

高精度无线脉搏波采集系统*

蒋超 金陶威 李世娇 毛桦 瞿少成

(华中师范大学物理科学与技术学院电子信息工程系 武汉 430079)

摘要: 设计了一种脉搏波信号采集与无线传输的系统。利用高精度的 HK-2000B 型脉搏传感器来进行脉搏波信号的提取;设计信号调理电路,实现对脉搏传感器采集得到的信号进行滤波、去噪和放大等预处理;通过基于低功耗的 MSP430F2616 单片机系统的 A/D 采样和无线传输模块,实现对预处理后的信号进行无线传输,为后续进一步的数据挖掘处理奠定基础。实验结果表明,该系统较好地实现了预处理和无线传输功能,且精度较高、性能稳定,具有一定的推广价值。

关键词: 脉搏信号;信号调理电路;MSP430F2616

中图分类号: TP23 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.1050

High accuracy wireless acquisition system for human pulse signal

Jiang Chao Jin Taowei Li Shijiao Mao Hua Qu Shaocheng

(Department of Electronics and Information Engineering, College of Physical Science and Technology, Central China Normal University, Wuhan 430079, China)

Abstract: This paper introduces the wireless transmission and acquisition system for human pulse signal. By using HK-2000B pulse sensor, the original human pulse signal is acquired. Then it is filtered and amplified by the signal condition circuits. In order to realize the purpose of wireless transmission, further data analysis and mining, the ADC and RF wireless modules of single-chip system is applied to the lower power MSP430F2616. The experiment results show that a noiseless human pulse wave with high accuracy can be acquired through the proposed system, which is stable and has a certain value to application spread.

Keywords: human pulse signal; signal condition circuits; MSP430F2616

1 引言

随着经济、社会的快速发展,人们的生活节奏不断加快,加之竞争压力、不合理的饮食习惯和人口的老龄化等因素的影响,心血管疾病的发生率和死亡率日趋增加。根据中医理论,利用脉搏波可以对心血管疾病进行较早的检测和诊断。但是传统的中医脉诊主要依靠医生的经验和阅历,很难实现对脉搏波进行准确地测量和定量的分析。

在目前的在脉搏信号处理系统的设计中,有的关注于实现无线传输,如基于蓝牙^[1]、ZigBee^[2]和 nRF2401 的收发模块^[3],来无线传输脉搏信号;有的则侧重于对脉搏信号特征值提取算法的研究^[4];而如何显示脉搏波和处理结果也是一个研究热点,如利用 LabVIEW^[5]或 MATLAB 分析与处理^[6]。其中,准确地提取和传输脉搏波信号是研究的前提和重点。在本系统中,利用信号调理电路对脉搏波进行滤波、去噪和放大处理,并使用基于 MSP430F2616 的单片

机系统实现数据的无线传输。实验表明,利用该系统可以更好的得到脉搏波数据,为后续在 PC 上对脉搏波进行客观化处理提供数据支持。

2 系统总体设计

系统总体框图如图 1 所示,由脉搏传感器,信号调理电路和单片机无线传输模块 3 部分组成。在本系统中,使用

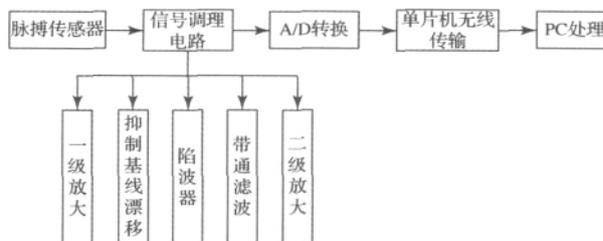


图 1 系统总体设计

收稿日期:2013-04

* 基金项目:此项目受武汉市科技攻关计划项目(201210221065)与国家级大学生创新计划(201210511132)资助

脉搏传感器来采集脉搏信号,并将采集的信号经过信号调理电路进行预处理,然后对预处理后的信号进行 A/D 转换,利用单片机的无线收发模块实现无线传输,最后可以将得到的数据传到 PC 中进行进一步的挖掘处理。

