

内嵌状态机的 MEMS 传感器及其在体位监测中的应用研究^①

景 军^② 王晓聪 徐永红 洪文学^③ 郭伟桥

(燕山大学生物医学工程系 秦皇岛 066004)

摘 要 针对医学监护行为辅助装置中对人体动作快速识别的需求,采用业界首款带双状态机的 MEMS 传感器 LIS3DSH,结合能够实现蓝牙 4.0 无线通信协议的 SOC 芯片 nRF51822,搭建了一套体位和动作识别下位机系统。在研究 LIS3DSH 内嵌的矢量滤波等多种模块功能的基础上,重点研究了其内嵌双状态机的设计方法,通过两个案例给出了体位和动作的特征分析和状态分解及对应的状态机编程。实验验证了该系统对体位转换和摔倒识别的有效性和可行性。由于该设计是基于传感器内嵌状态机硬件和蓝牙 SOC 芯片,因此具有便携、快速和蓝牙 4.0 无线网络传输的特点。该研究可用于防止人摔伤的保护装置的控制,也可用于基于蓝牙 4.0 无线网络的多传感器融合。

关键词 状态机, MEMS 传感器, 蓝牙通信, 动作识别, 体位监测

0 引 言

微机电(micro electro-mechanical system, MEMS)传感器具有体积小、功耗低、集成度高、易于实现智能化等优点^[1,2]。本文研究的 LIS3DSH 是意法半导体(STMicroelectronics,简称 ST)公司推出的业界首款内嵌两个状态机的 MEMS 三轴加速度传感器,已成功用于计步、叩击等简单周期性动作的识别^[3]。而在控制或监控应用中,则要求对复杂的动作或动作趋势进行快速识别。本文针对医学监护^[4]、行为辅助^[5,6]等领域的实际需求,在研究 LIS3DSH 内嵌的数据处理模块和状态机的基础上,结合能够实现蓝牙 4.0 的 SOC 芯片 nRF51822,搭建了一套人体体位监测实验系统,对几种典型的体位及体位转换的状态机设计方法进行了重点研究。

1 LIS3DSH 的特性与启动配置

LIS3DSH 作为一款内嵌双状态机的电容式超低功耗数字三轴加速度传感器,除了具有体积小、功耗

低、多量程($\pm 2g/\pm 4g/\pm 6g/\pm 8g/\pm 16g$)、自校正、FIFO(先入先出)数据缓存区、IIC(内部集成电路)和 SPI(串行外设接口)两种输出方式等优点之外,最重要的就是实现了业内首款内嵌两个独立状态机 SM1(State Machine 1)和 SM2(State Machine 2)。此外,还内嵌了最低有效位(LSB)去除、矢量滤波、抽取滤波、掩码滤波等多种数据处理功能。

LIS3DSH 一旦上电,就自动从内嵌的 flash 中下载校正系数,引导结束后约 5ms,进入省电模式,要进入正常工作模式,需设置控制寄存器 CTRL_REG4(地址:20H),其 8bit 数据结构如下:

ODR3	ODR2	ODR1	ODR0	BDU	ZEN	YEN	XEN
------	------	------	------	-----	-----	-----	-----

其中 ODR3-ODR0 用于选择数据包的输出速率,从 3.125Hz 到 1600 Hz 共 9 种,当为“0000”时,设备进入省电模式。进入工作模式要求输出速率不为零,同时 $x/y/z$ 轴至少有一个轴使能,即 ZEN、YEN 和 XEN 至少有一位置“1”。此外,通过其它 6 个控制寄存器可设置数据缓存 FIFO、中断等。

① 河北省自然科学基金(F2016203443)和河北省自然科学基金青年科学基金(F2016203354)资助项目。
② 男,1964 年生,博士,教授;研究方向:医学仪器与信息处理; E-mail: ydjingjun@ysu.edu.cn
③ 通信作者, E-mail: hongwx@ysu.edu.cn
(收稿日期:2017-10-25)

