

共模抑制与ECG子系统有何关系以及用来实现出色性能的技术

作者: Bill Crone, ADI公司医疗保健系统工程师

内容提要

本文所述用于优化ECG子系统共模抑制的技术经过时间验证, 在首先确保病人和操作人员安全的同时, 可实现出色的诊断性能。

根 据ECG子系统的应用不同, 某些临床情况下CMR(共模抑制)必须非常高。美国医疗器械促进协会(AAMI)规定了测试方法及必须满足的典型电极阻抗不平衡和失调要求。其他标准, 如IEC、UL和各国的医疗指令等, 也都对共模抑制提出了各种测试要求。

本文阐述人体阻抗不匹配、电极和电缆设计、保护电路、右腿驱动的使用, 以及其他影响共模抑制的考虑因素, 并提出了多种方法来增强ECG子系统的CMR性能。

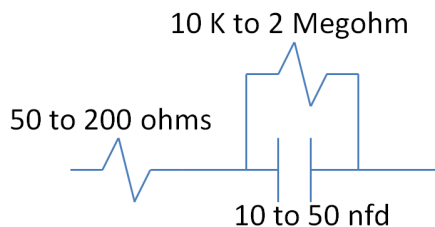


图1. 人体组织→电解质→电极模型

共模抑制、安全和RFI

为了优化ECG系统的共模抑制, 设计时必须进行多重权衡考量。

首先是评估安全。大多数标准指出, 10 μ A rms(DC至1.00 kHz范围)是ECG系统“正常”工作的上限。对于“单一故障状况”, 某些标准允许提高到50 μ A rms, 但低至35 μ A rms的电流就可能损害心肌。10 μ A rms是“单一故障状况”的推荐值(见参考文献1)。

交流电源漏电流必须不超过这一最大值。多种标准要求测量电极之间、电极连在一起时以及交流电源供电的电极相对大地的源电流和吸电流。

各种标准和不同国家的指令都会随时间调整变化, 因此设计人员需遵循最新版本的要求, 确保始终符合安全标准, 包括允许的最大源电流和吸电流、与频率的关系、针对人体的要求以及用于确保合规的测试方法。

此外, 必须保护ECG子系统不受除颤器脉冲(双相或单极性)影响, 因此应在仪表放大器之间增加限流电路以保护电路。另外还需要ESD(静电放电)保护电路。

基本性能

除了安全要求以外, ECG子系统在电外科手术中和其他恶劣环境下(附近的射频干扰RFI可能很高), 必须能够提供IEC 60601-1-1及其衍生标准所述的“基本性能”, 这包括飞机、雷达、火车和轮船等环境。

共模信号源

共模电压源通常为频率50 Hz或60 Hz、线路电压最高达264 VAC rms的交流电源。欧洲列车等非典型环境采用16.666 Hz的工作频率, 也可能是一个共模输入源。

