



Rayna Feng

摘要

呼吸测量是监护仪系统中的常见指标之一，通常以阻抗式呼吸测量法利用交流激励信号通过检测人体呼吸时的胸阻抗变化得到呼吸波形。在实际临床监护场景中，为了安全且准确地提取人体呼吸过程中极小的胸阻抗变化，呼吸电路的设计面临复杂噪声抑制的挑战。本文根据 IEC 60601 标准以及现代监护仪对噪声指标的要求，探讨了在 AFE 架构下呼吸电路面临的设计挑战和设计方案并以 AFE159RP4 为例给出了实际的测试结果。

内容

1 引言.....	2
2 呼吸阻抗测量原理.....	3
2.1 胸阻抗测量模型.....	3
2.2 呼吸波形的调制与解调.....	4
3 呼吸测量电路的噪声抑制.....	6
3.1 呼吸噪声测试方法及指标要求.....	6
3.2 呼吸测量电路的设计挑战.....	6
3.3 呼吸测量电路的差分平衡设计.....	7
4 参考文献.....	9

插图清单

图 2-1. 生物阻抗等效模型图.....	3
图 2-2. 人体呼吸模型.....	4
图 2-3. 呼吸测量电路模型.....	5
图 3-1. ADS1296R 内部呼吸电路.....	7
图 3-2. 在 AFE 架构下的呼吸测量电路.....	8

表格清单

表 3-1. AFE159RP4 呼吸噪声测试结果.....	8
--------------------------------	---

1 引言

在监护仪系统中，呼吸测量系统常用阻抗呼吸描记法监测人体的呼吸活动。在阻抗呼吸描记法中，恒流法安全性更高，对皮肤处理的要求相对较低，是最常用的测量方法。

在实际硬件架构中，阻抗测量通常采用双电极法实现。该方法是将激励电流通过一对电极注入，根据 $\Delta U = I \times \Delta R$ ，使用同一对电极提取电压，间接反映胸阻抗的变化。根据双电极法的测量原理，高频电流载波经过电容耦合到人体，低频的胸阻抗变化信息将被调幅到载波上。经过解调后得到的阻抗信号包括一个代表呼吸活动的微弱交流信号和一个代表人体基础胸阻抗的直流信号。

阻抗式呼吸测量电路由分立式设计逐渐演进为如今主流的集成模拟前端 (AFE) 架构，如 ADS129xR 系列、AFE159RPx 系列。集成模拟前端的优势在于将激励源、仪表放大器、解调电路及高分辨率 ADC 等复杂电路高度集成化，不仅降低了电路体积和信号传输路径，而且可以大幅提升系统的共模抑制比。然而，集成化并未消除噪声挑战。由于放大与解调在芯片内部完成，外部的输入保护电路、导联阻抗匹配以及 PCB 布局成为了影响性能的新瓶颈。若外部抑制不力，芯片内部的高精度优势将被前端注入的干扰完全掩盖。因此，在高集成度背景下，外部硬件的噪声抑制已成为系统灵敏度和准确性的决定因素。

2 呼吸阻抗测量原理

2.1 胸阻抗测量模型

单个生物细胞的完整等效电路如图 2-1A 所示。在监护仪常用的低频范围内（低于 1 MHz），由于细胞膜漏电阻 R_m 极大且内外液并联电容 C_i 、 C_e 极小，均可视为开路。由此可简化为图 2-1B 所示的并联等效电路模型（又称 R-C 三元件模型）。胸组织的宏观电特性同样遵循此模型 [1]。由于细胞膜容抗 C_m 在 50kHz~100kHz 范围内显著降低，电流能够穿透细胞膜进入内液 R_i 。此时，肺部组织（包含肺泡、血液和组织液）的整体阻抗对气体容积变化的灵敏度最高，线性度也最好，结合安全性考虑，因此呼吸激励频率的范围通常为 20kHz~100kHz。