2 LIS3DSH 内嵌数据处理功能的研究

LIS3DSH 内部,在涉及状态机功能实现方面,有多种数据处理功能可供选用,其内部的数据流向如图 1 所示。其中 16 bit 的 $x/y/z$ 轴数据是传感器采集的加速度信号。生成的数据有两个流向。一是直接输出,可选用 FIFO 缓存功能;二是经过处理用于状态机。此时数据有两类。一是 8bit 的 $x/y/z$ 轴数据,二是矢量数据。这两类数据又有矢量计算、矢量滤波、LSB 去除、抽取滤波和 DIFF(difference) 等,状态机运行结果可通过中断输出。

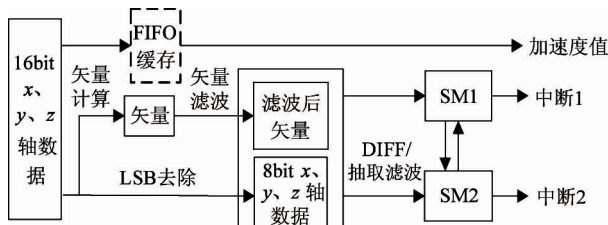


图 1 数据流向图

2.1 LSB 去除

LSB 去除目的是将 $x/y/z$ 轴数据从 16bit 变为 8bit 数据进而用于状态机评估。其算法是:

$$8\text{bit 数据} = 16\text{bit 数据} / 256 \quad (1)$$

图 2 为本文实际采集的部分 x 轴的加速度值,根据上述算法,利用 Matlab 仿真,得到的处理前后数据的对比图。从图中可以看出,本实验数据经过 LSB 去除后仍完整地保留了原始数据的基本特征。

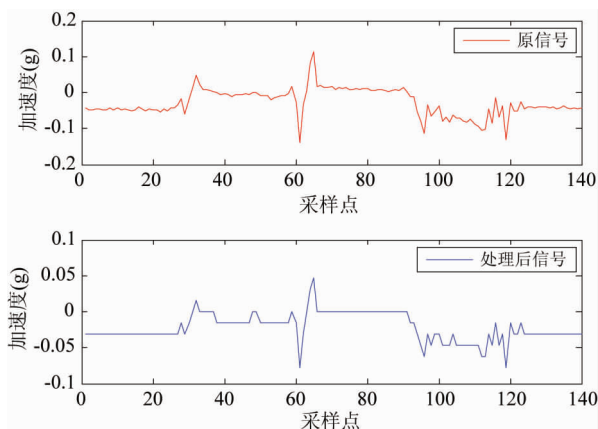


图 2 LSB 去除对比图

2.2 矢量计算与矢量滤波

矢量计算的作用是得到一个综合的加速度数据,即矢量数据 V 。计算公式为

$$V = (45 \times a1 + 77 \times a2) / 256 \quad (2)$$

式中 $a1$ 和 $a2$ 表达式如下:

$$a1 = \text{abs}(x) + \text{abs}(y) + \text{abs}(z) \quad (3)$$

$$a2 = \max(\text{abs}(x), \text{abs}(y), \text{abs}(z)) \quad (4)$$

其中 $\text{abs}()$ 表示 $x/y/z$ 轴的加速度绝对值, $\max()$ 表示求取最大值。

在矢量滤波被使能的同时,矢量计算也就被使能。

矢量滤波的作用是过滤矢量噪声。在 LIS3DSH 内,有一个专门的矢量滤波器,为七阶反对称的有限脉冲响应滤波器 FIR,其单位取样响应为有限长序列^[7]。算法如下:

$$X = (x0 - x7) \times c0 + (x1 - x6) \times c1 + (x2 - x5) \times c2 + (x3 - x4) \times c3 \quad (5)$$

式中 $c0, c1, c2, c3$, 是决定滤波器功能类型的 4 个可变量数。此 4 个系数分别由寄存器 $VFC_1, VFC_2, VFC_3, VFC_4$ 配置完成。图 3 是上述寄存器分别为 53、127、127、53 时构成的一个带通滤波器所处理的一段实测数据的结果,其作用是滤掉直流和一部分高频噪声。

