

仪表放大电路应用及设计专题研究报告

信息工程 胡东东 3240102873

一、应用背景及研究动机分析

（一）应用背景

在现代电子测量、工业控制以及生物医学工程等领域，经常需要从传感器前端提取微弱的有用差分信号，同时抑制强大的共模干扰。例如，在可穿戴健康设备、临床监护仪中，需要可靠地采集心电（ECG）、肌电（EMG）等生理电信号。这些生理电信号具有幅值极小、频率低、源阻抗高的特点。而且人体作为天线会感应到环境中无处不在的 50Hz/60Hz 工频干扰，其在体表形成的共模电压幅值可达数伏特，远大于有用的心电信号。因此，前置放大器的核心任务是在放大微伏级差分信号的同时，必须有效地抑制伏特级的共模干扰，即需要极高的共模抑制比（CMRR）。

（二）研究动机

使用一个普通运算放大器构成的差分放大器虽然结构简单，但其存在两个无法满足上述高端需求的缺点。首先，差分放大器的输入阻抗较低，这会严重负载高内阻的生物电信号源，导致信号衰减失真。其次，差分放大器的共模抑制能力有限，其 CMRR 严重依赖于外部四个电阻的精确匹配。任何微小的失配都会导致共模增益急剧上升，在实际 PCB 布局和常用精度电阻条件下，难以实现稳定且高于 80dB 的 CMRR。

为解决上述矛盾，仪表放大器应运而生，并成为高精度传感器接口电路的事实标准。它通常由三级运放构成，通过独特的反馈网络结构，实现了超高输入阻抗和极高的共模抑制比，且闭环增益由少数几个电阻稳定设定。

尽管集成式仪表放大器芯片已广泛应用，但理解其内部构成原理、掌握其设计权衡，对于培养模拟电路的核心设计能力至关重要。因此，本专题研究旨在：

- ①深入剖析经典三运放仪表放大器（特别是其改进型拓扑）的工作原理与增益公式；
- ②完成一个针对心电信号采集场景等应用场景中的仪表放大器的参数设计与理论计算；
- ③利用 Multisim 仿真验证所设计电路的差分增益、共模抑制比、频率响应等关键性能；
- ④分析电阻失配、运放非理想性等因素对实际性能的影响，深化对理论局限性的认识。

二、整体设计思路

（一）设计目标与技术指标

基于心电信号采集的应用背景，本专题研究的具体目标是设计并仿真一个用于该场景的仪表放大器。其核心性能需满足以下技术指标：

①**差分电压增益**设定为 100 倍。将典型的 1-2 mV 心电信号放大 100-200mV 量级，以便于后续处理与采样，同时避免因增益过高带来额外的噪声或动态范围问题。

②**输入阻抗**要求大于 1 MΩ。生物电信号源本身具有较高的内阻，高的输入阻抗能最大限度地减少对被测信号的负载效应，确保信号幅度不被衰减。

③**共模抑制比（CMRR）**设计为大于 90dB。这意味着数伏特的共模干扰将被抑制，从而保证能可靠提取出微伏级的有效差分信号。

④**频率响应（带宽）**的设计目标是 0.5Hz 至 120 Hz。这一范围完全覆盖心电信号的主要频谱成分（0.5-100 Hz）。

此外，本次专题研究将对电路的实际增益精度进行分析，重点关注由运放有限开环增益、电阻失配等非理想因素引起的增益误差，并评估其影响。

（二）电路结构选择

为满足心电信号采集对高输入阻抗、高共模抑制比（CMRR）及精确增益的要求，本次专题研究将依次评估单运放差分放大器、分立三运放仪表放大器和改进型三运放仪表放大器三种可实现差分放大的基本电路结构：

