

基于 MEMS 加速度传感器的人体姿态检测技术

曹玉珍, 蔡伟超, 程 旻

(天津大学精密仪器与光电子工程学院天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072)

摘 要: 研究一种基于 MEMS 加速度传感器的人体姿态检测技术. 采用人体加速度向量幅值 (SVM) 和微分加速度幅值的绝对平均值 (MADS) 描述人体运动状态, 进而作跌倒判断. 为兼顾算法的准确性和实时性, 设计采用多级探测的思想. 首先, 当检测出人体 SVM 超过阈值时对跌倒作出初判; 其次, 将 MADS 超过阈值作为跌倒的判断依据; 再根据一定时间段的加速度归一化方差判断人体姿态的稳定性以防止误判, 最后计算人体躯干的水平倾角确定人体姿态作为跌倒报警的辅助信息. 系统采用基于 MEMS 技术的加速度传感器监测人体运动加速度, 当判断出人体处于跌倒状态时, 利用 GPSOne 技术自动定位其地理位置, 并通过手机短信报警. 实验证明, 算法探测准确率高, 实时性好.

关键词: 加速度; 跌倒检测; 定位; 短信服务

中图分类号: TP212 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6030(2010)01-0037-05

Body Posture Detection Technique Based on MEMS Acceleration Sensor

CAO Yu-zhen, CAI Wei-chao, CHENG Yang

(Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detecting Techniques and Instruments, School of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: In this paper, a body posture detection technique based on MEMS acceleration sensor was introduced. The signal vector magnitude (SVM) and the mean absolute value of differential SVM (MADS) of the body were used to describe the state of human motion and judge the state of fall. Multistage detection was applied to guarantee the real-time level and accuracy of the fall detection algorithm. First, supra-threshold SVM was detected as the elementary detection. Then, supra-threshold MADS was detected as the definitive fall criterion. After that, the acceleration variance within a certain period of time was calculated to estimate the stability of the posture to avoid misjudgment. Last, the angle between trunk and horizontal plane was calculated to ascertain posture, which would be sent in a alarm message as the subsidiary information. In the system, the MEMS acceleration sensor was used to monitor body acceleration, fall detection algorithm was used to identify posture, GPSOne technology was used for orientation and SMS for alarm. Experimental results show that the algorithm is high in accuracy and satisfactory in real-time performance.

Keywords: acceleration; fall detection; orientation; short message service (SMS)

收稿日期: 2009-08-20

基金项目: 天津市科技发展计划资助项目 (06YFSYSF02200).

作者简介: 曹玉珍 (1963—), 女, 博士, 副教授.

通讯作者: 曹玉珍, yzca@tju.edu.cn

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. <http://www.cnki.net>

平衡是指人体在运动或受到外力作用时,控制其重心在支撑面上以保持直立姿势不至于跌倒的一种能力.日常生活中人体依靠前庭、视觉和本体觉组成的“平衡三联”维持平衡,然而许多疾病常可导致平衡障碍.平衡功能低下是老年人特别是慢性病老年患者跌倒并由此引发一系列严重问题的主要原因.在我国 65 岁以上的老年居民中,有相当一部分人曾经跌倒过,且跌倒发生率随着年龄的增加而升高^[1-2].及时救助跌倒的老年人将大大降低伤残率和死亡率.对老年人身体姿态进行监测,是评价老年人平衡能力^[3]、机体功能水平和衰老程度的有效手段.

人体姿态检测的主要手段有图像分析和加速度分析两种.图像分析的算法较复杂,系统庞大,实时性差;加速度分析算法相对简便,系统小,实时性好.现在,国外对利用加速度信号研究人体姿态识别和分类的相关理论研究较多,跌倒作为一种重要的人体姿态,其探测是其中的一个识别类^[4-7].这些研究的重点主要是探测的准确率,较少考虑算法的实时性.加速度监测主要是利用射频或者 ZigBee 等技术在一定范围的室内实现.为了得到较高的准确率,采用的加速度分析算法大多比较复杂,计算量大,实时性差.国内研究者提出的跌倒探测的终端设计方案^[8],对探测后的报警处理问题解决得不够完善.大部分的设计方案中,跌倒报警信息并不提供跌倒者的位置和人体姿态信息,给提供及时救助增加了困难.少数提供定位信息的方案,采用全球定位系统(global positioning system, GPS)定位.这种定位方式精度低,对信号强度的依赖大,而且会给定位系统增加定位计算的负担,进而大大提高了功耗.

为了兼顾实时性和准确率,设计采用基于三轴向加速度传感器的多级人体跌倒探测算法对老年人的活动状态进行监测,支持自动定位和远程报警.当探测到老年人跌倒时,采用 GPS 定位并通过短消息服务(short messaging service, SMS)报警.

