

# 基于 LabVIEW 的智能婴儿监控系统的设计

黎会鹏, 黄璞, 熊杰

(黄冈师范学院 物理与电信学院, 湖北 黄冈 438000)

**摘要:** 针对新生儿需要大量人力实时看护的问题, 设计了一套智能婴儿监控系统, 对婴儿的生理状况进行监测和报警; 系统以 STM32F103 微控制器为控制核心, 利用姿态传感检测、温度检测、湿度传感器、脉搏传感器、无线通信、显示电路等外围功能模块, 实现对婴儿体温, 尿床, 脉搏等数据的实时显示和报警; 同时, 将数据通过 ZigBee 网络传输至 PC 机, 利用虚拟仪器软件 LabVIEW 编写服务端功能程序, 状态数据可通过 Internet 远程访问, 有效地对婴儿状况进行远程监测; 测试结果表明, 该系统参数测量精度在 2.1% 以内, 无线传输效果稳定, 达到设计预期要求; 该设计为婴幼儿智能护理设备设计打下了良好的基础, 具有较强的实用性。

**关键词:** 婴儿监控系统; STM32 单片机; 传感器; LabVIEW; ZigBee

## Design of Intelligent Baby Monitor System Based on LabVIEW

LI Huipeng, HUANG Pu, XIONG Jie

(College of Physics and Electronic Information, Huanggang Normal University, Huanggang 438000, China)

**Abstract:** Aiming at the problem that newborn infants need a lot of manpower for real-time nursing, a set of wireless intelligent baby monitoring system is introduced to monitor and warn the physiological activities of infants in nursing state. The system takes STM32f103 microprocessor as the control core, utilizing posture sensor detection, temperature detection, humidity sensor, pulse sensor, wireless communication, display circuit and other peripheral function modules to realize the real-time display and alarm of infant temperature, bed wetting, pulse and other data. Furthermore, the message is transmitted to PC through ZigBee network, and the server function program is designed by using virtual instrument software LabVIEW. The status data can be accessed remotely through Internet, which can effectively monitor the status of infants with high stability. The experiment results show that the system measurement error of the parameters is less than 2.1% and the wireless transmission is stable. The system has laid a good foundation for the design of infant intelligent nursing equipment, and has effective practicability.

**Keywords:** baby monitoring system; STM32; sensor; LabVIEW; ZigBee

## 0 引言

随着社会经济的发展, 以及国家生育政策的放开, 对于缺乏照护婴幼儿经验的年轻父母, 除了日常工作, 照顾孩子的疲劳感使得他们无暇集中足够的注意力。刚出生的婴儿还不具备自我行动能力, 身体非常脆弱且无法正确的表达自己的需求, 有时候可能会由于看护者的疏忽而造成婴儿的意外事故。鉴于看护人通常无法做到对孩子无时无刻的照顾, 看护者需要采取更加有效的措施来对婴儿进行护理, 婴儿监护系统可以对婴儿进行实时监控, 帮助年轻的父母做更多的工作<sup>[1]</sup>。

目前大部分医院和护理中心, 在婴儿的治疗和护理管理工作中, 大多采用的依靠定时检测, 通过人工测量的方式, 对婴幼儿的各项生理指标进行检测和记录。对于这些日常对婴幼儿的护理不仅耗费巨大的人力, 并且容易造成误差及数据记录错误, 也增加了疾病交叉感染的机率。同时, 针对人工测量均为纸质记录, 不能对一段时间的测量

结果进行查询、汇总、分析。除此之外, 对于婴幼儿的监护人多数情况下都是由护理人员告知婴儿的生理特征, 缺少主动对自己孩子情况掌握的一种装置或者设备<sup>[2]</sup>。加上婴幼儿不确定的睡眠时间以及无法有效自理等特点, 当出现一些生理特征异常情况时, 不能及时准确的向看护人员反馈, 势必影响对婴儿的健康安全造成影响<sup>[3-4]</sup>。

随着短距离无线网络技术的发展, 使得信息交互的传输方式更加灵活高效。本设计采用 ZigBee 无线通信技术<sup>[5]</sup>, 实现了一种准确度高、功耗低的婴儿生理特征监控和报警系统, 能够实时给监护人员提供婴儿的状态信息。

## 1 系统方案设计

该系统方案采用 ST 公司生产的 STM32F103C8T6 微控制器作为装置的主控芯片, 硬件电路由无线通信模块、湿度传感器、脉搏传感器、姿态传感器、数字温度传感器、LCD 液晶显示模块、防盗报警模块等模块组成。主要完成对婴幼儿体温、尿布的湿度、婴儿脉搏等进行测量、同时

