

数字听诊器  
Digital Stethoscope

郭嘉丞 姚皓天

2015年6月



## 1 简介

## 2 系统设计

## 3 硬件设计细节

### 3.1 电源部分

电源是系统中容易被忽视，但是又非常重要关乎系统性能的关键部分。本设计中含有数字部分和模拟部分，各自使用独立的电源：

- 数字部分采用 Step-Down (Buck) Converter
- 模拟部分采用 High PSRR, Low Noise, Single Output LDO

#### 3.1.1 数字电源

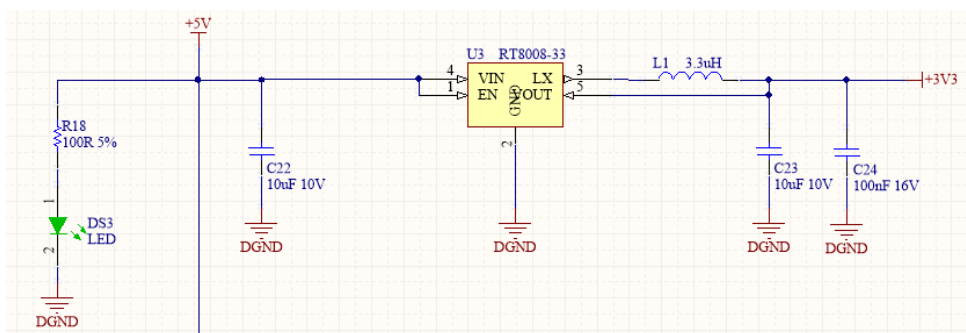


Figure 1: 开关电源

数字部分采用Richtek RT8008-3.3供电。这款芯片具有以下特点：

1. 固定输出电压3.3V
2. 1.5MHz的PWM频率，可以使用小型的外部电感和电容
3. 内置场效应管，采用同步整流方式，具有较高的效率

由于具有效率高，体积小，占用PCB面积小的特点，非常适合为本设计的数字部分供电，也利于手持设备小型化。

图中DS3用作电源指示灯。

#### 3.1.2 模拟电源

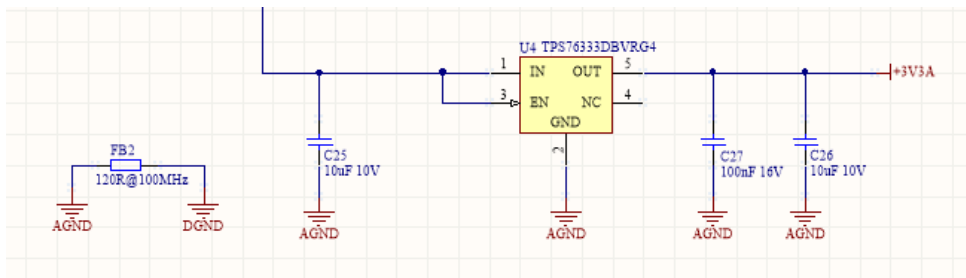


Figure 2: 线性电源



模拟部分采用TI TPS79333供电。这款芯片具有以下特点：

1. 高PSRR (70 dB at 10 kHz)
2. 低噪声 ( $32 \mu V_{RMS}$ )

该芯片可以有效抑制电源噪声，提供符合模拟部分工作的低噪声电源。

图中FB2 采用120R@100MHz的磁珠将模拟地与数字地相连，可以避免数字部分对模拟部分的干扰。

### 3.2 模拟前端和数据转换

模拟前端和数据转换采用TI Audio Codec TLV320AIC23B为核心，辅以外部电路，实现声音信号和数字信号的双向转换。

#### 3.2.1 话筒输入

我们采用驻极体话筒采集听诊器中的声音信号。驻极体话筒是可以看做一个已经连有输入的MOS管。其等效电路如下：

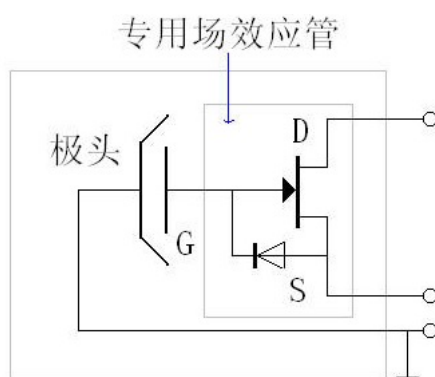


Figure 3: 话筒等效电路

驻极体话筒选用了松下WM62A话筒，一方面是由于其物理尺寸较小，适合放入听诊器中，另一方面是由于其在人耳可以听到的频率范围 (20Hz 20kHz) 中优良的频率响应特性：