1 人体姿态探测方法

1.1 坐标系的建立

对人体建立自然坐标系 $O-x_0y_0z_0$ 和动态坐标系 $O-xyz$ 在自然坐标系 $O-x_0y_0z_0$ 中,人体直立站立,取人体冠状面法向向前为 x_0 轴正方向,矢状面法向向左为 y_0 轴正方向,水平面法向向下为 z_0 轴正方向.此时, z_0 方向与重力加速度 g 方向一致^[9].

对于动态坐标系 $O-xyz$,无论人处于静止还是运动状态,始终取人体冠状面法向向前为 x 轴正方向,矢状面法向向左为 y 轴正方向,水平面法向向下为 z 轴正方向.

向. x 轴、 y 轴、 z 轴构成的左手系在人体直立站立时与自然坐标系完全重合.

将加速度传感器佩戴到人体腰椎位置时,其 3 个敏感方向分别与动态坐标系的 3 个轴向一致.因此,动态坐标系下 3 个轴向的加速度分量就是传感器 3 个相应的敏感方向的加速度输出 (a_x, a_y, a_z),记其合加速度为 a .

当处于静止状态时,人体只受重力加速度 g 作用(即 $a=g$),方向沿 z_0 正方向.设 z 轴与水平面(x_0y_0 平面)的夹角为 θ (见图 1),则有

$|a_z|=g\sin\theta$ (1)

故夹角 θ 为

$\theta=\arcsin\frac{|a_z|}{g}$ (2)

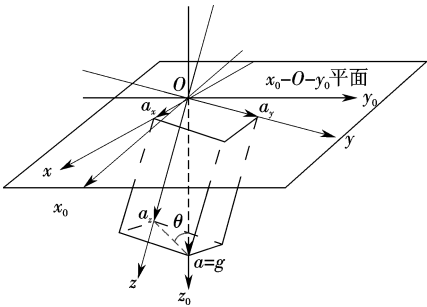


图 1 静止状态两坐标系关系示意

1.2 人体运动状态参量

人体加速度向量幅值 SVM (signal vector magnitude)和微分加速度幅值的绝对平均值 $MADS$ (mean absolute value of differential SVM)是区分人体运动状态的重要参量.

SVM 通过计算加速度幅度表征人体运动的剧烈程度,其值越大表明运动越剧烈^[10].其定义为

$SVM=\sqrt{a_x^2+a_y^2+a_z^2}$ (3)

$MADS$ 通过计算 SVM 的微分绝对值的时间平均值表征人体运动状态变化的剧烈程度,其值越大表明运动状态变化越剧烈^[11].其定义为

$MADS=\frac{1}{T_0}\int_0^T|SVM'|dt$ (4)

在动态坐标系下考察 SVM 和 $MADS$ 可监测人体的运动强度和运动状态变化强度.

跌倒属于剧烈的运动过程,通过考察 SVM 可将低强度的运动状态(如步行和站立)滤除掉.跌倒也是运动状态变化最剧烈的日常活动,通过考察日常剧烈运动过程的 $MADS$ 可作为跌倒的判据.

2 多级跌倒探测算法的实现

多级跌倒探测算法主要分为 3 级. 每一级算法都独立地进行一次跌倒判断, 后一级算法只针对前一级已判断为跌倒的状态进行计算. 具体判断过程如下.

第 1 级判据为 SVM 选择适当的阈值, 将人体运动区分为剧烈运动和非剧烈运动. 坐、卧及正常行走等日常活动属于非剧烈运动状态, 而快速行走、跌倒等属于剧烈运动状态. 当跌倒发生时, SVM 会明显增大, 通常峰值超过 $1.5g$ (g 为重力加速度). 对于某些老年人而言, 正常行走和跌倒时的 SVM 均会超过 $1.5g$; 但是跌

倒过程中 SVM 超过 $1.5g$ 的持续时间较长. 通过实验测定, 老年人正常行走时的 SVM 大于 $1.5g$ 的持续时间一般不会超过 $40ms$; 而跌倒情况 SVM 超过 $1.5g$ 的持续时间较长. 设计系统采样率为 $150Hz$, 因此可将连续超过 6 个采样点的 SVM 大于 $1.5g$, 即其持续时间超过 $40ms$, 作为第 1 级算法的判据.

图 2 是老年人跌倒时 SVM 的变化情况. 其中, 合加速度大于 $1.5g$ 的采样点用 “○” 点表示, 而超过 $1.5g$ 的连续 6 个以上的采样点用 “*” 点表示. 从图中可以看出, 虽然 “○” 点构成了 A B C D E F 多个峰簇, 但是, “*” 点只构成了 F 一个峰簇. 因此, 通过前级检测的峰簇只有 F 峰.

