

脉搏检测实验装置的研制

卢超

(陕西理工学院 物理系, 陕西 汉中 723000)

摘要: 研究了现有的脉搏信号处理方法及其测量技术, 设计了一种脉搏检测实验装置。该装置由一个通道将时钟、脉搏测量和异常报警及效率定时报警结合起来, 实现测定控制; 另一个通道将处理后的信号通过 USB 接口送给上位机实现波形还原、脉搏波检测与控制。

关键词: 脉搏信号; 脉搏传感器; 单片机

中图分类号: TP319.8 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-7167(2010)09-0041-04

Development of Pulse Signal Detecting Experimental Devices

LU Chao

(Department of Physics, Shanxi University of Technology, Hanzhong 723000, China)

Abstract: The methods of pulse signal process and the measuring techniques were studied. This paper put emphasis on hardware equipment development, studied the pulse testing equipment and designed pulse signal detecting experimental device.

Key words: pulse signal; pulse sensor; MCU

1 引言

脉搏诊断在临床中应用广泛, 根据脉象的变化, 医生可以测知人体生理状况, 分析病变原因。脉搏波所呈现出的形态(波形)、强度(振幅)和节律(频率)等方面的综合信息, 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, 故对脉搏波采集和处理具有很高的医学价值和应用前景。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^[1,2]: 脉搏波是强干扰下的微弱信号, 幅度很小(约是微伏到毫伏的数量级), 易引入干扰, 有 50 Hz 的工频干扰, 有来自肌体抖动、精神紧张带来的假象信号等; 脉搏波是频率低但能量相对集中的信号, 约为 0.5~10 Hz 可看成一个准直流信号, 也可看成是一个甚低频交变信号, 根据脉搏功率谱能量分析, 健康人脉搏能量绝大多数分布于 1~5 Hz 而病人脉搏在 1 Hz 以

下和较高频段(如 5 Hz 以上或 10 Hz 以上)仍有相当一部分的能量分布; 脉搏波是复杂且易变的随机信号, 脉搏信号因人体生理、病理、心理的不同而不同, 又受环境、时间、气候的影响, 表现出同一个人在不同的时间、地点有不同的脉象, 有时也会有不同的疾病表现出相同的脉象。

针对脉搏信号的特点, 脉搏信号检测的关键是提取信号的特征, 脉搏信号特征提取目前所用的方法主要有时域分析法、频域分析法、时频联合分析法和系统辨识与参数估计法。本文设计了一种脉冲检测实验装置, 该装置已申报国家发明专利, 进入实审阶段^[2-4]。

2 系统设计

系统设计框图如图 1 所示, 使用中把脉搏传感器用绑带固定在被测人的手腕外侧, 随着测试者肌体每舒张收缩一次, 动脉系统发生压力和血流量的改变, 就会产生一个脉搏波, 通过 **HK2000-B 脉搏传感器** 采集到人体脉搏信号的搏动过程, 并转化为同步的毫伏级的电压信号输出, 而 A/D 转换器的输入电压范围是 -5~+5 V 故设计放大电路。由于脉搏信号的频率通常在 0.2~45 Hz 是一种弱的非电生理信号, 很容易引入工频干扰和噪声, 故设计信号调理电路, 消除干

收稿日期: 2010-01-20

基金项目: 陕西省教育厅专项科研项目(08JK243); 陕西理工学院科研项目(SLG0816)

作者简介: 卢超(1979-), 男, 陕西汉中, 硕士, 讲师, 现主要从事电子技术、测控技术方面的研究。

Tel: 0916-2641842 E-mail: 27304487@qq.com

扰信号。毫伏级的脉搏信号经过放大, 信号调理后分为 2 个通道: ①经过整形电路后, 产生 TTL 电平匹配的矩形波, 送入 AT89C2051 单片机, 测量平均脉搏和瞬时脉搏, 研究脉搏信号频率相关参数, 单片机同时连接显示模块、按键模块、语音报警模块电路, 将实时时钟、脉搏测量及显示、异常报警及效率定时报警结合起

来, 丰富该装置的功能^[7-8]; ②对脉搏信号进行 A/D 转换成数字信号后送入 AT89C51, 利用单片机的串行接口通过 USB 总线将数字信号送入计算机进行处理, 完成实时脉搏信号还原及波形分析, 研究脉搏信号时域相关参数。

