

ECG信号提取_前置滤波电路

<http://www.mythbird.com/ecg/>

由于ECG信号很微弱，处于mV级别，还有很多干扰信号，所以采集信号时需要进行滤波和放大处理，然后使用模数转换。为了滤波高频干扰和工频噪声，需要使用低通滤波器和陷波器抑制噪声，有时也要使用高通滤波器滤除低频噪声。信号滤除干净后有两种处理方式：

- 放大后进行ADC处理
- 使用高精度ADC采样

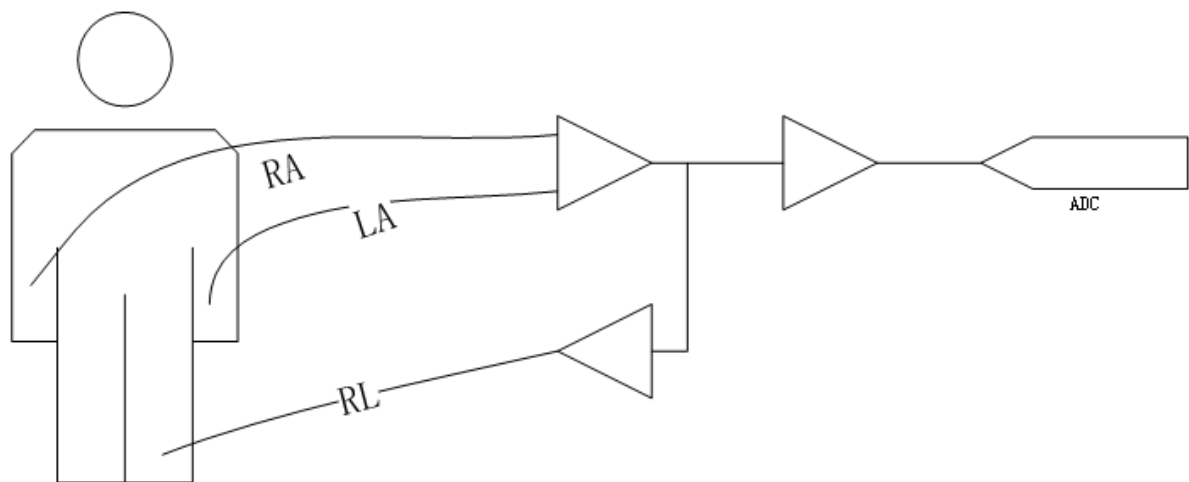
前者将信号放大几百倍，满足ADC的输入范围，这种情况用于低分辨率的ADC，比如16bit，大部分使用独立器件堆叠电路。

后者直接获取微弱信号，使用高分辨率ADC（一般为 Σ - Δ ADC），比如24bit，精度可达到uV，一般使用集成器件。

在进入ADC之前的处理称为模拟前端。

根据ADI官网介绍，ECG信号的采集方式分为：交流耦合和直流耦合。具体资料见[1](#)

ECG测量的基本电路框图如下所示。



其原理可以参考[ECG信号](#)内容。

一般其技术指标类似：

1. 输入阻抗： $\geq 5\text{M}\Omega$
2. 输入偏置电流： $< 2\text{nA}$
3. 等效输入噪声： $< 30\mu\text{Vpp}$
4. 共模抑制比：50Hz正弦信号的共模抑制比 $\geq 90\text{dB}$
5. 耐极化电压： $\pm 300\text{mV}$
6. 漏电流： $< 30\mu\text{A}$
7. 频带：0.05 ~ 100Hz

采集心电信号时，使用电极片贴在人体上，再连接到板卡上，通过滤波、放大后进入ADC，最终转换为电压信号。由于人体信号微弱，且人体存在一定的电阻，所以电极片与人体间会有极化电压[2](#)；另外导联线通常是屏蔽线缆，线缆过长会有线缆阻抗，出现共模电压和差模电压，导致信号有直流量，影响放大电路的输入电压。故前端电路首先要处理的就是干扰、共模和差模信号，然后才是放大信号。

前置滤波多使用RC电路，根据ECG信号频率，可知心电信号截止频率为0.1Hz~200Hz处，通常将通带范围设定在该区域就可以保证获取到正常的心电信号。但是心电监护测量参数不仅仅包含心电信号，还有pace检测和呼吸波（呼吸阻抗测量）。

Note:

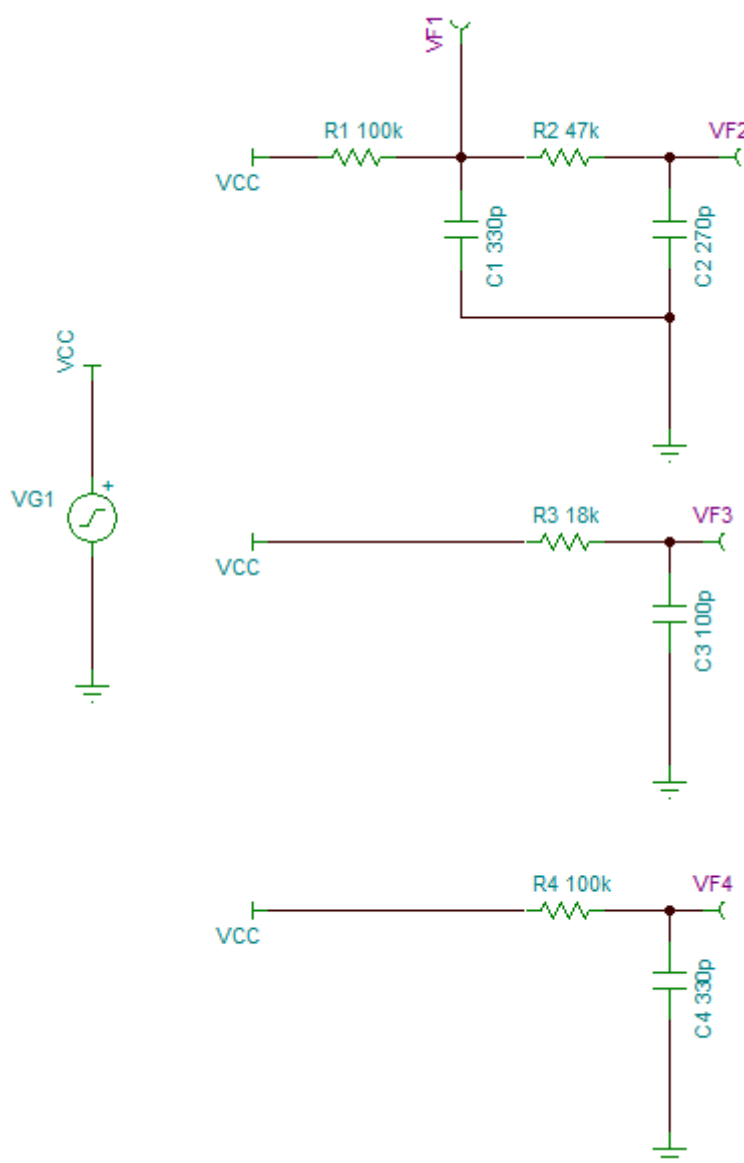
人体呼吸运动时，胸壁肌肉运动导致胸廓交替变形，肌体组织的电阻抗也交替变化，变化量约为0.1ohm~3ohm，称为呼吸阻抗。

pace信号为起搏器（pace maker）所产生，形态上为脉冲信号，宽度为0.1ms~2ms，频率约为500Hz~1kHz。

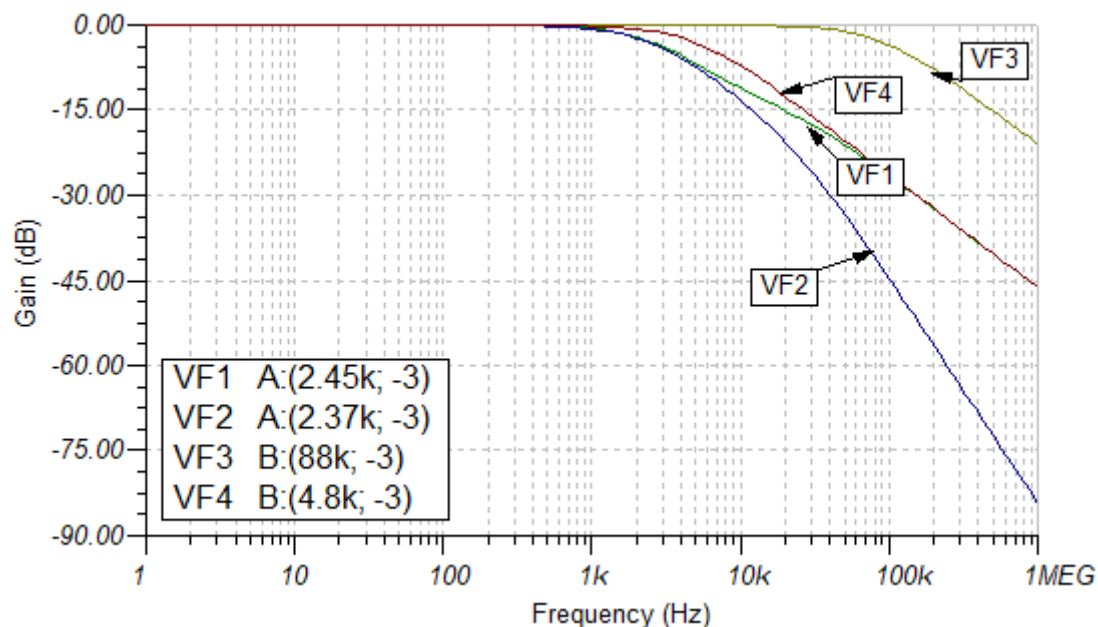
呼吸阻抗测量通常使用交流载波10kHz以上的信号。

综上，需要考虑是否需要测量pace和呼吸波，据此可以得出前置滤波电路截止频率设定一般为200Hz、1kHz、10kHz、30kHz、50kHz等。

使用TI TINA进行RC仿真，电路如下所示。



仿真结果如下所示。



可见三者截止频率 (-3dB) 分别为: 2.37kHz, 88kHz, 4.8kHz。

第一个使用二级RC滤波电路, 需要测量pace信号。

第二个使用一级RC滤波, 需要测量pace和呼吸波。

第三个使用一级RC滤波, 需要测量pace信号。

可见对于高于100kHz的信号均有抑制作用。

抗高频干扰

ECG信号通过导联线连接到电极上, 电极粘贴在人体上。这部分信号会引入很多干扰, 包括高频和低频信号。由于ECG有效信号为低频信号, 故使用低通滤波器滤除高频信号。常使用RC滤波电路, 有时为了增加滚降率 (增强高频衰减) 使用多级RC滤波电路。

如上图所示, 若使用一级RC, 则只有20dB/Decade, 二级则有40dB/Decade, 可以增强低通滤波器的抑制能力。

pace信号检测

标准对需要捕获的起搏器信号的高度和宽度等具体要求有所差异³。

- AAMI EC11:1991/(R)2001/(R)2007
- EC13:2002/(R)2007, IEC60601-1 ed. 3.0b, 2005
- IEC60601-2-25 ed. 1.0b
- IEC60601-2-27 ed. 2.0, 2005
- IEC60601-2-51 ed. 1.0, 2005

IEC60601-2-27规定:

设备须能够显示存在幅度为 $\pm 2\text{ mV}$ 至 $\pm 700\text{ mV}$ 、持续时间为 0.5 ms 至 2.0 ms 的起搏器脉冲的心电图信号。显示屏上的起搏器脉冲应清晰可见, 折合到输入端(RTI)的幅度不得小于 0.2 mV ;

AAMI EC11则规定:

设备须能显示存在幅度为 2 mV 至 250 mV 、持续时间为 0.1 ms 至 2.0 ms 、上升时间少于 $100\text{ }\mu\text{s}$ 且频率为100脉冲/分的起搏器脉冲的心电图信号。对于持续时间为 0.5 ms 至 2.0 ms (幅度、上升时间和频率参数如上一句所规定) 的起搏器脉冲, 必须在心电图显示该起搏器脉冲; 显示屏上应予以清晰的展现, 折合到输入端的幅度不得小于 0.2 mV 。

因为pace信号中心频率为5kHz，为了拾取pace信号，带宽不能太低。若不需要pace信号，可以降低带宽到200Hz。

对于pace信号，选择5kHz之前的需要对pace信号进行放大处理，因为会被低通滤波器衰减。不过pace脉冲可达100mV，即使被衰减也不会比心电信号还难拾取，例如上图中2.5kHz截止频率造成pace信号变弱为 $0.22 \times 100\text{mV} = 22\text{mV}$ ，但是考虑到小幅度的pace信号还是要考虑后级放大处理，同时也要抑制原始ECG信号防止被放大从而干扰pace检测，这也决定了通过硬件上检测时要使用带高通性质的微分电路⁴。

使用微分电路的优点：

- 滤除原始心电信号
- 检测脉冲上升沿和下降沿，而不是电平
- 隔离直流信号

能检测出脉冲波的形态，检测电平有可能会是阶跃信号，而阶跃信号不能识别为pace。

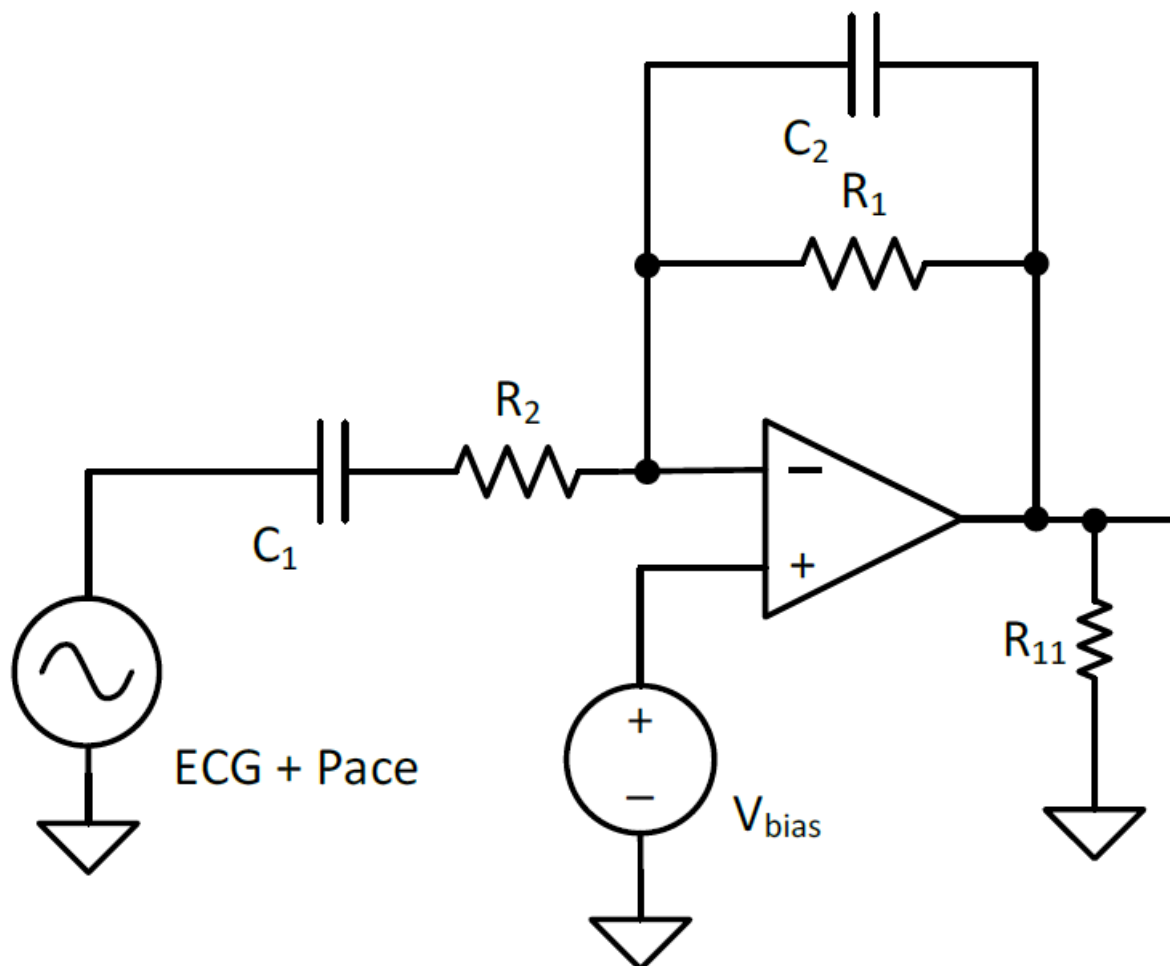
Note:

最小pace信号：100us/2mV

最大pace信号：2ms/700mV或者2ms/250mV

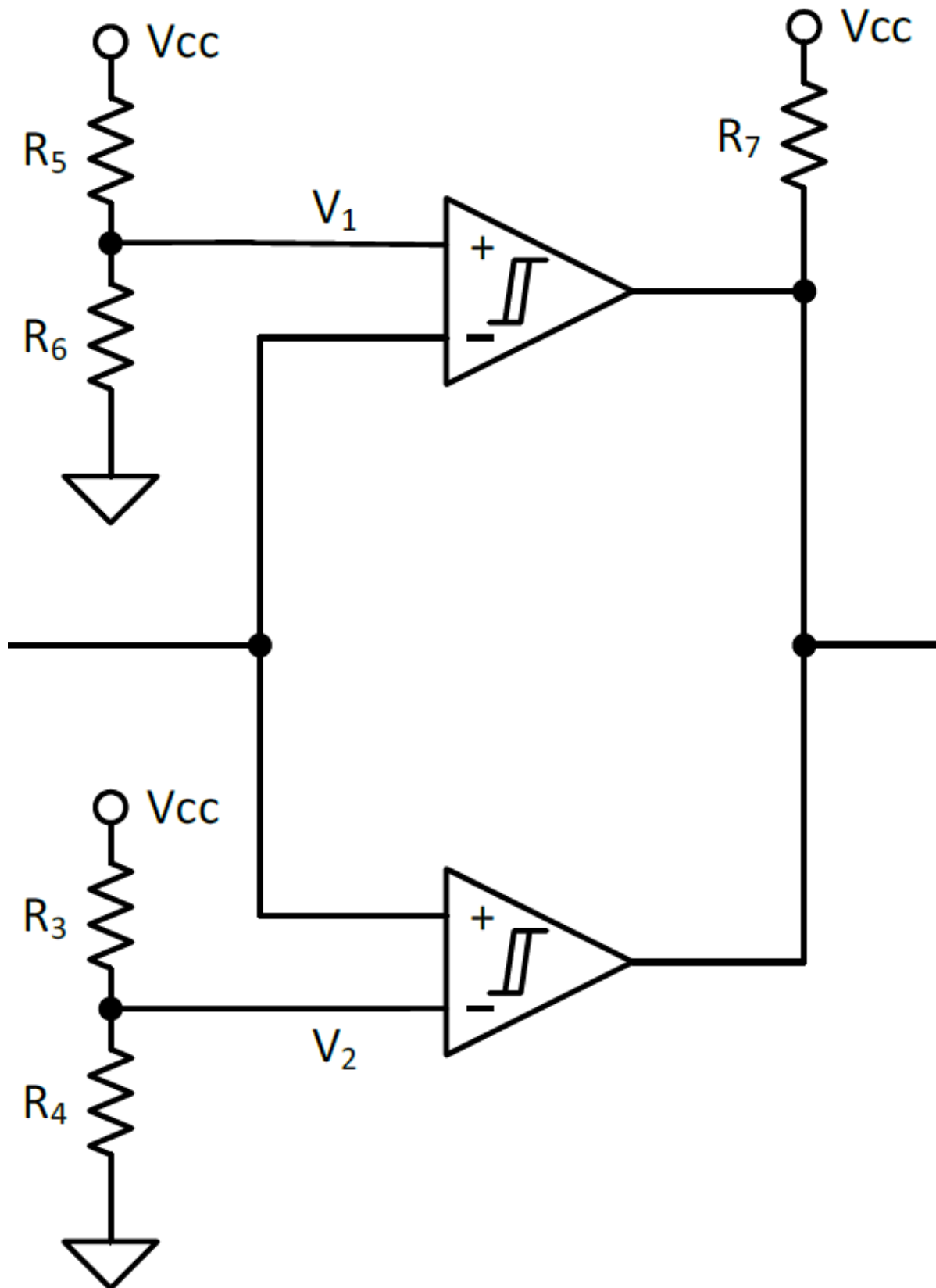
工作原理

具有放大功能的微分电路如下所示⁵。

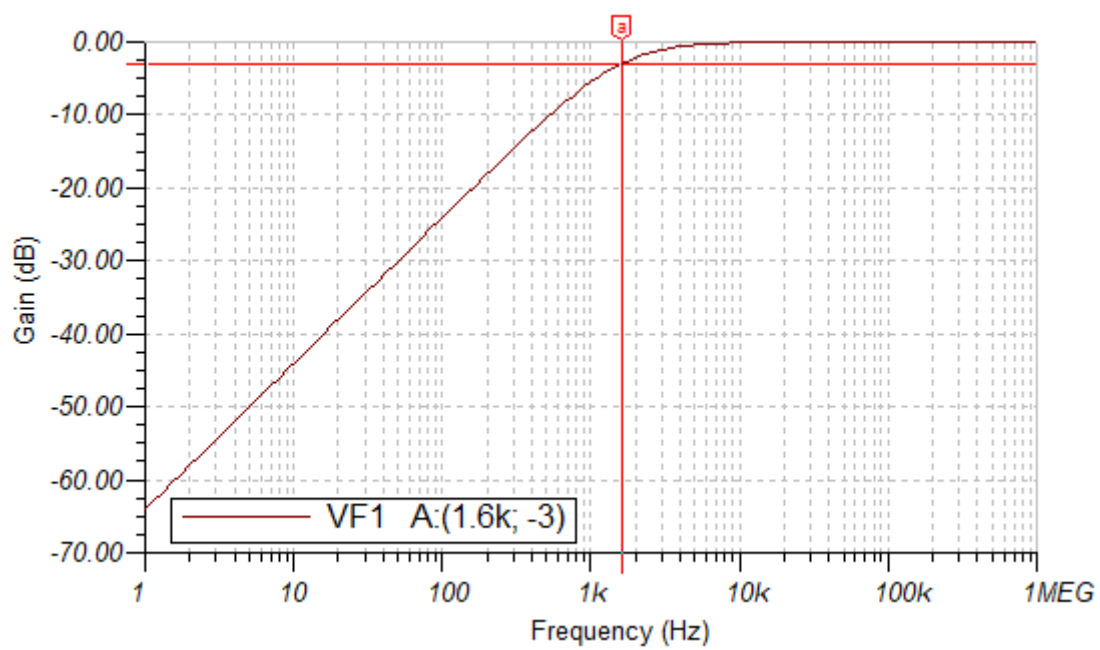
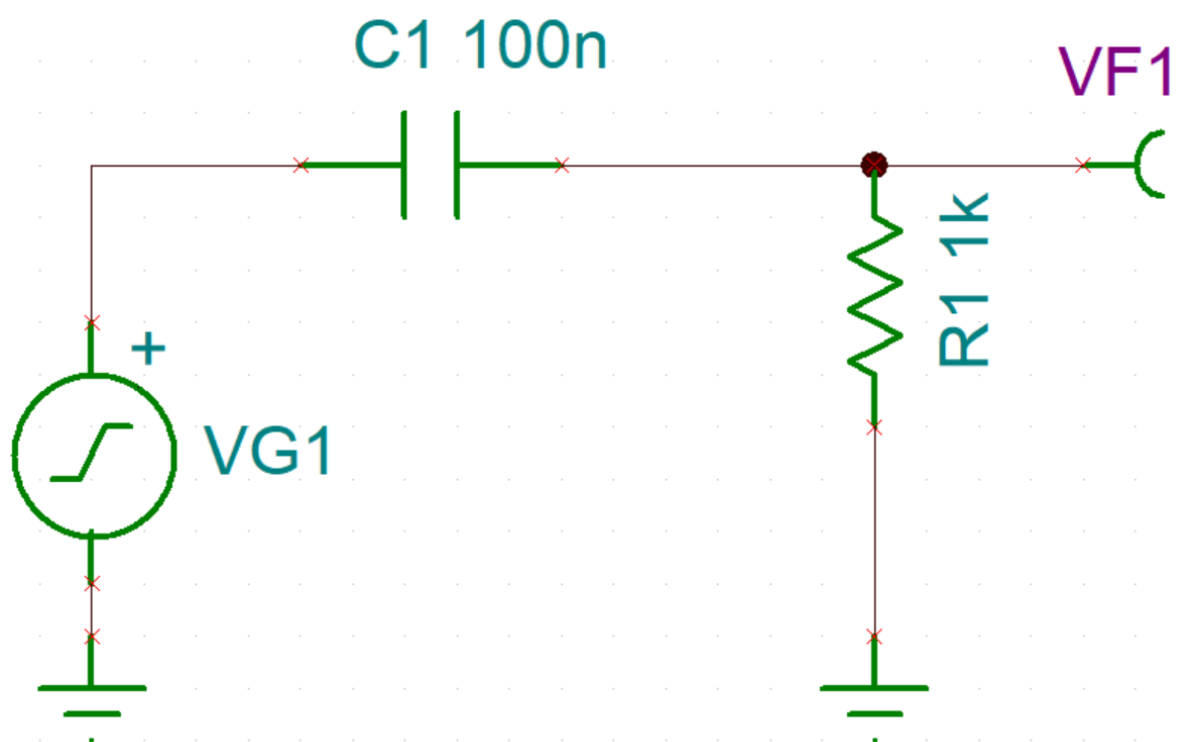


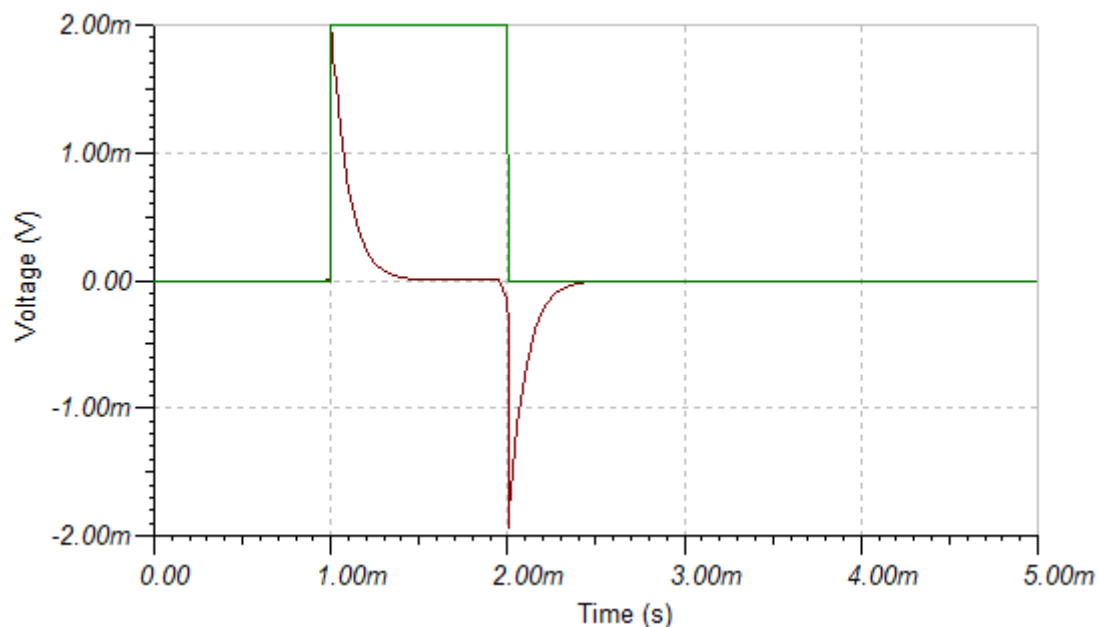
高通的截止频率由C1和R1决定，C2进行相位补偿，R2调节比例。其中C1也可以称为“隔直电容”，用于通交流阻直流。脉冲信号的交流部分通过，直流部分被抑制。

在后面使用双路阈值（窗口阈值）比较电路进行输出（双阈值表示上升沿阈值和下降沿阈值），如下图所示。



使用100us/2mV的方波进行仿真简单的微分电路（高通滤波器），如下图所示。





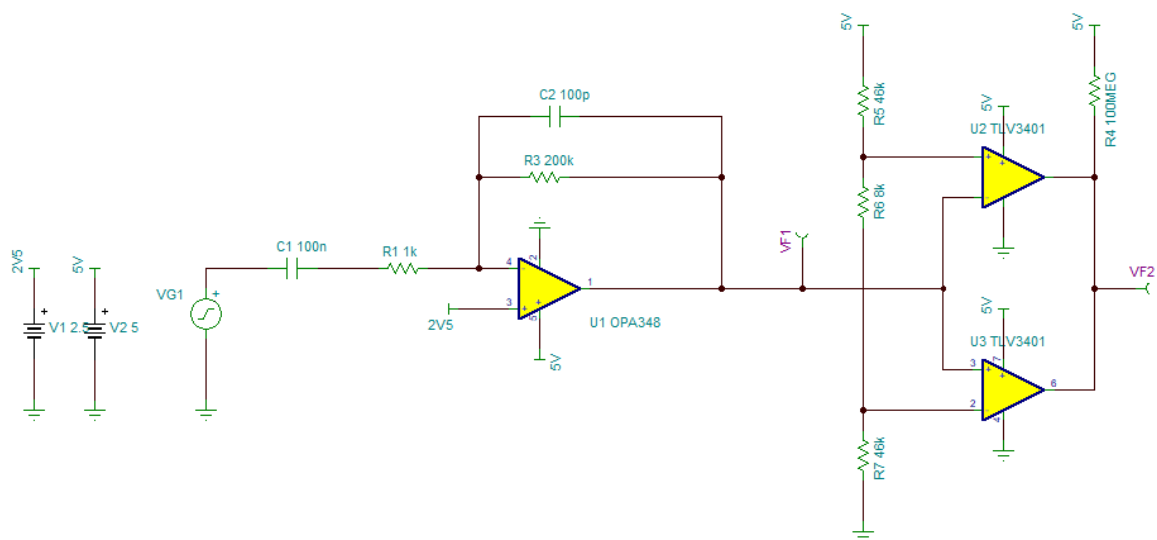
在方波上升沿和下降沿都有电容放电现象，结果为斜波。下降/上升的时间与RC（时间常数）有关。

分析比较电路。V1>V2。Vout>V1时，输出低电平。Vout

从图上所示，经过高通后波形会变为负的，中心电平为0V。为了方便电路使用单电源给运放供电，需要将电平拉高到0V以上，放大到负电压时会强制拉低。

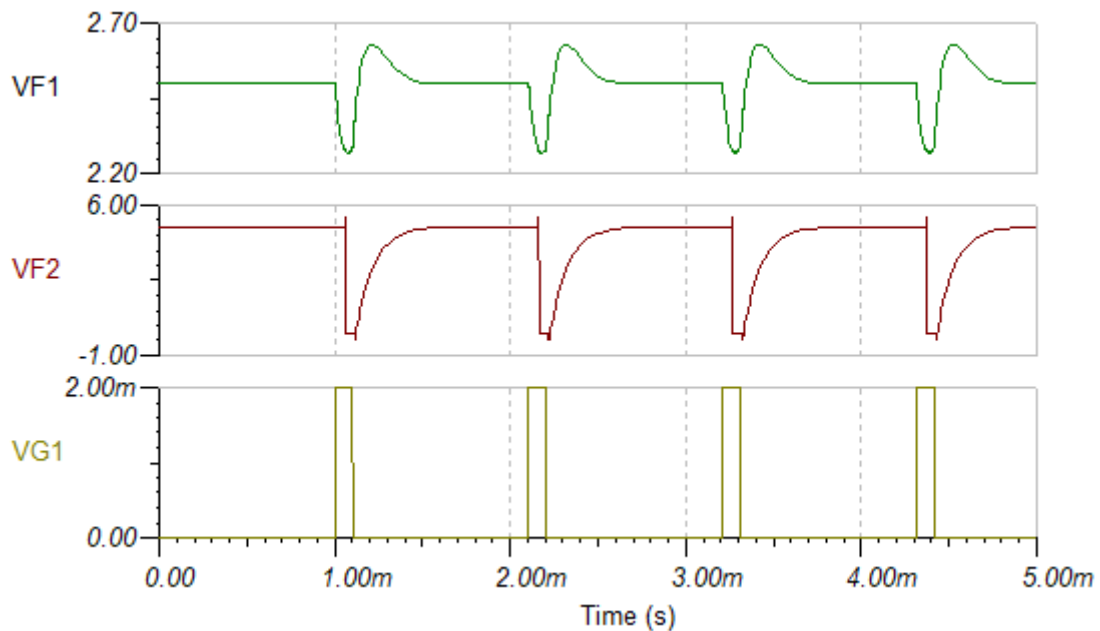
假设运放为3.3V供电，则偏置电压选为 $3.3V/2=1.65V$ 能保证输入范围最大。假设最小信号放大A倍，则最小信号放大后的输出电压为： $A \cdot \pm 2mV + 1.65V$ 。当A=825时，最小信号会放大到3.3V和0V，从上图可知在低电平地方宽度会大一些，可以将放大倍数提高，因为比较器可能无法捕捉到小脉宽的信号。

