

文章编号: 2095-2163(2021)03-0070-06

中图分类号: TP212.9

文献标志码: A

# 多传感器数据融合睡眠监测系统设计

党长青, 陈昌盛, 周 恒

(贵州大学 电气工程学院, 贵阳 550025)

**摘 要:** 鉴于当前的睡眠监测设备存在佩戴复杂、设备昂贵、功能单一和检测方法不合理等情况, 设计了一种多传感器数据融合的睡眠监测系统。本系统以 STM32F407ZGT6 为核心主控芯片, 通过可穿戴式背心传感器将所采集到的人体特征信号进行处理、存储和发送到手机 App 端, 针对单一传感器检测可靠性较差的特点, 本系统采用了多传感器进行采集分析。经过测试表明, 该系统实现了常用睡眠参数的准确监测。

**关键词:** 睡眠监测系统; STM32F407ZGT6; 人体特征信号; 信号处理; 多传感器; 睡眠参数

## Design of portable sleep monitoring system

DANG Changqing, CHEN Changsheng, ZHOU Heng

(The Electrical Engineering College, Guizhou University, Guiyang 550025, China)

**【Abstract】** Considering that the current sleep monitoring equipment is expensive, single function, complicated to wear and unreasonable detection methods, a sleep monitoring system with multi-sensor data fusion is designed. This system uses STM32F407ZGT6 as the core main control chip, and uses the wearable vest sensor to process, store and send the collected human characteristic signals to the mobile phone App. Aiming at the poor reliability of single sensor detection, this system uses multi-sensor collection and analysis. Tests show that the system has achieved accurate monitoring of commonly used sleep parameters.

**【Key words】** sleep monitoring system; STM32F407ZGT6; human body characteristic signal; signal processing; multiple sensors; sleep parameters

## 0 引 言

随着人们生活水平的提高,越来越多的人开始关注睡眠健康与睡眠安全<sup>[1]</sup>。近年来,睡眠过程中的健康与安全检测已经成为了智慧医疗领域的重要研究热点之一,通过对睡眠的监测能够有效地了解自身的睡眠健康情况,及时进行调整<sup>[2]</sup>。同时,通过睡眠监测系统也能对老人或者病人等群体的在床情况进行监测,防止意外情况的发生。鉴于当前的睡眠监测设备存在佩戴复杂、设备昂贵、功能单一和检测方法不合理等现状,本文针对睡眠过程中的睡眠参数采集、信号分析、无线传输等方面对睡眠监测系统进行研究与设计。

## 1 系统的总体设计方案

多传感器数据融合的睡眠监测系统主要由睡眠信号的采集,数据处理和无线三大部分组成。设计了一种背心式的睡眠检测装置,背心可以在穿睡衣的情况下套穿其上,不与人体的皮肤直接接触,同时传感器又紧贴人体,做到了信号采集的有效性与减少被监测者的心理压力的特点。系统的总体框图如

图 1 所示。下面拟对可穿戴部分、数据信号的处理部分和无线终端部分进行研究论述。

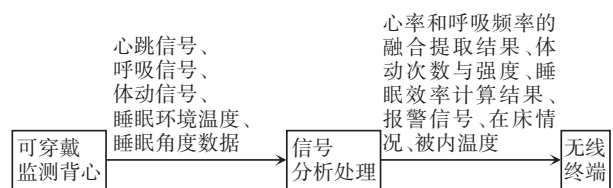


图 1 系统的总体框图

Fig. 1 General block diagram of the system

(1) 可穿戴部分。由一件检测背心和镶嵌在背心上的若干传感器组成,背心采用柔性材质制作,从经济性与实用性的角度出发决定采用压电式、加速度式和拾音式传感器对睡眠时的人体特征信号进行采集,通过不同种类的传感器才能保证信息获取充分且冗余,这三种传感器都能有效地提取出体动、心跳和呼吸信号,其数据互有冗余和互补。

