

文章编号:1007-6735(2013)04-0387-04

脉搏信号采集系统的研制

邢 斌¹, 忻尚芝², 张 强³
(上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

摘要: 针对传统的中医脉诊要依靠有经验的医生与病患皮肤接触、有时会因为自身或环境干扰存在不能准确判断的问题,基于光电容积法原理,研制一种采用光学手段检测脉搏信号的采集系统.该系统可以实时显示被测对象的脉象、脉率等生理信息,并可以通过串行通信与主机相连实现信息的传输与存储,为医生提供可靠的数据.

关键词: 光电传感器; 串口通信; 脉搏波

中图分类号: R 443.8 **文献标志码:** A

Development of Pulse Signal Acquisition System

XING Bin¹, XIN Shang-zhi², ZHANG Qiang³
(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: In view of the traditional Chinese medicine diagnosis depends on the experience on the skin contact between doctor and patient, the doctor may make accurate judgment sometimes because of their own or environmental interference. Based on the principle of photoelectric displacement method, a kind of pulse signal acquisition system using optical principle was developed. It can display oximetry pulse condition, and physiological information of measured object in real-time, realize the transmission and storage of information through the serial communication with the host, and provide reliable data for the doctor.

Key words: *photoelectric sensor; serial communication; pulse signal*

从脉搏中提取人体的生理病理信息作为临床诊断和治疗的依据,历来都受到中外医学界的重视.脉搏波所呈现出的形态(波形)、强度(波幅)、速率(波速)和节律(周期)等方面的综合信息,在很大程度上反应人体心血管系统中许多生理病理的特征,因此对脉搏波的采集和处理具有很高的医学价值和应用

前景^[1].基于光电容积法原理,笔者设计的脉搏信号采集系统,通过对手指末端透光度的检测,由光强度变化间接检测脉搏信号.传统传感器因元件分立而易受电磁干扰以及发光二极管发射强度不稳定等问题在该系统中得到妥善解决.本文将系统分为硬件和软件.硬件系统以 STM32F103ZT 单片机为核心,

收稿日期: 2012-12-28
基金项目: 上海市研究生创新基金资助项目(JWCXSL1202)
第一作者: 邢 斌(1987-),男,硕士研究生.研究方向: 电力电子与电力传动. E-mail: 825591222@qq.com
通讯作者: 忻尚芝(1965-),女,副教授.研究方向: 电力电子和电子检测. E-mail: xinsz@usst.edu.cn

外围由传感器模块、信号处理电路、A/D转换模块等组成,一起构成信号采集系统的硬件基础.对主要模块作了仿真分析,最终实测结果验证了设计的合理性.软件系统包含上位机和下位机两部分,下位机负责按照协议将数据以数据帧形式发送给上位机,上位机对接收的数据进行解析、显示并保存.

1 系统整体设计

系统基于LabVIEW虚拟仪器平台实时采集^[2],并显示人体脉搏测试结果,如脉率、脉象等.系统由硬件电路和软件程序组成,系统框图见图1.

系统基于光电容积法原理测量脉搏信号,由前端的光电式传感器将脉搏搏动信号转化为电信号,由后级电路完成对信号的拾取、滤波、放大和数字化等工作.模拟的脉搏信号被数字化后,由单片机将脉搏信号的数据按照协议进行处理,并发送至PC机串口,而后在PC机的LabVIEW虚拟仪器平台上完成数据解析和显示.

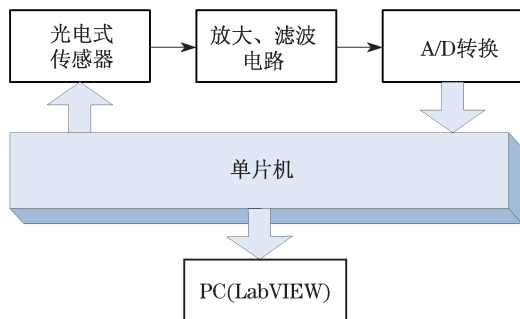


图1 系统框图

Fig.1 System block diagram

2 系统硬件设计

系统的硬件部分主要完成对人体脉搏信号的拾取、放大、滤波和数字化工作.

2.1 光电容积法原理

当光透过指尖时,由于受到皮肤肌肉组织和血液的吸收与衰减作用,光敏元件检测到的光强度会有一定程度的减弱.当心脏收缩时,外周血管扩张,血容量最大,光吸收最强,因此检测到的光信号强度最小;当心脏舒张时,外周血管收缩,血容量最小,光吸收最弱,因此检测到的光信号强度最大;使得光敏元件检测到的光强度随心脏搏动而呈脉动性变化,因此光强度变化信号转换为电信号^[3].

