

# 硬件课程设计实验总结

## 电子听诊器

院 系： 电子与信息工程

专 业： 电信工程

班 级： 提高 0901 班

指导教师： 陈林

# 目录

摘要 .....	4
关键词 .....	4
Abstract .....	4
Key words .....	4
第一章 听诊器的背景知识.....	5
1.1 听诊器的发展介绍.....	5
1.2 研究目的和意义.....	5
第二章 开发工具.....	6
2.1 硬件 .....	6
2.1.1 MSP430F2619 特点 .....	6
2.1.2 MSP430F2619 引脚图及结构框图.....	9
2.2 软件 .....	10
第三章 任务概述.....	11
3.1 设计任务与要求.....	12
3.1.1 基本功能.....	12
3.1.2 扩展功能.....	12
3.2 成员组成 .....	12
3.3 设计思路 .....	12
第四章 电子听诊器工作原理.....	13
4.1 总体框图 .....	13
4.1.1 学习板部分框图.....	13
4.1.2 上位机部分.....	14
4.2 程序整体输入输出设计.....	14
4.3 电子听诊器的基本原理.....	15
4.4 信号采集 .....	15
4.5 电压放大器.....	16
4.6 低通滤波器.....	16
4.7 信号输出级.....	17
第五章 电子听诊器的具体设计电路.....	17
5.1 心音传感器及其放大电路.....	17
5.2 心音滤波器.....	18
5.3 直流偏置电路.....	19
第六章 电路仿真分析.....	21
6.1.6.1 总体电路图.....	21
6.2 仿真 .....	21
6.2.1 放大电路输出电压波形.....	21
6.2.2 滤波电路.....	22
6.2.3 直流偏置电路仿真.....	23
6.2.4 总体电路仿真.....	24
第七章 电子听诊器硬件电路.....	25

第八章 心电图的存储与显示.....	26
第九章 心率值的测量.....	27
第十章 心电图在电脑上的存储与显示.....	28
第十一章 电子听诊器软件设计.....	29
11.1 ADC 采样 .....	29
11.2 LCD 显示.....	30
11.3 flash 存储.....	31
11.4 上位机部分.....	32
第十二章 心得体会.....	35

## 摘要

老的听诊器听诊心音，虽然方法简单，但往往难以捕捉到人体内部脏器发出的一些微弱但却非常重要的生物声，致使医生无法及时做出诊断，且诊断的依据主要根据医师的经验，准确性较差。从另一角度讲，人耳对声音的敏感是声强与频率的综合效应，因而一些病理特征难以捕捉。这就需要设计出一种新颖的电子听诊器对听诊音进行定量、准确的分析。目前国内与国外电子听诊器产品在价格、功能上的差异较大，国内产品较国外而言还存在较大差距，自行开发和研制功能强大，性能优良，价格低廉的新型电子听诊器意义重大。电子听诊器心电信号通过拾音器采集，信号通过放大电路、低\高通滤波电路、音频放大器后听到放大后的心音信号。此设备具有良好的分析波形能力，能够将设置好的频率段以外的声音频率滤除，故可以清晰的得到放大以后的心音信号，这样有助于医务人员提高初诊的准确度，也为进一步诊断做好了基础。

**关键词** 电子听诊器；音频放大器；滤波电路

## Abstract

Old stethoscope auscultation, heart sounds, although the method is simple, but often difficult to capture issued by the body's internal organs of the weak but very important biological sound, resulting in doctors can not make a timely diagnosis, and diagnosis is mainly based on physician experience, is poor. From another perspective, the sensitivity of the human ear to sound is the combined effect of sound intensity and frequency, and thus some of the pathological features are difficult to capture. This need to design a new electronic stethoscope auscultation sound quantitative and accurate analysis. Domestic and foreign electronic stethoscope products on price, features domestic product than in other countries, there are still a large gap between their own research and development of powerful, excellent performance, low-priced new electronic stethoscope significant. Electronic stethoscope ECG acquisition, through the pickup signal by the amplifier circuit, low \ high-pass filter circuit, audio amplifier to hear the heart sound signal amplified. This device has a good analysis of the waveform to be able to set a good frequency outside the voice frequency filter, it can clear the heart sound signal after the amplification, which helps the medical staff to improve the accuracy of the newly diagnosed, but also for further diagnosis well basis.

**Key words** Electron stethoscope, Audio frequency amplifier, Rejector

# 第一章 听诊器的背景知识

通过体外获取人体内脏器官活动的声音，医护人员可以初步判断出病因，临床工作中经常要借助于听诊器。然而，传统听诊器存在由于压管压力问题导致的外耳道不适、音质易受干扰等弊端。本设计的电子听诊器由于设有放大器，因此可将微弱的心跳声放大到清晰可闻的程度。电子听诊器除了能清晰的监听病人的胸、腹声音之外，还可以用在搜索机械噪声源等方面，其输出信号还可以用录音设备记录下来，供分析病情或机械故障类型使用。

## 1.1 听诊器的发展介绍

19 世纪雷内克医生，用一根空心木管，长 30cm，口径 0.5cm，为了便于携带，从中剖分为两段，有螺纹可以旋转连接，这就是第一个听诊器，它与现在产科用来听胎儿心音的单耳式木制听诊器很相似。因为这种听诊器样子像笛子，所以被称为“医生的笛子”。雷奈克由此发明了木质听诊用具，是一种中空的直管。雷奈克将之命名为听诊器。后来，雷内克医生又做了许多实验，最后确定，用喇叭形的象牙管接上橡皮管做成单耳听诊器，效果更好。单耳听诊器诞生的年代是 1814 年。由于听诊器的发明，使得雷内克能诊断出许多不同的胸腔疾病，他也被后人尊为“胸腔医学之父”。1840 年，英国医师乔治·菲力普·卡门改良了雷内克设计的单耳听诊器。卡门认为，双耳能更正确地诊断。他发明的听诊器是将两个耳栓用两条可弯曲的橡皮管连接到可与身体接触的听筒上，听诊器是一个中空镜状的圆锥。卡门的听诊器，有助于医师听诊静脉、动脉、心、肺、肠内部的声音，甚至可以听到母体内胎儿的心音。1937 年，凯尔再次改良卡门的听诊器，增加了第二个可与身体接触的听筒，可产生立体音响的效果，称为复式听诊器，它能更准确地找出病人的病灶所在。可惜凯尔的改良品未被广泛采用。近来又有电子听诊器问世，它能放大声音，并能使一组医师同时听到被诊断者体内的声音，还能记录心脏杂音，与正常的心音比较接近。虽然新型听诊器不断问世，但是医师们普遍爱用的仍然是由雷内克设计，经卡门改良的旧型听诊器。

## 1.2 研究目的和意义

沿用了多年的听诊器听诊心音，虽然方法简单，但往往难以捕捉到人体内部脏器发出的一些微弱但却非常重要的生物声，致使医生无法及时做出诊断，且诊断的依据主要根据医师的经验，准确性较差。从另一角度讲，人耳对声音的敏感是声强与频率的综合效应，因而一些病理特征难

以捕捉。这就需要设计出一种新颖的电子听诊器对听诊音进行定量、准确的分析。

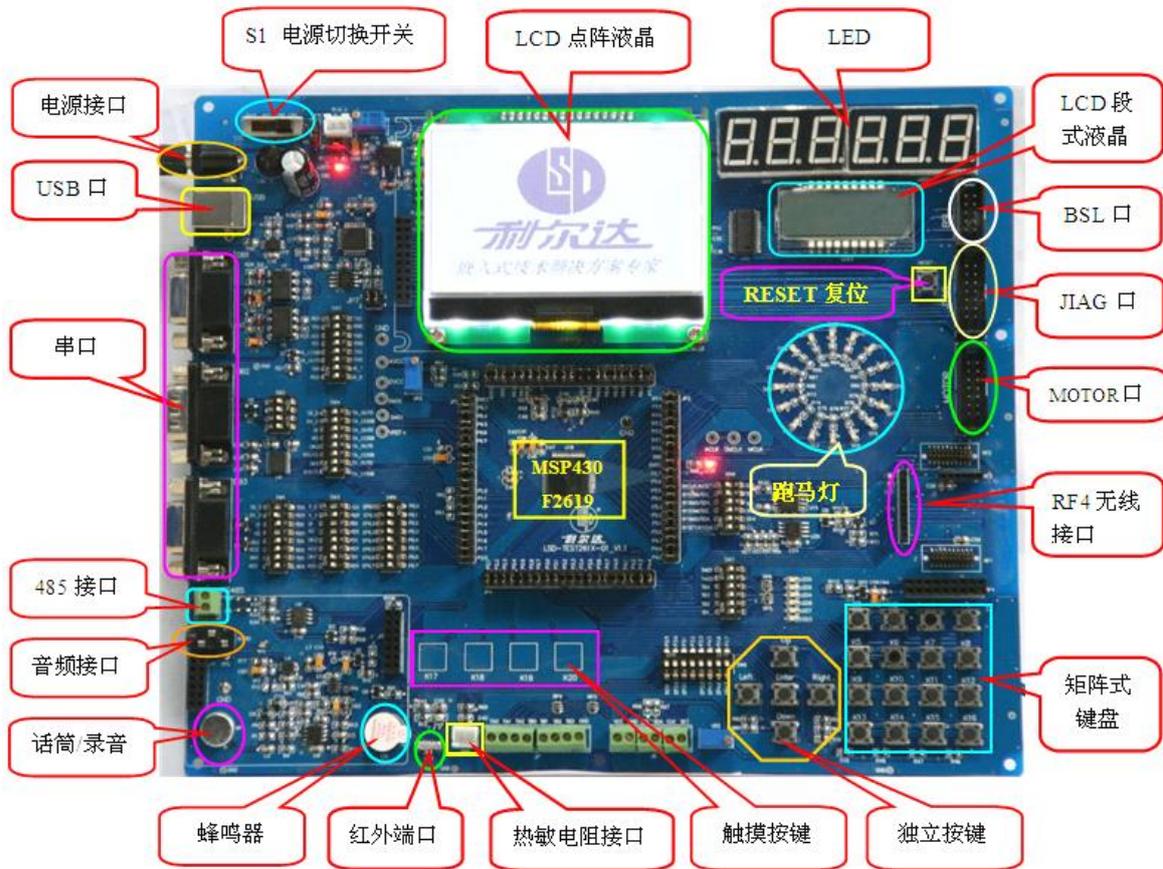
本文设计的电子听诊器包括放大电路、滤波电路、电压比较器电路，还包括输出端的音频放大器，此设备具有良好的分析波形能力，能够将设置好的频率段以外的声音频率滤除，故可以清晰的得到放大以后的心音信号，这样有助于医务人员提高初诊的准确度，也为进一步诊断做好了基础。

## 第二章 开发工具

### 2.1 硬件

#### 2.1.1 MSP430F2619 特点

MSP430 系列单片机是德州仪器(Texas Instruments)公司推出的一种超低功耗的 16 位工业级混合信号微处理器。TI 公司借助其在混合信号与数字技术方面的处于领先的丰富经验构建了 MSP430，使系统设计人员能够同时连接模拟信号、传感器与数字组件，并同时保持无与伦比的低功耗优势。它所具有的鲜明特点使其在许多行业都得到了广泛的应用。