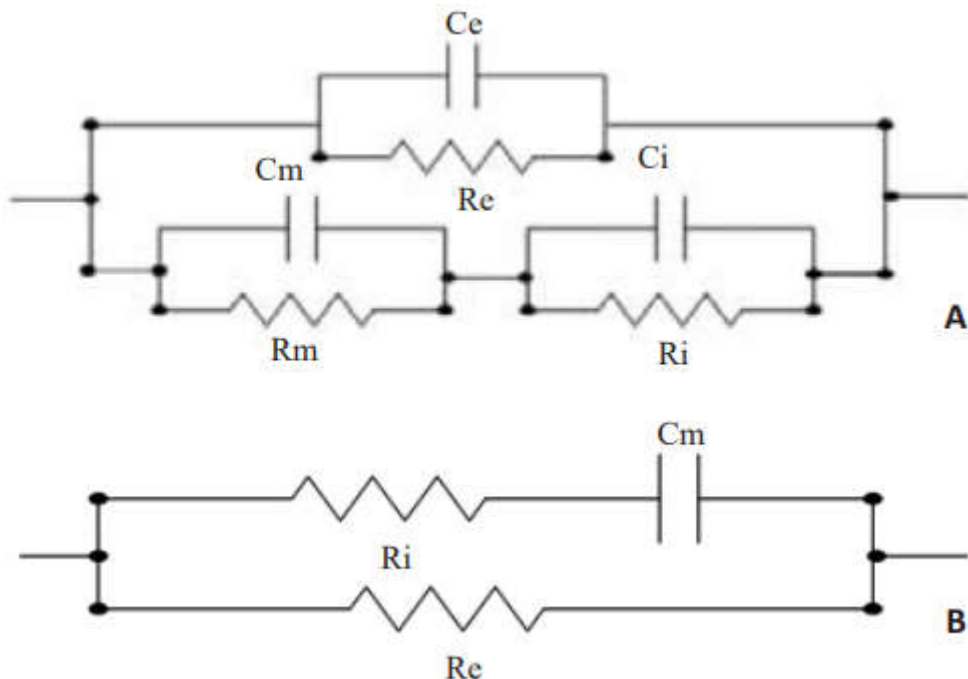


图 2-1. 生物阻抗等效模型图

图 2-2 展示了基于四电极法的呼吸测量等效物理模型。其中，C、D 为高频恒流激励电极，E、F 为高阻抗电压测量电极。该模型通过模拟体内物理特性的变化，揭示了阻抗呼吸法的测量本质 [2]：

1. 均匀场分布（图 2-2a）：在理想的均匀组织分布下，激励电流在体内形成的电流场分布是均匀的。此时，电压等势面呈水平线性分布，E-F 探测电极可拾取到稳定的基准电位差。
2. 低阻干扰效应（图 2-2b）：当组织内部引入高导电率介质（如低电阻率的金属块）时，由于“分流效应”，电流线向高导电区域集中，导致局部电流场发生畸变。此时，电压等势面发生收缩，导致采样点 J-K 间的电势差减小。
3. 高阻阻碍效应（图 2-2c）：反之，若内部引入不导电介质（如绝缘塑料球，模拟肺部充气状态），电流线被迫绕行，导致局部电流密度增加，电压等势面变得密集。此时，采样点 J-K 间的电势差随之增大。