2.2 传感器电路

传感器电路包含发射电路和接收电路.传统光电脉搏传感器设计中,光敏元件和前置放大器是分立的元件,微弱的脉搏信号易受外界电磁信号干扰,本系统采用图2所示的OPT101集成电路来隔离外界电磁干扰.

为了尽量减少光源的波动,采用恒流驱动,驱动电路^[4]及其仿真见图3,结果显示即使附加50Hz的工频干扰信号 U_2 (造成直流电压 U_1 有20%的波动),驱动电流 I_{D2} 的波动仅有0.86%,几乎保持恒定,因此,适当选取直流电源电压,可以在遇到电源电压波动时仍保持发光二极管的驱动电流恒定,从而保证有稳定的发射光强度.

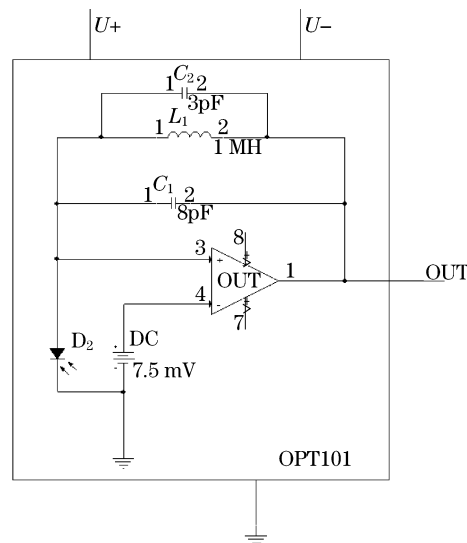


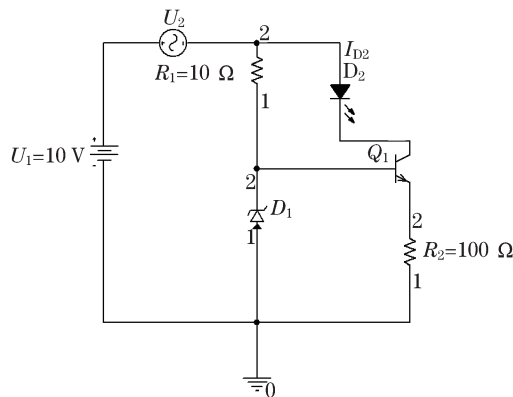
图2 LED接收电路

Fig.2 LED receiving circuit

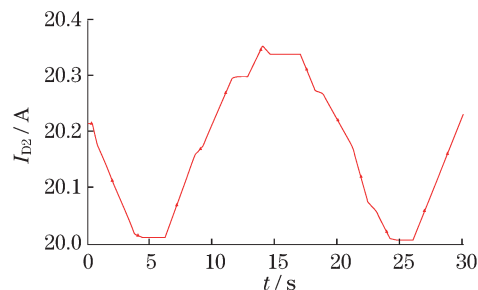
2.3 脉搏信号特点及滤波^[5]电路设计

脉搏信号的谐波成分在0.2~45 Hz之间,其中99%的能量集中在10 Hz以下,其有效的谐波成分在40 Hz以内,为低频信号,易引入工频50 Hz干扰.为了消除工频干扰和电磁干扰(0.1~1 MHz之间),需要设计一个0.2~45 Hz之间的带通滤波器,该滤波器由低通滤波电路和50 Hz陷波器^[6]组成.

低通滤波电路见图4,其幅频特性曲线为图5中的红色曲线,观察可见0.2~10 Hz频段近乎直线且幅度为1,意味着脉搏信号几乎没有衰减,被很好地保留,电磁干扰信号被极大地衰减,但工频干扰却没有有效滤除.为了消除工频干扰,在其后一级附加图6所示的50 Hz陷波器,可得其幅频特性见图5中绿色曲线,将红、绿两条曲线B比较可知,红色曲线在50 Hz附近有极大的凹陷,这意味着50 Hz被



(a) LED恒流驱动电路



(b) 驱动电流仿真

图3 驱动电路及其仿真

Fig.3 constant current source drive and drive current

极大衰减,所以附加 50 Hz 陷波器的电路远胜过没有陷波环节的滤波器,它将工频和干扰都很有效的被消除.因此本设计加入陷波器是合理且必要的.