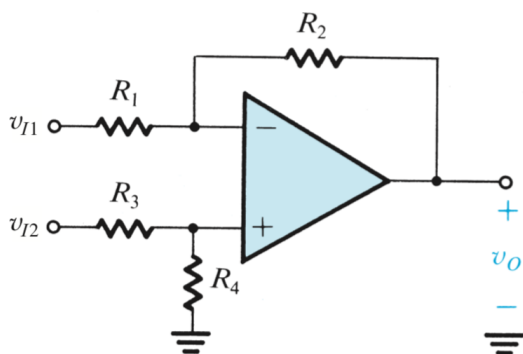


图 1 单运放差分放大器

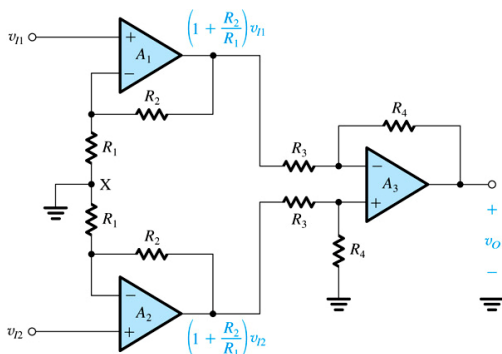


图 2 分立三运放仪表放大器

①**单运放差分放大器**：结构简单，但其输入阻抗低且 CMRR 严重依赖电阻匹配，难以满足高输入阻抗与高 CMRR 要求。

②**分立三运放仪表放大器（改进前）**：虽然提供了高输入阻抗，但其第一级对共模信号增益过大，易导致运放饱和，实用性差。

③**改进型三运放仪表放大器**：通过将第一级两个增益电阻的公共端浮空，实现了高输入阻抗、高差分增益，从根源上避免了饱和问题。

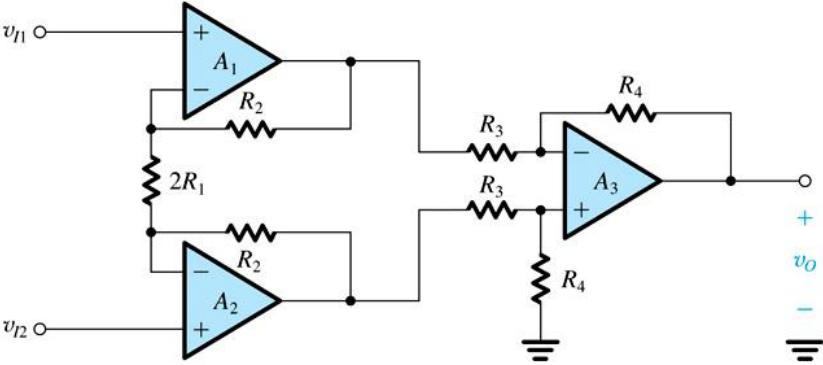


图 3 改进型三运放仪表放大器

因此，最终设计选用改进型三运放仪表放大器作为核心拓扑。该结构清晰分为两级：第一级由两个对称的同相放大器构成，负责提供高输入阻抗和主要增益；第二级为差分放大器，用于抑制第一级输出的共模分量，并进一步放大差分信号。

（三）设计验证方案

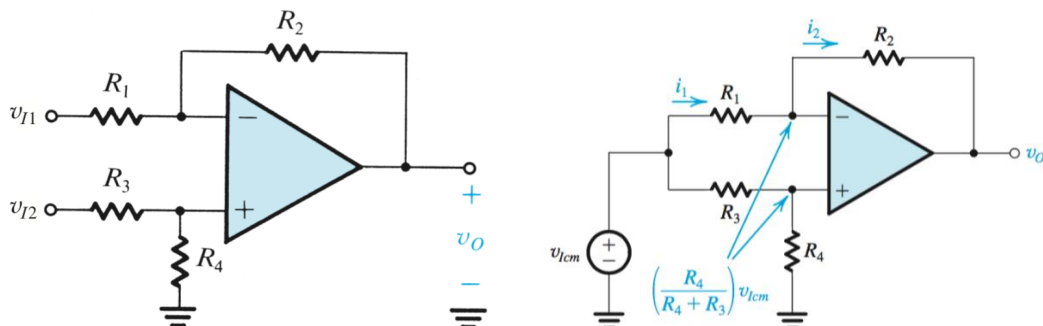
为系统性地评估所设计的仪表放大器是否达成既定目标，本专题研究将通过以下仿真实验进行验证，所有仿真均在 Multisim 环境中进行。

- ①**直流与瞬态特性验证**：施加差分直流与交流信号，测量实际增益并与理论值对比；
- ②**共模抑制能力验证**：施加大信号共模干扰，测量输出变化，计算实际 CMRR；
- ③**频率响应验证**：通过交流扫描分析获取幅频与相频特性曲线，验证带宽是否达标；
- ④**非理想因素影响分析**：通过参数扫描，分析电阻失配、运放非理想参数对关键指标的影响，深化对设计局限性的认识。

