
基于 STC89C52 单片机的脉搏测量仪设计与实现

目录

第一章 引言.....	1.....
1.1 研究背景.....	1.....
1.2 国内外研究现状及分析.....	1.....
1.3 本文任务与目标.....	3.....
第二章 总体设计思路.....	4.....
2.1 脉搏心率仪整体设计方案.....	4.....
2.2 脉搏心率仪主要器件选型.....	5.....
2.3 脉搏心率检测仪系统简介.....	5.....
2.3.1 脉搏心率检测仪系统工作原理.....	5.....
2.3.2 脉搏心率检测仪系统结构组成.....	6.....
第三章 硬件设计.....	7.....
3.1 总体电路设计.....	7.....
3.1.1 STC89C52单片机简介.....	7.....
3.1.2 STC89C52单片内部资源.....	7.....
3.1.3 STC89C52单片机各个引脚.....	8.....
3.2 电源电路设计.....	8.....
3.3 光电传感器电路设计.....	9.....
3.4 温度采集电路设计.....	10.....
3.5 ADC 转换电路.....	10.....
3.6 独立按键电路设计.....
3.7 脉搏心率检测仪系统液晶显示电路设计.....	12.....
3.8 脉搏心率仪系统报警电路设计.....	13.....
3.9 脉搏心率仪系统控制模块最小系统设计.....	13.....
第四章 软件设计.....	15.....
4.1 开发环境的介绍.....	15.....

4.2脉搏心率仪系统具体软件编写的流程.....	15.....
4.3脉搏心率检测仪系统各个模块软件编写流程.....	16.....
4.3.1心率检测模块软件设计.....	16.....
4.3.2数模转换模块软件设计.....	17.....
4.3.3 LCD1602液晶显示模块程序设计.....	18.....
4.3.4声光报警模块程序设计.....	18.....
4.3.5独立按键模块程序设计.....	19.....
第五章 系统测试.....	21.....
结语.....	23.....
参考文献.....	24.....
附录.....	25.....

第一章 引言

1.1 研究背景

脉搏是缘于心脏的舒缩导致血液流动而使动脉管壁扩张这一现象，它有着重要的临床意义，自古以来在中医中就有“望、闻、问、切”的诊脉手段，切即为切脉，通过脉象来判断病人的身体状况，但古代条件落后，中医是靠手指按压来获得脉搏信息的，尽管脉诊简便、无创，也存在诸多缺点。首先切脉依据医者的手指按压辨别脉象，主观感受及以往经验容易影响医者的诊断，其次切脉技巧也有一定难度，需要长足的练习和经验才能做到测量准确，最后，脉象的变化只能通过医者表述，而不能直观记录和保存，不便于对脉象机理的研究。为了促进中医及脉诊的发展应用，要将传统与现代结合，改善脉诊的缺陷，实现客观、准确的诊断。

在医院的日常工作中，通常使用按压脉搏计算病人的脉搏数的方法，为了省时省力，会测量10秒钟内的脉搏数估算来得到每分钟脉搏数，这样得到的数据偏差可能会较大，且容易受外部环境和主观经验的影响，仍然存在费时费力且精度低的问题，为改善这些问题，国内外研发了各种技术先进、效率高的脉搏测量仪，被普遍使用在多个领域，如老人日常保健的家用脉搏测量仪，使用运动器械时的脉搏监测，医院里为住院病人常规检查脉搏等。

1.2 国内外研究现状及分析

由于科技水平的不断提高，传统的手指按压测量脉搏的方式早已被摒弃，而是出现了高精度、多类型的各种脉搏测量仪，如附加测量脉搏功能的仪器电子血压计如下图1-1所示，动脉血流的搏动会导致肌体的电阻发生相应的改变，电子血压计通过测量这种改变来得到脉搏信号，测量结果可在测量完血压后显示出来，血压和脉搏超出正常范围时会进行语音提示，操作简便，可用于家庭日常保健，实用性强。



图 1-1 电子血压计

近年来国内外追求开发无创非接触式型的脉搏心率测量仪，既能使测量前端不伤害人体，又能准确地在体外获取准确的脉搏信息，而光电式脉搏传感器依据光电容积法，检测手指尖部血液流动特征来得出生物信号，它以结构简单、无创、准确度高、重复利用率高的优点被广泛应用于医学、运动学、日常保健等各个方面，市面上的高精度指夹式血氧测量仪也附加了利用光电式传感器测脉搏的功能，实物如下图 1-2 所示，它采用强大智能 SOC 芯片，运用 LambertBeer 定律，升级数据处理算法，准确检测脉搏，无创无痛测量血氧。



