

## Design of Human Body Posture Detection System Based on MPU9250 and MS5611\*

WANG Li<sup>1</sup>, ZHANG Ziyue<sup>1</sup>, NIU Qunfeng<sup>1\*</sup>, ZHAO Yanyang<sup>2</sup>, SHI Lei<sup>1</sup>

(1. College of Electrical Engineering, Henan University of Technology, Zhengzhou 450001, China;  
2. Beijing University of Posts and Telecommunications, Beijing 100876, China)

**Abstract:** In order to solve the risk that the elderly may fall in their daily life, a human posture detection system based on MPU9250 and MS5611 is designed. After analyzing the characteristics of human body's daily movement and the characteristics of collected data, human body's daily behaviors are divided into three categories. In this experiment, threshold algorithm and Mahony data fusion algorithm were adopted to detect whether the human body posture fell by using acceleration combined with pitch Angle, roll Angle and accelerometer as well as the height transformation detected by barometer. The results show that the system has a better detection accuracy for falling behavior and can better assess the risk of human falling behavior.

**Key words:** fall detection; MPU9250 sensor; MS5611 barometer; high detection

EEACC: 7520 doi: 10.3969/j.issn.1005-9490.2019.04.032

## 基于 MPU9250 和 MS5611 的人体姿态检测系统设计\*

王 莉<sup>1</sup>, 张紫焯<sup>1</sup>, 牛群峰<sup>1\*</sup>, 赵艳阳<sup>2</sup>, 石 磊<sup>1</sup>

(1. 河南工业大学电气工程学院, 郑州 450001; 2. 北京邮电大学, 北京 100876)

**摘 要:** 为了解决集中日程生活中老人可能发生跌倒而产生的危险, 设计了一款基于 MPU9250 和 MS5611 的人体姿态检测系统。经过对人体日常运动的特性以及采集数据的特征分析, 将人体的日常行为分为了 3 类。实验采用阈值算法、Mahony 数据融合的算法, 利用加速度结合俯仰角和滚动角以及气压计检测高度变换来检测人体姿态是否跌倒。结果表明该系统对跌倒行为的检测精度比较理想, 可以更好的对人体的跌倒行为进行风险评估。

**关键词:** 跌倒检测; MPU9250 传感器; MS5611 气压计; 高度检测

中图分类号: TP274

文献标识码: A

文章编号: 1005-9490(2019)04-0978-06

世界各国, 尤其是发展中的国家, 都面临一个共同的课题: 人口老龄化<sup>[1]</sup>。联合国根据中国人口的发展趋势以及人口老龄化的现状结合近几年出生率的数据等预测, 2050 年大于 60 岁的老年人将达到全国总人口的 32.8% 左右。老年人的养老、医疗、社保等问题都将成为一个焦点。在医疗方面, 我国每年至少有 2 000 万老年人发生 2 500 万次跌倒, 直接医疗费用在 50 亿元人民币以上, 社会代价为 160 亿~800 亿元人民币。老人跌倒风险作为一个公共健康问题已成为老年人独立生活的一个共同障碍, 70% 跌倒与老年人的死亡相关<sup>[2-3]</sup>。李娜等人<sup>[4]</sup>提出并实现了可穿戴健康监测马甲, 提出了用单个三轴加

速度传感器识别人体运动状态的算法。刘勇等人<sup>[5]</sup>提出了基于加速度传感器的数据得到人体运动的倾角变化, 实现人体的跌倒检测技术, 但是缺乏其他 ADLs 数据的详细分析。本研究针对老人的跌倒行为以及日常行为进行的深入的研究, 弥补了其他学者对日常行为识别的空缺。

### 1 系统硬件设计

系统硬件部分的设计主要由 3 部分组成: 控制器部分、传感器部分、蓝牙数据传输部分。其中控制器部分采用 STM32F103 单片机; 传感器部分则采用 9 轴的 MPU9250 和气压计传感器 MS5611; 而数据

项目来源: 河南省科技厅自然科学基金项目(152102210270); 河南省高等学校大学生创新训练项目(201710463041)

