



# 心电放大器设计



## 心电信号的主要特点:

- 1.) 心电信号十分微弱，一般幅度在 $10\mu\text{V}\sim 4\text{mV}$ ，典型值为 $1\text{mV}$ 。
- 2.) 频率在 $0.05\sim 100\text{Hz}$ ，主要能量集中在 $0.25\sim 35\text{Hz}$ 。
- 3.) 从人体上输出心电信号时，存在较强的共模干扰。（人体等效为高内阻的信号源）
- 4.) 信号具有近场检测的特点，离开人体表微小的距离，就基本上检测不到信号。
- 5.) 干扰特别强。干扰既来自生物体内，如肌电干扰、呼吸干扰等；也来自生物体外，如工频干扰、信号拾取时因不良接地等引入的其他外来串扰等；



# 心电放大器设计

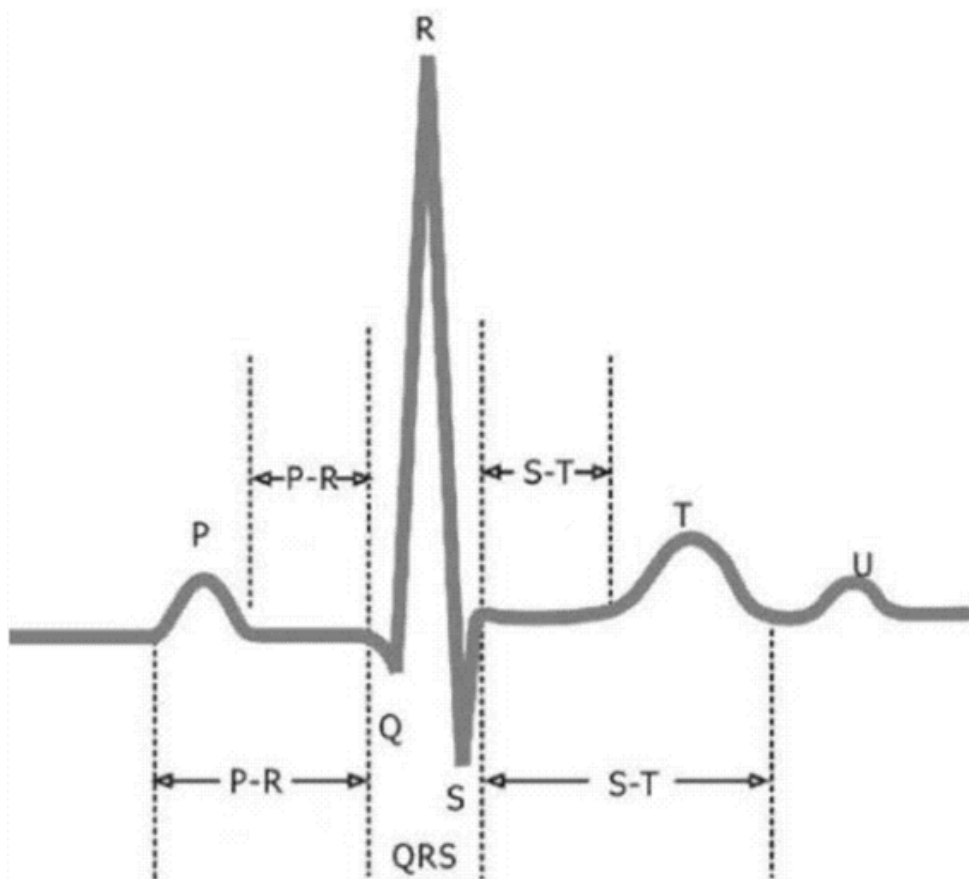


正常的心电信号如图所示：

主要的干扰信号

肌电干扰：

肌电干扰主要来源于肌肉活动时，肌肉细胞的电位变化，一般来源于肌肉的收缩和颤动，这样的干扰幅值较小，但频率较高，其频率在 $5\text{Hz}\sim 2000\text{Hz}$ ，表现为不规则快速变化的波形。





# 心电放大器设计



## 主要的干扰信号

### 工频干扰:

一般还伴随着谐波，在我国使用的市电是50Hz,因此工频干扰也是50Hz的，其谐波干扰频率一般是50Hz的整数倍。其在时域中表现为整体的极高频，使波形整体图形模糊，使得信号看起来像是“一整块”，淹没了信号的细节。(一般用均值滤波进行去噪)



# 心电放大器设计



## 主要的干扰信号

### 基线漂移:

心电信号的基线漂移主要是由人体呼吸引起的胸廓变化，心电电极的移动引起，因为基线漂移与心电信号的ST段较为接近，处理不当，将引起心电信号的ST段信号失真，造成误诊。常用的去除基线漂移的方法有：小波变换法、中值滤波法、形态学滤波法、高通滤波法和小波变换法去除基线漂移很有效，但是需要一点的数据长度，实时性差；中值滤波法在处理基线漂移严重的心电信号时，由于其本身的非线性特性，容易造成T波变形；高通滤波法选择IIR滤波器时，由于其自身的非线性相位特性，容易造成波形失真。



# 心电放大器设计



## 设计任务

设计一个心电信号放大电路，能够有效滤除心电信号以外的干扰信号，并能将微弱的心电信号放大至适合的幅度，以供后续单片机进行集采处理。

### 主要技术指标：

- 1) 输入阻抗：  $\geq 5\text{M}\Omega$
- 2) 共模抑制比：  $\geq 80\text{dB}$
- 3) 通频带：  $0.05\sim 100\text{Hz}$
- 4) 增益： 1000倍（放大至单片机可处理范围）



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

### 1) 输入阻抗: $\geq 5\text{M}\Omega$

**最好使用JFET输入的运放**（输入阻抗极高，输入偏置电流很小，一般为pA-fA级），使用BJT输入的运放输入阻抗相对小一些，输入偏置电流一般为nA级）

**输入端最好构成同向放大器或同向跟随器。**

可选择的运放：OP07、LF353、TL084、LM358

**OP07为BJT输入**（一个芯片集成一个运放），**输入阻抗：** 8M欧-33M欧

**工作电压范围：**  $\pm 3\text{V}$ - $\pm 18\text{V}$ ，也可单电源供电（输入端需要添加参考偏置电压）。

**属于精密运放**，失调电压小（温漂小），典型值25uV。共模抑制比大于100dB。



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

1) 输入阻抗:  $\geq 5\text{M}\Omega$

OP07属于精密运放, 输入端噪声相对小。  $3.5\mu\text{V}_{\text{p-p}}(0.1\text{Hz}-10\text{Hz})$

带宽增益积:  $500-600\text{KHz}$  相对较小

压摆率:  $0.17\text{V}/\mu\text{s}$  相对较小

适合用作直流, 音频等低频小信号精密放大。不能用作高频信号的放大。

适合构成三运放仪表放大器电路、作为前置放大器和有源滤波器!



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

### 1) 输入阻抗: $\geq 5\text{M}\Omega$

LF353属于通用运放（一个芯片集成两个运放），为JFET输入。

输入阻抗很高：1000G欧，失调电压大（温漂大），典型值5mV。

工作电压范围： $\pm 5\text{V}$ - $\pm 15\text{V}$ ，输入噪声比OP07大。

带宽增益积：3-4MHz

压摆率：13V/us

适合普通场合的直流，音频等低频小信号放大。可用作中频放大，不能用作高频信号的放大。适合作为中间级放大器和大信号的有源滤波器！





# 心电放大器设计



## 设计指标分析

### 1) 输入阻抗: $\geq 5\text{M}\Omega$

TL084属于通用运放（一个芯片集成四个运放），为JFET输入。

输入阻抗很高：1000G欧，失调电压大（温漂大），典型值3mV。

工作电压范围： $\pm 3\text{V}$ - $\pm 18\text{V}$ ，输入噪声比OP07大，比LF353略小。

带宽增益积：3-4MHz

压摆率：16V/us

适合普通场合的直流，音频等低频小信号放大。可用作中频放大，不能用作高频信号的放大。适合作为中间级放大器和大信号的有源滤波器！



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

### 1) 输入阻抗: $\geq 5\text{M}\Omega$

LM358属于通用运放（一个芯片集成两个运放），为BJT输入。

输入阻抗：大约20M欧，失调电压大（温漂大），典型值3mV。

工作电压范围：单电源3V-30V，也可以双电源供电。

输入噪声比OP07大，比LF353略小。

带宽增益积：1MHz

压摆率：0.3V/us

适合普通场合的直流，音频等低频小信号放大。不能用作高频信号的放大。

适合作为中间级放大器，比较器和大信号的有源滤波器！



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

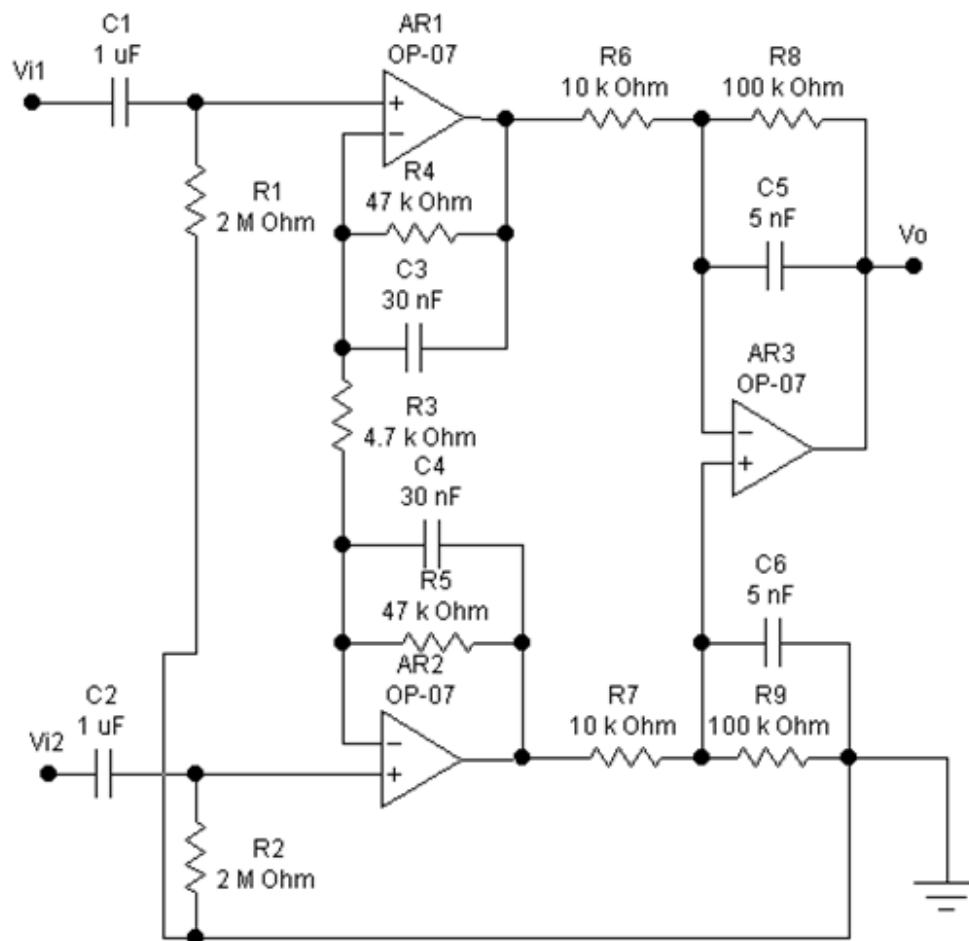
2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