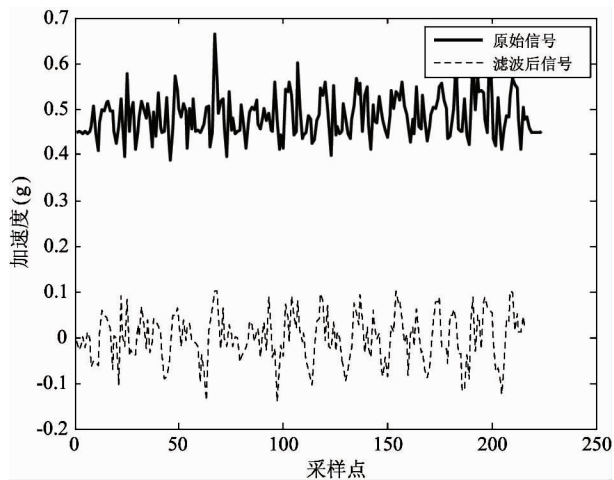


图 3 带通滤波器滤波效果

2.3 抽取滤波和 DIFF 计算

抽取滤波的功能是降低数据的采样率,滤除高频噪声^[8]。在 LIS3DSH 中,抽取滤波的功能可表示为

$$ODR_SM2 = ODR / (DES + 1) \tag{6}$$
式中 ODR_SM2 表示抽取后用于状态机 SM2 的信号传输速率。 ODR 表示原信号输出速率, DES 表示八位寄存器 DES2 的初始化值, 范围为 0 ~ 255。原理如图 4 所示, 运行的节拍由样本时钟控制。

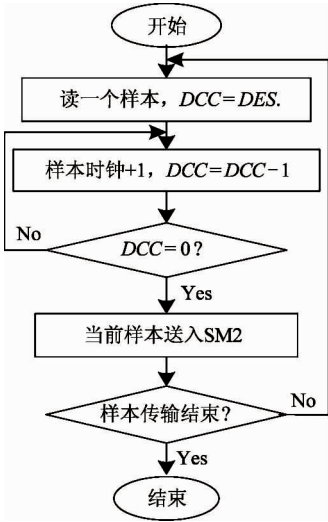


图 4 抽取滤波

DIFF 计算只能用于 SM2。目的—是比对当前数据与之前数据的异同, 二是比对当前数据与常数移位寄存器值的异同。计算后, 当前样本会替代之前的样本, 而之前的样本则会被舍弃。

3 有限状态机 SM1 和 SM2 的实现

通常, 有限状态机是表示有限个状态以及在这些状态之间的转移和动作等行为的数学模型^[9]。LIS3DSH 内嵌两个有限状态机分别为 SM1 和 SM2。每个状态机最多可有 16 个状态。每一个状态都可编程为命令或 RESET 和 NEXT 条件。通过 SSYNC 命令可以使 SM2 和 SM1 串联使用或作为 SM1 的子过程。

3.1 状态机的配置

状态机的配置包括阈值、时间、掩码配置。下面以 SM1 为例, 结合本文应用进行说明。

阈值的配置通过对两个阈值寄存器 THRS1_1 和 THRS1_2 的配置实现。设定阈值公式为

$$Th = Th0 \times 15.62 \tag{7}$$

式中 Th 为实际阈值, 单位为 mg。 $Th0$ 为赋予寄存

器的值, 式中计算是十进制, 赋值时要转化为十六进制数。如要使 $Th = 357 \text{ mg}$, 根据公式可得 $Th0 = 24$, 转化为十六进制为 18H, 所以 $THRS1_1 = 18H$ 。

定时器时间值的设定方法与阈值配置类似。

进入状态机的数据能否被状态机评估, 是由掩码寄存器的值决定的。SM1 配有两个掩码寄存器 MASK1_A 和 MASK1_B, 每个掩码寄存器又有一个对应的临时掩码寄存器。临时掩码寄存器可以暂时存储状态机中的触发结果, 在有输出命令时, 结果会发送到状态机的输出寄存器。掩码寄存器结构如下:

P_X	N_X	P_Y	N_Y	P_Z	N_Z	P_V	N_V
-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