(2) 信号的处理部分。是将可穿戴式背心所接收到的信号进行处理,信号中既有可直接读取的电信号数据,也有需要经过通讯协议进行读取的数据。对这些数据进行数字化处理,通过 MCU 模块的 A/D 转换与通讯协议的解析获得可处理的原始信号,原始信号经过算法的处理获得睡眠特征信息。

基金项目: 贵州大学“本科教学工程”建设项目: 自动控制理论 2(JG201913)。

作者简介: 党长青(1987-),男,硕士,实验师,主要研究方向: 计算机测控技术。

收稿日期: 2020-11-27

(3)无线接收端。可以方便使用者实时地查看睡眠监测数据,通过MCU的无线发送模块达到点对点的信息传递。系统考虑到实际的运用场景,设计了2种通讯方式。一种是可以运用手机App的形式进行数据的查看,另一种是通过建立主从机的形式由主机向从机发送数据到显示屏的方式。2种通讯方式的选择可以更好地运用在实际的情况中。

## 2 系统的硬件电路设计

系统的硬件框图如图2所示。由图2可知,系统以STM32F407ZGT6为核心控制器进行设计,具有多数据的采集、数据处理、数据的显示与传送等功能。

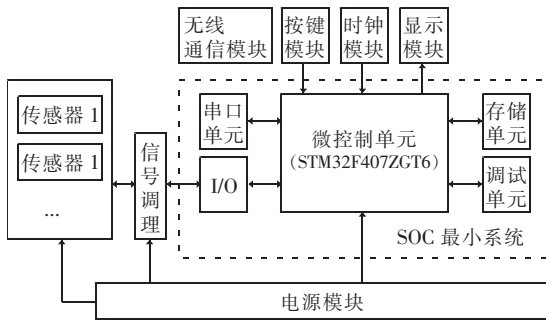


图2 系统硬件框图

Fig. 2 Hardware block diagram of the system

图2的传感器信号中,压电信号和压阻信号通过调理电路后将信号传送给SOC片上系统,医用听诊器与拾音传感器组成的传感器将对体动和心音进行监测,压阻传感器对跌床情况进行监测,同时压电传感器也可以对体动信号进行检测,综上多种传感器信号的冗余信息可以进行加权融合提高精准度。

### 2.1 电荷放大电路的设计

压电信号是非常小的电荷信号,STM32的ADC转换范围为0~3.3V,不能够直接将压电信号传送给AD模块,必须设计好匹配电路将微小的电荷信号放大成电压信号。考虑到PVDF压电薄膜具有较高的输出阻抗,约为10Ω,所以相匹配的电荷放大电路需要将传感器的输出信号转化为低阻抗的输出信号,电荷放大器的等效电路如图3所示。

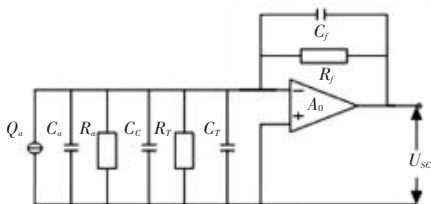


图3 电荷放大等效电路

Fig. 3 Charge amplification equivalent circuit diagram

### 2.2 电压放大电路

经过电荷放大后的电路电压值仍然较小,不能满足AD的采样要求,所以需要进行电压的放大<sup>[3]</sup>。其放大电路如图4所示。

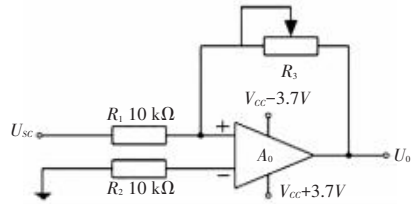


图4 电压放大电路

Fig. 4 Voltage amplifier circuit

### 2.3 压阻信号调理电路设计

外界压力的变化会导致FSR408压阻传感器的阻值发生变化。当压力越大时,其导电性能越大,阻值越小<sup>[4]</sup>。电阻的数值与压力之间的关系如图5所示。