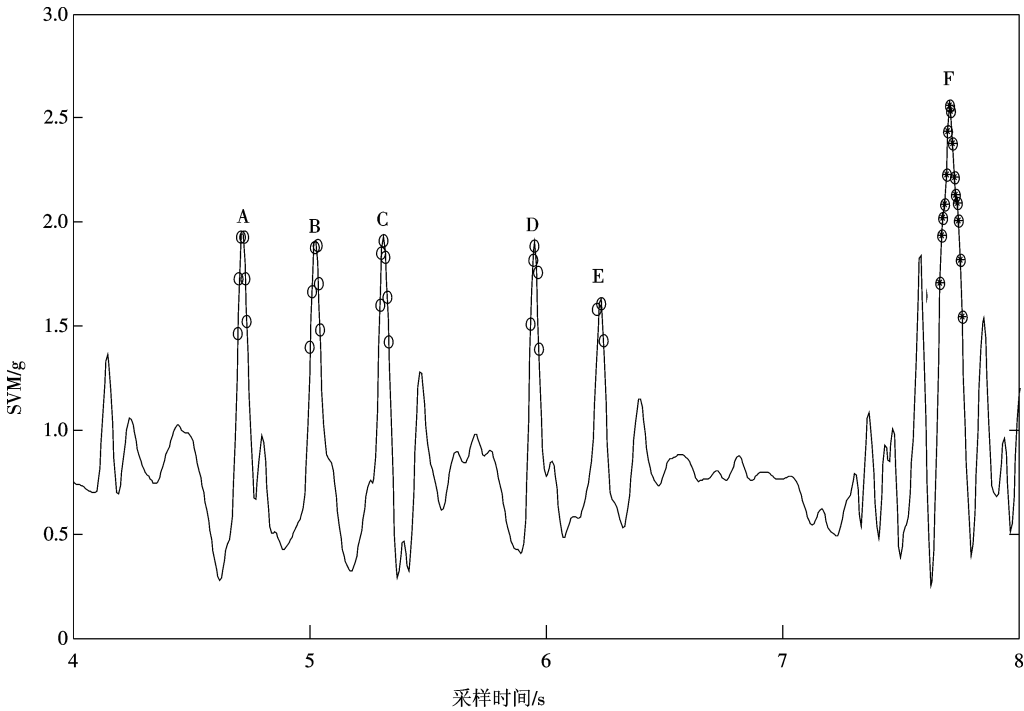


图 2 跌倒过程中 SVM 的变化情况

第 2 级主要计算通过第 1 级算法的 “嫌疑” 峰簇的 MADs 并与其阈值做比较. 由于跌倒是运动状态变化最剧烈的活动, 适当选择阈值可将跌倒的特异性区分出来. 实验表明, 老年人跌倒时, MADs 明显增大, 当峰值超过 $0.36g/s$ 时, 则认为人体跌倒了. 图 3 为对图 2 中检出的峰簇 F 进行 MADs 计算的结果.

第 3 级作为辅助判断主要用于降低第 2 级的误判率, 同时丰富报警信息的内容. 第 3 级对第 2 级判断为跌倒的情况作进一步的判断. 首先, 系统每间隔 $10s$ 通过计算最近 50 个采样点的 α 轴加速度的方差检测人体状态是否稳定. 实验表明, 稳定状态下方差小于 $0.5g$. 如果 10 次检测均未稳定, 则认为是误判; 反之, 则进行人体姿态判别.

人体姿态主要通过计算人体躯干与水平面的倾角 θ (即 α 轴与 $x-O-y$ 平面的夹角) 来判别. 如果计算得到 θ 小于 40° , 可认为确实跌倒并将人体跌倒后的姿态作为报警辅助信息发送出去; 反之, 则认为是误判.

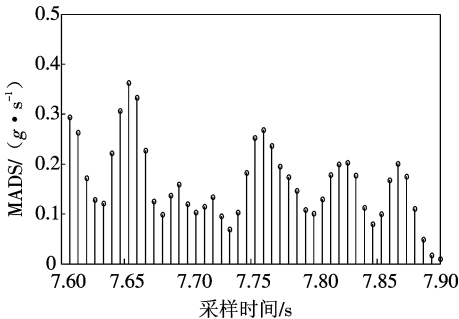


图 3 跌倒过程的 MADs

3 系统设计

系统的硬件部分主要包括加速度信号采集模块、

按键与显示模块、CDMA无线通信模块以及以 MSP430F1611 为核心的微控制器模块等. 系统结构与功能框图如图 4 所示.

