

# 基于单片机的光电脉搏检测系统

杨玉芳 熊继平 谭黎

(浙江师范大学数理与信息工程学院 金华 321004)

**摘要:** 本系统采用 AT89S52 单片机为核心而制作的一种脉搏测量系统。采用光电传感器对人体的脉搏心率进行数据采集, 得到脉搏信号通过基线校正、放大、以及比较器, 输入 AT89S52 单片机进行处理。单片机将采集到的脉搏心率次数通过 LED 数码管动态实时显示和语音播放芯片 ISD2560 播报系统报数, 同时还设置了脉搏心率的上下限报警电路。

**关键字:** AT89S52 光电传感器 基线校正 ISD2560 语音播报

## Based on SCM photoelectric pulse detection system

Yang Yufang Xiong Jiping Tan Li

(Zhejiang Normal University Institute of Mathematics, Physics and Information Engineering, Jinhua Zhejiang, 321004, China)

**Abstract:** The system use AT89S52 SCM as the core and make a pulse system. Using photoelectric sensor for human's pulse rate in data collection, get pulse signal through baseline correction, amplification and comparator followed by being sent to AT89S52 for processing. The pulse frequency will be collected by Microcontroller, Through LED nixie tube dynamic real-time show and ISD2560 broadcast system count off, also set the number of pulse rate lower limit on the alarming circuit.

**Key words:** AT89S52 Photoelectric sensor Baseline-correction ISD2560

## 1 引言

众所周知, 脉搏诊断在中医学中有独一无二的地位。近年来, 随着光电检测技术在临床医学应用中发展, 脉搏诊断在临床医学中应用也趋于广泛, 对脉搏波采集和处理具有很高的医学价值和应用前景。光能避开强烈的电磁干扰, 具有很高的绝缘性; 再者人体的生物信号属于强噪声背景下的低频弱信号, 脉搏信号检测系统的关键是提取信号的特征及其实用性的设计。

使用时将手指放在红外线发射二极管和接收二极管之间, 血管中血液饱和度的变化引起光的传递强度变化, 使得红外接收二极管输出与心跳节拍相对应的脉冲信号, 并转化为同步的电压信号输出。经过信号放大调理整形电路后, 产生 TTL 电平匹配的矩形波, 送入 AT89S52 单片机, 同时通过按键复位显示、异常报警, 语音播报等功能相结合, 具有较强的实用性。

## 3 硬件设计

### 3.1 信号采集设计

脉搏信号采集是利用红外接收二极管和红外接受管组成的光电传感器完成的。光电脉搏传感器的优点在于血管不受压力, 血流均匀, 反射光也比较均匀。脉搏信号采集电路图如图 2 所示。

红外接收二极管在红外发射二极管的照射下能产生电能。在设计中采用 BPW83 型红外接收二极管和 IR333 型红外发射二极管, BPW83 型红外接收二极管和 IR333 型红外发射二极管的工作在

脉搏检测系统设计框图如图1所示。

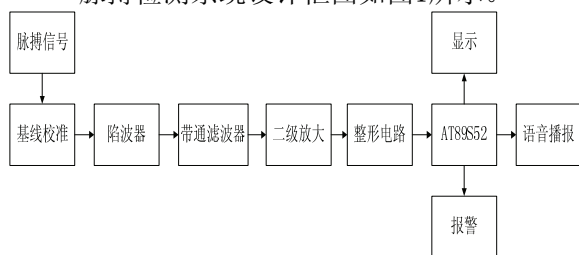


图1 系统设计框图

一定的波长范围内,一般为 940 nm。在实际测量过程中,脉搏测量仪器固定在指间时红外接收和红外发射二极管相对摆放获得最优特性方位。在图 2 中,  $R_5$  过大,通过红外发射二极管的电流偏小,  $R_5$  过小,通过红外发射二极管的电流偏大,红外接收二极管不能准确地辨别有无脉搏时的信号。基于红外接收二极管感应红外光灵敏度考虑,  $R_5$  应选择适当。脉搏信号的采集实际上是通过红外接收二极管,在有脉和无脉时暗电流的微弱变化,再经过放大得到的。

