

基于压电薄膜便携式脉搏仪的设计

杨清志 孙式运

(亳州职业技术学院, 安徽亳州 236800)

摘要: 针对健康状况欠佳需要实时监护的特殊人群设计了一种基于压电薄膜的便携式脉搏仪。与红外脉搏仪及智能手环等相比, 价格低使用灵活, 能实现对心率、血压等生命信息不间断监测, 实用性强。

关键词: 压电薄膜; 脉搏; MSP430

中图分类号: R318.6; TP212.3 文献标识码: A 文章编号: 1009-0312(2017)05-0027-05

DOI:10.16002/j.cnki.10090312.2017.05.006

人体脉搏包含着心率、血压等生命信息, 是健康监护的重要依据。目前用于健康监护的脉搏仪主要是红外脉搏仪, 因其后端处理设备复杂而使用不便, 一般只在病房使用。而且监护时需要将探头夹住病人手指, 长时间连续监测会使人体感到不适。虽然现在市场上出现的智能手环可以实现便携式脉搏测量, 但需要智能手机作为终端, 成本较高, 不方便老年人等特殊群体的使用。通过分析研究, 笔者设计了一种基于压电薄膜和单片机的低功耗便携式脉搏仪。与同类产品相比, 该脉搏仪具有成本低, 使用方便, 压电薄膜轻柔对患者皮肤无刺激等优点, 可对患者进行长期实时监护^[1]。

1 系统组成

系统设计由输入模块、控制模块、输出模块和电源管理模块等组成, 其基本工作原理: 由压电传感器读取人体脉搏信息, 经滤波、放大后送入单片机处理, 处理结果送入显示器显示, 若异常则启动报警装置^[2]。

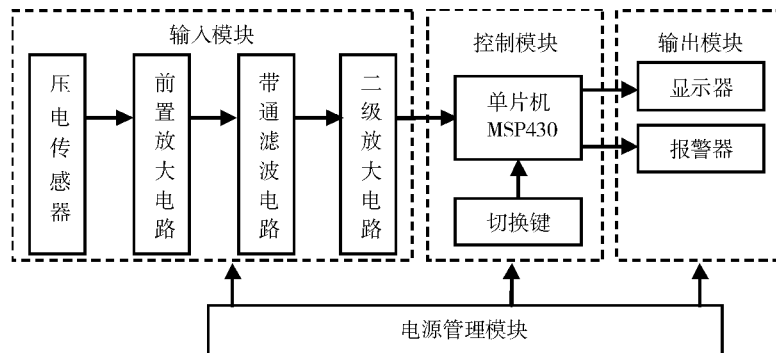


图1 系统组成图

2 压电薄膜工作原理

压电薄膜主要成分是聚偏二氟乙烯, 轻巧柔软对皮肤无刺激, 适合用于人体生命信息的连续监护。又因其压电常数大、动态响应好而成为本设计的首选^[3-4]。

图2为压电薄膜受力与压电效应方向情况, 图3为压力→电荷转换模型。图2中坐标X表示拉伸方

收稿日期: 2017-02-20

基金项目: 安徽省教育厅重点教研项目(2015jyxm535); 国家骨干专业“医疗器械维护与管理”专业建设项目(XM-01)。

作者简介: 杨清志(1974—), 男, 安徽肥东人, 副教授, 硕士, 主要从事医用传感器教学与研究工作。

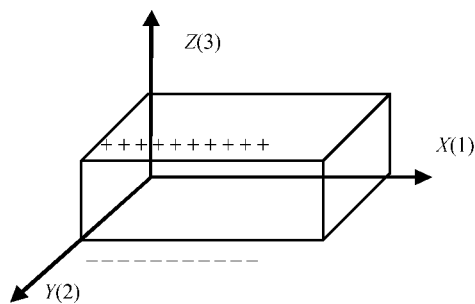


图2 压电薄膜受力与压电效应方向

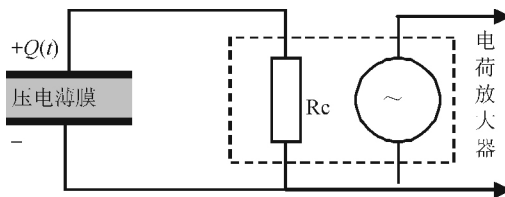


图3 压电薄膜压力效应转换模型

向，Z 表示极化方向（垂直膜面），与 X、Z 均垂直的方向为 Y 方向，1、2、3 对应 X、Y、Z 方向，4、5、6 分别表示沿 X、Y、Z 方向的切向力。

当忽略电场影响时，压电薄膜的压电方程为^[5]：

$$\begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} & d_{15} & d_{16} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} & d_{25} & d_{26} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} & d_{35} & d_{36} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix}, \tag{1}$$

