

基于 MSP430 和压电传感器的人体心率检测系统设计

0 引言

心率是描述心动周期的专业术语，指心脏每分钟跳动的次数，以第一声音为准。心率测量是常用的医学检查项目之一，实时准确的心率测量在临床医学、老年人体征监测和竞技体育等方面具有重要意义和广泛应用。正常情况下，成年人心率有显著的个体差异，一般安静时为 60~100 次/分，平均约 75 次/分。心率可因年龄、性别及其他生理情况而改变。同一个人，在安静或睡眠时心率慢，运动、情绪激动或突发病情时心率加快。心动过速和过缓都会影响健康，尤其对老人和心脏有问题的人，心率是一个非常重要的参数。因此，心率的精确检测具有重要意义，本文采用基于压电陶瓷传感器和超低功耗的 MSP430 单片机的小型便携式心率采集系统。

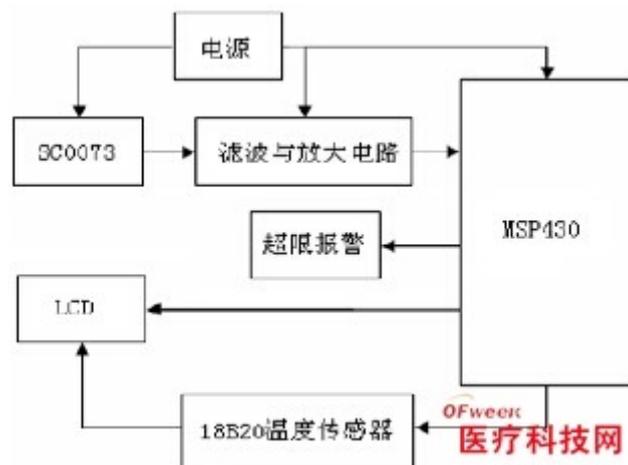


图 1 系统结构图

1 系统结构

心率是人体非常重要的生理参数，而传统的脉诊由于其非定量和主观性影响了心率测试的精度，为了提高对心率监测的精度和监测的方便性，本系统采用压电陶瓷传感器和 MSP430 芯片组成测试系统，系统硬件结构如图 1 所示。通过 ADC10 片上温度传感器采集温度，就可以在数码管上显示。同时 SC0073 压电陶瓷传感器采集的信号经滤波和放大后与设定压力阈值进行比较，对脉搏波信号进行处理，并根据处理结果进行精确计数和显示。

1.1 心率检测传感器

目前用于检测心率的仪器比较多，常见的有基于压力传感器、电容传感器、光电传感器和电声传感器等类型的测试系统，但不同传感器对心率测试

部位的要求不一。常见的基于红外原理的传感器，主要依靠红外检测血流压力波动信号，即当血液输送到人体组织时，组织的半透明度会减小，当血液流回心脏时半透明度会增加，这种现象在指尖最为明显，红外检测虽然是一种较好的检测方法，但由于平时需要洗手以及劳动等因素，不便于长时间携带，无法长时间检测。

为便于长时间携带，本系统腕式结构设计。为满足这一要求，本文采用压电陶瓷片采集脉搏信号，由于心脏的搏动，人体腕部的脉压波动相对明显，当脉搏跳动时，压电陶瓷片检测到相应的信号。若传感器放置腕部，传感器检测压力波信号和进行预处理，再进行整形转换为脉冲信号，然后计数和显示，从而实现实时检测心率次数。

1.2 MSP430 芯片

本心率检测系统由于面向家庭和医院，而目前空巢老人较多，因此，芯片选择上采用超小型压、超低功耗 MSP430g2553 单片机，结合压电陶瓷片采集压力信号，从而达到整个系统的尺寸小型化，手腕式佩戴设计，从而实现一天 24 小时实时心率监测。MSP430 系列单片机是美国 TI 公司 1996 年推向市场的 16 位单片机，该单片机是一款具有精简指令集和超低功耗的混合型单片机，具有极低功耗、丰富的片内外设备和方便灵活的开发手段，成为许多高精度设备电子产品设计的首选。

2 系统硬件设计

信号经过前置差动放大，低通滤波等处理，放大至合适的幅值送入 AD 转换成数字信号。采集系统在 MSP430 控制下进行，为保证采集系统稳定可靠工作，内部各模块电路均配置稳压器件，具有启动快、方便、安全等特点。

