

Application Note

使用右腿驱动放大器改善共模抑制



Venkatesh Acharya

High-Performance Analog

摘要

本文讨论了在心电图 (ECG) 子系统应用中改善共模抑制 (CMR) 的必要性。文中介绍了若干种在兼顾患者和操作人员安全的同时改善 CMR 的不同技术。本报告还介绍了使用 [ADS129x 系列模数转换器](#) (包括 ADS1298/96/94 和 ADS1198/96/94) 实现右腿驱动 (RLD) 环路技术以改善 CMR 的方案, 以及相应的性能结果。

内容

1 简介.....	2
2 共模到差分信号的转换.....	3
3 改善共模抑制的技术.....	4
4 闭环 RLD 系统.....	5
5 导联脱落断开在 RLD 系统中的影响.....	6
6 使用带 ADS1298 的 RLD 放大器改善 CMR.....	7
7 结语.....	10
8 参考资料.....	10
9 修订历史记录.....	10

插图清单

图 1-1. 典型 ECG 系统.....	2
图 2-1. 理解共模抑制失配的影响.....	3
图 3-1. 使用 R_p 在患者身体上施加共模电压.....	4
图 3-2. 使用大保护电阻器改善 CMR 的技术.....	5
图 4-1. 通过闭合 RLD 反馈环路来改善 CMRR.....	6
图 5-1. 带有导联脱落电流以监测电极贴合度的 RLD 子系统模拟前端.....	6
图 6-1. 带有保护电路元件的 ADS1298EVM 测试设置.....	7
图 6-2. 使用 ADS1298EVM 的测量设置.....	8
图 6-3. 输出频谱比较.....	9

商标

所有商标均为其各自所有者的财产。

1 简介

共模抑制 (CMR) 是 ECG 系统应用中最重要性能参数之一。由美国医疗器械促进协会 (AAMI)、国际电工委员会 (IEC) 以及不同国家/地区的各类医疗主管机构等组织制定的国际标准，规定了使用大多数 ECG 系统时必须遵循的测试方法。

在 ECG 系统中，大量电磁干扰 (EMI) 通过皮肤耦合到患者身体。EMI 还可以通过耦合电容 C_2 和 C_T 耦合到 ECG 系统，如图 1-1 所示。此外，它可以通过电源耦合电容 C_C 耦合到系统，在某些情况下还可以通过通常位于 ECG 系统前方的长 ECG 信号测量电缆和保护电路耦合到系统。交流电源也可能通过耦合电容 C_{CB} 耦合到电缆。电容 C_B 耦合在交流地与 ECG 子系统地之间。整个系统的 CMR 值取决于 C_B 的电容值。相比之下，在完全隔离的系统中，即各接地之间没有耦合时，系统会表现出非常高的 CMR。

根据所在地和运营国家/地区的不同，还涉及若干关注的频率。主要干扰源是交流市电，通常工作于 50Hz (欧洲和亚洲) 或 60Hz (美国)。除这两个频率外，东欧铁路牵引供电网络使用 16 $\frac{2}{3}$ Hz 的分布式单相交流电。奥地利铁路使用 25Hz 的频率。