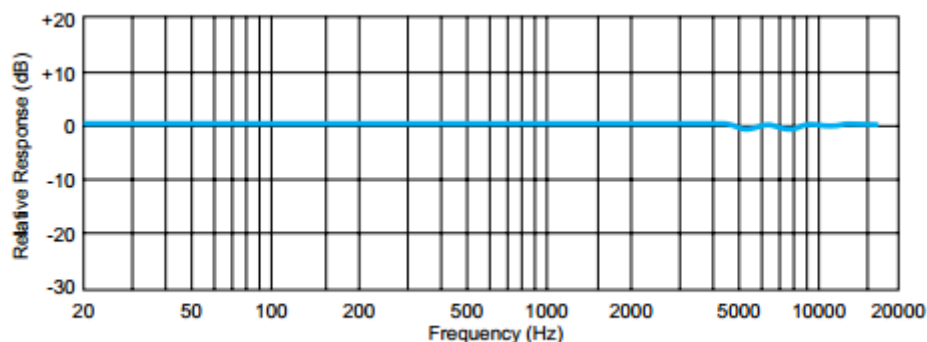


Figure 4: WM62A频率响应

驻极体话筒的第一级放大电路是典型的共源放大电路：

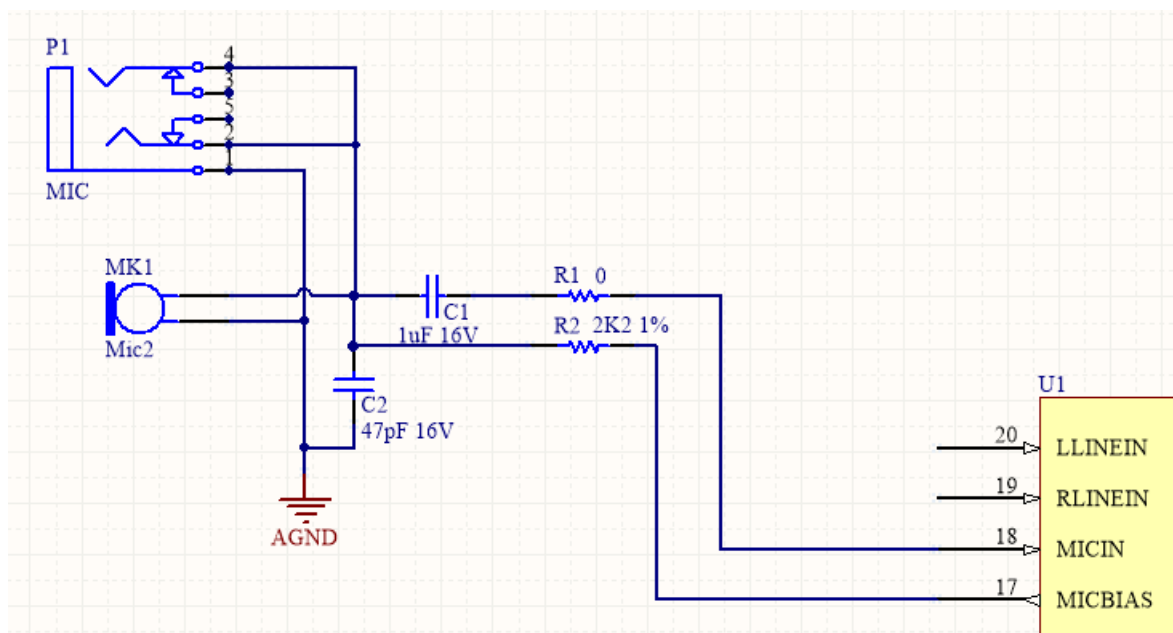


Figure 5: 话筒输入电路

MICBIAS为电源，它由TLV320输出，为专门用于话筒MOS管放大的低噪声偏置电压MICBIAS，可以进一步隔离电源纹波的影响。R2为共源放大电路中的 $R_s$ ，通过调节R2可以调节输入信号的第一级放大增益。输出电压经过C1耦合后输入CODEC，下图为CODEC内部的放大电路：

