

# 电子设计实验报告

第六组 湛梓轩 3210105209

2022 年 12 月 28 日

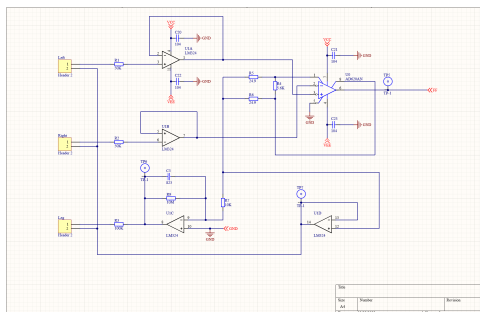


## 目录

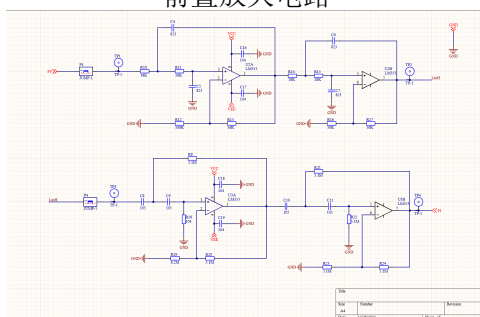
<b>1</b>	<b>心电信号采集与处理电路</b>	<b>3</b>
1.1	电路原理图 . . . . .	3
1.2	PCB 电路板设计图 . . . . .	3
1.3	电路参数性能分析与仿真 . . . . .	4
1.3.1	前置级放大器 . . . . .	4
1.3.2	低通滤波器 . . . . .	5
1.3.3	高通滤波器 . . . . .	6
1.3.4	陷波器 . . . . .	7
1.3.5	末端放大器 . . . . .	8
1.3.6	总体系统性能 . . . . .	9
<b>2</b>	<b>ECG 系统设计电路</b>	<b>9</b>
2.1	电路原理图 . . . . .	9
2.2	PCB 电路板设计图 . . . . .	10
2.3	主要芯片参数指标说明 . . . . .	10
<b>3</b>	<b>实验过程中的问题与解决</b>	<b>11</b>
<b>4</b>	<b>总结与感想</b>	<b>12</b>

# 1 心电信号采集与处理电路

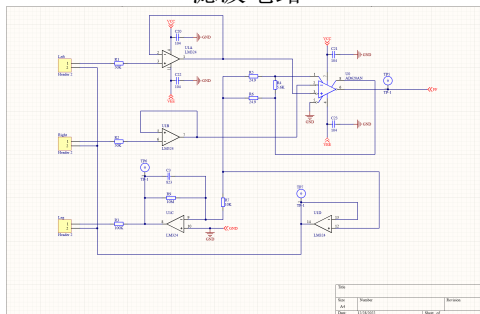
## 1.1 电路原理图



前置放大电路

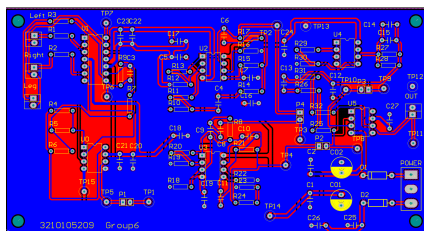


滤波电路



末端放大电路

## 1.2 PCB 电路板设计图



PCB 设计图

### 1.3 电路参数性能分析与仿真

#### 1.3.1 前置级放大器

由于心电信号取自人体体表，很微弱，典型的心电信号峰峰值为 1mV，为了使其能被模数转换器识别（A/D 转换器的最大输入电压为 5V），放大倍数最少应为 1000。信号源阻抗较大，一般在几十千欧以上，而且在检测生物电信号的同时存在强大的干扰，主要有电极极化。电压引起基线漂移，电源工频干扰（50Hz），肌电干扰（几百 Hz 以上），临床上还存在高频电刀的干扰。电源工频干扰主要是以共模形式存在，幅值可达几 V 甚至几十 V，所以心电放大器必须具有很高的共模抑制比。电极极化电压引起基线漂移是由于测量电极与生物体之间构成的直流电压，最大可达 300mV，因此心电放大器的前级增益不能过大，在设计前置放大电路时，要考虑以下几个因素：