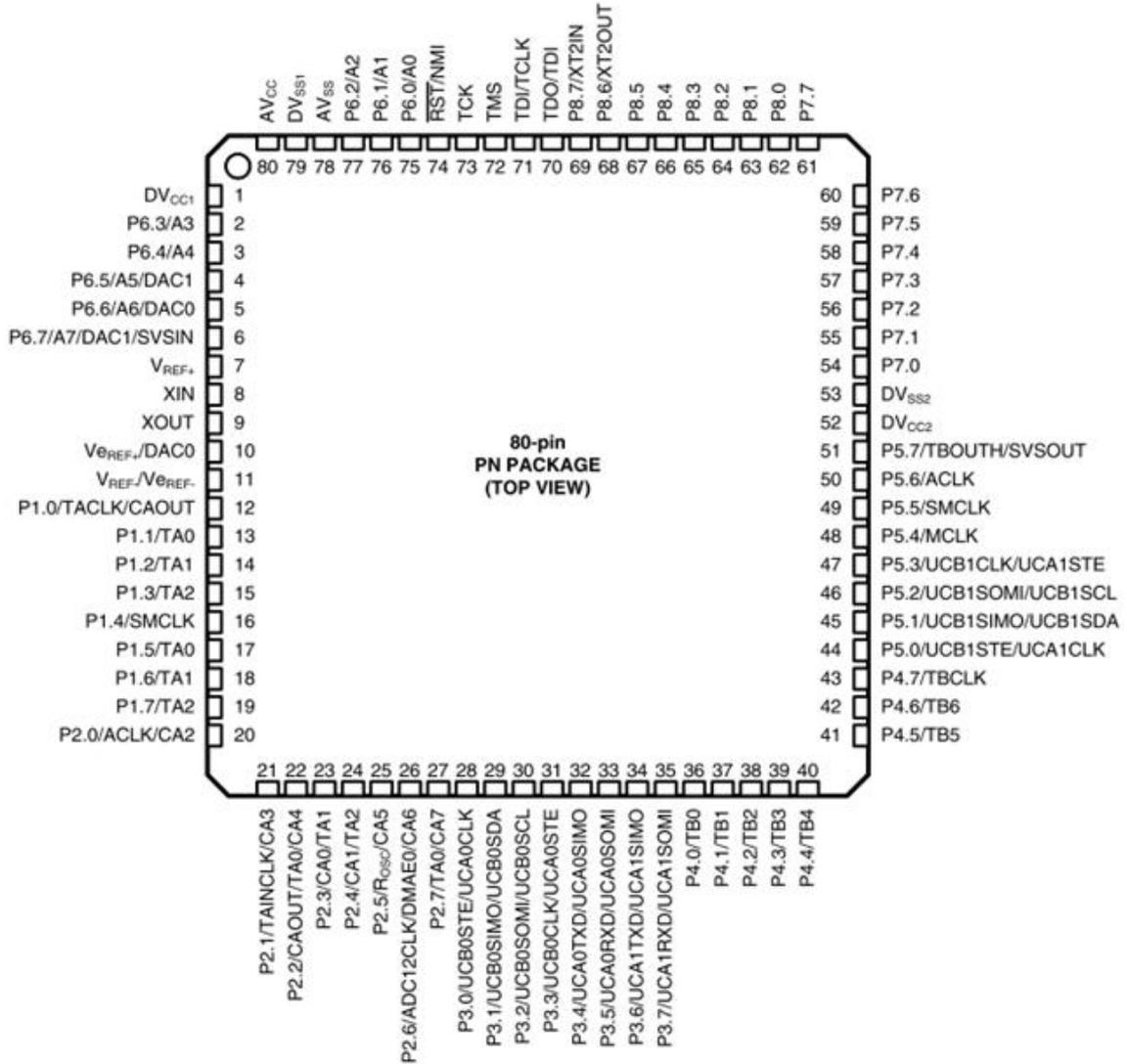


LSD\_TEST430F261x 学习板实物图

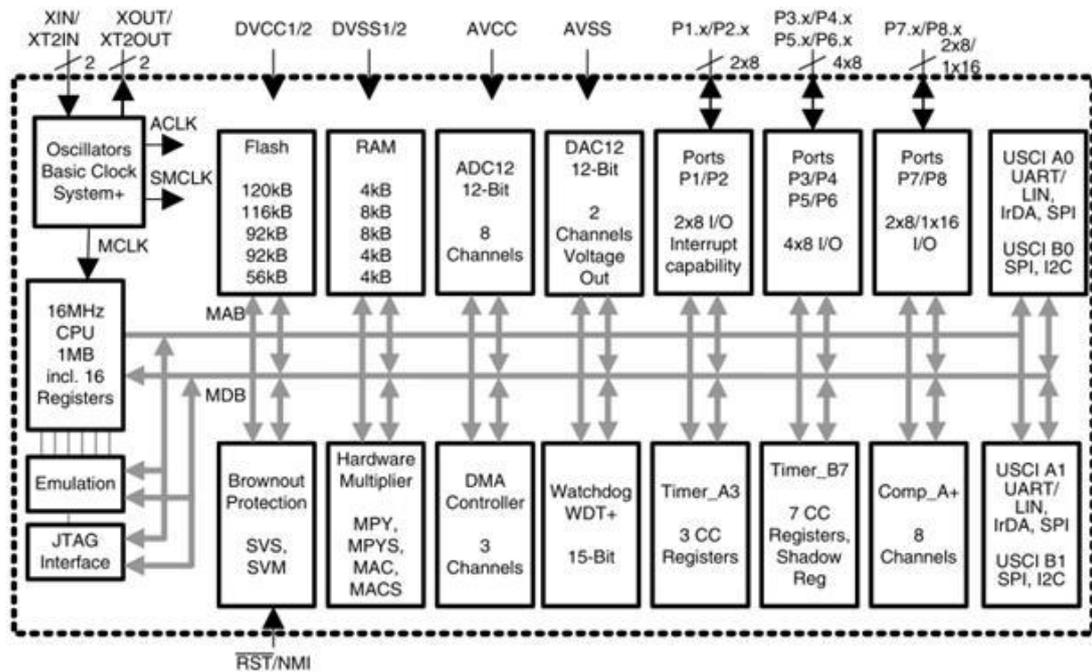
- \* 低工作电压范围：1.8V—3.6V
- \* 超低功耗：
  - (1) 活动模式 365  $\mu$  A @1MHz,2.2V
  - (2) 待机模式(VLO 模式)0.5  $\mu$  A
  - (3) 掉电模式 (RAM 数据保持) 0.1  $\mu$  A
  - (4) 5 种节电模式
- \* 从待机到唤醒的响应时间小于 1  $\mu$  s
- \* 十六位精简指令结构，62.5n 秒的指令执行周期
- \* 基本时钟模块配置：
  - (1) 片内高频时钟源
  - (2) 内部低功耗低频振荡器 VLO
  - (3) 外部低频时钟模块
  - (4) 外部高频时钟模块

- \* 16 位定时器 Timer\_A (三个捕获/比较器)
- \* 16 位定时器 Timer\_B (七个捕获/比较器及映射寄存器)
- \* 片内集成比较器
- \* 四个通用串行通讯接口:
  - (1) 增强型的异步通讯, 支持波特率自动检测。
  - (2) 红外编/解码器
  - (3) 同步通讯 SPI
  - (4) I2C
  - (5) LIN
- \* 带有内部参考源、采样保持、自动扫描特性和数据传送控制器的 12 位 A/D 转换器
- \* 双通道 12 位 D/A 转换器
- \* 1 个硬件乘法器
- \* 3 通道 DMA
- \* 可编程电源掉电检测
- \* FLASH 存储器高达 120KB+256B, RAM 高达 4KB
- \* 串行在线系统编程, 无需外加编程电压, 可选择烧断熔丝来保护代码
- \* 内置自启动引导程序
- \* 基于 JTAG 原理的仿真与调试

## 2.1.2 MSP430F2619 引脚图及结构框图



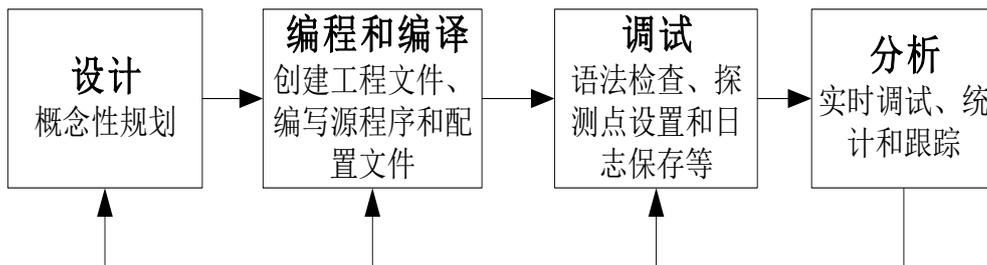
MSP430F2619 引脚图



MSP430F2619 结构方框图

## 2.2 软件

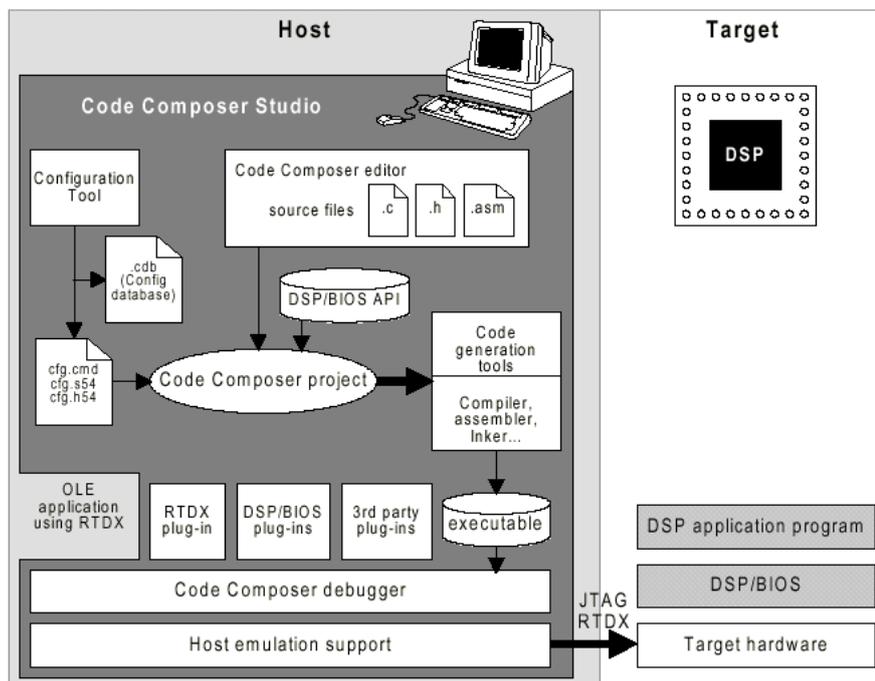
本课程设计采用的 CCS 提供了配置、建立、调试、跟踪和分析程序的工具，它便于实时、嵌入式信号处理程序的编制和测试，它能够加速开发进程，提高工作效率。CCS 提供了基本的代码生成工具，它们具有一系列的调试、分析能力。CCS 支持如下所示的开发周期的所有阶段。



CCS 包括如下各部分：

- CCS 代码生成工具
- CCS 集成开发环境 (IDE)
- DSP/BIOS 插件程序和 API
- RTDX 插件、主机接口和 API

CCS 构成及接口见下图:



CCS 构成及接口

### 第三章 任务概述

听诊器在我们的日常生活中起到了很重要的作用。它是内外妇儿医师最常用的诊断用具，是医师的标志，现代医学即始于听诊器的发明。

## 3.1 设计任务与要求

### 3.1.1 基本功能

- 1) 采集心音信号
- 2) 实现心音信号的去噪
- 3) 识别功能
- 4) 分析功能

### 3.1.2 扩展功能

- 1) 心音的存储
- 2) 心音的回放

## 3.2 成员组成

电信 提高 0901 李 飞	U200914308
电信 提高 0901 孔德莹	U200914652
电信 提高 0901 齐 霁	U200914774

## 3.3 设计思路

- 1) 首先将设计划分为大致几个的模块：  
输入模块：需要由外接电路实现将按键信号输入板子  
控制模块：即芯片的核心模块，用于处理输入的信号，并产生相应的输出结果  
输出模块：将各种控制信息输入到板子 LCD 及喇叭中
- 2) 将三个模块细化
- 3) 设计每个模块的算法
- 4) 写代码具体实现每个模块
- 5) 各模块仿真验证其正确性
- 6) 调试
- 7) 将各模块整合
- 8) 调试程序
- 9) 下载到板子验证程序的正确性

10) 联合调试，确定是硬件还是软件的问题再进一步的解决

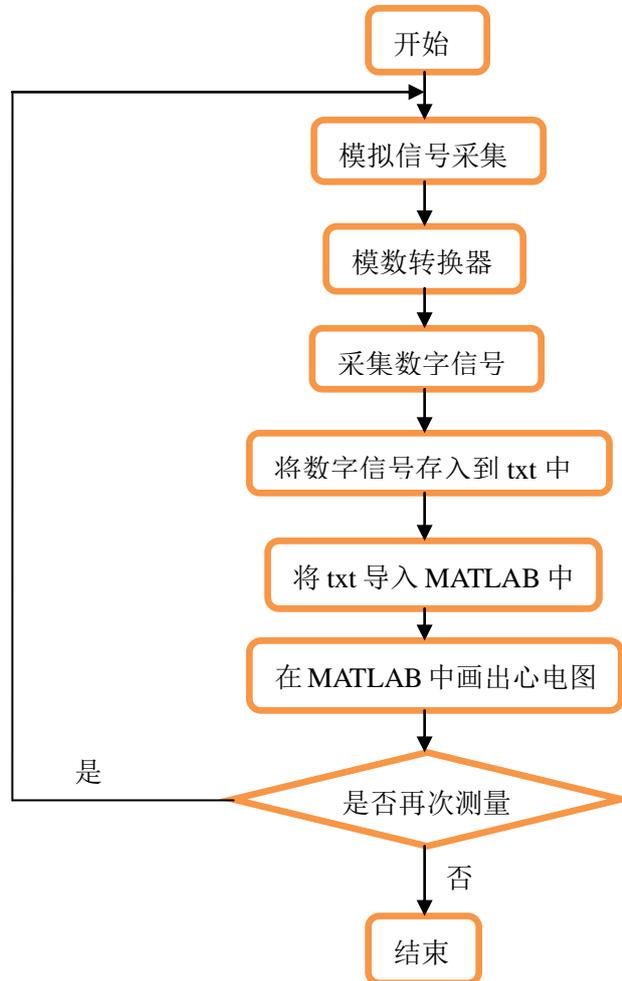
## 第四章 电子听诊器工作原理

### 4.1 总体框图

#### 4.1.1 学习板部分框图



### 4.1.2 上位机部分



### 4.2 程序整体输入输出设计

输入信号：

石英感应器：输入测试者心脏跳动声音

按键 K1：按下按键 K1 后开始测试，可以观察此时的心电图

按键 K2：按下按键 K2 后结束测试，并得到相关数据

按键 K5：选择存储心电图

按键 K8-K11：选择将心电图存入对应的第一到四单元

按键 K7、K12-K14：选择查看对应的第一到第四单元存储的波形

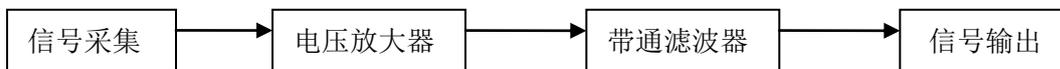
输出信号：

心电图：测试时单片机上与电脑上输出的心电图

心跳数：心脏每分钟跳动的次数

### 4.3 电子听诊器的基本原理

电子听诊器的原理如下图所示，该电子听诊器由两大部分组成：监听部分和心率显示部分。具体由振膜式拾音头、前置级电路、滤波器、功率放大器、比较器和计数显示电路构成。本设计将设计一个电子听诊器，由于其中传声器所接收到的频率信号是很微弱且是宽带的，我们需要把它放大并要求滤除对听诊无用的杂波。因此我们需要做高精度的放大、滤波电路。如果被监测的是心音信号，则它首先将送入前置级电路中，进一步放大后，经过滤波器，滤除放大器本身及外界传入的高频噪声以及心音信号中没有诊断价值的高频成分。而其中滤波器输出的信号，一方面要求经比较器作用后，转换成可驱动计数电路工作的脉冲信号，通过计数显示电路显示心率值；另一方面，要求滤波器输出的信号经功率放大后供多人监听。



电子听诊器原理示意图

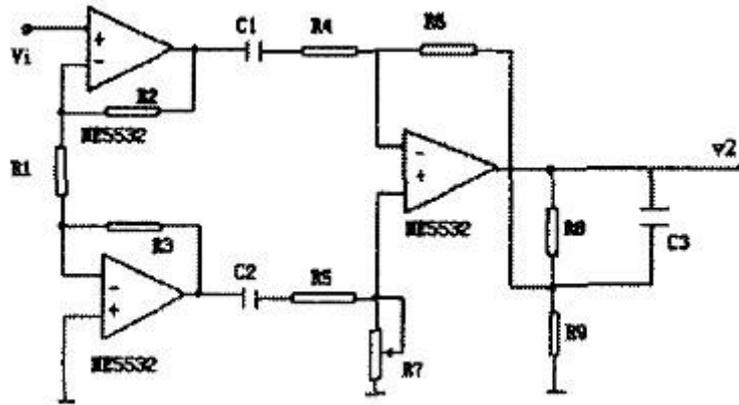
信号采集单元利用石英拾音头将声音信号转变为可供后级单元处理的电压信号。将该电压信号进行放大，再送入低通滤波器，以滤除高频噪声信号。滤波器的输出信号即可输入计算机进行频谱分析。由于患者体内病变的器官或组织会产生异常的声音信号，这些声音信号在其频率与特定的谱线相对应，因此，将频谱分析的结果实时地显示出来，通过对这些谱线的分析能获得更准确和有价值的诊断结果。所获取的声音信号和频谱分析结果也可以保存在计算机里，这既可作为诊断的依据，也可用来判断治疗的效果。电子听诊器的结构框图见下图。

### 4.4 信号采集

信号采集级选用普通的振膜式拾音头,用一端橡皮管与驻极体话筒连接。将驻极体话筒放置在橡皮管内，由拾音头捡拾到的心音信号通过橡皮管传给驻极体话筒，起到捡拾心音信号的作用。

## 4.5 电压放大器

根据后级电路处理要求，有必要对采集到的电压信号进行放大。电压同相放大电路示意图见下图。

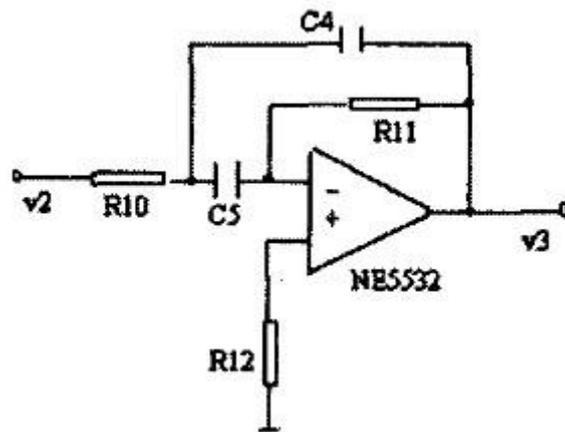


电压放大电路示意图

在电路中，输入电压和输出电压存在计算关系，所以通过调节分压器  $R_4$  可以使该电路的输出电压限定在合适的范围里。

## 4.6 低通滤波器

为滤除得到的电压信号中的噪声信号，以便于后级数字电路对获得的信号进行快速傅里叶变换，可以采用二阶巴特沃思低通滤波器对信号进行滤波，见下图



二阶低通滤波电路示意图

该电路的转折频率可由计算得到，结合考虑相移因素，可以得到一组合适的电阻、电容参数值。

## 4.7 信号输出级

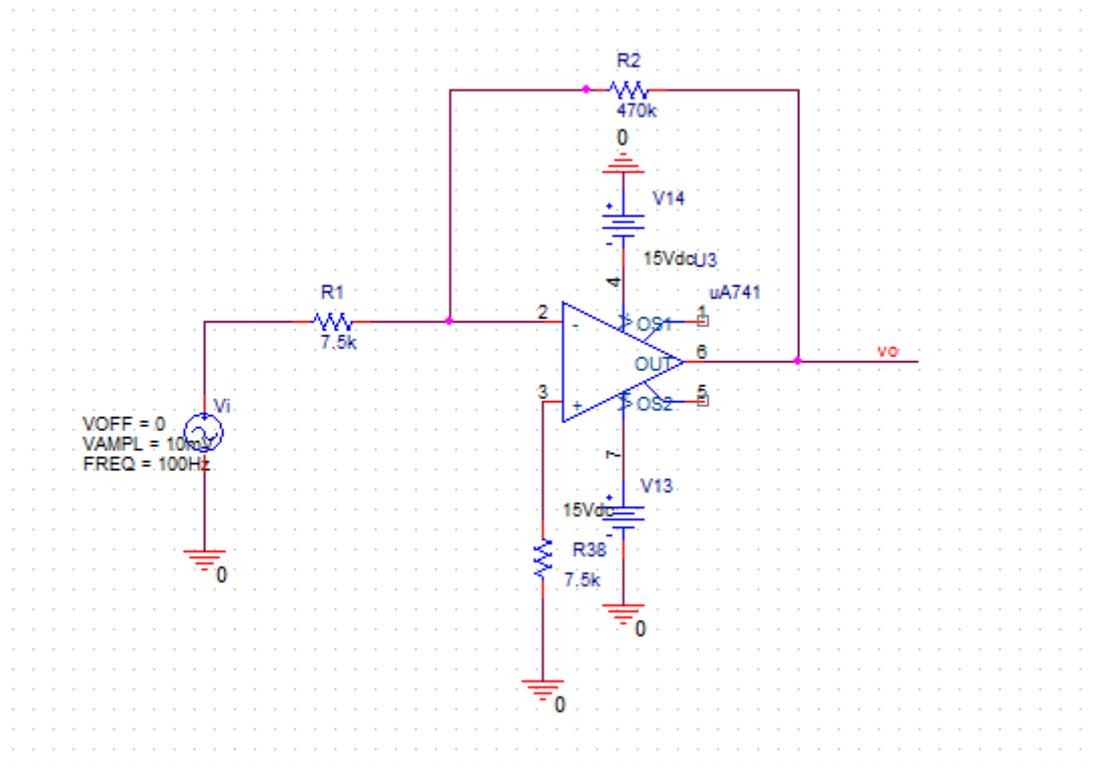
通过上面介绍的几个环节的处理，已经得到一个可进行数字处理的声音检测信号。在信号处理级，该信号可被送入数字信号处理芯片的 A/D 转换口，将其转变为数字信号，在芯片内部，通过对采集到的信号进行快速傅里叶变换即可得到被检测信号的频谱。该频谱可用示波器显示出来。由于患者体内的病变部位或组织会发出一些异常的杂音，该杂音在示波器屏幕上与一定频段的谱线相对应。因此，对获得的频率信号的观察将使诊断更为准确。获得的频谱信号也可以保存在计算机的存储空间，在对患者的医治过程中，通过对比研究多次测量获得的频谱信号，医护人员可以准确地判断出医疗效果。