式中 D_1 、 D_2 、 D_3 分别为 X、Y、Z 方向上的电位移， d_{ij} 为压电系数（ j 方向作用力在 i 方向产生压电效应）， σ 表示应力（ N/m^2 ）。目前使用的压电薄膜都是经过极化处理的，其实际压电方程为：

$$\begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix}, \tag{2}$$

而实际研究发现， $d_{15} = d_{24} \approx 0$ 所以压电方程可简化为：

$$D_3 = d_{31}\sigma_1 + d_{32}\sigma_2 + d_{33}\sigma_3, \tag{3}$$

由此可见，压电薄膜只在极化方向上（拉伸或剪切）才产生压电效应，脉搏传感器就是利用这个原理制成的。当只在厚度方向发生形变时，由于 $d_{32} \ll d_{33}$ ，上式可进一步简化为：

$$D_3 = d_{33}\sigma_3 = d_{33} \frac{F}{lw}, \tag{4}$$

式中 l 、 w 分别为压电薄膜的长和宽。

2 系统硬件设计

2.1 滤波、放大电路

由压电薄膜制作的压电传感器输出的电信号较弱易受干扰，因此需要进行滤波、放大。考虑到低功耗的要求，经查阅相关资料并仿真后，采用 AD620 作前置放大器，OP07A 作滤波电路，LM358 作二次放大电路，电路设计如图 4 所示。

考虑到脉搏信号弱容易被干扰，前置放大器放大倍数不宜较大，否则失真严重，设计中前置放大器的 R_1 、 R_2 选 5 K Ω ， R_3 选 1 K Ω ， C_1 、 C_2 、 C_3 选 0.1 μ F。放大后的电压信号约几十毫伏。人体脉搏正常在 60 ~ 90 次/min，即频率为 1.0 ~ 1.5 Hz。考虑到不同患者个体因素，设计的带通滤波器将频率范围适当放宽，限制在 0.5 ~ 3.0 Hz，相应元件参数选择为： R_4 选 147 K Ω ， C_4 选 2.2 μ F， R_8 选 220 K Ω ，

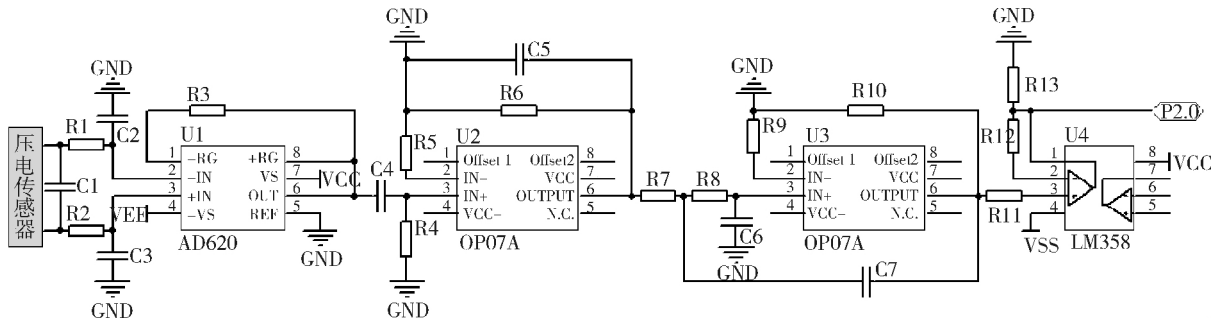


图 4 滤波与放大电路图

C_6 选 $0.22 \mu\text{F}$ 。二次放大电路放大倍数设定为 100 倍, 使最终电压放大为伏级便于单片机读取和运算。

2.2 电源模块

为了满足便携式和低功耗的要求, 设计中选用的器件工作电压均为 3.3 V , 采用两节纽扣电池供电, 用 ASM1117 降为 3.3 V , 电路设计如图 5 所示。