寄存器中的各个位分别决定着 x, y, z 轴和向量 V 的正向数据和负向数据是否使能。

3.2 状态机编程

状态机编程是指将转移条件和命令代码写入状态机的每个状态对应的寄存器。每个状态的可设条件有 16 种, 除一个无操作的 NOP 条件, 其它都是关于定时和阈值的条件。命令有 28 种, 分为直接执行、触发执行和特殊命令三类。每种条件和命令都有对应的操作码。

所有状态都配置编程完后, 通过控制寄存器 CTRL_REG1 中的 SM1_EN 位置“1”, 使能 SM1。SM2 可以通过 SSYNC 命令实现与 SM1 联合使用实现更复杂编程, 在此不再详述。

状态机编程嵌入到硬件系统之前, 还可以对状态机进行仿真和优化。笔者采用的是 Unico GUI 软件结合 ST 公司 MEMS 传感器功能评估母版 + 传感器模块 (STEVAL - MKI134V1 (LIS3DSH)), 运行环境为 Win7 旗舰版。

4 LIS3DSH 在体位监测中的应用

4.1 硬件平台

本文首先搭建了以 nRF51822 和 LIS3DSH 为主的硬件平台。系统实物如图 5 所示。nRF51822 为主控芯片, 其内核为 ARM - Cortex - M0, 能够实现蓝牙 4.0 协议^[10], nRF51822 和 LIS3DSH 之间的数据传输选择 4 线 SPI 方式。系统工作过程中, 传感

器默认为从端,单片机为主端。实验中,系统模块固定放置在人体腹部或腰背部。一旦上电,系统便开始工作,监测人体体位及其变化。nRF51822 负责将传感器所测得的数据或行为识别结果进行打包,通过蓝牙传输到上位机以备后续应用。

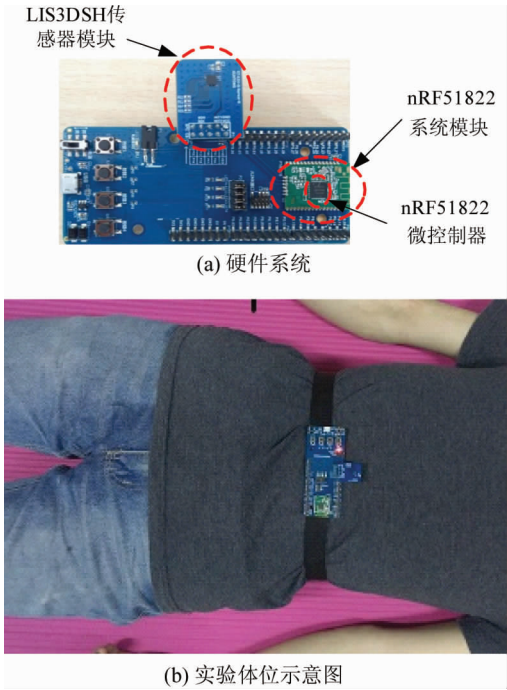


图 5 实验硬件实物图

4.2 体位识别状态机构建

按时间轴,动作可描述为一系列静态转换的集合。本文状态机构建的关键是把动作离散化为多个状态,通过状态之间的转移变化过程来判定动作的趋势和是否完成一个动作^[11,12]。每个状态转移对应的条件设定是一个多参数寻优的过程。