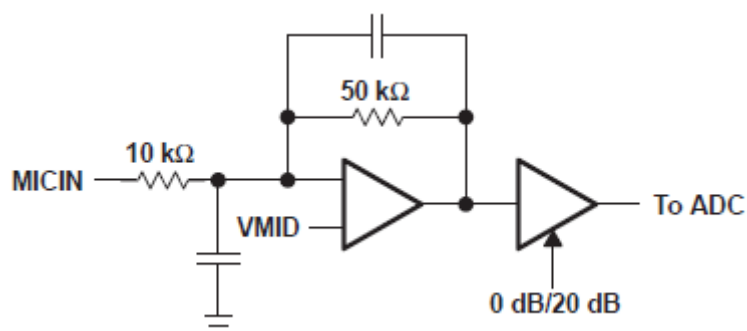


Figure 6: 集成次级放大滤波电路

第一级运放进行滤波和放大，在通带构成了一个放大倍数为5倍的放大电路，同时对20kHz以上的高频进行滤波，所以在设计时没有增加外部滤波电路。



### 3.2.2 耳机输出

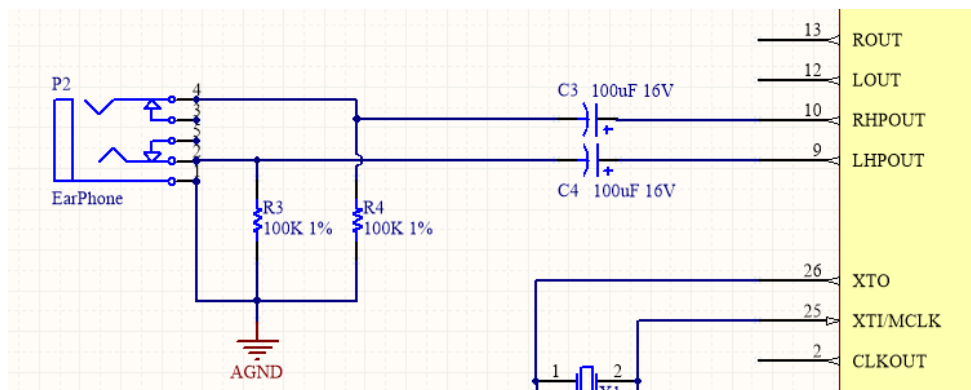


Figure 7: 耳机输出电路

由于芯片内置耳放，所以输出信号的左右声道分别直接通过C3和C4耦合至耳机输出即可。

### 3.2.3 CODEC的数字接口

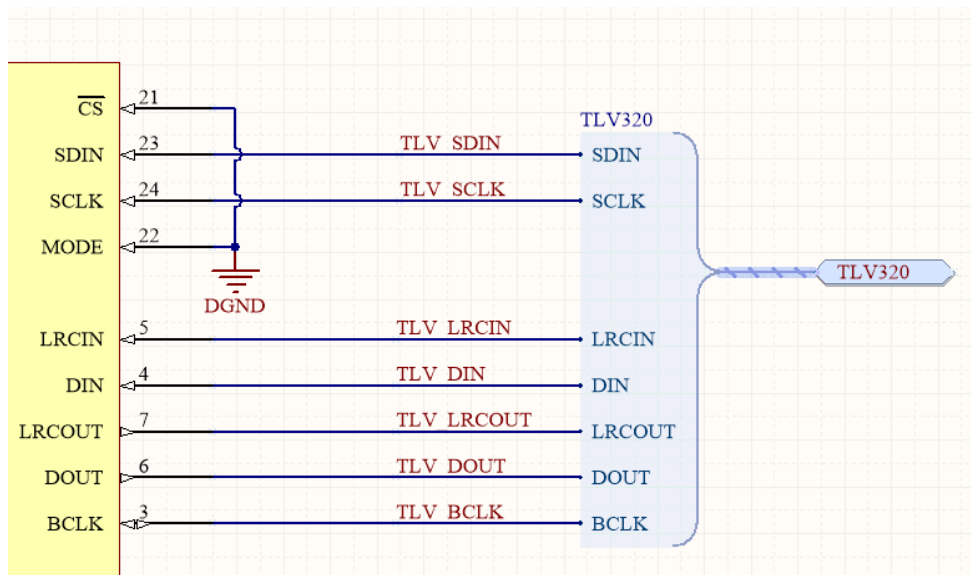