3 系统硬件电路

通常,人体脉搏波所呈现出的形态(波形)、强度(振幅)和节律(频率)等信息,很大程度上反映出人体心血管系统中许多生理病理的血流特征。然而,人体的生物信号多属于强噪声背景下的低频弱信号,脉搏波更是具有以下特点:它是强干扰下的微弱信号,幅度很小(约是 $\mu\text{V}\sim\text{mV}$ 的数量级),易受干扰。其干扰源主要有白噪声、50 Hz 的工频干扰和来自呼吸作用、人体移动以及肌肉收缩等带来的基线漂移^[7]。

针对这些特征,需要设计相应的调理电路,进行放大和去噪处理,其中调理电路主要包括前置放大电路、抑制基线漂移电路、陷波器、带通滤波器和二级放大电路^[8-9]。在整个信号调理电路中,通过尽量选择具有轨对轨输出、低功耗、低噪声等特性的运算放大器芯片,来保证整个系统是低功耗的。

3.1 脉搏传感器

通过对比,选用 **HK-2000B 型脉搏传感器**。内部集成了力敏元件 PVDF 压电膜、灵敏度温度补偿元件和感温元件,具有灵敏度高、抗干扰性能强、过载能力好、一致性好、性能稳定可靠等优点^[10]。采用压电式原理,把采集的人体脉搏信号转换为电压信号输出,但一般要求传感器要有很高的输出阻抗,从而导致输出电压幅度很小,最小可达到 $0.1\ \mu\text{V}$,且动态范围较宽,有较大的共模干扰电压^[11]。因此,需要进行初级放大处理。

3.2 前置放大电路

与普通差分放大器相比,仪表放大器带有 2 个输入缓冲放大器的运放减法器,有更高的精度和信噪比。系统采用的精密仪表放大芯片 AD620^[12],具有低噪声、低漂移和高共模抑制比等优点。在实际焊接电路时,通过在芯片的 1 脚和 8 脚之间跨接一电阻来调整放大倍率,其中,放大倍数计算公式为: $G = 49.4\ \text{k}\Omega/R_g + 1$ 。因此根据需要,选择 $50\ \text{k}\Omega$ 的滑阻来调节放大器的放大倍数,其放大倍数范围大约为 $2\sim 1\ 000$ 。

3.3 抑制基线漂移电路

基线漂移通常表现为缓慢变化的曲线,属于低频噪声,且具有重复性差和非线性的特点^[7]。目前主要有 2 种解决方法,一种利用数字信号处理技术,使用算法解决;另一种直接利用硬件电路进行处理。经比较,采用第 2 种方法。

将前置放大器中 AD620 的输出端,经过 1 个二阶低通滤波器后反馈到它的 V_f 管脚。实验发现,可以很好地滤除基线漂移噪声。

其中,截止频率 F 的计算公式为:

$$F = 1/(2\pi RC)$$

考虑到人体脉搏信号的频率分布,故将低通滤波器的截止频率选择在 $100\ \text{Hz}$ 左右,这样可以保留所有的有用信息。因为在 2 个电路中都用到 AD620AN 芯片,所以综合设计前置放大电路和抗基线漂移电路如图 2 所示。

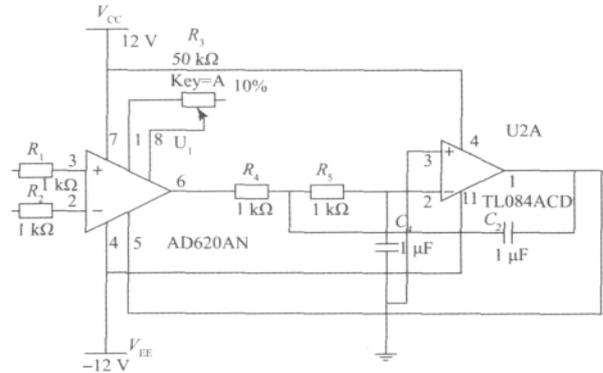


图 2 前置放大电路和抑制基线漂移电路

3.4 带阻滤波器

为了消除工频干扰,设计 1 个双 T 型的带阻滤波器,其中心频率为 $50\ \text{Hz}$,阻带范围窄且衰减快。

在电压源激励下,当双 T 网络接无穷大负载时,其传递函数为:

$$T(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + 4\omega_0 s + \omega_0^2} = \frac{s^2 + 1}{s^2 + 4s + 1}$$