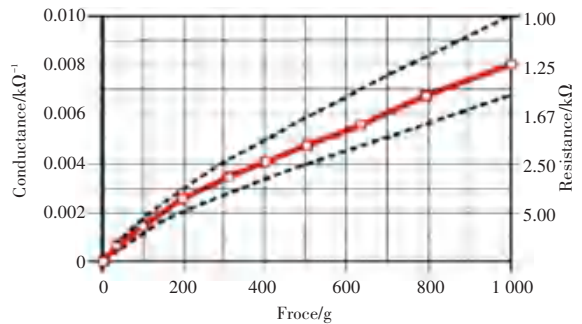


图5 压阻阻值与压力之间的关系

Fig. 5 Relationship between piezo-resistive value and pressure

因此需要将电阻值转化为电压值,为了让输出信号能够不受到干扰还要将信号进行滤波放大,电路如图6所示。

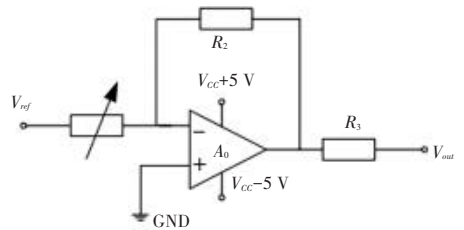


图6 压阻信号的调理电路

Fig. 6 Conditioning circuit of piezo-resistive signal

## 3 系统的软件设计

软件部分的主要功能包括压电信号模块的信号采集与处理,加速度传感器信号的采集与处理、拾音传感器信号的采集与处理,人机交互平台的设计以及无线传送方案的设计等。首先,对系统进行初始化操作包括STM32时钟的初始化和各个外设的初

始化操作,然后将判定是否需要开始进行睡眠的监测,如果开始进行睡眠的监测,系统将判定睡眠监测的模式。当睡眠监测的模式是监护模式,则初始化蜂鸣器及 GSM 的串口功能,接下来就是信号对睡眠信号进行 1 min 的数据采集和判断,通过加权平均的算法将觉醒时的心率和呼吸频率计算出来,同时计算出这 1 min 呼吸强度的平均值,作为稍后睡眠情况的判定基准,重新开始对心率、呼吸率、体动姿态、被内温度等的信息采集后再进行综合判定,将得到的数据进行存储和发送,为了保证实时性系统监测的开始、结束和模式的选择由人员通过按键外部中断改变变量值,对变量值进行判定的方式控制,监测结束后可查看呼吸频率和心跳频率曲线。系统的整体软件主流程如图 7 所示。