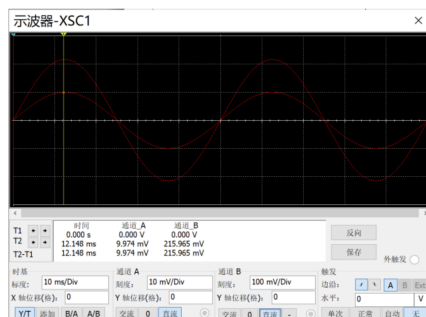
（1）高输入阻抗。心电信号源内阻为几十千欧，前级放大电路的输入阻抗要大于 5MΩ，以便提取的信号强。

（2）高共模抑制比。共模抑制比（CMRR）是衡量差动放大电路对共模干扰抑制能力的主要技术指标。因为信号源是差模信号，而干扰源大都是共模信号，为抑制信号中所携带的共模干扰，以消除工频及电极极化电压的干扰，心电放大器的共模抑制比一般要达到 80dB 以上。

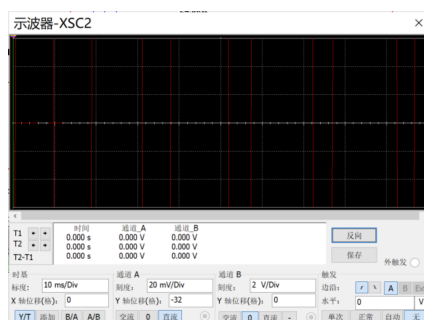
（3）低噪声、低漂移。高阻抗信号源本身具有较高的热噪声，使输入信号的质量很差，而输入信号的幅值仅在毫伏级；温度变化会造成零点漂移，心电放大器基线漂移本质上就是由于心电放大器的输入端引入了直流电压增益的缘故，漂移现象限制了放大器的输入范围，使得微弱的缓变信号无法被放大。所以，为了获得较好的信噪比输出信号，应选择低噪声和低漂移性能较好的运算放大器，保证不会淹没极其微弱且信噪比低的有用信号。

输入三极管 Q1 和 Q2 将提供一个差分对双极性输入，并使超工艺技术来获得极低的输入偏置电流。通过 Q1-A1-R1 环路和 Q2-A2-R2 环路反馈，使输入器件 Q1 和 Q2 的集电极电流为恒定值，并使输入电压加到外接增益电阻 GR 上，此时差分增益为  $G = \frac{R_1+R_2}{R_G} + 1$ ，由 A3 组成的单位增益减法器消除了任何共模成分，而产生了一个叠加在 REF 管脚电位之上的单路输出。内部增益电阻 R1 和 R2 被精确确定为 24.7KΩ，从而使得运放增益精确地被 GR 确定： $G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1$  对于所需的增益，其外部增益控制电阻值为： $R_G = \frac{49.4K\Omega}{G-1}$ 。