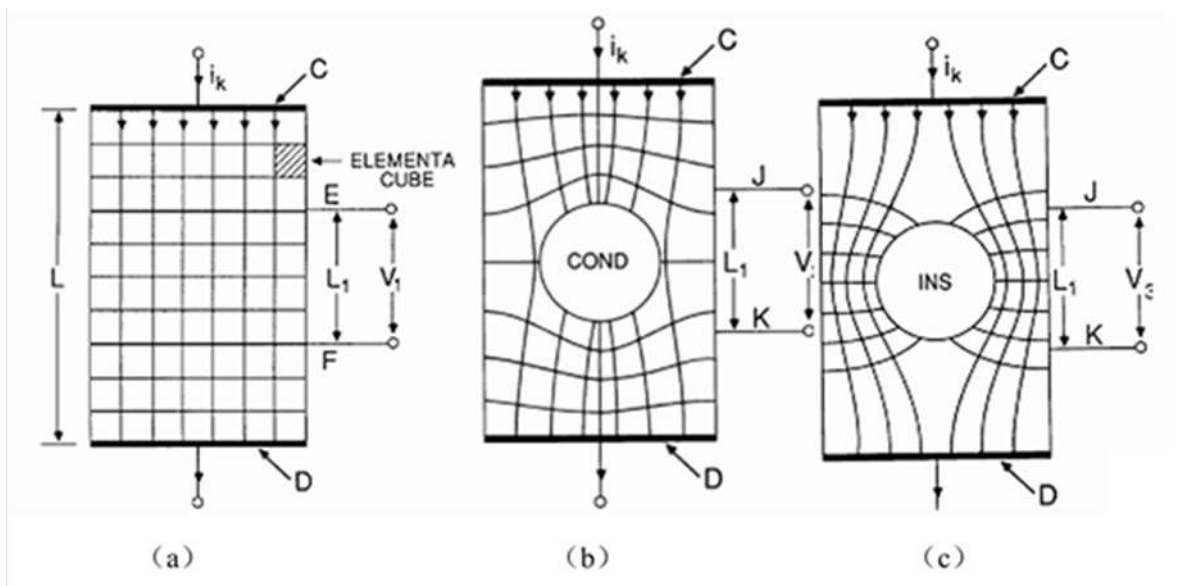


图 2-2. 人体呼吸模型

该模型表明，人体呼吸引起的肺部阻抗变化，本质上是通过改变体内电流场的分布，进而引起体表电压等势面的重构。通过捕捉这种体表电位差的变化，即可间接提取出反映肺部容积变化的呼吸信号。

在测量呼吸时，胸廓对电极呈现的生物阻抗由一个相对恒定的基阻分量和一个变化很小的变阻分量。在本文中基阻分量被称为基准阻抗，记作 R_{Baseline} 或 R_B （通常为 $500\ \Omega \sim 2k\ \Omega$ ），变阻分量被称为呼吸阻抗，记作 ΔR （通常为 $0.2\ \Omega \sim 5\ \Omega$ ）。吸气过程中，肺内气液比改变及导电路径延伸导致局部导电率下降，致使胸廓总阻抗增加，该变化与呼吸气量呈线性相关，通过检测高频载波电流产生的调幅电压信号即可实现呼吸频率测量。

2.2 呼吸波形的调制与解调

在实际临床应用中，呼吸测量的信号链并非直接作用于人体组织，而是必须经过由保护性元件和电极物理界面构成的复杂阻抗网络。为了简化监护仪的导联设计，并实现与心电图（ECG）电极的高度集成，通常使用同一对电极和导联线作为呼吸激励电流的注入和呼吸电压信号的拾取，即双电极法。在标准三导联或五导联 ECG 监护中，呼吸测量通常固定在以下两组导联之一：

1. 导联 I（RA-LA）：电极置于左右锁骨下靠近肩部。临床操作最简便，但由于路径较短且位置偏高，采集到的呼吸阻抗变化 ΔR 较小，容易受到手臂活动引起的运动伪影干扰。
2. 导联 II（RA-LL）：电极置于右锁骨下方与左下腹或左侧腋中线第 6 肋间。电流路径斜穿整个胸腔，覆盖了肺部扩张最大的区域。该导联能提供最大的 ΔR 幅度且基准阻抗 R_B 相对稳定。

