

摘要：根据红外光谱法血氧饱和度测量原理，以 AVR 单片机为开发平台，设计了一种简易式基于光电传感器的指夹式脉搏检测装置。硬件设计上充分利用了 AVR 单片机内部的功能模块，使外围元件个数减到最少，功耗降到最低，而且所设计的调理电路对信号进行调理输出，稳定可靠；软件设计上实现了信号处理、信息显示等功能。实验样机的初步测量结果表明，在安静的状态下脉搏数据误差在 3% 之内。

关键词：红外线；AVR；脉搏检测；指夹式

中图分类号：TP212.1

文献标识码：B

文章编号：1006-883X(2014)06-0038-04

收稿日期：2014-03-11

# 一种基于光电传感器的指夹式脉搏检测装置

黄金池 张少煌

厦门大学物理与机电工程学院，福建厦门 361005

## 一、引言

在医学领域，脉象在高症检测、脉率检测、无创心血管功能检测、中医脉象等方面有着重要的参考价值<sup>[1-2]</sup>。脉搏是临床检查和生理研究中常见的生理现象，包含了反映心脏和血管状态的重要生理信息，人体内各器官的健康状态、病变等信息将以某种方式显现在脉搏中。人体脉象中富含有关心脏、内外循环和神经等系统的动态信息，通过对脉搏波检测得到的脉波图含有出许多有诊断价值的信息，可以用来预测人体某些脏器结构和功能的变换趋势。脉搏生理性能

的改变可以先于疾病临床症状出现，通过对脉搏的检测可以对诸如高血压和糖尿病等引起的血管病变进行评估，同时脉搏测量还为血压测量，血流测量及其他某些生理检测技术提供了一种生理参考信号。

脉搏检出方式可分为光检出和压电检出两种。目前，市场上常见脉象仪所用的主要是接触式力敏传感器，它具有制作方便、机电转换效率较高以及使用形式上与脉诊相似等优点，但也有易受接触部位的力学状态、探测位置的漂移和环境条件变化的影响等缺陷<sup>[3]</sup>。红外光电检测在检测领域有着广泛的应用，具有很高的绝缘性、非接触、无损伤、抗电磁干扰、精度高等优点，所以本脉搏装置选用光检出方式中的透射式来检测脉搏信号。

## 二、脉搏检出测量原理

本指夹式脉搏检测装置以氧合血红蛋白 ( $O_2Hb$ ) 在近红光区域的吸收光谱特性为依据，人体血液中的氧合血红蛋白 ( $O_2Hb$ ) 和没有被氧合的血红蛋白 ( $Hb$ ) 对于不同波长光的吸收系数是不同的。在红外光区域，