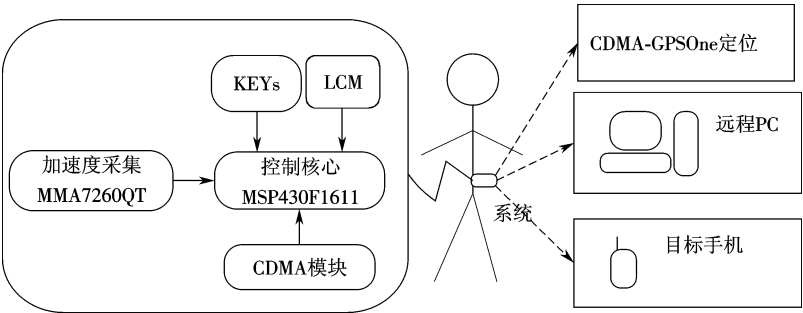


图 4 系统结构与功能框图

加速度信号采集模块的核心部分是基于 MEMS 的单芯片三轴向低重力加速度传感器 MMA7260QT. 它采用信号调理、单极低通滤波器和温度补偿技术, 并提供 4 个量程. 它带有低通滤波器并已做零 g 补偿. 它将三轴向加速度转化为电压值输出.

设置 MMA7260QT 的量程为 $\pm 4 g$ ($300\text{ mV}/g$), 当人体处于静止直立状态时, 两水平方向为 $0 g$ 输出电压 1.65 V ; 竖直方向为 $1 g$ 输出电压 1.95 V . 考虑到老年人行动能力有限, 其加速度幅值最大不超过 $2.5 g$, 即输出电压范围在 $0.90 \sim 2.40\text{ V}$ 之间.

系统的核心控制和计算选用 TI 公司的 MSP430F1611 单片机. 该单片机具有低电源电压、超低功耗等突出优点, 非常适合电池供电的便携产品. 其片内的 8 通道 12 位 ADC 可设置的最大电压范围为 0 V 至 V_{cc} (3.3 V). 因此, 单片机无需信号调理就可与传感器直接相连.

通信模块采用 ANYDATA 公司的 CDMA 模块 DTGS800 工作在 832 MHz 频段, 功耗为 0.32 W . 采用全功能串口控制, 拥有高达 152 kb/s 的数据传输速率, 支持机卡分离 (R-UM), 可通过 AT 命令进行远程服务, 内置 TCP/IP 协议栈, 提供 SMS 和无线数据传输功能, 支持 GPSOne 定位技术.

按键与液晶显示模块主要完成人机交互任务. 显示部分采用 LM0802, 主要用于显示系统状态. 系统提供手动报警和手动取消报警按键, 以降低漏判与误判给用户带来的损失.

系统软件设计采用嵌入式操作系统 $\mu\text{C/OS-II}$. $\mu\text{C/OS-II}$ 具有内核超小、实时性和可移植性较好的优点, 可用于内部存储资源有限的 MSP430F1611, 并能满足系统对实时性的较高要求.

系统以 150 Hz 采样 3 个轴向加速度, 每次记录最近 10 s 的加速度数据, 根据此数据, 系统进行多级探测以减小误判的几率. 当系统确定人体跌倒后, 进行本地蜂鸣报警. 如果出现误判, 用户可在蜂鸣 30 s 内通过按键手动取消报警以防止误报警. 如果用户没有取消报警, 系统将自动进行定位, 并将定位、姿态和报警信息等以短信的形式发送到目标手机上. 除此之外, 设计还支持手动报警功能, 以防止漏报警的情况发生. 另外, 数据也可通过手动方式传输到监护中心.

4 实验测试

实验 1 对年龄在 $65 \sim 70$ 岁之间的健康受试者进行活动分类测试, 包括步行、下蹲、坐下、爬楼、慢跑等各测试 50 人次.

实验 2 由 5 名年龄在 $20 \sim 25$ 岁之间的健康受试者分别进行 10 次跌倒模拟测试.

实时采集整个实验过程的加速度数据, 实验 1 和实验 2 主要考察分级跌倒判断算法的通过率, 实验结果如表 1 所示. 表中的通过率对于第 1 级而言, 是指第 1 级判为跌倒的例数占该项实验的次数的百分比; 对于后级而言, 则是本级被判为跌倒的例数在前一级被判为跌倒的例数中所占的百分比. 从表中最终的实验结果可以看出, 分级算法可以准确地将正常活动与跌倒区分开; 对跌倒活动的判别准确率达 96% .