根据 IEC 60601 标准对心电监护设备的基本安全与基本性能要求，呼吸测量回路必须具备抵御除颤冲击的能力。因此，呼吸测量回路设计中通常需要在激励注入端与信号拾取端对称添加串联抗除颤电阻，常见的阻值范围为 $1k\ \Omega \sim 10k\ \Omega$ 。根据 ANSI/AAMI EC13 标准，单个电极的极化阻抗通常建模为电阻与电容的并网络 ($51k\ \Omega \parallel 47mF$) [3]。在高频下，电容起到了良好的旁路作用，使电极阻抗从直流下的数万欧姆下降到几十欧姆量级。因此，激励电流能够顺利穿透电极界面进入人体。

图 2-3 展示了简化的呼吸测量回路模型。在呼吸测量回路中，人体的基准阻抗 R_B 、抗除颤电阻 R_p 以及电极的极化阻抗 Z_E 共同构成了呼吸测量的总基准阻抗。回路总阻抗 $Z_{\text{total}}(t)$ 即为：

$$Z_{\text{total}}(t) = 2R_p + R_B + 2|Z_E| + \Delta R(t) = R_{\text{static}} + \Delta R(t) \quad (1)$$

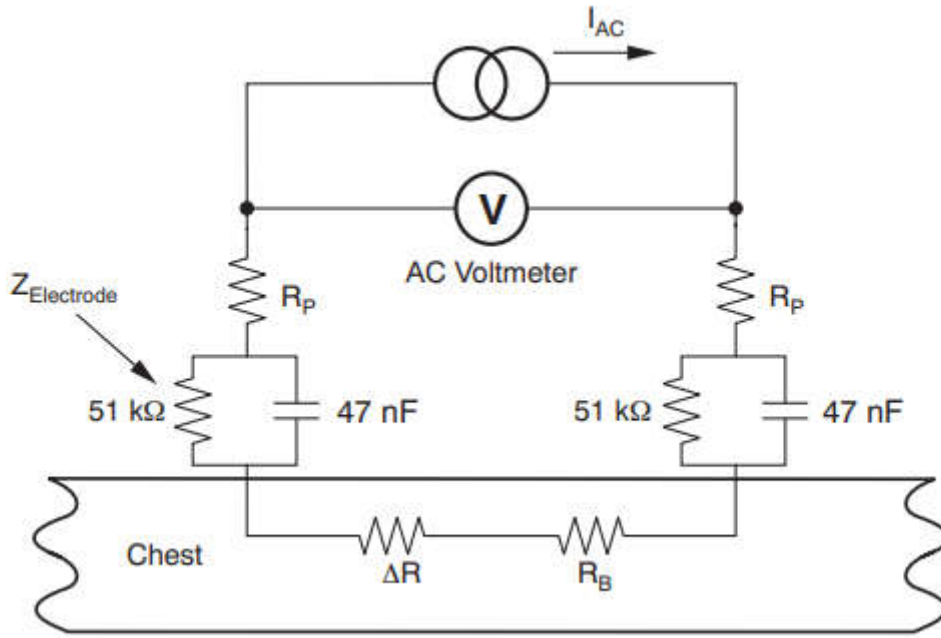


图 2-3. 呼吸测量电路模型

激励信号 I_{AC} 通常选择频率范围在 20kHz~100kHz 之间，有效值低于 500 μA 的恒流驱动，在此频段内，人体皮肤与电极间的接触阻抗显著降低，电流不会刺激神经或心肌，避免微电击风险。

假设激励电流为正弦波 $I_{sine}(t) = I_m \cos(\omega t)$ ，拾取的差分电压为：

$$V(t) = I_{sine}(t) \cdot Z_{total}(t) = I_m [R_{static} + \Delta R(t)] \cos(\omega t + \phi) \quad (2)$$

其中 ϕ 是由人体复阻抗以及导联线分布电容和极化电容等引起的系统总相移。

将 $V(t)$ 与同相位的参考信号 $A \cos(\omega t)$ 相乘，经过低通滤波器将倍频项 $\cos(2\omega t + \phi)$ 滤除后得到：

$$V_{demod} = \frac{1}{2} A I_m [R_{static} + \Delta R(t)] \cos(\phi) \quad (3)$$