根据心率信号特点，系统主要包括传感器接口电路、信号采集、放大和滤波电路，信号前置级应满足如下要求：1) 高输入阻抗。通过传感器检测的脉搏信号是不稳定的微弱信号，为了减小信号源内阻的影响，必须提高放大器的输入阻抗；2) 高共模抑制比 CMRR。人体所产生的干扰以及测量参数以外的干扰，一般为共模干扰；3) 低噪声、低漂移；4) 高安全性，以确保人体绝对安全。

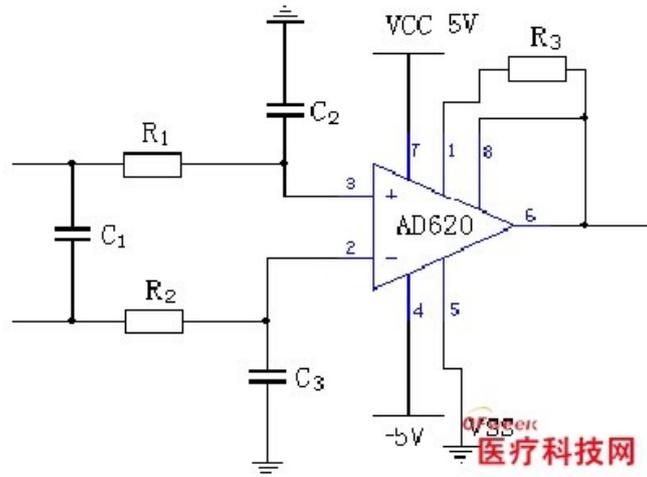


图 2 前置放大电路

2.1 放大集电路设计

前置放大电路对于脉搏波信号采集来至关重要，考虑到脉搏信号的特点，心率信号采集属于强噪声环境下的微弱生理信号检测，要求放大器具有高共模和差模输入阻抗；低输出阻抗、精确和稳定的增益、高共模抑制比。基于以上分析，选用 ANALOG DEVICES 退出的低功耗、高精度仪表放大器 AD620 作为前置放大的核心器件。放大电路设计如图 2 所示。AD620 由三个放大器组成，内部采用三运放典型电路，可实现 1~1000 增益任意调节，其调节是通过引脚 1 和 8 的连接阻抗 R3 实现。

2.2 滤波电路设计

脉搏波检测属于强噪声环境下的弱信号检测，因此滤波电路设计非常关键。根据脉搏波心率信号特点，本系统采用带通滤波器对传感器采集的信号进行滤波处理。考虑到电路设计的简洁、可靠，带通滤波器可由低通滤波器和高通滤波器串联而成。滤波电路结构如图 3 所示，LM358 是双运放集成电路，它内部包括有两个独立的高增益和具有内部频率补偿的双运算放大器，具有短路保护输出、内部补偿、真差动输入级、低输入偏置电流。

带通滤波器的通带频率范围 0.8~3Hz，R1、R2 可在 3~5K 范围内选取，选定阻值以后，电容 C1 和 C2 应根据阻值和滤波器截止频率确定，进而确定其他电阻、电容参数。由示波器显示的带通滤波电路输出脉波形如图 4 所示。

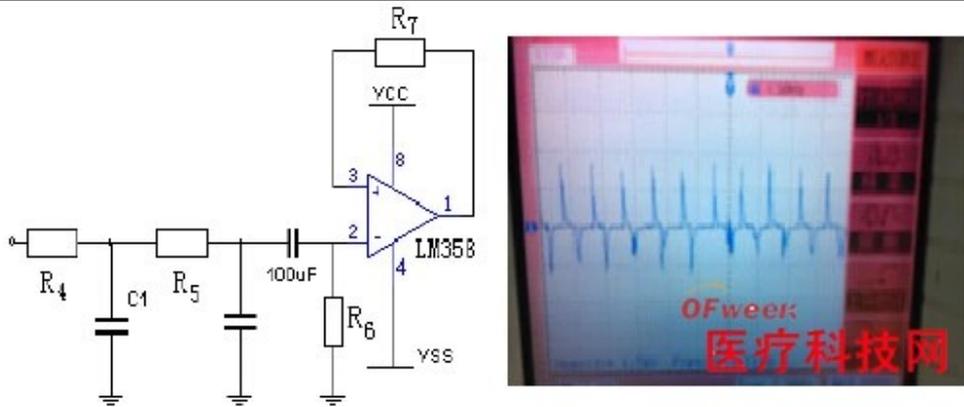


图 3 滤波电路 图 4 脉搏波的示波器输出信号

2.3 二级放大电路

目的是将信号放大到适合 A/D 转换的要求，从而使前置放大器的放大倍数不太高，提高信号质量。经前置放大后信号约 50 mV，因此后级放大倍数为 100。二级放大电路如图 5 所示。