收稿日期: 2020-12-18; 修回日期: 2021-01-20。

基金项目: 湖北省大学生创新创业训练计划项目(S202010514041, S202110514038); 黄冈师范学院教学改革与研究项目(2020CE21, 2021CE21); 教育部产学合作协同育人项目(201902145008)。

作者简介: 黎会鹏(1981-), 男, 湖北荆门人, 硕士, 讲师, 主要从事自动检测技术, 信号处理方向的研究。

引用格式: 黎会鹏, 黄璞, 熊杰. 基于 LabVIEW 的智能婴儿监控系统的设计[J]. 计算机测量与控制, 2021, 29(8): 83-88.

该装置具有数据显示和报警功能。

该系统可通过矩阵键盘对婴儿体温范围、湿度范围、脉搏范围进行设置，若采集数据超过其设定范围，则可通过微控制器控制报警电路进行报警，提示婴儿监护人注意。系统具有婴儿防盗和防跌落功能，若婴儿脱离婴儿床而未按下“解除报警”按钮，则报警电路会发出高频率高分贝报警声。

系统通过微控制器把体温、是否尿床、脉搏等信息通过 ZigBee 无线网络传输至 PC 机，并通过 LabVIEW 软件编写显示界面，其结构与原理如图 1 所示。

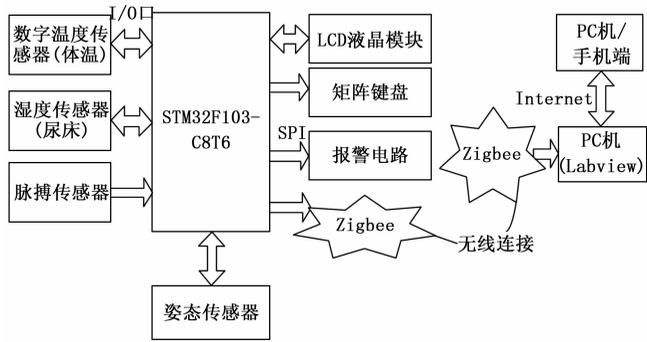


图 1 系统结构与原理

## 2 硬件设计

考虑到系统运行速度、可靠性以及接口电路功能，本装置所设计的硬件电路主要包括 STM32 单片机接口电路、温度测量电路、湿度检测电路、脉搏测量电路、运动姿态传感电路、矩阵键盘电路、LCD 显示电路和 ZigBee 无线通信模块。STM32 单片机采集各类传感器数据，通过相应功能程序处理相关数据，显示报警和无线数据上传。无线模块完成通信链路的建立，将收到的监测数据发送给平台中心 PC 机上，便于监护人员实时了解婴儿的状况，提高护理工作效率。

### 2.1 微控制器电路

设计中所使用的微控制器为 ST 公司生产的 32 位内核微处理器，型号为 STM32F103C8T6，该处理器使用 ARM Cortex-M3 内核<sup>[6]</sup>，片内集成 USART、CAN、SPI 和 I2C 等多种通用总线驱动外设接口，系统工作频率最高为 72 MHz，存储空间包括 20KB 的内部 SRAM 和 64KB 的片内 FLASH，运行速度快，封装尺寸小，芯片性价比较高，能很好的满足本设计功能任务的要求。根据设计需要，控制器外围电路和接口如图 2 所示。

### 2.2 姿态传感电路

婴幼儿监控装备采用 InvenSense 公司的九轴姿态传感芯片 MPU9250<sup>[7-8]</sup>进行侧翻和运动检测，MPU9250 传感器内部集成有独立的三自由度陀螺仪、加速度计和高灵敏度霍尔型磁力计，运动姿态由内部对应的 ADC 通道转换成 16 位的数字量，然后通过 IIC 总线与 STM32 微处理器进行数据通信。姿态传感器与微控制器 IIC 总线通信速率设置为 400 kHz/s，检测所用的 3 轴陀螺仪的角速度测量灵敏度设置为 ±500 (°/s)。设置 3 轴加速度计的测量灵敏度范围为 ±4 g (g 为重力加速度)，3 轴高灵敏度霍尔型磁力计测量范