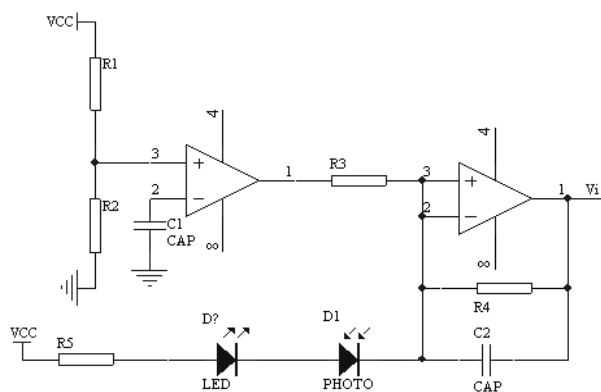


图2 脉搏信号采集电路图

### 3.2 信号调理设计

脉搏信号调理电路主要是对光电传感器采集到微弱的脉搏电信号进行信号放大、处理、去噪,以便于单片机对采集到的脉搏信号进行处理。其信号处理电路主要由基线校正电路、带通滤波、工频滤波和二级放大电路和比较器等组成。设计中二级放大器和比较器常为50~100倍,有效地克服零点漂移所造成的影响,提高测量的准确性。为了抑制噪声,使用带通滤波器,于此同时脉搏信号必然受到50 Hz工频干扰,此种情况必须考虑在内,故在电路中附加一个50Hz的陷波器来降低干扰。

#### 3.2.1 基线校正电路

为了进一步滤除采集脉搏信号人体静电干扰,基线校正电路主要由四运算放大器LM148中的2个运放组成。能有效抑制由于肌体颤抖、人体紧张、呼吸整栋等引起基线漂移,基线校正电路图如图3所示。

#### 3.2.2 陷波器

由于内外噪声以及工频50Hz的干扰,即使电路具有很高的共模抑制比,但是脉搏信号非常微弱,很容易淹没在干扰信号中。利用双T网络和运算放大器构成的有源双T带阻滤波电路抑制脉搏信号测

量中的工频50Hz干扰,已达到单片机所需要的0~5V脉冲信号。陷波器电路图如图4所示。

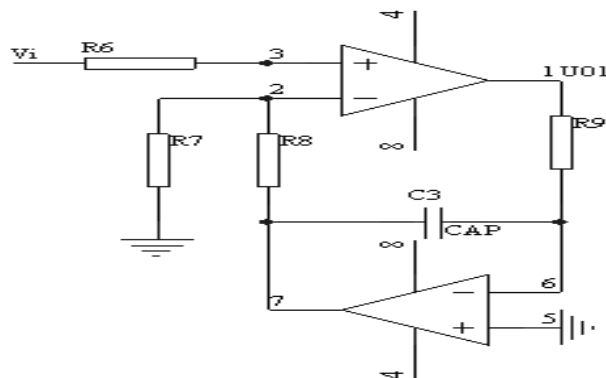


图3 基线校正电路图

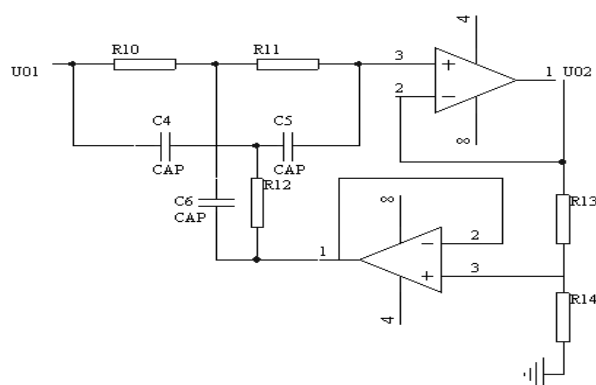


图4 陷波器电路

#### 3.2.3 低通滤波器和二级放大器

脉搏信号的频率在一定的范围内,故根据实际情况取高、低通滤波器的截止频率 $f_H$ 、 $f_L$ 。二级放大器和比较器电路图如图5所示,其目的是把信号放大到适AT89C52单片机处理的要求,从而不至于波形产生失真,零点漂移也不很明显,以确保滤除干扰信号。采用比较器的好处是能有效克服零点漂移所造成的影响,提高测量的准确性。