人体和ECG子系统其他电路路径的共模模型

在图2中, 共模信号通过“人体躯干”耦合, 从皮肤表面经过电解质、电极到达ECG电极线, 经过除颤器保护电

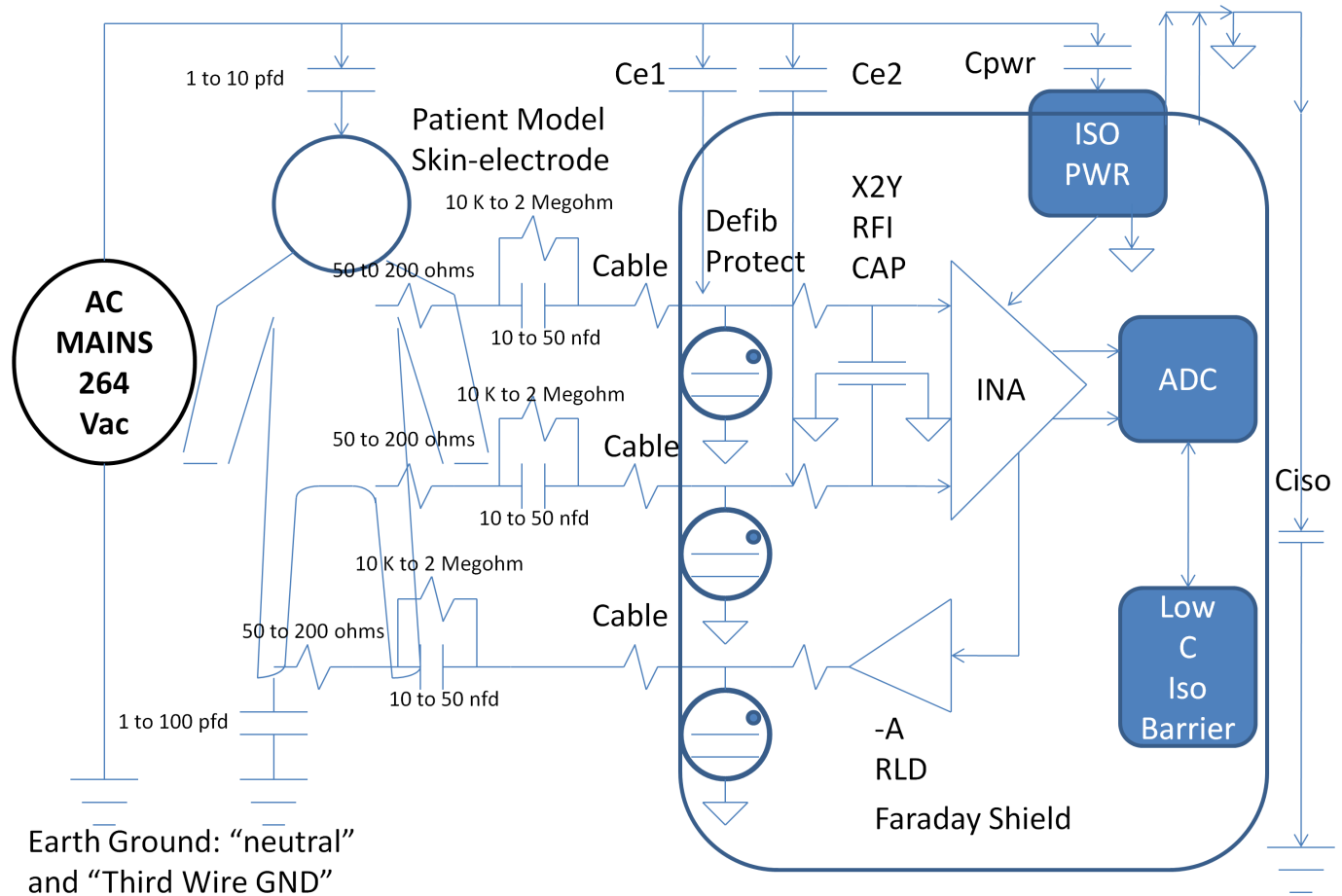


图2. ECG子系统功能框图

路、RFI输入滤波、仪表放大器、隔离地与大地之间的电容到达大地。图1给出了ECG电极及其与皮肤表面接口的阻抗模型。交流电源也可以通过ECG电缆耦合到ECG“前端”，输入保护电路则防止除颤器脉冲等外部瞬变影响电路，通过隔离电源直接耦合。仪表放大器输入端的潜在RFI整流也可能引起仪表放大器共模抑制问题。

共模转差模

交流信号和ECG信号均通过ECG前置放大器子系统电极来测量，因此确保共模信号不被转换为“差模”信号非常重要。ECG电极阻抗不匹配、电缆电容和除颤器相关保护电路(通常采用电阻和SCR/氩电压限幅器的形式)的结

合，增强了实现共模转差模的可能性。

组织/电极问题

对电极本身而言，在皮肤的组成结构中，最外层——“角质层”的阻抗最高，而且在低频时变化非常大，并且随频率而变化。阻抗与电极材料、尺寸、粘结剂、所用的电解质及皮肤本身的外层/状况有关。为了确保阻抗最低并提高阻抗在电极界面处的稳定性，在放置电极之前，某些备皮技术使用“砂纸”作为“备皮”。相比其他常用材料，某些组成的Ag/AgCl电极可提供最低的阻抗和失调。在整个频率范围内，电极之间的阻抗差可能高达50,000 Ω。降低这种不匹配有助于减小共模转差模的可能性(见参考文献2)。