完整的仿真电路如下图所示。



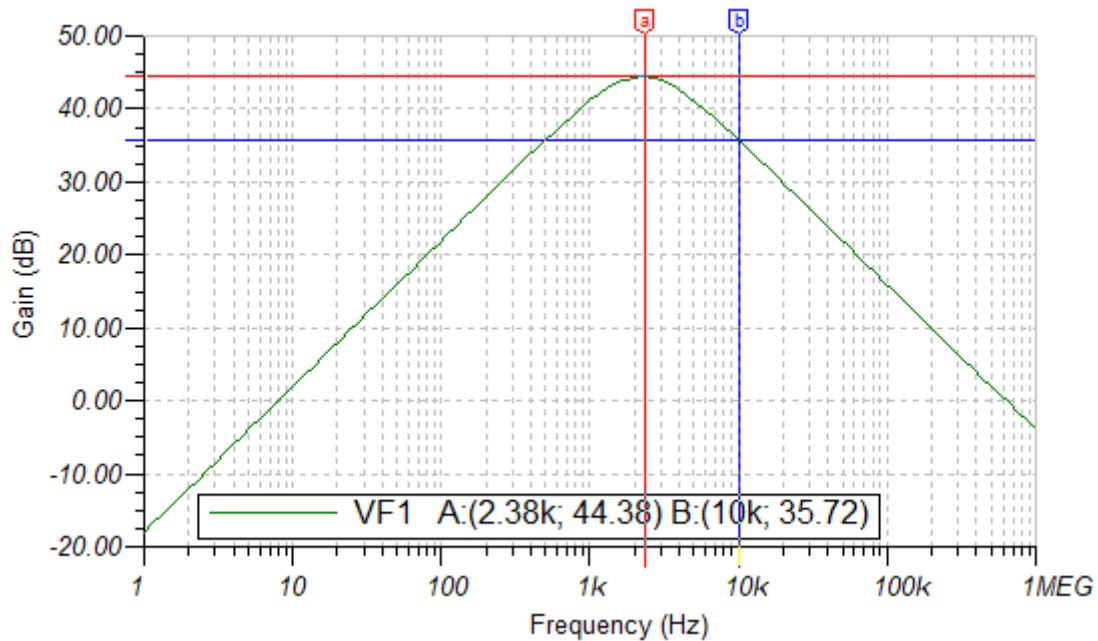
设定的阈值为2.7V/2.3V。

对2mV/100us脉冲进行时域仿真，结果如下图所示。



在低于2.3V后输出低电平，之后高于2.3V时输出高电平。

其幅频特性如下图所示。



最大放大倍数为44.38dB=165，最小电压为 $2.5-165 \times 2\text{m}=2.17\text{V}$ ，与仿真结果相差不大。

仿真原始文件见[6](#)。

器件选择

阻容

使用1%精度电阻，同时需要左WCA分析（Worst Case Analysis），看最差情况下的阈值范围。

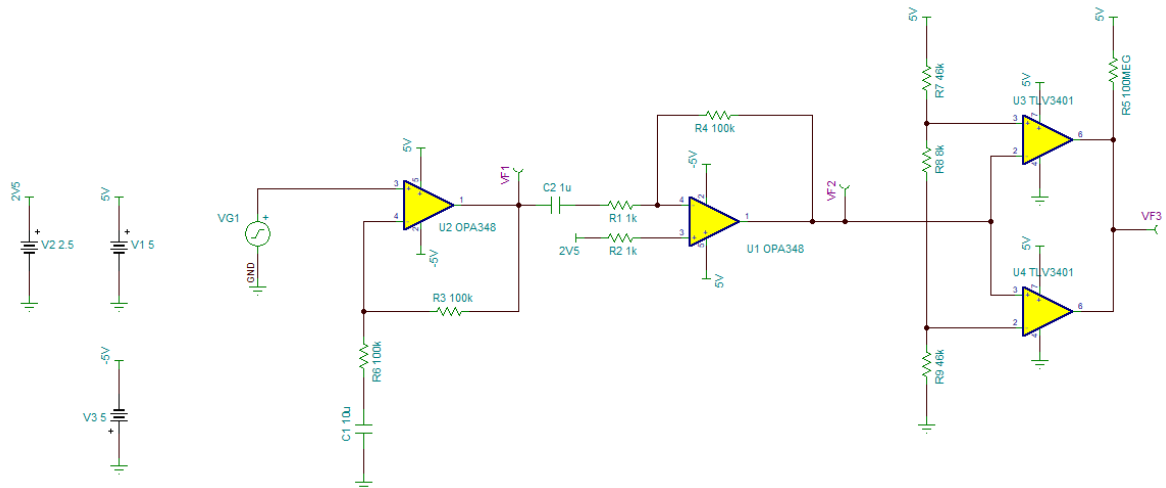
运放

小信号的pace幅度只有2mV，大信号有700mV，采用放大电路放大该斜波输入信号，则SR（压摆率） $=V/t$ 。放大电路中运放需要高带宽，高压摆率。

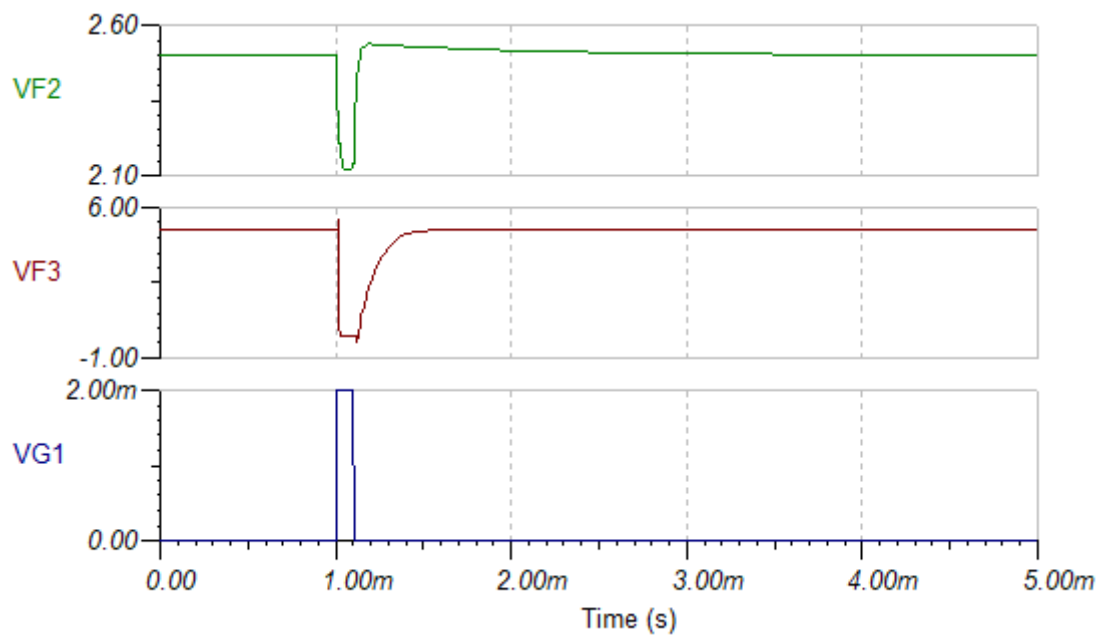
pace为高速信号，故宜采用高速比较器，同时tail-to-tail。

第二种电路

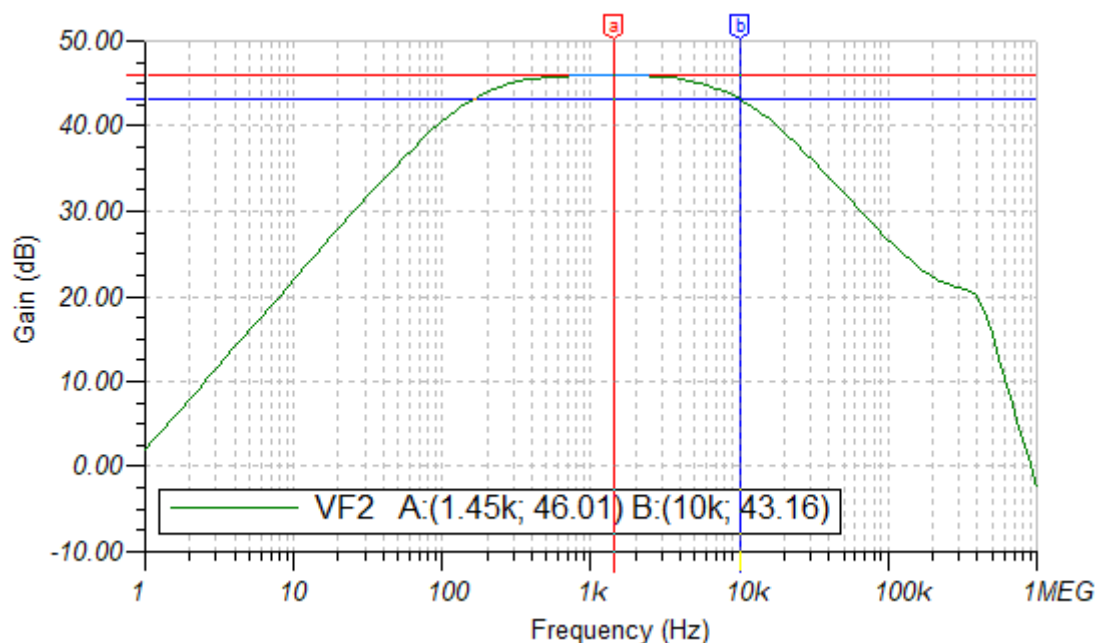
完整电路如下图所示。采用双电源供电，能保证负脉冲信号能检测导。



同样，仿真结果如下图所示。



幅频特性如下图所示。

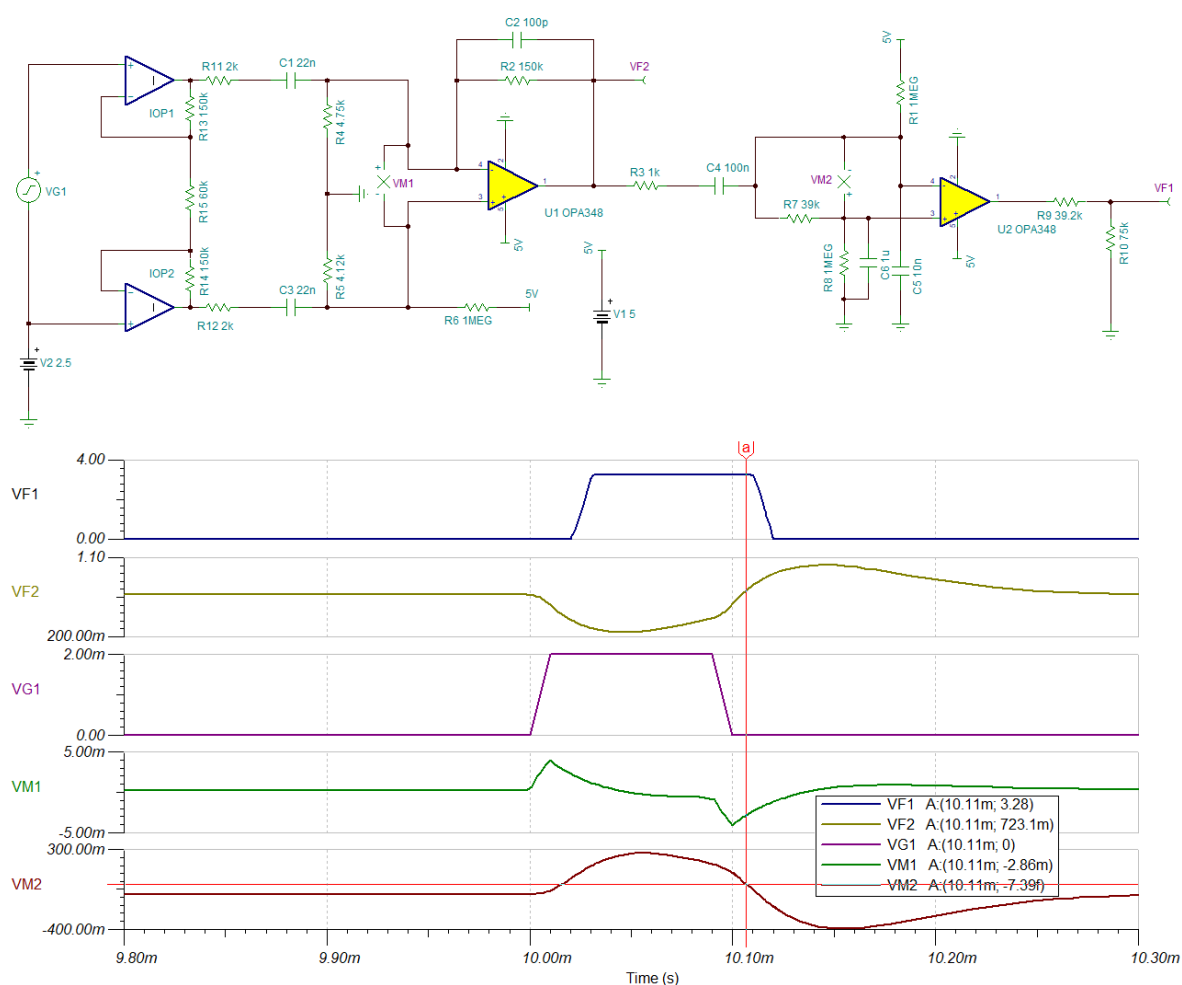


最大放大倍数为 $46\text{dB}=200$ ，最小电压为 $2.5\text{-}2\text{m}\times 200=2.1\text{V}$ ，与仿真结果相差不大。

仿真原始文件见[7](#)。

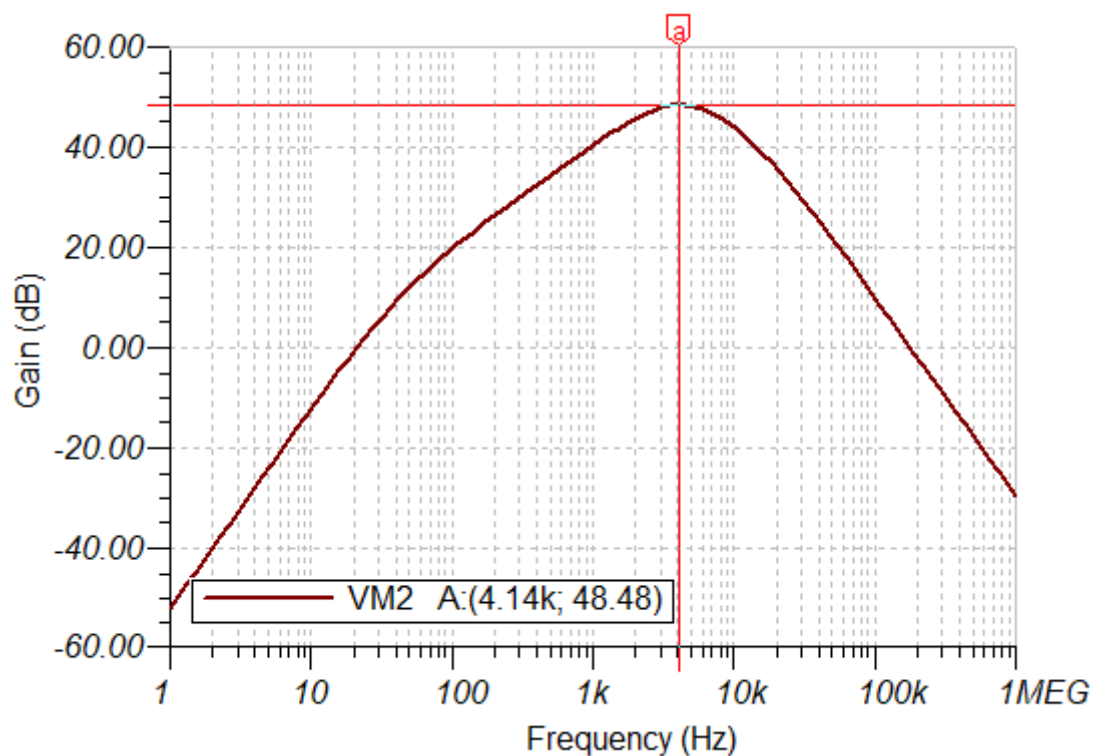