关键是提高差模增益，降低共模增益  
前级采用仪表放大器（三运放电路）  
的结构。

电路中的RC元件尽量对称。

三运放仪器放大器电路如图所示。

电路图电容主要作用：**构成低通滤波器。**



三运放仪器放大器电路原理图<sup>11</sup>



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

### 2) 共模抑制比: $\geq 80\text{dB}$

该电路输入电阻大, 约为 $2\text{M}\Omega$ , 通频带约为 $(0.2\text{Hz}, 100\text{Hz})$ , 由于高输入阻抗, 电路容易引入 $50\text{Hz}$  共模干扰, 所以应使电路具有较大CMRR (电路的共模放大倍数尽可能小) 电阻R9改为 $91\text{k}\Omega$ 固定电阻与 $20\text{k}\Omega$ 可变电阻的串联, 用于调整, 使电路的共模电压放大倍数尽可能小。

为了使电路的共模电压放大倍数尽可能小, 输入端的电容C1、C2和电阻R1、R2应尽可能一致。

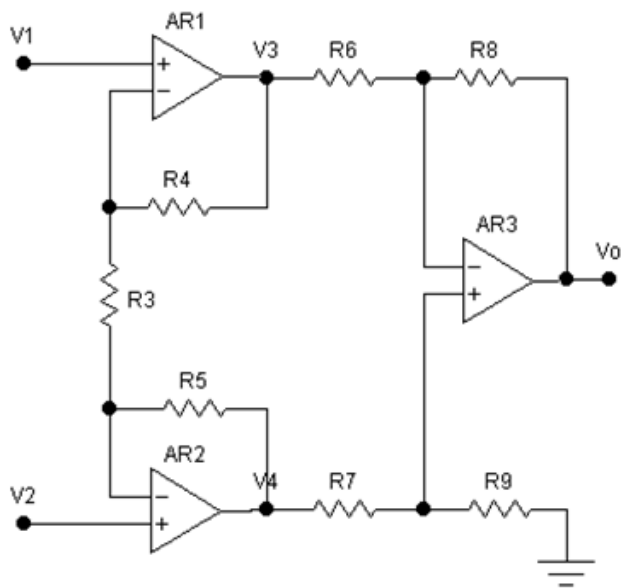


# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$



简化的三运放仪器放大器电路原理图

电路中运放的选择:

OP07、LF353、TL084、LM358

考虑性能指标哪个更合适?

考虑电路成本和PCB设计布线, 哪个比较合适?



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

差模电压增益的计算:

假设 $V_1 \neq 0$ 、 $V_2$ 接地( $V_2=0$ )时, 如简化的电路图, 对于运放AR1, AR2输入端“虚短”, 运放AR1、 $R_3$ 、 $R_4$ 等效为同相输入放大器, 所以有:

$$V_3 = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)V_1 \quad V_4 = -\frac{R_5}{R_3}V_1$$

对于AR2, AR1输入端“虚短”,  $V_{\text{NAR1}} \approx V_1$ ,  $V_{\text{NAR1}}$ 为AR1反相输入端电压, AR2、 $R_3$ 、 $R_5$ 等效为反相输入放大器, 所以



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

差模电压增益的计算:

运放AR3构成差分放大器, 
$$V_0 = -\frac{R_8}{R_6} \cdot V_3 + \frac{R_9}{R_7 + R_9} \left(1 + \frac{R_8}{R_6}\right) \cdot V_4$$

将  $V_3 = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)V_1$      $V_4 = -\frac{R_5}{R_3}V_1$  代入

$$V_{01} = -\frac{R_8}{R_6} \cdot \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right)V_1 + \frac{R_9}{R_7 + R_9} \left(1 + \frac{R_8}{R_6}\right) \cdot -\frac{R_5}{R_3}V_1$$

将电路图电阻数值代入后, 可计算出差模电压增益为-210倍。



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

共模电压增益的计算:

同理可得当  $V_1=0$ 、 $V_2 \neq 0$  时, 由  $V_2$  引起的输出为:

$$V_{o2} = \frac{R_8}{R_6} \frac{R_4}{R_3} V_2 + \frac{R_9}{R_7 + R_9} \frac{R_6 + R_8}{R_6} \left(1 + \frac{R_5}{R_3}\right) V_2$$

当电路的输入为共模电压时, 有  $V_1=V_2=V_C$ , 其中  $V_C$  为共模电压, 利用叠加原理, 输出为

$$V_o = V_{o1} + V_{o2} = \frac{R_6 R_9 - R_7 R_8}{R_6 (R_7 + R_9)} V_C$$





# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

共模电压增益的计算:

电路的共模电压放大倍数为:

$$A_{V_C} = \frac{V_o}{V_C} = \frac{R_6 R_9 - R_7 R_8}{R_6 (R_7 + R_9)}$$

可见, 共模电压放大倍数仅与 $R_6$ 、 $R_7$ 、 $R_8$ 、 $R_9$ 有关。若 $R_6 R_9 = R_7 R_8$ , 则共模电压放大倍数为零。

是否有可能将 $A_{V_C}$ 调得十分接近零呢?



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

灵敏度的计算:

根据以下共模电压放大倍数的灵敏度分析可知, 这是十分困难的。

定义电路参数的相对变化率与电路元件值的相对变化率之比为电路参数的灵敏度

。例如, 对于本例, 共模电压放大倍数 $A_{VC}$ 关于电阻 $R_6$ 的灵敏度为:

$$S_{R_6}^A = \frac{d_{cV} A_{VC}}{d_{R_6} A_{VC}} = \frac{R_6}{A_{VC}} \frac{d_{cV} A_{VC}}{d_{R_6} R} = \frac{R_7 R_8}{R_6 R_9 - R_7 R_8}$$

同样, 有 
$$S_{R_7}^A = \frac{d_{cV} A_{VC}}{d_{R_7} A_{VC}} = \frac{R_7}{A_{VC}} \frac{d_{cV} A_{VC}}{d_{R_7} R} = \frac{R_7 R_9}{R_6 R_9 - R_7 R_8} \frac{R_6 + R_8}{R_7 + R_9}$$



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

灵敏度的计算:

因为在设计中要求 $R_6=R_7$ 、 $R_8=R_9$ ，在实际电路中有 $R_6 \approx R_7$ 、 $R_8 \approx R_9$ ，所以

$$S_{R7}^A = \frac{d_{cV} A_{cV}}{d_{7/R7}} = \frac{R_7}{A_V} \frac{d_{cV} A_{cV}}{d_{7/R7}} \approx - \frac{R_7 R_9}{R_6 R_9 - R_7 R_8}$$

同理有

$$S_{R8}^A = \frac{d_{cV} A_{cV}}{d_{8/R8}} = \frac{R_8}{A_V} \frac{d_{cV} A_{cV}}{d_{8/R8}} = - \frac{R_7 R_8}{R_6 R_9 - R_7 R_8}$$

$$S_{R9}^A = \frac{d_{cV} A_{cV}}{d_{9/R9}} = \frac{R_9}{A_V} \frac{d_{cV} A_{cV}}{d_{9/R9}} \approx \frac{R_7 R_9}{R_6 R_9 - R_7 R_8}$$



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

### 灵敏度的计算:

这说明, 当 $R_6R_9 \rightarrow R_7R_8$ 时, 共模电压放大倍数的灵敏度将趋向无穷大, 实际电路中 $R_6$ 和 $R_7$ 、 $R_8$ 和 $R_9$ 不可能完全相等, 当 $R_6R_9 \rightarrow R_7R_8$ 时,  $R_6$ 和 $R_7$ 、 $R_8$ 和 $R_9$ 之间微小差异, 将使共模电压放大倍数 $A_{VC}$ 发生较大的变化, 所以, 实际电路的 $A_{VC}$ 不会等于零。



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

### 2) 共模抑制比: $\geq 80\text{dB}$

上述分析还说明, 若用一个可变电阻, 通过调整可变电阻使实际电路的 $A_{VC}$ 尽可能小, 则可用可变电阻替代 $R_6$ 、 $R_7$ 、 $R_8$ 和 $R_9$ 中的任一电阻。本实验电路建议用可变电阻替代 $R_9$ 。

在用可变电阻替代 $R_9$ 后, 对于上图所示的电路, 要使共模增益 $A_{VC}$ 尽可能小, 就应使 $C_1$ 与 $C_2$ 、 $C_3$ 与 $C_4$ 、 $C_5$ 与 $C_6$ 、 $R_1$ 与 $R_2$ 、 $R_6$ 与 $R_7$ 尽可能相等。



# 心电放大器设计



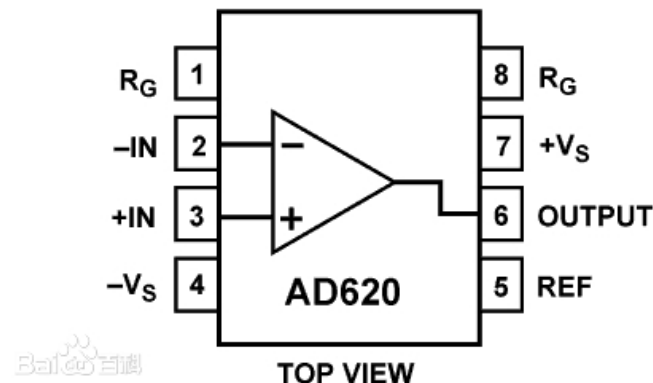
## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

常用的仪表放大器芯片（集成的三运放电路）

AD620、INA333、INA128、INA129等

AD620引脚配置框图



- 特点:**
- 1.) 内部电阻激光工艺匹配精度高，有较高的共模抑制比。
  - 2.) 直流精度高，低失调电压(最大 $50\text{ }\mu\text{V}$ )和低失调漂移。
  - 3.) 使用方便，外围元件少，只有一个外部电阻设置总增益。
  - 4.) 可设置输出直流电平。（REF端口）
  - 5.) 工作频率相对较低，工作频率升高到一定程度后，共模抑制比明显下降。