收稿日期: 2018-07-20 修改日期: 2019-01-11

传输部分采用的是蓝牙模块 HC-06,采用主从模式的信息传输机制,蓝牙模块主要负责数据的传输。

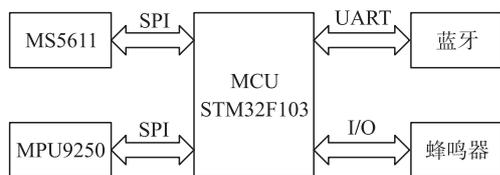


图1 系统硬件结构图

### 1.1 姿态采集模块

本次实验系统设计采用 MPU9250 作为人体姿态数据信号采集的传感器,MPU9250 传感器集成有加速度传感器、陀螺仪传感器、磁力计传感器,该传感器负责采集人体的姿态数据。MPU9250 采集的原始信号有线性加速度信号、陀螺仪信号和磁场信号。其中磁场信号一般应用于盲点定位,在本次实验中作为辅助性定位工作<sup>[6-7]</sup>。

加速度信号产生的原理是根据力的平衡原理,把它放在志愿者的腰部,输出的主要信息有:系统的白噪声、重力产生的加速度、运动产生的加速度、佩戴过程中的摩擦或者晃动产生的加速度、其他外力因素影响。由此可知,加速度信号主要分为两种,一种是由于地球重力引起的静止加速度,成为了传感器放置位置的主要依据,一种是由于老人运动产生的动态加速度,经过传感器数据标定后,该数据主要用于老人姿态的判定<sup>[8]</sup>。

陀螺仪信号的原理是利用科里奥利力,它的主要作用是测量人体自身的旋转角度,结合加速度来判定人体姿态,但是却不能确定人体运动的方向。根据传感器的物理特性分析,加速度计在短时间内由于存在噪声而引起误差,而陀螺仪在较长时间的使用会有漂移现象的产生,二者相互结合,更能提高系统的鲁棒性<sup>[9-10]</sup>。

### 1.2 高度采集模块

本次实验系统采用的是 MS5611 气压传感器,MS5611 传感器集成有温度传感器、气压传感器,通过采集的气压数据进行转换,负责检测人体的高度。该传感器使用了 MEMS 技术并具有高分辨率,精度可达 10 cm。同时该传感器支持 SPI 和 I<sup>2</sup>C 总线接口,通信协议简单,而且 MS5611 体积小,功耗低,精度高,方便集成到移动设备上。该传感器可以将测得的模拟气压经过 ADC 模块转换为 24 位的数字气压值输出,同时也可以输出 24 位的数字温度。但是测得的气压未经补偿,温度会影响气压,所以需要根据传感器手册进行温度数据补偿气压值<sup>[11]</sup>。

## 2 老人姿态检测算法

### 2.1 老人行为动作分类

通过对老人日常动作行为的观察与调查,并根据 ADLs 行为在数据特征中的体现和对老人机体的伤害程度分为了 3 类,分别是非跌倒、类跌倒、跌倒。具体的实验分类及行为描述如表 1 所示。

表1 老人 ADLs 行为分类和描述

ADL 实验种类	实验编号	行为描述
非跌倒行为	A	1 慢步行走
		2 站立
		3 正常行走
类跌倒行为	B	1 上楼梯
		2 下楼梯
		3 坐下
		4 起立
		5 弯腰
		6 蹲下
跌倒行为	C	1 前倾跌倒
		2 后倾跌倒
		3 后仰跌倒

### 2.2 实验数据预处理

对采集系统采集的数据进行预处理,是目前信息处理的重要部分,它的主要目的是提高信噪比,降低均方差,使其数据更具有明显的特征。由于惯性传感器具有很强的不稳定性,并伴随有偏移特性,加速度传感器在较短时间信噪比表较小,在越长时间加速度数据可靠性越差,陀螺仪在较短的上电时间内则数据可靠性高,上电时间越长信噪比越小。在实际应用中,采集的人体姿态数据时会有较多的数据噪点存在,数据噪点的存在影响对加速度、陀螺仪、磁力计的数据融合,会造成老人姿态检测与判别准确率不理想,该部分先对采集到的人体姿态数据进行低通滤波去噪,对提高整个系统的鲁棒性有着决定性作用。

本次实验数据预处理采用了归一化处理<sup>[12]</sup>。归一化处理把所有数据都转化为 [0, 1] 之间的数,目的是为了后面处理数据方便并且可以使程序运行时收敛速度加快。处理公式如下:

$$x_i = (x - x_{\min}) / (x_{\max} - x_{\min}) \quad i = 1, 2, \dots, n$$

式中:  $X$  为原始数据,  $X_i$  为预处理后的数据,  $X_{\min}$  为原始数据的最小值,  $X_{\max}$  为原始数据最大值。