Figure 8: CODEC的数字接口

CODEC与MCU之间通过数字接口相连。控制接口为I2C接口，用于配置CODEC的输入输出方式，可编程放大器的放大增益，信号流向等。音频数据采用I2S接口相连。

## 3.3 微控制器和其他数字外设

### 3.3.1 微控制器

微控制器采用NXP LCP1768。微控制器为ARM Cortex-M3内核。

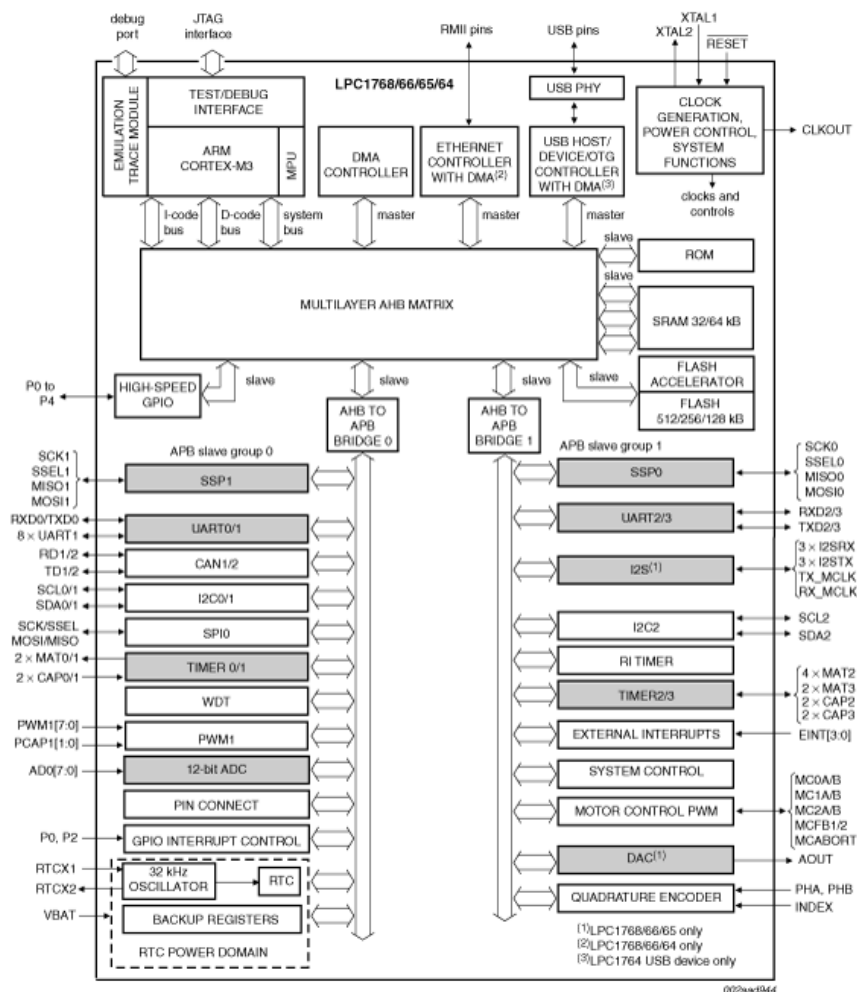


Figure 9: LPC1768内部框图

### 3.3.2 TF-Card

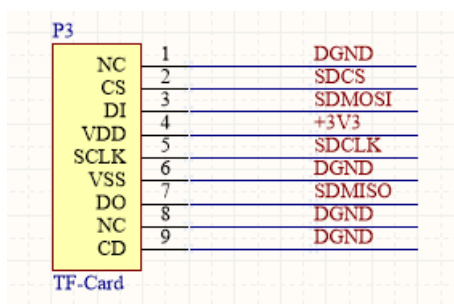


Figure 10: TF-Card