三、理论估算与电路仿真

(一) 单运放差分放大器

对图 1 所示的单运放差分放大器电路的差分信号增益、共模信号增益以及输入电阻进行理论估算：

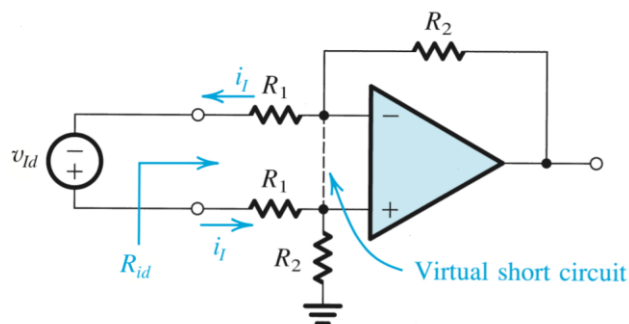


差分信号增益：

当仅考虑 V_{In1} 时, $V_{Out} = -\frac{R_2}{R_1} V_{In1}$; 当仅考虑 V_{In2} 时, $V_{Out} = \frac{R_4}{R_3+R_4} (1 + \frac{R_1}{R_2}) V_{In2}$ 。根据叠加定理可知 $V_{Out} = \frac{R_4}{R_3+R_4} (1 + \frac{R_1}{R_2}) V_{In2} - \frac{R_2}{R_1} V_{In1}$, 当满足 $\begin{cases} R_1 = R_3 \\ R_2 = R_4 \end{cases}$ 时, 有 $V_{out} = \frac{R_2}{R_1} (V_{In2} - V_{In1})$, 所以得到差分信号增益 $A_{di} = \frac{R_2}{R_1}$ 。

共模信号增益：

同相输入端的电压为共模信号 V_{Icm} 在电阻 R_4 上的分压, 即 $V_+ = \frac{R_4}{R_3+R_4} V_{Icm}$ 。根据理想运放的“虚短”特性知 $V_- = \frac{R_4}{R_3+R_4} V_{Icm}$, 则 $i_1 = \frac{V_{Icm}-V_-}{R_1} = V_{Icm} \frac{R_4}{R_3+R_4} \frac{1}{R_1}$ 。根据理想运放的“虚断”特性知其反相输入端无电流, 则 $i_2 = i_1 = V_{Icm} \frac{R_4}{R_3+R_4} \frac{1}{R_1}$, 所以输出端电压 $V_{out} = V_- - i_2 R_2 = \frac{R_4}{R_3+R_4} (1 - \frac{R_2 R_3}{R_1 R_4}) V_{Icm}$, 当满足 $\begin{cases} R_1 = R_3 \\ R_2 = R_4 \end{cases}$ 时, 有 $A_{cmi} = 0$ 。



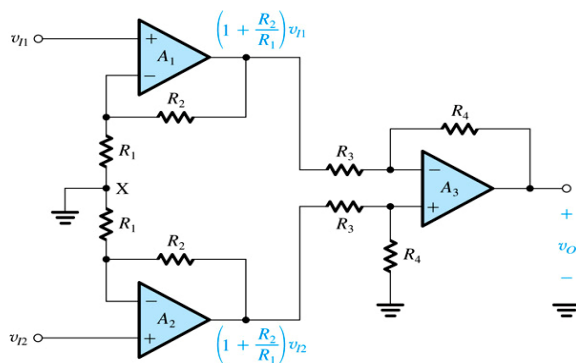
差分输入阻抗：

对环路列写 KVL 方程得 $V_{Id} = R_1 i_1 + 0 + R_1 i_1$, 则差分输入阻抗 $R_{Id} = \frac{V_{Id}}{i_1} = 2R_1$ 。

评估：单运放差分放大器能够通过电阻匹配，有效地实现差分电压放大，并且抑制共模信号。为了使差分放大器提供较大的差分电压增益 ($A_{di} = \frac{R_2}{R_1}$)，则 R_1 的阻值应当取小，但是这会导致差分输入阻抗减小，若将其应用于高内阻的生物电信号源，将导致信号衰减失真，不满足设计目标。

(二) 分立三运放仪表放大器

为了解决差分放大器输入阻抗较小导致输入端电压衰减的问题，我们尝试在差分放大器的输入端添加一个 Buffer 放大器，从而提高输入阻抗；考虑可以在提高输入阻抗的同时获得额外的增益，由此设计了图 2 所示的分立三运放仪表放大器，现对其进行理论计算：



