

文章编号: 2095-2163(2021)05-0094-04

中图分类号: TP368

文献标志码: A

基于 STC89C52 单片机的心率检测系统设计与实现

赵光晶, 赵 鸣, 张友浩, 徐梦瑶

(上海工程技术大学 航空运输学院, 上海 201620)

摘 要: 心率即指人在平和情况下心脏 1 min 内所跳动的次数, 而心率等参数的变化能反映出人体各项机能的运作情况。本文设计了一种核心元器件为 STC89C52 的单片机心率检测系统, 借助于光电传感器产生的不同电信号, 将电信号送入单片机进行分析处理, 从而间接测出使用者的心率数值, 数值超过范围系统将驱动蜂鸣器报警。此系统可提高心率检测仪的便携性和准确性, 并降低成本。

关键词: 单片机; 心率检测; 光电传感器; 报警

Design and implementation of heart rate detection system based on STC89C52

ZHAO Guangjing, ZHAO Ming, ZHANG Youhao, XU Mengyao

(School of Air Transport, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China)

[Abstract] Heart rate refers to the number of times a person's heart beats in a minute in a peaceful condition, and changes in parameters such as heart rate can reflect the functioning of various human functions. In this paper, a heart rate detection system with STC89C52 as its core component is designed. With the help of different electrical signals generated by the photoelectric sensor, the electrical signals are sent to the microcontroller for analysis and processing, so as to indirectly measure the user's heart rate value. When the value exceeds the range, the system will drive the buzzer to alarm. This system can improve the portability and accuracy of the heart rate monitor, and reduce the cost.

[Key words] MCU; heart rate detection; photoelectric sensor; call the police

0 引 言

心率是体现血液循环机能的重要生理指标, 如果能稳定地记录这项数据, 可以及时有效预防心血管疾病, 测量的数值在日后的问诊过程中也能起重要作用。本设计的目的就是让用户可以便捷测量自身心率。本设计的中心控制单元选择 STC89C52, 利用人体指腹血液透光性不一样的特性, 让传感器接收不同信号从而间接测量人体心率, 传感器和液晶显示器对接显示心率数据, 功耗低且稳定, 方便日常生活的使用。

1 心率检测系统设计

本设计硬件电路的控制核心选用的是单片机 STC89C52, 通过光电传感器、信号采集电路、键盘电路、显示电路以及报警电路实现对人体心率的稳定测量。心率检测系统的组成如图 1 所示。

单片机 STC89C52 是设计的核心部分, 可以实现算法; 传感器电路使用 ST188 用于心率采集; 信号

采集电路将收集到的心率信号通过传感器转换为合适的电信号; 键盘电路用于上下阈值的设定以及开关和复位等; LCD1602 显示电路用于显示实测心率数值及阈值; 报警电路用于超过阈值触发报警。

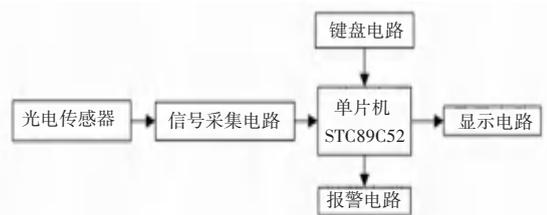


图 1 心率检测系统组成

Fig. 1 Composition of heart rate detection system

2 主要电路硬件设计

2.1 STC89C52 单片机电路

本设计采用的是宏晶产生的单时钟/机器周期的 8 位单片机 STC89C52, 拥有 MCS-51 的内核^[1]。具体的单片机管脚功能见表 1。

作者简介: 赵光晶(1997-), 女, 硕士研究生, 主要研究方向: 交通通信与智能信息处理; 赵 鸣(1977-), 女, 硕士, 副教授, 主要研究方向: 民航信息工程及控制、智能系统与数据挖掘、数据异常检测等。

通讯作者: 赵 鸣 Email: zhaoming@sues.edu.cn

收稿日期: 2020-12-06

表 1 单片极管脚功能

Tab. 1 Single chip microcompute pin function

管脚序号	功能	管脚序号	功能
1~3 脚	并行 I/O 数据端口, 分别连接 LCD1602 的 RS、RW、E 口	18 脚	振荡电路外接微调电容, 为反相放大器的输出端
9 脚	将信号复位且高电平时有效	19 脚	为反相放大器的输出端, 启用外部时钟的时候应该接地 ^[2]
12 脚	启用外部中断 0 输入	20、40 脚	外接 LCD1602, 内部启用上拉电阻才可对外提供复用总线
14、15 脚	分别为定时/计数器 0、1 外部信号输入端	39~32 脚	外接 LCD1602, 内部启用上拉电阻才可对外提供复用总线
16、17 脚	分别为低电平时此口写入、读取选通信号	31 脚	接入低电平时, 执行外部程序代码。