图 1-2 指夹式血氧测量仪

1.3 本文任务与目标

本文的任务是阅读有关文献，查阅各种资料，了解国内外关于脉搏测量仪的研究现状及应用意义，同时介绍脉搏测量仪的研究意义和应用领域，通过深入分析目前脉搏测量仪应用中存在的问题，在现有的技术上加以改善，设计具有远程监控功能的光电式脉搏测量仪，它的功能如下：

- 1.测量脉搏功能:短时间高精度测量每分钟的脉搏次数。
- 2.屏显功能：显示脉搏测量的数据。
- 3.声光报警功能：测量结果超出预设范围时触发声光报警系统。
- 4.远程监控功能：测量结果超出预设值时给出短信提示。

本文的目标是软件方面要完成基本程序的编写，通过编译且达到设计目的。硬件方面主要是绘制原理图和 PCB 板进行焊接，实验成品能够演示基本功能，能够达到设计要求和目的，实现脉搏测量仪高精度、使用便捷、能报警及远程传输信息的功能。同时通过撰写这次毕业论文，复习所学专业知识和将其融汇到本次毕业设计中，提升对所学知识的理解和运用，也培养刻苦严谨的求知精神和动手操作能力，以及严肃认真的研学态度，正如校训中所说，学以致用，知行合一。

第二章 总体设计思路

本次课题为基于单片机的远程监控脉搏测量仪设计，那么采集脉搏信息需要将生物信号转化为电量信号，才能通过相应电路做放大整形处理为单片机所识别，可以使用非接触式的红外传感器来作为检测元件，人体的血液中有大量的红细胞，它们可以吸收红外线，而血液的流动又与心脏跳动的节拍相对应，即血液的流动可对应脉搏信息，当手指末端处于红外反射传感器的发射管和接收管间的光传播路径时，血液流动会导致传感器产生脉冲信号，这就实现了生物信号到电量信号的转变，但是脉搏心率信号为低频非电生理信号，在强噪声背景下显得微弱，要想得到脉搏信息必须经过放大整形及滤波电路的转换，将脉冲信号采集电路放大滤波及整形后输入到单片机，再通过单片机内部的定时器加以计算，就可以得出脉搏测量的时间和次数，这就是脉搏测量仪的工作原理。

可采用电压变化来产生脉冲，再利用单片机计算得出测量结果并储存，输送到显示屏，在此基础上添加蓝牙模块和报警系统，以此设计思路来实现本课题的设计要求。

2.1 脉搏心率仪整体设计方案

脉搏心率监测仪的实现依靠 ST188 光电传感器实现用户心率的监测，高灵敏度的光电传感器能够在短时间内读出用户的心率数据。同时系统设计独立按键模块，通过设定不同人群的心率上限和下限值，当检测到用户的心率值处于用户设定的阈值时，系统则会将采集的数据送入液晶中进行实时的显示，反之单采集的数据不再用户设定的范围内时，系统会发出声光报警，提醒用户心率异常。基于单片机的脉搏、心率检测系统实现的基本方案如图2-1所示。