# 第五章 电子听诊器的具体设计电路

## 5.1 心音传感器及其放大电路

由于心音频率为 40~300 Hz，肺音频率为 100~1500 Hz，肠鸣音频率为 20~1500 Hz 内，均在人耳所能听到的声音范围的中低频率段，因此选用话筒作为声音传感器。在声音传感器(话筒)中又有很多种：驻极体式、动圈式和电容式等。对传感器的选取原则是：灵敏度高，抗干扰能力强，除了要提取微弱的心、肠、肺音的信号外，还要求它不受人声等信号的干扰，因此需要指向性为心型的传声器。驻极体式话筒的灵敏度高，价格低，但指向性不佳；动圈式话筒的灵敏度欠佳，但是指向性最好，价格也较贵；电容式话筒的灵敏度最好，声音特性最为平坦，容易受干扰，价格也很贵。考虑到诸多因素，故选用驻极体式话筒。

传感器放大电路如下图所示。电路以 NE5532 集成运放构成对称放大电路，在信号传输的过程中采用双芯屏蔽线，在传输的末端利用差分放大电路的共模抑制特性将信号传输过程中的各种温度、电磁波、电源等造成的外界噪声干扰信号抑制和抵消掉。工作原理如下：由心脏发出的声音经驻极体式话筒转化为电信号后，通过电路放大。因为放大器的工作原理是点 2 与点 3 的电压相同，且无电流，所以  $V_2=V_3=0V$ ，从而可以知经过 R1 与 R2 的电流相同，根据这个可以计算出放大倍率为  $R_2/R_1=470/7.5=62.67$  倍。

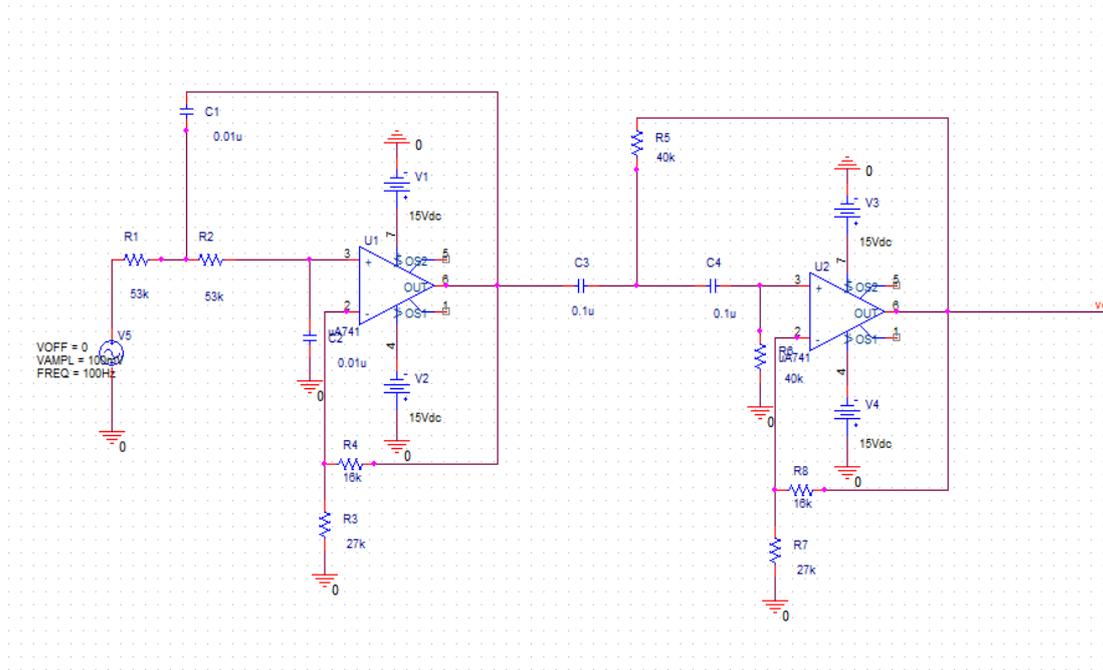


传感器放大电路示意图

## 5.2 心音滤波器

心音的频率范围是 40~300Hz，肠音的频率范围是 20~1500Hz，肺音的频率范围是 100~1500Hz。根据它们的频率分布特点，适当的选择高通、低通滤波器，再设置一个多向选择开关对它们进行分别选取，就能设计出一个可以分别听取心、肺、肠音的多功能电子听诊器。

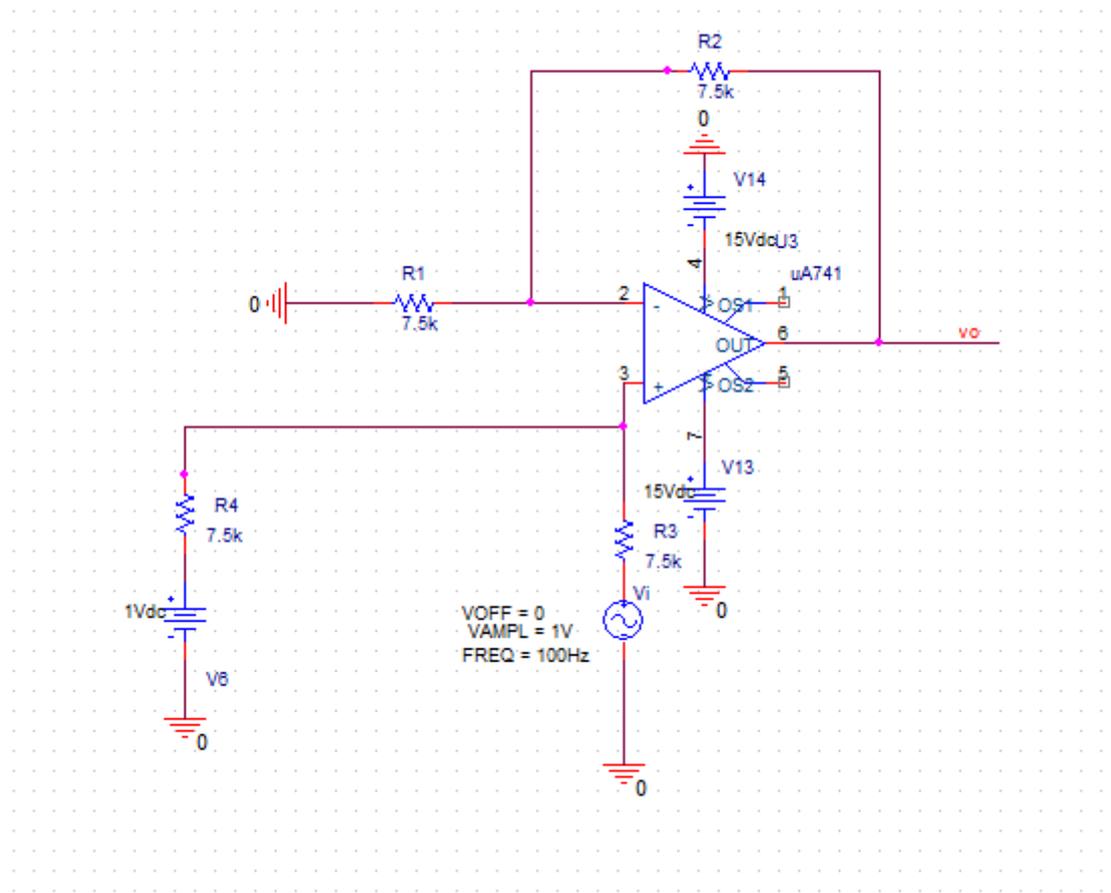
带通滤波器实际上由一个高通滤波器和一个低通滤波器这两个滤波器共同组成。右下图可知，由于电容通高频阻低频，所以 C1、R1、R2 组成了低通滤波器。截止频率  $f_1 = 1/(2 * \pi * R1 * C1) = 1/(2 * \pi * 53K * 0.01u) = 300Hz$ 。即得到一个截止频率为 300K 的低通滤波器。而 C3、C4、R5 组成了高通滤波器。截止频率  $f_2 = 1/(2 * \pi * R5 * C3) = 1/(2 * \pi * 40K * 0.1u) = 40Hz$ 。即得到一个截止频率为 40K 的高通滤波器。这两个滤波器叠加起来就组成了一个通带为 40Hz-300Hz 的带通滤波器。



带通滤波器

### 5.3 直流偏置电路

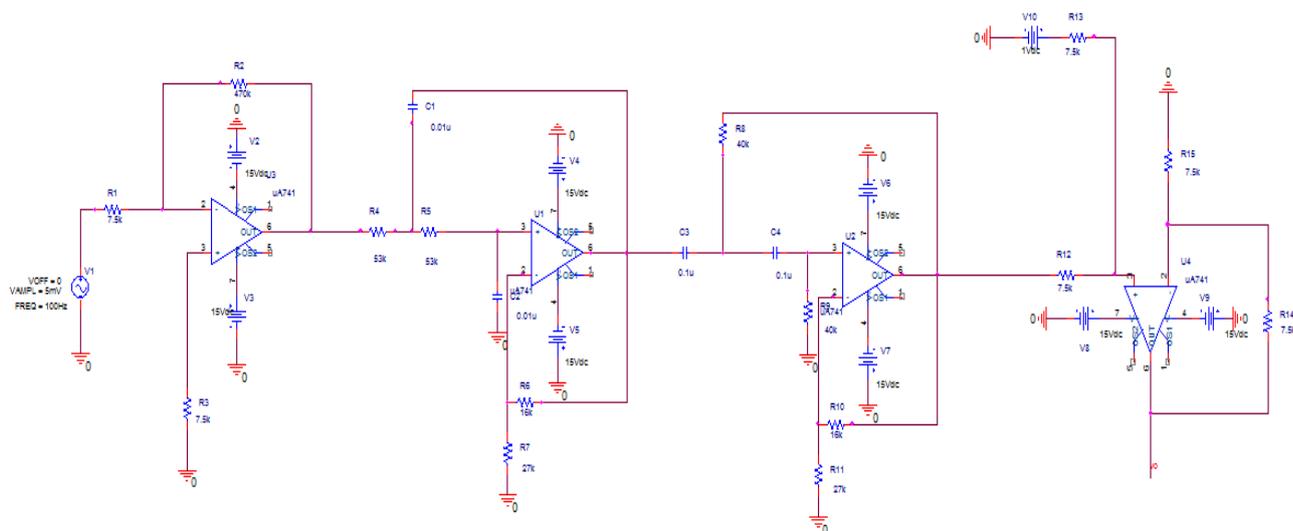
因为 msp430ADC 模块不能转换负电压，所以加的偏置，让它成为正电压。电路原理如下图所示。