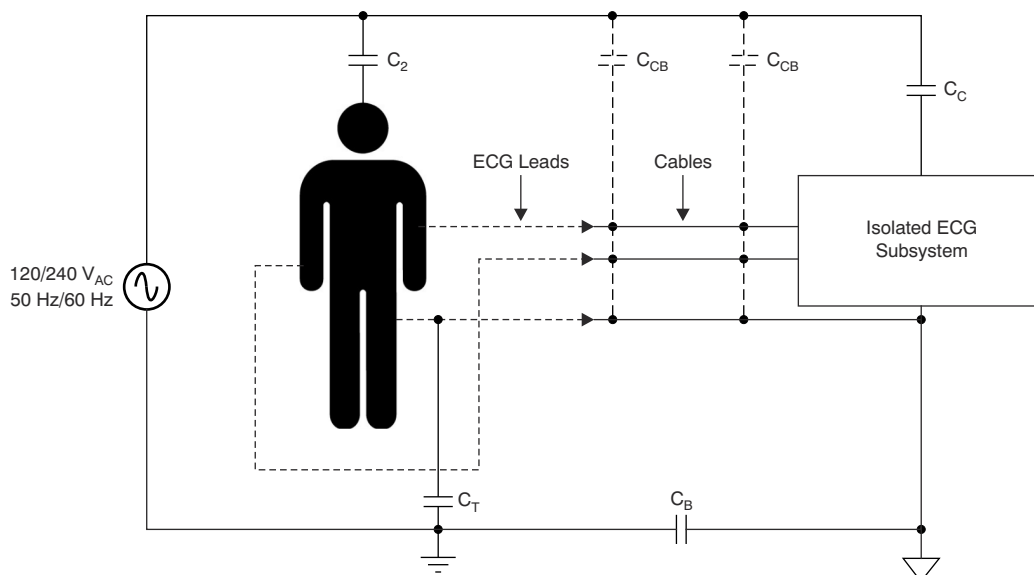


图 1-1. 典型 ECG 系统

2 共模到差分信号的转换

共模到差模的转换是可编程增益放大器输入端电极阻抗、电缆阻抗（分布式 RC 阻抗）以及板载保护电路（通常包括电阻、电容和二极管）失配共同作用的结果。为简单起见，考虑一个非隔离（即交流地与系统地短接）的 ECG 子系统，其信号路径中有一个简单的 RC 滤波器，如图 2-1 所示。

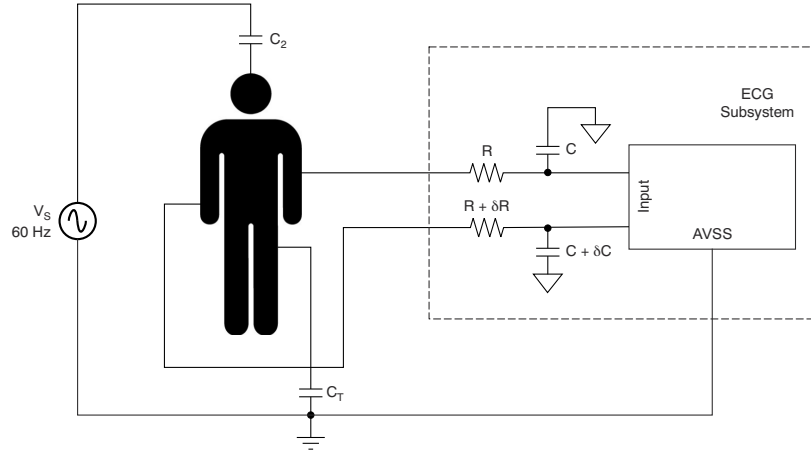


图 2-1. 理解共模抑制失配的影响

对于交流信号 V_S ，出现在患者身体上的信号值由方程式 1 给出：

$$V_P = \frac{Z_G}{Z_G + \frac{1}{sC_2}} \cdot V_S \quad (1)$$

其中， Z_G 是从患者身体到地的有效阻抗。 Z_G 约等于：

$$Z_G \approx \left[\left(\frac{1}{sC_T} \right) \parallel \left(\frac{1 + sRC}{s2C} \right) \right] \quad (2)$$

该信号 V_P 是系统的共模信号。如果差分信号中建模的 R 和 C 值完全匹配，则系统会表现出非常大的 CMR。如果我们假设电阻 R 和电容 C 分别存在 δR 和 δC 的失配，则整个系统的 CMR 可以近似为方程式 3。

$$\text{CMR} = 20\log\left(\frac{\delta R}{R} + \frac{\delta C}{C}\right) + 20\log\left(\frac{f}{f_c}\right) \quad (3)$$

其中， f_c 是 RC 滤波器的 -3dB 频率。

如果使用 1% 精度的外部元件，且 RC 滤波器的带宽约为 6 kHz，则系统在 60 Hz 时仅有 74 dB 的 CMR。在现实世界中，ECG 前端不仅仅包含一阶 RC 滤波器；它还包括电极、电缆以及二阶或三阶 RC 滤波器。综合考虑所有这些元件，失配很容易累积，从而在信号中占比高达 20% 或更多。这种程度的失配会将系统在 60Hz 时的 CMR 降低至 60dB 以下。因此，有必要考虑采用不同的技术来改善 CMR。

需要注意的是，在选择位于调制器前面的抗混叠滤波器带宽时，存在一种权衡。考虑到分立元件之间的失配，最好选择较大的带宽；同时，带宽的上限由调制器的采样频率决定。

3 改善共模抑制的技术

在节 2 中，我们看到，由于信号路径中外部和内部元件的失配，CMR 性能会下降。不过，有许多不同的技术可以改善 CMR 性能。四种常见的技术是：

1. 法拉第屏蔽层

法拉第屏蔽层用于覆盖 ECG 前端，可降低进入系统的电源干扰程度。它还能保护器件和元件免受环境干扰。

2. 隔离电容

改善器件地与患者地之间的隔离有助于提高系统 CMR。对于大多数使用电池的便携式仪器而言，CMR 很可能非常高。然而，大多数用于测量 CMR 的典型测试方法都会规定系统必须通过所需 CMR 规格时的最小隔离电容 C_B 。

