

# 基于 GSM 的远程心率监控系统设计

郑争兵\*, 赵峰

(陕西理工学院 物理与电信工程学院, 陕西 汉中 723003)

(\* 通信作者电子邮箱 snutdevotion@163.com)

**摘要:** 根据人体心电信号特征, 提出了一种基于全球移动通信系统(GSM)的无线心率监控系统。系统由采集终端和监控终端组成。采集终端采用光电脉搏传感器 HKG-07B 对人体的脉搏信号进行采集, 调理后输出的信号由单片机 SPCE061A 完成数据计算、存储、显示和语音播报功能。根据计算得到的心率值, 通过 TC351 模块以短消息的方式向监控终端完成远程报警。实验测试结果表明: 系统采集的心率数据精度满足性能要求, 并且能够实现实时的无线心率监控。

**关键词:** TC351; 短消息; SPCE061A; 远程监控; 脉搏传感器

**中图分类号:** TN92      **文献标志码:** A

## Design of remote heart rate monitoring system based on GSM

ZHENG Zheng-bing\*, ZHAO Feng

(School of Physics and Telecommunication Engineering, Shaanxi University of Technology, Hanzhong Shaanxi 723003, China)

**Abstract:** According to the electrocardiograph signal characteristics of human body, a wireless heart rate monitoring system based on Global System for Mobile communications (GSM) was proposed. It was composed of the acquisition terminal and the monitoring terminal. The optical pulse sensor HKG-07B of the acquisition terminal acquired pulse signal on the human body which was adjusted as the output signal and then the SPCE061A completed the data computation, storage, display and voice broadcast. On the basis of the calculated value of the heart rate, the TC351 module used the mean of short message to achieve the remote alarm received by the monitoring terminal. The experimental results show that: the accuracy of the acquired heart rate data meets the performance requirements, and real-time wireless heart rate monitoring can be achieved.

**Key words:** TC351; short message; SPCE061A; remote monitoring; pulse sensor

## 0 引言

随着我国社会老龄化的到来, 城市中大量独居老人的健康监护问题越来越突出。其中, 心血管疾病是老年人疾病比例较高的病症之一。由于其具有突发性和偶然性, 严重者可能引起中风甚至危及生命<sup>[1]</sup>。因此, 在日常家居生活中, 对患者的心电监护显得尤为重要。然而现有的心率监测仪器多数是有线测量, 在实际应用中存在着一定的局限性, 主要体现在以下几个方面: 首先监测不方便, 需要现场对监控对象进行测量, 受到时间的限制; 其次便携性不强, 监护受到空间的限制<sup>[2]</sup>。因此, 与传统的采用有线方式的心电监护方案相比, 采用现有的全球移动通信系统(Global System for Mobile communications, GSM)无线网络方案更具有优势: 该网络覆盖面广, 不受距离限制, 可以实现任何时间任何地点的漫游<sup>[3-4]</sup>; 网络接入灵活, 扩展性好。因此, 提出了一种基于 GSM 网络传输平台的心率采集和远程监控系统, 该系统以短消息的方式控制心率采集终端, 可以方便、快捷地对家居患者的疾病进行有效预防。

## 1 系统设计

远程心率监控系统主要由采集终端、GSM 网络和监控终端组成, 其系统结构如图 1 所示。采集终端完成脉搏信号进行采集、分析和处理功能。采用台湾凌阳公司推出的 16 位单

片机 SPCE061A 为核心控制器<sup>[5]</sup>。该控制器以  $\mu'nSP^{TM}$  为核心, 片内集成了 7 通道 10 位 ADC 模块、32 KB FLASH、声音模数转换器输入通道内置麦克风放大器, 特别适合语音信号的处理。GSM 网络作为采集终端与监控终端之间的通信网络, 实现二者间的无线数据传输。为了能够接入 GSM 网络, 采集终端和监控终端采用了具有发送和接收数据的 GSM 模块。监控终端主要完成被监控对象的健康信息的管理和控制功能。监控终端由多个自带 GSM 模块的终端组成, 根据实际操作情况, 自带 GSM 模块的终端使用两种设备: 一种是手机, 用户可以直接通过手机发送和接收短消息实现监控; 一种是自带 GSM 模块的 PC, 用户利用 PC 较强的处理能力对接收到的脉搏采集数据进行存储、分析, 构建监控对象的身体健康状况的信息数据库, 并根据分析结果给出相应的建议。