第三种电路

使用单电源，但是信号来源于PGA的输出。基本电路如下图所示。



后面是将U2运放作为比较器使用，故当VM2为负电平时无法起到放大作用，而输出0（低电平）。该电路只能检测出pace信号上升沿，不能检测下降沿。R5为了保证输入信号平衡，为 $R4 \parallel R6=4.1\text{k}$ 。

VM2处信号的幅频特性如下图所示。

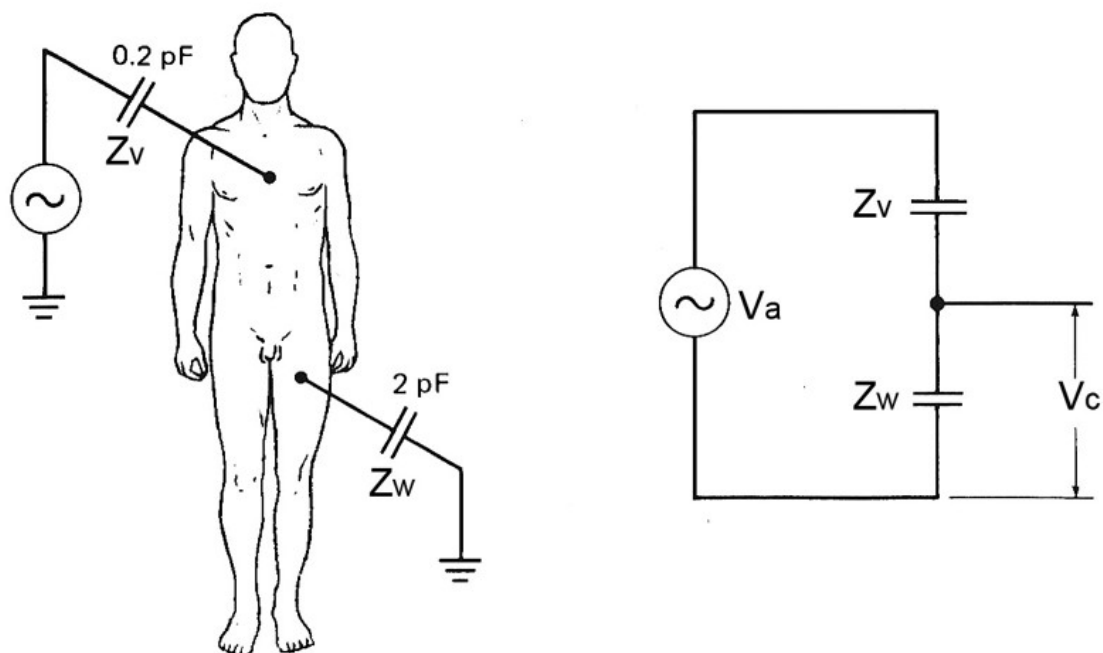


最大放大倍数为 $48.48\text{dB}=265$ ，最小电压为 $2\text{m}\times 265=0.53\text{V}$ ，与仿真结果相差不大。

仿真原始文件见[16](#)。

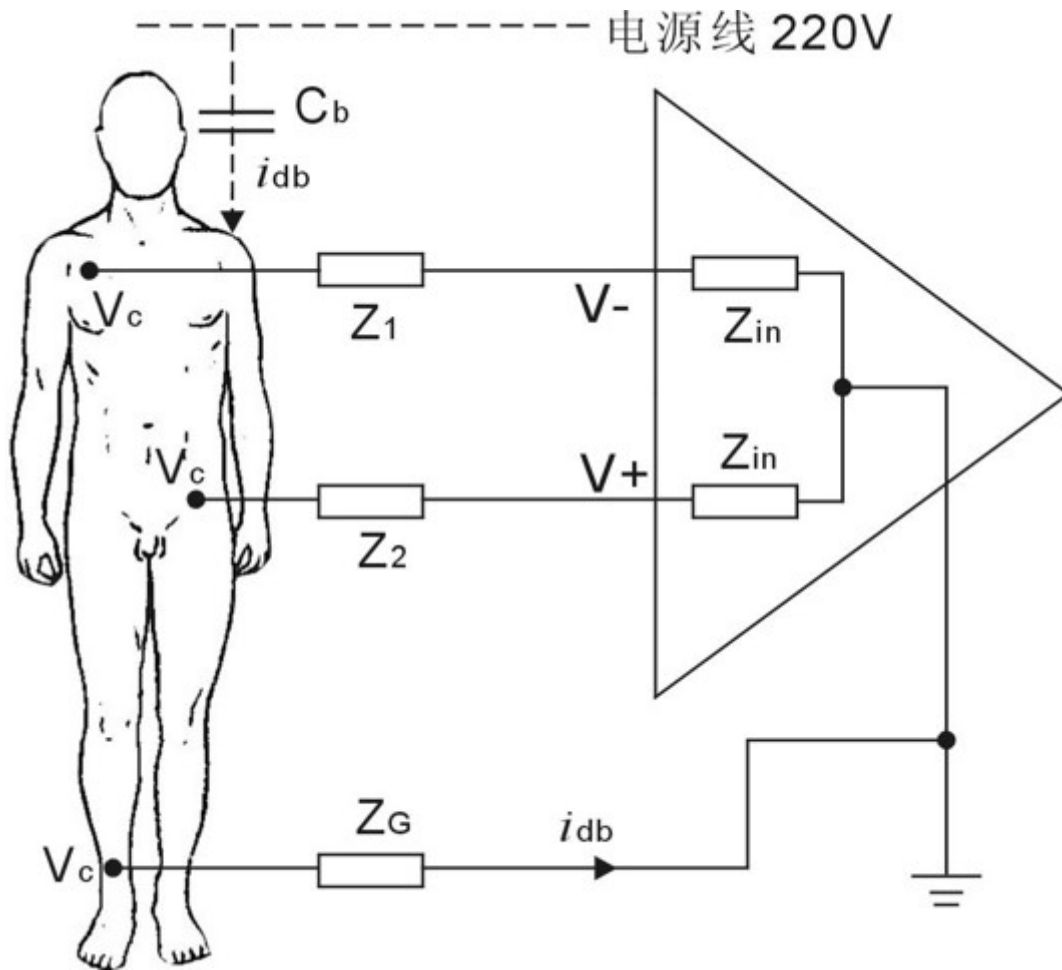
抗工频干扰

工频干扰来自常规用电中的交流电。由于市电为交流电，所有使用市电的设备都会与人体产生同频的干扰，导致干扰会通过导联线进入系统。如下图所示。



市电网络与人体，人体和大地都有等效电容存在，而市电为交流，则人体上会有分压，频率与市电一样。其产生的微弱电流为“位移电流”。

以单导测量为例，分析“位移电流”的影响。如下图所示。



位移电流 i_{db} 会造成共模电位 $V_c = i_{db} \cdot Z_G$ ，计算公式如下图所示。

$$V_+ - V_- = V_c \left(\frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} \right)$$

$$V_+ - V_- = V_c \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_{in}} \right)$$