3. 转换后处理

在转换后，可以使用有限脉冲响应 (FIR) 自适应滤波器从输入中去除残余共模信号。在某些情况下，也会通过数字运算减去共模电压。此外，还可以在数字域中使用 50Hz 或 60Hz 频率的陷波滤波器。但是，必须非常谨慎地执行此类操作，以免真实信号因这类滤波而受到影响。必须确保相位信息不会因滤波操作而发生偏移。这里值得注意的是，大多数标准要求测试系统 CMR 时关闭此后处理功能。

4. 通过电阻驱动共模电压

采用该技术时，使用一个低阻值电阻 R_P 来驱动患者身体（见参考文献 1）。图 3-1 展示了该技术；它还展示了使用无源元件建立的电极和电缆模型。

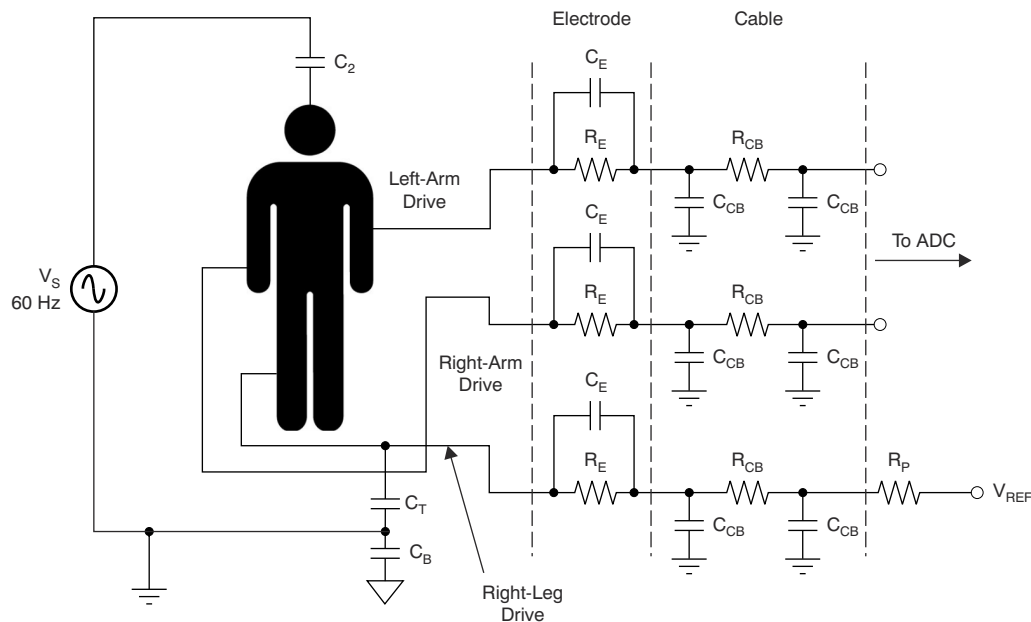


图 3-1. 使用 R_P 在患者身体上施加共模电压

直观地看，用于驱动电位的电阻与 Z_G 并联（参见 节 2），因此可实现更大的衰减。当用于驱动身体电位的电阻值减小时，整个系统的 CMR 会得到改善。当发生患者身体意外连接到系统地的故障时，该电阻也为电流从基准节点 V_{REF} 流经电阻 R_P 提供了通路。根据 IEC 标准（参考文献 2），建议单故障条件电流最大为 $50\ \mu A$ 。保护电阻 R_P 的阻值根据系统所用电源电压的值来选择。在 $V_S = 5V$ 的系统中，所需电阻的最小值为 $100k\ \Omega$ ；如果使用 $3V$ 电源，则 $60k\ \Omega$ 的电阻可将单故障电流限制在安全电流范围内。

通过将保护电阻 R_{P2} 的一部分集成在运算放大器内部，可以进一步改善系统 CMR，如图 3-2 所示。保护电阻 R_{P1} 和 R_{P2} 之和等于电阻 R_P 。在这种情况下，只有 R_{P1} 与 Z_G 并联，从而进一步衰减共模信号。但在单故障条件下，两个电阻都会限制故障电流。这一附加优势的代价是，由于电阻 R_{P2} 上的压降，运算放大器输出的摆幅会减小。不过，通常在正常工作条件下，该路径上的电流小于 $1\ \mu A$ ，因此这一顾虑可以忽略不计。

