

# 基于 FPGA 的心音信号采集\*

王晓燕, 曾庆宁, 粟秀尹

(桂林电子科技大学 信息与通信学院, 广西 桂林 541004)

**摘要:** 设计了基于 FPGA 的心音采集系统, 该系统包括高性能的心音传感器、预处理电路、A/D 转换电路和串口通信电路。传感器将心音信号转换成电信号, 通过预处理电路的放大和滤波, 再经过 A/D 转换电路送到 FPGA, FPGA 把现场采集到的数据及时可靠地传递给 PC。实验结果表明, 该系统能无创、快速、廉价地采集心音信号。

**关键词:** 心音信号; A/D; FPGA

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2012)11-0028-03

## Heart sound signal collection based on FPGA

Wang Xiaoyan, Zeng Qingning, Su Xiuyin

(College of Information and Communications, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China)

**Abstract:** This paper introduces a type of heart sound collection system based on FPGA. The system consists of high performance sensor sampling heart sounds, the preprocessing circuit, the A/D conversion module and serial communication circuit. Sensors transfer heart sound signal into electrical signal, which is amplified and filtrated through the pretreatment circuit, and then sent to the FPGA after A/D conversion circuit. FPGA will transfer the collected data to PC. The experiment results show that the system can collect heat sounds signal noninvasively, fast and cheaply.

**Key words:** heart sound signal; A/D; FPGA

目前, 心血管疾病的诊断主要分为无创诊断和有创诊断法两种。其中, 无创诊断包括心电图、动态心电图和心音图、超声心动图以及现代医学成像技术<sup>[1]</sup>; 有创诊断主要指动脉造影技术, 但是会带来并发症。非常严重的心血管疾病并不能够通过心电图做出正确诊断, 而早期的心脏病变会引起心音信号成分的变化, 通过心音图分析心音成分以及杂音, 能对早期心血管疾病做出正确诊断。心音信号是一种非常微弱的随机信号, 在采集过程中不可避免地引入了噪声。韦哲等人设计了基于声卡的心音信号采集与处理系统<sup>[2]</sup>, 该系统充分利用了计算机资源, 但是电脑本身存在较大噪声, 采集到的信号信噪比较低。童英华设计了基于单片机的心音、脉搏信号采集系统<sup>[3]</sup>, 但是单片机存在传输速率低的问题。本文设计了基于 FPGA 的心音采集系统, 该系统采集到的心音信噪比较高, 适宜后续研究。

### 1 采集系统整体方案设计

本采集系统框图如图 1 所示, 该系统由心音传感器、信号预处理电路、A/D 转换电路以及 PC 等构成。其中, 信号预处理电路首先对心音信号进行前级放大, 然后经过带通滤波 (由低通滤波电路和高通滤波电路构成), 最后经过后级放大电路处理。带通滤波电路可以通过开关控制, 前级放大的输出可以通过开关控制直接跳过带通滤波电路直接到后级放大电路, 由于前级信号只将心音信号放大到几百毫伏, 信号仍然很弱, 因此再经过后级放大电路把心音信号放大至 +5 V 范围内, 然后输出到 A/D 转换电路。A/D 转换电路采用 8 bit、32 MS/s 模数转换单芯片 AD9280, A/D 转换后的数据直接传送给 FPGA, FPGA 通过串口将数据实时发送到 PC, 实现整个采集系统。

### 2 采集系统实现

#### 2.1 心音传感器的研究

心音传感器是整个系统中的重要部分, 它的特性对

\* 基金项目: 广西自然科学基金(0639028, 08320072); 桂林电子科技大学人才专项基金(UF11012Y); 广西区研究生创新项目(2011105950810M16)

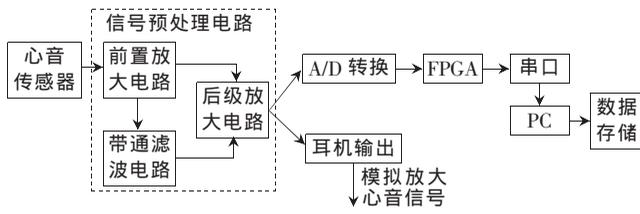


图1 采集系统框图

采集到的信号质量至关重要。本文设计了一款优质、廉价的基于驻极体电容话筒的心音传感器。该传感器灵敏度高,抗干扰能力强,除了能提取出微弱的心音信号外,还能尽量不受外界噪声的干扰<sup>[4]</sup>。本传感器由一个微型驻极体话筒和一个听诊器的听头组成,听诊器选用的带双面探头的欧石130 K。制作时把听诊器的胶管截去,留下约10 cm左右,该传感器对心音的灵敏度比较高,对外界的声音几乎无反应<sup>[5]</sup>。振膜接收到声波后发生相应的振动,同时引起极板间距离的变化,电容计算公式为:

$$C = \epsilon S/d \quad (1)$$

其中, $\epsilon$ 为电解质常数, $S$ 为极板表面积, $d$ 为极板间距离。由式(1)可知,当电容作相应变化时,由于 $R$ 阻值很大,充电电荷 $Q$ 来不及变化,从而引起电容两端的电压发生变化,即:

$$U = Q/C \quad (2)$$

这样,话筒就将声音信号转换成了电压信号。

## 2.2 心音信号预处理电路

### 2.2.1 心音信号前置放大电路设计

传感器输出的心音信号微弱并且夹杂着噪声,为了提取出有用信号,必须进行放大和滤波处理。本文采用同相输入电路,并且输入电路需满足如下要求:

(1)前置级的输入阻抗要足够高,从而保证心音信号的稳定放大。心音信号源本身是一种微弱的振动源,将声波转换为电信号的过程又呈现出高内阻特性<sup>[6]</sup>,粗略估计,与放大器输入端相连的信号源内阻高达100 k $\Omega$ 。

(2)高共模抑制比(CMRR)。生物电放大器的CMRR值一般要求达到60 dB~80 dB。但是放大器前边传感器系统影响了它的实际共模能力,使得共模干扰转化成差模干扰,降低了整个前置级的CMRR。但是通过提高放大器的输入阻抗可以减小这一转化,从而保证高的共模抑制比。

(3)低噪声、低漂移。由于心音信号幅度较低,仅在毫伏级,并且夹杂着较大的热噪声,要让输出信号具有较高的信噪比,就要求放大器的内部噪声较低。为了满足实验需要,选取NE5532运算放大器,它是一种高性能低噪声运算放大器。与大多数的标准运算放大器相比,它具有更好的噪声性能,输出驱动能力和相当高的小信号和电源带宽。前置放大电路前端加了电解电容进行滤波,允许高频成分通过,滤掉低频成分。放大电路如图2所示,放大倍数为 $1 + (R_{11} + R_{12})/R_{14}$ 。

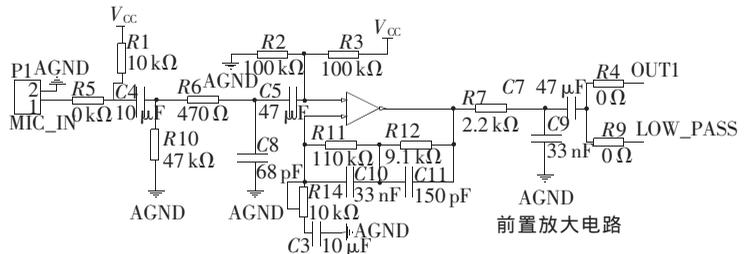


图2 心音信号前置放大电路

### 2.2.2 心音信号高通滤波电路设计

前置放大电路输出的信号并不是纯粹的心音信号,其中夹杂着不少的工频干扰和低频分量<sup>[7]</sup>,如传感器与皮肤的摩擦音、呼吸噪音和记录仪器的干扰等。这并不利于后续分析研究,更有可能淹没心音信号。因此,本文设计了一个高通滤波电路来消除上述噪音,如图3所示。二阶高通滤波器的传递函数为:

$$H(S) = \frac{-C_1 C_2 S^2}{S^2 + S/R_1 \times (C_1/C_2 C_3 + 1/C_2 + 1/C_3) + 1/(R_1 R_2 C_2 C_3)} \quad (3)$$