4.2.1 体位坐标系与体位状态特征提取

图 6 所示为本文约定的体位坐标系。仰卧位水

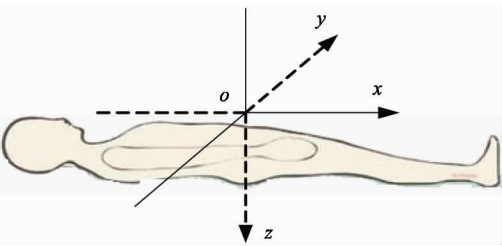


图 6 体位坐标系

平面由 xoy 表示, z 轴正方向垂直向下。

下面以两个案例进行动作特征提取分析。

案例 1 静态和相邻两静态转换。图 7 为在该坐标系下,采集的相邻两个体位之间转换的加速度值。由图可以看出,无论是仰卧位与左侧位之间的转换,还是俯卧位与右侧位之间的转换,加速度曲线呈现相似的走势。即不同体位之间的转换动作,可以通过统一的一个状态机进行识别,以不同轴的加速度信息加以区分。其中 x 轴加速度在 $0g$ 阈值附近波动。而 y 轴和 z 轴加速度曲线随着动作的发生过程,呈现有规律的波动。结合实际动作分析,在 y 轴或 z 轴达到最大绝对阈值或最小绝对阈值时,表示人体正处于仰卧位、俯卧位、左侧位、右侧位中的一种。所以加速度曲线从最大值到最小值这样一个变化过程是一个体位转换动作发生的过程,反之亦然。根据以上分析,本文在状态机编程时选取 $0.12g$ 和 $0.88g$ 为两个绝对阈值,作为关键点的过渡阈值。

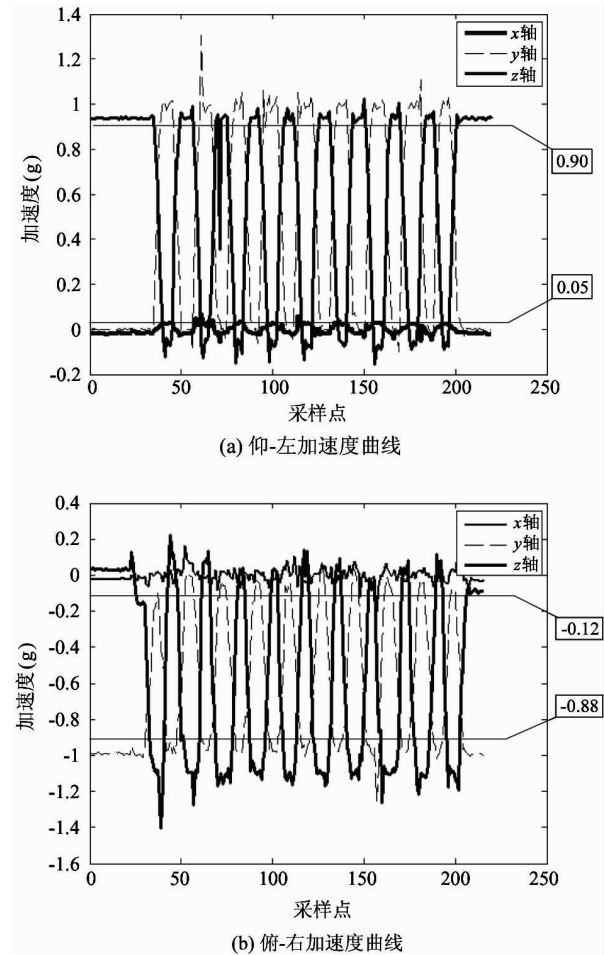


图 7 体位转换加速度曲线

通过仿真和实验调试,取评估体位转换的间隔时间为 80ms,状态的持续时间为 20ms。其它动作如“坐”的特征提取与此类似,只是 x 轴数据起主要作用。

案例 2 摔倒动作的分解。图 8 为在该坐标系下传感器采集的一次摔倒的加速度曲线图。采样频率为 50Hz,选用的量程为 $\pm 4g$ 。从图中可以看出,摔倒的过程可以分解为三个状态的转换:自由落体状态、撞击状态和静止状态^[13]。在自由落体状态的 x 、 y 、 z 轴的加速度值接近 0,持续时间约为 200ms。在状态机编程时选取的持续时间一般小于实际持续时间,因此在自由落体状态本文选取持续时间 100ms,摔倒阈值为 125mg。由于人体在摔倒的过程中或多或少与地面发生撞击,在撞击状态中,无论向哪个方向摔倒加速度分量都会产生短暂的峰值,假设此时的持续时间为 20ms,阈值为 2g。静止状态的分析同案例 1。