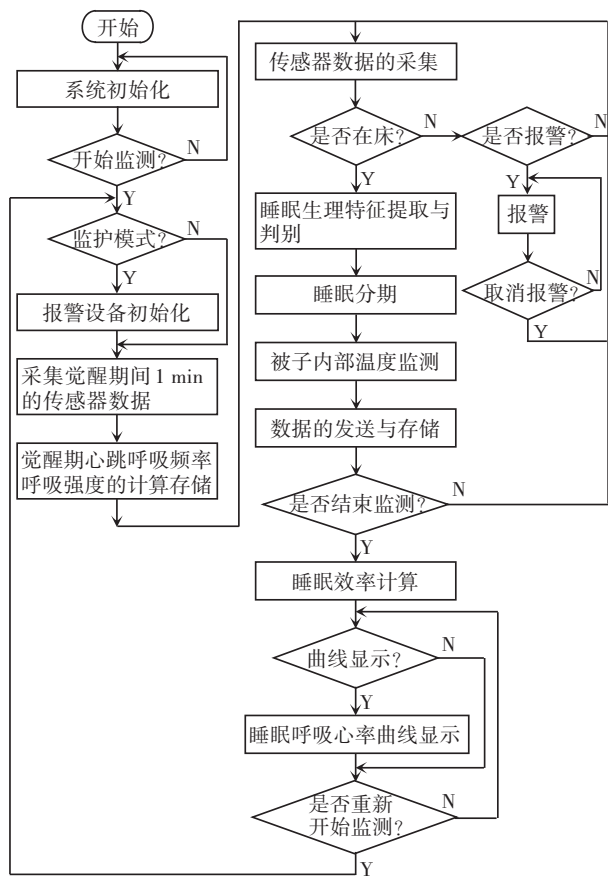


图 7 系统软件总体设计

Fig. 7 Overall design of system software

### 3.1 睡眠生理信号处理软件设计

系统对睡眠时的心率、呼吸率和体动信息进行 1 min 的数据分析,为了减少体动呼吸暂停等信息对数据的影响,每一次处理的片段为 20 s。首先对数据进行采集,通过对拾音信号和压电信号的截波判定是否发生了体动现象,如果发生了体动现象则

不进行这 20 s 信号的心率呼吸的判定,程序将转向对体动次数和级别的判定,如果没有发生截波现象则对传感器信号进行处理分析,判定压电传感器的呼吸幅度小于觉醒期间的幅度 70% 的点数是否大于 800 个点。如果大于 800 个点,判定为呼吸暂停开启告警,每分钟的呼吸频率和心跳频率的计算通过没有体动和呼吸异常的 20 s 片段相加取平均值得到。软件设计流程图如图 8 所示。

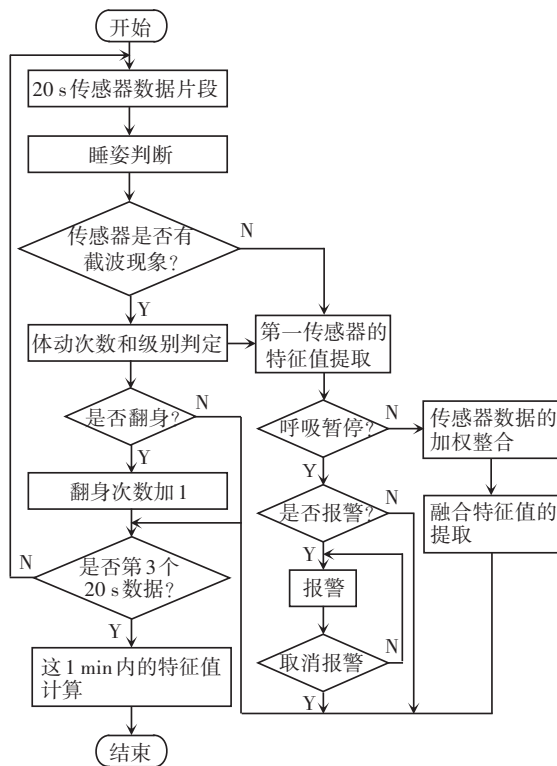


图 8 生理信号处理软件流程图

Fig. 8 Flow chart of physiological signal processing software

### 3.2 数据融合算法设计

系统对睡眠特征提取的传感器有:压电传感器、加速度传感器和拾音传感器,这三个传感器之间有数据的冗余和互补,在系统的设计中压电传感器对呼吸信号、心跳信号和体动信号进行采集,加速度传感器对呼吸信号、心跳信号和体动信号进行采集,拾音信号对心音信号和体动信号进行提取<sup>[5]</sup>。所以对于心率信号则有 3 组冗余数据,呼吸信号有 2 组冗余数据,体动信号的判定可由拾音传感器和压电传感器进行判定,考虑到硬件的实际情况和提高实时性的要求,在特征级融合采用最为快捷简便的加权平均融合算法,根据 3.1 节的研究结果,对于心率的提取压电信号采用小波重构,加速度传感器采用短时能量的方法提取心率,拾音传感器采用短时能量的方法提取心率信号,通过加权平均的方法进行

提取,为了验证特征级融合算法的效果,实验对6名健康的人员进行数据的采集与分析,以传感器采集提取的数据与实际数据之间的差值作为分析,见表1,大于实际的值取正,小于实际的值取负。

表1 传感器心率提取的数值与实际数值之间的差值

Tab. 1 Difference between the extracted value of the sensor heart rate and the actual value