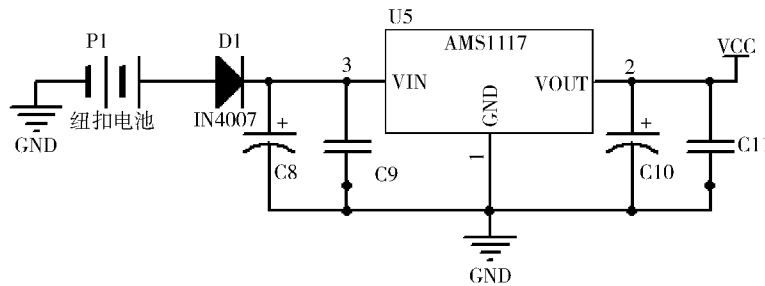


图 5 电源电路

2.3 声光报警电路

为了方便不同类型群体如视力低下、听觉障碍等患者的使用, 设计加装一个声光报警器。如图 6 所示, 正常情况下报警电路不工作, 当输出结果超出正常范围时 MSP430 会通过 P3.3 口给三极管一个低电平使电路接通, 发光二极管和蜂鸣器导通, 启动声光报警^[6]。

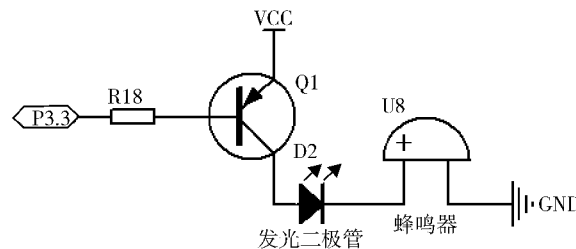


图 6 声光报警电路

2.4 液晶显示器与驱动电路

系统设计中选用了 EDS812 显示器。该显示器三位笔式液晶显示器, 体积小功耗低, 满足设计要求。虽然 MSP430 可以直接驱动液晶显示器, 但测试发现实际效果不佳, 为了提高显示器工作性能用 HT1621 对显示器进行驱动。HT1621 是一款专门用于驱动液晶显示的芯片, 功能强大, 其连接与驱动电路如图 7 所示。

2.5 单片机

单片机是系统的信息处理中枢, 对系统工作性能起关键作用。但考虑到低功耗和低成本的要求, 综合比较各种型号的单片机并实验后, 选择了 MSP430F149 单片机。MSP430 为 16 位单片机, 可以满足本系统设计的数据处理要求, 其最大优点就是超低功耗且价格便宜^[7]。

工作时压电薄膜将读取的脉搏信号经滤波、放大处理后送入 MSP430F149 的 P2.0 口, 经运算处理

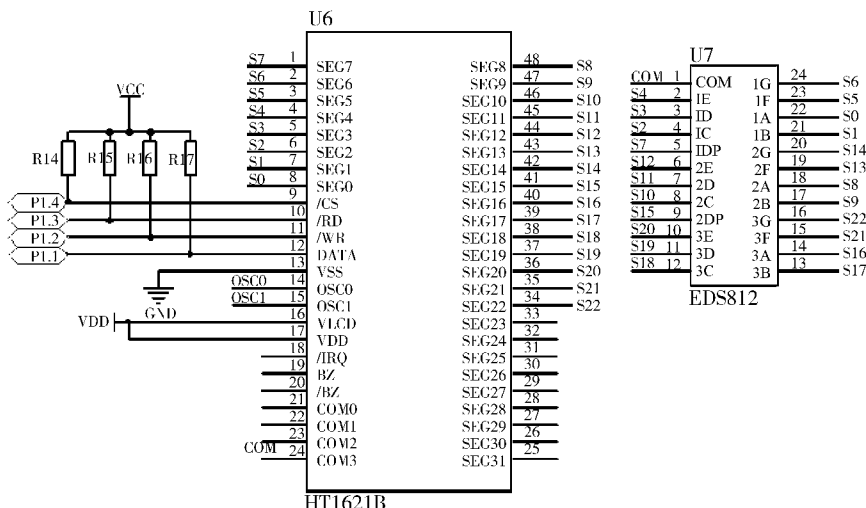


图7 液晶显示与驱动电路

后由 P1.1 ~ P1.4 口送入 HT1621B 驱动液晶显示器显示结果，如果监测结果异常，则会通过 P3.3 口发送一个信号驱动声音报警。

由于显示器只有三位，不能显示全部结果，所以还需要一个接入 P2.1 口的切换键由于切换血压（高压/低压）、心率的显示。为了降低功耗，正常情况下显示器会自动延时 10 s 进入休眠状态，需要显示时也是通过这个按键唤醒电路。