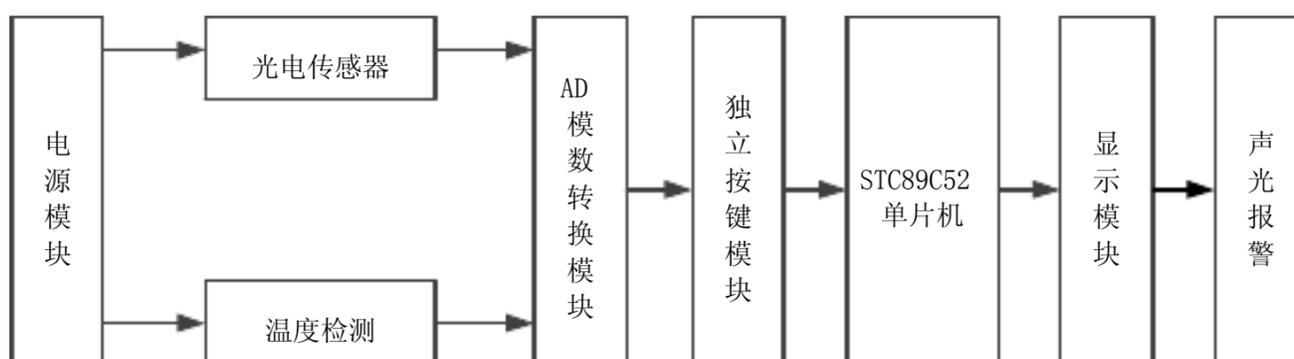


图 2-1 脉搏心率检测仪整体框图

电源问题是实现本系统的主要问题，电源最初设计思想是为本系统的各个模块提供稳定工作电压，考虑到整个系统的功耗问题，电源的工作效率至关重要，在整个系统工作完成时，所设计的电源模块要实现是整体电源的 1.5 倍。本系统的控制芯片采用 STC89C51，实现对心率检测的控制指令集的收发，通过外部的摇杆模块实现对心率检测的手动控制，利用独立按键模块设计实现对息率

动作的学习。

设计在传统的思想上，预留出网络接口以及蓝牙接口，通过上电复位的方式实现自动连接WIFI网络，自动获取互联网信息。不仅可以为用户提供在线的心率数据分析，也可以根据用户的习惯连接不同的设备人群。系统预留的网络接口能够识别多种网络设备信息，可以为后续模块的扩展方便以及支持多种外部生理传感器模块的配合使用。

光电传感器模块的设计，实现了用户可以根据自己的需要自主在家进行心率的测量，独立按键实现了系统可以根据自己的需求自主设定心率阈值的上下限，或在不同的时间内的阈值上下限。同时设定声光报警模块则是能够及时的提醒用户，一旦出现心率不齐则会发生声音报警和灯光报警，提醒用户及时的注意或进行就医提醒。同时系统搭配温度传感器使用，在测量用户心率的同时，对用户体温进行测量，利用体温以及心率多种参数信息直观的反映用户身体状态。

2.2 脉搏心率仪主要器件选型

显示部分作为系统唯一的人机交互界面，因此对于清晰度的要求十分高，采用亮度、高分辨率的LCD1602液晶显示屏；控制部分采用高精度，高集成化的硅片CPU；光电传感器采用ST188芯片实现对用户心率的采集，ST188芯片是一款灵敏度超高的光电传感器，能够在2S内读出用户的心率值，完全满足系统的对于灵敏度的要求。

系统采用DS18B20测量用户的温度信息，DS18B20是一款价格低廉的芯片，对于温度的测量较为灵敏，因此常被用作工业测温，DS18B20温度传感器精度高，能够根据局部温度范围的微小变化实现对温度检测。

ADC0809芯片是一款双通道ADC芯片，能够同时处理两路的模拟量信息。且转换的速度以及精度可在10-6S的时间精度上完成8kb的数据量转化。报警模块则是采用大功率的无源蜂鸣器和耐压值较高的红色LED灯实现在心率或温度信息超过用户设定阈值时的报警提醒，基于单片机的脉搏心率仪系统元器件选型的要求如下：

- (1) 安全新能高，使用寿命长
- (2) 生产成本低、制造容易、电路简单
- (3) 各个模块抗干扰性能好，且功耗低
- (4) 灵敏度高，响应快，具有快速反应快速回复

2.3 脉搏心率检测仪系统简介

2.3.1 脉搏心率检测仪系统工作原理

本设计CPU在选型上要求处理速度快，采集精度高，支持16位精度的浮点

计算,最终选择市面上常见的 STC89C52 型单片机;数模转换模块选择 ADC0832 芯片搭建,实现将用户心率的模拟量转换成可被单片机识别处理的数字量信息;用户可以通过外部的独立按键,键入心率的上下限报警阈值,当采集的心率数据在用户设定的阈值之间时,系统的CPU 会将采集来的数据进行处理计算最终将计算的结果直接送到高分辨率的液晶中进行实时的显示。对于正常的心率脉搏温度信息在用户设定的范围内时,系统会将采集的数据实时的发送至液晶上进行实时的显示,一旦采集的额数据不再用户设定的范围内,系统则会发出对应的报警,提醒用户心率异常。

外部按键采用机械式按键,用户按下触发低电平,处理器通过检测低电平实现对按键的检测,当系统上电复位后,用户利用外部的独立按键设定心率的阈值范围,同时液晶也会显示用户设定的阈值范围。系统上电复位完成后,光电传感器工作,在工作的过程中用户将手指的指腹位置放在光电传感器中进行对脉搏的采集。对于指腹血流量的不同判断用户心率数据的不同。一旦检测心率不在范围内,系统就会发出声光报警。