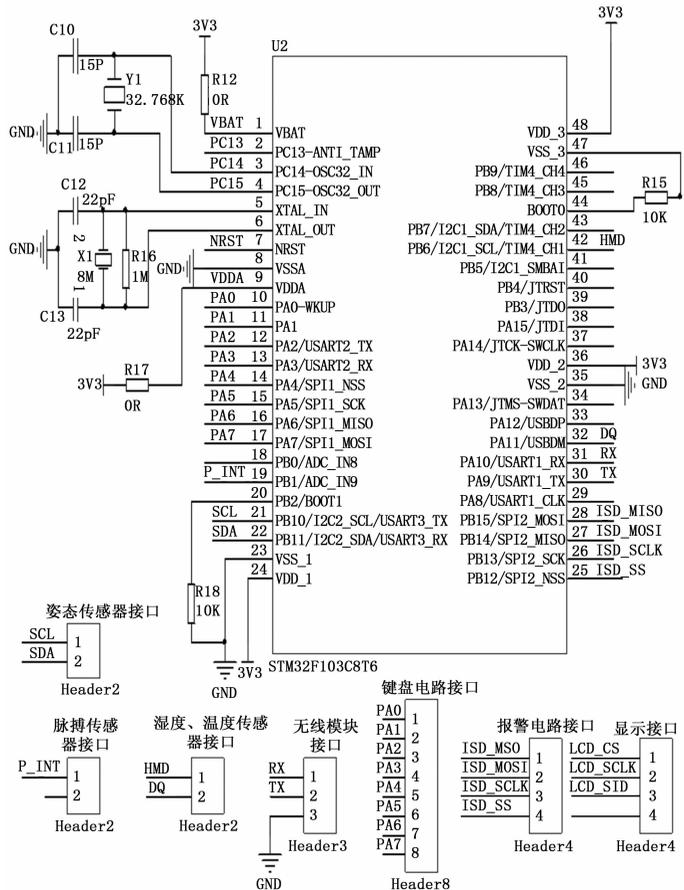


图 2 微控制器接口电路

围为 ±4 800 μT，主要用于对倾斜和偏转的辅助测量，MPU9250 芯片的外围接口电路如图 3 所示。

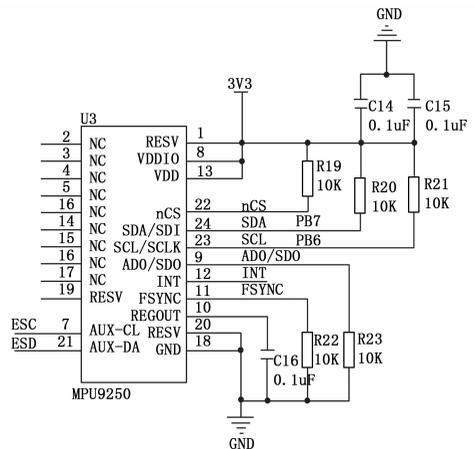


图 3 姿态传感器外围接口电路

### 2.3 温度传感器

该装置的婴幼儿体温检测采用数字温度传感器，其型号为 DS18B20，该传感采集的温度范围为 -55 ~ +125 °C，其温度的检测分辨率为 0.062 5 °C。采用数字温度传感器 DS18B20 优点是该传感器工作在“一线总线”的数字传输方式，能通过一根数据线与微控制器直接通信。与热敏电阻和模拟温度传感器等传统测温方式相比，该数字传感器的优势

是能够直接通过各种常用的微处理器串行读出被测温度, 并且可根据实际精度要求, 通过设定的总线协议指令进行数据方式的配置, 能够实现 9~12 位的数字温度读取。

### 2.4 湿度传感器

该装置使用湿度传感器主要用于检测婴儿是否尿床, 该装置采用湿度传感器其型号为 HS1101, 该传感器工作时等效的一个电容器件, 该电容值随着测量环境的湿度的增大而随之增大。但微控制器很难直接对电容值变化进行测量, 需要先将电容的变化量转变为微控制器易于处理的信号。利用 NE555 芯片的工作特性, 将该传感器置与 TS555 振荡组成检测电路, 当等效电容发生变化时, TS555 芯片输出频率会发生相应变化, 信号转换硬件电路如图 4 所示。根据这一特点, 可将湿度传感器电容值调整输出为电压恒定为 3.3 V 的频率信号, 由 STM32 微处理器通过内部定时器的输入捕捉功能进行频率测量, 转换后得到传感器所测量的湿度值。