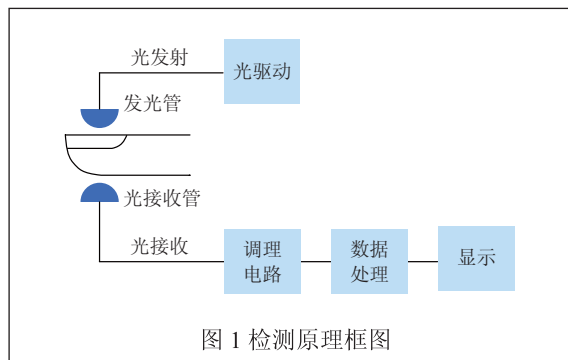


图 1 检测原理框图

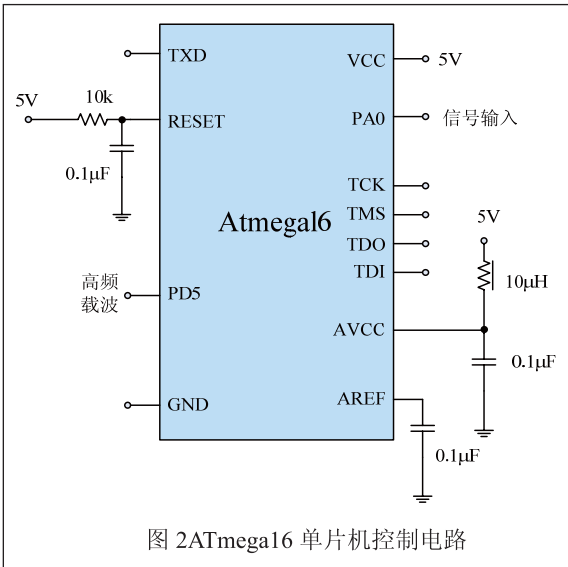


图 2 ATmega16 单片机控制电路

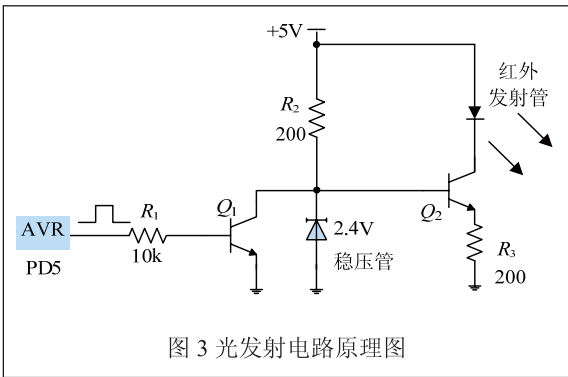


图 3 光发射电路原理图

Hb 的吸收系数比 O<sub>2</sub>Hb 小，这样，当富含氧的血液到来，红外光就会被更多的吸收掉，导致传递到光电接收管的信号减弱，反之则增强。

根据这个原因设计系统如图 1 所示，主要包括两部分：光发射部分和光接收部分。心脏跳动的时候，由于手指放在光的传递路径中，血管中血液饱和程度的变化将引起光的强度发生变化，因此和心跳的节拍相对应，光接收管的电流也跟着改变，这就导致红外接收三极管输出脉冲信号<sup>[4]</sup>，之后将得到的脉冲信号送入调理电路以获

得良好稳定的波形，再接入 AVR 微控制器进行数据处理，最后在 LCD 显示器上进行显示波形和计数数据。

### 三、硬件设计

#### 1、单片机处理电路

指夹式脉搏检测装置选用 ATmega16 作为主控芯片，其内部具有 PWM 功能的定时器 / 计数器，USART 通信接口，A/D 转换模块，丰富的中断源，非常适合本装置中对通信及电气控制的要求。在这里采用内部 8MHz 晶振，它是单片机工作的基准，通过它输出高频载波，进行 A/D 转换、计数等等。

#### 2、光发射电路设计

指夹式脉搏检测装置的光发射电路如图 3 所示。本装置采用发射波长范围在 940nm 范围的红色发光二极管，发光二极管的压降一般为 1~1.5V，其工作电流一般取 10~20mA 为宜，所以选取 R<sub>3</sub>=200Ω。输入端接 AVR 的 PD5 引脚，利用 AVR 微控制器产生一个高频率的 PWM 波，作为载波。图中的 Q<sub>1</sub> 和 Q<sub>2</sub> 都选用 NPN 型的三极管，当载波为高电平时，Q<sub>1</sub> 导通，Q<sub>2</sub> 的基极被拉到地，这样 Q<sub>2</sub> 不导通，红外发射管不工作，红外接收管没有光信号接收；反之，则有光信号接收。

在各种无线信道和光信道中，基带信号必须经过载波调制，把频谱搬移到高频处才能在信道中传输，这种传输称为频带（调制或载波）传输。当基带信号，加上载波信号之后，如果有外来信噪干扰，那么载波信号将起到保护伞的作用，干扰信噪直接影响载波信号而不会影响到源信号，那么在接收端，当信号恢复时，滤掉载波信号，就可以得到理想的源信号。在本实验

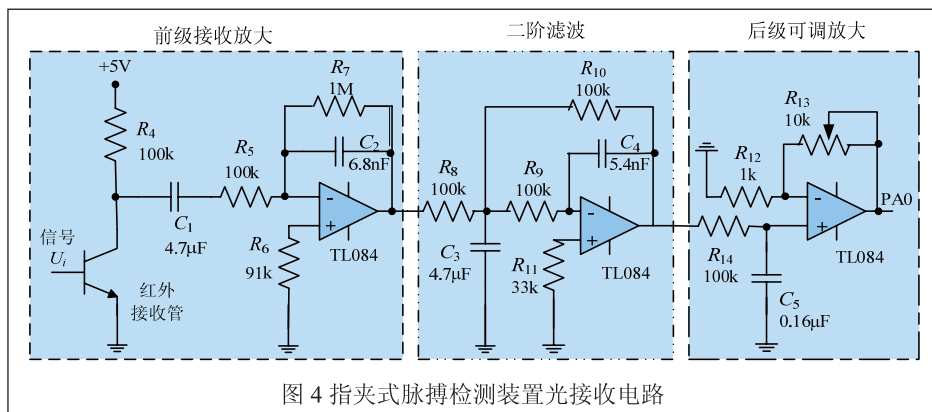


图 4 指夹式脉搏检测装置光接收电路

过程中通过高频载波获得了良好的信号。

### 3、光接收电路设计

如图 4 所示，是指夹式脉搏检测装置光接收电路（调理电路），主要包括前级接收放大电路、中间二阶滤波电路、后级放大电路。将调理电路获得的信号接入 AVR 的 PA0 针脚，那么由于在搏动的过程中，氧合血红蛋白（O<sub>2</sub>Hb）吸收红外光的变化，导致取样的电压值变化，这样 AVR 微控制器就可以获得不同电压值，接着 AVR 把接收到的数据进行计算、判断，并把每分钟的脉搏数计算出来，最后并在 LCD 上显示波形和脉搏数。