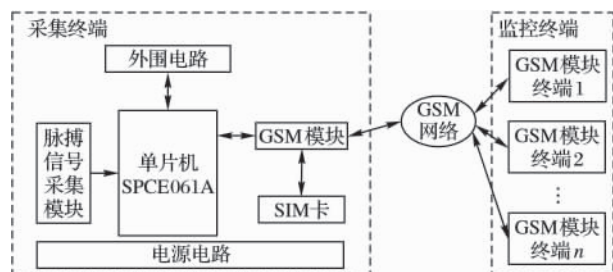


图 1 远程心率监控系统结构

系统的具体工作原理是: 采集终端的脉搏传感器采集到

收稿日期: 2011-12-31; 修回日期: 2012-02-08。      基金项目: 陕西省教育厅自然科学基金资助项目(09JK382)。

作者简介: 郑争兵(1980-), 男, 湖北黄冈人, 讲师, 硕士, 主要研究方向: 嵌入式系统设计; 赵峰(1979-), 男, 陕西安康人, 讲师, 博士, 主要研究方向: 量子通信、光通信。

脉搏信号后,输出模拟的电压信号,通过单片机 SPCE061A 定时启动 A/D 转换完成脉搏电压信号的数字化,接着处理该数据后得到脉搏值,以语音的方式播报并提醒使用者是否需要就医或者吃药,然后存储相关数据,最后将脉搏信息通过 GSM 模块以短消息的形式方式告知监控终端<sup>[6]</sup>。监控终端可以是一个或者多个,根据收到短消息,确定用户的健康状况,然后以短信或者电话的方式告知提醒对方。整个系统实现了对用户的多重监控。

### 1.1 脉搏信号采集模块接口设计

目前常见的脉搏采集方法有:压力传感器法、光电传感器法、电容传感器法和电声传感器法。与其他方法相比,光电传感器法根据光电容积原理间接检测出脉搏信号,具有结构简单、无损伤、可重复好等优点<sup>[7]</sup>。

脉搏传感器的精度、灵敏度、抗干扰能力及安装方式决定了脉搏测量精度,因此采用合肥华科电子技术研究所开发的指夹式**红外脉搏传感器 HKG-07B**。该结构采用透射式接收光的方式,利用特定波长红外线对手指血管末端血液微循环产生的血液容积变化的敏感特性检测,由心脏的跳动引起手指指尖的血容积发生相应的变化量得到脉搏信号波形<sup>[8]</sup>。脉搏信号经过放大、调理电路、幅度调整、基线调整电路输出完成的脉搏波模拟电压信号。

**HKG-07B** 采用单线与单片机 SPCE061A 进行通信,具体的硬件连接如图 2 所示。管脚 OUT 输出的模拟电压信号最大值为 1 V,该信号直接连接到单片机 SPCE061A 的 IOA1 口,由 SPCE061A 内部 10 位模/数转换器 (Analog-to-Digital Converter, ADC) 通道模块完成信号的自动增益控制 (Automatic Gain Control, AGC) 和模数采样处理。ADC 的参考电压可以为内部电压也可以为外部电压,根据采样信号的最大值不超过 1 V 的特点,确定使用内部参考电压。最大输入电压由 P\_ADC\_Ctrl 寄存器的第 7 和第 8 位的值决定。第 7 位 VEXTREF 决定了 ADC 的参考电压为内部或是外部参考电压。第 8 位 V2VREFB 决定了 2 V 电压源是否起作用<sup>[9]</sup>。因此通过软件操作,设置最高参考电压设置为 2 V 以满足脉搏模拟信号的要求。具体的采样方式、采样速度均由软件设置。