2.2 传感器电路

本设计中的传感器部分选用了红外光电转换器, 因为在同一个红外光照射下的动脉血液充盈的透光性不同, 所以采集到的光电信号也不同。本设计选用型号为 ST188 的传感器。选择 330 Ω 和 20 KΩ 的电阻, 外部提供一个 +5 V 电源。将手指的指腹置于发送端和接收端之间, 光电二极管会因为心率不断发生变化而采集到不同时刻的信号^[3]。具体电路连接如图 2 所示。

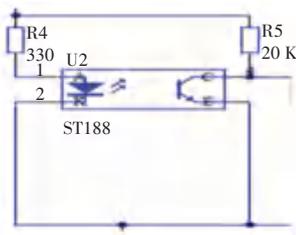


图 2 传感器连接原理电路图

Fig. 2 The connection principle circuit diagram of the sensor

2.3 信号采集电路

信号采集模块就是将收集到的心率信号通过传感器转换为合适的电信号, 但是由于人体心率是比较微弱的, 所以一般采集到的心率信号也比较小, 再加上外界的噪声干扰, 波形比较杂乱, 很难从中提取出有用信号, 所以经传感器收集到的心率信号需要再次经过放大、整形以及滤波才能得到所要求的信号。一系列电路系统框图如图 3 所示。



图 3 信号采集电路系统框图

Fig. 3 Block diagram of signal acquisition circuit system

2.3.1 放大滤波电路

由于人体的脉搏信号即心率信号非常微小, 直接测量可能数值不准确, 在电路中也可能会伴有干扰信号影响测量数值, 因此本设计要采用 LM358 对接收的信号进行放大和滤波。LM358 的内部是由 2 个增益较高、相互独立并且对频率具有补偿作用的运放构成的, 可以放大电压信号, 内部双运放的本质是

2 个电压比较器, 当输入电压 $IN1 > IN2$ 时, 正输入端的电压较高, 输出高电平 VCC ; 当输入电压 $IN2 > IN1$ 时, 负输入端的电压较高, 输出低电平 $0 V$ 。

滤波电路分为低通、高通、带通和带阻滤波器。人体心率信号比较微弱, 需筛选特定频率范围内的信号, 因此选用 3 个电阻 3 个电容将高通和低通滤波器串联成一个带通滤波器, 只让测量所需要的这一频段信号通过并且抑制此频段外其它信号, 放大滤波电路具体设计如图 4 所示。

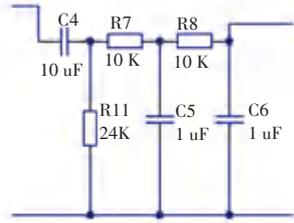


图 4 放大滤波电路图

Fig. 4 Circuit diagram of amplifying and filtering

2.3.2 整形电路

虽然经过了放大和滤波后的信号变得更易测量, 但存在低频的干扰和不规则的脉冲信号还会影响测量, 为了解决这一问题, 就需要对电路再加一个滞回比较器来进行一个整形的处理, 为了节约成本, 可以直接选用一个双运算放大器元器件 LM358。此元器件的内部由 2 个电压比较器构成, 波形整形电路如图 5 所示。

2.4 键盘电路

键盘电路共有 5 个按键, 分别作为电源自锁开关、数据的复位以及独立设定阈值。按下按键时, 负跳变会使 INT1 中断, 再查询详细按键后触发相应功能。此结构不仅扩充了外部中断源, 减少了 CPU 的工作负担, 又能对按键进行实时处理。

2.5 LCD 液晶显示器

显示电路是人机交互的核心, 本设计选用本身即带有字库的 5×7 点阵 LCD1602 显示管, 此显示管编写程序和外接电路较为简单, 共有 2 行并且每一行能够显示 16 个字符。P1.2、P1.1、P1.0 分别连接

LCD 的 EN 、 R/W 、 RS , 启动初始化清屏, 接着将接口端的数据的位数设为 8 位, $P0.0$ 至 $P0.7$ 与 LCD1602 的 $DB0$ 到 $DB7$ 分别相接^[4]。