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

### 常用的仪表放大器芯片AD620

AD620具有高精度(最大非线性度40 ppm)、低失调电压(最大50  $\mu\text{V}$ )和低失调漂移(最大0.6  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ )特性, 是电子秤和传感器接口等精密数据采集系统的理想之选。它还具有低噪声、低输入偏置电流和低功耗特性, 使之非常适合ECG和无创血压监测仪等医疗应用。

其输入级采用Super $\beta$ 处理, 因此可以实现最大1.0 nA的低输入偏置电流。AD620在1 kHz时具有9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ 的低输入电压噪声, 在0.1 Hz至10 Hz频带内的噪声峰峰值为0.28 $\mu\text{V}$ , 输入电流噪声为0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , 因而作为前置放大器使用效果很好。



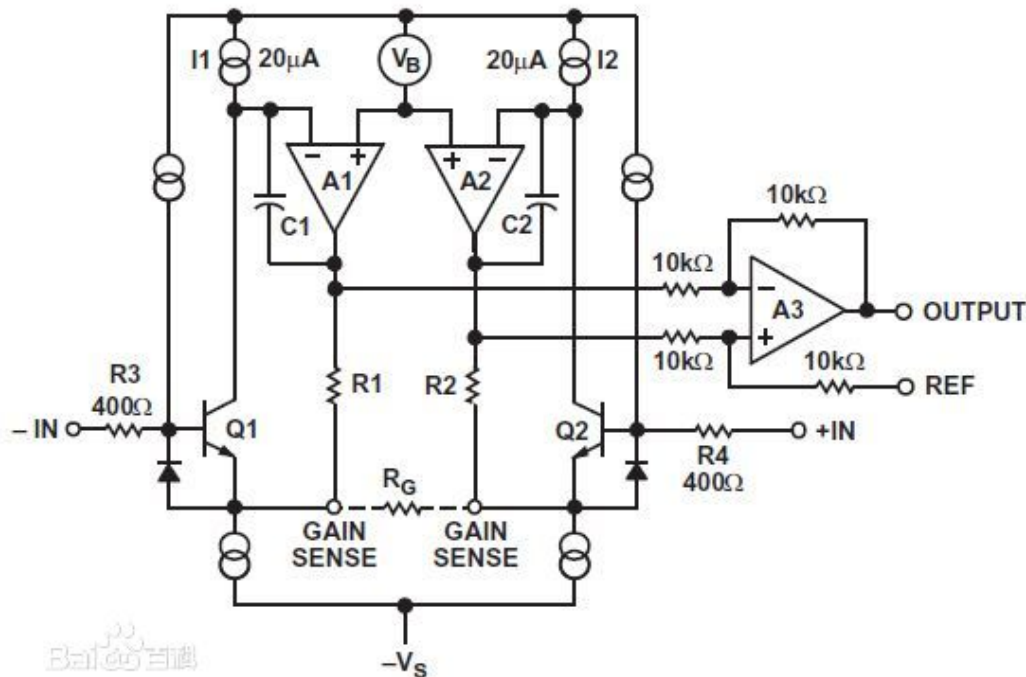
## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

### 常用的仪表放大器芯片AD620

AD620 由传统的三运算放大器发展而成,但一些主要性能却优于三运算放大器构成的仪表放大器。

如电源范围宽( $\pm 2.3 \sim \pm 18\text{V}$ ),设计体积小,功耗非常低(最大供电电流仅 $1.3\text{mA}$ ),因而适用于低电压、低功耗的应用场合。



AD620的内部电路结构原理图





# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

### 常用的仪表放大器芯片AD620

AD620 的单片结构和激光晶体调整, 允许电路元件紧密匹配, 从而保证电路固有的高性能。AD620 为保护增益控制的高精度, 其输入端的三极管提供简单的差分双极输入, 并采用 $\beta$ 工艺获得更低的输入偏置电流, 通过输入级内部运放的反馈, 保持输入三极管的集电极电流恒定, 并使输入电压加到外部增益控制电阻  $R_G$  上。

AD620 的两个内部增益电阻  $R_F$  为  $24.7\text{ K}\Omega$ , 总增益方程式为:

$$G = 1 + \frac{2R_F}{R_G} = 1 + \frac{49.4}{R_G}$$



# 心电放大器设计

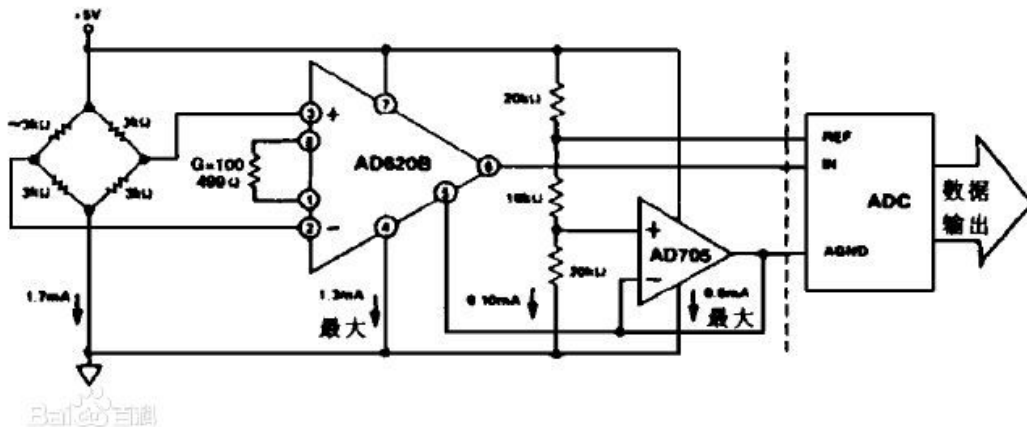


## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

常用的仪表放大器芯片AD620的应用: 压力传感器电路

AD620 特别适宜于较高电阻值, 较低电源电压的压力传感器电路设计。左图为3.8K $\Omega$ 、+5V 电源供电的压力传感器电桥。电桥功耗仅为1.7 mA, AD620 和AD705 缓冲电压驱动器对信号调节, 使总供电电流仅为3.8 mA, 同时该电路产生的噪声和漂移也极低。





# 心电放大器设计

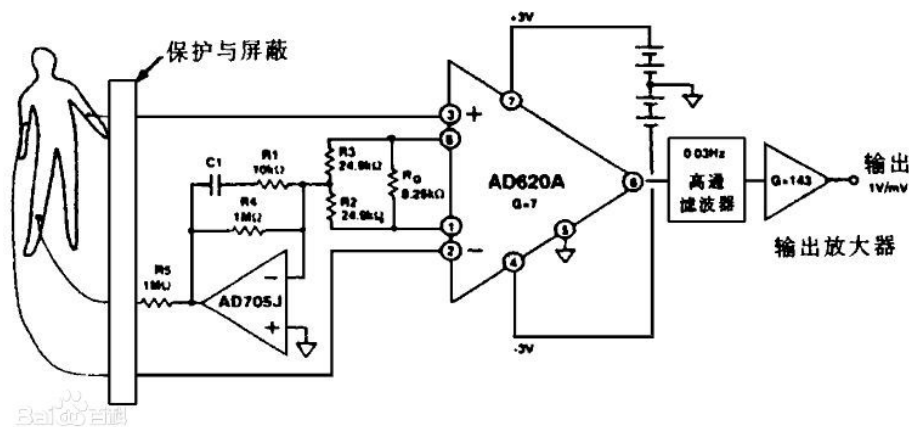


## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

常用的仪表放大器芯片AD620的应用: 心电图监测电路

在心电图监测电路设计中, 信号的源阻抗极高、器件要求具有便携特点, 这就要求用低功耗、低供电电压的放大器进行设计。左图为心电图监测电路中AD620的应用。AD620的低电压噪声改善了动态范围, 使监测电路具有较好的性能, 为了维持图中驱动环路的稳定性, 应使电容C1值选择适当的值。





# 心电放大器设计

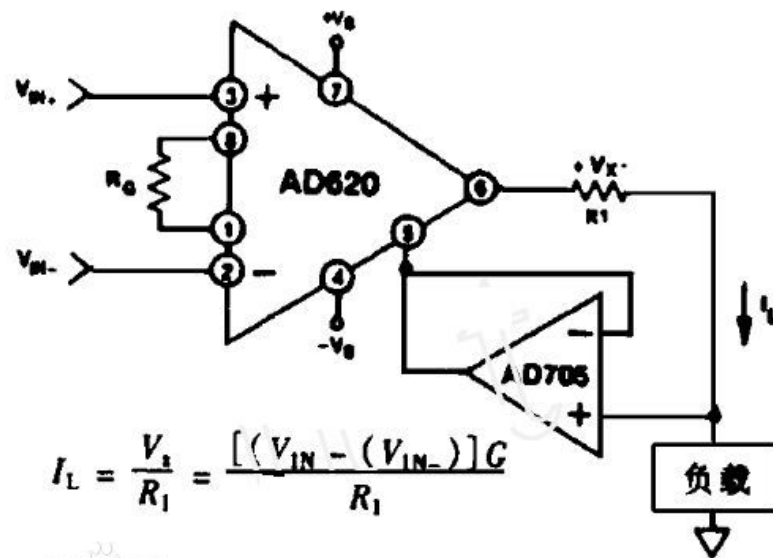


## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

常用的仪表放大器芯片AD620的应用: 精密电压电流转换器

AD620 与一运放组合可以设计成一个精密电压电流转换器, 通过AD705 对AD620 的参考端进行缓冲, 使之保持优秀的跟踪性能。





# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

常用的仪表放大器芯片 **INA333**

输入失调电压:  $25\mu\text{V (max)}$ ,  $G \geq 100$

零点漂移:  $0.1 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ ,  $G \geq 100$

共模抑制比:  $100\text{dB (min)}$ ,  $G \geq 10$

输入偏置电流:  $200\text{pA (max)}$

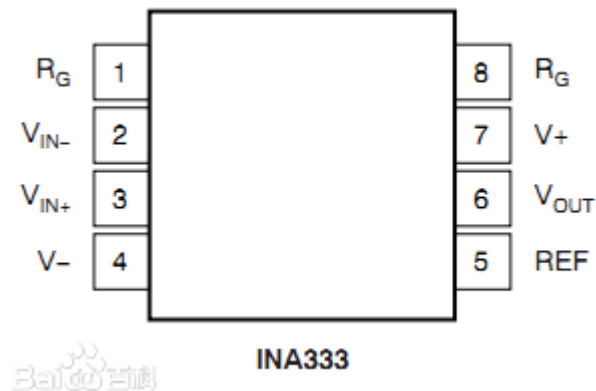
输入电压范围:  $(V-) + 0.1\text{V}$  to  $(V+) - 0.1\text{V}$