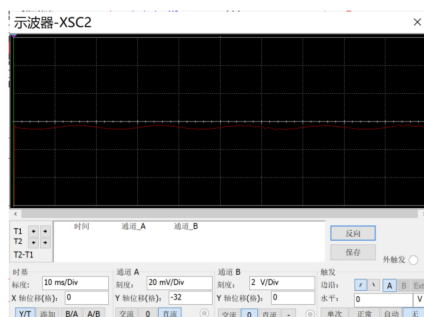
仿真结果如图：



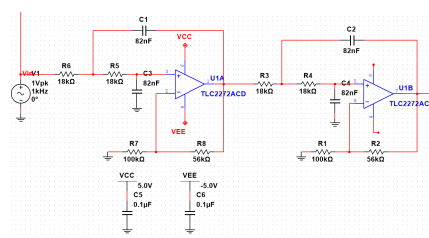
断开开关后：



闭合开关后：



### 1.3.2 低通滤波器



四阶低通滤波器

常见的心电频率一般在  $0.05 \sim 100\text{Hz}$  之间，能量主要集中在  $17\text{Hz}$  附近。所以，要求心电放大器在此频率范围内必须不失真地放大所检测的各种心电信号，为了减少不需要的带外噪声，心电信号必须用高通和低通滤波器来压缩通频带，经过滤波后的心电信号才具有可靠的诊断价值。

为了有良好的滤波性能，本系统采用有源滤波器。为使滤波效果更好，设计采用四阶低通滤波器，最大衰减斜率可以达到  $-80\text{dB}$ 。品质因数  $Q=0.707$ ，由于心电信号在  $100\text{Hz}$  以下，考虑到元器件的误差，我们设定低通截止频率  $f_p=100\text{Hz}$ 。

由于需要信号正向放大，所以采用同相输入设计，由两个二阶低通滤波电路组合出四阶低通滤波器。

$$C_1 = C_2 = C \quad (1)$$

$$A_{up} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2)$$

$$A_{up} \leq 3 \quad (3)$$

$$f_0 = 2\pi RC \quad (4)$$

$$Q = \left| \frac{1}{3 - A_{up}} \right| = 0.707 \quad (5)$$

$$R_1 || R_2 = 2R \quad (6)$$

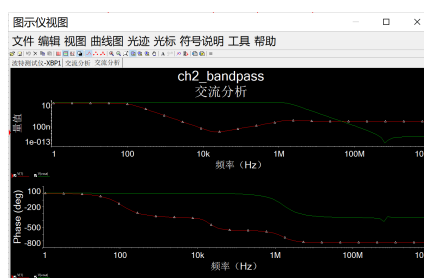
$$(7)$$

因为:  $C = 82nF$   $R = 18K\Omega$   $R_1 = 100K\Omega$   $R_2 = 56K\Omega$

所以:

$$f_p = \frac{1}{2}\pi RC \approx 108Hz$$

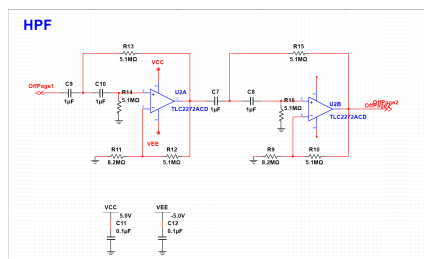
其仿真结果为:



低通滤波仿真结果

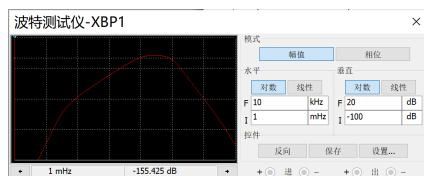
### 1.3.3 高通滤波器

基线漂移和呼吸时心电信号幅值的变化,从频谱上说,这些影响都可以归结为低频噪声干扰,这些噪声主要集中在 0.015~0.3Hz,这也是我们使用高通滤波器的原因。我们设定高通截止频率为 0.03Hz,时间常数为 3.6s。留有一定的余量为防止元器件因精度不够而造成较大误差。