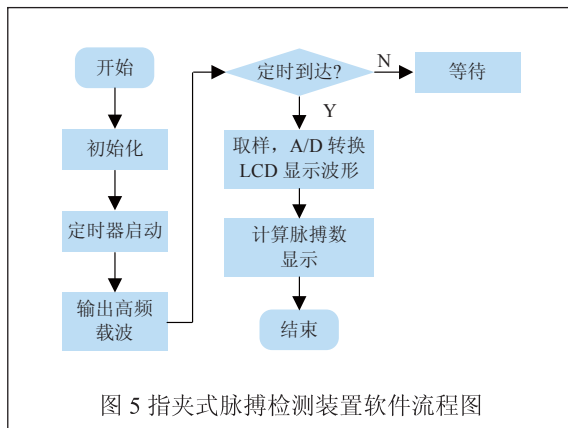


图 5 指夹式脉搏检测装置软件流程图

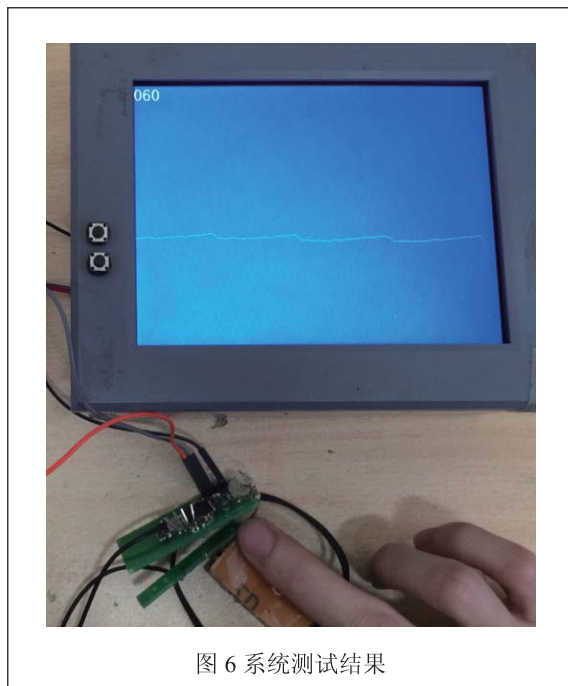


图 6 系统测试结果

### (1) 前级接收放大电路

当变化的光通量信号传过来转换为电信号，驱动红外接收管，接入由隔直低通反相放大器组成的前级电路。该电路可以去除直流电压，抑制高频信号，对 50Hz 工频干扰进行初步衰减，同时对有用的脉搏信号进行了初步的放大。

根据  $A = -\frac{R_7}{R_5}$ ，选取  $R_5 = 100k\Omega$ ， $R_7 = 1M\Omega$ 。同时为消除偏置电压，在正输入端和地间接入  $R_6$ ，大小为  $R_5$  与  $R_7$  并联阻值，选取  $91k\Omega$ 。

根据  $f = \frac{1}{2\pi RC}$ ，低端截止频率设为 0.5Hz，因为  $R_5$  为  $100k\Omega$ ，所以选取  $C_1 = 4.7\mu F$ 。低端截止频率大致在 0.3Hz。

低通滤波截止频率设为 20Hz，因为  $R_7 = 1M\Omega$ ，所以选取  $C_2 = 6.8nF$ ，截止频率大致为 23Hz。

### (2) 二阶滤波电路

如图 7 所示是中间滤波电路，该电路采用无限增益多路反馈二阶低通滤波电路，设置截止频率  $f_c = 10Hz$ 。根据归一化方法选择  $R_8$ 、 $R_9$ 、 $R_{10}$  为  $100k$ ，并求得  $C_3 = 4.7\mu F$ ， $C_4 = 5.4nF$ 。

### (3) 后级可调放大电路

后级放大电路采用正向可变增益放大电路， $A = 1 + \frac{R_{13}}{R_{12}}$ ，设  $R_{11} = 100k\Omega$ ， $R_{12} = 1k\Omega$ ， $R_{13}$  为量程为  $10k\Omega$  的电位器。 $C_5$  与  $R_{14}$  构成低通滤波，截止频率为 20Hz，根据公式增益范围为 1~11。

## 四、指夹式脉搏检测装置的软件设计

图 5 是指夹式脉搏检测装置的软件流程图，高频载波通过 AVR 内置的 PWM 功能的定时 / 计数器产生，波形准确，可靠。经过调理电路的调理，AVR 取得脉搏波的数据，利用自身的 A/D 转换模块，可以将采样得到的电压值转换为数字信息，并把数字信息进行分析计算脉搏数，最后通过 RS232 串口协议传到北京迪文科技有限公司的 DMD48270T047 显示器。在实验过程中，软件上充分考虑了 AVR 微型控制器的执行能力，采用多次循环采样求平均值的方式，使误差进一步减少，数据更精确，波形更平滑，计数更方便准确。