实验 3 由 5 名年龄在 $20 \sim 25$ 岁之间的健康受试者分别进行从行走态到前扑、从行走态到跌倒后左侧卧、右侧卧各 5 次跌倒测试.

对于实验 3 通过分级计算, 全部被标记为跌倒, 计算跌倒后的倾角, 并统计出倾角小于 10° 、 20° 、 30° 和

40°的例数占该姿态总实验次数的百分比β结果如表2所示。从表中可以看出跌倒后角度分布,故可以设定40°作为跌倒的异常姿态角度阈值判据。

表 1 实验 1和实验 2的跌倒判断结果

实验内容	实验次数	第 1级		第 2级		第 3级		跌倒探测结果 / %
		标记跌倒次数	通过率 / %	标记跌倒次数	通过率 / %	标记跌倒次数	通过率 / %	
步行	50	2	4	0	0	—	—	非跌倒
下蹲	50	3	6	0	0	—	—	
坐下	50	0	0	—	—	—	—	
爬楼	50	4	8	0	0	—	—	
慢跑	50	34	68	2	6	0	0	
跌倒	50	50	100	48	96	48	100	96

表 2 实验 3结果

姿态	β / %			
	θ≤10°	θ≤20°	θ≤30°	θ≤40°
前扑	68	92	100	100
左侧卧	32	64	92	100
右侧卧	36	60	88	100

实验结果表明,第 1级算法对低强度的运动有很好的滤除作用。第 2级算法对较高强度的运动进行进一步的分析,可有效地将跌倒信号提取出来,第 3级算法可有效降低误报警率。由于第 2级算法存在一定的漏报警情况,系统提供手动报警功能,避免漏报警造成严重损失。

5 结 语

本文中提出了基于人体姿态的多级跌倒探测算法实现实时的跌倒探测和基于此算法的跌倒探测终端设计方案。实验证明,第 1级算法计算量较小,并可滤除大部分正常活动,减轻后级的计算负担;第 2级算法准确率高,且利用第 1级算法的计算结果可进一步减轻计算负担;第 3级算法大大降低了误报警率,并为跌倒救助提供更多信息。

参考文献:

[1] 朱月妹,袁浩斌,陈雷. 老年人跌倒危险因素的调查

[J]. 护理实践与研究, 2007, 4(10): 5-7.
Zhu Yue mei Yuan Hao bin Chen Lei Investigation on the risk factors of falls for the aged [J]. Attend to Practice and Research, 2007, 4(10): 5-7 (in Chinese).
[2] 郝燕萍,刘雪琴,靳海如. 老年人跌倒致伤情况分析 [J]. 护理研究, 2006 20(8): 2017-2018
Hao YanPing Liu Xueqin Jin Haiyu Analysis on injuries of senile people induced by tumble [J]. Chinese Nursing Research, 2006 20(8): 2017-2018 (in Chinese).
[3] Mayagoitia R E, Dustson S C M, Heller B W. Evaluation of balance during activities of daily living [J] //Engineering in Medicine and Biology Atlanta, GA, USA, 1999. 520
[4] Pappas I P J, Popovic M R, Keller T, et al. A reliable gait phase detection system [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2001, 9(2): 113-125
[5] Bougouris N V, Hatzinakos D, Papanotis K N. Gait recognition: A challenging signal processing technology for biometric identification [J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2005 22(6): 78-90
[6] Che D, Kwon Q, Dhin J, et al. Design of multipurpose sensing system for human gait analysis [J] //SCE-KASE International Joint Conference, Busan, Korea, 2006. 1168-1173
[7] Bouen C V Ç, Koekkoek T M, Verduin M, et al. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1997, 44 (3): 136-147.
[8] 涂巧玲,戴宇航. 基于手机短信息的人体跌倒自动报警研究 [J]. 计算机工程与应用, 2008 44(12): 241-243
Tu Qiaoling, Dai Yuhang Study on automatic of body slipping up by shortmessage of mobile telephone [J]. Computer Engineering and Application, 2008, 44(12): 241-243 (in Chinese).
[9] Liu Rong, Zhou Jianzhong, Liu Ming, et al. A wearable acceleration sensor system for gait recognition [J] //IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, Harbin, China, 2007. 2654-2659
[10] Jeon A Y, Ye S Y, Park J M, et al. Emergency detection system using PDA based on self response algorithm [J] //International Conference on Convergence Information Technology, Gyeongju, Korea, 2007. 1207-1212
[11] Jeong D U, Kim S J, Chung W Y. Classification of posture and movement using a 3-axis accelerometer [J] //International Conference on Convergence Information Technology, Gyeongju, Korea, 2007. 837-844