### 2.3 滤波处理

测量系统采用了两种滤波方式,分别是低通滤波和卡尔曼滤波。利用气压计检测高度需要标定初始的气压值和温度值,并需要保证气压值和温度值的精确度,所以采用低通滤波进行优化处理。同时

利用低通滤波对 MPU9250 内部的加速度传感器和磁力计传感器进行滤波处理。

人体运动数据中的加速度数据是占比非常大的有效数据,每一种的特征提取都要有它的参与,因为他的优良性决定了整个跌倒检测系统的精度。卡尔曼滤波具有速度快、占用内存小,适合处理实时问

题的特点,所以本次设计采用了卡尔曼滤波对加速度数据进行融合处理。如图 2 所示为行走过程中三轴加速度的滤波前后波形对比图,经过卡尔曼滤波后的波形仍然留有有效的数据,同时有效的降低了信噪比,对后续的深入研究加速度数据提供了很好数据的依据。

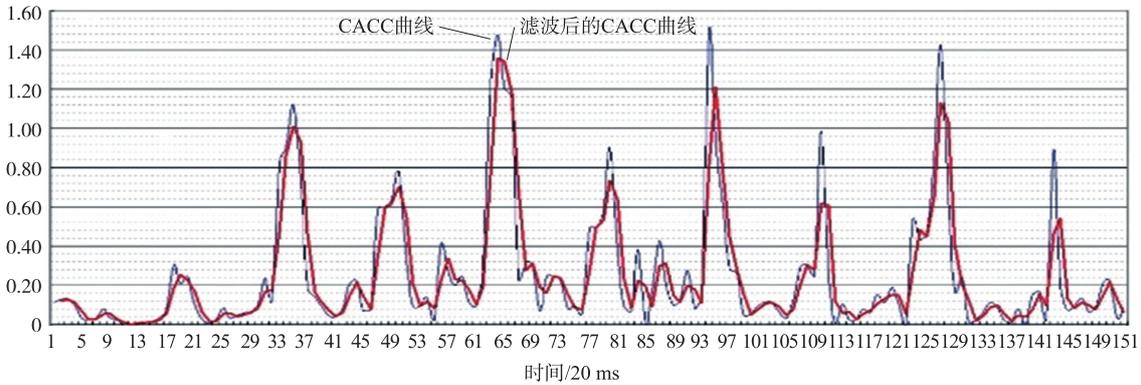


图 2 行走过程中三轴加速度的滤波前后波形对比图

### 2.4 姿态识别算法设计

该实验系统是最重要的一部分,也就是姿态检测与识别系统的软件设计部分,软件设计部分具有数据处理、数据特征提取、跌倒检测与识别以及远程报警等模块,本文根据三种行为设计了不同的检测算法,分别为非跌倒行为检测算法、类跌倒行为检测算法和跌倒行为检测算法。算法整体流程图如图 3 所示。

#### 2.4.1 非跌倒行为检测算法

人体运动的每一个动作,都具有不一样的特征,针对非跌倒类等动作进行特征识别主要是采用人体加速度的变化范围。如表 2 所示,通过对老人生活习惯以及基本日常行为观察发现,青年老人的步长基本为 0.65 m,正常行走速度略小于年轻人的速度,普遍小于 1 m/s,慢速行走速度为 0.8 m/s,以青年老人的基本行为数据为依据,中年老人运动频率与步长的权值约为  $f$ ,老年老人的基本行为数据权值约为  $f * f$ 。通过老人分类对设置的人体姿态阈值范围进行调整。通过人体加速度得到人体运动的速度,根据跑步、行走、慢速行走、平坦或站立等的阈值范围对姿态进行判断。

经过对老人姿态数据的采集,以及数据特征的分析与对比发现,仅依靠加速度数据处理得到人体的运动速度就能进行非跌倒行为的检测,主要行为包括有慢速行走、站立或正常行走。

表 2 老人日常行为中的平均步长和速度

老人分类	步长//m	人体速度/(m/s)
青年老人	0.65	>1
中年老人	$f * 0.65$	$f * 1$
老年老人	$f * f * 0.65$	$f * f * 1$

#### 2.4.2 类跌倒行为检测算法

首先我们分析一下类跌倒部分的行为都包括有跑步、上下楼梯、蹲下等行为,该类行为有较为相似的加速度的特征和欧拉角数据变化特征,并且阈值存在交叉影响,经过实验决定引入气压计 MS5611。MS5611 作为气压传感器可以根据检测的实时气压