其中交流分量 $\frac{1}{2} A I_m \cos(\phi) \cdot \Delta R(t)$ 即为有用的人体呼吸信号。可以看出相干解调对相位变化非常敏感，在实际设计中，正交解调可以消除 $\cos(\phi)$ 的影响，增强系统的鲁棒性。

假设激励电流为方波，则涉及多谐波分量累加。根据傅里叶变化展开为 $I_{sq}(t) = \frac{4I}{\pi} \sum_{n=1,3,5,\dots}^{\infty} \frac{1}{n} \sin(n\omega t)$ ，拾取的差分电压包括了静态载波项和包含呼吸信息的调制项：

$$V(t) = I_{sq}(t) \cdot Z_{total}(t) = [R_{static} + \Delta R(t)] \frac{4I}{\pi} \sum_{n=1,3,5,\dots}^{\infty} \frac{1}{n} \sin(n\omega t + \phi) \quad (4)$$

将 $V(t)$ 与同相位的参考信号 $\frac{4I}{\pi} \sum_{k=1,3,5,\dots}^{\infty} \frac{1}{k} \sin(n\omega t)$ 相乘，再经过低通滤波滤除所有包含 ω 及其倍频的项后，利用巴塞尔级数性质可得：

$$V_{demod} = I [R_{static} + \Delta R(t)] \cos(\phi) \quad (5)$$

其中 ϕ 是由人体复阻抗以及导联线分布电容和极化电容等引起的系统总相移。

其中交流分量 $I \cos(\phi) \cdot \Delta R(t)$ 即为有用的人体呼吸信号。在理想情况下，方波解调的增益转换是没有损失的。但是在工程实际中，由于 ϕ 不可能完全为 0 以及方波的边沿抖动，会导致解调增益损失及非线性失真。为此，

ADS1296R 引入了 Blocking 信号，通过在信号跳变沿设置采样盲区，最大限度地规避了瞬态干扰，从而保证了解调后幅值增益的稳定。

3 呼吸测量电路的噪声抑制

在医疗监护场景中，呼吸波形主要用于实时评估患者的呼吸状态，及时发现异常呼吸问题。正常的呼吸波形形态呈规律起伏的类正弦曲线，包含吸气相（上升支）与呼气相（下降支）。准确的呼吸波形能够帮助及时发现呼吸衰竭、气道阻塞等急症，评估麻醉恢复期患者的自主呼吸能力，观察呼吸改善情况等。阻抗式呼吸测量系统的设计挑战在于要从数千欧级别的阻抗中提取出通常不超过 1 欧姆的呼吸阻抗信号。因此，系统的噪声抑制水平直接决定了呼吸波形的精度及可靠性，具有重要的临床价值。

3.1 呼吸噪声测试方法及指标要求

在实际的工程中，通常采用相对噪声评估测量系统的呼吸噪声。在固定基阻的情况下，分别测量系统在 $\Delta R = 0 \Omega$ 时的噪声峰峰值 N_{pp} 和 $\Delta R = 1 \Omega$ 的呼吸信号峰峰值 S_{pp} ，持续时间建议大于 10 秒，两个峰峰值的比值 N_{pp}/S_{pp} 即为系统的呼吸噪声，单位为 Ω 。该比值的物理意义在于每单位阻抗信号中包含的噪声比例，这种测量方法本质上利用了信噪比的概念，简单高效地测量了系统的相对噪声水平，在工程实践中非常直观。

如果该比值超过 10%，即呼吸测量系统的噪声超过 $100m\Omega$ ，那么意味着该系统对于微弱呼吸信号的漏检风险极高。目前医疗设备行业中高精度监护仪通常要求该比值低于 10%，即呼吸噪声低于 $100m\Omega$ ，以保证在复杂临床环境下稳定准确地提取呼吸波形。