$2R = 1/(2\pi f_0 C)$,为了提高 Q 值,在双 T 网络后增加一个运算放大器,使其传输函数变为:

$$T(s) = \frac{s^2 + \omega^2}{s^2 + 4\omega(1-K)s + \omega^2}$$

此时的 Q 值为 $Q = 1/(4 - 4K)$,则 $K = 1 - 1/4Q$ 。取电容 $C = 100\ \text{nF}$,因为 $2R = 1/(2\pi f_0 C)$,故可以算出 $2R = 31.8\ \text{k}\Omega$,设计电路如图 3 所示。

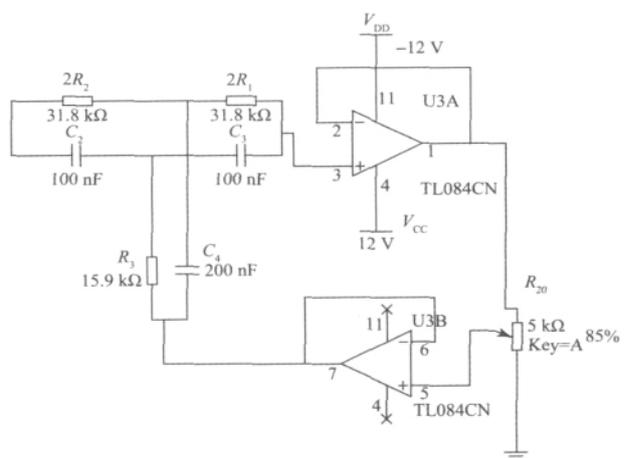


图 3 50 Hz 带阻滤波器

3.5 带通滤波器

正常人的脉搏信号频率范围大概为 0~20 Hz,且 0~10 Hz 集中了大约 99% 的能量^[13]。所以,需要设计 1 个通带范围较窄的带通滤波器来进一步滤除杂波。根据带通滤波器和高通、低通滤波器的幅频响应之间的关系,可以发现,将低通与高通滤波电路相串联可以构成带通滤波电路,条件是低通滤波器的截止频率 ω_H 大于高通滤波器的截止角频率 ω_L ,这样两者覆盖的通带就可以提供 1 个带通响应。为了不损失其低频和低频分量,分别将高通和低通滤波器的截止频率设定为 $\omega_L=0.03$ Hz 和 $\omega_H=45$ Hz,得到带通滤波器的通带范围为 0.03~45 Hz。

首先,设计 1 个二阶的有源低通滤波器,由 2 节 RC 滤波电路和同相比例放大电路组成,具有高输入阻抗和低输出阻抗的特点。在此电路中,同相比例放大电路的电压增益就是低通滤波器的低通滤波器的通带电压增益,即:

$$A_0 = A_{VF} = 1 + R_f/R_1$$

式中: $R_f = (A_{VF} - 1)R_1$ 。则其传递函数为:

$$A(s) = \frac{A_0 \omega_c^2}{s^2 + \frac{\omega_c}{Q}s + \omega_c^2}$$

转换为 n 阶巴特沃斯低通滤波器的传递函数,可以得到:

$$|A(j\omega)| = \frac{A_0}{\sqrt{1 + (\omega/\omega_c)^{2n}}}$$

式中: $\omega_c = 1/(RC)$ 为特征角频率,也叫 3 dB 截止频率, A_0 为通带电压增益, n 为滤波电路阶数。设计时需要注意, $A_0 = A_{VF} < 3$ 才能保证滤波器稳定工作,否则滤波器会产生自激振荡,所以控制滑动变阻器使 A 在 0~3 可调。又由于是两级滤波,因此本低通滤波电路的增益为 0~9 倍可调。

