# 一种防跌倒预警系统的研究与实现

李慧奇<sup>1,2</sup> 梁 丁<sup>1,2</sup> 宁运琨<sup>1,2</sup> 张 静<sup>1,2</sup> 赵国如<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055) <sup>2</sup>(深圳低成本健康重点实验室 深圳 518055)

摘 要 跌倒是造成世界上意外伤害死亡的第二大原因,如何预防跌倒已成为保障老人生命的关键。目前常见 "跌倒报警器"的传感模块一般采用单一的三轴加速度计,测量精度受限,仅能实现人体跌倒后的报警功能而不 能实现跌倒前的预警。文章设计并实现了一种基于 MEMS 惯性传感单元的防跌倒预警器,率先设计了含"三轴 加速度计+三轴陀螺仪+三轴磁力计"的高精度多模态传感模块,内嵌跌倒预警算法,并通过蜂鸣器和振动器警 示。对九名健康年轻实验对象进行了总计 81 次的跌倒实验,系统结合基于阈值的跌倒预警算法,结果表明,其 检测灵敏度可达 98.61% 且特异度为 98.61%,平均预警时间为 300 ms。未来研究将嵌入全球移动通信系统(Global System For Mobile, GSM)、全球定位系统(Global Positioning System, GPS)等电路模块功能及配备穿戴式安全气 囊,有望在易跌人群中实现实时防护和及时救治。

关键词 跌倒预警;惯性传感单元;阈值算法 中图分类号 TP 273 文献标志码 A

## The Study and Realization of an Early Pre-impact Fall Alarm System

LI Huiqi<sup>1,2</sup> LIANG Ding<sup>1,2</sup> NING Yunkun<sup>1,2</sup> ZHANG Jing<sup>1,2</sup> ZHAO Guoru<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China) <sup>2</sup>(Shenzhen Key Laboratory for Low-cost Healthcare, Shenzhen 518055, China)

**Abstract** Falls are the second leading cause of unintentional injury deaths worldwide, so how to prevent falls has become a safety and security problem for elderly people. At present, because the sensing modules of most fall alarms generally only integrate the single 3-axis accelerometer, the measurement accuracy of sensing signals is limited. They can only achieve the alarm of post-fall detection but not the early pre-impact fall recognition in real fall applications. Therefore, an early pre-impact fall alarm system based on high-precision inertial sensing units was studied and developed in this paper. A multi-modality sensing module embedded with the fall detection algorithm was developed for the early pre-impact fall detection. The module included a 3-axis accelerometer, a 3-axis gyroscope and a 3-axis magnetometer, which could arouse early pre-impact fall warnings by a buzzer and a vibrator. Total 81 times of fall experiments from 9 healthy subjects were conducted in simulated fall conditions. The result shows that the detection sensitivity of the system combining the early warning threshold algorithm can reach 98.61% with a specificity of 98.61%, and the average pre-impact lead time is 300 ms. In the future, GPS, GSM electronic modules and wearable protected airbags will be embedded in the system, which will enhance real-time fall protections and timely treatments for the elderly people.

Keywords early fall alarm; inertial sensor; threshold algorithm

收稿日期: 2013-11-20

**基金项目:**国家自然科学基金(51105359及 61072031)、国家高技术研究发展计划(863 计划)(2012AA02A604)、国家重点基础研究发展计划(973 计划)子课题(2010CB732606)。

作者简介:李慧奇,硕士,研究助理,研究方向为人体跌倒预警与防护系统;梁丁,硕士,研究助理,研究方向为人体跌倒预警与防护系统; 宁运琨,硕士研究生,研究方向为跌倒算法;张静,硕士研究生,研究方向为跌倒算法;赵国如(通讯作者),博士,副研究员,研究方向为人 体运动功能评估、生物电子仿生技术与仿生医疗器械,E-mail:gr.zhao@siat.ac.cn。