ECG电缆

为了保护电路不受除颤器影响，某些ECG电缆会嵌入2.5 k Ω 至49.9 k Ω 的保护电阻。如果该电阻不在电缆中，则它通常位于PCB上。因为与RFI滤波器接口，所以这些电阻的匹配非常重要。一种用来将电缆阻抗不匹配的影响降至最低的技术是有源方式驱动电缆屏蔽体。

RFI滤波器

为防止RFI进入仪表放大器的输入级，通常使用X2Y RFI滤波器，其差模和共模阻抗必须匹配。相比于标准表贴电容，集成2XY RFI滤波器具有优异的特性，而且结构有利于实现出色的性能(见参考文献6)。

用于消减输入共模信号的技术

RLD

Winter、Wilson、Spinelli等人提出的右腿驱动(见参考文献4和5)，是一种用来降低仪表放大器差分输入端出现的共模信号输入电平的技术。模信号的降低程度受限于能够提供给病人的RLD电流。对于RLD，应考虑使用Spinelli所述的跨导放大器。

法拉第屏蔽

法拉第屏蔽常用于覆盖ECG前端，保护它不受环境RFI和交流电源耦合的影响，如图2所示。法拉第屏蔽有助于降低仪表放大器输入端之前、信号链上其他入口点中的交流电源耦合，如Ce1和Ce2等。

仪表放大器

仪表放大器的电源电压必须足够高，以便支持通常为 ± 1.0 V的差分 and 共模输入电压范围。某些应用需要更高的差分输入电平： ± 2.0 V。仪表放大器必须具有1 nA或更低的偏置电流(最好为100 pA)、极低的噪声电流、极低的噪声电压，以及对最高交流电源频率的五次谐波的高共模抑制。需要关注的典型频率为：16.666 Hz、50 Hz、60 Hz、100 Hz、120 Hz、150 Hz和180 Hz。

第一级仪表放大器的差分直流增益通常在5到10的范围内设置。如果输入仪表放大器能够向信号的交流部分提供增益，而不向直流部分提供增益，则也可以设置更高的增

益。需要权衡考虑的因素有噪声性能、动态输入范围和电源电压。

DSP消减共模信号

通过“硬件”方法消减共模信号之后，残余共模信号可以在数字域中处理。常用的一些技术包括FIR陷波滤波器、自适应滤波器和共模信号本身的“数字消减”。设计人员必须小心谨慎，确保ECG信号的“诊断完整性”不会因为使用这些技术而受损，并且临床医生的“差分诊断”不会受到某些潜在技术的不利影响。陷波滤波器的使用有时存在一些争议，因为它会影响目标信号的相位/幅度失真。ECG系统必须符合关于“诊断带宽”的标准。

小结

ECG子系统的高共模抑制设计要求设计人员把患者和操作人员的安全要求放在第一位。某些用于增强共模抑制的技术实际上可能会提高漏电流，因此必须避免使用。本文所述的技术经过时间验证，有助于实现出色的诊断性能。

参考文献

1. “问题新探：放宽电子医疗设备的安全电流限值会增加病人的危险吗？” Michael M. Laks(医学博士)、Robert Arzbaecher(哲学博士)、David Geselowitz(哲学博士)、James J. Bailey(医学博士)、Alan Berson(哲学博士)，*Circulation*, 2000; 102: 823-825.
2. “高质量记录生物电事件，第一部分：减少干扰，理论与实践。” A.C. Metting Van Rijn、A. Peper、C.A. Frimbergen, 医学研究中心, 医学物理系, Meibergdreef 15 1105 AZ 阿姆斯特丹, 荷兰
3. “X2Y RFI滤波器。” Johanson Dielectrics. 检索日期: 1/11; 网址: <http://www.johansondielectrics.com/x2y-products/x2y-for-emi-filtering.html>
4. “右腿驱动电路设计,” Bruce Winter、John G. Webster, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 第BME-30卷, 1983年1月。
5. Enrique Mario Spinelli等, “跨导型右腿驱动电路,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 第46卷, 第12期, 1999年12月。

MS-2125

资源

欲了解有关医疗保健信号处理技术和应用的更多信息，请

访问：healthcare.analog.com