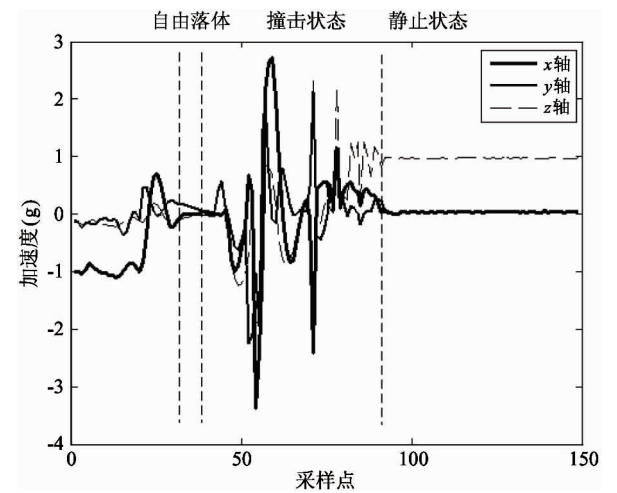


图 8 摔倒加速度曲线

4.2.2 体位识别状态机编程

根据以上两个案例的分析,本文构建状态机如图 9 和图 10 所示。

图 9 编程时共配置了 SM1 的 14 个状态寄存器,涉及 6 种条件和 3 种命令。其中 TI1 和 TI3 代表定时器 1 和定时器 3 的定时条件;GNTH1 和 GNTH2 分别表示任意轴数据大于阈值 1 和阈值 2 的条件;LNTH2 表示任意的数据小于阈值 2 的条件;NOP 为无操作条件;OUTC 和 CONT 分别为输出和继续执

行命令。DEC 为长计数器寄存器值减 1 命令。

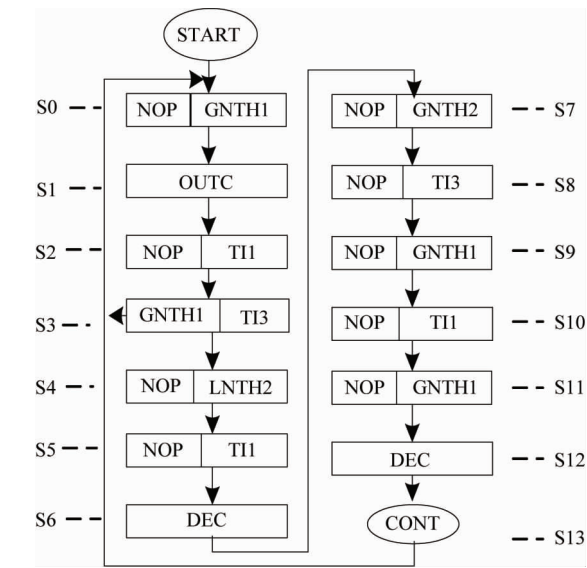


图 9 体位识别状态机

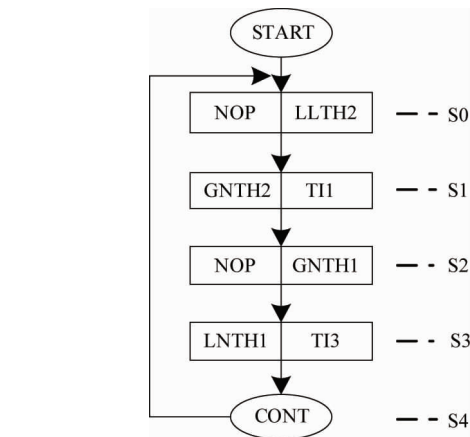


图 10 摔倒检测的状态机

系统运行时,SM1 从 START 进入状态 S0 开始对经过处理的加速度数据进行评估。本实验通过掩码设定。S0 状态 RESET 条件无操作,直接进入 NEXT 条件,判断是否有加速度大于阈值 1 (0.88g)。若大于则临时掩码存储当前触发结果,并进入 S1 状态执行 OUTC 命令,输出寄存器得到一个输出值。该输出值用于判断人体当前所处体位姿态,其对应关系如表 1 所示。S2 状态实现延时一段时间(20ms)。S3 状态判断人体是否还处于当前体位姿态,否则,进入一段延时(80ms)。S4 判断人体是否处于下一体位姿态阈值(0.12g),若是,转入 S5 延时一段时间,再执行 S6 的 DEC 命令,计数器减 1,