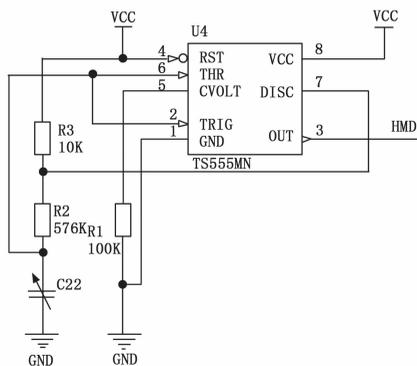


图 4 湿度传感器外围转换电路

经过参数计算, 湿度值与振荡频率的对应关系如表 1 所示。湿度值与频率对应为线性关系, 区间内的湿度值可通过一次函数拟合得到。

表 1 测量湿度于输出频率对应关系

RH/%	0	10	20	30	40	50
频率/Hz	7 351	7 224	7 100	6 976	6 853	6 728
RH/%	60	70	80	90	100	
频率/Hz	6 600	6 469	6 330	6 186	6 033	

### 2.5 脉搏传感器

脉搏传感器主要用于婴幼儿脉搏的监测, 脉搏信号的准确提取是为婴幼儿生理病理诊断提供最为直观的依据, 其采集精度又影响脉搏信号处理和结果的分析。装置采用的脉搏传感器型号为 HK-2000 系列的生物脉搏传感器<sup>[9]</sup>, 该传感器主要特点是将力敏元件、感湿元件、修正灵敏度的温度补偿元件和输出信号调理电路高度集成并封装, 因此该传感器具有抗干扰能力强、灵敏度高、过载能力强等特点。由于脉搏传感器输出的原始信号为模拟电压信号, 不便于直接计算频率, 需要经过一级电压比较电路后转换为方波脉冲, 转换电路如图 5 所示。转换后的信号传输至 STM32 控制器端口进行频率采样。

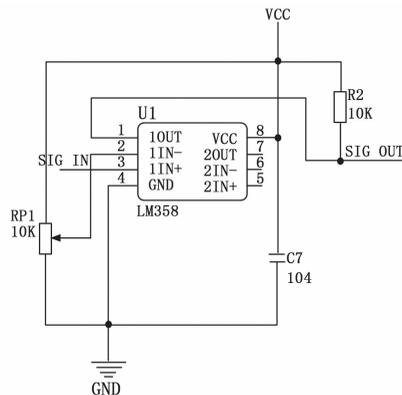


图 5 脉搏信号转换电路

### 2.6 键盘显示电路

键盘采用 4X4 矩阵键盘, 包括: 0~9 数值, 以及模式选择、左、右、确定等 4 个按键。其中模式选择主要包括: 体温、湿度和脉搏 3 种设置模式。设置过程如下: 首先通过模式按钮设置选择模式, 通过数字按钮设置范围。通过左、右按钮选择最小值和最大值。最终在显示屏中的显示效果如图 6 所示。图 7 为系统主页面。



图 6 阈值设定

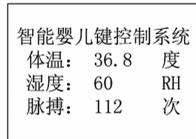


图 7 LCD 显示

### 2.7 报警电路

报警电路采用 ISD1700 语音芯片进行设计, 该芯片可以通过微控制器来控制其录音, 放音等功能。其电路结构如图 8 所示。语音芯片通过 SPI 总线接口与微控制器相连, STM32F103 通过 SPI 总线配置 ISD1700 内部寄存器, 控制语音模块的音量、播报不同的语音。其内部在 8 KHz 的采样率下, 可以录取 60 s 的语音时间, 本设计中, 所录制的报警音录音地址是从芯片内部地址 0x0010 开始。