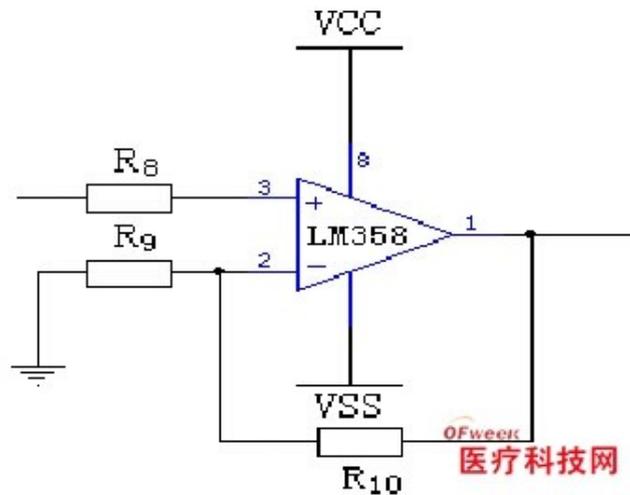


图 5 二级放大电路

3 心率计数软件设计

程序主流程如图 6 所示，包括 CPU 初始化、LCD 初始化、时钟初始化、温度传感器 18b20 初始化、软硬件自检、读取温度和时间、按键扫描与控制等。由于心率检测需 24 小时持续进行，因此，系统应循环检测，直到用户按停止键。

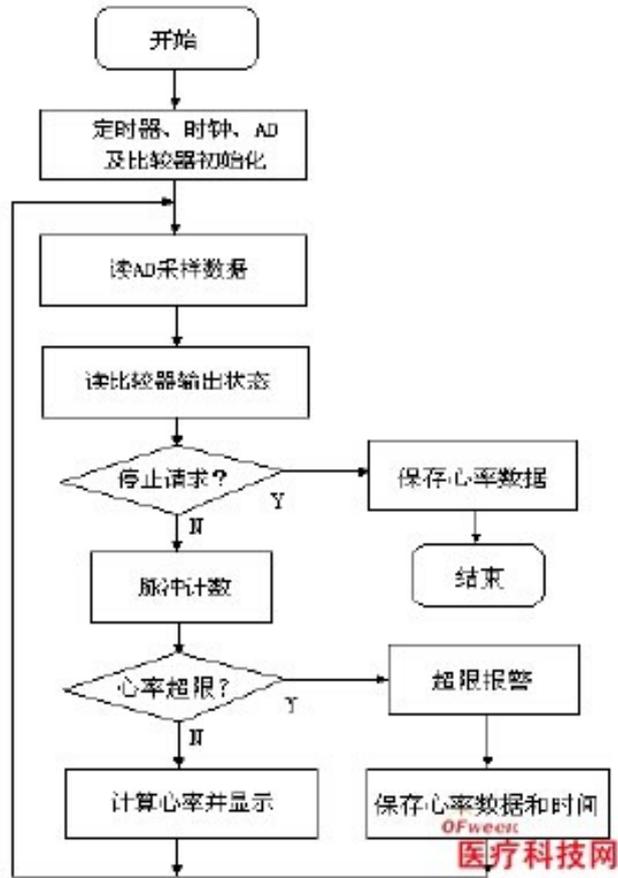


图 6 心率测试程序主流程

4 结束语

本文主要介绍了心率监测系统的硬件设计原理和软件流程，硬件电路主要包括心率传感器电路、信号放大和滤波电路等，能十分方便地计算出实时心率，本系统采用高性能、低功耗 430 系列单片机实现，具有体积小、成本低、可靠性高、结构简单、功耗低，实现了对心率和温度的实时测量、实时显示，超限报警等功能，大量实验和应用表明，本心率检测系统数据准确可靠，可用于检测如心脏病患者和老年人的心率参数，并可以帮助医护人员对特定人群进行健康监测和防护。