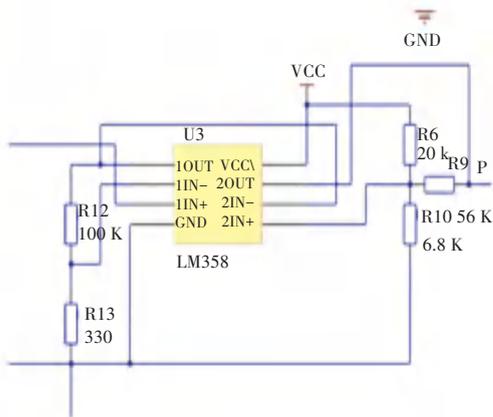


图 5 波形整形电路

Fig. 5 Waveform shaping circuit

2.6 报警电路

蜂鸣器用于超限报警, 若实时检测的脉搏数据不在设备设定的阈值范围内, 则单片机驱动蜂鸣器发出鸣叫。注意蜂鸣器的长脚接+极, 短脚接-极。因蜂鸣器正常工作时的工作电流较大, 单片机的 I/O 口无法直接驱动, 因此在电路中使用一个 PNP 型的三极管来放大电流。

3 系统软件设计

本系统软件设计包括主程序、液晶显示子程序、按键子程序、中断服务子程序等。主程序流程如图 6 所示。单片机上电后先进行初始化, 清除一些参数的初值, 等待用户按下对应的按键并进入对应的功能, 当用户按下测量按键的时候, 单片机根据用户按下的按键增加或减少范围, 按键子程序流程如图 7 所示。按下按键后, 单片机通过定时 15 s 测量人体的脉搏次数, 再换算出对应的真实的脉搏次数在液晶屏幕上显示。液晶显示子程序先调用液晶自定义的字库, 设置好 DDRAM 地址后在第一行显示, 根据程序中的数据设置显示数据的首地址并设置循环量, 在循环过程中不断的取字符代码直到终止, 第二行的显示过程同第一行的显示过程一样, 2 行显示完毕后便结束子程序。

4 系统调试

LCD 显示模块调试: 若能在显示模块显示初始化子程序的文字说明, 则 LCD 写入命令或数据子程序无误; 若不能, 则需检查 LCD 显示模块的读写位

和使能端位, 以及变量是否与电路图所连接的端口一致。再检查是否在第一行显示当前测量值, 如果在指示灯均匀闪烁的情况下测量值一直不变化, 则需检查定时器中断服务子程序是否正常计数。

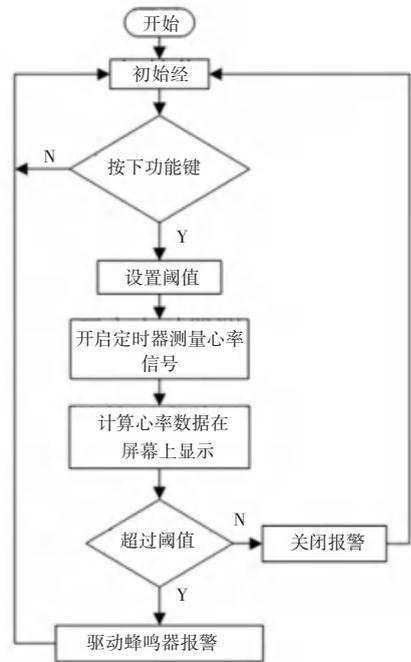


图 6 主程序流程图

Fig. 6 Main program flow chart

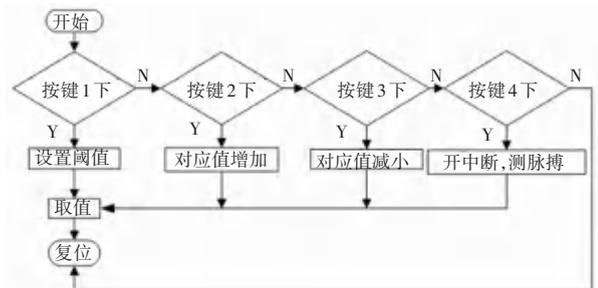


图 7 按键子程序流程图

Fig. 7 Key subroutine flow chart

传感器模块调试: 使用万用表测量 $R5$ 2 端电压, 若低于 0.3 V, 则更换更大阻值的 $R5$; 若高于 0.6 V, 则更换更小阻值的 $R5$ 。

单片机模块调试: 若 30 脚与地间电压是 5 V, 则检查单片机最小系统, 最小系统包括晶振电路和复位电路, 检查 18、19 脚是否接 12 M 晶振, 分别调整电容与电阻的两脚接法, 检查无误后再次测量 30 脚和地间电压。

5 结束语

本设计以 STC89C52 为控制核心, 连接 LCD1602 (下转第 102 页)