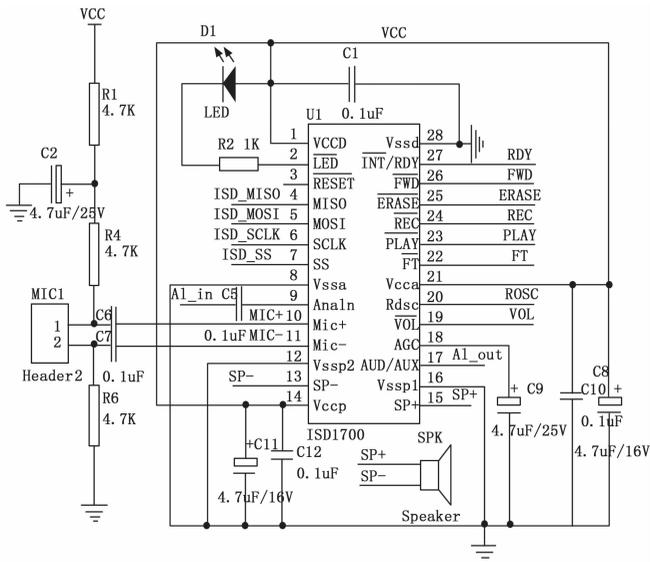


图 8 报警电路外围电路

## 2.8 无线通信电路

下位机端和服务端采用 ZigBee 网络进行数据传输<sup>[10]</sup>, 无线通信模块选用 DL-22 模块, 该模块主控芯片采用 CC2530 芯片, 其有效工作频段为 2.4 GHz, 在空旷地带理论通信距离为 1 000 m。CC2530 节点地址配置字为 16 位, 理论上最多支持 65 536 个终端地址<sup>[11]</sup>, 可允许分配的节点加入网络。STM32 微处理器和 PC 机端均采用串口模式与 ZigBee 模块进行无线透传。其主要工作步骤是通过 STM32 单片机采集温度传感器、湿度传感器、脉搏传感器等数据, 通过 UART1 将信号传送给 ZigBee 模块, 经过 ZigBee 网络把数据传输至 PC 端, 数据在 PC 段进行实时显示, 通信链路机构如图 9 所示。



图 9 ZigBee 无线传输电路

## 3 软件设计

系统下位机采用 Keil 5 MDK 编译软件作为 STM32F103C8T6 微处理器编译平台, 本装置软件采用嵌入式 C 语言进行编程开发。Keil MDK-ARM 是英国 ARM 公司出品的支持 ARM 微控制器的一款 IDE (集成开发环境), 使用 ULINK2 仿真器可非常方便的进行程序的在线调试并完成程序的下载。上位机监控采用 NI 公司的 LabVIEW 软件作为开发平台, 该软件采用图形化编程语言进行编程。两者间的数据传输采取 ZigBee 无线网络完成<sup>[12]</sup>。

### 3.1 下位机软件流程图

打开工作电源后, 系统设备进入初始化流程, 首先延时 1 s, 等待各硬件电路单元进入正常工作状态, 以免各部件启动不同步造成配置失败。STM32 单片机通过 IIC 驱动总线对 MPU9250 芯片进行初始化, 设置陀螺仪内部寄存器 FS\_SEL=1, 对应于检测范围 ±500 (°/s), 加速度计内部寄存器 AFS\_SEL=1, 设计的检测范围为 ±4 g, 设置的磁力计量程范围为 ±4 800 μT。测量中, 将 MPU9250 检测的加速度、陀螺仪和磁力计数据进行四元数融合算法处理, 计算出瞬间姿态变化值。同时, 设置语音播放电路高音量等级为 8 级 (最大音量), 低响度为 4 级。

湿度传感器输出的湿度值等效为一个容值可变的电容器件, 经外部电路转化成频率变化的方波信号, 为了实现脉宽的测量, 本设计使用控制器内部 TIM2 定时器 CC1 通道进行脉冲采集。将通道外设引脚设置为输入, 将 IC1 映射到 TI1 上, 开启捕获中断。开始测量时, 将捕获中断配置成上升沿触发, 当捕获到信号上升沿后, 将内部计数器清零, 设置测量标志。当再次上升沿触发时, 记录当前计数器现态值, 结合定时器的工作频率, 即可计算出脉冲得频率。为了减少干扰和提高计算精度, 将连续测量得 5 次数据相加再取平均值, 转换后即可得到湿度值。

设备工作中, 依次实时读取各传感器模块数据, 将测量值与设置的阈值进行比较, 判断测量的参数值是否在设置范围之内。如果位置移动超出范围, 此时可能发生了翻

滚或较快移动, 触发高强度报警信号, 提醒看护人员马上处理。当发生体温波动、尿床、脉搏数据超出范围, 报警电路发出低强度报警, 提醒看护人员注意检查确认。同时, 将数据发送到服务器端, 通过服务端进行信息发布。下位机软件流程如图 10 所示。

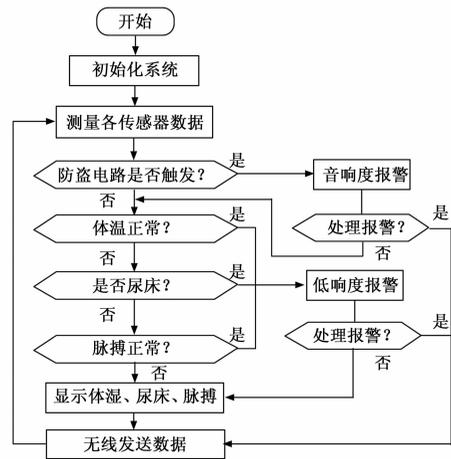


图 10 下位机软件流程图

### 3.2 上位机软件设计

上位软件采用 LabVIEW 软件进行编写, LabVIEW 提供了资源丰富的虚拟仪器的软件构 VISA 框架库<sup>[13]</sup>, 通过调用仪器 I/O 中的 SERIAL 模块, 可以快速的实现平台与串口外设的数据收发功能。本设计中, VISA 配置串口接收超时门限为 1 000 ms, 数据收发波特率为 115 200, 数据位选择 8 位, 1 位停止位, 无奇偶校验。配置参数要保证与下位测量端一致, 这样才能有效的接收上传的数据。