差分信号增益：

第一级放大器为同相接法，采用电压并联负反馈电路，可以计算得到第一级放大器的输出电压 $V'_{out1} = (1 + \frac{R_2}{R_1})V_{in1}$ ， $V'_{out2} = (1 + \frac{R_2}{R_1})V_{in2}$ ，根据第一部分对单运放差分放大器差分信号增益的计算知： $V_{out} = \frac{R_4}{R_3}(V'_{out2} - V'_{out1}) = \frac{R_4}{R_3}(1 + \frac{R_2}{R_1})V_{dfi}$ ，所以 $A_{di} = \frac{R_4}{R_3}(1 + \frac{R_2}{R_1})$ ，成功获得了额外的增益。

共模信号增益：

由于第二级的差分放大器在电阻匹配情况下的共模信号增益为 0，所以该设计能够有效地抑制共模信号。

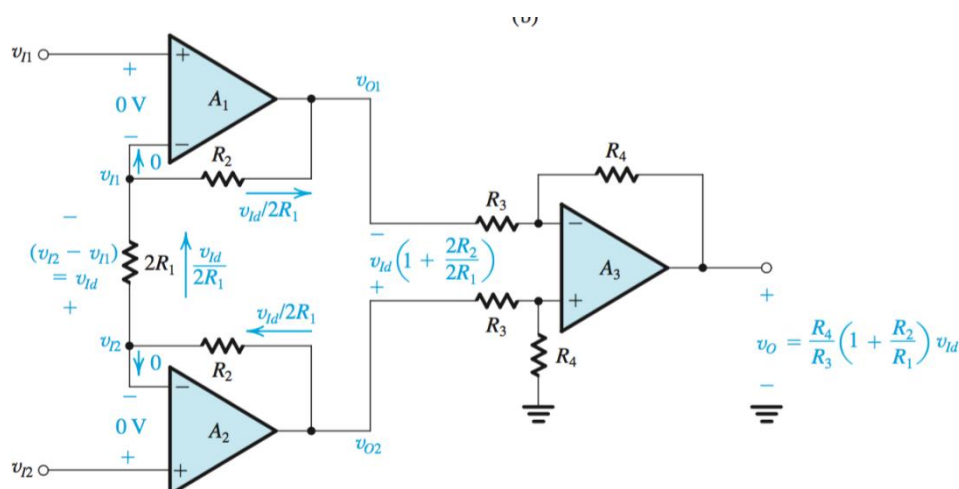
输入阻抗：

由于第一级放大器的理论输入阻抗为无穷大，所以该方案以满足设计要求。

评估：分立三运放仪表放大器成功解决了差分放大器输入阻抗较小的问题，同时获得了额外的差分信号增益。但是第一级放大器对差分和共模输入进行了同样程度的放大，这导致信号幅度过大时易使运放饱和，且第二级运放有更大的 CMRR 压力，同时若第一级不完美匹配，那么将会对第二级的输入引入额外的差分信号，故仍需进一步改进该方案。

(三) 改进型三运放仪表放大器

将原本的分立三运放仪表放大器的 X 点由接地改为浮空，设计成图 3 所示的改进型三运放仪表放大器，即可解决分立三运放仪表放大器的第一级放大器对共模信号进行同等程度放大的问题，进而解决了信号幅度过大时带来的运放饱和问题，并且缓解了第二级放大器的 CMRR 压力，现对改进型三运放仪表放大器进行理论计算：



差分信号增益：

根据理想运放的“虚短”特性可知，电阻 $2R_1$ 两端的电压为 $V_{In2} - V_{In1} = V_{Id}$ ，则流经该电阻的电流为 $\frac{V_{Id}}{2R_1}$ ，又由理想运放的“虚断”特性可知流经电阻 R_2 的电流为 $\frac{V_{Id}}{2R_1}$ ，并进一步求得 $V_{out1} = V_{In1} - \frac{V_{Id}}{2R_1} \cdot R_2$ ， $V_{out2} = V_{In2} + \frac{V_{Id}}{2R_1} \cdot R_2$ ，根据第一部分对单运放差分放大器差分信号增益的计算可知： $V_{out} = \frac{R_4}{R_3} (V_{out2} - V_{out1}) = \frac{R_4}{R_3} (1 + \frac{R_2}{R_1}) V_{Id}$ ，所以 $A_{di} = \frac{R_4}{R_3} (1 + \frac{R_2}{R_1})$ ，这与改进前的分立三运放仪表放大器的差分电压增益相同。