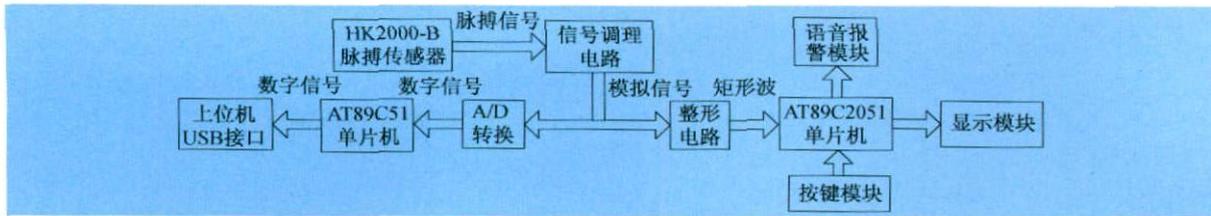


图 1 系统框图

3 硬件电路设计

3.1 信号调理电路

脉搏信号调理电路主要是对 HK2000-B 采集到微弱的脉搏电信号进行信号放大、处理, 滤去多余的噪声信号。设计中由二级放大电路组成, 一级放大倍数为 10~50 倍, 二级放大倍数为 50~100 倍, 满足后向通道对信号的要求。为了抑制噪声, 设计一个 0.2~45 Hz 的带通滤波器, 同时, 脉搏信号必然会受到 50 Hz 工频干扰, 故在电路中设计一个 50 Hz 的陷波器来降低干扰。其信号处理电路主要由一级放大电路、基线校正电路、带通滤波、工频滤波和二级放大电路等组成。根据以上要求, 设计的脉搏信号调理电路原理框图如图 2 所示。

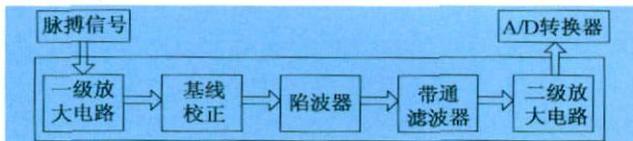


图 2 脉搏信号调理电路原理框图

一级放大电路输入级采用差分输入, 有效地抑制共模信号, 提高共模抑制比。差分放大器采用专用仪表放大器 AD620 设计中, 一级放大电路的放大倍数 A 设置为 20 倍, 其中 C_1 、 C_2 为去藕电容, 用来消除干扰。基线校正电路主要由四运算放大器 LM148 中的 2 个运放组成, 进一步滤除人体静电干扰, 而且能有效抑制由于肌体颤抖、人体紧张、呼吸颤抖等引起基线漂移, 电路图如图 3 所示。

设计中, 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 50 Hz 干扰, 电路原理图如图 4 所示。脉搏信号的频率范围为 0.2~45 Hz 故取高、低通滤波器的截止频率 $f_c = 45$ Hz, $f_c = 0.2$ Hz 由低通、高通滤波器串联组合而成

二阶带通滤波器, 二级放大电路由反向比例运算电路构成, 其目的是把信号放大到适合 A/D 转换的要求, 从而使前置放大器的放大倍数不至于太高而产生波形失真。电路原理图见图 5 所示。