用户在测量自身心率脉搏频率的过程中,将指腹放在光电传感器进行实时数据的采集,同时外部的 DS18B20 温度传感器采集用户的温度信息,系统将采集的用户心率脉搏传感器数据送入 ADC0832 芯片中进行模数转化,并将转换的结果送入处理器中进行实时的处理。采用温度数据和心率数据相互辅助反映用户的健康状态。多参数同时反映用户的健康状态,提高了系统的准确性与稳定性。

2.3.2 脉搏心率检测仪系统结构组成

脉搏心率系统从实现的功能上分为 8 个大的模块分别实现不同的功能。各个模块独立分工工作,对于数据的采集传输以及处理上,通过处理器发送指令的方式完成对于数据的采集处理以及接收显示,因此在对各个模块的组成电路的设计并行组成了整个系统的设计。

系统外部扩展加入驱动模块和声光报警模块,不仅在重要的场合实现了用户的提醒,同时多功能的报警也提高了系统的稳定性。

第三章 硬件设计

3.1 总体电路设计

3.1.1 STC89C52单片机简介

本文采用 STC89C52 作为系统的微控制器,该芯片采用 5V 供电,功耗较低,由于使用 C 语言进行开发,所以代码便于编写和维护,并且其价格低,大大减少了成本。STC89C52 的外部晶振一般为 12MHz ,可见其芯片的运算速度大大满足系统处理数据的速度。

3.1.2 STC89C52单片内部资源

89CSTC89C52 单片机相对于 89C52 单片机而言主要是硬件资源的补充,STC89C51/52 的存储器不一样,STC89C51 有 4K ,STC89C52 有 8K ;内部 FLASH 变大: STC89C51 有 4K 字节的内部 FLASH PERAM ,而 STC89C52 的内部 FLASH PERAM 达到 8K 。但是这两种芯片的寄存器并没有太大区别,程序的可移植性较高。具体资源的扩充如表 1 所示

表 3-1 89C51 和 89C52 的硬件资源的区别

	ROM	RAM	定位器	内部 FLASH
89C51	2k	25k	T0、T1	2k
8952	23k	26k	T0、T1、T2	23k

89C52 在 89C51 的基础上取得了很大的突破,大大扩充了芯片内部的存储空间,硬件资源的扩充可以使程序的容量得到较大的提高,为程序的开发提供了更好的条件。具体基本结构如图3-2所示。

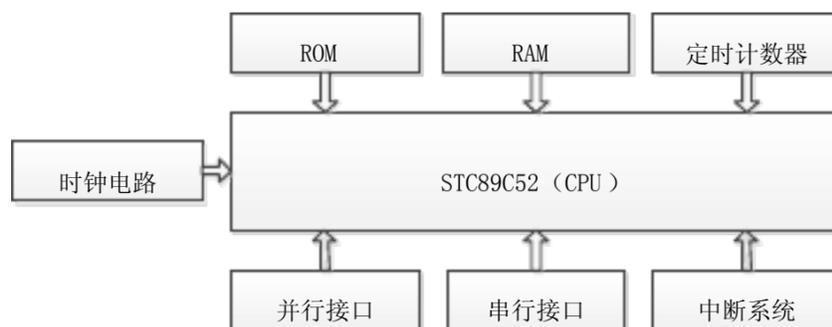


图 3-2 STC89C52 单片机基本结构

89C52 芯片作为该系统的处理器,主要负责控制其他传感以及进行数据的分析和处理,其有限资源决定了系统的处理能力和对算法的复杂要求程度,一个高效的时钟电路对系统处理运行速度也至关重要,STC89C52 其构成主要包括表 2 三个部分。

表 3-2 89C52 主要构成

CPU 系统	系统的存储单元	I/O 口和其他控制单元
8位CPU和闪烁存储器，晶振时钟电路（晶振频率：12IKZ）是整个CPU的核心，采用总线控制逻辑电路。	芯片内部自带8KB·可擦除的EROM存储单元，256字节数据存储器。	4个并行I/O口，3个16位定时/计数器，2个全双工串行通信口，中断系统（5个中断源）。

3.1.3 STC89C52单片机各个引脚

STC8952 具有 40 个管脚，满足设计所需的要求，其中大部分为 I/O 口，还有一些 I/O 口还具有一些特殊功能。芯片外接+5V 的工作电压，但是其功耗很低，满足设计所需的要求。STC89C52 有 4 组并行串口，每组有 8 个，共 32 个，其中 P3 口具有特殊功能，比如串口通信，定时器中断等。STC89C52 外部引出的 I/O 引脚如图 3-3 所示。