系统中 $\omega_c=45$ Hz, $n=2$,采用 TL084 运放芯片完全可以满足设计要求。其中在运放部分使用的电阻不宜过大或者过小,一般几千至几十千 Ω 较合适。所以选择 $C=100$ nF,则根据 $R=1/(2\pi f_c C)$ 可以算出相应电阻 $R=35$ k Ω 。

根据高、低通滤波器之间的关系可得,将二阶有源低通滤波器中的 R 和 C 位置互换,即可得到相应的二阶有源高通滤波器。由于此二阶高通滤波电路与对应的二阶低通滤波电路在电路结构上存在对偶关系,所以,它们的传递函数和幅频响应也存在对偶关系。其传递函数为:

$$A(s) = \frac{A_0 s^2}{s^2 + \frac{\omega_c}{Q}s + \omega_c^2}$$

式中: $\omega_c = 1/(RC)$, $Q = 1/(3 - A_{VF})$,对应的 n 阶巴特沃斯高通滤波器传递函数为:

$$|A(j\omega)| = \frac{A_0}{\sqrt{1 + (\omega_c/\omega)^{2n}}}$$

同理可知 $\omega_c=0.03$ Hz, $n=2$, $C=100$ μ F,根据 $R=1/(2\pi f_c C)$,可以算出相应电阻 $R=53$ k Ω 。

将设计的低通和高通滤波器串联,即可得到相应的带通滤波器,电路如图 4 所示。

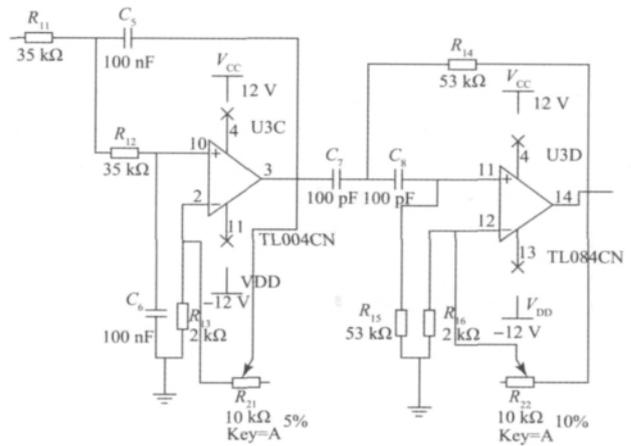


图 4 带通滤波器

3.6 二级放大电路

在实际设计中,考虑到电路的复杂性会给电路处理信号的效果带来一定的影响,所以将二级放大电路融合在带通滤波器的设计中,设计出一个既可以实现滤波又可以实现放大的电路。实际测试发现,该电路可以实现一定的放大功能,且能满足课题需求,故没有单独设计一个二级放大电路。

3.7 单片机模块

在基于 MSP430F2616 的单片机系统中,利用内置的 A/D 模块对经信号调理电路处理后得到的脉搏波信号进行转换,再调用 NRF24L01 模块实现无线传输,其中无线接收模块可以将数据通过串口传到 PC 中进行后续处理。使用内部参考电压 2.5 V,P6.0 作为 AD 输入,采样精度为 12 位,采样频率为 600 Hz。串口波特率为 9 600,8 位数据位,1 位停止位,无校验位,工作频段 2.4 GHz,使用 16 位 CRC。此外,在 ADC 部分采用均值滤波技术,每采集完 6 个点,取其平均值作为一个有效的数据,这样可以有效地减小突发的强干扰或噪声的影响。

4 实验结果

系统经过连调与实际测量,较好地提取出脉搏波信号,如图 5~8。其中,图 5 为系统整体实物图;图 6 为脉搏传感器采集到的原始脉搏波波形,可以看出,原始脉搏波信号完全淹没在噪声中,图 7 为经过调理处理电路后的无噪声波形,图 8 是无线接收端经 DAC 处理,在示波器上显示的脉搏波。由于数据是一组组传递,有一定的延迟。分别比较图 6 和 7 可知,系统很好地滤去了杂波、噪声干扰;比较图 7 和 8 可知,无线接收端准确还原出处理后的脉搏波,与调理