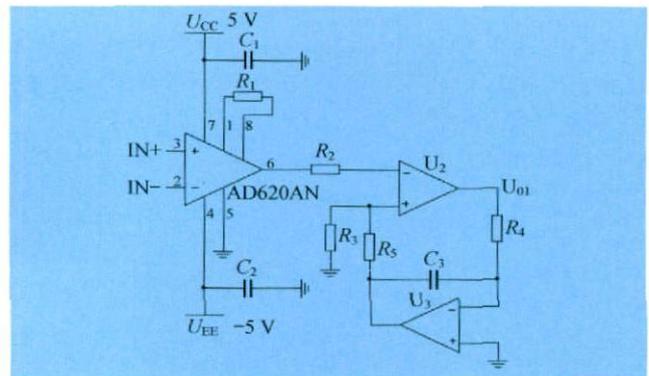


图 3 一级放大、基线校正电路

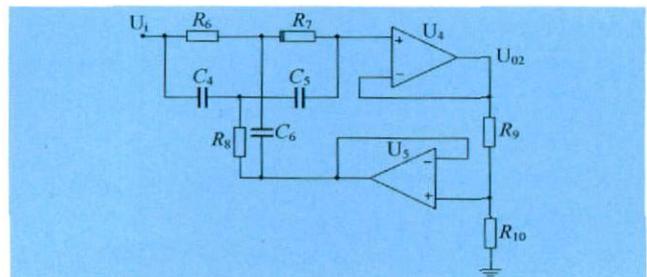


图 4 50 Hz 陷波器电路

3.2 A/D 转换电路

脉搏信号 A/D 转换采用 ADC0809。ADC0809 与 AT89C51 的接口电路如图 6 所示。启动 ADC0809 的工作流程是: 先送通道信号地址到 ADDA、ADDB、ADDG, 由 ALE 信号锁存通道信号地址后, 让 START 有效; 启动 A/D 转换, 即执行一条 MOVX A, @DPTR 的指令, 使 ALE 和 START 有效; 锁存通道信号并启动 A/D 转换。A/D 转换完毕后, EOC 一端发出一个正脉

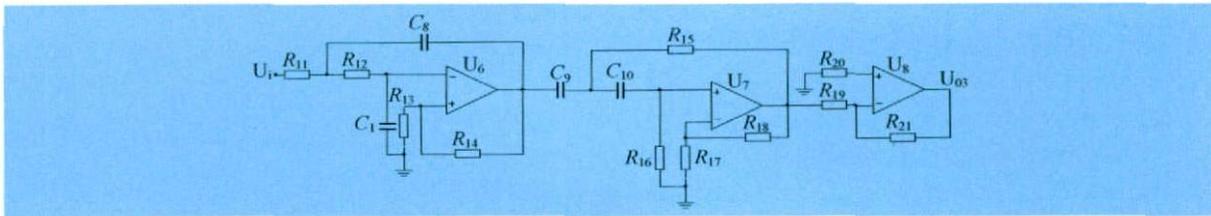


图 5 带通滤波电路和二级放大电路

冲, 申请中断。在中断服务程序中执行“MOV A @DPTR”指令使 OE 有效, 打开输出锁存三态门, 8 位数据便读入到 CPU 中。

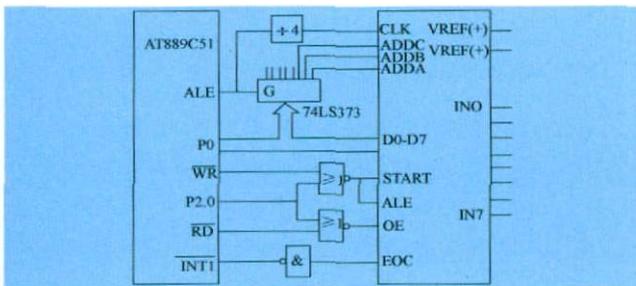


图 6 A/D 转换电路

3.3 USB 接口电路

设计中, 采用 USB 总线的转接芯片 CH341 实现和上位机的通信。CH341T 提供全速 USB 设备接口, 兼容 USB 2.0 外围器件只需要电容和晶体, 电路如图 7 所示。其中, 电源电压为 5 V USB 接口的差分数据线对与 CH341T 的 UD- 和 UD+ 直接相连。CH341T 提供 TTL 电平, 同 AT89C51 可直接采用简单的 3 线连接 (RXD-TXD, TXD-RXD, GND-GND)。CH341 的 V3 口

需要外接 $0.01 \mu\text{F}$ 的退耦电容。TEN 为串口发送数据使能端, 低电平有效。CH341T 必须使用 12 MHz 的晶振, 否则无法正常工作。为保证单片机能够产生与计算机匹配的波特率, 设计中单片机采用 11.059 2 MHz 的晶振。

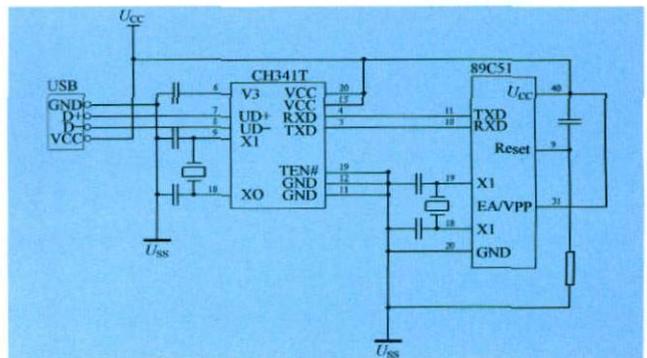


图 7 USB 接口电路

3.4 AT89C2051 模块电路

信号调理过的脉搏信号经过整形后, 得到 TTL 电平的矩形波, 此信号连接 CD4011, 经反向后输入 AT89C2051, 电路原理图如图 8 所示。人机交互由按