## 五、系统测试及实验结果

将指夹式脉搏检测装置连接于北京迪文科技有限公司的 DMD48270T047 显示器, 经过最后处理可得到波形如图 6 所示。将该数据和医疗脉搏测试设备相比较, 其次数相差在  $\pm 2$  下, 结果理想稳定。

系统测试中观察到由于针对于不同的使用者需要进行不同的调光处理, 系统运行的反应时间不同。在测试时, 使用者应处于比较静止的状态, 不能有明显的动作, 并且情绪比较平和稳定, 在这种情况下, 将 8 个人的测量数据与样机进行了对比, 结果如表 1 所示。

表 1 测量数据和标准数据对比

测试人员	标准机	实验机	相对误差 (%)
1	61	62	1.6%
2	70	72	2.8%
3	65	65	0%
4	68	66	2.9%
5	66	67	1.5%
6	75	74	1.3%
7	58	59	1.7%
8	60	60	0%

## 六、结论

本装置的关键问题在于传感器的设计与传感器输出的弱信号提取, 利用 AVR 丰富的内部资源可以对脉搏波进行自动计数, 并进行显示, 从实验结果来看, 数据准确可靠, 波形理想, 易于在实际中应用。另外该光电式脉搏测量系统与传统的脉搏测量仪相比还具有以下特点:

- (1) 测量的探测部分不侵入机体, 无创伤;
- (2) 实验装置具有一定的测量精度和稳定性;
- (3) 传感器可重复使用且精度高、速度快;
- (4) 装置易小型化, 便于携带。

同时此研究结果对脉搏诊疗技术和远程诊断有着积极的推进作用, 具有良好的市场前景。

## 参考文献

[1] 程咏梅, 夏雅琴, 尚岚, 等. 人体脉搏波信号检测系统 [J]. 北京生物医学工程, 2006, 25(5): 520-523.

- [2] 刘文, 杨欣, 张铠麟, 等. 基于 AT89C2051 单片机的指脉检测系统的研究 [J]. 医疗装备, 2005, 18(9): 9-11.
- [3] 孙悦, 帅俊卿, 李巧燕, 等. 脉搏波光电传感器 [J]. 物理实验, 2006, 26(5): 13-17.
- [4] 谢文静, 丁玉明, 董佳, 等. 基于 LABVIEW 的群组化焊接过程参数远程在线监测系统 [J]. 热加工工艺, 2012, 41(1): 147-150.
- [4] 兰羽. 一种便携式脉搏测量系统的设计 [J]. 电子测量技术, 2013, 36(7): 71-73.
- [5] 张应红, 莫秋云. 光电智能脉搏测量系统的研究 [J]. 光学技术, 2007, 33(S): 137-138. (增刊)
- [6] 邱晓安编译. 电子脉搏计 [J]. 日本医学介绍, 1985, 6(4): 191-192.
- [7] 韩文波, 曹维国, 张精慧. 光电式脉搏波监测系统 [J]. 长春光学精密机械学院学报, 1999, 22(4): 30-34.
- [8] 童诗白. 模拟电子技术基础 (第三版) [M]. 北京: 清华大学出版社. 2001.
- [10] 郭静玉, 马龙, 薛枫, 李振伟. 基于 VB 的指端脉搏波检测系统的研制 [J]. 河南科技大学学报, 2008, 10(5): 91-93.
- [11] 张亚, 赵兴群, 万遂人. 一种单片便携式脉搏血氧饱和度测量仪的研制 [J]. 测控技术, 2011, 30 (6) : 1-4.

## A finger pulse detecting device based on photoelectric sensor

HUANG Jin-chi, ZHANG Shao-huang

(Department of Mechanical and Electrical Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: According to the measuring principle of infrared spectrum method for blood oxygen saturation, with AVR MCU as the controller, a simple finger clip type pulse detecting device is designed based on photoelectric sensor. The internal modules of the AVR MCU are fully used in hardware design in order to keep the number of external components and the power consumption to the minimum. The output signals from conditioning circuit are stable and reliable. The functions of signal processing, information display and so on are realized in software. The experimental results indicate that the measuring error is within 3% in quiet.

Keywords: infrared ray; AVR; pulse detection; finger clip type.

## 作者简介

黄金池, 厦门大学机电系研究生, 研究方向: 电力电子技术及嵌入式系统

通信地址: 厦门市思明区厦门大学科学楼 333

邮编: 361005 邮箱: 826641669@qq.com

张少煌, 厦门大学机电系研究生, 研究方向: 电力电子技术及嵌入式系统