共模信号增益：

由于第二级的差分放大器在电阻匹配情况下的共模信号增益为 0，所以该设计能够有效地抑制共模信号。

输入阻抗：

由于第一级放大器的理论输入阻抗为无穷大，所以该方案以满足设计要求。

评估：对比 $V_{out1} = V_{In1} - \frac{V_{Id}}{2R_1} R_2$ 与 $V'_{out1} = (1 + \frac{R_2}{R_1}) V_{in1}$ ，可见改进型三运放仪表放大器成功解决了分立三运放仪表放大器对共模输入进行同等程度放大的问题，进而解决了信号幅度过大时带来的运放饱和问题，并且缓解了第二级放大器的 CMRR 压力。故我们采用该方案作为用于心电信号采集场景的仪表放大器设计电路结构。

(四) 设计用于心电信号采集场景的仪表放大器

(1) 参数设计：

改进型三运放仪表放大器的差分电压增益公式为： $A_{di} = \frac{R_4}{R_3} (1 + \frac{R_2}{R_1})$ ，为简化设计并保证各级运放工作在线性区，可以将总增益 $A_d = 100$ 分配给两级，设计第一级增益 $A_1 = 10$ ，第二级增益 $A_2 = 10$ 。

差分电压增益设计：首先计算第一级电阻，由 $A_1 = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 10$ 得 $\frac{R_2}{R_1} = 9$ ，可以选择常用电阻 $R_1 = 10\text{k}\Omega$ ，则 $R_2 = 90\text{k}\Omega$ ，取标称值 $91\text{k}\Omega$ ，此时实际第一级增益为 $A_1 = 10.1$ ；接着计算第二级电阻，由 $A_2 = \frac{R_4}{R_3} = 10$ ，可选择 $R_3 = 10\text{k}\Omega$ ，则 $R_4 = 100\text{k}\Omega$ 。

差分输入阻抗设计：改进型三运放仪表放大器第一级采用同相输入结构，其输入阻抗理论上为无穷大，实际由运放输入阻抗决定。本次专题研究设计选用通用精密运放 $OP27A$ 进行，其差分输入阻抗典型值为 $6\text{M}\Omega$ ，远大于设计要求的 $1\text{M}\Omega$ 。

共模抑制比（CMRR）的保证： $CMRR$ 主要取决于第二级差分放大器四个电阻的匹配精度，为实现 $> 90\text{dB}$ 的 $CMRR$ ，需要选择更高精度电阻进行匹配。

频率响应（带宽）的预估：专题研究所选运放 $OP27A$ 的增益带宽积(GBW)典型值为 8MHz ，对于闭环增益为10的每一级，其理论 -3dB 带宽约为：

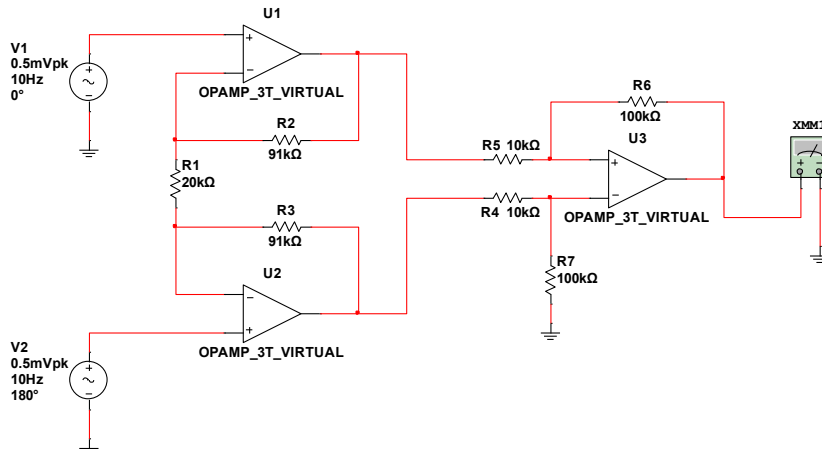
$$f_{-3\text{dB}} \approx \frac{GBW}{A_{\text{closed}}} = \frac{8\text{MHz}}{10} = 800\text{kHz}$$