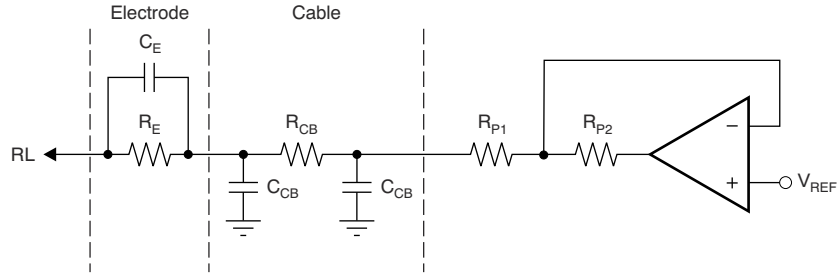


图 3-2. 使用大保护电阻器改善 CMR 的技术

4 闭环 RLD 系统

如图 4-1 所示，通过感测可编程增益放大器 (PGA) 输出端的输入共模电压，并使用右腿驱动 (RLD) 放大器放大该差值，可以进一步改善 CMR。该反馈环路将 CMR 改善 $(1 + A)$ 倍，其中 A 是反馈环路的闭环增益。闭环增益的值取决于反馈电阻 R_F 、反馈电容 C_F 和 PGA 输出共模感测电阻 R_{CM} 的值。

具体而言，给定频率 f 处的闭环增益 A 值等于方程式 4：

$$A = 2 \cdot \frac{Z_F}{R_{CM}} \quad (4)$$

其中：

$$Z_F = \frac{R_F}{1 + sR_FC_F} \quad (5)$$

稳定性是这种 RLD 技术中的主要关注点。请注意，保护电阻和电缆阻抗构成一个低通滤波器。根据电缆型号的不同，由于保护电阻和电缆的影响，该极点可能低至 $2kHz$ 。因此，引入电容 C_P ，以在 RLD 路径中引入零点。闭环带宽可以通过使用连接在反馈电阻 R_F 两端的电容 C_F 来控制；参见图 4-1。

RLD 环路的闭环带宽约等于：

$$f_{BW} = \frac{1}{2\pi R_FC_F} \quad (6)$$

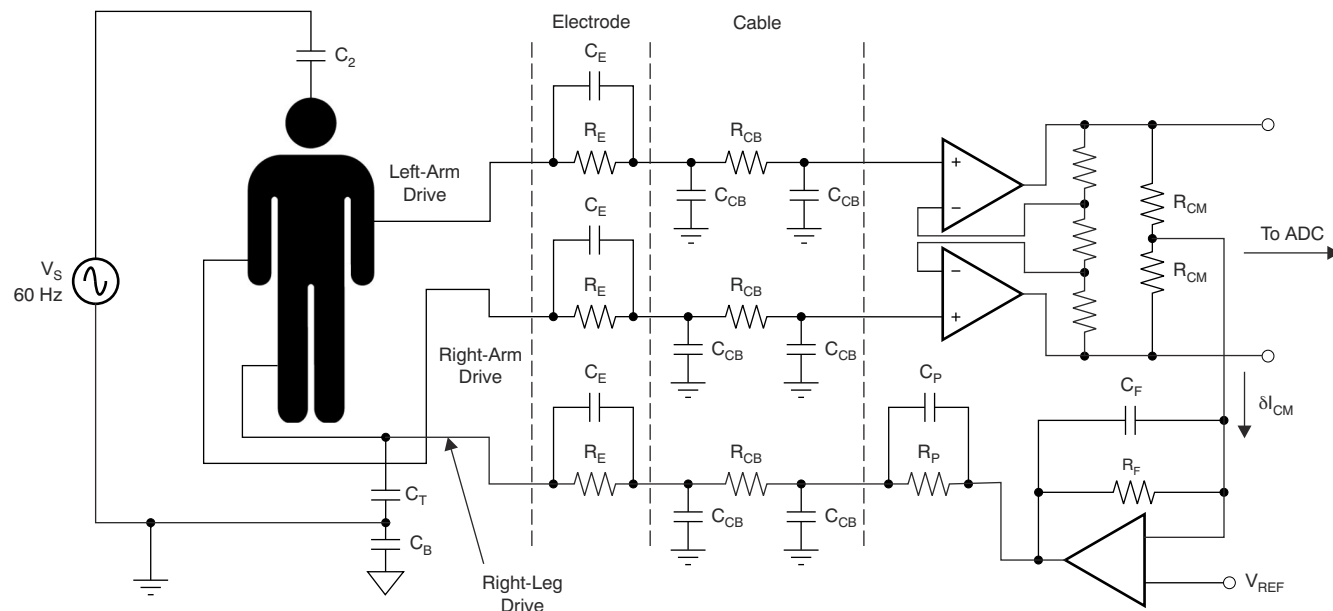


图 4-1. 通过闭合 RLD 反馈环路来改善 CMRR

5 导联脱落断开在 RLD 系统中的影响

ECG 子系统通常包含导联脱落电流，如图 5-1 所示，用于监测电极与皮肤的连接情况。当电极松动或未连接到皮肤时，导联脱落电流会将电极电位驱动到任一电源轨，即地或电源电压。