3 主程序设计

为了实现系统设计的目的，还需要对单片机及其外围器件编程。系统工作流程如图 8 所示。

4 测试结果

利用校医院的心电监护仪对随机 5 名身体健壮的成年人进行心率和血压测试作为标准值，用本设计的便携式脉搏仪再次进行测试，数据如表 1 所示。结果表明测量误差在允许范围之内。

表 1 测试结果

测试次数	脉搏测量 / (次 · min ⁻¹)			血压测量 (高压/低压) / mmHg		
	测量值	标准值	误差	测量值	标准值	误差
1	91	90	1	135/94	133/95	2/-1
2	86	87	-1	130/91	131/90	-1/-1
3	75	75	0	121/81	120/81	1/0
4	68	68	0	125/89	124/87	1/2
5	57	59	-2	114/78	114/79	0/-1

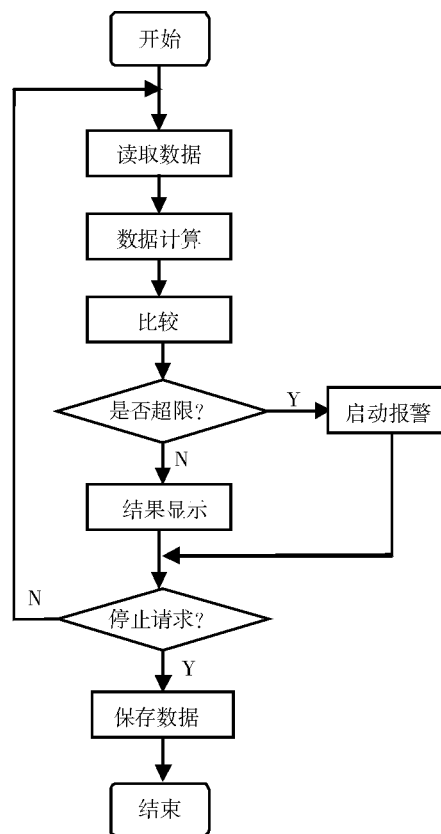


图8 主程序流程图

5 结语

- 1) 采用压电薄膜作探头，对人体无副作用，可进行不间断监护。低功耗便携式设计使用方便，适用于不同群体使用。
- 2) 利用单片机进行数据处理，可按要求进行不同的编程和设置。同时单片机的存贮记忆可以保存

数据便于医生进行专业分析。

3) 设计中尝试了使用集成化的压电传感器了 HK-2000B 作为探头, 最新的超低功耗单片机 MSP432 作为处理核心, 效果较好^[8]。不过由于成本较高最终未予采用, 但值得尝试。

参考文献

- [1] 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(5): 55-58
- [2] 谭嘉俊. 基于 PVDF 的脉搏传感器研究[D]. 昆明: 昆明理工大学 2013.
- [3] 齐晓慧. 基于压电薄膜的可穿戴呼吸脉搏监测系统[D]. 吉林: 吉林大学 2015.
- [4] 岳晨飞. 基于 PVDF 的动态脉搏检测系统设计[D]. 天津: 天津工业大学 2016.
- [5] 陈建元. 传感器技术[M]. 北京: 机械工业出版社 2008: 75-81.
- [6] 杨清志, 王杰. 基于 SHT21 中药材仓库温湿度无线监控与调节系统的设计与实现[J]. 廊坊师范学院学报: 自然科学版 2016(2): 38
- [7] 刘红青. 基于 MSP430F149 智能医疗输液系统的设计[D]. 太原: 太原理工大学 2011.
- [8] 李万兵. 基于 HK-2000B 传感器的脉搏检测系统设计[J]. 电子世界 2017(7): 171.

The Design of Portable Pulse Analyzer Based on Piezo Film

YANG Qingzhi SUN Shiyun

(Bozhou Vocational and Technical College, Bozhou 236800, China)

Abstract Aiming at the poor health needs of special populations, a real-time monitoring portable Pulse Analyzer was designed, based on Piezo film. In comparison with infrared pulse instrument and smart bracelet, it has the advantages of low price, flexibility of use, uninterrupted monitoring of the heart rate and blood pressure of life information, and strong practicability.

Key words piezo film; pulse; MSP430