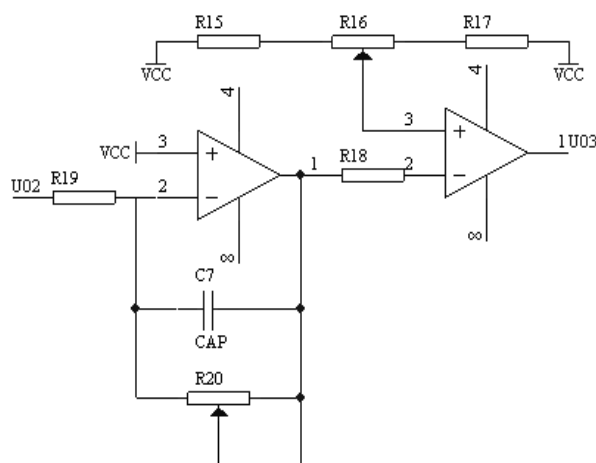


图5 二级放大器和比较器电路图

3.3 波形整形电路

波形整形电路图如图 6 所示，电路中采用了 CD4528 的单稳态多谐振荡器，其目的是为了在输出短输出一个窄脉冲。并且在决定的时间内任何信号都不会干扰输出；电容的的充电时间的长短决了技术脉冲的带宽。

3.4 AT89C52模块部分

当光电传感器采集的脉搏后，通AT89S52 单片机电路将所采集的脉搏次数通过LED数码管动态显示出来，同时语音播报模块语音播报的脉搏数。若测量的次数超过或低于设定的上限值和下限值，那由AT89S52微处理电路的P3.0和P3.1送出信号到报警电路，使报警电路发出报警信号。AT89S52单片机模块电路图如图7所示。