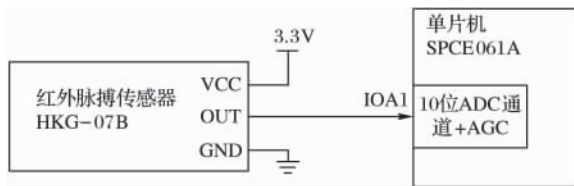


图 2 脉搏传感器 HKG-07B 与单片机硬件连接

### 1.2 GSM 模块接口电路设计

GSM 模块的应用主要涉及到 GSM 模块、单片机 SPCE061A 以及 PC 机之间的接口通信问题。西门子的 TC35I 是一个支持中文短信息的工业级 GSM 模块,工作在 GSM900 和 GSM1800 双频段,通过 AT 命令可双向传输指令和数据。TC35I 采用串口通信的方式,可实现波特率为 300 bps ~ 115 kbps。由于 TC35I 数据接口的工作电平与单片机 SPCE061A 不兼容,因此采用美信公司的电平转换芯片 MAX3232 将 COMS 电平转换成 TTL 电平,实现与单片机的串口通信<sup>[10]</sup>。具体的接口电路如图 3 所示。TC35I 模块的串口数据发送管脚 TXD\_TC35 和接收管脚 RXD\_TC35,单片机 SPCE061A 的串口数据发送管脚 IOB10 和接收管脚 IOB7,分

别连接到 MAX3232 对应的管脚即可实现不同数据率的数据通信。另外,通过标准 RS232 连接插头,可实现单片机 SPCE061A 或者 TC35I 模块与 PC 的通信。

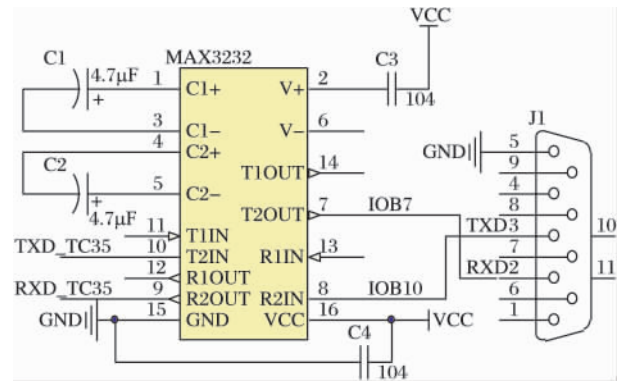


图 3 TC35I 与单片机 SPCE061A 硬件连接

### 1.3 外围电路设计

单片机 SPCE061A 系统的外围电路主要实现语音播报、时间提示和存储功能。SPCE061A 利用 A/D 转换器的一路通道对 MIC-IN 输入语音信号进行采样处理,通过 DAC1 通道将音频信号输出送入音频输出电路经放大输出语音信号。利用 IOB[1..3]管脚以 SPI 接口与时钟芯片 DS1302 进行同步通信。IOB1 连接复位/片选线 RST,通过置 RST 高电平来启动所有的数据传送;IOB2 连接串行时钟线 SCLK,控制数据的输入和输出;IOB3 连接双向数据线 I/O,实现数据的传输。另外选择 ATMEL 公司提供的大容量的 EEPROM 芯片 ATC2416 (2 KB) 以满足实际的存储需要。利用 IOB4 管脚连接 SCL 时钟控制端,IOB5 管脚连接 SDA 数据输入输出接口,完成 I<sup>2</sup>C 总线的串行传输。

### 1.4 电源电路设计

采集终端的电源电路为单片机、光电传感器、外围电路和 TC35I 模块提供各自所需的电压。系统中单片机 SPCE061A 的内核电压要求为 3.3 V,IO 口和外围电路正常供电电压要求为 5 V,TC35I 的供电电压为 3.3 V ~ 4.8 V,推荐值为 4.2 V。为了达到上述供电要求,设计的电源电路如图 4 所示。输入电压为 9 V ~ 12 V,一路由可调的芯片 LM2941 通过 R1 和 R2 组成的分压反馈网络降压输出 4.17 V,给 TC35I 模块供电<sup>[11]</sup>。为了降低功耗,SPCE061A 利用 IOB16 管脚控制芯片的开关;另一路由 LM7805 芯片降压输出 5 V (V<sub>io</sub>) 给 SPCE061A 的 IO 口以及其他外围电路供电,接着对 5 V (V<sub>io</sub>) 电压降压输出 3.3 V (V<sub>MCU</sub>) 给 SPCE061A 内核供电。