### 3.3.3 USB接口

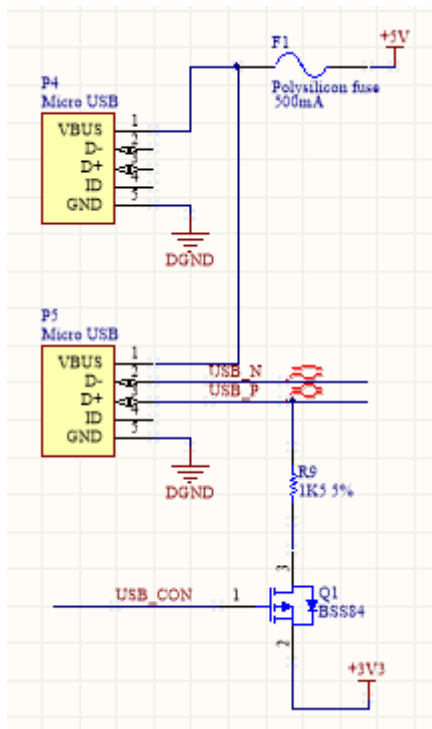


Figure 11: USB接口

P4接口用于给系统供电，电源入口串有多晶硅熔丝，用于对系统和外部电源的保护。P5接口用于接驳其他的USB外部设备（如U盘）或者连接个人计算机。

### 3.3.4 调试接口

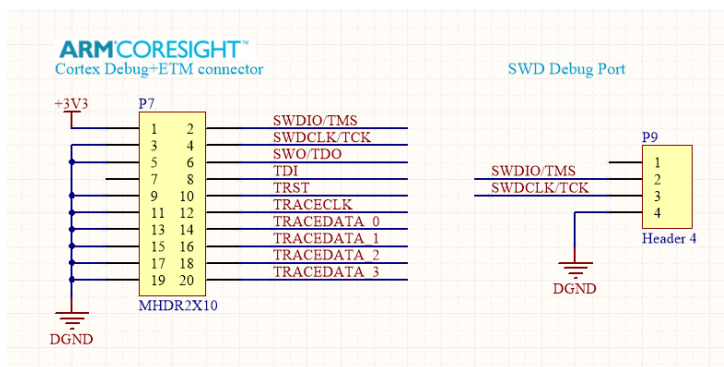


Figure 12: 调试接口

留有两种调试接口。其中SWD Debug Port可以连接通用的调试工具。而标准的Cortex Debug+ETM connector可以用于连接ARM U-Link Pro等带有Trace功能的调试工具，提供更加丰富的调试功能。