3.2 呼吸测量电路的设计挑战

根据前述阻抗式呼吸测量原理，从分立设计的角度看，呼吸测量电路主要包括载波发生和信号采集两部分。其中载波发生电路的功能为激励信号（调制信号）发生及解调信号发生，其电路结构取决于波形的种类：例如方波可以通过 555 定时器或多谐振荡器等模拟方案产生，正弦波可以通过 DDS（直接数字频率合成）等方案产生；信号采集电路的功能为呼吸阻抗的采样，电路结构包括呼吸信号的电容耦合电路、放大及滤波电路，调制解调电路及模数转换电路等。

TI 的医疗监护类 AFE 产品高度集成了上述的大部分电路结构，图 3-1 展示了 ADS1296R 内部集成的呼吸电路模块，其中呼吸时钟发生器通过对主频时钟信号进行分频，实现了激励信号、解调信号以及阻塞信号的发生功能，通过配置呼吸相关的控制寄存器，芯片通过引脚 RESP_MODP 及 RESP_MODN 输出频率为 32kHz 或 64kHz 的方波激励信号。呼吸调幅信号通过导联线和外部硬件电路从引脚 IN1P 和 IN1N 进入芯片内部的信号处理电路，通过滤波、放大及解调模块进入 ADC 进行数模转换。