LabVIEW 平台的数据接收首先设置 VISA 读取函数的“读取字节数”, 数据缓冲区最大字节长度设置为 50。通过属性节点读取当前串口缓冲区字节数, 然后将输出连接到 VISA 读取的“读取字节数”这个输入端上, 对接收的数据帧进行长度判断和 CRC 校验, 保证数据接收的有效性。因为 VISA 串口只支持基于 ASCII 码的字符型数据收发, 因此数据收发前需要进行数据类型转换<sup>[14-15]</sup>。

当上位机 ZigBee 模块接收到下位机发来的数据后, 通过串口方式将数据无线传送至 LabVIEW 平台。平台完成数据解析后, 将实时数据在界面上进行显示。测量值的报警阈值可以按照要求进行设置, 当测量值超出设置阈值范围, 对应的指示灯会变亮。在 LabView Web 服务器在对话框中启用 Web 服务器, 设置 URL 访问链接地址, 通过 Web 发布工具 (Web Publishing Tool) 发布设计的界面前台, 外部监测界面访问可通过地址路径完成。

初值设定区域用于设置体温, 湿度, 脉搏初值, 在系统中加入了一般警报和偷盗警报, 警报用于婴儿发烧, 尿床, 脉搏异常以及运动异常等报警。LabVIEW 实现的 Internet 远程监控界面如图 11 所示。

### 3.3 通讯格式

为了规范通讯数据的格式、针对设计内容制定了下位



图 11 Internet 远程监控界面

机和服务器端的通讯协议。通讯所用的数据帧包括 3 个部分: 帧头、数据段和帧尾。其中, 帧头和帧尾长度分别为 2 字节, 帧头设置为 0XA0, 0XA0, 帧尾固定为 0X0D, 0X0A, 通讯所使用的数据帧格式如表 2 所示。

表 2 上传数据帧格式说明

格式	帧头	数据段							帧尾
		数据长度	命令字	温度	湿度	脉搏	预留	校验	
字节数	2	1	1	2	2	1	N	1	2
数值	固定	自定义或计算							固定

数据段包括数据长度、命令字、实时测量的温度、湿度、脉搏、预留字节和校验数据, 为了便于后续功能扩展, 预留了 N 字节的空白段, N 的值为 0~6 之间。数据长度为数据段内所有字节数的总和, 根据数据段格式排列规律, 其值为 6+N。为了保证数据的正确发送接收, 数据段采用 CRC-8 循环冗余校验对发送内容进行校验编码, 校验范围为数据段中除校验字节外的所有数据。数据段 CRC-8 算法的校验程序如下:

```

unsigned char Calc_CRC8_Code(unsigned char * ucdatPtr,
unsigned char ucdatLen)
{
    unsigned char i;
    unsigned char ucCrcData=0;
    while(ucdatLen --)
    {
        ucCrcData ^= * ucdatPtr ++;
        for (i=8; i>0; --i)
        {
            if (ucCrcData & 0x80)
                ucCrcData = (ucCrcData << 1)^0x31;
            else
                ucCrcData = (ucCrcData << 1);
        }
    }
    return (ucCrcData);
}
    
```

其中, 命令字的取值为 0~2, 0 表示正常数据发送, 1

表示防盗报警, 2 表示一般报警。下位机按照表 1 数据帧格式, 以 1 秒心跳包时间间隔通过无线网络向上位机平台发送数据。数据帧交互采取重发机制, 数据采集端在 200 ms 内未接收到平台的接收应答信号, 自动进行数据重发, 最大重发次数为 3 次。

#### 4 测试结果分析

本设计在一所妇幼保健医院进行实际场景下的测试, 儿科区分布在 3 个楼层。在婴幼儿不同的活动状态下, 每半分钟记录一次测量的数据, 每次统计的数据为 20 组, 最后保留计算的平均值, 测试数据如表 3 所示。测量中, 婴幼儿体温正常时候稳定在 37 °C 左右, 脉搏范围在 110~127 之间。当发生尿床时, 体温略有升高, 但是脉搏有较大的增幅, 湿度值接近测量的上限。同时, 使用医院的心电监护仪 SPR9000A、YHW-2 体温计等仪器来进行脉搏、体温和湿度的测量, 并进行对比实验。通过与仪器测量对比, 本设计对各项参数的测量误差在 2.1% 以内, 达到设计的要求。