# 1 引 言

据统计,全世界每年有约 424000 人死于跌 倒,跌倒已经成为意外伤害致死的第二大成因 (仅次于交通事故)<sup>[1]</sup>。在这些与跌倒相关的死亡 中,超过 80% 发生在中低等收入水平的国家, 其中 65 岁以上的人居多<sup>[2]</sup>。跌倒事故中,老人 往往要承担更严重的伤害甚至死亡风险,并且这 种风险随年龄的增长而增加。随着全球老龄化问 题的日益突出,解决跌倒问题显得愈发重要。

近年来,众多科研工作者提出了一些跌倒 识别和预警的方法,主要包括基于视频检测技 术、基于环境感知技术和基于可穿戴式传感技 术三大类<sup>[3]</sup>。基于视频检测技术涉及到用户的 隐私问题,而基于环境感知技术则在设备安装 上比较麻烦<sup>[4,5]</sup>。因此,可穿戴式传感技术因其 低成本、易用性和高性能等技术优势,成为较 优选方案<sup>[3,6]</sup>。

市场上常见的"跌倒报警器"就应用了该技术,其中所用到的惯性传感器主要是加速度计和 陀螺仪<sup>[7]</sup>。

目前常见"跌倒报警器"的传感模块一般采 用单一的三轴加速度计,测量精度受限<sup>[8-10]</sup>,且 由于人体的日常行为活动非常复杂<sup>[11]</sup>,因此仅能 实现人体跌倒后的报警功能而不能实现跌倒前的预 警<sup>[12-14]</sup>。本文设计并实现了一种基于 MEMS 惯性 传感单元的防跌倒预警器,设计了含"三轴加速 度计+三轴陀螺仪+三轴磁力计"的高精度多模 态传感模块,内嵌跌倒预警算法,并通过蜂鸣器 和振动器警示。

# 2 材料和方法

整套系统需要安装在人体身上,以实时监测 跌倒预警所需要的运动特征参数,但不应影响人 在活动时的正常动作,因此,设备应采用可穿戴 式设计,体积也应尽量小以便于携带。在硬件构 成上,除了上文提到的传感模块和报警模块外, 还应该包含微处理器、电源模块、充电模块和存 储模块等。在软件设计上,除了植入基于阈值的 跌倒预警算法之外,还应充分考虑到数据采样 率、实时处理和低功耗设计等。在对系统 PCB 板加工、焊接和调试成功并整体安装完毕后,还 应做若干次典型的跌倒检测实验,才能充分验证 该系统能够实现跌倒前的预警功能。

## 2.1 硬件设计

2.1.1 系统结构框图

在当前的设计中,硬件系统包括微控制器主板、传感单元板、聚合物锂电池及其他相关电路,系统的硬件结构框图如图1所示。

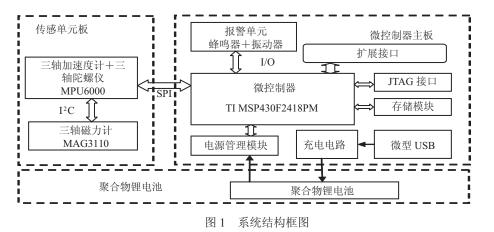


Fig. 1. Basic structure of the system

考虑到微控制器主板可以和其他的传感单 元板相连接,以及方便传感单元板的升级换 代,所以我们分别设计了这两块电路板,而不 是把他们集成在同一块电路板上。再者,这种 分板设计有利于传感单元板更好地贴近人体。 因为从理论上来说,传感器越是接近测试对 象,测量结果就越接近实际情况。另外,运动 传感器对电磁噪声很敏感,把微控制器主板和 传感单元板分开,也有利于提高系统的电磁兼 容性能。

#### 2.1.2 微控制器: MSP430F2418PM

市场上的跌倒报警器通常使用的微控制器 主要有如下三种: ATMega128L、Silicon Labs C8051 和 MSP430。 经深入调研后,我们采用 了 TI 的 MSP430F2418PM 作为跌倒预警系统的 微控制器。该主控制器功耗极低,含16位精简 指令系统的 CPU,并且可以根据实际需要灵活 地选择合适的系统时钟,从而更合理地利用系统 的电源,实现整个系统的超低功耗。低工作电压 范围为: 1.8 V~3.6 V, 工作电流在待机模式下仅 0.8 uA,在运行模式下为 0.25 mA。内含标准的 数字控制振荡器(DCO),从待机模式唤醒至运行 模式耗时不足1秒。此外, MSP430F2418PM 还 提供了 8 KB 的 RAM、116 KB 的 flash 存储器、 五种低功耗模式、两个 16 位的定时器、一个快 速的 12 位 A/D 转换器、一个比较器和四个通用 串行通讯接口模块,支持 UART、I<sup>2</sup>C 和 SPI 通 信,片上的 I/O 引脚数多达 64 个<sup>[15]</sup>。