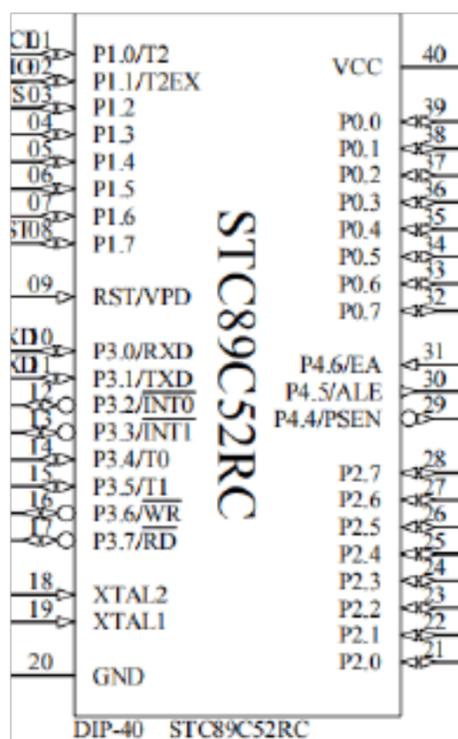


图 3-3 STC89C52 引脚具体分布图

由图 3-3 所示，采用 STLink 与芯片的 P3.0 和 P3.1 引脚连接，可进行代码烧录。一般进行电路设计时，尽量将串口接口空留出来，方便上位机通信和代码的烧录。

3.2 电源电路设计

在所有的电子设计中，首先需要解决的问题便是系统得供电问题，良好的电源设计不仅能够提高系统的工作效率，而且能够延长系统的使用寿命。数字调频发射器，在射频功率放大上，需要对于语音信号进行调制和放大，因此在语音调制和射频功率放大的过程中需要较大的功率，因此在设计时需要一个较大的电压和电流供给，帮助BH1415F 芯片完成语音信号的调制。

同时数字调频发射在使用的过程中，会因为环境的变化，导致外界无法获

取+5V 电压信号，因此在设计的过程中需要对常规的工频电压信号进行整流、滤波和稳压。因此在设计时系统采用 TPS54160 芯片实现对于高电压的稳压。系统电源电路设计如图 3-4所示。