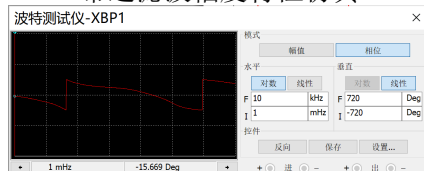


四阶高通滤波器

高通滤波器与低通滤波器想连接之后，会形成中间相对平整的带通滤波器。  
其仿真结果如图所示：



带通滤波幅度特性仿真

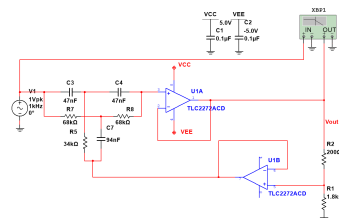


带通滤波相位特性仿真

### 1.3.4 陷波器

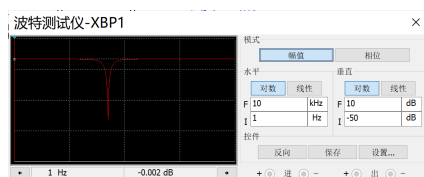
市电电源中存在着较多的工频干扰。工频干扰除了 50Hz 基波频率分量外，还有较多如 100、150、200Hz 等 50Hz 的谐波频率分量，我们所研究的心电信号，因其频率主要集中在低频段 0.05Hz 100Hz 范围内，信号幅值在 0.05mV 5mV 之间，且信号的源阻抗较高，所以容易受外界信号干扰。50Hz 市电电网信号很容易通过电磁感应的方式经由人体、导线等途径窜入心电信号中，严重时候可以掩没有用信号。因此，精密心电信号检测电路中通过嵌入陷波电路，以抑制 50Hz 工频干扰及其他的特定频率的干扰信号。

应用比较广泛的是双 T 带阻滤波器。其原理图如下图所示：

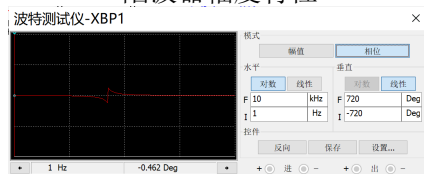


陷波器原理图

其目的是，是某一特定频率的波受到抑制其余波能够通过或得到增强。电路传递函数可以表示为  $H(s) = \frac{\beta}{1+K(\beta-1)}$ 。如果  $\beta$  用双 T 网络传递函数代替，怎最后传递函数应为  $H(s) = \frac{\omega^2 - \omega_0^2}{\omega^2 - \omega_0^2 - j4(1-K)\omega\omega_0}$ 。当  $\omega = \omega_0$  时，可以消除  $f_0 = \frac{1}{2\pi R_1 C}$ ，使其他频率较好地通过。  
仿真结果如下：



陷波器幅度特性

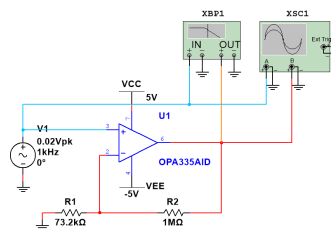


陷波器相位特性

### 1.3.5 末端放大器

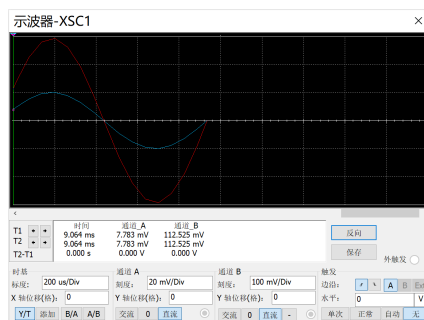
心电信号的幅值范围为  $20\text{ V} \sim 5\text{ mV}$ ，而前置放大电路的增益设为 11，加上低通滤波器和高通滤波器的信号放大作用，心电信号其幅值仅放大了约 50 倍左右，而单片机内部的 A/D 转换模块的参考电压最大范围为  $0 \sim \text{AVCC}$ ，因此在心电信号调理电路中还必须设计后级放大电路，使放大后的心电信号满足 A/D 转换器的输入电压要求。系统的整体放大倍数设计成 1000 倍，因此末级放大电路的增益约为 20 倍。

其原理图为：



末端放大器原理图

其仿真结果为：



末端放大器仿真结果



### 1.3.6 总体系统性能

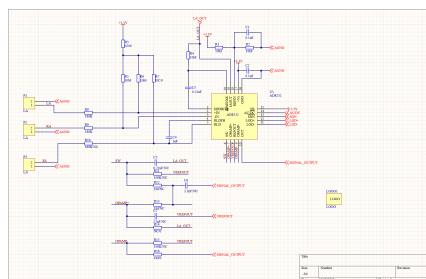
根据心电信号电路的 5 个主要结构, 主要完成滤波和微小信号放大两个主要工作.