在跌倒预警系统中,3 轴加速计、3 轴陀 螺仪、3 轴磁力计、报警单元和存储模块等都 是通过 SPI 通讯或其他的 I/O 端口由微控制器 MSP430F2418PM 来控制。

#### 2.1.3 传感模块: MPU6000 与 MAG3110

用于人体运动捕捉的传感器的测量精度对跌 倒预警检测非常重要。在前面章节部分中提到 过,预警检测需要一个多模态和高精度的惯性传 感器模块,对于传感器单元板的芯片解决方案, 我们选用了 InvenSense 公司的内置三轴加速度和 三轴陀螺仪的芯片 MPU6000 和飞思卡尔的三轴 磁力计芯片 MGA3110。

MPU6000 是世界上首个六轴 MEMS 惯性运 动测量组件,4mm×4mm×0.9mm的OFN超 小封装结构,且功耗低、成本低、性能高,非常 适用于智能手机、平板电脑和可穿戴式计算应 用。MPU6000集成了9轴运动融合算法,结合 内置的 I<sup>2</sup>C 总线,可以访问外部磁力计或其他传 感器的数据,在不需要系统主控干预的情况下就 可以通过 MPU6000 获取所有的传感器数据。为 了能够精确地跟踪快速和慢速的动作,该芯片提 供了 $\pm 2g$ 、 $\pm 4g$ 、 $\pm 8g$ 和 $\pm 16g$ 的加速度量程感 知范围以及±250°/sec、±500°/sec、±1000°/sec 和±2000°/sec角速度量程感知范围,用户可以 通过配置相应寄存器来选择合适的量程<sup>[16]</sup>。除此 之外, MPU6000 还具有其他特点, 包括: 支持 400 KHz 的快速 I<sup>2</sup>C 以及 20 MHz 的 SPI 访问速 率;可以承受 10000 g 加速度的冲击; MPU6000 内部还集成了一个温度传感器和在工作温度范 围内变化幅度仅为 ±1% 的片上振荡器<sup>[17]</sup>。

MAG3110 是飞思卡尔公司推出的 MEMS 三轴 磁力计, DFN 超小封装(2 mm×2 mm×0.85 mm), 它具有体积小和功耗低的特点,结合三轴加速度 计,可以产生精确 的姿态角信息,MAG3110 的 灵敏度为 0.1 μT,量程范围为 ±1000 μT,具有 标准的 I<sup>2</sup>C 串行接口,支持最高通信频率为 400 KHz 的快速访问模式<sup>[18]</sup>。

#### 2.1.4 其他相关模块

报警单元:当跌倒事件发生时,微控制器收 到来自传感模块的信号,对信号进行判断后引发 报警单元发出预警信号。报警单元包括一个微 型的蜂鸣器和震动器。蜂鸣器的体积为5 mm× 5 mm×1.8 mm,驱动电压为 3 V,驱动电流 为 100 mA,震荡频率为 4000 Hz,在 10 cm 处 的声压级(SPL) ≥ 70 dB/min。震动器选用一 种直流有刷电机,驱动电压 3 V,驱动电流为 70 mA,体积仅为 Φ8 mm×2.7 mm,转速高达 12.000 rpm, 额定扭矩为 10 N·m。电源模块: 为 了匹配电路板较为特殊的结构,我们特意订做了 一款可充电的聚合物锂电池。容量为 240 mAh, 电压为 3.7 V, 体积为 25 mm×25 mm×12 mm。 电源模块中还集成了一个线性稳压芯片 TPS71933-33,具有低噪声、低压差和 3.3 V 双输出等特点,有效减免了模拟电和数字电之 间可能造成的交叉干扰。充电模块:为了更高 效和方便地利用锂电池,系统中集成了充电模 块。它主要由一个 Mini USB 和一个充电管理芯 片 BQ24080 构成。Mini USB 可以通过数据线从 外电路获得电压和电流。BQ24080集成度高、 灵活性好,可满足常规锂电池的充电需求。当 锂电池的电压低于设定阈值时,它能够自动启 动充电模式,当充满电或没有外接充电电源时 则自动进入休眠状态。存储模块:内存较大的 存储卡有利于数据的存储,从而更便于得到实 际的跌倒预警时间。我们选择了一款普通的 2 G(或 4 G/8G 等)TF 卡,编程/擦除速度快,功 耗低。