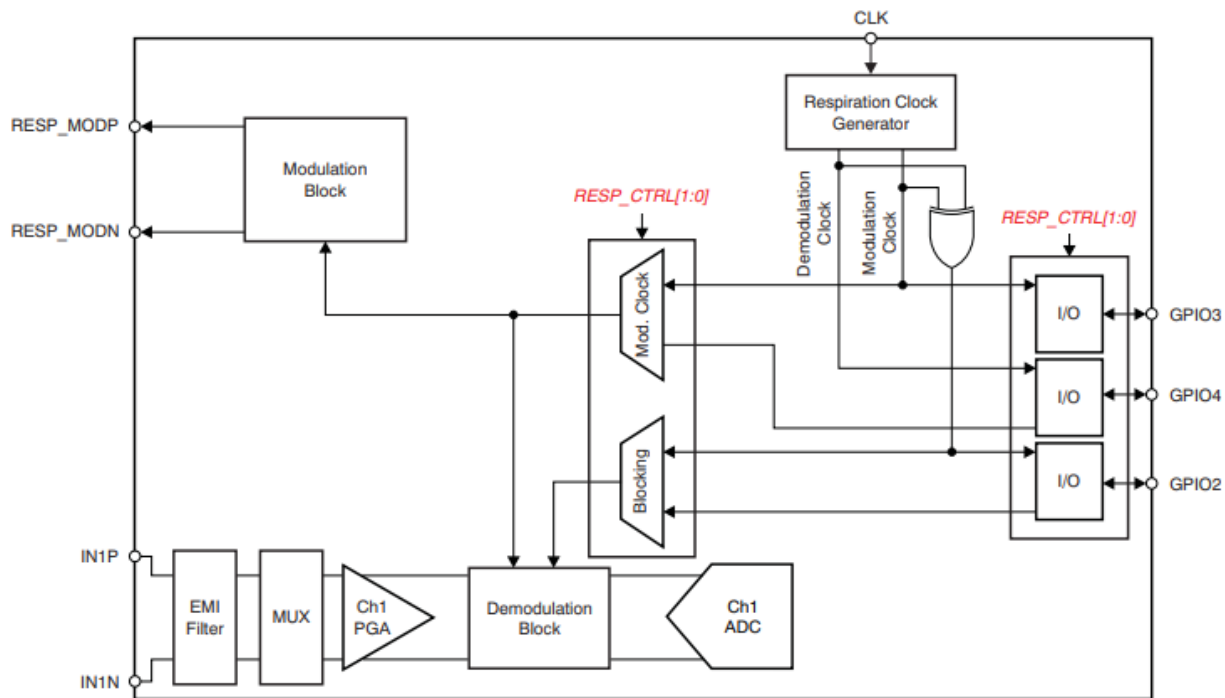


图 3-1. ADS1296R 内部呼吸电路

在集成 AFE 架构下，外部的呼吸测量电路决定了整个呼吸测量系统信噪比的上限，其设计面临以下挑战：

1. 对于集成 AFE 来说，内部的动态范围是确定的。如果外部测量电路设计不当，高频噪声将直接进入 AFE 的采样前端，产生混叠，导致底噪抬升，甚至使微弱的呼吸阻抗信号被淹没在量化噪声中。
2. 目前主流的 AFE 芯片共模抑制比可以高达 140dB，因此外部交流耦合电容与偏置网络的参数匹配度直接影响了信号链的共模抑制能力，若设计不当，外部干扰会直接转化为呼吸信号的差模噪声。
3. 对于呼吸阻抗的解调，如果外部测量电路影响了激励信号与解调时钟的相位一致性，那么将直接削减解调后的输出振幅，降低呼吸测量的灵敏度。
4. 在临床环境下，AFE 面临着各种挑战，例如高频电刀带来的电磁干扰，除颤仪带来的超高压脉冲等。外围测量电路的设计必须能够保证 AFE 芯片在强干扰环境下的正常工作，确保设备的长期可靠性。

因此在 AFE 架构下设计呼吸测量电路时，充足的噪声抑制是非常必要的，有效的噪声抑制设计能够帮助用户最大化地发挥 AFE 芯片的性能。

3.3 呼吸测量电路的差分平衡设计

根据多参数监护仪的设计要求，呼吸测量前端调理电路需要实现多导联切换与通道复用、激励信号的安全性合规与波形优化以及信号调理的功能。图 3-2 展示了基于 AFE 架构下的呼吸测量电路设计，其架构符合呼吸导联需要在 I 导和 II 导之间切换的临床需求。