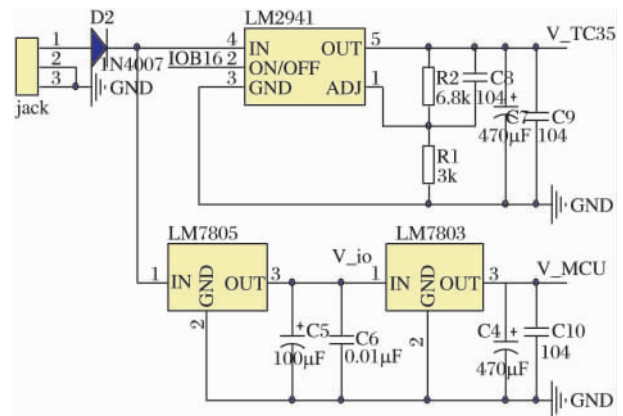


图 4 电源电路

## 2 软件设计

### 2.1 采集终端软件设计

系统的采集终端主要是由单片机 SPCE061A 完成脉搏信号的采集、处理和向远程监控终端发送数据的功能,其总体的软件流程如图 5 所示。系统上电后,首先进行整机初始化处理:主要包括时钟芯片 DS1302、串口控制参数的设定和通过发送 AT 指令对 TC35I 的初始化。接着检测按键,开始现场脉搏数据采集、计算、存储和显示。由于**红外脉搏传感器 HKG-07B**采集的信号存在干扰噪声,对数据使用递推平均滤波法提高数据的准确度。最后根据计算的脉搏值是否超过设定的界限值,进行远程监测。如果在正常的范围内,重新开始采集数据;否则,现场语音报警并通过 TC35I 模块以短消息的方式远程报警。TC35I 发送短消息采用的协议数据单元 (Protocol Data Unit, PDU) 编码模式<sup>[12]</sup>,该编码模式支持中文信息的发送。因此在程序中预先定义好短信内容的 PDU 字符串以实现中文短信的报警。

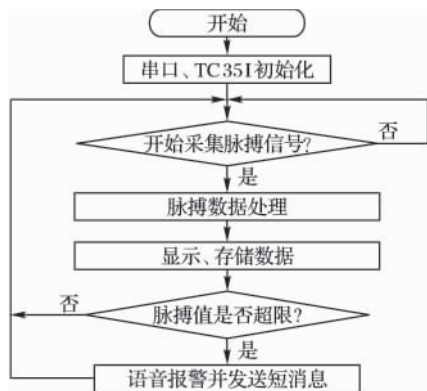


图 5 采集终端流程

### 2.2 上位机软件设计

当远程监控终端是手机时,无需编写软件程序。当远程监控终端是带 GSM 模块的 PC 机时,需要编写上位机程序。为了更好地测试系统的性能,在 PC 机上使用虚拟仪器图形编程软件 LabVIEW8.6 开发了人机交互界面软件。LabVIEW 软件采用图形化编程语言,基本上不用写程序代码,利用工程性的术语、图标和概念性的程序框图完成应用的设计。利用 LabVIEW 设计的程序包括两部分:前面板和后面板。前面板是一个图形用户界面,用于模拟真实仪器的面板操作;后面板是用图形编程语言编写的方框图程序,用于传送前面板的命令参数并将执行结果反馈到前面板进行显示。具体的前面板即心率监控系统的人机交互界面如图 6 所示。利用控制按键实时显示脉搏的时域波形和当前的心率值,脉搏信号波形显示区显示连续采集得到的脉搏波形,心率值测定 72 次/min。具有保存数据和回放数据的功能,构建个人的健康数据库资料,便于进行深入的数据分析。通过设置串行通信端口传输参数与采集终端或者控制终端进行串口通信。