输出电压范围:  $(V-) + 0.05\text{V}$  to  $(V+) - 0.05\text{V}$

电源范围:  $1.8\text{V}$  至  $5.5\text{V}$

低静态电流:  $50\mu\text{A}$

低噪声:  $50 \text{ nV} / \sqrt{\text{Hz}}$ ,  $G \geq 100$





# 心电放大器设计



## 设计指标分析

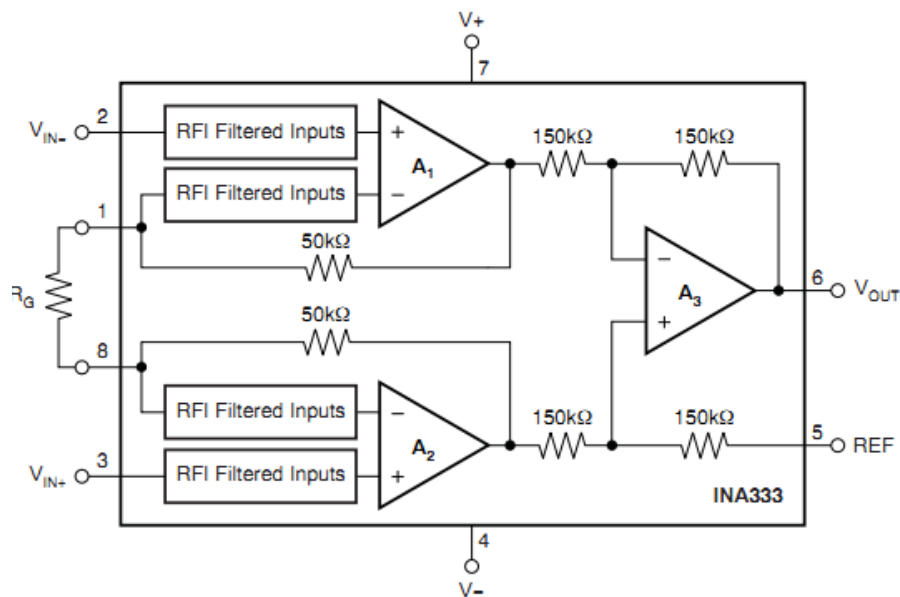
2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

### 常用的仪表放大器芯片INA333

INA333 器件是一款低功耗的精密仪表放大器，具有出色的精度。该器件采用通用的三运算放大器设计，并且拥有小巧尺寸和低功耗特性，非常适合各类便携式应用。可通过单个外部电阻在 1 到 1000 范围内设置增益。

INA333 设计为采用符合行业标准的增益公式：

$$G = 1 + \frac{2R_F}{R_G}$$



Baidu 百度



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

2) 共模抑制比:  $\geq 80\text{dB}$

常用的仪表放大器芯片INA333

应用范围:

桥式放大器

心电图 (ECG) 放大器

压力传感器

医疗仪表

便携式仪表

衡器

热电偶放大器

电阻式温度检测器 (RTD) 传感器放大器

数据采集

Table 1. Commonly-Used Gains and Resistor Values

DESIRED GAIN	$R_G (\Omega)$	NEAREST 1% $R_G (\Omega)$
1	NC <sup>(1)</sup>	NC
2	100k	100k
5	25k	24.9k
10	11.1k	11k
20	5.26k	5.23k
50	2.04k	2.05
100	1.01k	1k
200	502.5	499
500	200.4	200
1000	100.1	100

(1) NC denotes no connection. When using the SPICE model, the simulation will not converge unless a resistor is connected to the  $R_G$  pins; use a very large resistor value.

CSDN @打码的阿通



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

3) 通频带:  $0.05 \sim 100\text{Hz}$

电路中采用高通滤波器和低通滤波器来限制通频带。

高通滤波器可使用无源滤波器:

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

## 一阶无源高通滤波器

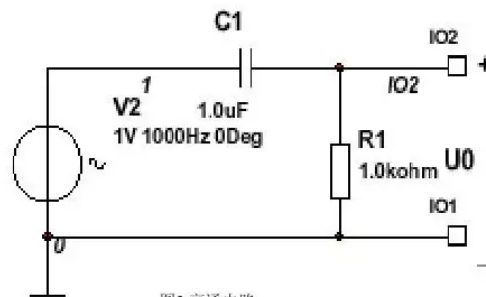
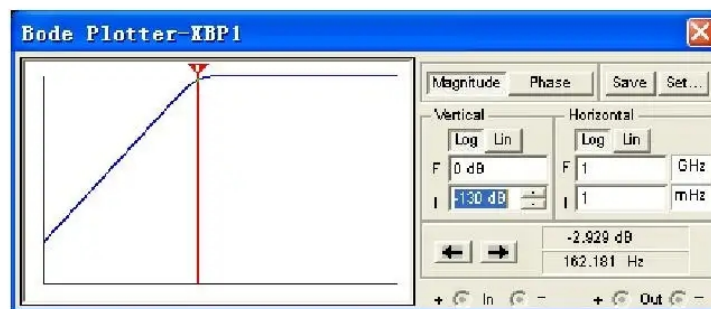


图3 高通电路







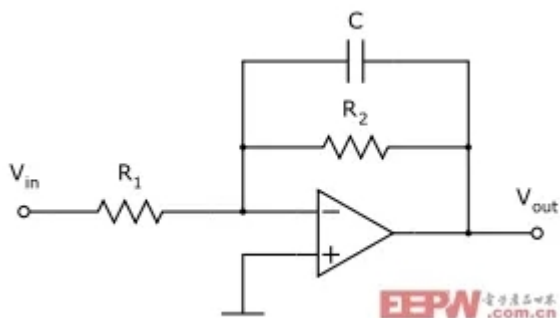
# 心电放大器设计



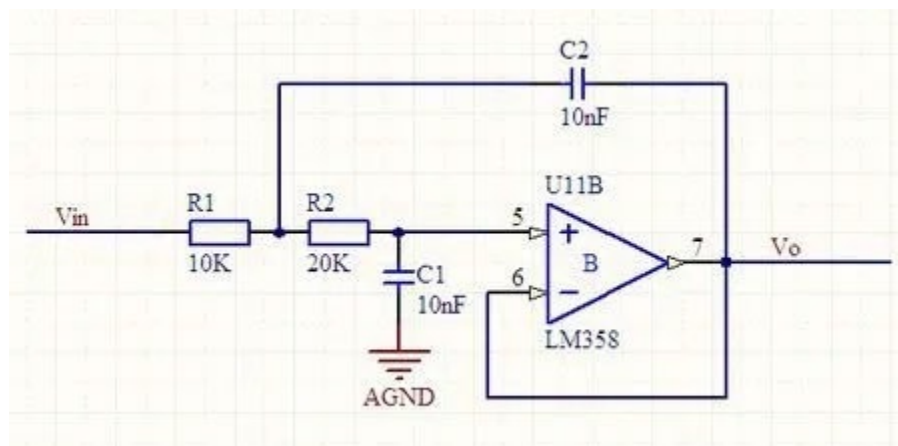
## 设计指标分析

3) 通频带:  $0.05 \sim 100\text{Hz}$

低通滤波器可使用有源滤波器，可以使用MFB或者Sallen\_Key结构的有源滤波器（2阶或者更高阶），也可以在放大器的反馈电阻上并联电容构成简单的1阶低通滤波器。



1阶简单的有源低通滤波器



Sallen\_Key2阶有源低通滤波器



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

3) 通频带：  $0.05 \sim 100\text{Hz}$

2阶基本节MFB滤波器（最少5个外围RC元件）比2阶Sallen\_Key基本节滤波器（最少4个外围RC元件）多一个外围元件，有更低的元件灵敏度，电路更加稳定，没有高频馈通现象。

2阶Sallen\_Key基本节滤波器电路更简单，RC元件参数值的计算方便，可独立调整通带内的增益和截止频率。

在本次设计的心电放大器中，两种滤波器都可以用。



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

3) 通频带：  $0.05 \sim 100\text{Hz}$

### 有源RC滤波器的优点：

可以充分利用运放的高开环增益，输入阻抗高，输出阻抗低的优点，滤波器效果理想，通带内有增益，并且增益可以通过外部电阻进行调节，容易实现滤波器和前后级电路之间的阻抗匹配。（滤波器工作在低频和中频区）

可借助软件进行滤波器参数的设计，推荐软件：Webench，FilterPro等。

选定使用的运放后，电阻取值范围可以几百欧姆-几十K欧姆（注意小电阻要谨慎使用，电阻也不要取太大（M欧姆级）），电容取值范围pF-nF级，（电容太大和太小都不好，注意小电容要谨慎使用，尽量不要使用电解电容），



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

3) 通频带:  $0.05 \sim 100\text{Hz}$

### 有源RC滤波器的缺点:

- (一) 带通滤波器Q值较高时, 时域上阶跃响应的过冲较大, 容易出现不稳定和自激现象, 导致中心频率偏移, 谐振曲线出现畸变。
- (二) 低通和高通滤波器Q值大于0.707时, 幅频特性曲线在靠近截至频率处时, 会产生过冲, Q值越大, 过冲越大。
- (三) 受运放供电电源的影响, 电源上的噪声会影响输出信号, 因此一般只能做大信号滤波(几十mV以上的信号), 不适合小信号滤波。
- (四) 工作频率受到运放带宽增益积的限制。(一般小于300KHz)