得到一次体位转换动作计数。S0 ~ S6 状态描述的是曲线从高到低的变化过程,得到一次体位转换动作计数。S7 ~ S12 状态是描述曲线从低到高的变化

过程,得到另一次的体位转换动作计数。直到状态执行到 S13 的 CONT 命令,SM1 执行完一次,之后产生一个中断。

表 1 输出值与体位对应关系

体位	P_X	N_X	P_Y	N_Y	P_Z	N_Z	P_V	N_Z	输出值
仰卧	0	0	0	0	1	0	0	0	08h
右侧	0	0	0	1	0	0	0	0	10h
俯卧	0	0	0	0	0	1	0	0	04h
左侧	0	0	1	0	0	0	0	0	20h
静坐	1	0	0	0	0	0	0	0	80h

图 10 为摔倒过程检测的状态机图。其中 LTH2 表示所有轴都小于或等于阈值 2 的条件,其他条件或命令与图 9 相同。由图可知,SM1 从 start 进入状态 S0 开始对摔倒的加速度数据进行评估。S0 状态 RESET 条件无操作,直接进入 NEXT 条件,判断是否 x,y,z 轴加速度均小于或等于阈值 2。若小于或等于阈值 2,则临时掩码存储当前触发结果,并进入 S1 状态。S1 状态的作用是检查是否保持先前状态 100ms(TI1)。这样只有当所有轴的加速度值均低于阈值至少 100ms 时才能检测到处于自由落体状态。之后进入 S2 状态,检测 x,y,z 轴中任意一个轴的加速度瞬时值是否高于阈值 1。S2 和 S3 状态是检测人体摔倒过程的撞击状态。若存在自由落体和撞击状态,则状态机完成一次,并产生中断。

4.3 实验结果与分析

4.3.1 躺卧和坐的动作识别

本文参考有关研究文献,将躺卧和坐的动作识别设置了 3 种实验方式^[14]:静态体位实验,快速体位转换实验和缓慢体位转换实验。在静态体位实验中,实验者保持在任一种体位,持续监测 3min。系统输出结果如表 1 所示。

实验结果表明,当人处于静态体位时,状态机能稳定地进行监测识别。体位转换实验中,实验者分别进行一组快速和缓慢的体位转换动作,每组任意地进行 60 次的体位转换。体位转换实验结果的识别率,由被识别次数(被识别次数 = 实验次数 - 未识别数)与实验次数的比值表示,实验结果如表 2 所示。

表 2 体位检测实验结果

实验名称	实验记录	未识别数	识别率
快速动作	60 次	10 次	83.33%
慢速动作	60 次	7 次	88.33%

上述实验表明,系统对于静止的体位状态具有稳定而准确的检测结果,而动态体位的识别效果比静态体位稍差。

4.3.2 真、假摔倒动作识别

本文将摔倒动作检测分为真摔和假摔动作^[15],分别进行 60 次。假摔是指没有完成摔倒动作的 3 个分状态。真摔的识别率为识别次数(实验次数 - 未识别数)与实验次数的百分比;假摔的识别率为未识别摔倒的次数与实验次数的百分比。实验结果见表 3,其中假摔动作的未识别数是识别为摔倒的次数。

表 3 真摔和假摔的实验结果

实验名称	实验记录	未识别数	识别率
真摔动作	60 次	11 次	81.66%
假摔动作	60 次	13 次	78.33%

实验结果表明此状态机的设置可以较好地识别摔倒动作。

5 结 论

LIS3DSH 作为业界首款带有双状态机的三轴数字式加速度 MEMS 传感器,在体位监测和动作识别

应用方面具有独特的优势。但其编程复杂, 难度高。特别是针对复杂动作的状态机构建尚无成熟办法。本文在研究其内嵌的数据处理功能基础上, 重点研究了有限状态机的构建和编程方法。结合自建实验平台, 初步实现了对人体体位的测量和简单动作的快速识别。本文成果可进一步用于医学监护、动作辅助装置等。