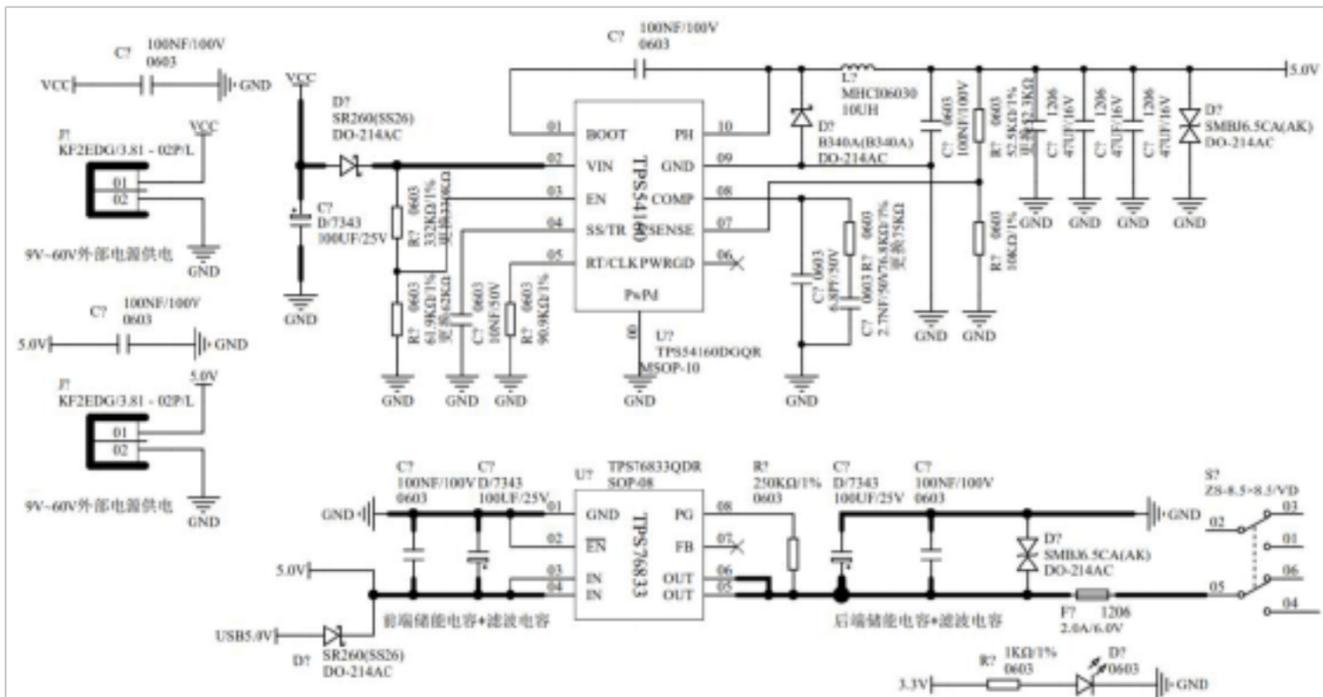


图 3-4系统电源管理电路

设计采用 TPS54160 芯片实现电源开关频率的设置，若开关电源输出滤波电容很大，在启动过程中由于输出电压不能在短时间内上升，控制器会认为输出短路故障。同时采用 TPS76833 芯片，将 5.0V 转换成 3.3V 电压，在设计中设计多个储能电容和滤波电容，有效滤除电压的纹波。

3.3 光电传感器电路设计

对于用户心率的采集，光电传感器是常用的传感器，其实现对额原理是对于不同波长的光信号进行捕捉，用户将指尖放在传感器上方，由于血液流动速度的变化，光电传感器的遮光性会有细微的变化，此时光电传感器电平会有起伏。极管将高电平和低电平放大至单片机可以检测范围内，光电传感器电路设计如图 3-5所示。

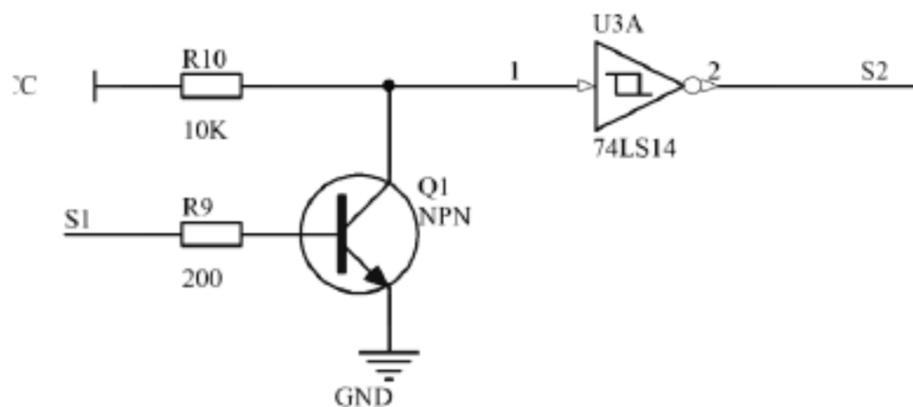


图 3-5心率采集模块电路设计

模块设计采用+5V 直流电压供电，R10 电阻能够有效的防治电路中电流过大导致光电传感器损坏。其中采用 9012 型三极管，避免了系统对于突然断电时的电流回流，三极管能够有效的阻断电流。当用户的手指放在光电传感器上时，

用户的血液流过手指，对光电传感器进行遮挡，遮挡的数值引起电平的变化，经过三极管放大后被单片机捕捉到。系统通过单片机捕捉的信息实现对用户心率数据的读取与分析，将用户的心率脉搏数据实时的发送至液晶屏幕上。

光电传感器属于光敏性电子元器件，其高灵敏度、低成本而被广泛的应用在各个工程测量上。同时该传感搭载三极管进行信号电流的放大，放大后的电流信号更加容易被系统的处理器检测到。

3.4 温度采集电路设计

温度传感器采用 DS18B20 传感器实现对于用户温度数据的采集，DS18B20 传感器的外部具有 3 个引脚，采用弧形的界面设计能够有效的增加测温的幅度。采用 DS18B20 传感器能够实现对于用户体温数据的测量。其原理图如图 3-6 所示。