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

4) 增益：1000倍（放大至单片机可处理范围）

多级放大满足增益条件，合理的配置各级放大器的增益。

前置放大器（仪表放大器）增益不宜过高，一般10倍左右。

高输入阻抗；高共模抑制比；低噪声、低漂移、非线性度小；合适的频带和动态范围，噪声系数小且具有调节方便的特点。

前级增益过高将不利于后续电路对噪声的处理。

**本次设计使用三运放电路构成仪表放大器！（建议选择精密运放）**



# 心电放大器设计



## 设计指标分析

4) 增益：1000倍（放大至单片机可处理范围）

多级放大满足增益条件，合理的配置各级放大器的增益。

中间级放大器可设置固定10倍增益，建议选择精密运放。

可选择反相放大器，输入阻抗相对较低，输入噪声小。（注意前级电路的输出阻抗）

后级放大器可设置5-20倍增益可调。选择精密运放和通用运放都可以。

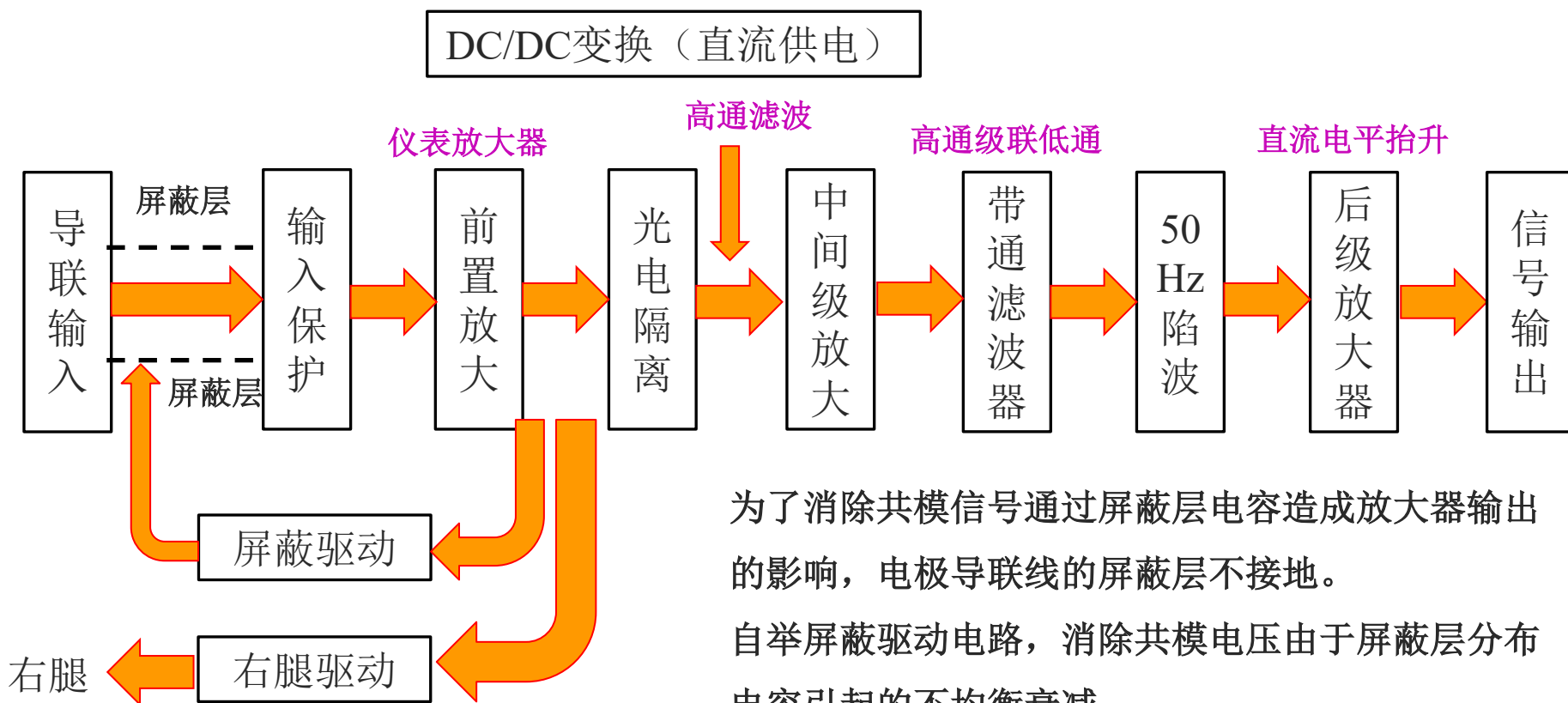
可选择同相放大器，输入阻抗相对较高。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构



为了消除共模信号通过屏蔽层电容造成放大器输出的影响，电极导联线的屏蔽层不接地。

自举屏蔽驱动电路，消除共模电压由于屏蔽层分布电容引起的不平衡衰减。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 导联输入