表 3 测试数据

状态	温度/°C	湿度/RH%	脉搏/Hz
睡眠	36.9	61	110
清醒	37.0	64	119
尿床	37.2	>95	143

考虑婴儿护理场所大都在室内, 实际应用的环境有各种因素变化, 因此需要对无线信号的室内传输效果进行测试, 验证数据传输的可靠性。装置测试了不同环境中测量的参数, 数据发送端通过配置内部定时器, 以 3 秒的时间周期重复进行数据发送测试, 接收端统计有效数据的接收次数, 每组测试重复 2 000 次。测试结果如表 4 所示。

表 4 通信距离测试比较

障碍物	测试距离/m	数据丢失率/%
无	100	0
一层木门	50	0
一层玻璃门	50	0
两层玻璃门	50	0
一层金属门	20	0.4
两层金属门	10	3.51

由测试结果可以看出, 当障碍物为玻璃门和木门时, 信号传输性能较好。金属门对信号的衰减有很大影响, 导致传输距离减少, 数据丢失率较高。因为医院和婴儿护理场所多为木门和玻璃门结构, 从测试采集的数据分析, 在一般的护理室内场所, 监测系统数据有效性传输能达到设计要求。

#### 5 结束语

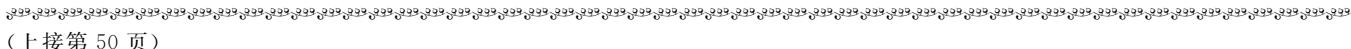
监测系统包括用户端与监测平台两部分, 用户端以 STM32 微处理器为控制核心, 通过实时采集外围传感器数据, 基于无线 ZigBee 技术, 设计实现了婴儿终端装置显示各生理状态数据的监测与显示, 并能进行防盗报警。在监测端, 通过 LabVIEW 设计的 PC 机的上位机平台, 读

取 ZigBee 网络数据, 在界面上显示用户生理状态信息, 发生异常时候及时提醒和报警。本设计对婴儿安全监测系统提供了一种可行性的方案。

LabVIEW 图形化平台开发便捷, 但是系统运行开销较大, 在嵌入式系统上的移植还有难度, 后续可借助面向对象的 GUI 平台进行开发。所设计的硬件系统还需要进一步小型化和集成化, 提高抗干扰能力。同时, 实验数据的精度虽然达到要求, 但获取的样本数还不充分, 需要进一步扩大测试面, 获取更多的特征数据。该婴儿监测系统使用方便快捷, 方案可扩展移植到其它需要监护的领域, 具有一定的实际应用价值。

**参考文献:**

[1] 彭永杰, 易强, 廖建文. 智能婴儿监护系统的设计 [J]. 工业控制计算机, 2016, 29 (9): 157-158.  
 [2] 陈生海, 蒋宗艳, 吴小梅, 等. 基于无线通信的婴儿监护系统设计 [J]. 怀化学院学报, 2019, 38 (11): 73-76.  
 [3] 杜仲平, 李一博, 叶霆. 基于音频监控的婴儿智能监护系统设计 [J]. 计算机测量与控制, 2016, 24 (7): 105-108.  
 [4] 郭裕丰, 王文虎, 李建奇. 基于声音识别技术的婴儿无线监控系统设计 [J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2020, 20 (4): 59-62.  
 [5] 赵正军, 王福平, 李瑞, 等. 基于 STM32 和 ZigBee 的农业大田精准滴灌系统设计 [J]. 江苏农业科学, 2019, 47 (9): 243-247.



(上接第 50 页)

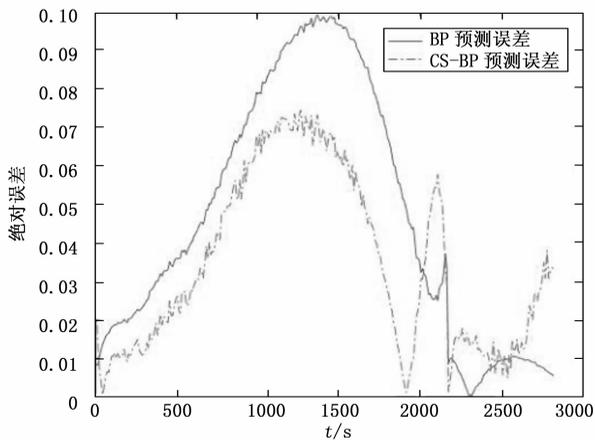


图 6 SOC 随时间变化预测误差曲线图

**4 结束语**

本文主要研究了基于 CS-BP 神经网络的锂电池 SOC 的估算方法。传统的 BP 算法存在依赖初始权值阈值, 容易陷入局部最优等缺点, 因此在此基础上, 先运行 CS 算法对初始权值和阈值进行寻优, 将得到的优解再传给 BP 神经网络, 建立估算模型, 仿真结果显示, 基于 CS-BP 算法的 SOC 估算比传统的 BP 算法估算精度更高。