直流偏置电路示意图

## 第六章 电路仿真分析

### 6.16.1 总体电路图

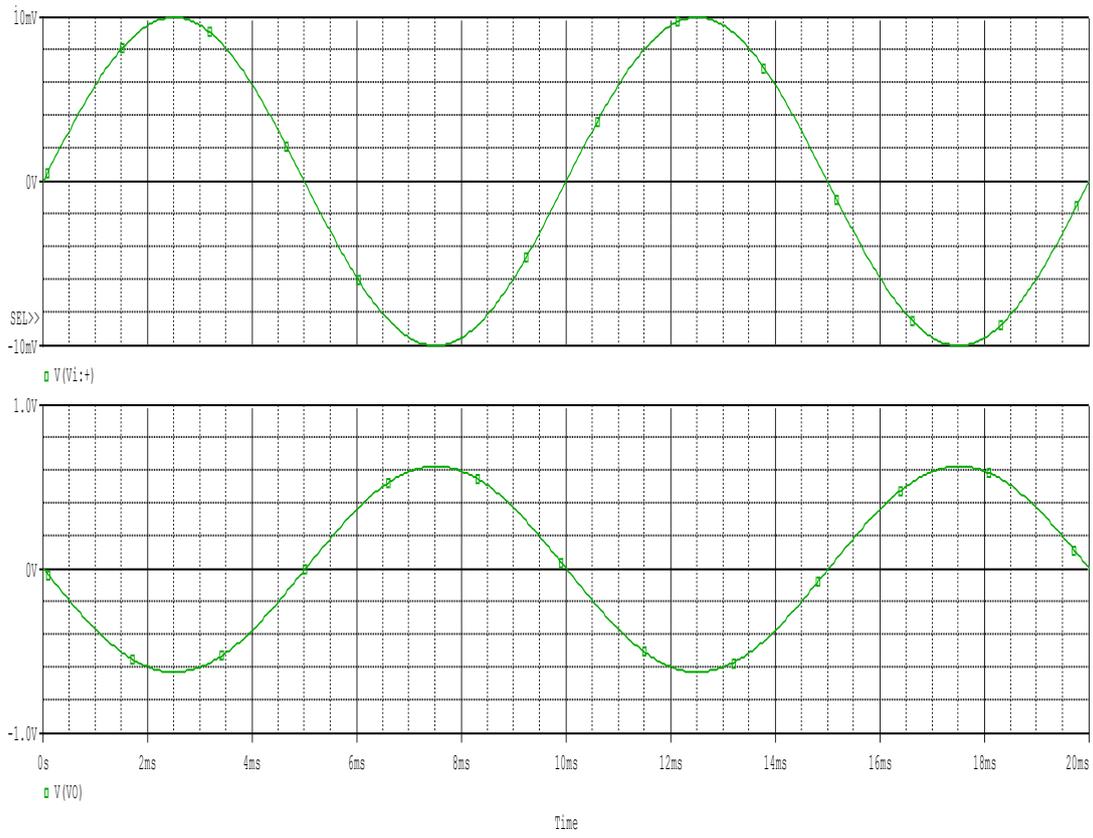


即将上面的放大电路、滤波电路和直流偏置电路连接起来，得到硬件总体电路。

## 6.2 仿真

### 6.2.1 放大电路输出电压波形

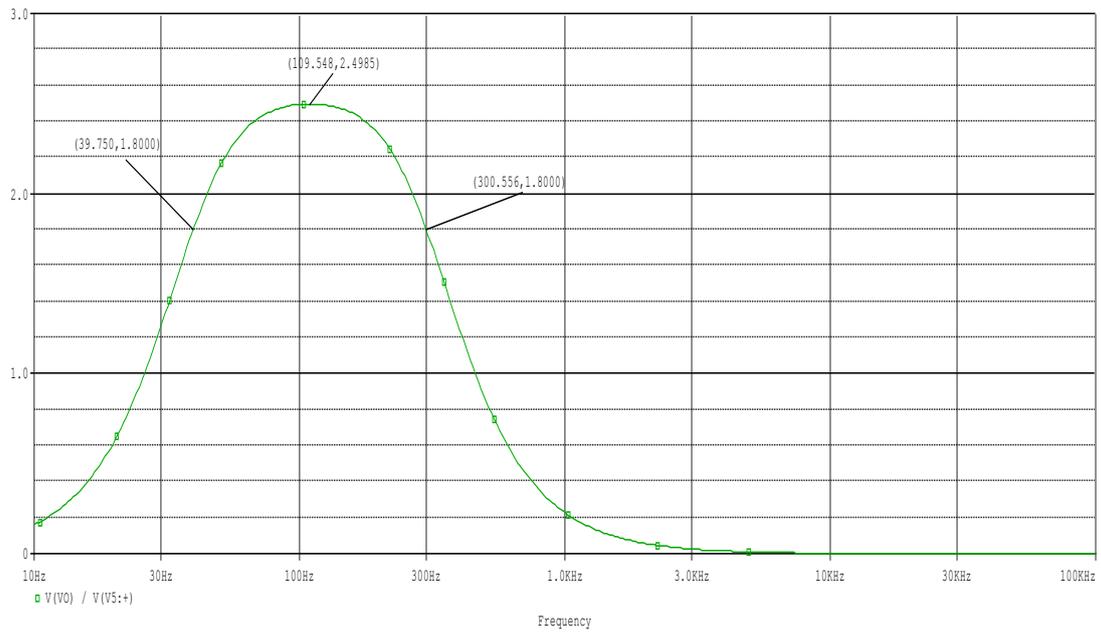
放大部分仿真曲线,由图可以看出能将 10mV 左右的电压放大至 1V 左右:



通过运放后电压仿真波形

## 6.2.2 滤波电路

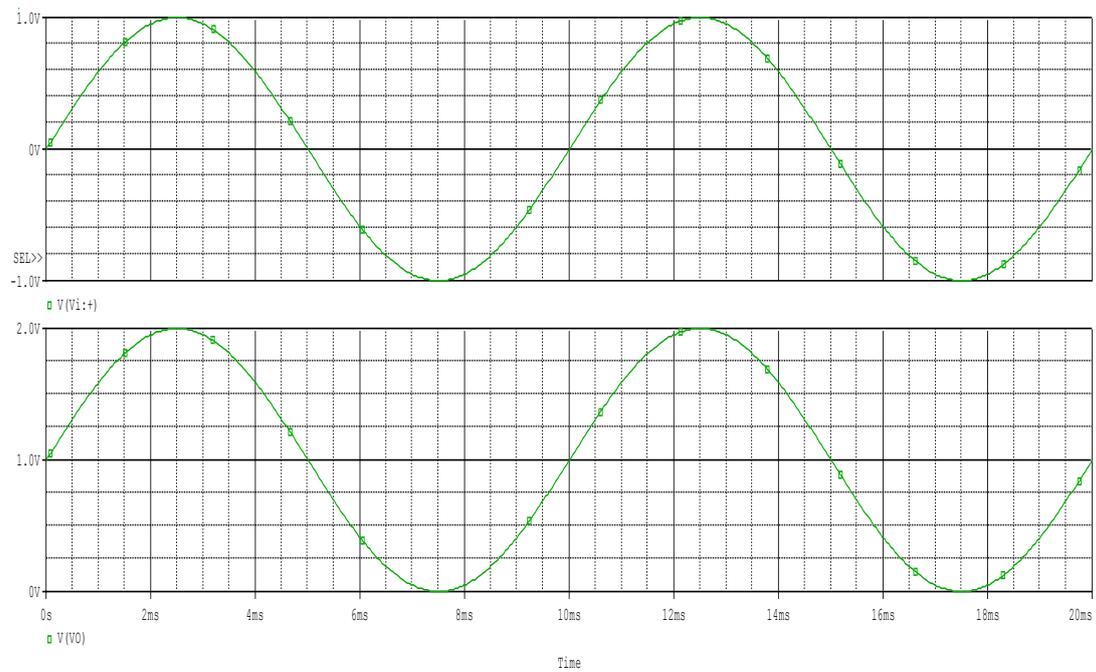
仿真滤波后的得到的波形如下图，分析频谱特性，带通滤波器幅频响应曲线可以看出通带大概为:40Hz 到 300Hz，即我们需要的带通滤波器。



滤波功能频谱特性

### 6.2.3 直流偏置电路仿真

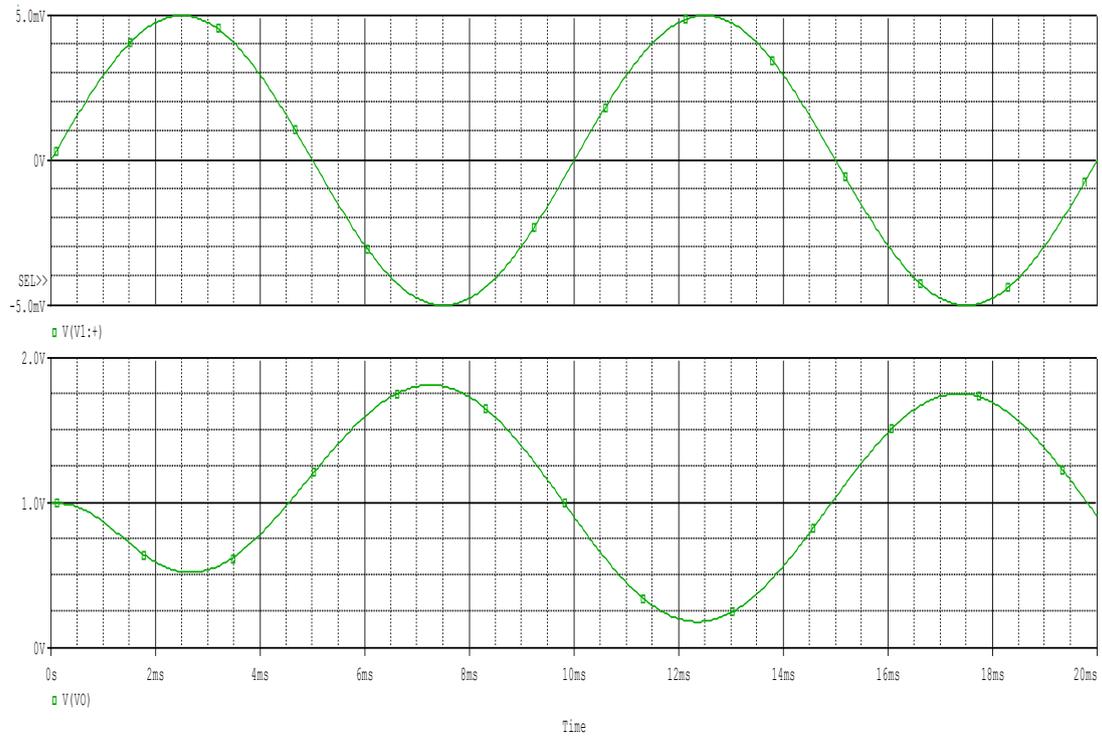
直流偏置电路仿真曲线如下,由图可以看出该电路将电压进行了正 1V 偏置:



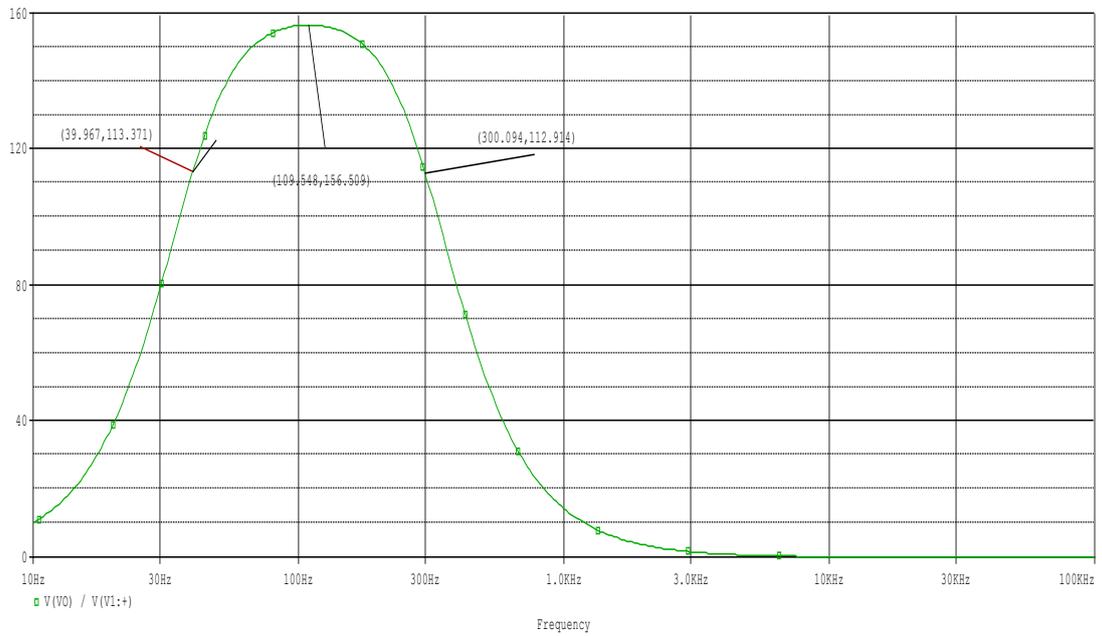
直流偏置电路仿真曲线

## 6.2.4 总体电路仿真

输入电压 VI 与输出电压 VO 的波形：

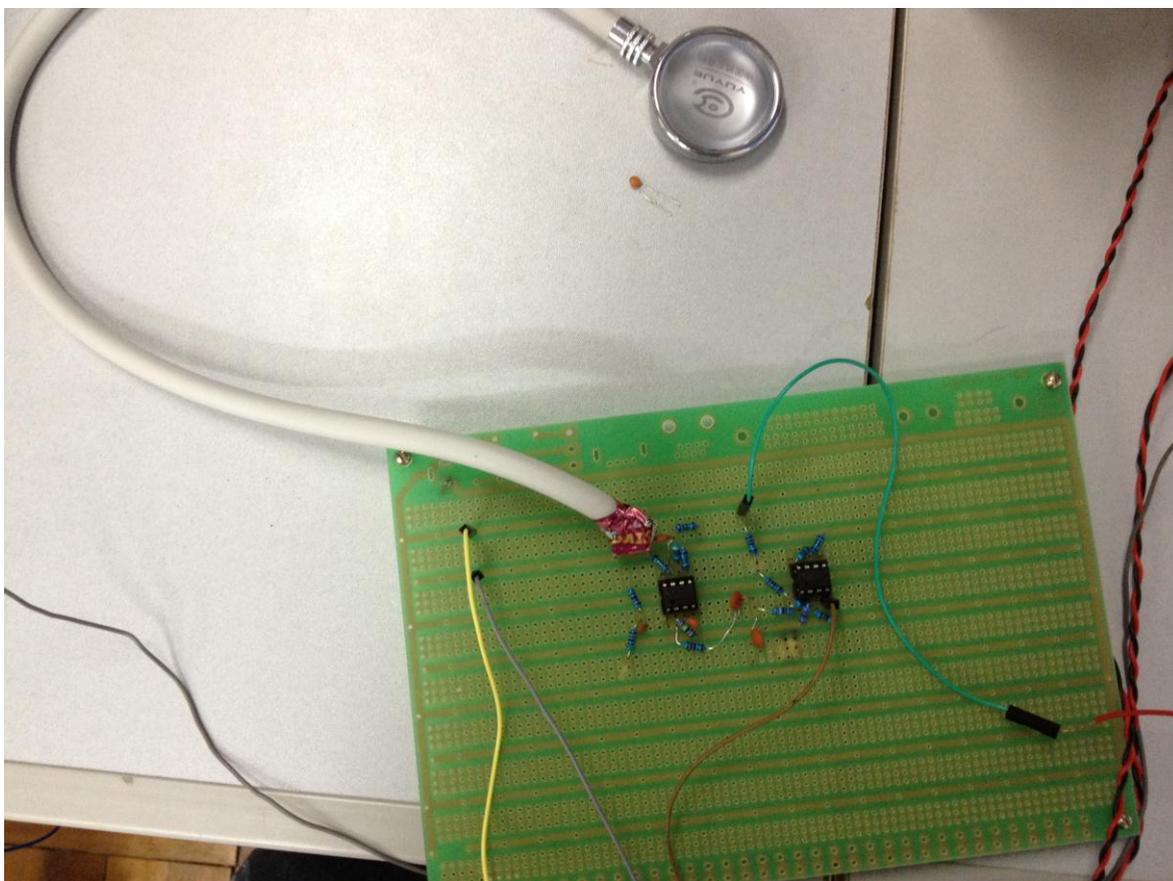


输入电压 VI 与输出电压 VO 的频率关系：



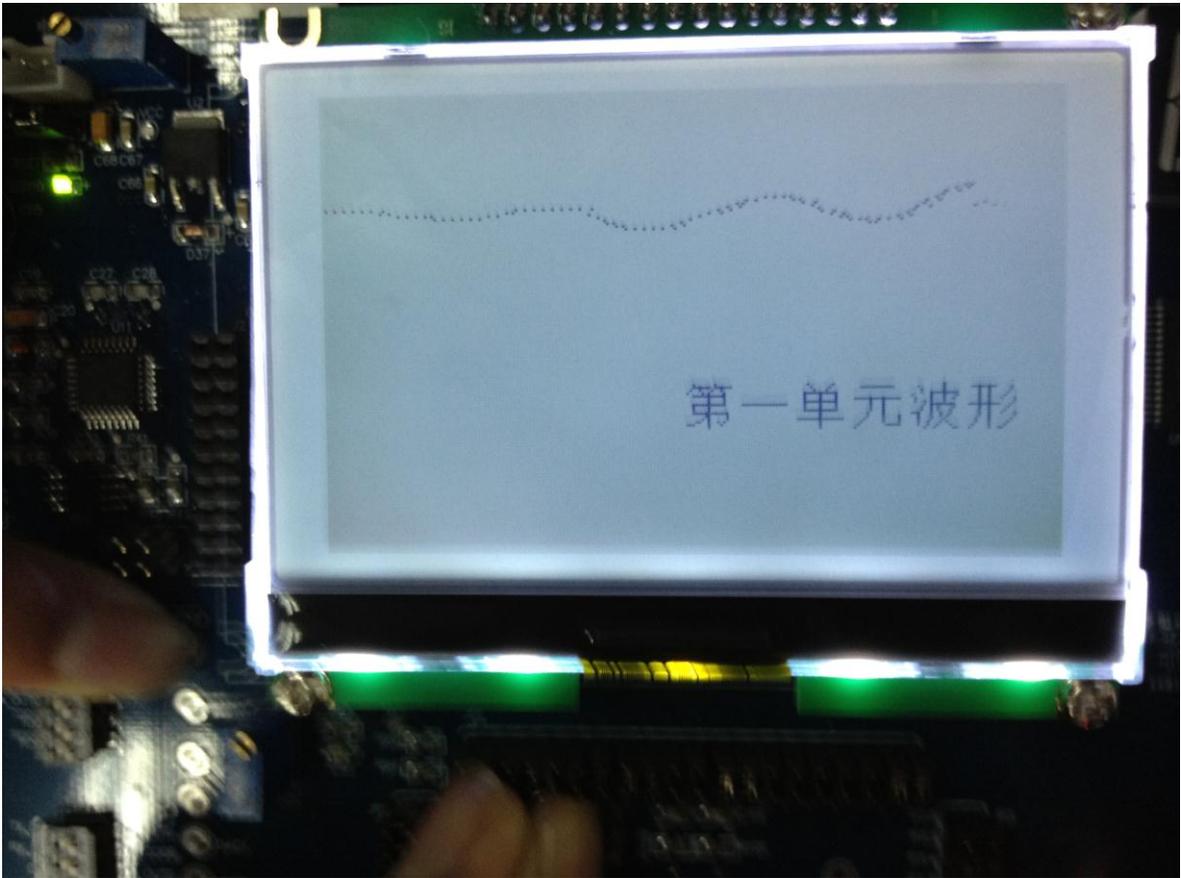
实际上就是体现了带通滤波器的滤波特性。

## 第七章 电子听诊器硬件电路



硬件电路中，由振膜式听诊器输入，经过放大器和滤波器的处理可以得到我们需要的合适的心电信号。

## 第八章 心电图的存储与显示



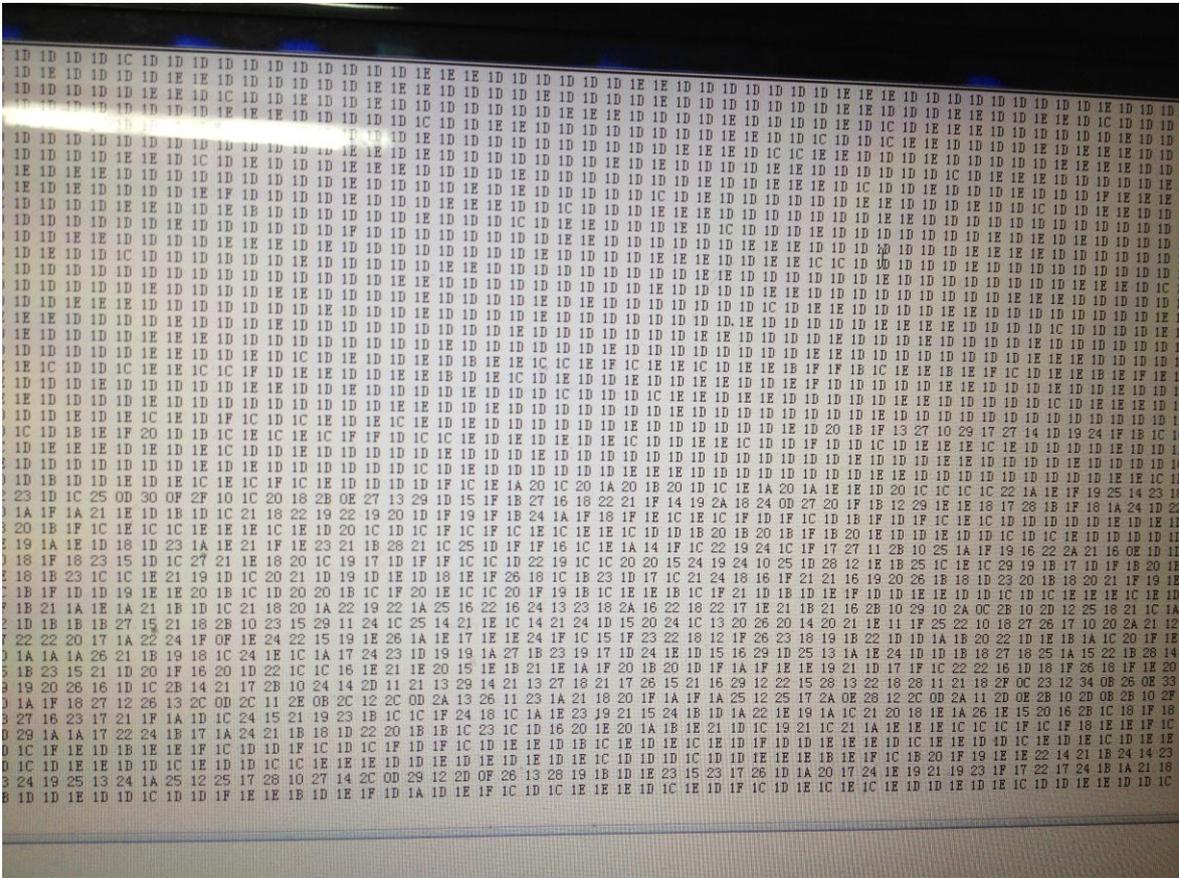
开始运行学习板后，选择开始存储功能，之后选择存储的单元。存好后，可以选择存储单元来提取对应的波形。