人员编号	压电传感器 误差/ (次·min <sup>-1</sup> )	加速度传感器 误差/ (次·min <sup>-1</sup> )	拾音传感器 误差/ (次·min <sup>-1</sup> )
1	-3	4	-1
2	-5	-7	6
3	-3	7	-1
4	-10	8	3
5	5	-2	6
6	2	4	-5

采用熵值法确定每个传感器的权值,熵值法是一种能够客观进行数据加权的算法,通过观测各项指标所提供的信息大小来确定各项权重<sup>[6]</sup>。设有  $m$  个评价方案,  $n$  项评价指标则可以形成原始指标数据矩阵  $X = (X_{ij})_{m \times n}$ , 对于某项指标  $X_j$ , 指标值  $X_{ij}$  的差距越大, 该项指标在评价中的作用就越大。在信息论中, 熵是一种不确定性的度量, 信息量越大, 不确定性就越小, 熵就越小。反之, 信息量越小, 则熵值越大, 不确定性也越大, 利用信息熵可以确定各个指标的权重。算法实现过程如下:

(1) 确定指标数据矩阵, 其中  $A =$

$$\begin{matrix} \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \end{matrix} \begin{matrix} X_{11} \cdots X_{1m} \\ \cdots \\ X_{n1} \cdots X_{nm} \end{matrix}$$

为第  $i$  个方案的第  $j$  个指标。

(2) 计算第  $j$  项指标所占第  $i$  个方案的比重值, 即:

$$P_{ij} = \frac{X_{ij}}{\sum_{i=1}^n X_{ij}}, \quad j = 1, 2, \dots, m, \quad (1)$$

(3) 计算第  $j$  项指标的熵值, 即:

$$e_j = -k * \sum_{i=1}^n P_{ij} \log(P_{ij}), \quad k = \frac{1}{\ln m}, \quad (2)$$

其中,  $m$  为方案个数。

(4) 计算第  $j$  项指标的差异系数, 对于第  $j$  项指标, 指标值越大, 熵值越小, 即:

$$g_j = 1 - e_j, \quad (3)$$

$g_j$  越大, 指标越重要。

(5) 求权值, 需用到如下公式:

$$W_j = \frac{g_j}{\sum_{j=1}^m g_j}. \quad (4)$$

由于本文心率的提取方案有3种,对6名被测者的数据进行采集,  $K$  取0.91,为从表1中可以得到各项误差次数,从误差贡献大小来对各个传感器进行加权赋值,所以原始指标数据矩阵为:

$$X = \begin{matrix} \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \end{matrix} \begin{matrix} 3, & 4, & 1 \\ 5, & 7, & 6 \\ 3, & 7, & 1 \\ 10, & 8, & 3 \\ 5, & 2, & 6 \\ 2, & 4, & 5 \end{matrix}$$

$P$  矩阵则为:

$$P = \begin{matrix} \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \\ \hat{e} & \hat{e} & \hat{e} \end{matrix} \begin{matrix} 0.107 & 142 & 857, & 0.125 & 00, & 0.045 & 454 & 500 \\ 0.178 & 571 & 429, & 0.218 & 75, & 0.272 & 723 & 000 \\ 0.107 & 142 & 857, & 0.218 & 75, & 0.045 & 454 & 500 \\ 0.357 & 142 & 857, & 0.250 & 00, & 0.136 & 363 & 636 \\ 0.178 & 571 & 429, & 0.062 & 50, & 0.272 & 727 & 273 \\ 0.071 & 428 & 571, & 0.125 & 00, & 0.227 & 272 & 727 \end{matrix}$$