远高于 120Hz 的要求，因此，带宽限制主要来自应用需求，而非运放能力。

(2) Multisim 电路搭建与仿真方案

第一阶段：理想验证（用 OPAMP_3T_VIRTUAL）

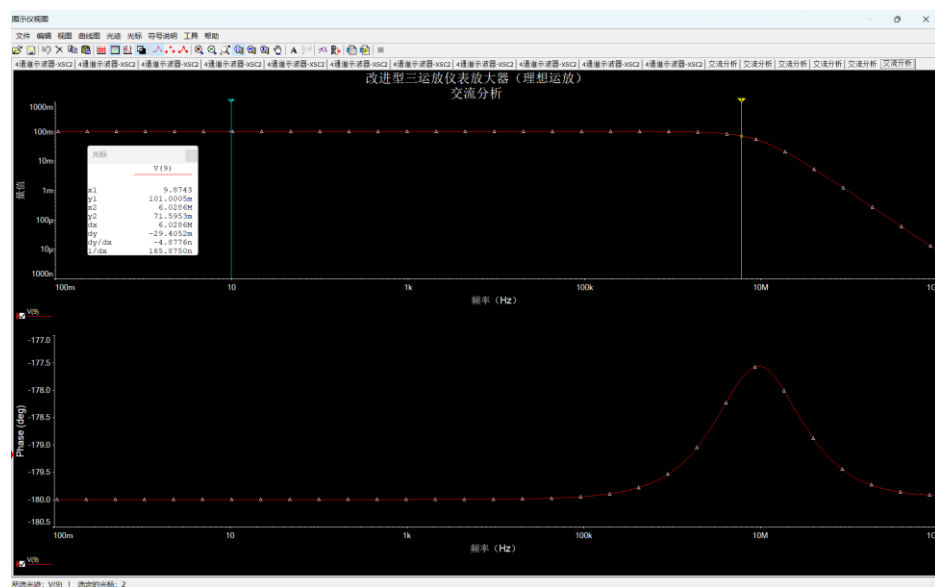
①首先我们使用 $OPAMP_3T_VIRTUAL$ （理想运放）对该设计的基本功能进行验证，验证电路拓扑、增益公式的正确性。为此我们在 $Multisim$ 中按上述设计搭建电路，如下图所示：



②设置输入信号 $V_{in+} = 0.5mV@10Hz$, $V_{in-} = -0.5mV@10Hz$, 用于验证改进型三运放仪表放大器的差分增益。用万用表测得输出端交流电压有效值为 $71.416mV$, 则其峰值应为 $71.416mV \times \sqrt{2} = 100.98mV$, 所以差分信号增益 $A_d = 100.98V/V$, 满足设计要求。

③接着设置输入信号 $V_{in+} = V_{in-} = 1V@50Hz$, 用于验证改进型三运放仪表放大器的共模抑制, 并计算 $CMRR$ 。用万用表测得输出端交流电压有效值为 $60.682nV$, 则其峰值应为 $60.682nV \times \sqrt{2} = 85.80nV$, 所以共模信号增益 $A_{cm} = 8.58 \times 10^{-8}V/V$, 进而可以计算得 $CMRR = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_{cm}} = 181dB$, 满足设计要求。

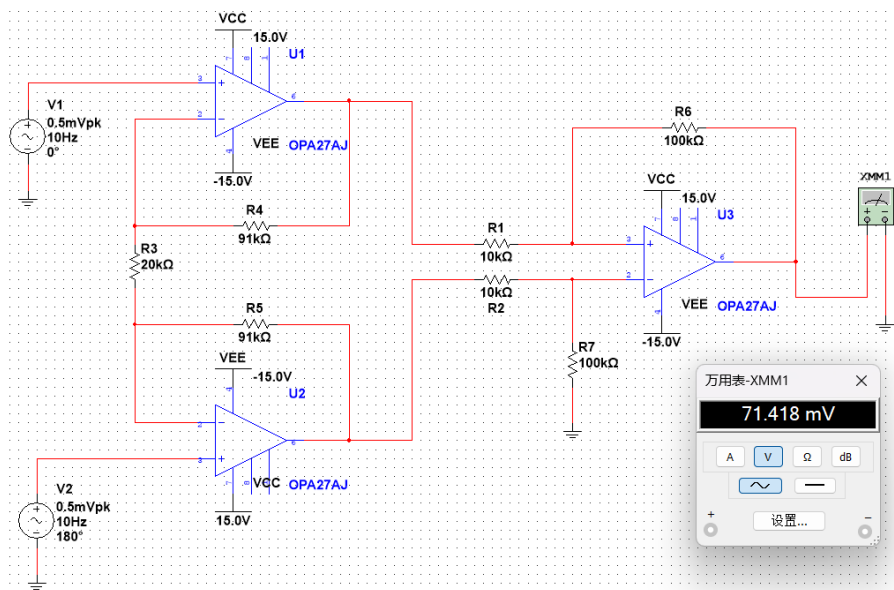
④接下来设置第一个信号源的 $AC\ Analysis\ Magnitude$ (交流分析幅度) 为 $0.5mV$, $AC\ Analysis\ Phase$ 为 0° ; 第二个信号源的 $AC\ Analysis\ Magnitude$ (交流分析幅度) 为 $0.5mV$, $AC\ Analysis\ Phase$ 为 180° ; 启用 $Multisim$ 的交流分析, 弹出 *Grapher* 窗口, 显示幅频和相频曲线。使用游标测量中频增益和 $-3dB$ 增益对应的频率, 如下图所示, 由此测得该设计带宽为 0 至 $6MHz$, 完全覆盖心电信号设计所需。