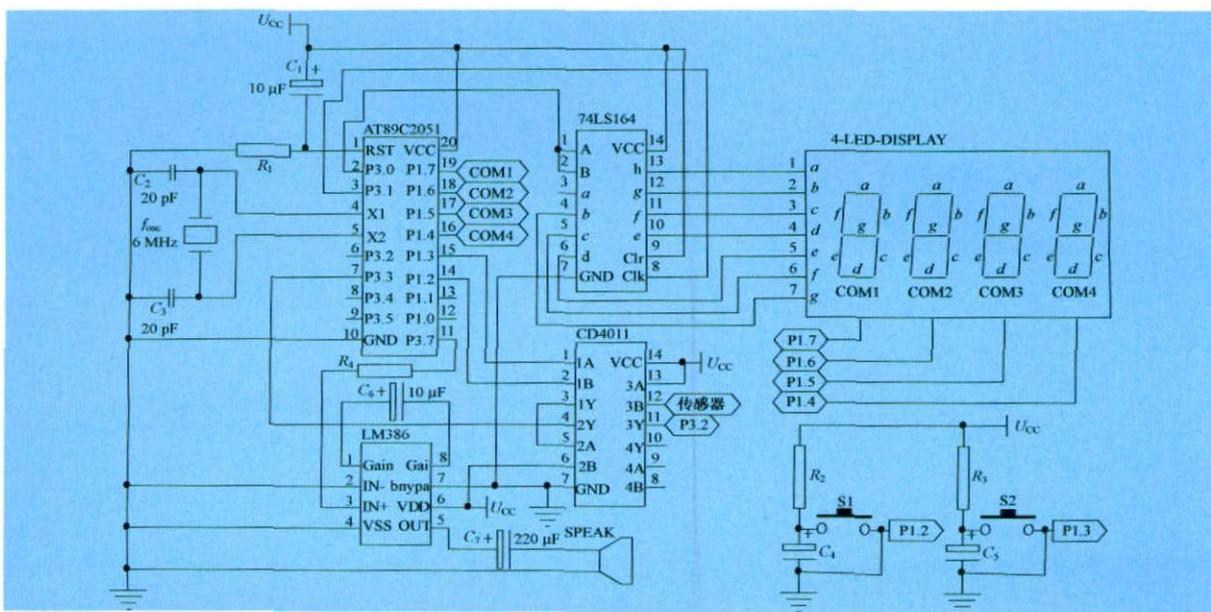


图 8 AT89C2051 模块电路

键模块、显示模块和报警模块组成。按键模块电路采用硬件电容消抖, 按键每按下一次, 电路输出一个负脉冲, 设有 2 个按键, 一个是“复合”功能键 S_2 另一个是“调节”功能键 S_1 并具有复用功能。显示模块电路采用 4 位 LED 数码显示, 由于 AT89C2051 的 I/O 口较少, 电路采用动态显示, 并通过串行口扩展来实现。报警电路由功率放大器 LM386 和音乐蜂鸣器组成^[7,8]。

4 系统软件设计

软件是用户与硬件之间的接口界面, 主要集中在 2 个通道中单片机 AT89C51 和 AT89C2051 的程序设计, 系统中的软件设计、开发和调试采用单片机的汇编语言和 C 语言混合编程, 使用 KEIL C51 软件对程序进行编辑、编译和调试, 使用 PROTEUS 和 Multisim 进行电路的仿真调试。

4.1 平均脉搏的程序设计

平均脉搏的测量采用计数法实现, 连续 6 个 10 s 计数值的累加值即为脉搏跳动次数, 将每次采集到的第 7 个 10 s 脉搏跳动次数覆盖第 1 个 10 s 的脉搏值, 实现了脉搏显示每 10 s 钟刷新一次。瞬时脉搏采用周期的测量方法, 即测量出脉搏跳动一次的周期 T 然后通过 $f = 60/T$ 计算即可得到脉搏的瞬时值。