由此计算可得:

$$e_j = [1.502 \ 009 \ 419, 1.551 \ 634 \ 326, 1.454 \ 677 \ 881],$$

$$g_j = [-0.502 \ 009 \ 419, -0.551 \ 634 \ 326, -0.454 \ 677 \ 881],$$

权重值向量为:

$$W_j = [0.332 \ 826 \ 507, 0.365 \ 727 \ 254, 0.301 \ 446 \ 239],$$

通过对权值的判定可知对误差贡献从大到小为:加速度传感器、压电传感器、拾音传感器。根据误差越大,权值占比越小的原则分配加速度传感器的权值为0.30,压电传感器的权值为0.33,拾音传感器的权值为0.37。将表1的数据经过加权平均融合后的误差见表2。

表2 加权平均融合后的误差

Tab. 2 Error after weighted average fusion

人员编号	1	2	3	4	5	6
加权平均差/ (次·min <sup>-1</sup> )	0	-1.53	0.74	0.21	3.27	0.01

从单一的传感器可以看出,在压电传感器的平均误差为4.6次/min,加速度传感器的平均误差为5.3次/min,拾音传感器的平均误差在3.6次/min,通过加权平均融合之后的最大误差为3.27次/min、最小误差为0次/min、平均误差为0.96次/min,所以通过传感器的加权平均融合之后的数据更加精确。对呼吸的采集的融合同样采用熵值法进行计算,可得压电传感器与加速度传感器的权值均为0.5。

传感器呼吸频率的值与实际呼吸频率的差值见表 3。对于呼吸信号的提取采用小波分解提取频率后压电传感器的最大误差为 3 次/min、最小误差为 0 次/每分钟、平均误差为 1.16 次/min;加速度传感器的最大误差为 4 次/min、最小误差为 1 次/min、平均误差为 1.6 次/min;在进行加权平均融合之后的最大误差为 1 次/min、最小误差为 0 次/min、平均误差为 0.33 次/min,由此可以看出经过加权平均融合之后数据呼吸频率的提取更加精确。

表 3 传感器呼吸频率与实际呼吸频率之间的差值

Tab. 3 The difference between the sensor's respiratory frequency and the actual respiratory frequency

人员编号	压电传感器 误差/ (次·min <sup>-1</sup> )	加速度传感器 误差/ (次·min <sup>-1</sup> )	加权平均融合 误差/ (次·min <sup>-1</sup> )
1	0	1	0.5
2	-3	3	0
3	-1	1	0
4	2	-4	-1
5	-1	1	0
6	0	1	0.5

### 3.3 无线传输方案设计

系统采用机智云平台作为物联网云平台。首先 WiFi 模块上电获取 MCU 的设备信息,MCU 在收到请求后会将会设备信息发送给 WiFi 模块,WiFi 模块通过路由器将信息传送给机智云平台,并会以 55 s 为一个周期向 MCU 发送心跳包,MCU 需要回复 WiFi 模块的心跳包,如果超过 3 次没有回复则被视为断开,WiFi 模块的上电过程如图 9 所示。

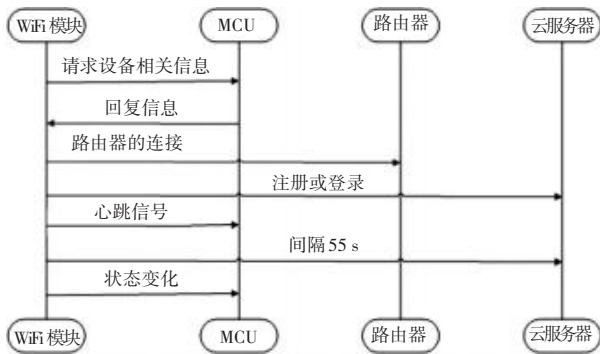


图 9 WiFi 模块的上电过程

Fig. 9 Power-on process of WiFi module

WiFi 模块随后进入配网状态,机智云协议的配网有多种模式,系统采用最快捷简便的 Airlink 模式进行配网,Airlink 模式也就是采用 UDP 广播的模式进行入网<sup>[7]</sup>。手机在连接好 App 后,WiFi 将会一直处于 UDP 的监听状态,接受到信息后将会连入 WiFi 网络完成联网配置,Airlink 模式配置入网流程如图 10 所示。