在滤波方面, 又高低通滤波器级联所形成的带通滤波器, 主要是 1 300Hz 左右的波能够通过, 并且使带外的信号受到抑制; 而陷波器使频率为 50Hz 的信号受到抑制, 最后得到特定频率的信号.

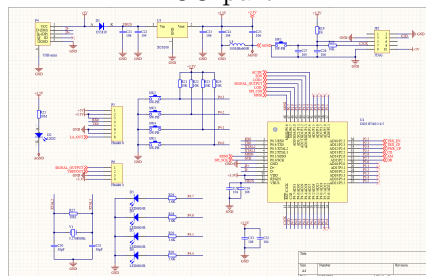
在信号放大方面, 前置放大电路有 20 倍的放大倍率, 而在末端放大有 15 倍的放大倍率, 其余部分均有放大效果, 但放大效果不明显, 所以, 对特定频率小信号的放大倍率在 300 倍左右

## 2 ECG 系统设计电路

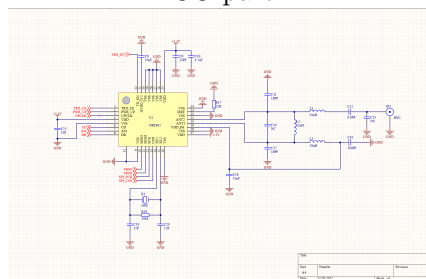
### 2.1 电路原理图



ECG part1

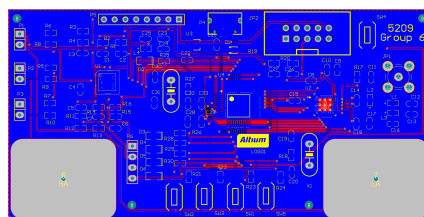


ECG part2



ECG part3

## 2.2 PCB 电路板设计图



ECG PCB

## 2.3 主要芯片参数指标说明

AD8232 是一款用于 ECG 及其他生物电测量应用的集成信号调理模块。该器件设计用于在具有运动或远程电极放置产生的噪声的情况下提取、放大及过滤微弱的生物电信号。该设计使得超低功耗模数转换器 (ADC) 或嵌入式微控制器能够轻松地采集输出信号。

AD8232 采用双极点高通滤波器来消除运动伪像和电极半电池电位。该滤波器与仪表放大器结构紧密耦合, 可实现单级高增益及高通滤波, 从而节约了空间和成本。

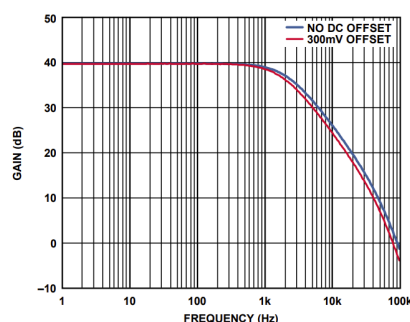
AD8232 采用一个无使用约束运算放大器来创建一个三极点低通滤波器, 消除了额外的噪声。用户可以通过选择所有滤波器的截止频率来满足不同类型应用的需要。单导联心率监护前端 AD8232

