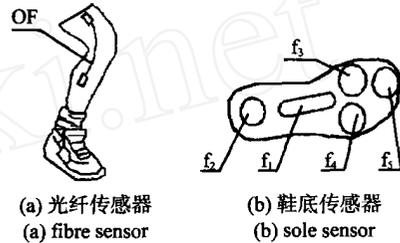


图 4 传感器的布置图

Fig 4 Distributing diagram of the sensor system

### 2 步态相位

人在行走时,从一侧足跟着地起到该侧足跟再次着地为止所用的时间被称为一个步行周期。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站立相及离地腾空向前挪动的迈步相。正常人的站立相约占整个步行周期的 60% ~ 65%,迈步相约占 35% ~ 40%,其中,双足处于站立相约占 15%。为了更好地进行步态分析,每个相又根据经历过程细分为若干个时期,如,足跟着地、足放平、足跟离地和摆动等。由于器质性病变,使得行走时重心移动、骨盆运动、下肢各关节和肌肉运动不协调,造成了异常步行状态,如,腿向内(外)摆动、倾斜、足跟内(外)部触地等。为了便于表达,本文将其中重要的步态相位定义为不同的值,称为相位值。正常步态相位以及非规则状态的说明如表 1 和表 2 所示,其中,1.0 ~ 4.5 为正常相位,6.0 ~ 8.5 为非正常相位。

表 1 正常步态及其相位值

Tab 1 Regular gait and gait phase

步态	相位
足放平	1.0
足放平-腿弯曲	1.5
足跟离地	2.0
摆动-继续弯曲	3.0
摆动-腿伸展	3.5
足跟开始落下	4.0
脚继续落下	4.5

表 2 非规则步态及其相位值

Tab 2 Irregular gait and gait phase

步态	相位
腿向内摆动	6.0
腿向外摆动	6.5
倾斜	7.0
足跟着地时腿弯曲	7.5
足跟外部触地	8.0
足跟内部触地	8.5

### 3 步态相位识别

系统软件是采用 Matlab/Simulink 实现的。工作时,所有传感器的信号通过 dSPACE 的 A/D 通道,经转换后送入工控机,显示在屏幕上。

图 5 给出了健康人正常行走两步时传感器  $f_1 \sim f_5$  的信号和光纤传感器  $O_F$  信号。从图 5 中可以看到:  $f_1$  的脉冲序列的幅值最大,  $f_5$  的最小,这是因为站立时,人体的体重集中作用于脚心,脚尖处所受的力相对较小。 $f_5$  的相位总是在每一步的开始,而  $f_1$  的相位总是滞后于其他信号,这正对应了正常步态中足跟先落地,然后是脚掌,最后是脚尖的过程。

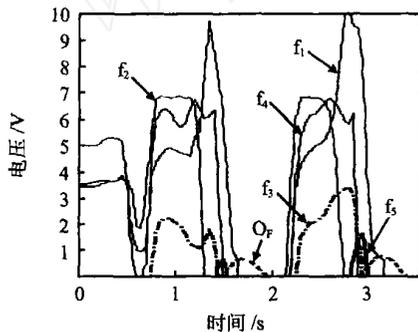


图 5 健康人行走时传感器信号

Fig 5 Sensor signal of a healthy body walking

当  $f_5$  上升到门限值,并且,光纤传感器信号  $O_F$  也上升到门限值后,认为是处于相位 4.0“足跟开始落下”状态。此后到  $f_1$  上升到门限值之前的一段时间,认为是处于相位 4.5“脚继续落下”状态。当  $f_5$  和  $f_1$  上升到门限值后,处于相位 1.0“足放平”状态。当  $f_2$  低于门限值时,处于相位 2.0“足跟离地”状态。当  $f_2$  低于门限值,且光纤传感器信号  $O_F$  上升到门限值后,处于相位 3.0“摆动-继续弯曲”状态。这里,  $f_1 \sim f_5$  的门限值取 1V,光纤传感器的门限值取 0.1V。

从前面分析可以看出:  $f_1 \sim f_5$  和  $O_F$  这几个信号之间存在着一定的规则。如果测量的信号与这个规则不相符,那么,说明该信号存在不规则步态,例如:  $f_1$  信号超前于  $f_2$ ,这说明脚掌外侧先着地,出现了相位 8.0 状态。

根据此规律得到了图 5 所示信号识别的步态相位,如图 6 所示。图 6 中的相位值如果在 1.0~4.5 之间时,相位为正常状态,当相位值在 6.0~8.5 之间时,则认为出现了

非规则状态。从图 6 可以看出:在 0~0.8 s 时,系统处于初始状态,尚未开始工作,从 0.8 s 以后,系统将传感器采集的信号进行分析处理,由于  $f_1 \sim f_5$  全部超过 1V,所以,判断出此时处于相位 1.0“足放平”状态,识别了第一个步态相位。系统从 1.5 s 开始足跟离地,然后,摆动、摆动-继续弯曲、足跟开始落下、继续落下,直到足放平,完成了一个步态周期。

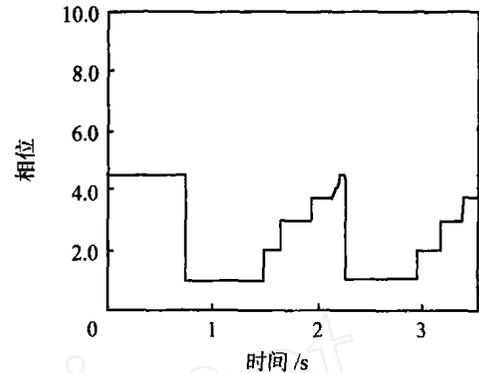


图 6 识别的步态相位结果

Fig 6 Result of the gait phase identified

### 4 结论

本文采用鞋底传感器进行了步态相位识别,克服了鞋垫传感器的脚与鞋之间存在相对运动的缺点,具有良好的性能。由于光纤传感器在行走之前具有预先的弯曲,因此,系统在行走之前可以自校准,能够自动识别第一个步态相位。这样,系统的测量结果与人体行走是相符的。

### 参考文献:

- [1] Popovic M R, Keller T, Ibrahim S G Gait Identification and Recognition Sensor[EB/OL]. [http://www.ifess.org/cdrom\\_target/Vienna98/session07/Popovic%20M.htm](http://www.ifess.org/cdrom_target/Vienna98/session07/Popovic%20M.htm), 2005-07-16.
- [2] Popovic M R, Pappas I P, Nakazawa K, et al Stability Criterion for Controlling Standing in Able-Bodied Subjects[J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33(11): 1359-1368.
- [3] Pappas I P, Popovic M R, Keller T, et al A Reliable Gait Phase Detection System[J]. IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2001, 9(2): 113-125.
- [4] Stephen J P, Scott L D. The influence of Muscles on knee flexion during the swing phase of gaits[J]. Journal of Biomechanics, 1996, 29(6): 723-733.
- [5] Michaud S B, Gard S A, Childress D S Preliminary Investigation of Pelvic Obliquity Patterns During Gait in Transtibial and Transfemoral Amputees[J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000, 37(1): 201-204.
- [6] Gard S A, Knox E H, Childress D S Two-Dimensional Representation of Three-Dimensional Pelvic Motion During Human Walking: An example of How Projections can be Misleading[J]. Journal of Biomechanics, 1996, 29(10): 1387-1391.
- [7] Winter D A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement[M]. New York: John Wiley & Sons, Inc. 1990. 35-80.

### 作者简介:

王 岚(1966-),女,黑龙江哈尔滨人,博士,研究方向为人体参数测量、智能控制与仿真。