电路后直接输出的波形相比,失真较小,具有较高的稳定性和精度。

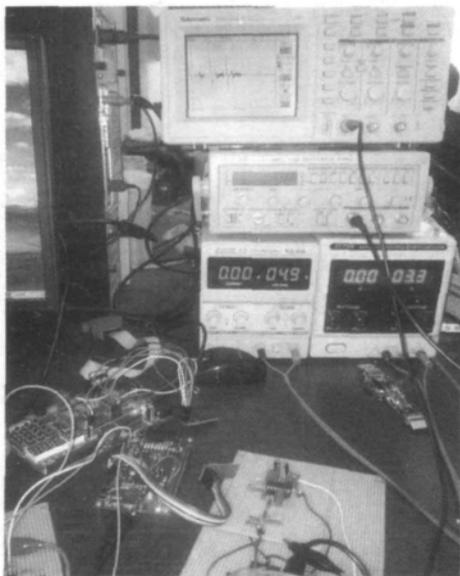


图5 无线脉搏波采集系统实物

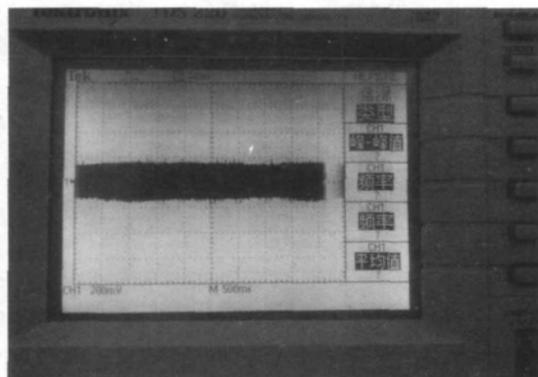


图6 传感器采集所得波形

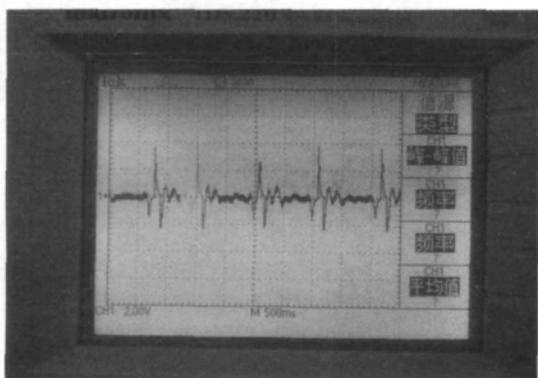


图7 经调理电路处理后输出波形

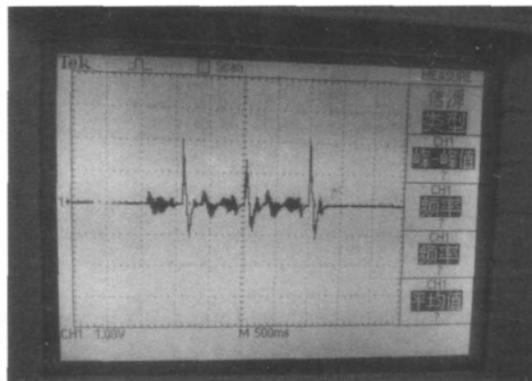


图8 DAC处理后得到的波形

5 结 论

介绍了1种无线脉搏处理系统的设计与实现。重点详述了信号调理电路和无线收、发模块设计与实现。通过对脉搏波进行预处理,较为精确地提取了脉冲波信号;通过无线收、发模块,为数据传输、整理以及后续数据处理与数据挖掘提供了接口,提高了空间灵活性。实际测试发现,本系统可以很好的实现了以上2个功能,具有较好的实用价值。下一步的工作将研究合适的算法,通过提取脉搏波信号的一系列特征值,进行健康状况的预判断,为临床诊断提供前期参考。