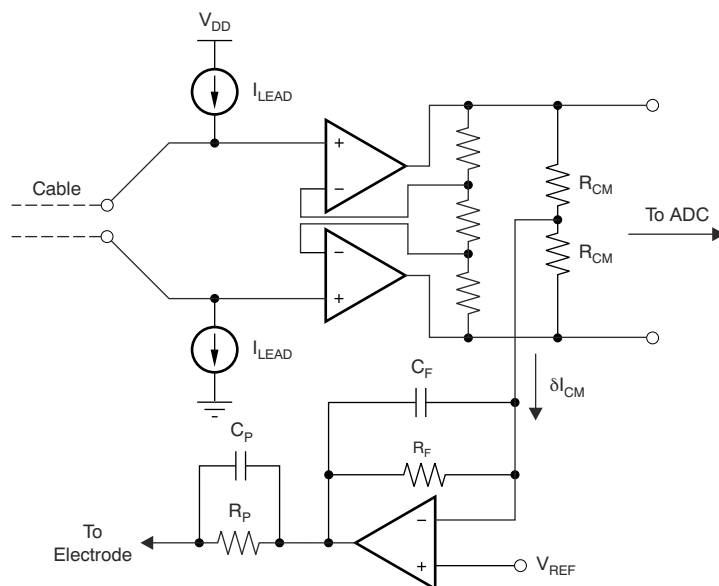


图 5-1. 带有导联脱落电流以监测电极贴合度的 RLD 子系统模拟前端

考虑这样一种情况：右臂 (RA) 电极开路，而左臂 (LA) 电极贴合良好。在这种情况下，PGA 的输出共模会偏离基准电压，从而导致 RLD 反馈环路失效。这种情况可能导致患者身体的共模电压被驱动到任一电源轨，在那里它也可能触及电源轨，进而使 PGA 完全停止工作。因此，在电极很有可能失去接触或与患者断开连接的情况下，使用这种 RLD 反馈技术时必须非常谨慎。无论何时使用该技术，都应持续监测电极连接状态；一旦发生故障，应断开 RLD 闭环。这种配置可以通过在 PGA 输出共模平均点与 RLD 放大器反相输入端子之间的路径中放置一个开关来实现。在因实际限制而完全无法使用 RLD 反馈技术的情况下，可以通过使用分压电阻技术进一步改善 CMR。

6 使用带 ADS1298 的 RLD 放大器改善 CMR

用于测量基于 ADS1298 的 ECG 子系统 CMR 的测试设置如图 6-1 所示，该测试设置在 ADS1298ECGFE-PDK 用户指南 (见参考文献 3) 中有所讨论。同时还提供了测量设置的快照；参见图 6-2。使用 20V 峰峰值正弦波作为激励信号。耦合电容 C_2 和 C_T (来自交流市电) 的值为 100pF。连接交流地与 EVM 板地的电容 C_B 的值为 220pF。电极使用如图所示并联连接的电阻 R 和电容 C 来建模。R 和 C 的值分别为 51k Ω 和 47nF。