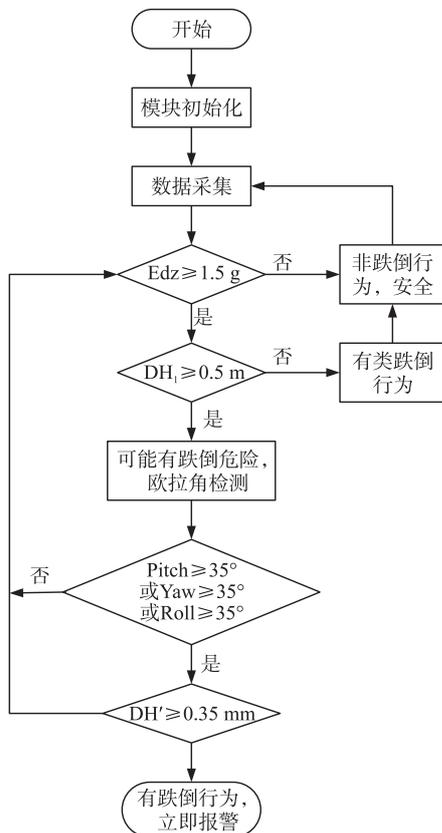


图 3 算法流程图

测得高度,该传感器的误差在10 cm内。当老人在上下楼梯、蹲下、跑步等类跌倒行为时,老人高度的变化不会特别明显。比如在上楼时,高度会缓慢地增加,而在下楼时会逐渐地减少。通过对老人所在高度的变化进行检测可以判断老人是否处于类跌倒状态,所以类跌倒行为检测采用速度结合气压高度的方法检测。

设定当动态加速度  $E_{dz}$  阈值为  $1.5 g_n$ ,如果超过  $E_{dz}$ ,开始检测老人的高度变化: $\Delta H = \hat{H}_b - \hat{H}_a$ ,  $H_b, H_a$  分别表示高度值在  $E_{dz}$  的前1 s和后1 s。设定  $\Delta H$  的阈值为0.5 m,当触发加速度阈值后,如果检测  $\Delta H$  的值超过阈值则老人可能有跌倒行为,进行跌倒行为检测计算,小于阈值则判定为类跌倒行为<sup>[13]</sup>。

### 2.4.3 跌倒行为检测算法

跌倒行为检测是在类跌倒行为检测的基础上采用9轴数据的Mahony算法来判断是否有跌倒行为产生,该算法主要是采用了加速度传感器以及磁力计传感器的数据进行欧拉角的转换<sup>[14]</sup>,然后与对应的加速度估计方位和磁力计估计方位两项进行漂移检测求误差,利用误差采用PI的方法矫正陀螺仪的输出,然后用陀螺仪的数据进行四元数的融合<sup>[15]</sup>,转换出姿态角然后引入气压计对人体高度进行检查判断是否处于跌倒行为。

在算法公式中, $a_x, a_y, a_z$  表示传感器加速度的三轴分量, $g_x, g_y, g_z$  表示传感器陀螺仪的三轴分量, $m_x, m_y, m_z$  表示传感器磁力计的三轴分量,根据人体坐标参照系,处理重力分量,首先设置初始四元数,表达为  $q = q_0 + iq_1 + jq_2 + kq_3$ ,设置初始四元数为  $\{1, 0, 0, 0\}$ 。根据三轴磁力计和加速度的输出求取姿态角:

$$\begin{bmatrix} \text{roll} \\ \text{pitch} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta \\ \varphi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arctan\left(\frac{-a_y}{-a_z}\right) \\ \arctan\left(\frac{a_x}{-a_z}\right) \end{bmatrix}$$

为了提高信号的信噪比,对磁力计输出的三轴数据进行归一化处理:

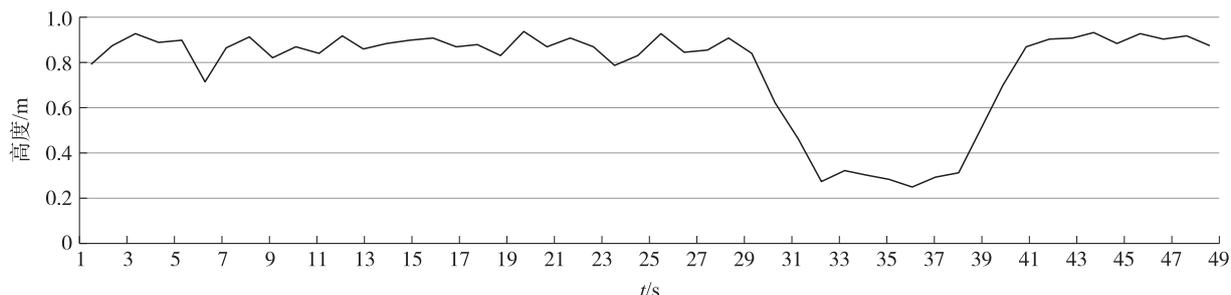


图4 气压计检测类跌倒行为的高度变化

$$\begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{m_x^2 + m_y^2 + m_z^2}} \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix}$$