将人体中的心电信号耦合到心电放大器电路中。







# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 导联输入

本次设计相对简单，使用三导联结构（左臂、右臂，右腿），导联线和PCB电路板的连接采用音频接口。



各种音频接口



带电极的3导联线



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

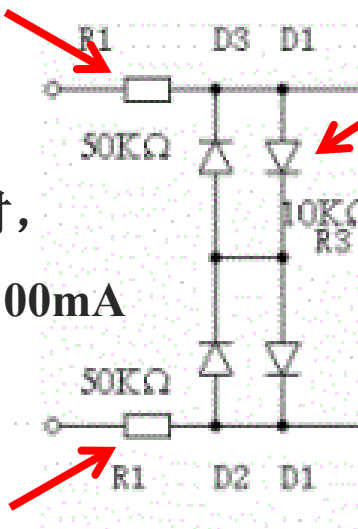
### 保护电路和屏蔽

防止干扰信号输入（大信号电压和电流）使后级放大器饱和，阻塞后级电路，甚至损坏后级电路。消除地线中的干扰电流，保护人体安全。

限流保护电阻

5000V高压输入时，  
瞬时电流不超过100mA

二极管钳位，1N4148



限流保护电阻



# 心电放大器设计

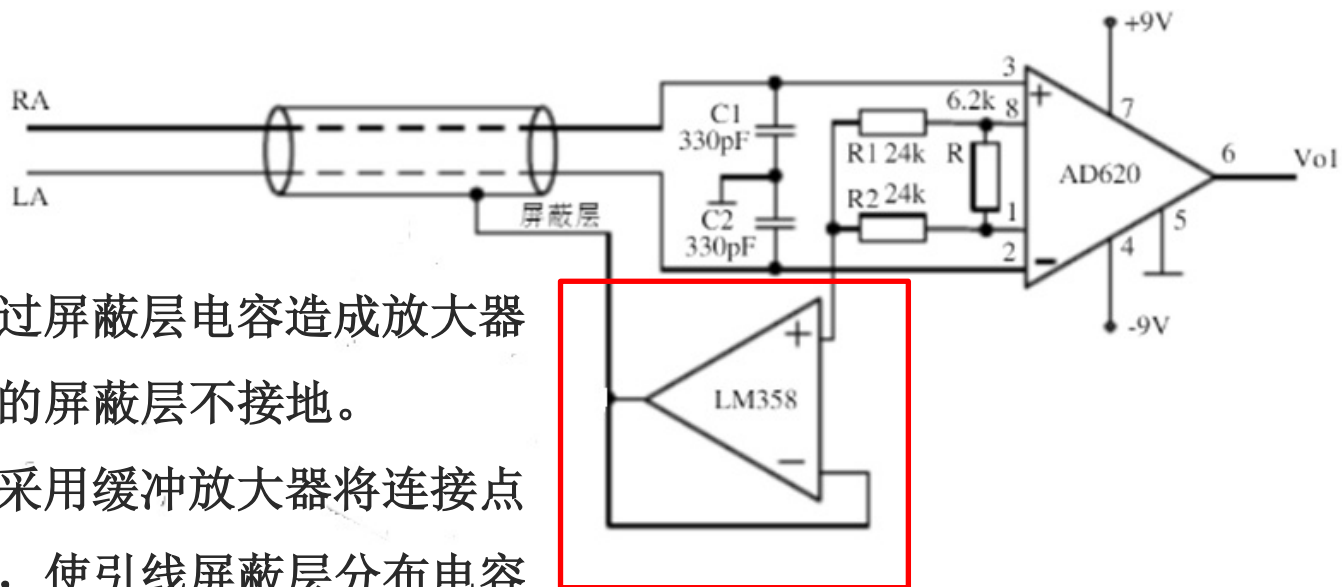


## 心电放大器的结构

### 保护电路和屏蔽

为了消除共模信号通过屏蔽层电容造成放大器输出的影响，电极导联线的屏蔽层不接地。

自举屏蔽驱动电路，采用缓冲放大器将连接点的共模电压驱动到屏蔽线，使引线屏蔽层分布电容的两端电压保持相等，消除共模电压由于屏蔽层分布电容引起的不平衡衰减。





# 心电放大器设计

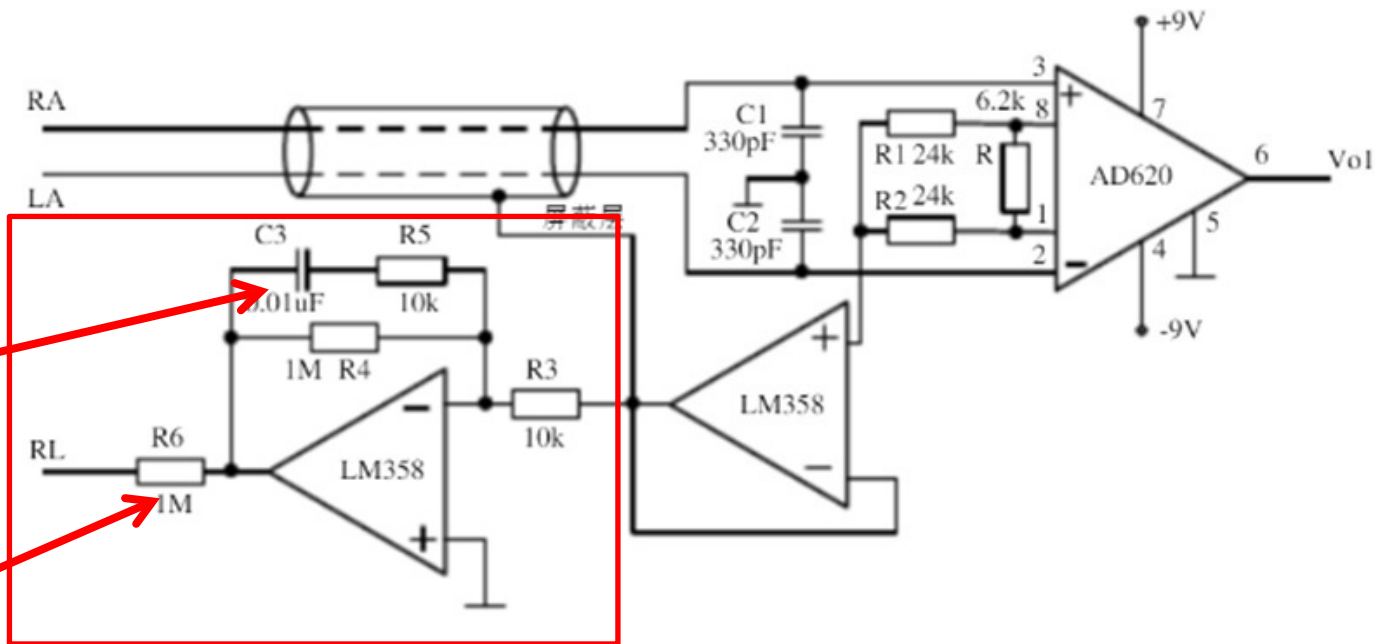


## 心电放大器的结构

### 右腿驱动电路

为获得较大增益，反馈电阻取值较大，电容C3相位补偿，提高运放电路的稳定性。

限流电阻，保护人体安全



可以有效的降低共模信号！

反相放大，将导联输入中的共模信号反馈到输入端，反相增益越大，对共模信号的抑制就越强！

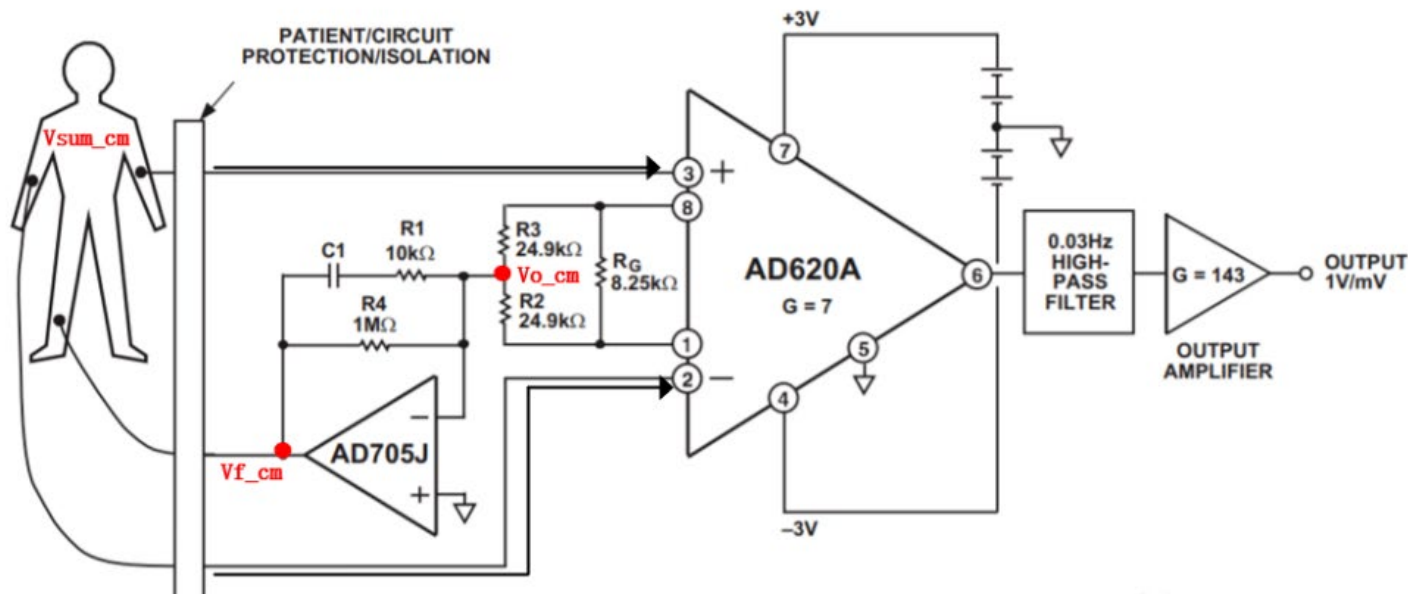


# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 右腿驱动电路的工作原理



运放AD705J构成右腿驱动电路，右腿驱动电路的主要作用是提高共模抑制比，减少50Hz或60Hz的工频干扰。



# 心电放大器设计

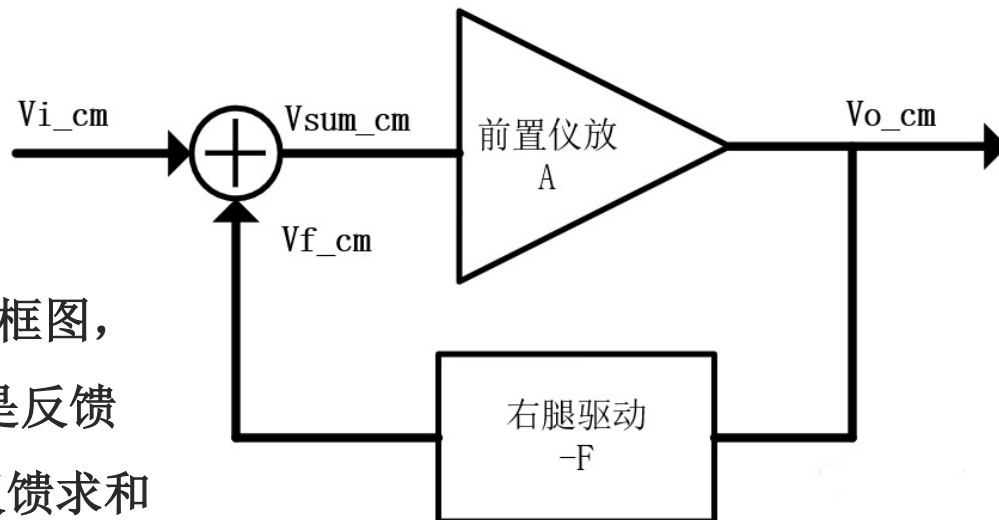


## 心电放大器的结构

### 右腿驱动电路的工作原理

右腿驱动电路可以简化为如图的方框图， $V_{i\_cm}$ 是输入的共模电压， $V_{f\_cm}$ 是反馈回来的电压， $V_{sum\_cm}$ 是输入和反馈求和后的电压， $V_{o\_cm}$ 是输出的电压，前置仪表放大器对于共模信号而言放大倍数 $A=1$ ，右腿驱动电路的放大倍数大约几十倍，是反向比例放大。

合并上面两个公式：



根据上图可以得到系统输入输出关系：

$$V_{o\_cm} = V_{sum\_cm} * A = V_{sum\_cm}$$

$$V_{sum\_cm} = V_{i\_cm} + V_{f\_cm}$$

$$V_{f\_cm} = -F * V_{o\_cm}$$

$$V_{o\_cm} = V_{i\_cm} / (1 + F)$$





# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 右腿驱动电路的工作原理

$$V_{o\_cm} = V_{i\_cm} / (1 + F)$$

由于放大倍数F比较大，因此输入共模电压就被衰减了， $V_{o\_cm}$ 会非常小，共模抑制比是差模增益与共模增益的比值，因此共模抑制比就可以提高。

总结：右腿驱动电路提取出共模电压，对其进行反向放大，再反馈回人体，人体共模信号叠加这个反向放大的共模信号后就会被抑制。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 前置放大器

前置放大器（仪表放大器）增益不宜过高，一般10倍左右。防止电极处产生的极化直流电压（可能达到300mV），使前置放大器输出饱和。

高输入阻抗；高共模抑制比；低噪声、低漂移、非线性度小；合适的频带和动态范围，噪声系数小且具有调节方便的特点。

前级增益过高也不利于后续电路对噪声的处理。

**本次设计前置放大器使用三运放电路构成仪表放大器！（建议选择精密运放）**





# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 光电隔离

在前置放大器和中间级放大器之间使用光耦合器件。（亦称光电隔离器或光电耦合器，简称光耦）。

光耦器件是以光为媒介来传输电信号的器件，通常把发光器（红外线发光二极管LED）与受光器（光敏半导体管，光敏电阻等）封装在同一管壳内。当输入端加电信号时发光器发出光线，受光器接收光线之后就产生光电流，从输出端流出，从而实现了“电—光—电”控制。以光为媒介把输入端信号耦合到输出端的光电耦合器，由于它具有体积小、寿命长、无触点，抗干扰能力强，输出和输入之间绝缘，单向传输信号等优点，在数字电路上获得广泛的应用。



# 心电放大器设计

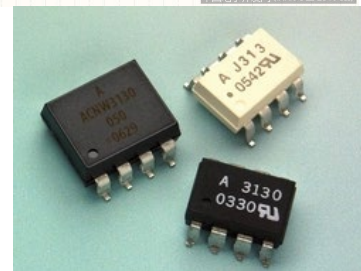
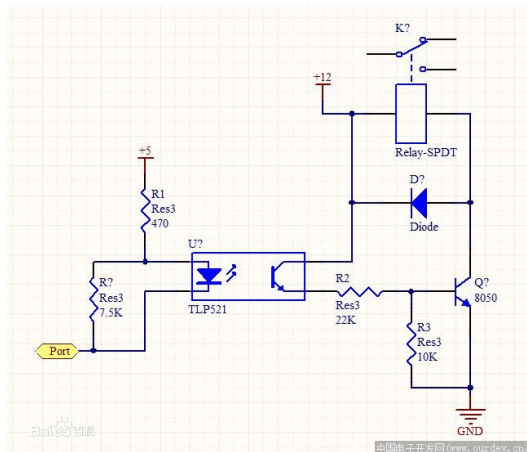
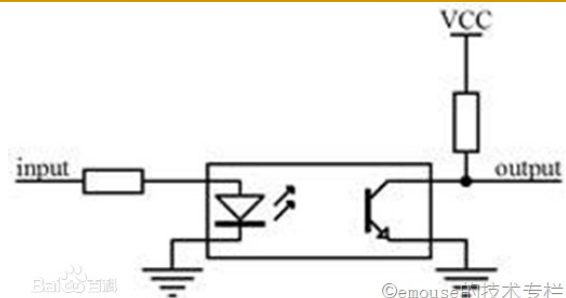


## 心电放大器的结构

### 光电隔离

由于光耦合器输入输出间互相隔离，电信号传输具有单向性等特点，因而具有良好的电绝缘能力和抗干扰能力。所以，它在长线传输信息中作为终端隔离元件可以大大提高信噪比。在计算机数字通信及实时控制中作为信号隔离的接口器件，可以大大提高计算机工作的可靠性。

光耦合器的输入端属于电流型工作的低阻元件，因而具有很强的共模抑制能力。





# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 光电隔离

由于光耦合器输入输出间互相隔离，电信号传输具有单向性等特点，因而具有良好的电绝缘能力和抗干扰能力。所以，它在长线传输信息中作为终端隔离元件可以大大提高信噪比。在计算机数字通信及实时控制中作为信号隔离的接口器件，可以大大提高计算机工作的可靠性。

光耦合器的输入端属于电流型工作的低阻元件，因而具有很强的共模抑制能力。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 光电隔离

#### 光耦合器的主要优点：

信号单向传输，输入端与输出端完全实现了电气隔离，输出信号对输入端无影响，抗干扰能力强，工作稳定，无触点，使用寿命长，传输效率高。

光耦合器是70年代发展起来产新型器件，现已广泛用于电气绝缘、电平转换、级间耦合、驱动电路、开关电路、斩波器、多谐振荡器、信号隔离、级间隔离、脉冲放大电路、数字仪表、远距离信号传输、脉冲放大、固态继电器(SSR)、仪器仪表、通信设备及微机接口中。在单片开关电源中，利用线性光耦合器可构成光耦反馈电路，通过调节控制端电流来改变占空比，达到精密稳压目的，实现信号接收转移。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 光电隔离