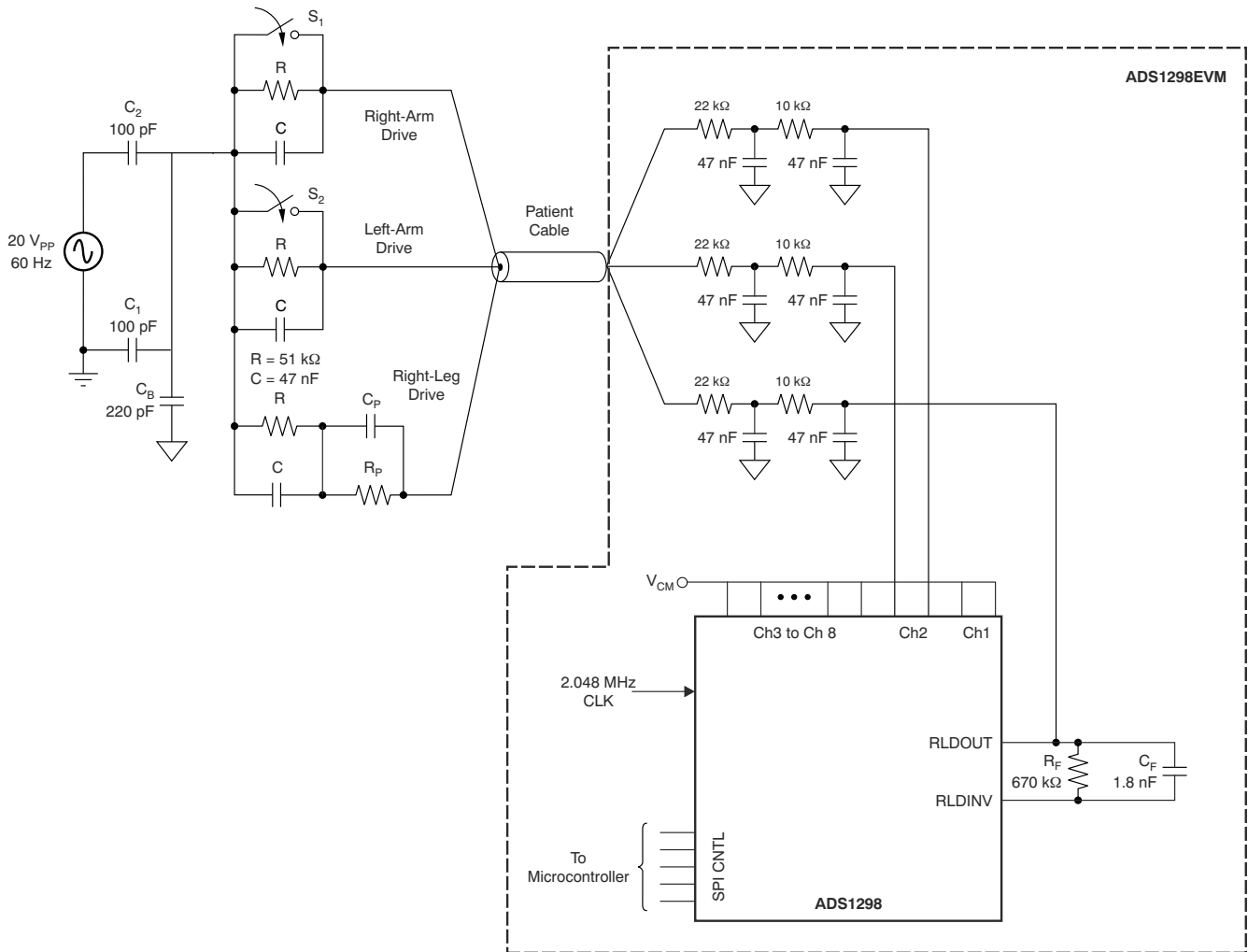


图 6-1. 带有保护电路元件的 ADS1298EVM 测试设置

本实验使用标准 ECG 电缆。该电缆包含一个 10k Ω 的保护电阻。电缆之后是板载保护 RC 滤波器。文中给出了用于实现该滤波器的元件值。所有测量结果均在 S_1 = 断开且 S_2 = 闭合的条件下记录。该配置对应于信号差分路径中的完全失配。根据 AAMI 和 IEC 标准 (见参考文献 4 和参考文献 5)，在这种完全失配条件下，系统 CMR 应至少为 92dB。

表 6-1 比较了在有 RLD 反馈环路的情况下，不同保护电阻 R_P 值对应的预期 CMR 值与实测 CMR 值。选择 C_P 的值，使 R_P 和 C_P 产生的零点约为 60Hz。预期值通过 TINA SPICE 获得，其中使用了 ADS1298 中 PGA 和 RLD 放大器的 Spice 模型。

表 6-1. 测量结果汇总

无 RLD 反馈		
R_P	测得的 V_{PP}	测得的 CMR
1M Ω	5.9mV _{PP}	70.6
100k Ω	1.7mV _{PP}	81.1
75k Ω	1.6mV _{PP}	82.0
50k Ω	1.36mV _{PP}	83.3
具有 RLD 反馈 (1M Ω 1.5nF)		
1M Ω	不适用	不适用
100k Ω	0.43mV _{PP}	93.3
75k Ω	0.35mV _{PP}	94.9
50k Ω	0.316mV _{PP}	96.0