## 3.3.5 其他外设

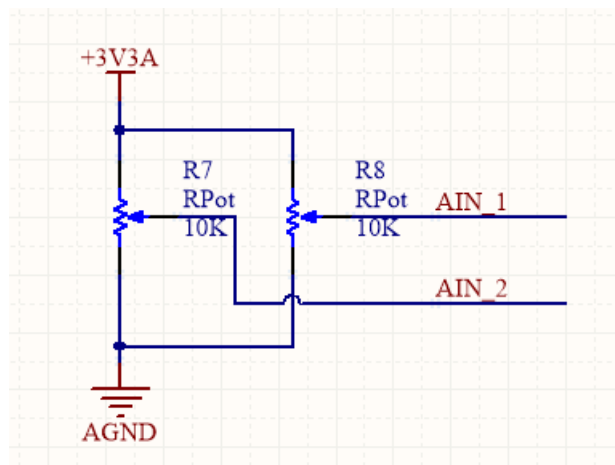


Figure 13: 旋钮

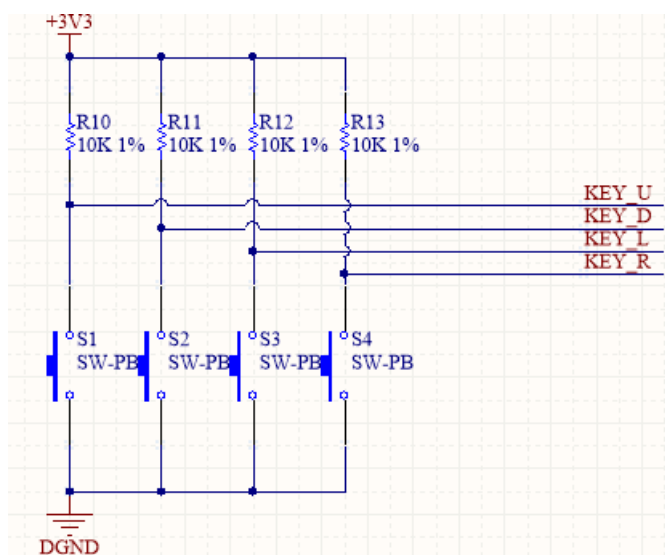


Figure 14: 按键

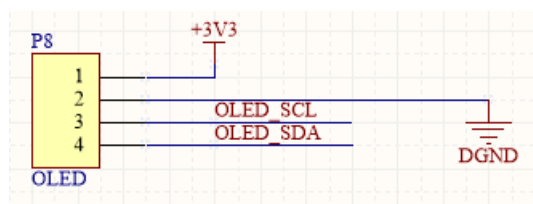


Figure 15: OLED屏幕

这些外设可以用于扩展功能。





## 4 PCB设计

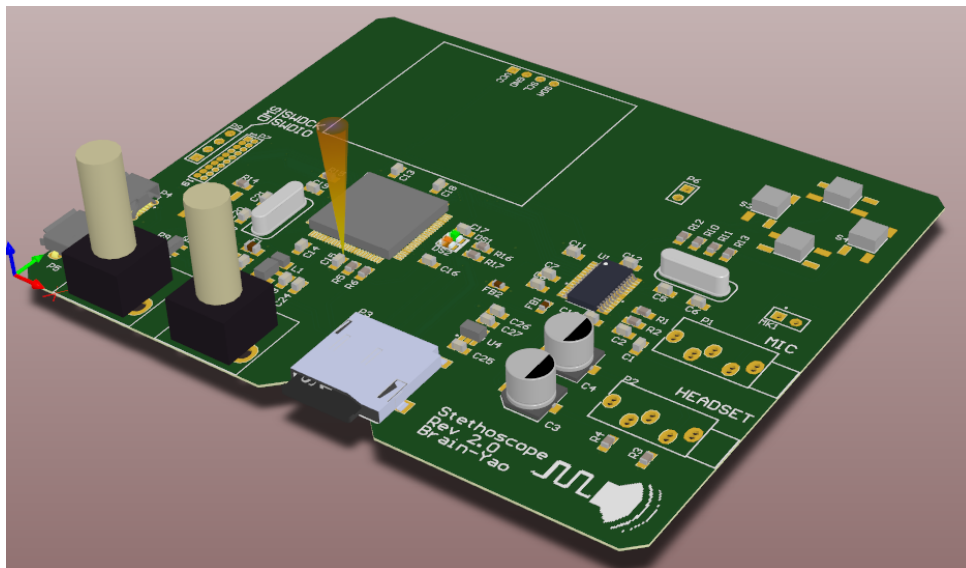


Figure 16: PCB三维渲染图

PCB设计采用Altium Designer 设计，按照通常混合信号系统的设计方法，数模部分分开布局。数字地、模拟地按布局切分，单点相连。

## 5 软件设计

使用的开源库：

1. 软件设计中使用了ARM开发的基础库 [mbed](#)。
2. 二次开发了Daniel Worrall 开发的 [TLV320驱动库](#)，增加了模拟输入功能以及对应的芯片配置。
3. 使用了Daniel Worrall 开发的 [I2S Slave协议库](#)和 Giles Barton-Owen开发的 [I2S Master协议库](#)用于和CODEC芯片TLV320的通信。