JTAG 及扩展接口: JTAG 接口能够方便 MSP430 仿真器从上位机往微控制器芯片中下载 程序。扩展口多达 20 个,含 8 路模拟信号和 4 路 数字 I/O 口、4 路模拟或数字电及 4 路 SPI 口,可 方便将来扩展 GPS、GSM 或其他电路模块。 2.1.5 抗干扰设计和实物电路板

在电路板的抗干扰设计上,除了把主控电路 板和传感单元板独立设计以及模拟电路和数字 电路独立供电外,我们还采取了其他抗干扰措 施,比如我们选用了4层PCB板,把信号层设 在顶层和底层,电源层和地层设在中间层,模拟 地与数字地也尽量分开。在电源引脚处接一个 10 nF~100 nF 的小电容,在 PCB 板周围尽可能 均匀分布一些 4.7 μF~10 μF 的大电容。在布线 上,尽可能避免长距离的平行走线,在空间允许 的情况下尽量增大线间距离和导线尤其是地线的 宽度,使地线和电源线的走向与数据传递方向尽 可能保持一致。

微控制器主板和传感单元板的 PCB 图如图 2 所示。

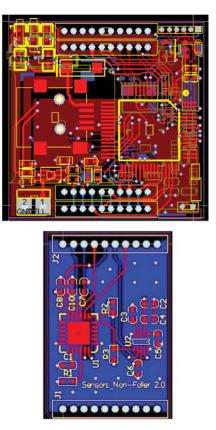


图 2 微控制器主板和传感单元板的 PCB 图

Fig. 2. PCB of the MCU control board and the sensing

## units board

防跌倒预警系统的实物如图 3 所示: (a)为 已经焊接完成的电路板实物照(体积为 27 mm× 27 mm×13 mm); (b)为已经组装好的产品照(体 积为 51 mm×33 mm×16 mm)。

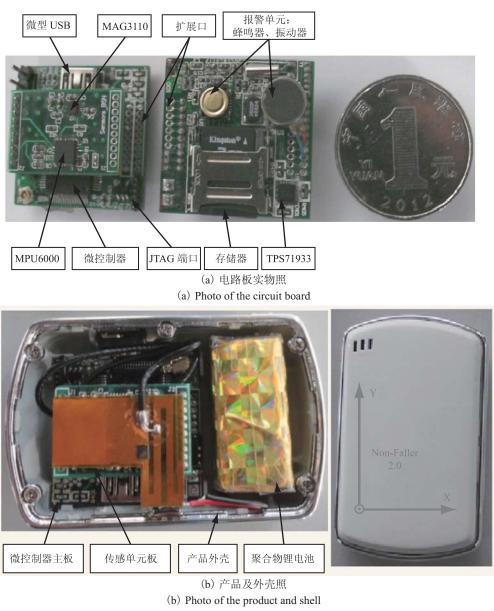
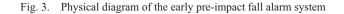


图 3 防跌倒预警系统实物图



#### 2.2 软件设计

系统上电后,首先要完成各个模块的初始 化,然后一直执行基于阈值的跌倒预警算法, 当系统判断出有跌倒倾向时,会触发报警电路 工作,用户可以主动按下"取消报警"键,也 可以主动按下"跌倒预警退出"键,否则程序 会重新开始执行跌倒预警算法。关于跌倒预警 算法在理论上的可实现性及阈值的最佳设定, 前期工作中 Zhao 等<sup>[3]</sup>和 Liang 等<sup>[7]</sup>已经作了充 分的论证,此处不再赘述。系统的软件主流程 图如图 4 所示,图 5 则显示了代码已被成功下 载到微控制器中。