为了提高系统线路频率和其他不良干扰的共模抑制性能, AD8232 内置一个放大器, 用于右腿驱动 (RLD) 等受驱导联应用。

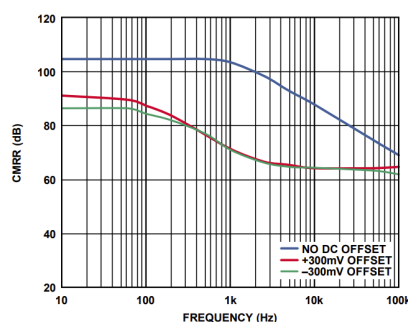
AD8232 包含一项快速恢复功能, 可以减少高通滤波器原本较长的建立长尾现象。如果放大器轨电压发生信号突变 (如导联脱离情况), AD8232 将自动调节为更高的滤波器截止状态。该功能让 AD8232 可以实现快速恢复, 因而在导联连接至测量对象的电极之后能够尽快取得有效的测量值。

AD8232 采用  $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ 、20 引脚 LFCSP 封装。额定温度范围为  $0^{\circ}\text{C}$  至  $70^{\circ}\text{C}$ , 能在  $-40^{\circ}\text{C}$  至  $+85^{\circ}\text{C}$  的范围内工作。

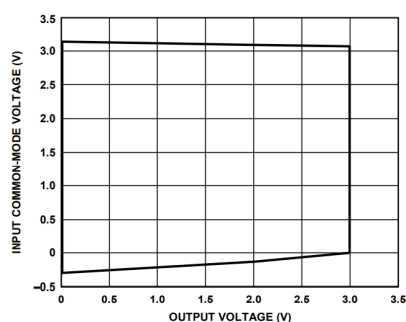
其相关的主要仿真结果为:



幅频特性



CMRR 与频率的关系



共模输入范围与输出电压的关系

### 3 实验过程中的问题与解决

在设计 PCB 的过程中, 确实遇见了不少的问题.

1. 对 ADesigner 软件使用的不了解. 首次接触这一软件, 对它的很多操作都不清楚, 所以一开始在绘制原理图使时和刚开始绘制 PCB 板时, 进度十分缓慢, 但在通过在 CSDN 上查找相关操作, 或者询问老师和同学, 最终越来越熟练, 绘图也越来越规范和标准.

2. 绘制 PCB 时, 受到同层其他线的阻挡, 无法顺利连接到对应点. 一开始的解决方法是绕圈, 但这使得线变得非常复杂, 不美观, 同时影响工作效果; 之后改为换不同层, 但在线复杂的时候, 依旧会受到阻挡; 最后, 为了解决问题, 通过设置通孔的方式, 绕开阻挡的线.

3. 画线不规范, 使得 PCB 布线非常的繁杂. 在画第一块 PCB 板时, 基本就是, 想到哪连到哪, 底层和顶层布线既平行也相交, 非常的不美观, 也导致信号线变长; 到了画第二块 PCB, 严格遵守红线和蓝线分别垂直布线和水平布线的原则, 极大减小了信号线的长度和 PCB 布线的美观度.

4. 在设置各种通孔, 焊孔和敷铜时, 都要设置其所对应的类型, 是某根信号线还是接地, 都需要提前设置清楚

## 4 总结与感想

模拟信号放大模块是心电检测设备重要组成部分。本文主要是对该部分进行了设计与优化。模块化 ECG 模拟放大器,运用合适的仪用放大器、右腿驱动技术,滤波电路等方法,并参考了现有心电检测设备的优点,具有体积小、高共模抑制比、低功耗、通用型较好等优点。

相信其在未来,这会变成一种流行的趋势。随着医疗体系改革的不断深入,人们对于自己健康的持续关注,医疗模式将由医院转向家庭与社区。心脑血管疾病高发的情况下,越来越多的精良的便携心电检测设备将会如雨后春笋般涌现,为社区和家庭服务。高精度、小型化、低功耗的 ECG 模拟放大模块将是优良便携心电检测设备的保证,同时将加快产品的推出进度。

而我在本次电设实验中也收获颇丰,既掌握了 PCB 设计软件的基本使用方法,也对电路从原理图到实际的 PCB 板的过程有了一个较为全面的认识,相信本次实验之后,我在电子设计这一方面有了更好的了解和掌握。