所有的代码都发布在[开源社区github](#)上。

## 6 测试效果

在附件中包含了录下的心跳声音，由于codec已经有比较大的输出放大倍数，所以录音音量较小，在电脑上听时需要调高音量。我们对采集到的声音在电脑上使用Matlab进行分析，得到的频谱图如下：

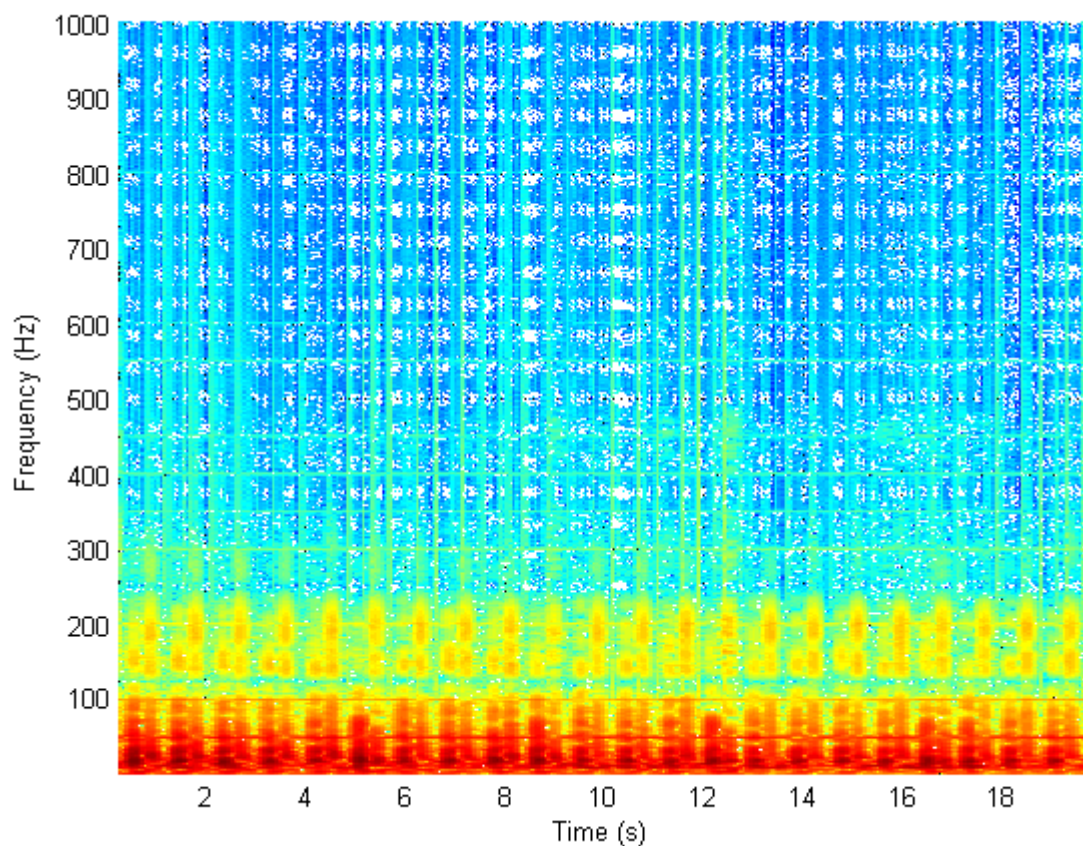


Figure 17: 心跳声音频谱图

可以明显看到第一心音和第二心音的不同以及一1Hz左右反复出现的心跳信号。呼吸音和心跳音在实际测试中都没有超过2kHz，所以我们考虑之后在输入级增加低通滤波电路。

## 7 阶段总结与展望

### 7.1 取得的成果

1. 设计了整体的数模混合的听诊器声音采集系统
2. 完成了所有的芯片的软硬件调试工作
3. 进行了初步的信号采集与分析

### 7.2 之后的工作与展望

1. 根据听诊器声音信号的特点，在前级进一步添加截止频率在2kHz左右的低通滤波电路以减小噪声。
2. 进一步开发心跳检测呼吸检测等功能。