## 第九章 心率值的测量

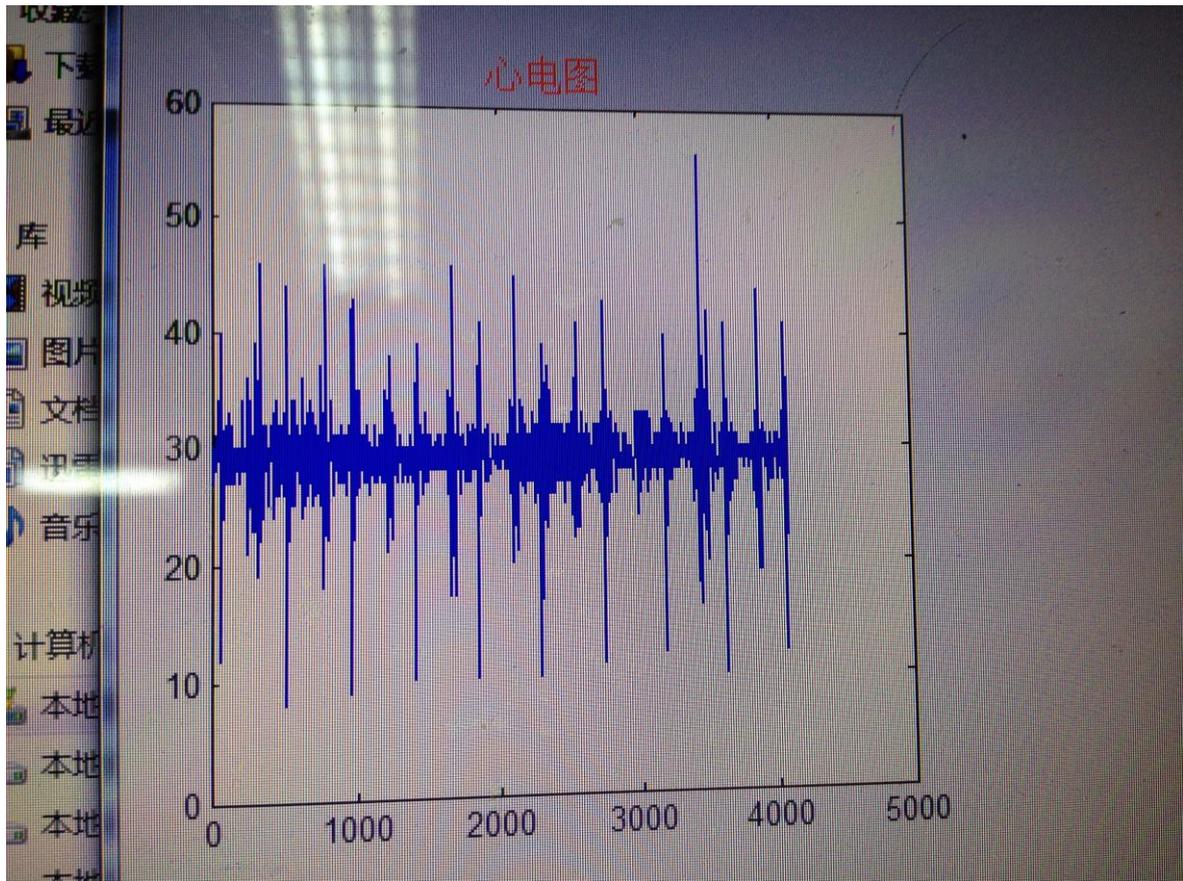


接受波形后一分钟可以统计出心率值。

## 第十章 心电图在电脑上的存储与显示



将模拟值通过串口接入电脑转化成数字值，再存储为 txt。



将txt在MATLAB中处理后画出心电图。

## 第十一章 电子听诊器软件设计

### 11.1 ADC 采样

#### 11.1.1 ADC12 模块

##### 11.1.1.1 ADC 模块基本功能

ADC12 模块是一个将模拟信号转化为 12 位数字信号的模块。

### 11.1.1.2 ADC12 结构框图如下：

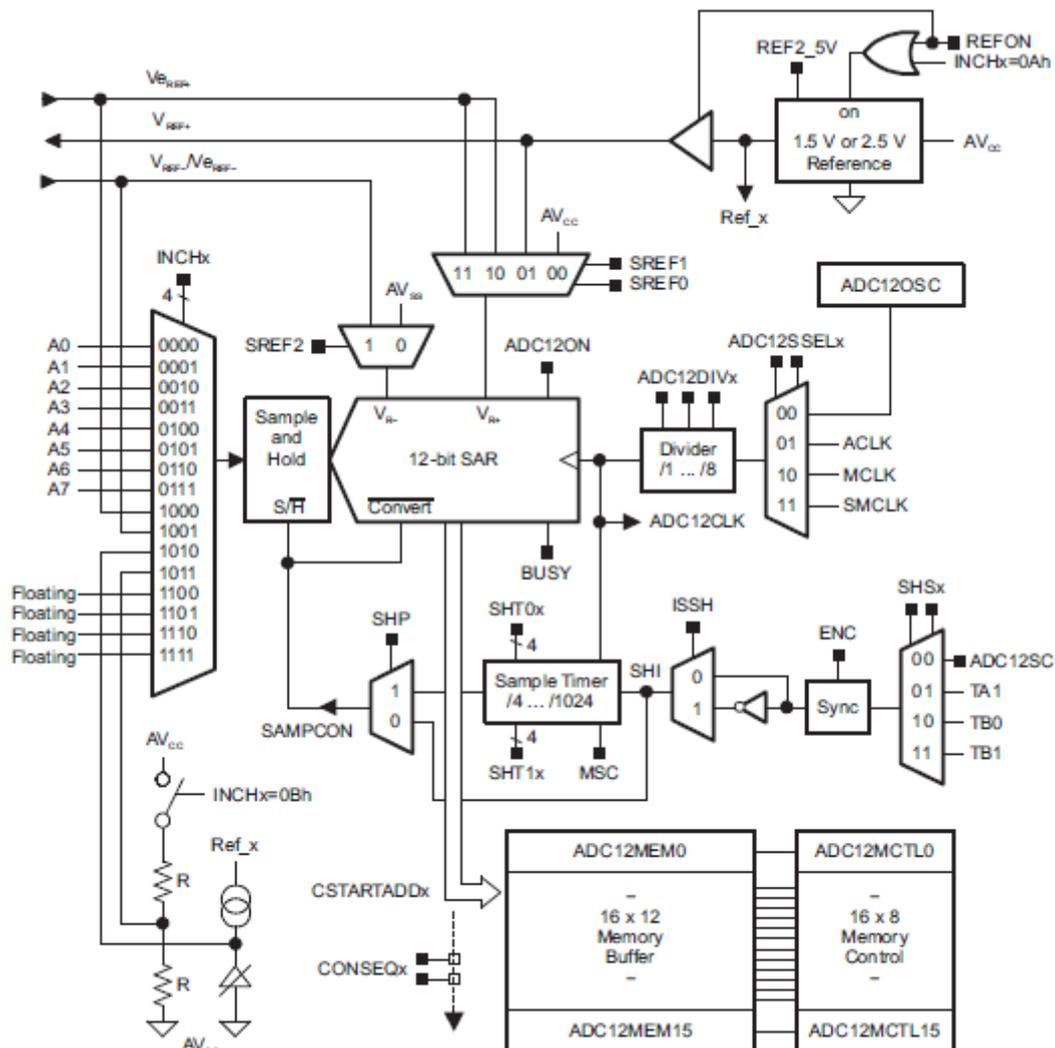


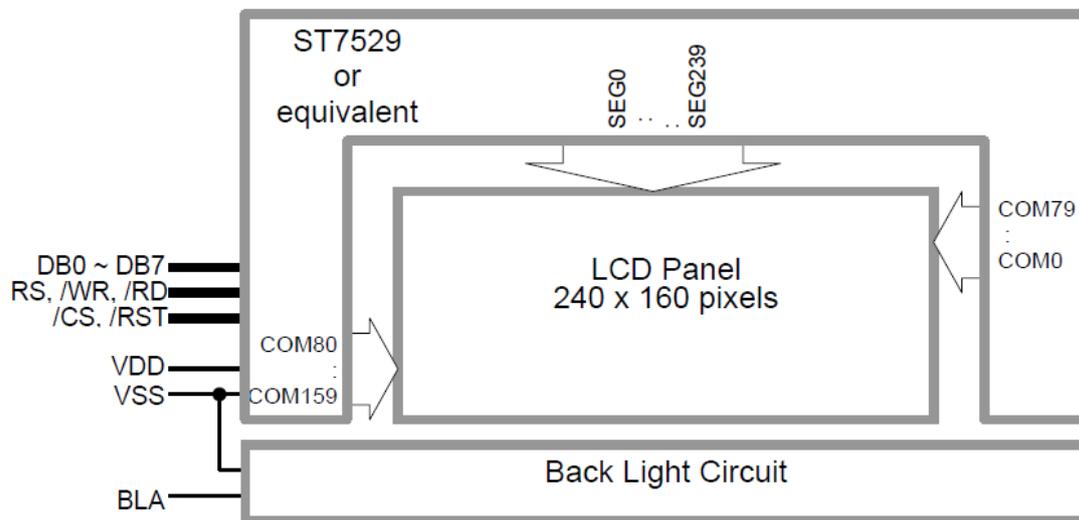
Figure 23-1. ADC12 Block Diagram

## 11.2 LCD 显示

### 11.2.1 液晶模块简介

本课程设计中使用到的液晶模块为 LM240160GCW，这款 LCD 显示器的点阵为 160\*240，可以显示单色也可以显示彩色，并且自带字库。

## 11.2.2 模块图如下：



## 11.3 flash 存储

### 一、各个寄存器初始化

1.时钟系统。ACLK:32786Hz MCLK:8MHz SMCLK:8MHz

2.ADC 模块。ADC 内核时钟源选择 SMCLK，采样触发源选择 ADC12SC(即软件启动转换)，采样模式为脉冲采样模式。

3.Timer\_A 模块。时钟信号源选择 SMCLK，技术模式为连续模式，CCR0 初值为 40000，每次中断 CCR0 增加 40000（要使中断频率为 200Hz）。

4.LCD 模块。选择 ext0 指令集，退出休眠模式，内部 OSC 运行启动内部升压电路，VB=1 设置对比度 VO 值，设置显示扫描模式：CLD=0; DT=39=160/4-1;FI=0;LF=0；正性显示，设置行扫描方向== 0-79,159-80，设置数据传输形式 LI=1;CI=0 ;C/L=0 ;CLR=0 ;GS=2 3b3p，选择 ext1 指令集，设置驱动电路参数 Fosc=12.7khz;Fbooster=6hz;bias=1/13，选择 ext0 指令集，开显示。