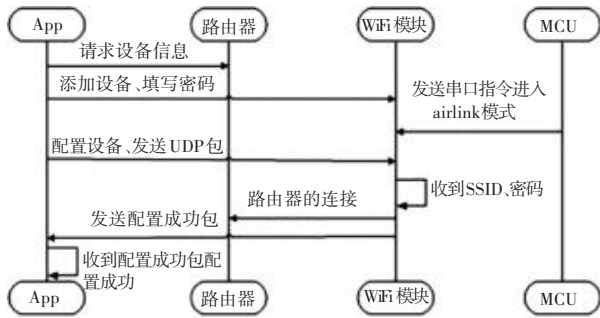


图 10 Airlink 配置入网流程

Fig. 10 Airlink configuration access flow

手机 App 与设备进行绑定后就可以进行数据的上下发送,程序会定时将采集到的数据通过串口发送到 WiFi 模块中,WiFi 模块通过路由器设备将信息发送到机智云端,云端接收到数据后将数据发送给手机 App 端,完成一次数据的发送。数据的上报下发流程如图 11 所示。

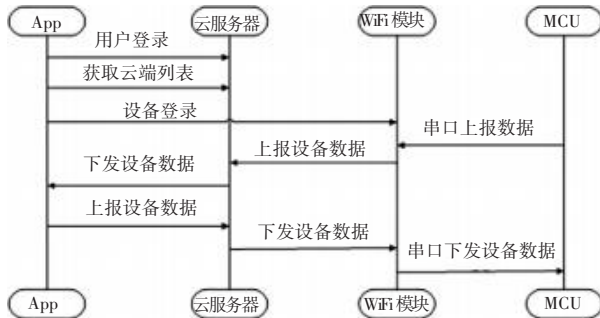


图 11 云平台数据的上报下发

Fig. 11 Report and issue of cloud platform data

## 4 系统测试

为了验证系统的有效性和完整性,拟对系统的组成和各个外设模块进行测试。在测试过程中,人员通过模拟睡眠时的各种睡眠姿态情况以及不同速度下的翻身次数,同时将实验结果与系统所检测到的数据进行对比,结果见表 4 和表 5。

表 4 不同睡姿下的检测结果

Tab. 4 Detection results under different sleeping positions

睡姿	记录次数	漏检数	误检数	准确率/%	识别率/%
平躺	100	0	0	0	0
左侧卧	100	2	4	96.08	98
右侧卧	100	1	5	95.19	99
俯卧	100	0	0	100	100

表 5 不同速度下的翻身次数检测结果

Tab. 5 Detection results of the number of turns at different speeds

翻身速度	记录	漏检数	误检数	准确率/%	识别率/%
静止状态	30	0	0	100	100
慢速翻身	100	7	3	97.00	93.27
快速翻身	100	2	6	94.00	97.91

从表4中可以看出,在睡眠的时候进行平躺和俯卧的时候系统的检测识别率高并没有发生误检的现象;当睡眠姿态为左侧卧或者右侧卧的时候睡眠的识别率相对较低,出现这种情况主要是因为平躺或者俯卧时 MPU6050 的 Z 轴是处于水平方向的,对于不同的人员来说平躺或者俯卧睡眠的姿态差别不大,对于左侧卧或者右侧卧可能会因为不同的人员体态或者睡姿习惯不同,从而就会造成在侧卧的分界处产生没有识别到的情况。通过相关的测试,系统的睡眠检测识别率达到了 98% 以上,系统对睡眠时的睡姿情况能够进行准确检测。

对于不同速度下的翻身次数检测可以看出,通过对被检测人员 30 min 的静止测试中发现并没有发生误判和漏判的情况,所以在人员静止、即没有翻身时系统能够做到没有漏检和错检。当被检测人员进行快速多频次翻转时,漏检的次数相对慢速低频次翻转时要多,这可能是因为在快速多频次翻转时 MCU 可能正在处理数据并没能对信号变化进行及时处理。睡眠过程中的翻身情况大多是以慢速低频次进行的,所以系统翻身次数的准确程度也达到了 95% 以上。由此证明系统能够对睡眠情况下的翻身次数进行有效的检测计数。