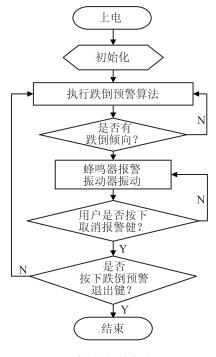


图 4 系统的软件主流程图

Fig. 4. Main flowchart of the system software

Eile Edit View Proj	ect Debug Enu	lator <u>T</u> ools <u>M</u> indow <u>H</u> elp	
0 📽 🖬 🕼 🚳	30001の	○ ● ▲を作用目	* 雪 雪 雪 三
5 6 828	**** ×		
2 at 書 밝 Q (		Channel C	
2) GIE 🐒 (ST 9.8 )			The second second second
Vorkspace	×	physical Data_Convertue	Disassen/bly
Debug	<b>*</b>	MPU6000_Data_Process();	Goto
Files	2: B.	send_string("The Physical of X_Accel is:	055B57
🗆 🗐 physical Data	C V	Physical_Data(2,Accel_X_data);	055B58 055B59
He physical Date			055B5A
- C Output		send_string(" Y_Accel is:	055B5B
physice	Dat	Physical_Data(16,Accel_Y_data);	055B5C 055B5D
physice		send string(" Z Accel is:	055B5E
- nin430.h		Physical Data(16,Accel Z data);	055B5F
intrinsics.h		Delay(5000);	055B60 055B61
msp430x2		actual (concept)	055B62
Ultput	N. S. F.	send char(SPI Master Read B(GYRO CONFIG))	055B63
L physical D	lata	send_string("The Physical of X_Gry is:");	055B64 055B65
- n dl430xs		Physical_Data(250,Gyro_X_data);	055B66
- B Ink430F	2418	<pre>send_string(" Y_Gry is:");</pre>	055B67
- physica	I Dat	Physical_Data(250,Gyro_Y_data);	055B68 055B69
		<pre>send_string(" Z_Gry is:");</pre>	055B6A
		Physical_Data(250,Gyro_Z_data);	055B6B
		Delay(5000);	055B6C
physical Data_Convert		Ifo +	< >
Log			
		ace dll version 2.4.5.3	
		ce : MSP430F2418	
		mal voltage : 0.0 V	
	46:13 2013: VCC		
		nload complete.	
		led debugee: D:\Fall Detection Agorithm for Non-Faller 2.	0\Debug\Exe\p
Mon Apr 22 23:-	46:17 2013: Targ	etreset	
			>

图 5 代码成功下载进微控制器

Fig. 5. The code downloaded successfully to the MCU

另外, MSP430F2418M 往 MPU6000 和 MAG3110 的寄存器写入控制数据和读取输出数 据,数据采样率的设置、用中断来实现低功耗设 计和基于阈值的跌倒倾向判定算法等,也都是通 过软件编程实现的。

## 2.3 实验测试

根据对基于穿戴式惯性传感单元的防跌倒预 警分析及相关研究结论,我们把人体腰部、胸 部、小腿和大腿的运动学数据进行了对比,发现 腰部是放置惯性传感器的最佳位置<sup>[3,7]</sup>。因此我 们用自粘绷带和魔术胶带把防跌倒预警系统固定 在志愿者的腰部。跌倒实验室以及系统在人体的 固定位置如图 6 所示。



图 6 跌倒实验室以及系统在人体的固定位置 Fig. 6. Laboratory for falling test and the system installation position on the human body

共选取 9 名健康年轻的成人志愿者(其中 6 男 3 女,年龄: 24±3.5 岁,体重: 62±14.5 kg,身高: 170±12 cm)参与了此次试验。参与