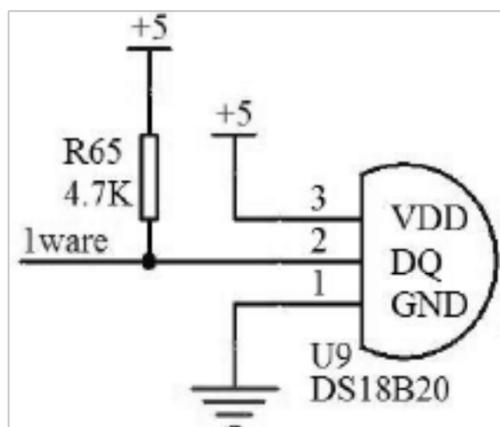


图 3-6 DS18B20 温度采集模块电路图

3.5 ADC 转换电路

系统的数模转换电路是把模拟信号转换为数字信号，当光电传感器接收到的心率脉搏信号时，该模拟信号会通过 AD 传感器转换为数字信号。本文所采用的 ADC 转换芯片是由美国的一家半导体公司生产的，该芯片是 ADC0832ccn，芯片引脚图如图 8 所示。其封装脚小，其芯片的兼容性较高，成本较低，与较同类型的电子产品比较，具有独特的优势，芯片的功耗为 15mW，可以大大延长系统的使用时间。ADC0832ccn 芯片可同时进行两路 AD 转换，可单通道或多通道采集，极大扩展了其应用场合。该芯片采用 5V 供电，与单片机的工作电压相同，避免设计多种工作电压的需要。该芯片的性能高，转换速度快，可在极短的时间内完成数据采集，便于以后的数据分析，处理，极大的满足设计的基本需求。

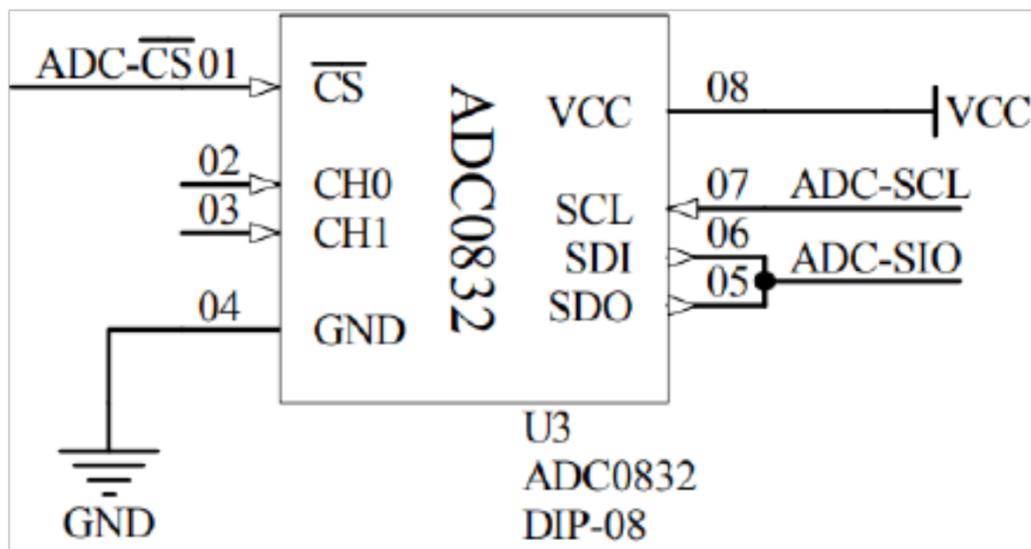


图 3-7 ADC0832 电路图

ADC0832 芯片在+5V 下能够正常工作，并且其工作电流很低，在一些穿戴式设备中具有独特的优点。CS 引脚为芯片的片选端，可通过控制该引脚进行通道的选择。芯片的分辨率 8 位，最高分辨率位 256 级，电压采集范围为 0 到 5V，两路 ADC 通道使得其应用更加广泛。

ST188 芯片对用户进行信息采集，采集的信息会经过 ADC0832 芯片进行模数转换，该芯片会迅速将模拟信号转换成数字信号。AD 芯片封装位 DIP08 双列直插式，结合芯片底座，可以使其方便拆卸，操作简单，使电路设计更加方便。ADC0832 需要单片机进行驱动，通过用户手册进行驱动程序的编写，其原理使通过控制各个引脚实现对应的功能，该芯片的引脚如表 3 所示，每个引脚对应不同的功能。

表 1-3 ADC0832 各引脚功能

CS ₀	CH0 ₀	CH1 ₀	GND ₀	SDI ₀	SDO ₀	SCL ₀	VCC ₀
片选使能，低电平芯片使能。	模拟输入通道0，或为IN+/-使用。	模拟输入通道1，或为IN+/-使用。	芯片引脚接地端；0点位参考点。	数据信号输入，选择通道控制。	数据信号输出，转换数据输出。	芯片时钟输入，芯片外部时钟。	电源输入及参考电压输（复用）。