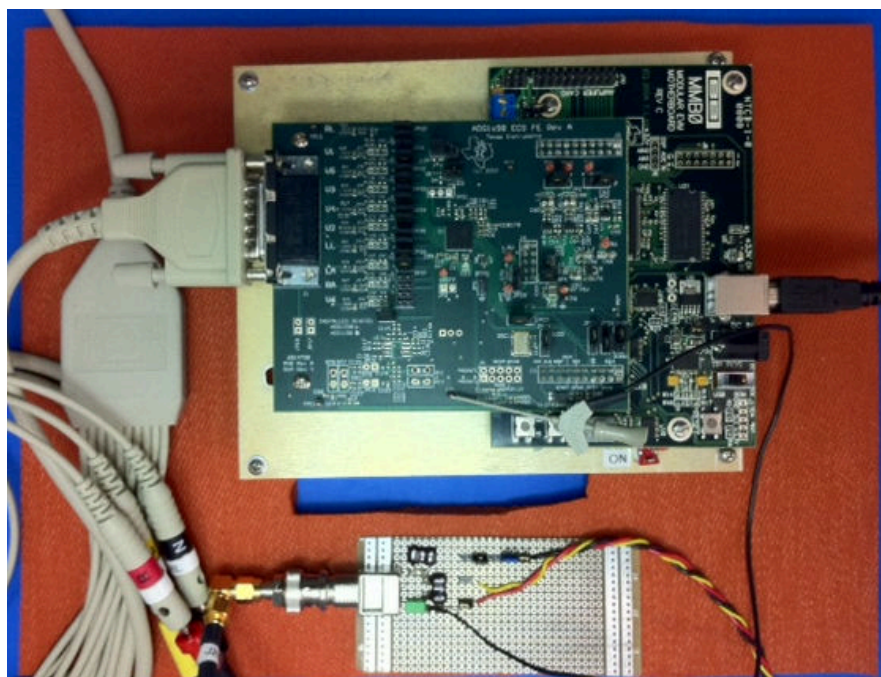


图 6-2. 使用 ADS1298EVM 的测量设置

图 6-3 显示了 ECG 子系统在三种不同条件下的 CMR：

- (a) $R_P = 1\text{M}\Omega$
- (b) $R_P = 100\text{k}\Omega$
- (c) $R_P = 100\text{k}\Omega$ ，具有 RLD 反馈