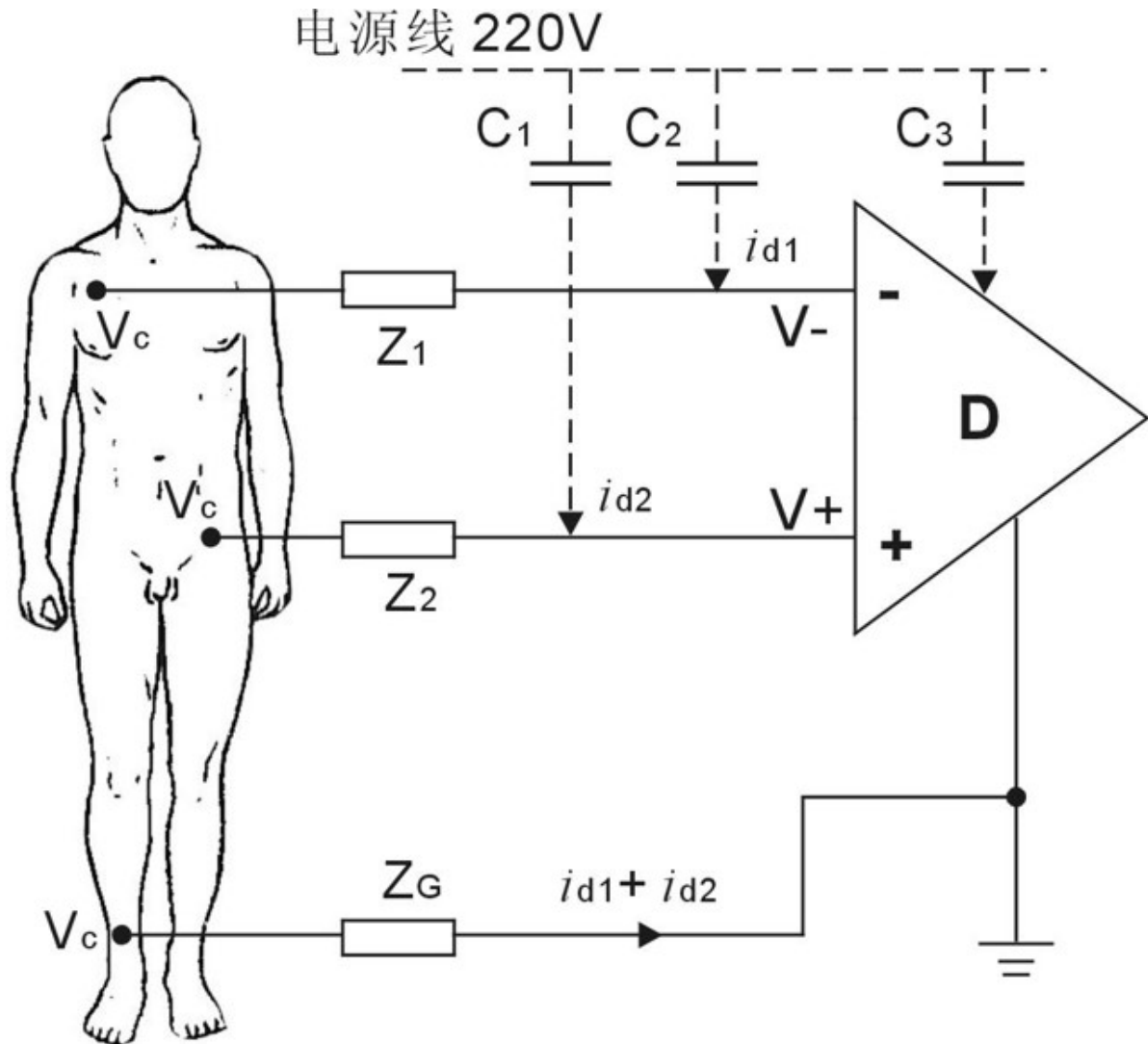
$$V_{out} = G_d V_d + \frac{G_d V_c}{CMRR} + G_d V_c \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_{in}} \right)$$

从公式中可知， V_c 对输出有影响，其与运放的CMRR有关，与电极位置的阻抗和运放的输入阻抗有关。为了减小影响，可以做以下措施：

- 提高CMRR
- 提高输入阻抗

- 降低电极位置的阻抗差异

对于浮低设备，电缆也会引入干扰。如下图所示。



假定：引线1中的电流是 i_{d1} ，引线2中的电流是 i_{d2} ，接地回路的电流= $i_{d1} + i_{d2}$ 。因 Z_1 和 Z_2 的不一致而转变为差模电位： $V_+ - V_- = i_{d1}Z_2 - i_{d2}Z_1 = i_d(Z_2 - Z_1)$ 。为了降低电缆造成的干扰，可以做以下措施：

- 降低电极位置的阻抗差异
- 降低 i_d ，将屏蔽线接地

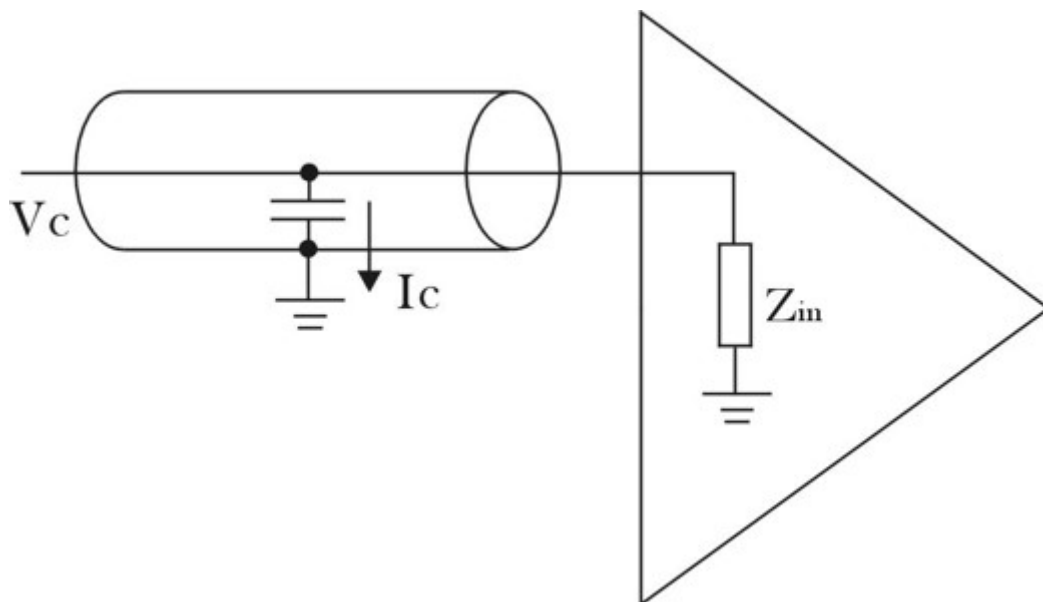
电缆上得分布电容 C_1 、 C_2 一般为100pF/m。

如果直接使用市电供电，一定会引入工频干扰。

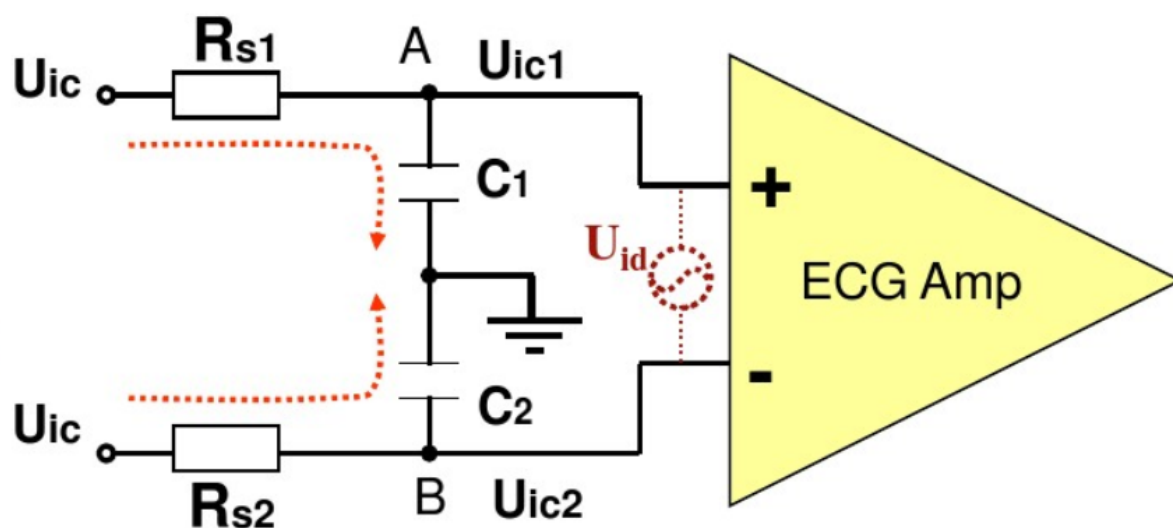
针对措施有以下几种：

屏蔽驱动

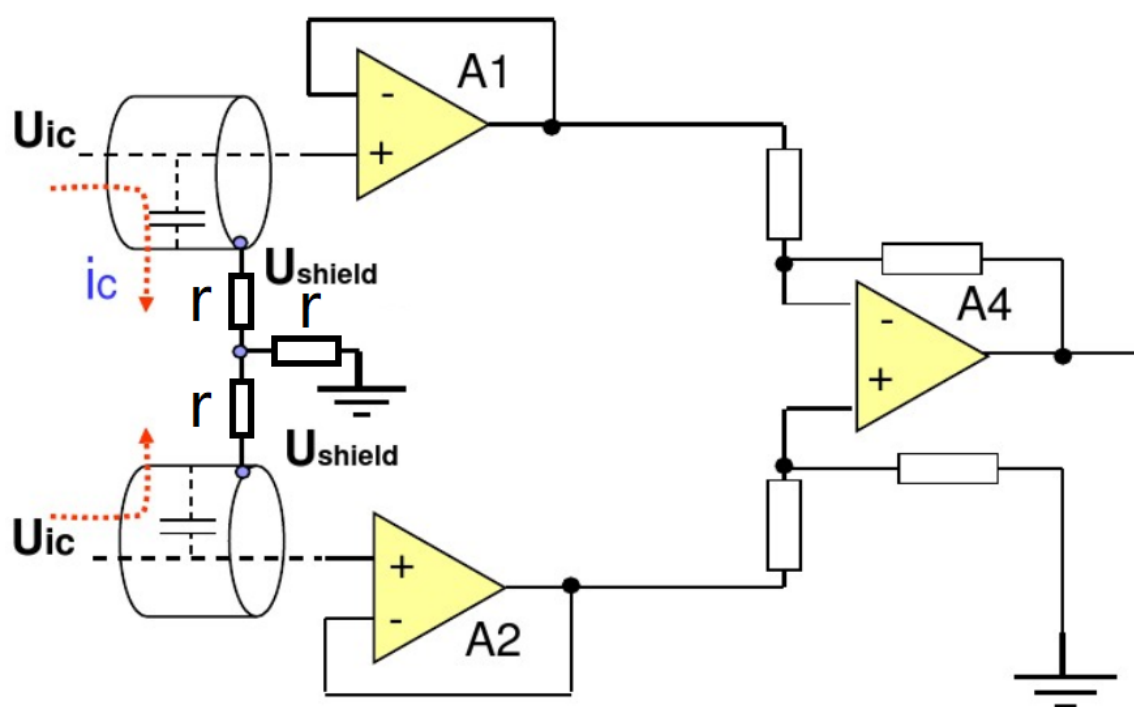
电缆的干扰是由于市电与电缆，电缆和地之间有等效电容（屏蔽线接地），产生感应电流（或者也可以是电容分压）。如下图所示。