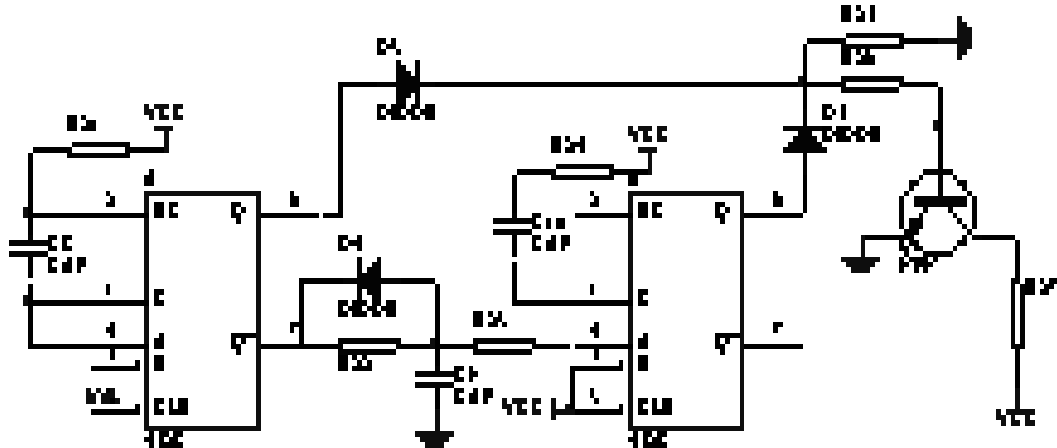


图 6 波形整形电路图

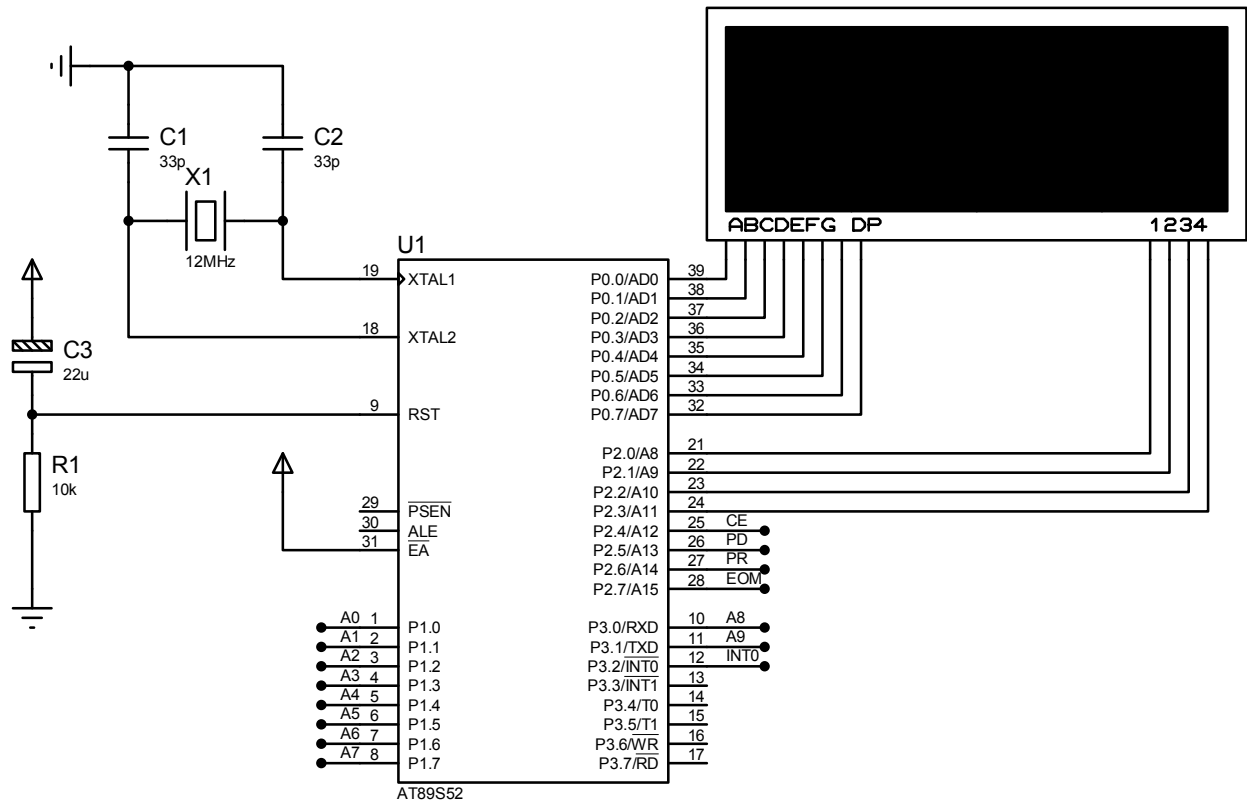


图 7 AT89S52 模块电路图

3.5 报警模块

若测量的次数超过或低于设定的上限值和下

限值，由 AT89C52 微处理电路的 P3.0 和 P3.1 送出信号到报警电路，使报警电路发出报警信号。

### 3.6 语音报数模块

通过高集成语音芯片ISD2560的使用，简单方便的解决了A/D和D/A转化；真实自然效果的播报；较强的抗断电能力等问题。

## 4 结束语

无创伤监护技术将是未来医学工程发展的重要方向，而人体脉搏信号中蕴含着丰富的生理，信息也逐渐引起了临床医生的很大兴趣，本文以单片机为核心设计了一种简易的光电脉搏测量仪，具有操作方便，测量直观、体积小、价格低廉、精度较高等优点测量人的脉搏次数，由测量次数来自判别自身的人体心血管系统的一些生理病理症状。

### 参考文献

- [1] 颜 良, 陈儒军. 基于UAF42通用滤波芯片50Hz陷波器设计[J]. 仪器仪表学报, 2006(8): 27-29.
- [2] 卢 超. 脉搏检测实验装置的研制[J]. 实验室研究与探索, 2010(9): 29-9.
- [3] Cohn JN, Finkelstein S, McVeigh G. Non invasive pulse wave an analysis for the early detect ion of vascular disease[J]. Hypertension, 1995(26): 503-5.
- [4] 胡汉才. 单片机原理及系统设计. 北京: 清华大学出版社, 2001.
- [5] 黄贤树, 曲波等. 传感器实际应用电路设计. 电子科技大学出版社, 1997
- [6] 吴汉清. 单片机脉搏测量仪[J]. 电子报, 2006(3): 15.