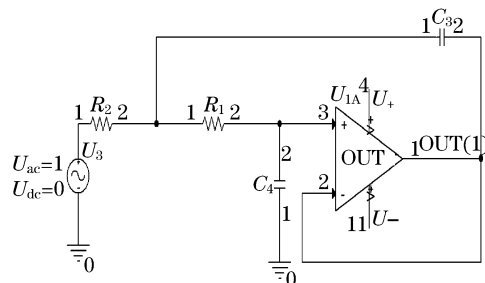


图4 低通滤波电路

Fig.4 Low-pass filtering circuit

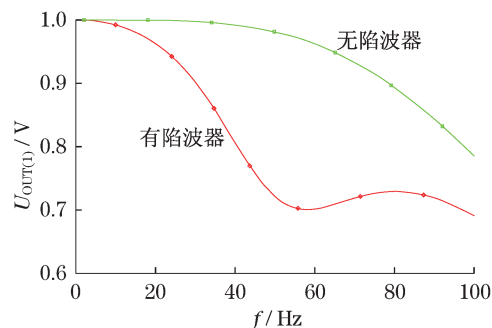


图5 幅频特性曲线

Fig.5 amplitude-frequency curve

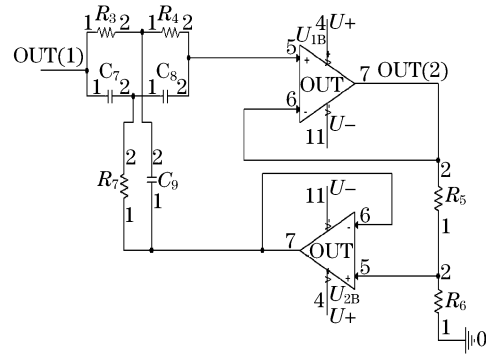


图6 陷波器

Fig.6 band trap

2.4 放大电路和 A/D 转换电路^[7]

将脉搏信号滤波后采用仪表放大器 AD627 进行二级放大,使其电压幅度在 0~5 V 以内,以匹配 AD 芯片的输入电压范围,之后由 AD 芯片将模拟信号转换为计算机能够处理的数字信号.本设计采用 8 位逐次逼近型 AD0809 芯片完成模拟信号的数字化.

3 系统软件设计

3.1 下位机软件设计

单片机将数字化后的脉搏信号加工成帧,然后以同步通信^[8-9]的方式向上位机发送数据帧.帧格式为:**a** 起始字符;**b**. 数据(AD 模块 8 位输出);**c**. 校验位;**d**. 停止字符.

发送数据帧之前先与上位机进行握手,得到上位机许可后开始发送,每一帧发送结束后等待上位机的反馈指令,以判断是发送下一帧还是重发当前帧抑或是停止工作.下位机软件流程图见图 7(a).

3.2 上位机软件设计

Labview^[10]软件完成的功能主要包括:配置串口的参数(初始化)、对数据帧进行解析和奇偶校验、实时显示数据帧中的数据并保存.上位机软件流程图如图 7(b)所示.

当得知下位机请求握手时,向下位机发送指令同意对方发送数据.在已经握手状态下,当上位机得到数据帧时,先作奇偶校验以判断帧是否有效,继而向下位机给出反馈指令,以决定是重发当前帧还是发送下一帧抑或是停止采集.

经调试后,硬件、软件皆能正常工作,得到某 25 岁健康人的脉搏信波如图 8 所示.

设计了基于 STM32103ZT 单片机的指端脉搏信号采集电路,在前人研究基础上作了改进^[11-12]:

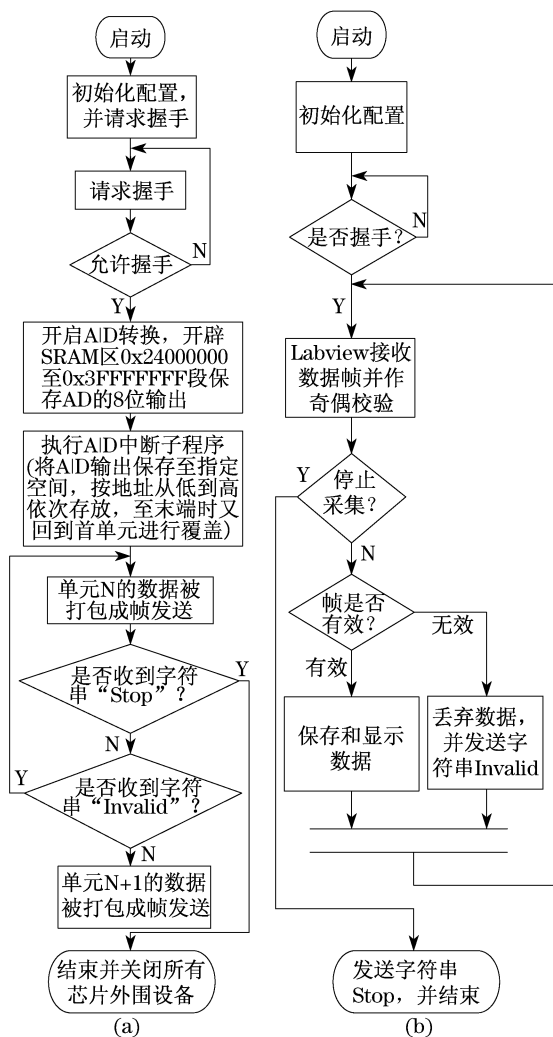


图 7 软件流程图

Fig.7 Software flow chart

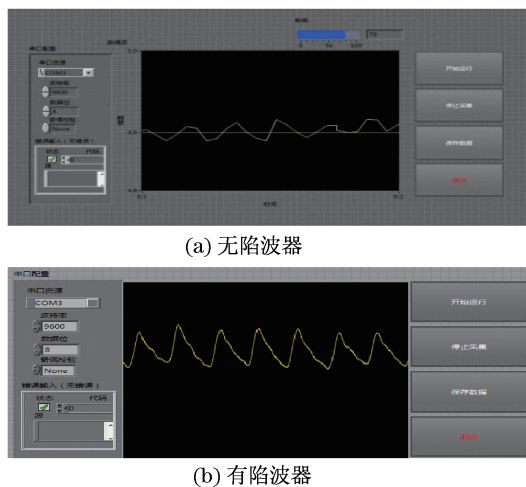


图 8 有无陷波器的实时波形

Fig.8 Real-time waveform display

a. 传统的分立式器件由集成电路替换,提高了抗电磁干扰能力;

b. 设计了恒流驱动电路,提高了抗电源电压波

动能力;

c. 附加 50 Hz 的陷波器,提高了波形的精准度;

这种装置的进一步研究将结合临床应用,进一步提高指标以达到医用等级的要求。

4 结束语

设计中,传感器电路充分利用集成光敏器件的特点和恒流驱动电路、陷波器的设计,减小了电路受到的干扰和波动,提高了传感器测量的精度,可以获取高质量的脉搏信号,但以下几处在条件允许时可进一步改进:

a. 在封闭环境内再加一个光接收二极管接收背景光,通过高信噪比的运放电路相减后可以抑制背景光(封闭环境内的二次反射光)。

b. 普通发光二极管谱带较宽,发散面大,往往会导致信号质量变差,受环境光干扰严重.应采用激光二极管作为发射光源,与普通二极管相比具有单色性好和发散面小的优点。

参考文献:

- [1] 罗志昌,张松,杨益民. 脉搏波工程分析与临床应用[M]. 北京:科学出版社,2006.
- [2] 蒋程鹏,吕建敏. 基于 LabVIEW 的脉搏测试仪的设计[J]. 生物医学工程与临床,2008,12(4):330-333.
- [3] 季忠,秦树人. 微弱生物医学信号特征提的原理与实现[M]. 北京:科学出版社,2007.
- [4] 张珣,周杰. 光电脉搏传感器的设计与改进[J]. 中国医疗器械杂志,2009,33(5):344-346.
- [5] 远坂俊昭. 测量电子电路设计—滤波器篇[M]. 北京:科学出版社,2006.
- [6] 颜良,陈儒军. 基于 UAF42 通用滤波芯片的 50 Hz 陷波器设计[J]. 仪器仪表学报,2006(8):27-29.
- [7] 袁支润. 生物医学信号的数字化[M]. 成都:四川大学出版社,2006.
- [8] 蒙博宇. STM32 自学笔记[M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2012.
- [9] 李苗苗,董琪. 基于 STM32 的无线脉搏信号监测系统的设计[J]. 计算机与现代化,2012(2):198-201.
- [10] 陈树学,刘宣. LabVIEW 宝典[M]. 北京:电子工业出版社,2011.
- [11] 钱建秋,忻尚芝,侯文. 手指脉搏血氧饱和度光电检测装置的研制[J]. 上海理工大学学报,2010(2):179-182.
- [12] 陈小默,林家瑞. 穿戴式生物传感器系统的研究新进展[J]. 国外医学,2005,28(3):138-142.

(编辑:金虹)