由于实验条件的限制, 人为排除了电池寿命等因素, 接下来的工作要考虑多种影响因素, 完成更高精度的预测。

[6] 袁博. 基于 STM32 的语音控制与坐姿检测智能台灯原型系统 [J]. 实验室研究与探索, 2019, 38 (3): 56-60.  
 [7] 王莉, 张紫焯, 牛群峰, 等. 基于 MPU9250 和 MS5611 的人体姿态检测系统设计 [J]. 电子器件, 2019, 42 (4): 978-983.  
 [8] 刘飞飞, 任安虎, 张博超. MPU9250 九轴传感器的危岩危石监测系统 [J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2018, 18 (12): 62-65.  
 [9] 文铮, 李万兵. 基于 HK-2000B 传感器的脉搏检测系统设计 [J]. 电子世界, 2017 (7): 171-171.  
 [10] 史兵丽, 王刚, 张会新, 等. 基于 ZigBee 无线网络的应变数据采集系统 [J]. 仪表技术与传感器, 2020 (1): 79-82.  
 [11] 闫亚玲, 李博, 刘伟杰. 基于 ZigBee 的实验室防火远程监控系统设计 [J]. 实验室研究与探索, 2019, 38 (5): 282-285.  
 [12] 李振, 时玲, 关明美, 等. 基于 LabVIEW 和 ZigBee 的温室智能控制系统设计 [J]. 现代电子技术, 2016, 39 (24): 48-53.  
 [13] 朱银龙, 华超, 陈昕, 等. 基于 LabVIEW 与单片机的温度采集监控系统设计 [J]. 计算机测量与控制, 2019, 27 (12): 93-96.  
 [14] 韩剑, 莫德清. 基于 LabVIEW 的智能家居多参数监控系统设计 [J]. 现代电子技术, 2020, 43 (4): 48-50.  
 [15] 杜晨琛, 梁永春. 基于 LabVIEW 的永磁直流电动机综合测试平台的研究 [J]. 实验室研究与探索, 2017, 36 (10): 65-69.

**参考文献:**

[1] 王亚平, 胡淑婉, 曹峰. 锂离子电池正极材料研究进展 [J]. 电源技术, 2017, 41 (4): 638-640.  
 [2] 时玮, 姜久春, 李索宇, 等. 磷酸铁锂电池 SOC 估算方法研究 [J]. 电子测量与仪器学报, 2010, 24 (8): 769-774.  
 [3] 张金灵. 电动汽车智能电池系统的研究 [D]. 北京: 北京交通大学, 2010.  
 [4] 徐尖峰, 张颖, 甄玉, 等. 基于安时积分法的电池 SOC 估算 [J]. 汽车实用技术, 2018 (18): 9-11, 23.  
 [5] 李争, 智若东, 孙宏旺, 等. 基于开路电压预测的 SOC 估算方法 [J]. 河北工业科技, 2017, 34 (1): 36-40.  
 [6] LUO J Y, PENG J K, HE H W. Lithium-ion battery SOC estimation study based on Cubature Kalman filter [J]. Energy Procedia, 2019: 158.  
 [7] 赵钢, 孙豪赛, 罗淑贞. 基于 BP 神经网络的动力电池 SOC 估算 [J]. 电源技术, 2016, 40 (4): 818-819.  
 [8] 李永颖, 张振东, 朱顺良. 基于神经网络的电池 SOC 估算及优化方法 [J]. 计算机测量与控制, 2020, 28 (5): 185-189, 194.  
 [9] YANG X S, DEB S. Cuckoo search via Levy flights [C] // 2009 World Congress on Nature & Biologically Inspired Computing (NaBIC 2009). [v. 1]. 2009: 210-214.  
 [10] VISWANATHAN G M, AFANASYEV V, BULDYREV S V, et al. Lévy flight search patterns of wandering albatrosses [J]. Nature, 1996, 381 (6581): 413-415.