参考文献

- [1] 徐诚,董圣男,刘成,等.基于蓝牙技术的脉搏波检测系统设计[J].电子测量技术,2009,32(10):88-91.
- [2] 杨易华,吴效明,岑人经.基于 ZigBee 技术的穿戴式脉搏波检测模块的研制[J].传感技术学报,2009,22(11):1538-1541.
- [3] 景军,牛英勃,景桂芳,等.基于无线传输技术的人体脉搏采集分析系统[J].微处理机,2009,30(6):114-116.
- [4] 周宽久,陈雪峰.人体脉搏波特征提取算法研究[C].2006中国控制与决策学术年会论文集,2006:299-302,306.
- [5] 乜国荃,王咏宁.人体脉搏测试系统的设计与实现[J].国外电子测量技术,2011,30(5):55-58.
- [6] 凌振宝,张铭,熊文激,等.基于脉搏波传导时间的无袖带血压测量仪设计[J].电子测量与仪器学报,2012,26(12):1080-1085.
- [7] 杨琳,张松,杨益民,等.利用三次样条差值法抑制脉搏波基线漂移[J].北京生物医学工程,2010,29(2):198-200.

(下转第124页)

- [2] 张志平, 廖俊必, 万正军, 等. 一种具有坑蚀监测能力的管道内腐蚀监测系统[J]. 电子测量技术, 2012, 35(2): 92-96.
- [3] 万正军, 廖俊必, 王裕康, 等. 基于电位列阵的金属管道坑蚀监测研究[J]. 仪器仪表学报, 2011, 32(1): 19-25.
- [4] 赵媛媛, 赵书俊, 刘洋, 等. 四象限乘法器/除法器 AD734 在伽马相机中的应用[J]. 现代电子技术, 2005, 28(2): 6-7, 10.
- [5] 高晋占. 微弱信号检测技术[M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.
- [6] 葛炜, 曹毅, 颜景龙, 等. 差分放大电路中的阻抗变换[J]. 测控技术, 2008, 27(7): 72-73, 78.
- [7] 张国雄. 测控电路[M]. 北京: 机械工业出版社, 2008.
- [8] 费业泰. 误差理论与数据处理[M]. 北京: 机械工业出版社, 2005: 187-191.
- [9] 王旭, 付亚平. 传感器放大器零点漂移的分析及电路设计[J]. 煤矿机械, 2009, 30(1): 36-38.
- [10] 肖河川, 万正军, 廖俊必, 等. 基于 FSM 的平板模型研究[J]. 电子测量技术, 2012, 35(3): 107-111.

作者简介

熊函, 四川大学制造科学与工程学院测控系硕士研究生, 主要研究方向为精密测试技术。

E-mail: DKsword@126.com

(上接第 115 页)

- [8] 麻芙阳, 崔玉龙. 基于虚拟仪器的无线脉搏检测仪设计[J]. 电子测量技术, 2011, 34(3): 71-74, 111.
- [9] 王立伟, 蔡奇, 肖尧, 等. 生物肌电信号前置放大电路设计[J]. 电子测量技术, 2011, 34(4): 53-55, 92.
- [10] 韩君. 基于 LabVIEW 的脉搏信号检测系统[J]. 微计算机信息, 2011, 27(5): 58-59.
- [11] 王国力, 赵子婴, 白金星, 等. PVdF 压电薄膜脉搏传感器的研制[J]. 传感技术学报, 2004, 17(4): 688-692.
- [12] ANALOG DEVICES. Low cost, low power instrumentation amplifier[DB/OL]. <http://www.analog.com>.
- [13] 行鸿彦, 许瑞庆. 基于经验模态分解的脉搏信号去噪[J]. 计算机应用与软件, 2009, 26(8): 156-158.

作者简介

蒋超, 1991 年生, 2009 级本科生, 主要研究方向为电子测量与信号处理。

瞿少成, 1971 年生, 教授, 博士, 主要研究方向为智能信息处理与嵌入式通信技术。

E-mail: qushaocheng@mail.ccnu.edu.cn