#### 光电耦合器分类：

**非线性光耦** 电流传输特性曲线是非线性的，这类光耦适合于开关信号的传输，不适合于传输模拟量。常用的4N系列光耦属于非线性光耦。

#### 线性光耦

电流传输特性曲线接近直线，并且小信号时性能较好，能以线性特性进行隔离控制。常用的线性光耦是PC817A—C系列。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 光电隔离

#### 光电耦合的主要特点：

- 1.输入和输出端之间绝缘，其绝缘电阻一般都大于 $10000\text{M}\Omega$ ，耐压一般可超过 $1\text{kV}$ ，有的甚至可以达到 $10\text{kV}$ 以上。
- 2.由于光接收器只能接受光源的信息，反之不能，所以信号从光源单向传输到光接收器时不会出现反馈现象，其输出信号也不会影响输入端。
- 3.由于发光器件（砷化镓红外二极管）是阻抗电流驱动性器件，而噪音是一种高内阻微电流电压信号。因此光电耦合器件的共模抑制比很大，所以，光电耦合器件可以很好地抑制干扰并消除噪音。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 光电隔离

#### 光电耦合的主要特点：

- 4.容易和逻辑电路配合。
- 5.响应速度快。光电耦合器件的时间常数通常在毫秒甚至微秒级。
- 6.无触点、寿命长、体积小、耐冲击。

在心电放大器中使用光耦器件，可实现小信号的单向传输，防止后级放大器的输出信号和干扰信号影响前级小信号放大。

有时候用微处理器（FPGA器件）驱动控制小功率信号器件（电路）+光电隔离+驱动大功率器件，保护前端的微处理器和小功率信号器件（电路），防止被反向的浪涌电压和电流造成损坏。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 中间级放大

中间级放大器可设置固定增益（比如10倍左右），建议选择精密运放。

可选择反相放大器，输入阻抗相对较低，输入噪声小。（注意前级电路的输出阻抗）





# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 带通滤波器

可使用无源高通滤波器+有源低通滤波器串联。

低通滤波器的截止频率选择在100Hz左右，可以使用MFB或者Sallen\_Key结构的有源低通滤波器（一般2阶就可以了，下降速度更快则需要2阶以上）。

滤波器的运放可以选择OP07也可以使用通用运放。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 50Hz陷波

在心电放大器前端输入和中间耦合的众多噪声中，50Hz的工频干扰尤为严重，因此在电路设计时可设计50Hz的陷波器，进一步消除工频信号干扰。但由于心电信号频率在0.05~100Hz，陷波器的加入会使得50Hz及其附近频率处的能量衰减，心电信号会有一定程度地失真。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 50Hz陷波

双T网络陷波电路，又称为带阻滤波器，用于抑制或衰减某一频率段的信号，而该频率段外的所有信号可以通过。典型的RC双T网络，又RC低通滤波器和RC高通滤波器并联而成。低通滤波器的截止频率为  $f_1$ ，高通滤波器的截止频率为  $f_2$ ，满足条件  $f_1 < f_2$  时构成带阻滤波器。当输入信号通过电路时，频率低于  $f_1$  的信号均可以从低通滤波器通过；频率高于  $f_2$  的信号均可以从高通滤波器通过；频率范围在  $f_1 < f < f_2$  内的信号被衰减或阻断。



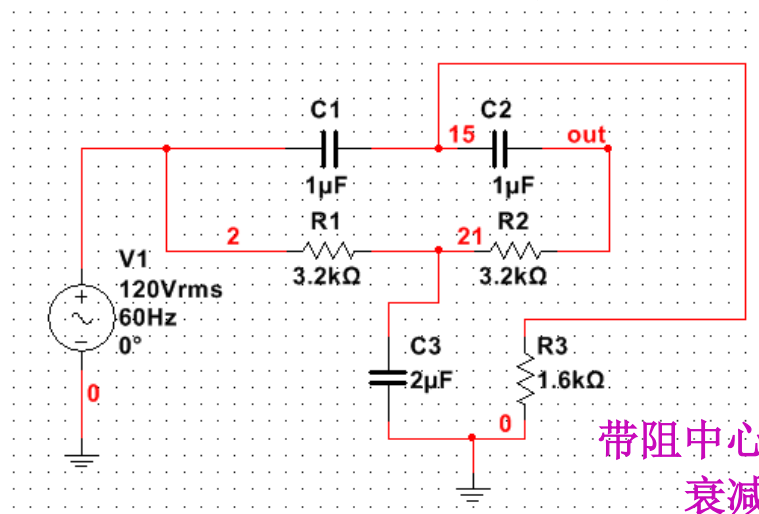
# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 50Hz陷波

无源双T网络陷波电路，元件参数满足关系：



带阻中心频率约50Hz  
衰减约50dB

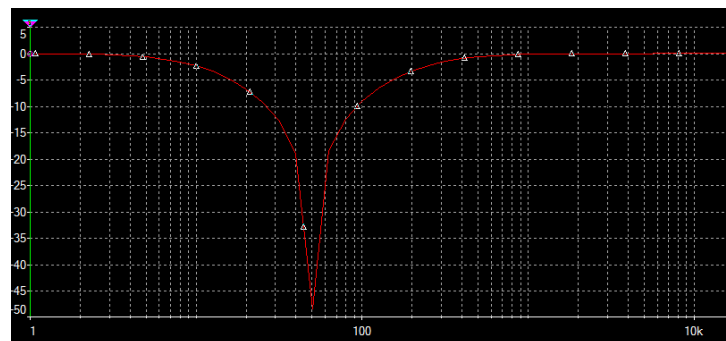
无源双T网络陷波电路

$$C_1 = C_2 = C \quad C_3 = 2C$$

$$R_1 = R_2 = R \quad R_3 = R / 2$$

带阻中心频率  $\omega_0 = \frac{1}{RC}$

$2\beta = \frac{4}{RC}$  品质因数  $Q = \frac{\omega_0}{2\beta} = \frac{1}{4}$



无源双T网络陷波电路的频率响应



# 心电放大器设计

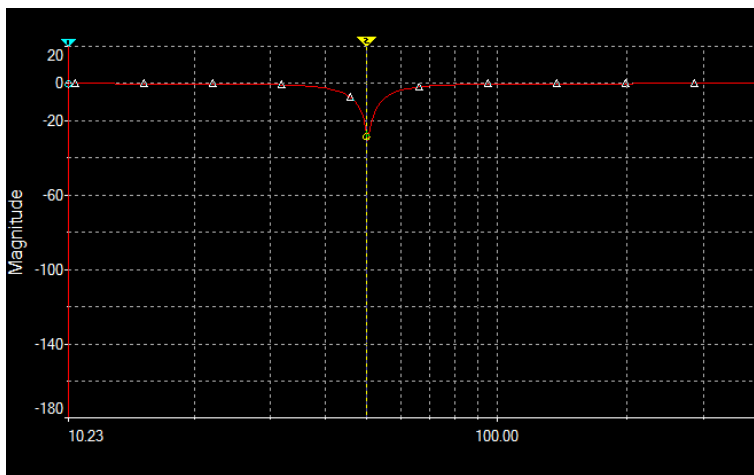


## 心电放大器的结构

### 50Hz陷波

无源双T网络陷波电路，输入阻抗较小，输出阻抗较大，容易受到前后级电路的影响，Q值较低，衰减带宽较宽，对阻带中心频率两侧的信号影响较大。

无源双T网络陷波电路加上运放构成反馈，组成性能较好的有源双T陷波电路。

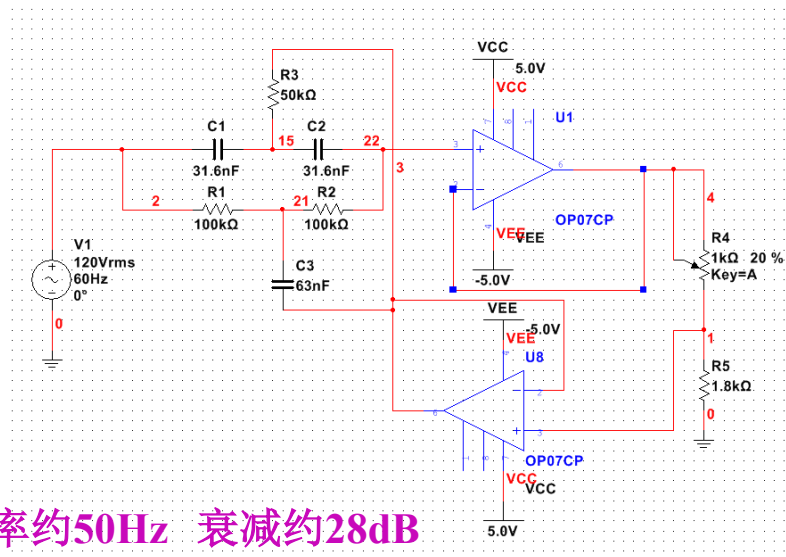


有源双T网络陷波电路的频率响应

$$K = 0.1$$

$$Q_0 \approx 2.5$$

带阻中心频率约50Hz 衰减约28dB



有源双T网络陷波电路



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 50Hz陷波

有源双T网络陷波电路，由两个运放和双T陷波网络组成，引入负反馈改善选频作用，运放U1提供反馈回路的增益，同时对双T陷波网络起到隔离作用。

两个反馈电阻的取值， $R_4 = (1 - K)R_F$ ， $R_5 = KR_F$  系数K决定阻带宽度。K越大，阻带宽度越窄，品质因素Q值越高，陷波特性越好，但同时使得电路的稳定性变差；反之，K越小，阻带宽度越宽，品质因素Q值越低，陷波特性越差，电路的稳定性越好。

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad Q_0 = \frac{1}{4(1 - K)}$$

设计时要求电阻R远大于 $R_F$

仿真时观测到，随着K越大，品质因素Q增加，陷波宽度越窄，但是陷波深度也变小。因此需要合理的选择K值，在电路稳定性、陷波宽带和陷波深度之间取得平衡。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 后级放大器

对心电信号进行进一步放大，使总增益满足设计要求（1000倍）。后级放大器可设置5-20倍增益可调。选择精密运放和通用运放都可以。

可选择同相放大器，输入阻抗相对较高。

**注意点：**在本设计中心电信号最终输出给单片机进行ADC采样后续处理，而单片机的ADC端口输入电压范围为0-3.3V（单极性），因此在设计后级电压放大器时需合理选择放大倍数。



# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 后级放大器

后级放大器的增益不能太小，否则心电放大器的总增益太小，会使得输入单片机ADC采样的波形幅度不够，单片机ADC采集数据的误差变大；也不宜过大，否则会使得输入单片机采样的波形幅度超出单片机的ADC端口输入最大电压3.3V，造成较大的采样误差，甚至损坏单片机的ADC输入端口。