3.6 独立按键电路设计

为了实现模式和界面的自由调节和切换以及参数的自定义设置，本系统的按键采用四个机械式按键。用户可以根据自身健康度来调节对应的参数值，例如心率达到阈值会发出报警来提示用户。因此采用独立按键来实现对参数的校准。其电路设计如图 3-8 所示。

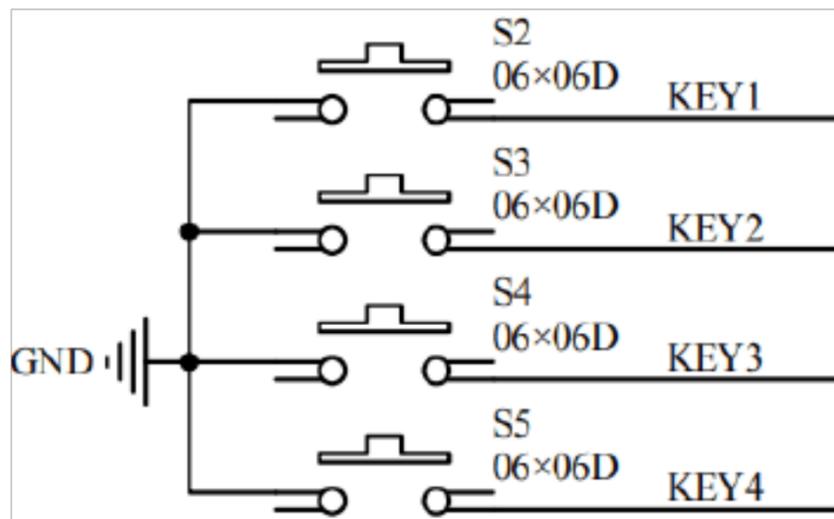


图 3-8 独立按键电路图

系统的 0 点位作为四个独立按键的公共 COM 连接点，在上电的瞬间，芯片的各个引脚位都为高电平，那么在软件设计上就很容易观测：如果为低电平 0，就说明按键按下，反而没有，一次来达到校准的作用。

在硬件设计方面。用户根据自身的健康条件来调节相应的参数，如果达到这个值就会发出警报声，以此来提醒用户。

3.7 脉搏心率检测仪系统液晶显示电路设计

系统采用 LCD1602 进行显示，该显示器可显示不同的字符。LCD1602 具有 16 个引脚接口，可以单片机进行并行数据传输或者是串行数据通信，串行通信传输数据较慢，但是占用引脚较少，并行通信传输数据较快，但是占用引脚较多。引脚 V0 可以调节背光亮度，通过与电位器相连，通过调节电位器的阻值进而控制背光亮度。当程序分析处理玩脉搏心率信号后，可把分析结果通过 LCD1602 进行显示，用户便可直接读取自己的脉搏心率，其中 LCD1602 外部的 16 个引脚原理图如图 3-9 所示。

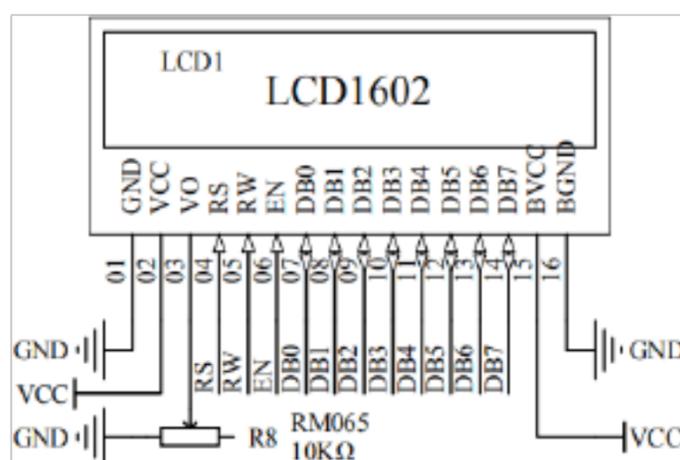


图 3-9 脉搏心率液晶显示电路硬件电路图

LCD1602 性价比高，一般经常用于民用产品，显示一些重用信息。但是，由于该显示屏没有内部存储字库，所以在使用时需准备字库，便可使字符显示在屏幕上。液晶内部的寄存器引脚功能外设接口如表 3-4 所示。

表 3-4 LCD1602 引脚功能接口

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：<https://d.book118.com/408070141065007005>