加入共模电压为 V_c ，如下图所示。



由于 R_s 、 C 不一样，导致进入运放得 U_{ic1} 和 U_{ic2} 不一样，产生差模电压 U_{id} 。其产生原因如下图所示。

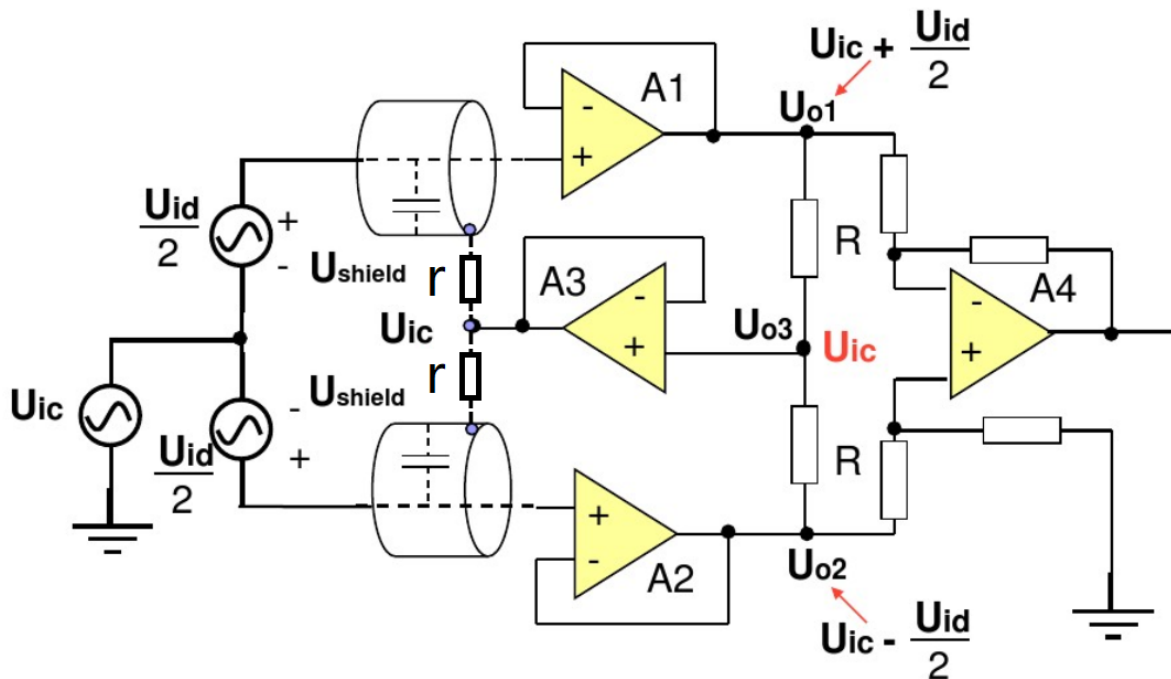


在屏蔽线上得电压因为 R_s 、 C 不一样而不同，产生了电流 i_c （即 i_d ），导致输入电压不同。计算公式如下图所示。

$$\left. \begin{aligned} U_{ic1} &= \frac{U_{ic}}{1 + j\omega R_{s1} C_1} \\ U_{ic2} &= \frac{U_{ic}}{1 + j\omega R_{s2} C_2} \\ C_1 &\neq C_2 \\ R_{s1} C_1 &\neq R_{s2} C_2 \end{aligned} \right\} \Rightarrow \begin{cases} U_{ic1} \neq U_{ic2} \\ U_{ic1} - U_{ic2} \neq 0 \end{cases} \Rightarrow U_{id} \neq 0$$

其分母为共模电压。

通过屏蔽驱动，将中心电平反馈到屏蔽线上，使分布于心电信号。如下图所示。

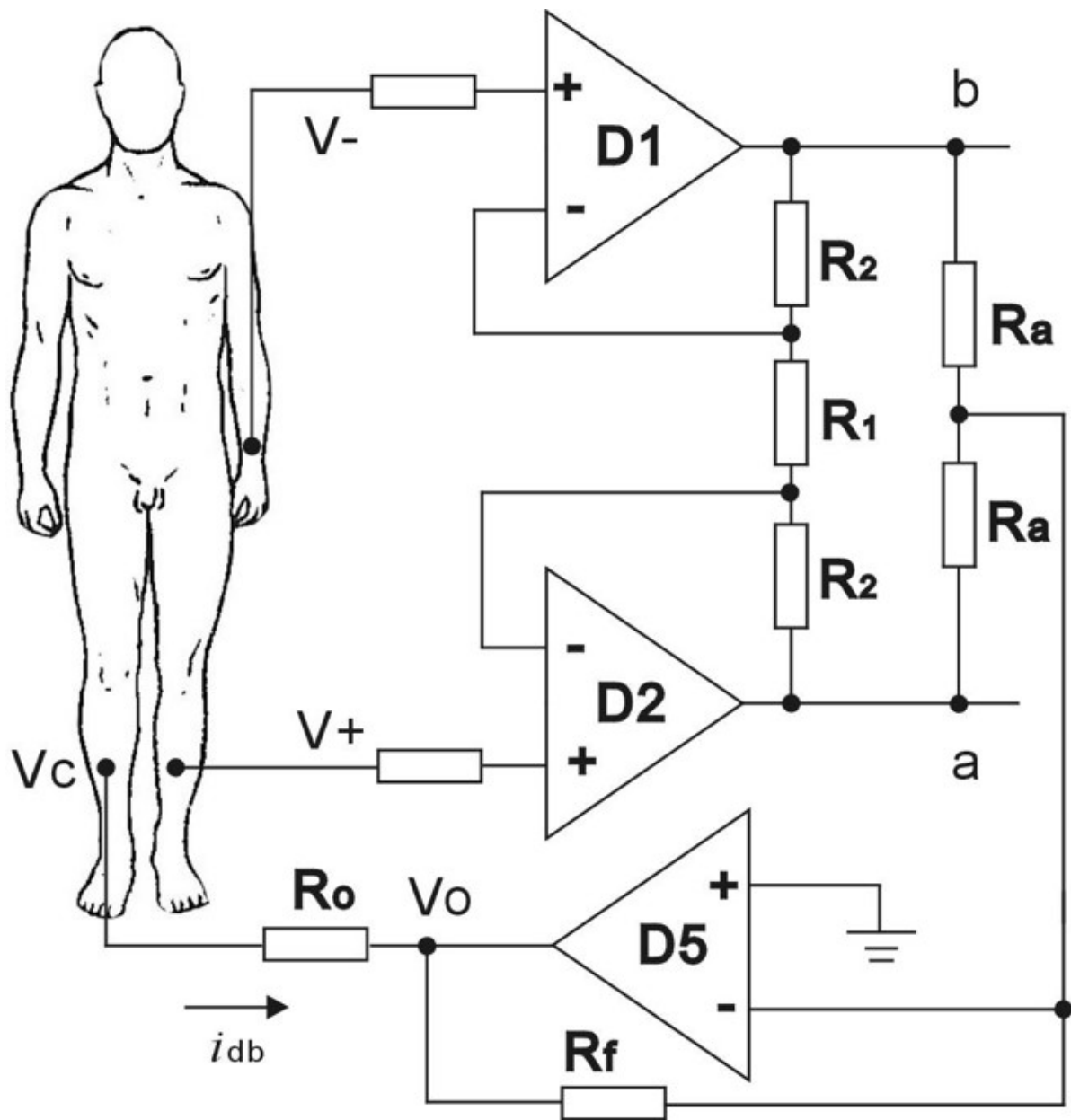


最终，分母为 U_{id} ($U_{ic} + U_{id}/2 - U_{ic} = U_{id}/2$)，即心电信号，极大得降低了因分布电容和电阻不同导致得差模电压，消除了共模电压产生得差模电压。

屏蔽驱动是将差分输出的中心电压通过缓冲输出到屏蔽线上。

右腿驱动

右腿驱动电流消除人体“位移电流”产生的影响。原理图如下所示。



人体位移电流产生的共模电压 V_c ，通过放大电路反向放大后输出 V_o ，其相位与 V_c 相反，从而达到抵消的作用（电流也是相反）。上图的等效公式如下所示。

$$V_c = i_{db} R_o - \frac{2R_f}{R_a} V'_c$$

具体工作原理可参考[89](#)。

一般将屏蔽驱动的输出给右腿驱动的输出，进行反向放大。

使用过程中，要考虑整个系统因为屏蔽驱动和右腿驱动构成了二级反馈闭环系统，整个系统存在稳定性问题。其中右腿驱动电路为放大电路，需要做好相位补偿和稳定性分析。

TI提供了屏蔽驱动和右腿驱动的仿真电路，见[10](#)

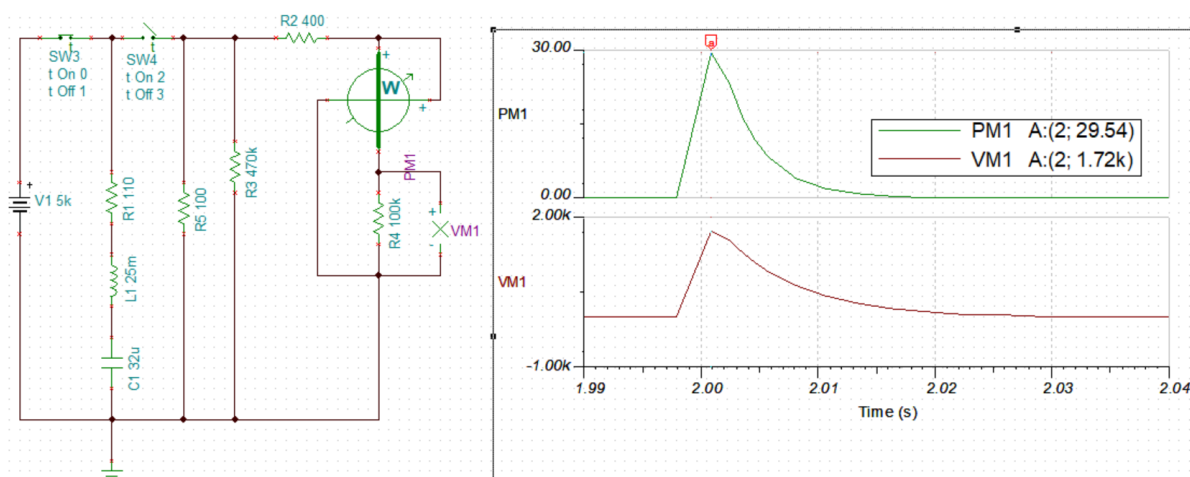
$C=32\mu\text{F}$ $L=25\text{mH}$ $R+R_L\leq 11\text{ohm}$ R_L 为DC的内阻。