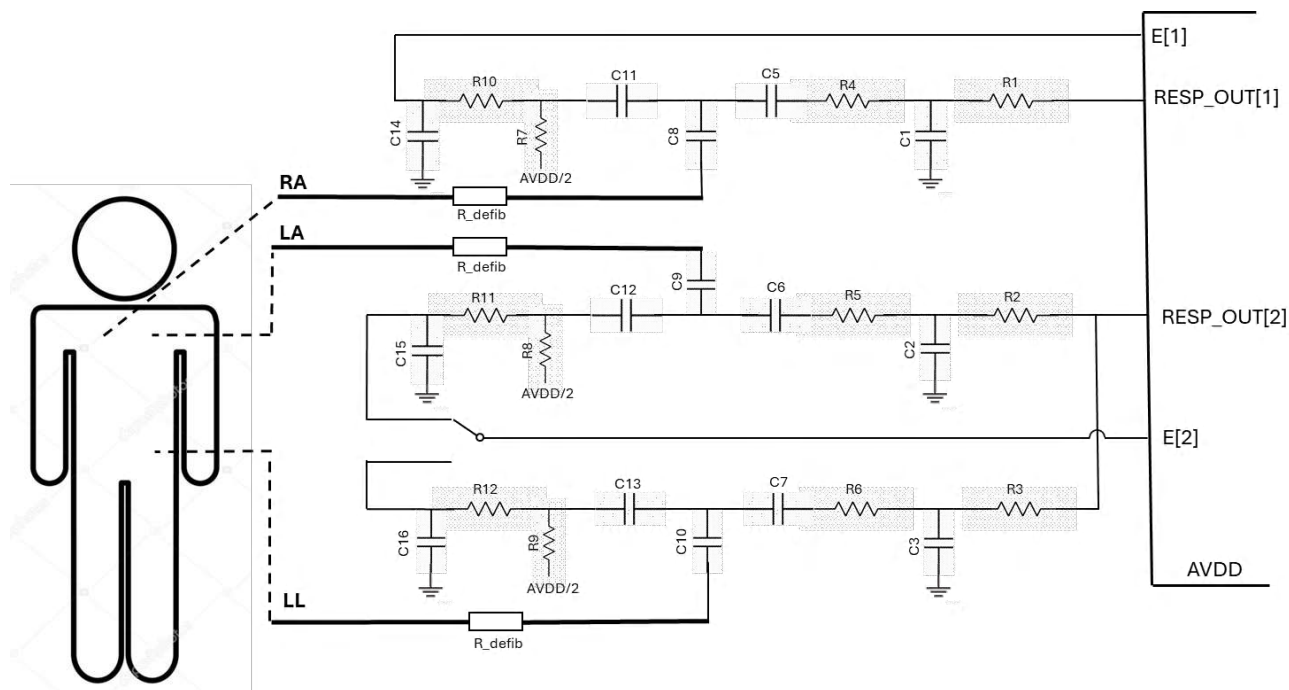


图 3-2. 在 AFE 架构下的呼吸测量电路

在激励路径设计中，通过配置串联电阻（ $R1\sim R6$ ）的阻值（通常远大于人体及电极接触阻抗），将 AFE 的电压源特性转换为近似高阻抗恒流源输出。这一举措使源阻抗远大于人体基础阻抗，有效降低了电极-皮肤接触阻抗变化导致的激励电流波动，从而从物理层面上消除了由接触电阻波动引起的测量非线性误差。另外采用高耐压电容（ $C5\sim C7$ ）阻断任何直流电流进入人体，防止电灼伤以及潜在的心脏电击风险，其容抗必须远小于串联电阻（ $R1\sim R6$ ），防止对激励信号的衰减。

对于呼吸测量系统来说，除了在 20kHz 至 100kHz 之间的载波调制频率上的目标呼吸信号之外，还有在 0.5Hz 至 150Hz 之间对人体心电扰动，50Hz 的工频噪声等强干扰信号。对于呼吸测量电路，可以采取分段调理的方法。对于 AFE 内部产生的激励信号，利用电阻（ $R1\sim R6$ ）与电容（ $C1\sim C3$ ）构成的 RC 低通滤波，将其截止频率设定在载波频率的 1.2~1.5 倍，从而滤除载波的高频谐波成分，同时降低激励信号的带宽有助于减少系统对外的电磁辐射，确保激励电流波形呈现纯净的正弦特征，从而提高阻抗测量的线性度。另外在采集端通过电容（ $C11\sim C13$ ）和电阻（ $R7\sim R9$ ）构成截止频率在 10kHz~20kHz 之间的高通滤波，对心电基线漂移、P-Q-R-S-T 波群形成了超过 40dB 的深度衰减，防止心电扰动对呼吸测量的影响。在进入 AFE 输入端之前，由电阻（ $R10\sim R12$ ）和电容（ $C14\sim C16$ ）构成抗混叠滤波器，其截止频率设定在 ADC 采样频率的 1/2 以下，也保证了系统在外部电刀等超高频噪声环境下的鲁棒性。

为抵消手术室等强干扰环境下的工频噪声，滤波 RC 元件需采用高精度、高稳定性的材质，电阻建议使用精度为 0.1% 的薄膜电阻，电容建议选择精度为 1% 的 C0G 电容，并遵循严格的对称布线准则，确保共模噪声在进入 AFE 前保持高度相位一致，从而利用 AFE 的高 CMRR 特性将其大幅抵消。

以 AFE159RP4 为例，应用上述测量电路，最终的呼吸噪声测试结果如表 3-1 所示，其性能远优于 <10% 的测试要求。

表 3-1. AFE159RP4 呼吸噪声测试结果

Sampling rate (Hz)	Respiration rate (rpm)	Respiration amplitude (mV)		Noise (Ω)
		S_{pp}	N_{pp}	
2k	20	0.329	0.015	0.045
	40	0.336	0.016	0.046
	60	0.339	0.017	0.049

4 参考文献

1. 杨建明, 基于胸阻抗的人体肺功能参数测量方法
2. Baker, L.E. Applications of the impedance technique to the respiratory system. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1989
3. SBAA181 – February 2011

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