参考文献

- [1] Bakhoun E G, Cheng M H M. MEMS acceleration sensor with large dynamic range and high sensitivity[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2012, 21(5): 1043-1048
- [2] 王松, 战榆莉, 田波, 等. 基于机动性补偿的 GPS/MEMS 微惯性器件组合方法[J]. 高技术通讯, 2012, 22(1): 82-87
- [3] 卢文, 陈慈发. 基于 STM32 和 LIS3DSH 的高精度计步器设计[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2016, 3: 70-73
- [4] 骆剑伟, 曾黎, 许海波. 体位性睡眠呼吸暂停的临床特征研究[J]. 中国中西医结合耳鼻喉科杂志, 2015, 23(5): 372-375
- [5] Khan A M, Lee Y, Lee S, et al. Accelerometer's position independent physical activity recognition system for long-term activity monitoring in the elderly[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2010, 48(12): 1271-1279
- [6] Giergiel M, Budziński A, Piątek G, et al. Personal lower limb rehabilitation robot for children[J]. *Advance in Intelligent System and Computing*, 2015, 317: 169-176
- [7] 杜勇. 数字滤波器的 MATLAB 与 FPGA 实现——Al-

- tera/Verilog 版[M]. 北京: 电子工业出版社, 2015. 91-92
- [8] Mankani S K, Sajjanar S, Mohana, et al. Power and area optimization of decimation filter for application in Sigma Delta ADC[C]. In: *Proceeding of the 2016 International Conference on Circuits, Controls, Communications and Computing (I4C)*, Bangalore, India, 2016. 1-5
- [9] Peter L. An Introduction to Formal Languages and Automata[M]. Boston: Jones and Bartlett, 2001. 47-51
- [10] 刘百芬, 李图之, 陈鹏展, 等. 基于 nRF51822 的汽车无线姿态测量系统设计. 科学技术与工程, 2014, 14(17): 87-91
- [11] 林水强, 吴亚东, 余芳, 等. 姿势序列有限状态机动作识别方法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2014, 26(9): 1403-1411
- [12] 姜力, 黄琦, 杨大鹏, 等. 基于状态转换机制的仿人型假手肌电控制方法[J]. 高技术通讯, 2013, 23(12): 1268-1274
- [13] Kukhareenko, Romanenko V. Picking a human fall detection algorithm for wrist-worn electronic device[C]. In: *Proceedings of the 2017 IEEE 1st Ukraine Conference on Electrical and Computer Engineering (UKRCON)*, Kiev, Ukraine, 2017. 275-277
- [14] 胡弢, 王蕾, 候琳琳, 等. 基于加速度传感器的睡眠体位监测方法的研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(4): 3542-3545
- [15] Bourke A. K, Van de Ven PWJ, Chaya A E, et al. Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly[C]. In: *Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vancouver, Canada, 2008. 2844-2847

Study on a MEMS sensor with embedded state machines and its application in body position detecting

Jing Jun, Wang Xiaocong, Xu Yonghong, Hong Wenxue, Guo Weiqiao
(Department of Biomedical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004)

Abstract

Aiming at the need of rapid recognition of human body motion of medical monitoring assistance devices, a body position and motion recognition system is designed. The system consists of a MEMS sensor LIS3DSH with two embedded state machines and a SOC chip nRF51822 which can realize the Bluetooth 4.0 protocol. On the basis of realizing the functions of the LIS3DSH's embedded modules such as vector filter, the method for design of its two embedded state machines is studied emphatically and illustrated by two experiments. The experiments validates the feasibility and effectiveness of the body position transition and fall recognition. Because of the sensor's embedded state machines and the Bluetooth SOC, the design brings the advantages of portable, fast, and Bluetooth 4.0 wireless network transmission. This study can contribute to the human stumble protection devices, and can also be used for multi-sensor fusion based on Bluetooth 4.0 wireless networks.

Key words: state machine, MEMS sensor, Bluetooth communication, motion recognition, body position detection