测试步骤：Charge the capacitor to 5000 V, with switch S1 in position A and switch S2 closed. Discharge is accomplished by actuating S1 to position B for a period of 200 ± 100 ms. The capacitor must be disconnected to remove residual voltages and allow recovery to commence. The discharge test is applied at 20 s intervals in those cases where more than one discharge is indicated 。

先S1拨到A，然后拨到B放电。测试过程中S2始终闭合保持10Hz信号源短路（用于多次除颤后测试设备是否正常的信号源）。持续100~300ms，间隔20s。

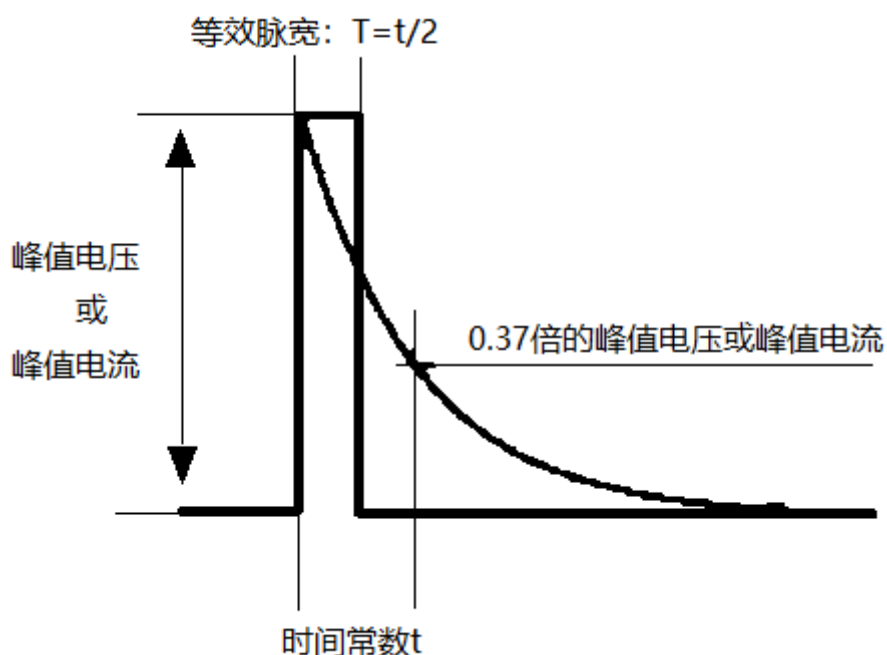
除颤电阻的选择

使用抗除颤电阻时，使用该电路仿真¹⁵，计算除颤电阻的功率。仿真图如下所示。

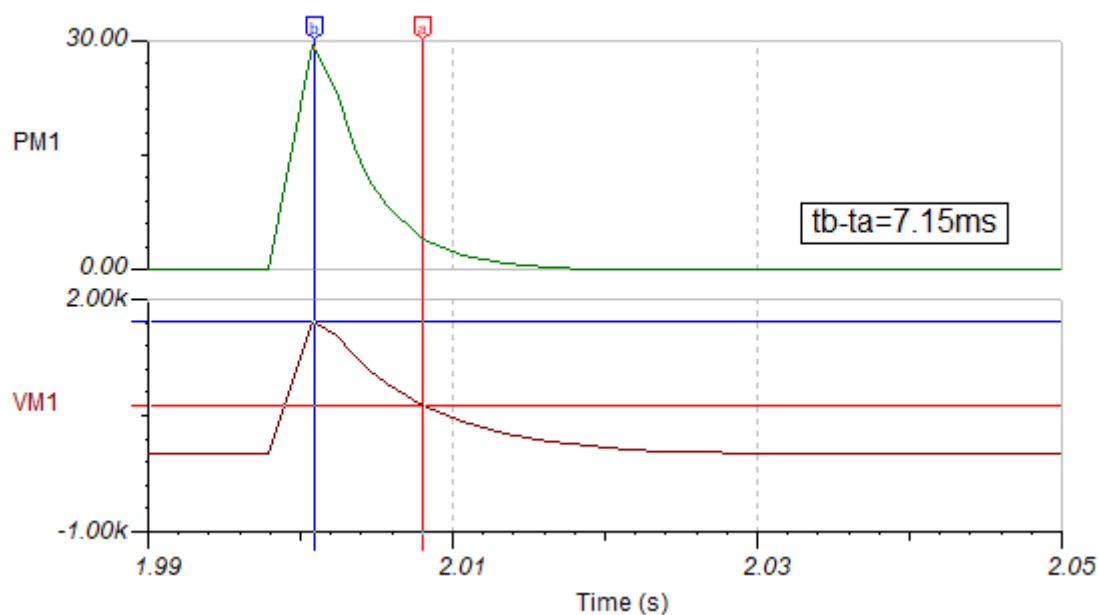
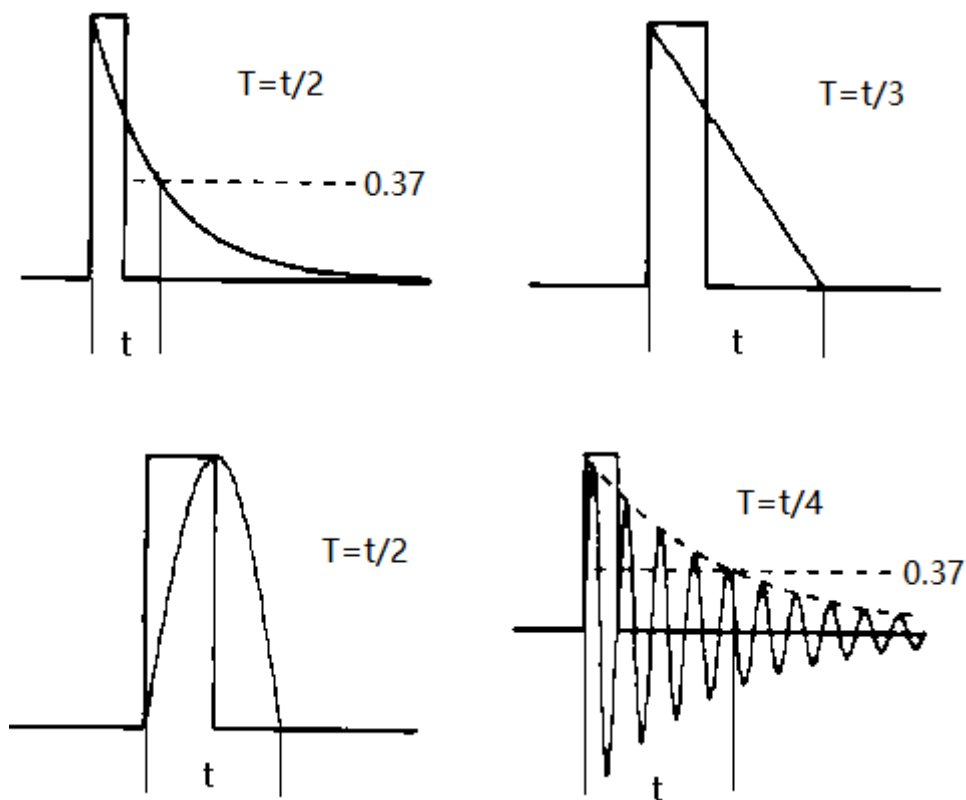


使用时控开关控制电源，从结果可以看出在抗除颤电阻R4上有个脉冲波形，产生了脉冲电流和电压。峰值功率为30W，峰值电压达到1.72kV，脉冲时间大概为20ms。电阻必须能耐受这样的条件，否则无法满足要求。

由于波形近似为三角波，需要等效为脉冲方波（一般Datasheet中会有脉冲方波与峰值功率的对于曲线）。等效原理如下图所示。



其他波形等效如下图所示。



示例中时间常数 $t=7.15\text{ms}$ ，故等效脉冲宽度 $T=7.15\text{ms}/2=3.575\text{ms}$ 。

峰值功率为 $P=(1.72\text{kV})^2/100\text{k}=29.584\text{W}$ ，仿真结果为 30W 。

则 100k 电阻需满足： $1.72\text{kV}/3.575\text{ms}$ 脉宽的脉冲信号峰值功率能达到 30W 。

若考虑降额，比如以 60% 为准。则脉冲电压为 $1.72\text{kV}/0.6=2.87\text{kV}$ ，脉冲功率为 $30\text{W}/0.6=50\text{W}$ 。

详细说，可参考[11](#)。

陶瓷气体放电管的选择

除颤脉冲信号峰值电压为 5kV ，可选择陶瓷气体放电管（氙管）将电压降低到几十伏，然后通过钳位二极管钳位到电源电压。（陶瓷气体放电管[12](#)英文名称为 Gas Discharge Tubes）

一般来说，当击穿电压超过系统绝缘的耐电强度时，放电管被击穿放电，从而在短时间内限制浪涌电压及减少干扰能量。当具有大电流处理能力的弧光放电时，由于弧光电压低至几十伏，可以防止浪涌电压进一步上升。气体放电管即利用这一自然原理实现了对浪涌电压的限制[13](#)。

GDT电容容量一般为pF级别，将仿真文件中的100k电阻换成1pF电容，仿真得电容两端得脉冲信号最大值为700V/19.6ms，该值为需要考虑得脉冲冲击穿电压。

由于GDT最终电压会在10~35V，此时需要考虑该电压与系统电压差造成得最终电流，是否会导致弧光放电状态持续，弧光放电持续会导致GDT处于“短路”状态（弧光形成通路）。

在快速脉冲冲击下，陶瓷气体放电管气体电离需要一定的时间（一般为0.2~0.3 μ s，最快的也有0.1 μ s左右），因而有一个幅度较高的尖脉冲会泄漏到后面去。若要抑制这个尖脉冲，有以下几种方法：a、在放电管上并联电容器或压敏电阻；b、在放电管后串联电感或留一段长度适当的传输线，使尖脉冲衰减到较低的电平；c、采用两级保护电路，以放电管作为第一级，以TVS管或半导体过压保护器作为第二级，两级之间用电阻、电感或自恢复保险丝隔离¹⁴。

由于除颤仿真电路一样，可知GDT得脉冲冲击穿电压在600~800V之间。而直流击穿电压应该大于系统电源电压，否则会导致其直流击穿导通。TVS管选择直流击穿电压作为反向击穿值，钳位电压为系统电源电压，防止直流情况下GDT直流击穿导通。

抗电刀

电刀为高频干扰，为几百KHz频率。常用的做法是，电缆中埋电感，使用低通滤波器抑制高频。同时电刀有辐射干扰，给模拟电路甚至整个板卡装上屏蔽罩都是需要的。

Reference

1. [心电图\(ECG\)解决方案](#)
2. [极化电压](#)
3. [检测并区分心脏起搏伪像](#)
4. [积分电路和微分电路的工作原理](#)
5. [Hardware Pace using Slope Detection](#)
6. [pace检测仿真文件](#)
7. [pace检测仿真文件第二种](#)
8. [Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier](#)
9. [Driven-Right-Leg-Circuit-Design](#)
10. [TI右腿驱动仿真电路](#)
11. [金属氧化膜电阻的浪涌设计](#)
12. [ESD/浪涌保护器件使用方法：浪涌放电管](#)
13. [气体放电管和开关放电器](#)
14. [放电管如何有效防止瞬时过电压](#)
15. [抗除颤仿真文件](#)
16. [pace仿真文件第三种](#)