用叉乘误差来做PI修正陀螺零偏,通过调节参数  $K_p, K_i$  两个参数,可以控制加速度计修正陀螺仪姿态的速度,对陀螺输出的角速度进行修正:

$$\begin{bmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{bmatrix} + K_p \begin{bmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{bmatrix} + K_i \begin{bmatrix} \int e_x \\ \int e_y \\ \int e_z \end{bmatrix}$$

最后得到更新后的姿态角为:

$$\begin{bmatrix} \text{euler}_x \\ \text{euler}_y \\ \text{euler}_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arctan\left(\frac{2(q_2q_3 + q_0q_1)}{q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2}\right) \\ \arcsin(2(q_1q_3 - q_0q_2)) \\ \arctan\left(\frac{2(q_1q_2 + q_0q_3)}{q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2}\right) \end{bmatrix}$$

## 3 实验测试与结果分析

本次实验系统分别进行了非跌倒行为、类跌倒行为和跌倒行为的数据采集,本次实验选取了男女各5名志愿者,男性志愿者年龄在20岁~24岁之间,体重在60 kg~85 kg之间,身高170 cm~185 cm之间,5名女性志愿者年龄在20岁~23岁最之间,体重在45 kg~65 kg之间,身高在155~172 cm之间。在该研究中的数据集包含的12种ADLs,具体行为的描述如表1所示,志愿者接受行为数据采集时,每组动作采集10遍,以保证数据特征的复现性。

在类跌倒行为和跌倒行为引入了气压计检测气压转换成实时高度来判断老人的姿态,如图5为类跌倒实验中气压计检测的人体腰部的相对高度,随着老人正常的行走并没有明显的变化,在行走过程中可能会因为佩戴的传感器产生的晃动和人体走路

重心的变化而产生一些微小的波动,当模拟发生类跌倒行为时高度是逐渐减小的,而图 6 中实验者模

拟跌倒行为发生后高度对比跌倒前发生了非常明显的变化。

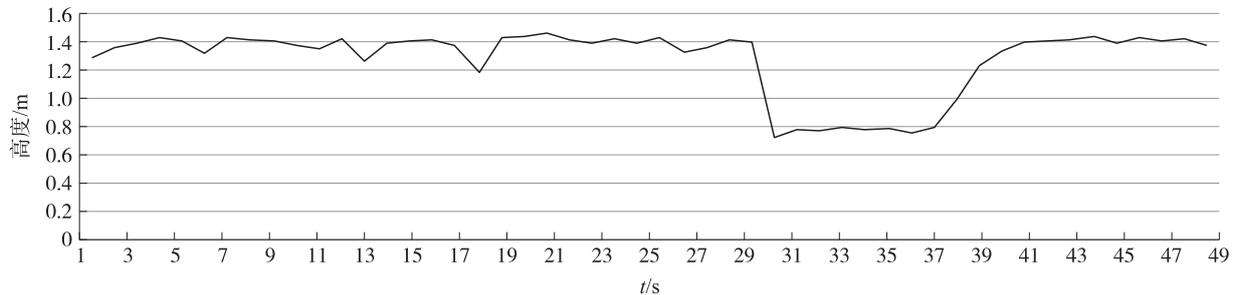


图 5 气压计检测跌倒行为的高度变化

通过阈值算法以及欧拉角的变化、加速度值的变化、气压的变化等对系统的分类进行了有效的测试,如表 3 所示为人体分类有效性测试数据统计,001 为 5 名男性志愿者,002 为 5 名女性实验者,每位实验者每个动作重复 10 次。A 类行为和 C 类行为有较明显的特征,在数据记录中,跌倒行为能够精准的识别,识别率平均能到 0.923,由于 B 类实验的特征与 C 类相近,在测试识别中会出现误判等情况,识别率相对偏低。由于实验是由学生来进行模拟测试,和老人实际跌倒行为会有一些出入,后续还需要进一步的优化算法。