4.2 A/D 转换电路程序设计

ADC0809 是一个 8 通道逐次逼近型 A/D 转换芯片, 其工作过程是: 首先输入 3 位地址, 并使 $AIE=1$, 将地址存入地址锁存器中。此地址经译码选通 8 路模拟输入之一到比较器。START 上升沿将逐次逼近寄存器复位。下降沿启动 A/D 转换, 之后 EOC 输出信号变低, 指示转换正在进行。直到 A/D 转换完成, EOC 变为高电平, 指示 A/D 转换结束, 结果数据已存入锁存器, 这个信号可用作中断申请。当 OE 输入高电平时, 输出三态门打开, 转换结果的数字量输出到数据总线上。设计中仅用到了 1 路信号, 因此可以将 ADC0809 的 3 根地址线全部接地, 这样将锁定模拟信号输入通道为 IN0 流程图如图 9 所示。

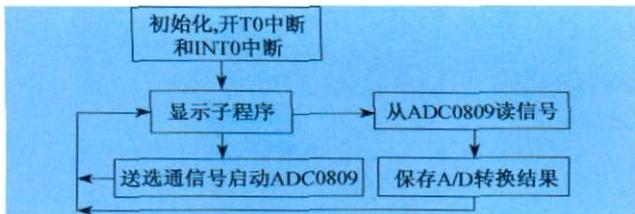


图 9 A/D 转换电路流程图

4.3 USB 通信电路程序设计

装置采用 9.6 kb/s 的波特率, 经过计算定时器在

模式 2 的状态下初值为 0FDH 流程图如图 10 所示。

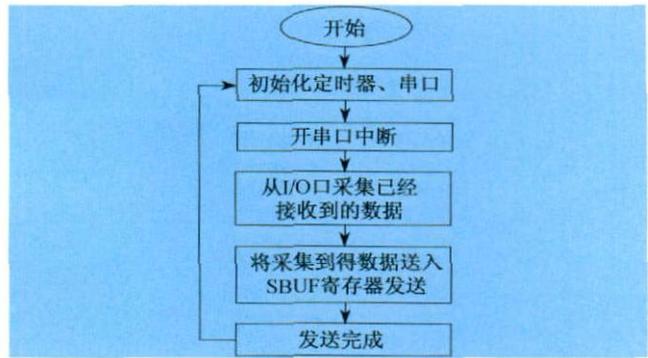


图 10 USB 通信电路流程图

5 结语

设计的脉搏检测实验装置, 其一通道为有效睡眠测定控制器, 已申报了国家发明专利, 进入实质性审查阶段, 其外观设计可做成整体式手表结构或分体的连线式结构, 具有结构简单、工作稳定可靠、测量精度高、功耗低、便携性好、功能齐全等优点; 另一通道可以较好的还原脉搏信号, 通过监测脉搏进行脉搏信号分析的研究。

参考文献 (References)

- [1] 刘冠军. 脉诊 [M]. 上海: 上海科学技术出版社, 1979: 12-46
- [2] 卢超. 基于熵的多点脉搏传感器信息融合方法 [J]. 佳木斯大学学报 (自然科学版), 2009(5): 703-705
- [3] 罗志昌, 张松. 脉搏波的工程分析与应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2006
- [4] 卢超. PVD 型脉搏传感器信号处理电路的设计 [J]. 齐齐哈尔大学学报 (自然科学版), 2009(6): 6-10
- [5] Cohn JN, Finkelstein S, McVeigh G. Noninvasive pulse wave analysis for the early detection of vascular disease [J]. Hypertension, 1995, 26: 503-5
- [6] 沙占友, 葛家怡, 孟志永. 集成化智能传感器原理与应用 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2004
- [7] 卢超. 基于 HK2000-A 脉搏传感器的睡眠定时器 [J]. 传感器与微系统, 2007(12): 81-83
- [8] 卢超. 基于单片机的睡眠定时实验装置 [J]. 医疗设备信息, 2007(8): 16-18
- [9] 吴水才, 刁越. 基于脉搏波的新型血流参数检测仪的研制 [J]. 北京工业大学学报, 2005(2): 189-193
- [10] 卢超. 单片机同 PC 机通信的一种新方法 [J]. 矿山机械, 2007(4): 105-107
- [11] 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
- [12] 卢超. 基于 PC 机与单片机分布式温度采集系统的设计 [J]. 仪表技术与传感器, 2007(6): 38-40
- [13] 蔡铁晰, 沈兰荪, 黄祥林. 脉象分析仪的研究进展 [J]. 电子测量与仪器学报, 2002, 16(4): 55-60