### 二、各功能和按键的对应

K1: 开始接收并显示波形

K2: 退出显示接收状态

K3: 开始存储波形

K4: 停止存储

K5: 显示已存波形

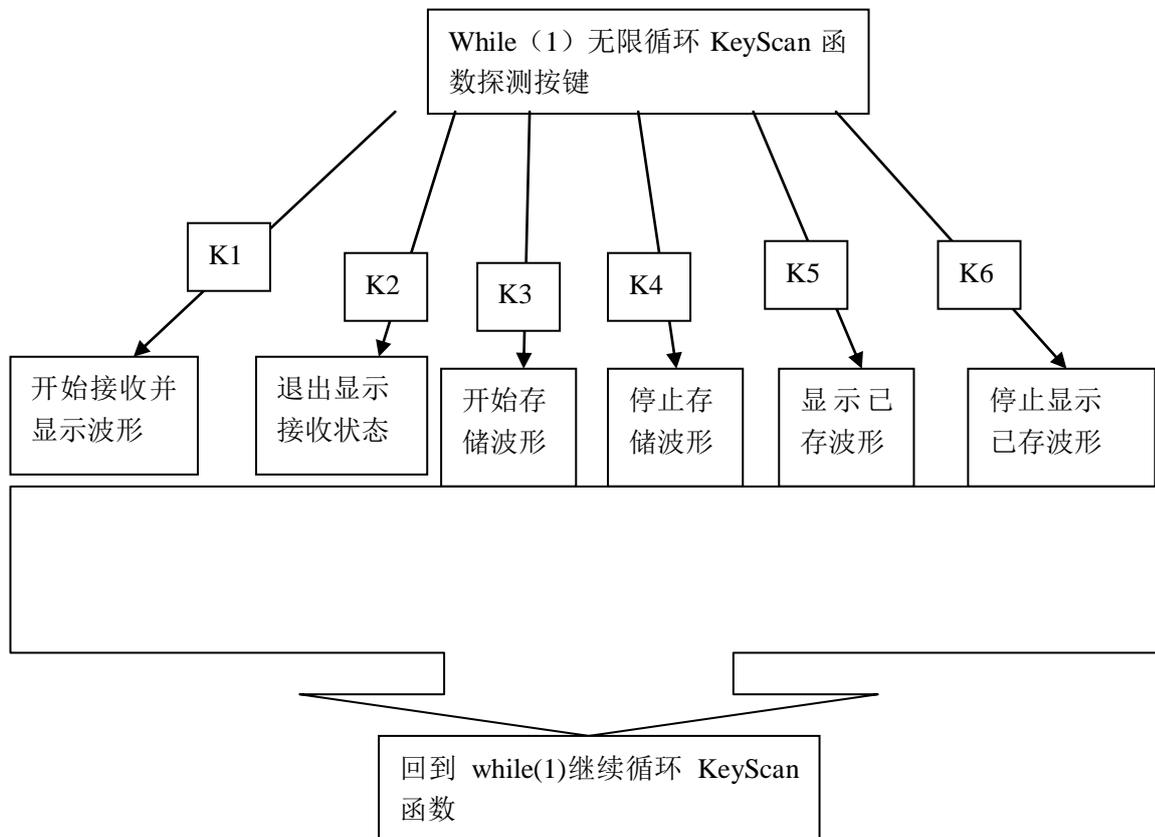
K6: 停止显示已存波形

（为每个状态设置标志位，用于中断服务程序的判断）

### 三、Timer\_A CCR0 中断服务程序

当一个中断来时，根据此时的状态标志位进行该状态下具体要完成的操作。

### 四、程序框图



## 11.4 上位机部分

首先在 PC 机上下载并安装串口调试助手，并配置好相应参数如下：



然后将程序代码下载进学习板，用usb通讯线与pc机相连，在得到心音数据后以16进制数保存数据到txt文档里，然后用matlab软件处理txt里面的数据进行心音图像显示。

具体UART串口程序及解释如下：

```
#include <msp430x26x.h>
int i=0;

void main(void)
{

    WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;           // 停看门狗
    ADC12CTL0 = SHT0_2 + ADC12ON;      // 设置采样时间，开 ADC12，Vref =
VACC
    ADC12CTL1 = SHP;                    // 使用定时器采样
    ADC12MCTL0 = INCH_1;                // 选用 A1 通道
    ADC12IE = 0x01;                     // 开 ADC12MCTL0 中断
    ADC12CTL0 |= ENC;                   // 启动转换
    ADC12MCTL0 = INCH_1;
    P5DIR |= BIT7;                      // P5.7 输出-LED

    BCSC1L1 = CALBC1_1MHZ;
    DCOCTL = CALDCO_1MHZ;
    P4DIR |= BIT1;
```

```

P4OUT  &= ~BIT1;           //UART_V 打开（注意点：此句为打开通讯模块的电源）

UCA0CTL1 = UCSWRST;       //置位 UCSWRST 位，使 UART 模块的寄存器处于初始
状态
UCA0CTL1 |= UCSSEL1;      //UCLK=SMCLK=1MHz;
UCA0BR0  = 104;
UCA0BR1  = 0;
UCA0MCTL = UCBRS0;       //设置波特率 9600
P3DIR |=BIT4;
P3SEL |=BIT4+BIT5;      //发送和接收引脚为第 2 功能
UCA0CTL1 &= ~UCSWRST;
IE2 |= UCA0RXIE;        //接收中断使能

```

```

for (;;)
{
    ADC12CTL0 |= ADC12SC;           // 软件启动转换
    _BIS_SR(CPUOFF + GIE);         // LPM0 模式，由 ADC12 中断唤醒
}
}

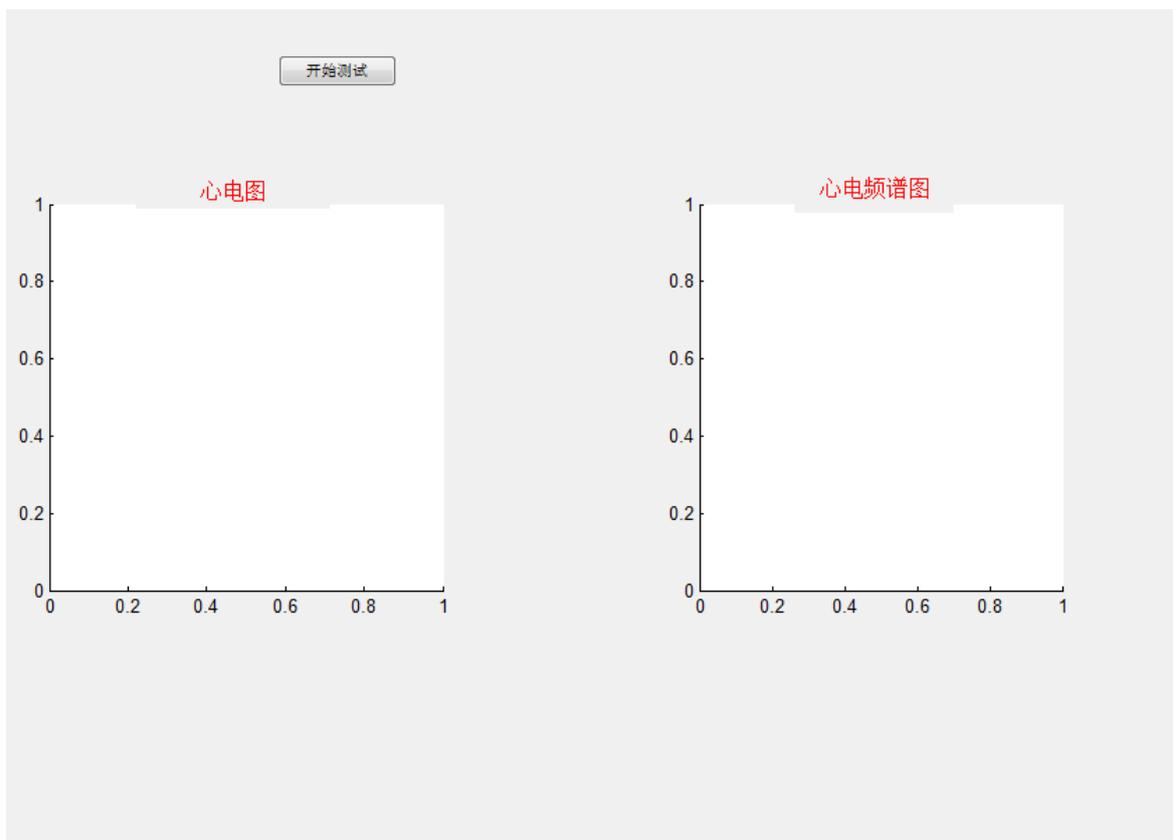
```

```

// ADC12 interrupt service routine
#pragma vector=ADC12_VECTOR
__interrupt void ADC12_ISR (void)
{
    if(i==15){int a=ADC12MEM0/40;
    while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
        UCA0TXBUF=a;    //把接收到的数据返回给串口调试助手
        i=0;
    }
    i++;
    if (ADC12MEM0 < 0x7FF)           // ADC12MEM = A0 > 0.5AVcc?
        P5OUT &= ~BIT7;           // 复位 P5.7, LED 灭
    else
        P5OUT |= BIT7;           // 置位 P5.7, LED 亮
        _BIC_SR_IRQ(CPUOFF);       // 退出 LMP0
}

```

MatlabGUI 设计及处理如下：



## 第十二章 心得体会

本次硬件课程设计中,我们根据设计中要实现的功能,在陈老师精心教导下,经过自己认真地分析实践、确立方案、书写文档、设计硬件电路,在设计过程中翻阅大量资料;通过对所得的各种资料的综合分析,提炼出自己需要的信息,从而提高自己的分析能力;通过对主要技术指标的分析,认真体会了设计时的各器件的实现功能;通过对调试时出现的各种问题的分析与解决,锻炼了独立分析,进行工程设计的能力;通过对电路设计中的某些问题的较为深入的探索,培养了自己的研究能力;通过设计论文的书写,进一步锻炼了文字表达能力和对工作的认真态度。当然,在设计中遇到了一些实际困难,通过同组同学多次查找参考资料,尤其是通过指导老师陈老师的细心讲解耐心开导下,终于把不解的问题解决;通过这次设计不仅巩固了本专业的知识,加深了对模电、数电设计知识的理解,为我们在在校期间所学专业知知识做了一个系统的把握。在学习到知识的同时也让我们认识到合作、互助的重要性。使我们认识到掌握好本专业相关的知识对今后的发展很重要,学习了些更新更适应需要的能力,是书本知识能过运用到实际操作中,也体会到了社会实践也是非常重要的,既要好好把握课本知识,也要能灵活的把知识真正运用到实践中也是很重要的。

回顾起此次课程设计,至今我们仍感慨颇多,的确,从选题到定稿,从理论到实践,在整整三个星期的日子里,可以说得是苦多于甜,但是可以学到很多很多的的东西,同时不仅可以巩固

了以前所学过的知识，而且学到了很多在书本上所没有学到过的知识。通过这次课程设计使我懂得了理论与实际相结合是很重要的，只有理论知识是远远不够的，只有把所学的理论知识与实践结合起来，从理论中得出结论，才能真正为社会服务，从而提高自己的实际动手能力和独立思考的能力。在设计的过程中遇到问题，可以说得是困难重重，这毕竟第一次做的，难免会遇到过各种各样的问题，同时在设计的过程中发现了自己的不足之处，对以前所学过的知识理解得不够深刻，掌握得不够牢固，比如说器件的选择不懂得按键、开关的如何焊接，对单片机 C 语言掌握得不好，对单片机管脚不够熟悉……通过这次课程设计之后，一定把以前所学过的知识重新温故。

这次课程设计终于顺利完成了，在设计中遇到了很多编程问题，最后在陈老师的辛勤指导下，得以解决。同时，在陈老师的身上我学得到很多实用的知识和优秀的品质，在次我们表示感谢！同时，对给过我们帮助的所有同学和各位指导老师再次表示衷心的感谢！