表 3 人体分类有效性测试数据统计

试验种类编号	实验者编号	实际行为数	识别行为数	实验精度
A	001	150	143	0.953
	002	150	145	0.967
B	001	300	263	0.877
	002	300	257	0.857
C	001	150	140	0.933
	002	150	137	0.913

表中实际行为数表示每位实验者每个动作重复 20 次。

## 4 结束语

本文通过对老人的日常行为的跟踪调查与数据分析,惯性传感器 MPU9250 配合使用 MS5611 气压计以及 STM32 控制器实现了人体数据的采集,通过数据助手对采集的数据进行保存,经过对人体日常运动的特性以及采集数据的特征分析,将老人的日常行为进行了 3 种分类:非跌倒行为、类跌倒行为和跌倒行为,通过针对老人的加速度对非跌倒行为进行检测,同时用加速度结合气压计检测老人高度的变化来判断是否处于类跌倒行为,利用 Mahony 算法结合气压计检测高度变化来判断老人是否处于跌倒行为。实验结果显示跌倒检测识别率平均达到 0.923,结果较

为理想。随着人口老龄化的加剧老人跌倒的安全值得我们重视起来,因此设计一款人体姿态检测系统非常实用并具有一定的社会价值和实际意义。

## 参考文献:

- [1] 赵秋荣,高炳宏. 人口老龄化与老年人体质研究展望[J]. 体育科学,2000,20(4):61-65.
- [2] 刘丽萍,张慧清. 老人跌倒的评估及预防[J]. 医学综述,2007,13(11):868-870.
- [3] 肖春梅,周巨林,李阳,等. 老年人跌倒相关因素的国外研究进展[J]. 中国临床康复,2002,6(7):1014-1015.
- [4] 李娜. 基于人体运动状态识别的可穿戴健康监测系统研究[D]. 北京:北京工业大学,2013.
- [5] 刘勇. 基于模式识别的跌倒检测仪研究[D]. 重庆:重庆大学,2014.
- [6] 曹丽杰. 老年人跌倒预测系统综述[J]. 现代计算机(专业版),2016,36(2):47-51.
- [7] He Jian, Hu Chen. A Portable Fall Detection and Alerting System Based on k-NN Algorithm and Remote Medicine[J]. China Communications,2015,5(12):23-31.
- [8] Huang Chih-Ning, Chiang Chih-Yen, Chen Guan-Chun. Fall Detection System for Healthcare. Quality Improvement in Residential Care Facilities[J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2010,30(4):247-252.
- [9] Kanghyeok Yang, Changbum R Ahn, Mehmet C Vuran, et al. Aria. Semi-Supervised Near-Miss Fall Detection for Ironworkers with a Wearable Inertial Measurement Unit[J]. Automation in Construction,2016,8(68):194-202.
- [10] Hu Xinyao, Qu Xingda. Pre-Impact Fall Detection[J]. BioMedical Engineering Online,2016,15(1):1-16.
- [11] 潘银松,刘天刚,马泽忠,等. 基于 MS5611 的小型无人机高度检测系统设计[J]. 电子测量技术,2015,38(7):22-26.
- [12] 张金桥. 基于人体姿态的跌倒检测算法研究与应用[D]. 大连:大连海事大学,2016.
- [13] Paola Pierleoni, Alberto Belli, Lorenzo Maurizi, et al. A Wearable Fall Detector for Elderly People Based on AHRS and Barometric Sensor[J]. IEEE Sensors Journal,2016,9(16):6733-6744.
- [14] Moya Javier, Ruiz-Del-Solar Javier. Fall detection and Damage Reduction in Biped Humanoid Robots[J]. International Journal of

Humanoid Robotics,2015,12(1):628-635.

[15] Sungmook Jung, Seungki Hong, Jaemin Kim, et al. Wearable Fall

Detector using Integrated Sensors and Energy Devices [J].

Scientific Reports,2015,12(5):17081.



王莉(1973-),女,博士,汉族,河南洛阳人,河南工业大学教授。主要研究方向为光电信号检测技术、模式识别与智能系统,hautwangli@163.com;



张紫焯(1995-),男,汉族,黑龙江大庆人,硕士研究生。主要研究方向为嵌入式测控技术开发,haut\_zzy@163.com;



牛群峰(1974-),男,博士,汉族,河南洛阳人,副教授。研究方向为测控技术与自动化装置、嵌入式测控技术与仪器仪表开发,niuqunfeng@163.com。