## 3 测试结果及分析

为了验证测试心率数据的正确性,使用采集终端得到同一个人不同时刻的心率值,将海威格公司的高精度电子血压计 H816 测得结果作为参考值,比较二者的值,确定测试结果是否正确。具体的测试数据表 1 所示。由表 1 可以看到:对于同一个人同一时刻的测试,实测值与参考值相对误差在

1% 以内,完全满足实际的精度。

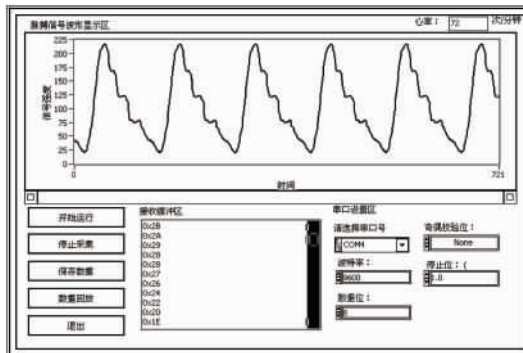


图 6 心率监控系统的界面

表 1 不同时刻的个人心率测试数据

时刻	心率参考值 /(次·min <sup>-1</sup> )	心率实测值 /(次·min <sup>-1</sup> )	时刻	心率参考值 /(次·min <sup>-1</sup> )	心率实测值 /(次·min <sup>-1</sup> )
6:00	70	70.6	14:00	70	70.6
8:00	70	70.5	16:00	71	70.9
10:00	72	72.6	18:00	72	72.3
12:00	72	71.8	20:00	68	68.4

另外,测试在设定不同范围的心率报警阈值的情况下,查看 GSM 监控终端是否收到正确的短信内容。测试结果表明:在 GSM 网络正常的情况下,GSM 监控终端能够准确地收到报警时的心率值,且收到“心率其偏离正常范围值,尽早就医”的提示信息。

## 4 结语

本文提出的远程心率监控系统方案,由于采用了采集终端和监控终端相结合的方式,完成了个人心率参数的无线传输和语音提示功能。整个系统具体通用性,可以扩展到对人体其他生理参数的监控。该装置成本低廉,操作方便,非常适合家庭个体使用,在家庭监护领域具有较好的实用价值。

### 参考文献:

- [1] 郭兴明,张科,吴宝明.多生命参数监护仪用检测电路[J].电子技术应用,2000,26(2):35-36.
- [2] 王智洁,和卫星,吕继东.便携式无线心电采集装置的研究及实现[J].电子技术应用,2010,36(17):95-96.
- [3] 李建东,郭梯云,郭国扬.移动通信[M].西安:西安电子科技大学出版社,2006.
- [4] 陈亮,李汪洋,吴国樟,等.基于 SMS 远程监控系统[J].计算机科学,2011,38(10):421-422.
- [5] 高红亮,刘金华.SPCE061A 在智能家居系统中的应用[J].微计算机信息,2009,25(7):73-74.
- [6] 李栋梁,马洪连,李文成.基于 SMS 的远程数据采集系统的设计与实现[J].仪器仪表学报,2006,27(6):130-131.
- [7] 孙欣,刘长春,赵玉娟,等.基于光电脉搏传感器的踝臂指数测量[J].光子·激光,2010,21(8):1214-1215.
- [8] 李秀农,汪国强.光电式脉搏传感器及其组成的血压测量仪[J].电测与仪表,1998,38(35):38-39.
- [9] 吴杰,詹习生.基于 SPCE061A 的数据采集子站设计[J].工业仪表与自动化装置,2011(2):72-73.
- [10] 刘主链,宋跃,何志辉,等.无线模块与 GSM 实现的智能远程家居控制系统[J].计算机测量与控制,2011,11(9):2134-2135.
- [11] 殷经鹏,赖万昌,王广西.基于 LM2941 的高效能 NIM 低压电源[J].核电子学与探测技术,2009,29(2):463-464.
- [12] 蔡植善.基于通用分组无线业务短信控制的 LED 点阵屏设计[J].计算机应用,2011,31(12):3449-3450.