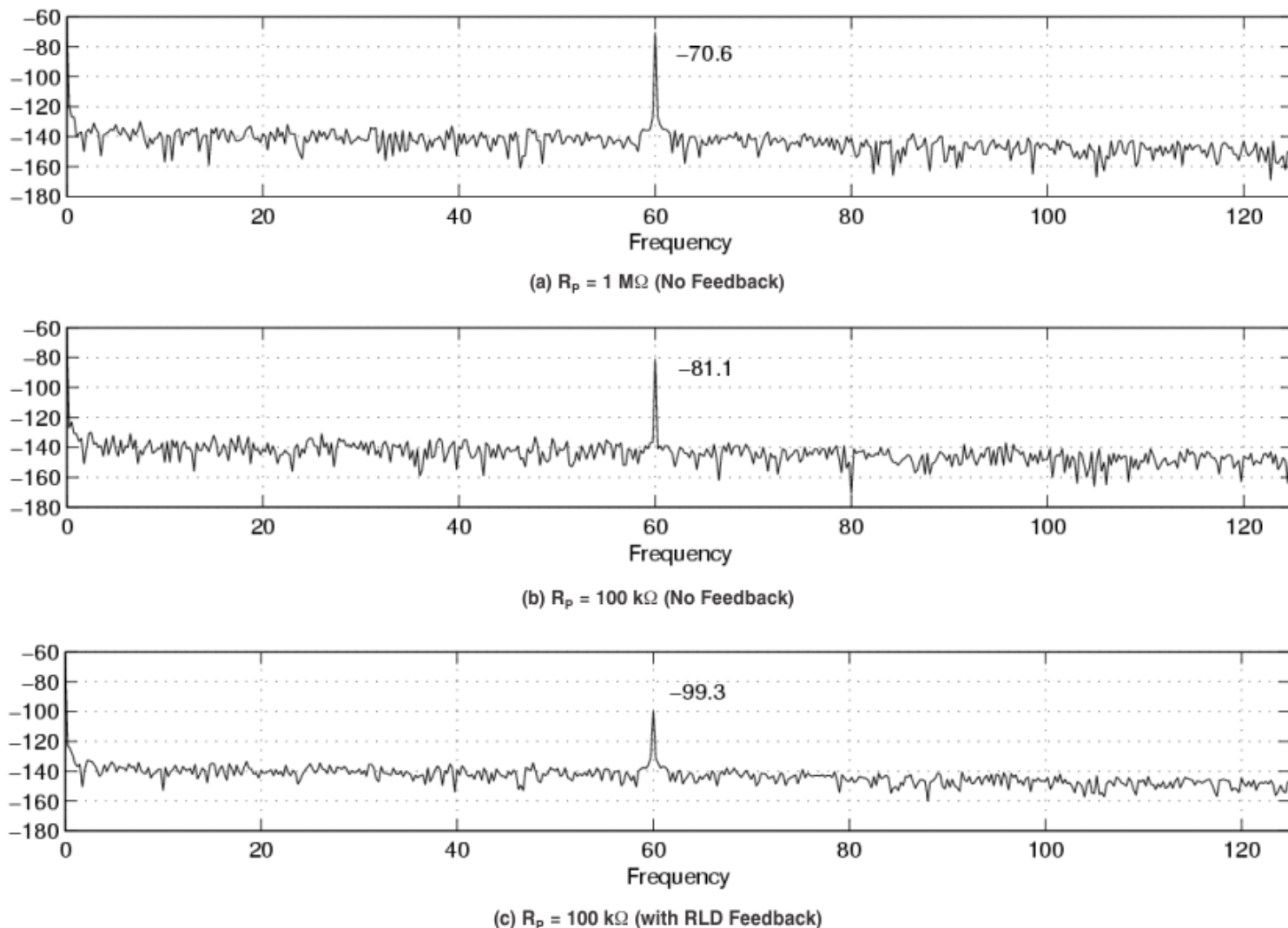


图 6-3. 输出频谱比较

使用 ADS1298 中提供的 RLD 放大器实现反相增益配置。在本实验中，所使用的 R_F 和 C_F 值分别为 $1\text{M}\Omega$ 和 1.5nF 。RLD 环路的闭环增益取决于用于检测共模电压的通道数量。在本实验中，仅使用一个通道来感测输入的共模电位。对于给定的反馈电阻，随着用于测量共模电位的通道数量增加，增益也相应增大。ADS1298 中使用的 R_{CM} 标称值为 $220\text{k}\Omega$ 。闭环带宽约为 106Hz 。

ADS1298 提供通过导联脱落功能监测电极电位值的选项。它还支持数字控制，可用于开启或关闭 PGA 输出的平均。可以有效地利用这两个选项来确保：每当电极出现接触不良或断开时，RLD 反馈被断开，以避免患者身体的偏置电位触及电源轨。

7 结语

本应用报告详细介绍了使用 RLD 放大器改善 ECG 系统共模抑制的几种技术。此外，还给出了使用 ADS1298EVM 板的测量结果。

8 参考资料

1. Winter, B.B. 和 Webster, J.G.(1983).驱动右腿电路设计。《IEEE 生物医学工程汇刊》，第 30 卷，第 1 期，页面 62 - 66。
2. 医用电气设备的安全电流限值。ANSI/AAMI ES1 - 1993。
3. [ADS1298ECG-FE 演示套件](#)用户指南。文献编号 [SBAU171A](#)。
4. 美国国家标准 ANSI/AAMI EC11:1991/(R)2001/(R)2007。
5. 国际标准 IEC 60601 - 2 - 27。

9 修订历史记录

注：以前版本的页码可能与当前版本的页码不同

Changes from Revision A (May 2015) to Revision B (October 2026)	Page
• 更新了整个文档中的表格、图和交叉参考的编号格式.....	1

重要通知和免责声明

TI“按原样”提供技术和可靠性数据（包括数据表）、设计资源（包括参考设计）、应用或其他设计建议、网络工具、安全信息和其他资源，不保证没有瑕疵且不做任何明示或暗示的担保，包括但不限于对适销性、与某特定用途的适用性或不侵犯任何第三方知识产权的暗示担保。

这些资源可供使用 TI 产品进行设计的熟练开发人员使用。您将自行承担以下全部责任：(1) 针对您的应用选择合适的 TI 产品，(2) 设计、验证并测试您的应用，(3) 确保您的应用满足相应标准以及任何其他安全、安保法规或其他要求。

这些资源如有变更，恕不另行通知。TI 授权您仅可将这些资源用于研发本资源所述的 TI 产品的相关应用。严禁以其他方式对这些资源进行复制或展示。您无权使用任何其他 TI 知识产权或任何第三方知识产权。对于因您对这些资源的使用而对 TI 及其代表造成的任何索赔、损害、成本、损失和债务，您将全额赔偿，TI 对此概不负责。

TI 提供的产品受 [TI 销售条款](#)、[TI 通用质量指南](#) 或 [ti.com](#) 上其他适用条款或 TI 产品随附的其他适用条款的约束。TI 提供这些资源并不会扩展或以其他方式更改 TI 针对 TI 产品发布的适用的担保或担保免责声明。除非德州仪器 (TI) 明确将某产品指定为定制产品或客户特定产品，否则其产品均为按确定价格收入目录的标准通用器件。

TI 反对并拒绝您可能提出的任何其他或不同的条款。

版权所有 © 2026，德州仪器 (TI) 公司

最后更新日期：2025 年 10 月