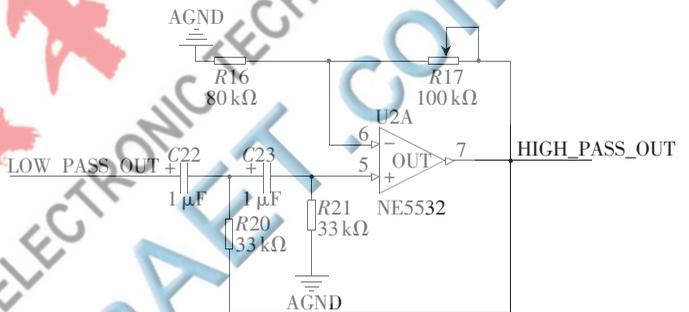


图3 高通滤波电路

设计过程中,查出对应的低通滤波器的参数 $B_L$ 和 $C_L$ ,将它们转化为高通的参数: $B = B_L/C_L$ , $C = 1/C_L$ ,取 $C_1 = C_2 = C_3$ , $K = -1$ ,则截止频率和品质因数可简化为:

$$\omega_c = 1/(C_1 \sqrt{CR_1 R_2}) \quad (4)$$

$$Q = \sqrt{R_1}/(3\sqrt{R_2}) \quad (5)$$

给定 $C_1$ 、 $\omega_c$ ,查表算出 $B$ 和 $C$ ,则有:

$$R_1 = 3Q/(\omega_c \sqrt{CC_1}) \quad (6)$$

$$R_2 = 1/(3Q\omega_c \sqrt{CC_1}) \quad (7)$$

### 2.2.3 低通滤波电路

从高通滤波电路出来的心音信号还混有较高频率的传声器与人体皮肤摩擦产生的干扰,通过低通滤波电路来滤除高频干扰成分,电路图如图4所示。

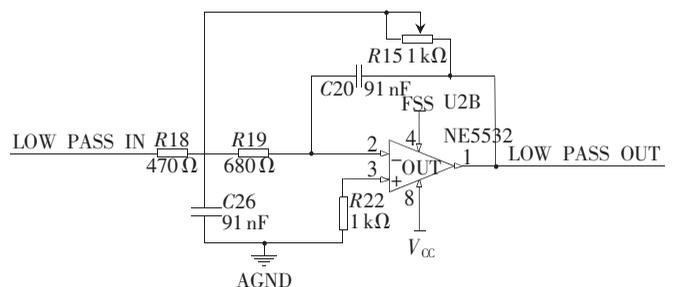


图4 低通滤波电路

2.2.4 后级放大电路

由于前级信号只将心音信号放大到几百毫伏,信号仍然很弱,因此再经过后级放大电路把心音信号放大至+5 V 范围内。后级放大电路如图 5 所示。

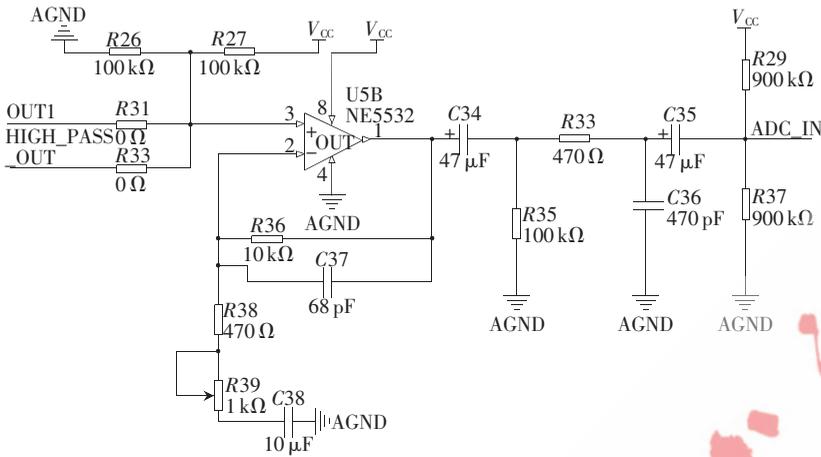


图 5 后级放大电路

2.3 A/D 转换电路

AD9280 是一款单芯片、8 bit 模数转换器(ADC),采用单电源供电,内置一个片内采样保持放大器和基准电压源。它采用多级差分流水线架构,数据速率达 32 MS/s,在整个工作范围内保证无失码。输入经过设计,使成像和通信系统的开发更加轻松。用户可以选择各种输入范围和偏移,并可以通过单端或差分方式驱动输入。AD9280 具有一个片上可编程基准电压源。也可以使用外部基准电压,以满足应用的直流精度与温度漂移要求。采用+2.7 V~+5.5 V 电源供电,非常适合高速应用中的低功耗操作。额定温度范围为-40℃~+85℃工业温度范围。A/D 转换电路如图 6 所示。