对于非翻身的体动测试,实验采取人员模拟在睡眠情况下进行非翻身的体动,针对非翻身的体动采取不同程度的体动级别进行测试,测试结果见表6。

表6 非翻身体动的检测结果

Tab. 6 Detection results of non-flipping body movements

翻身速度	记录	漏检数	误检数	准确率/%	识别率/%
静止状态	30	0	0	100	100
大型体动	100	4	2	97.00	96.27
小型体动	100	2	3	94.00	98.91

从表6可以看出,在人体静止的情况下没有发生误检或漏检的情况,大型体动的识别率相对于小型体动的识别率来说要低。这是因为不同压电传感器对体动的敏感程度相对于拾音传感器的敏感程度来说要相对较低,体动作为睡眠分期的一个判定条件表征着被测试者并没有进入到深度睡眠的状态。经过实验测试,系统对体动的识别率达到了 96% 以上,能够对睡眠的分期起到较好的判定作用。

睡眠的存储设备采用 SD 卡的方式进行存储,系统通过对测试者大约 5 h 的睡眠记录。当进行 SD 卡存储的同时,被存储的数据也会记录在人机交互显示的数组中,在睡眠检测结束后人员可以调取人机交互界面,通过点击数据回放按键查看自己的睡眠呼吸率和心率的曲线趋势,人机交互界面显示的数据仅作为当次睡眠的数据显示,在重新监测睡眠时数据将会被覆盖,可将 SD 卡拔出,通过文件复制可将 SD 卡内的数据复制存储到另外的存储设备中,所以方便后续的数据分析。通过 SD 卡数据和人机交互系统的数据显示对比如图 12 所示。

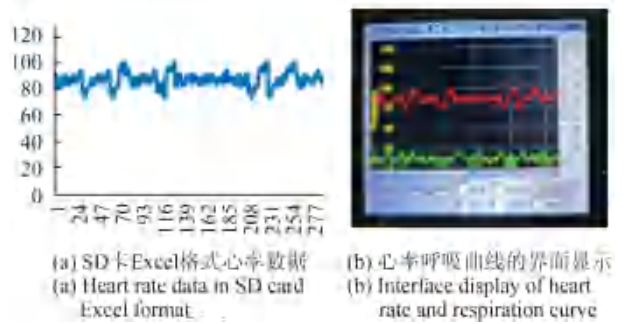


图12 人机交互界面与SD卡的数据显示对比

Fig. 12 Comparison of data display between human-computer interaction interface and SD card

## 5 结束语

本文所设计的多传感器数据融合睡眠监测系统,经过实验证明能够对睡眠状况进行有效监控,解决了传统睡眠监测系统操作难度大,价格昂贵的特点。使得睡眠监测更有利于推广,进入普通家庭。

## 参考文献

- [1] 啜阿丹. 失眠症患者相关因素、证候与汉密尔顿焦虑量表的相关研究[D]. 北京:北京中医药大学,2014.
- [2] 李津,金捷. 睡眠呼吸监测技术的研究进展[J]. 国际生物医学工程杂志,2008, 31(6):352-354.
- [3] 俞梦孙,杨军,张宏金,等. 床垫式低负荷睡眠检测技术的临床应用[J]. 实用诊断与治疗杂志,2004,18(6):469-471.
- [4] 王旭,金晶晶. 基于体震信号的心率检测装置的设计与实现[J]. 传感器与微系统,2008,27(11):81-83,86.
- [5] 蒋洁. 基于多传感器数据融合的睡眠分期技术研究[D]. 南京:南京理工大学,2019.
- [6] 曹贝贝. 可穿戴式睡眠质量智能检测系统[D]. 哈尔滨:哈尔滨理工大学,2019.
- [7] 杨静. 短距离无线通信技术对比及其应用研究[J]. 无线互联科技,2016(13):12-13.