者按要求完成一系列跌倒相关动作,实验过程包 括校准1次,前倒、右倒和后倒各3次,因此在 模拟跌倒环境中共进行了81次(不含校准)跌倒 实验。同时我们采用了一台高速摄像机来记录跌 倒预警时间(也可以从TF 卡存储的数据中计算 出该时间)。另外,该项实验已通过中国科学院 CAS 伦理委员会的批准,且所有参与者事先均知 情并志愿参与。

## 3 结 论

需要指出的是,本跌倒预警系统中采用了 卡尔曼滤波算法,所用到的高精度惯性传感单元 (MPU6000 和 MAG3110)中包括一个 3 轴加速度 计、一个 3 轴陀螺仪和一个 3 轴磁力计。被测对象 的姿态角则可以经卡尔曼滤波后的 9D 信号计算获 得,通过磁力计获得的数据可用来消除电磁干扰, 因此可用它来校准 3D 加速度信号(Acc)和 3D 陀螺 仪信号(Gyro)。根据之前相关的研究,我们已经证 实了在基于冲击前相的跌倒检测算法中,以合加速 度和姿态角作为特征量是最佳选择<sup>[3,7]</sup>。图 7 所示 为 Acc 信号的分类结果,可以用来检测所有的加速 度信号。当其阈值分别设定为 3.0 m/s<sup>2</sup>、4.0 m/s<sup>2</sup>、 4.5 m/s<sup>2</sup>、5.0 m/s<sup>2</sup>、5.5 m/s<sup>2</sup>和 6.0 m/s<sup>2</sup> 时,其对应的 灵敏度和特异度也会随之变化,具体如表 1 所示。 其相关的 ROC 曲线如图 8 所示,由此图可以看

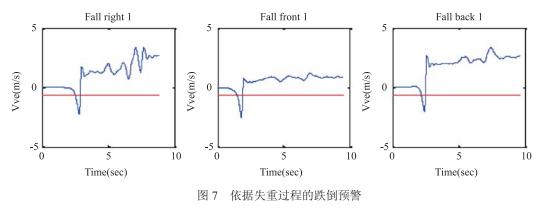


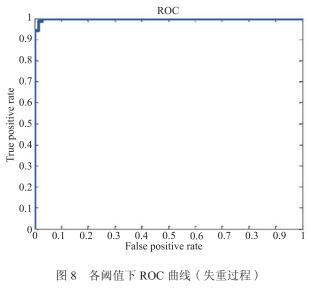
Fig. 7. Early warning of fall based on the pre-impact phase

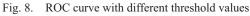
出,当 Acc 阈值设置为 4.5 m/s<sup>2</sup> 时预警效果最好, 其对应的灵敏度为 98.61%,特异度为 98.61%。

表 1 不同阈值下的准确度评价(失重过程) Table 1. Accuracy evaluation with different

threshold values (pre-impact phase)

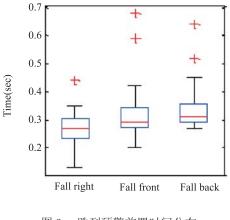
	特异度	灵敏度
3.0	83.33%	100.00%
4.0	90.28%	98.61%
4.5	98.61%	98.61%
5.0	98.61%	97.22%
5.5	98.61%	87.50%
6.0	100.00	80.56%





#### (Pre-impact phase)

此外,根据之前采用两个阈值计算的跌倒预警研 究中,其最佳阈值分别为 5 m/s<sup>2</sup> 和 25 m/s<sup>2</sup> <sup>[3,7]</sup>。通 过分析整个跌倒过程中的时间,即跌倒过程中达 到第一阈值时的时间 T 0 和第二阈值时的时间 T 01,两者相减即可得到其前置时间。对应的前置 时间分布情况如图 9 所示,该算法下的前置时间 平均在 300 ms 左右。



#### 图 9 跌到预警前置时间分布

Fig. 9. Lead time distribution for pre-impact warning

显然,跌倒预警时间越长,对跌倒防护越 有利。我们考虑嵌入更好的惯性传感单元和更 优化的跌倒预警算法,升级硬件配置、优化软 件系统等方法来提高系统的性能。未来研究将 嵌入 GSM、GPS 等电路模块功能及配备穿戴式 安全气囊,希望在易跌人群中实现实时防护和 及时救治。