2.4 FPGA 控制串口通信

结合项目的现有设备 DB2C8 核心板,将信号放大电路和 A/D 转换电路经过 DB2C8 核心板的扩展口,把 A/D 转换的数据传送到 FPGA 芯片 EP2C8Q208,A/D 转换的采样时钟由 FPGA 来控制,利用 FPGA 的 FIFO 存储器存储 A/D 转换的数据,然后控制串口通信的波特率为 115 200 b/s,进行实时传输。FPGA 仿真波形如图 7 所示。FIFO 为异步读写,FIFO 写时钟速率为 8 kHz,读速率为 60 MHz,串口通信的波特率设置为 115 200 b/s,如图 7 所示,PORT\_txd 为串口输出,q 为 FIFO 的读数。

本采集系统在 FPGA 的控制下能够快速、便捷地采集心音信号数据,由采集的数据画出的波形如图 8 所示。本系统数据传输速率高,能在噪声背景下提取出有用的心音信号,使得心音的采集更加方便,心音库的建立变得切实可行。



图 8 心音波形

参考文献

- [1] 邢泰霞,陈天华.基于 DSP 的心音信号采集与分析[J].生物医学工程学杂志,2011,28(2):273-276.
- [2] 韦哲,李战明,程自峰,等.基于声卡的心音信号采集与处理系统的实验研究[J].中国医疗设备,2008,23(10):7-10.
- [3] 童英华.基于单片机的心音、脉搏信号采集系统[D].西宁:青海师范大学,2009.
- [4] 武丽,李翔.新型多功能电子听诊器的机构及工作原理[J].西南科技大学学报,2003,18(1):35-38.
- [5] 石小波,何为.便携式数字化心音分析仪的研究[D].重庆:重庆大学,2006.
- [6] 谭江平.心音信号采集和分析系统的研制[D].重庆:重庆大学,2004.
- [7] 张维栋.心音脉搏信号数据采集程序设计探讨[J].硅谷,2010(7):64.

(收稿日期:2012-01-04)

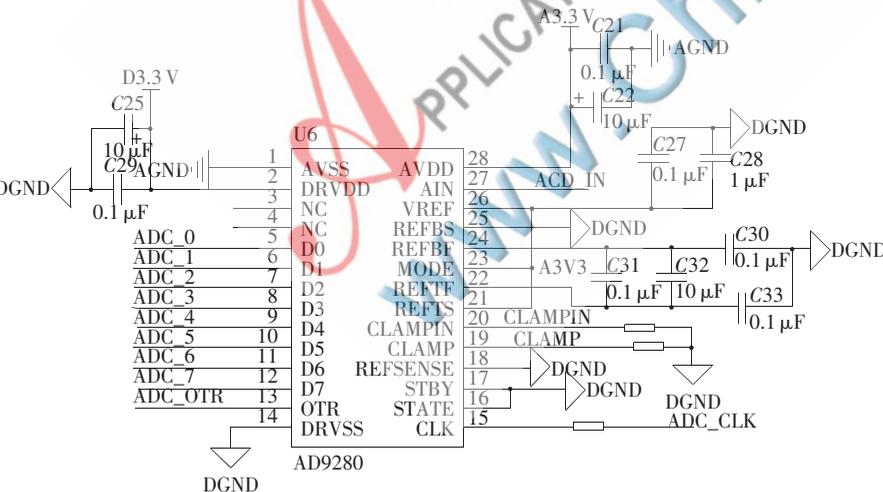


图 6 A/D 转换电路

作者简介:

王晓燕,女,1985 年生,硕士研究生,主要研究方向:医学信号处理。

曾庆宁,男,1963 年生,教授,硕士研究生导师,主要研究方向:语音信号处理,图像信号处理,阵列信号处理等。

粟秀尹,女,1986 年生,硕士研究生,主要研究方向:图像和语音信号处理。

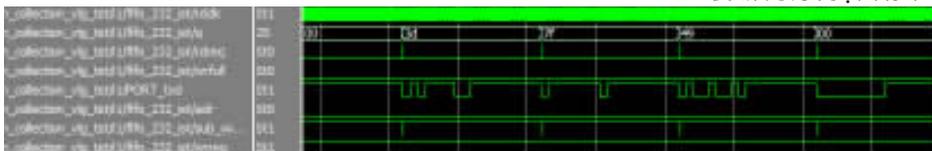


图 7 FPGA 仿真波形