### 后级放大器中需要加入电压抬升电路

单片机ADC采样端口的输入电压范围一般为0-3.3V，而心电信号有负电压，因此需要将心电信号加上直流偏置，转换为电压范围在0-3.3V之间的单极性信号，最后输出到单片机的ADC采样端口进行后续处理。





# 心电放大器设计



## 心电放大器的结构

### 后级放大器

#### 电压抬升电路设计

可使用单电源供电的运放（LM358或者OP07用单电源供电），在输入加上直流偏置电压，使运放电路输出的直流电平在  $3.3/2=1.65\text{V}$  的位置。

也可以使用加法器电路，将一路直流偏置电压加到输入端，最后和输入交流信号一起放大后输出。



# 心电放大器设计



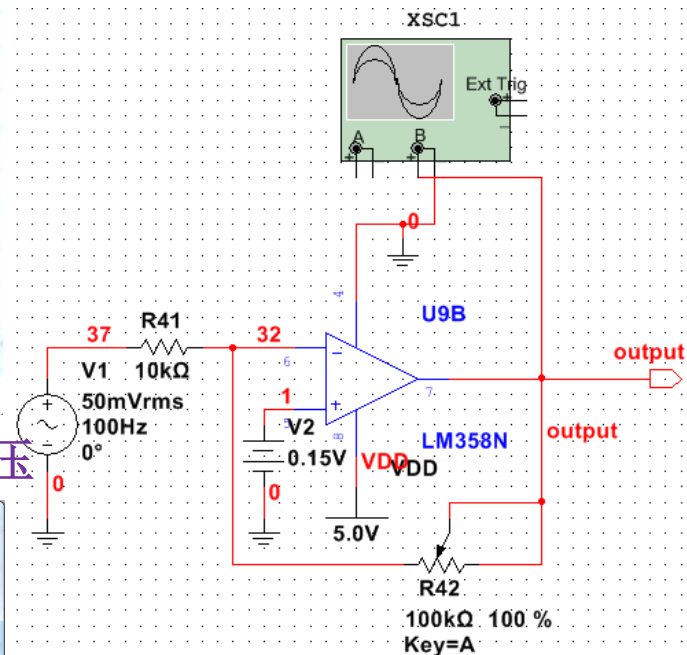
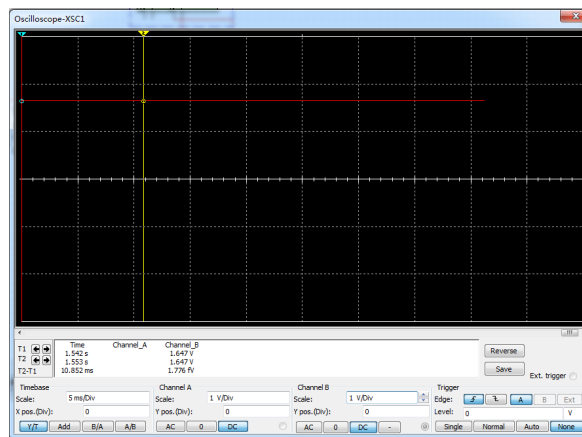
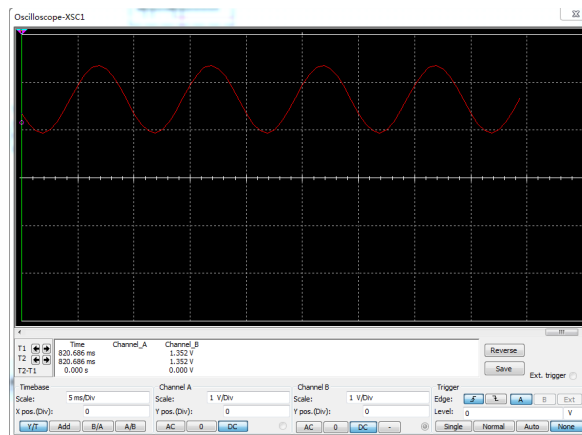
## 心电放大器的结构

### 后级放大器

### 电压抬升电路设计

输出信号中包含的1.65V的直流偏置电压

输入的是交流信号，  
不包含直流分量，通  
过在同相端加150mV  
的固定直流偏置电压，  
使输出有1.65V的直流偏置



交流信号输入的电压抬升电路

输出信号中包含的1.65V的直流偏置电压



# 心电放大器设计



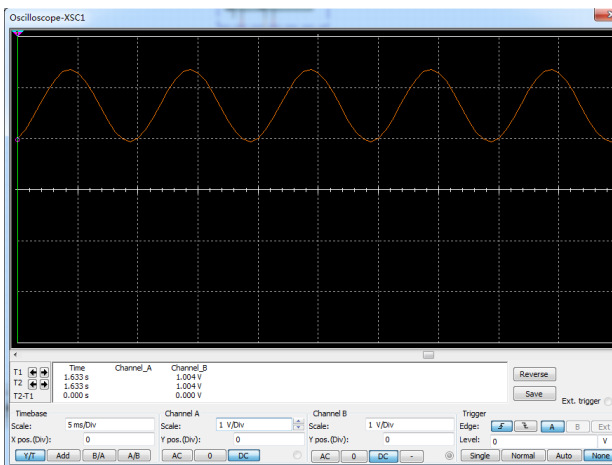
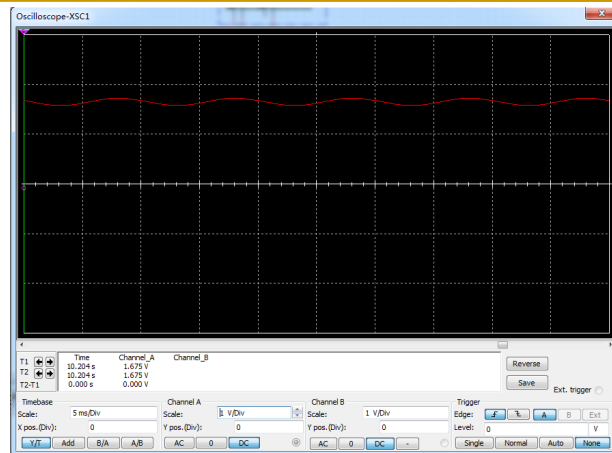
## 心电放大器的结构

### 后级放大器

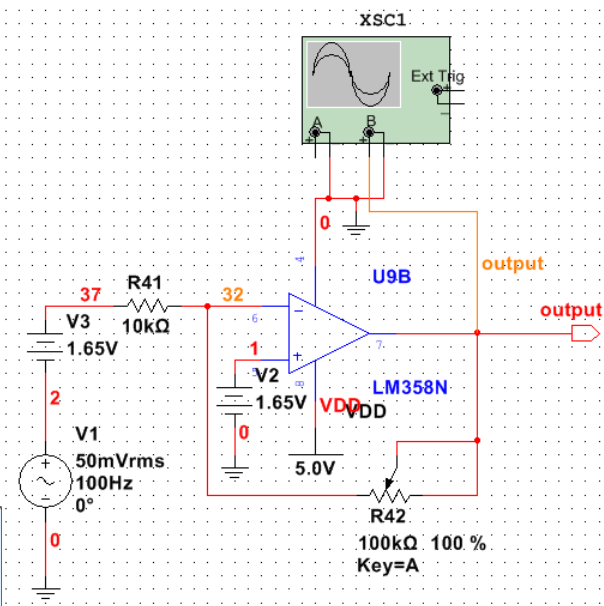
### 电压抬升电路设计

输入信号中包含的1.65V的直流偏置电压

输入的交流信号中，  
包含1.65V的直流分量，  
通过在同相端加1.65V  
的固定直流偏置电压，  
使输出有1.65V的直流偏置



输出信号中包含的1.65V的直流偏置电压



交流和直流信号输入的电压  
抬升电路



# 心电放大器设计



## 心电放大器的直流电源

运放电路可选择双电源供电（电路输入端不需要提供直流偏置，输出动态范围大）

也可以选择单电源供电（电路输入端需要提供直流偏置，输出动态范围小一些，但只需一路正电源）

**电源去耦：**在靠近运放的正负电源附近，接 $0.1\mu\text{F}$ 的无极性电容进行高频去耦（可以再并联1个 $10\mu\text{F}$ 的电解电容进行低频去耦）

在外部的正负直流电源输入端旁边接入 $10\mu\text{F}$ 的电解电容进行低频去耦。



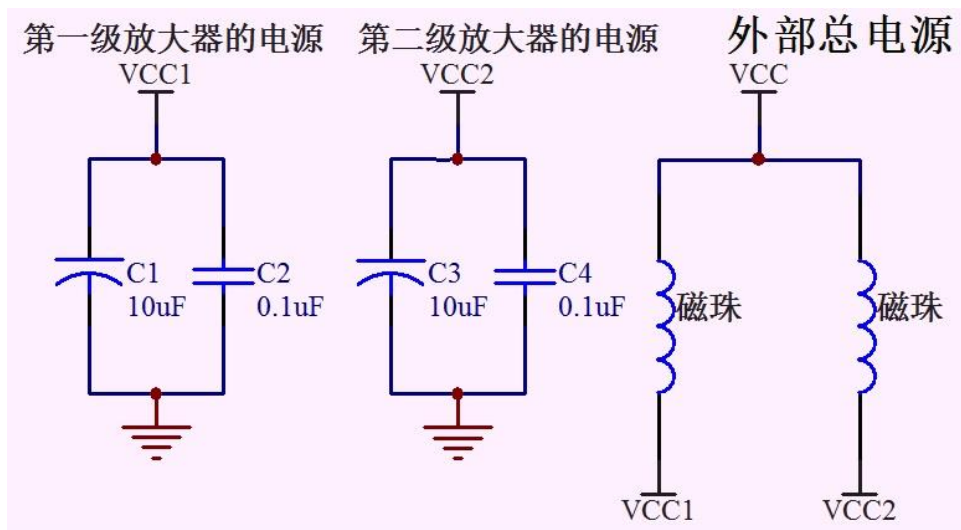
# 心电放大器设计



## 心电放大器的直流电源

有条件的可使用分级去耦的供电方式：

小信号电路和大信号电路的直流电源分级去耦，减小电源馈线上的反馈和干扰，减小各级电路之间的相互干扰，提高电路输出信号的信噪比，提高电路抗噪声性能。



前置放大器的电源  
中间级放大器的电源  
有源滤波器的电源  
后级放大器的电源  
可以分级去耦供电