第二阶段：真实性能评估（用 OP27AJ）

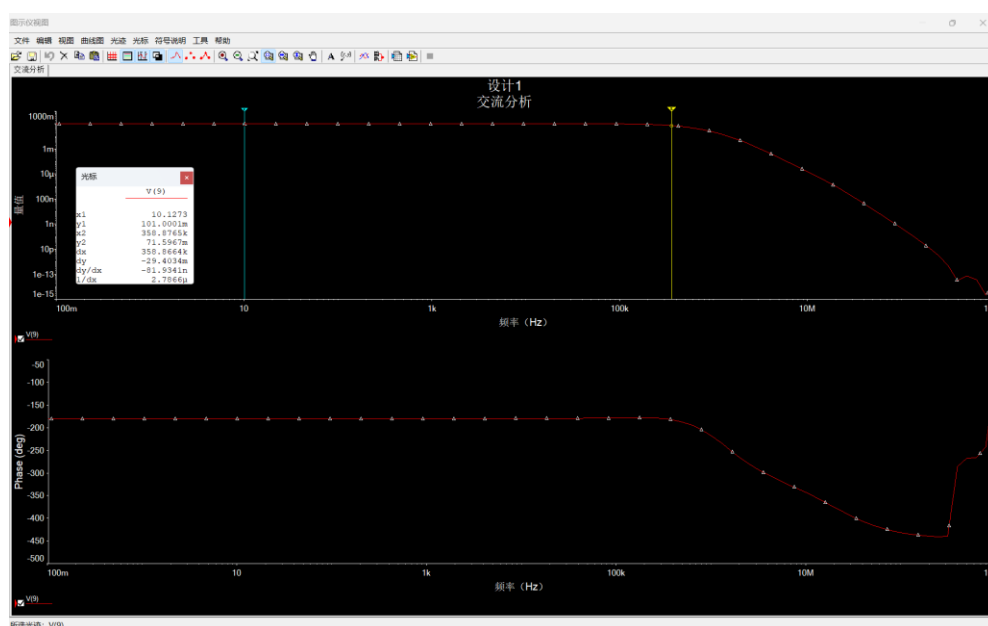
①首先我们使用运放 $OP27AJ$ 替换理想验证电路中使用的 $OPAMP_3T_VIRTUAL$, 替换后的电路用于对真实情况下的设计性能进行评估;

②设置输入信号 $V_{in+} = 0.5mV@10Hz$, $V_{in-} = -0.5mV@10Hz$, 验证改进型三运放仪表放大器差分增益。用万用表测得输出端交流电压有效值为 $71.418mV$, 则其峰值应为 $71.418mV \times \sqrt{2} = 100.99mV$, 所以差分信号增益 $A_d = 100.99V/V$, 满足设计要求。



③接着设置输入信号 $V_{in+} = V_{in-} = 1V@50Hz$ ，用于验证改进型三运放仪表放大器的共模抑制，并计算 $CMRR$ 。用万用表测得输出端交流电压有效值为 $4.02\mu V$ ，则其峰值应为 $4.02\mu V \times \sqrt{2} = 5.68\mu V$ ，所以共模信号增益 $A_{cm} = 5.68 \times 10^{-6} V/V$ ，进而可以计算得 $CMRR = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_{cm}} = 145dB$ ，满足设计要求。