## 4 总 结

根据理论上的可行性、算法的可实现性以及 最佳阈值的设置,这种基于 MEMS 惯性传感单 元的跌倒预警系统得以设计和实现。相关实验结 果证明,该系统能够在模拟的跌倒事件中正常工 作,尽管在灵敏度和特异度等方面仍有不完美之 处。需要说明的是,所有的实验均由健康的年轻 人参与,并且所有的跌倒动作都在具有缓冲作用 的海绵垫上完成,这与老年人在真实情况下的跌 倒有所不同。显然,最佳的实验方法是通过本系 统内置的 TF 卡再辅以视频监测系统来记录老年 人的日常行为活动,捕捉并记录下老年人偶然发 生跌倒时的真实数据,尽管目前该方法实现起来 有一定的难度,我们将继续优化实验方案,使该系 统将来有机会得到更好的应用。

# 参考文献

- World Health Organization. Falls. [EB/OL]. http:// www.who.int /mediacentre/factsheets/fs344/en/ index.html
- [2] Loue S, Sajatovic M. Encyclopedia of Immigrant Health [M]. New York: Springer-Verlag New York Incorporation, 2012: 671-672.
- [3] Zhao GR, Mei ZY, Liang D, et al. Exploration and implementation of a pre-impact fall recognition method based on an inertial body sensor network [J]. Sensors, 2012, 12(11): 15338-15355.
- [4] Christensen HI, Phillips J. Empirical Evaluation Methods in Computer Vision [M]. Singapore: World Scientific Publishing Company, 2002.
- [5] Doughty K, Cameron K. Primary and secondary sensing techniques for fall detection in the home [C] // Proceedings of Hospital without Walls, 1999: 104-116.
- [6] Lin SC, Hsu HC, Lay YL, et al. Wearable device for real-time monitoring of human falls [J]. Measurement, 2007, 40 (10): 831-840.
- [7] Liang D, Zhao GR, Guo YW, et al. Pre-impact & impact detection of falls using wireless body sensor network [C] // IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics, 2012: 763-766.
- [8] Chen J, Kwong K, Chang D, et al. Wearable sensors for reliable fall detection [C] // Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005, 4: 3551-3554.
- [9] Zhang AH, Wang L. Tumble detection based on three-dimensional acceleration transducer [J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2010, 14(28): 9029-9032

- [10] Bianchi F, Redmond SJ, Narayanan MR, et al. Barometric pressure and tri-axial accelerometrybased falls event detection [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010, 18(6): 619-627.
- [11] Anania G, Tognetti A, Carbonaro N, et al. Development of a novel algorithm for human fall detection using wearable sensors [C] // Proceedings of IEEE Sensors, 2008, 2: 1336-1339.
- [12] Bourke AK, Lyons GM. A threshold-based falldetection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor [J]. Science Direct, Medical Engineering & Physics, 2008, 30(1): 84-90.
- [13] Sun XX, Tang DF, Ma WM. Design of fall detector based on 3-axis accelerometer and CDMA [J]. Application Design, Electronic Technology, 2008, 45(3): 14-16.
- [14] Bourke AK, van de Ven P, Gamble M, et al. Assessment of waist-worn tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms using continuous unsupervised activities [C] // The 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010: 2782-2785.
- [15] Texas Instruments. MSP430x2xx family user's guide [EB/OL]. http://www.ti.com.cn.
- [16] Invensense. MPU-6000 and MPU-6050 product specification revision 3.1 [EB/OL]. http://www. invensense.com/mems/gyro/sixaxis.html.
- [17] Invensense. MPU-6000 and MPU-6050 register map and descriptions revision 4.0 [EB/OL]. http:// www.invensense.com/mems/gyro/sixaxis.html.
- [18] Freescale. MAG3110: xtrinsic high accuracy 3D magnetometer [EB/OL]. http://www. freescale.com/webapp/sps/site/prod\_summary. jsp?code=MAG3110&fsrch=1&sr=1.