④接下来设置第一个信号源的 *AC Analysis Magnitude*（交流分析幅度）为 $0.5mV$ ，*AC Analysis Phase* 为 0° ；第二个信号源的 *AC Analysis Magnitude*（交流分析幅度）为 $0.5mV$ ，*AC Analysis Phase* 为 180° ；启用 *Multisim* 的交流分析，弹出 *Grapher* 窗口，显示幅频和相频曲线。使用游标测量中频增益和 $-3dB$ 增益对应的频率，如下图所示，由此测得该设计带宽为 0 至 $360kHz$ ，完全覆盖心电信号设计所需。



第三阶段：非理想因素分析（用 OPAMP_5T_VIRTUAL）

①将之前的电路中的三个运放全部替换为OPAMP_5T_VIRTUAL，将三个运放的模型参数都设置为理想基准参数 $A_{ol} = 1M$ ， $CMRR = 120dB$ ， $GBW = 100G$ ， $V_{os} = 0$ ，运行基准仿真，在理想参数下，进行差分增益和共模抑制(CMRR)测试，记录数据作为 $A_{d理想}=100.98V/V$ 和 $CMRR_{理想} = 140dB$ ；

②分析电阻失配的影响：保持所有运放参数为理想值，仅将第二级差分放大器的一个电阻R3从10.0kΩ改为10.1kΩ（1%误差）。重新进行差分增益和共模抑制测试，并计算新的 $A_{d失配}$ 和 $CMRR_{失配}$ 。发现 $A_{d失配} = 100.94V/V$ 基本不变；发现CMRR从骤降到大约81dB。

③分析有限开环增益的影响：将电阻改回10.0kΩ，保持所有运放参数为理想值，仅将所有运放的 A_{ol} 从1M改为1k，重新进行差分增益和共模抑制测试，并计算新的 $A_{d失配}$ 和 $CMRR_{失配}$ 。发现 $A_{d失配}$ 从100.98V/V变为98.88V/V；发现CMRR为141dB基本不变。

实验组别	差分信号增益 A_d	共模抑制比CMRR
电阻匹配+理想开环增益	100.98V/V	140dB
电阻失配+理想开环增益	100.94V/V	81dB
电阻匹配+有限开环增益	98.88V/V	141dB

综合比较发现：

电阻失配对CMRR影响显著，而对 A_d 影响较小；

有限开环增益对 A_d 有一定影响，而对CMRR影响甚微；

在实际电路设计中，若要求高共模抑制性能，应优先保证电阻的匹配精度；若要求增益精确，则需选用高开环增益的运放。

四、总结

本专题研究围绕仪表放大器在心电信号采集等高精度测量场景中的应用，系统性地完成了从理论分析、参数设计到仿真验证的全过程，深入探讨了不同电路结构的优劣与非理想因素的影响。

研究首先明确了高输入阻抗、高共模抑制比（CMRR）与精确增益的设计需求，通过对比分析单运放差分放大器、分立三运放仪表放大器及改进型三运放仪表放大器三种拓扑，最终选用改进型三运放结构作为设计方案。该结构在理论上实现了无穷大输入阻抗，并通过合理的增益分配（第一级增益 10.1、第二级增益 10），实现了总增益约为 100 倍的设计目标，同时有效避免了共模信号引起的运放饱和问题。

在 Multisim 仿真验证中，研究分三个阶段展开：首先使用理想运放验证了电路基本功能的正确性，实测差分增益 100.98 V/V，CMRR 达 181 dB，带宽覆盖 0–6 MHz，完全满足设计指标；随后替换为真实运放 OP27AJ 进行性能评估，在接近实际条件下仍能实现 100.99 V/V 的增益与 145 dB 的 CMRR，带宽为 0–360 kHz，进一步证实了电路的可行性；最后引入非理想因素分析，重点探讨了电阻失配与有限开环增益的影响，发现电阻失配会显著恶化 CMRR（从 140 dB 降至 81 dB），而对增益影响较小；有限开环增益则会降低增益精度（从 100.98 V/V 降至 98.88 V/V），但对 CMRR 影响甚微。

综上，本研究不仅成功设计并验证了一款适用于心电信号采集场景的仪表放大器，更通过对比分析与参数仿真，深化了对仪表放大器工作原理、设计权衡及实际局限的理解。结果表明，在实际电路设计中，为实现高共模抑制性能，必须优先保证电阻匹配精度；而为确保增益准确，则需选用高开环增益的运放。本工作为后续传感器接口电路的设计与优化提供了有益的参考，也体现了从理论到实践、从理想模型到真实系统过渡的完整工程设计思维。