

为下一代生命体征监测设备选用更好的生物电阻抗模拟前端

Yi Xin, 高级应用工程师

摘要

生命体征监测(VSM)设备通常需要对用户的心电(ECG)、光电容积脉搏波(PPG)、生物电阻抗等参数进行实时测量。其中，生物电阻抗是表征用户生理特性和生命体征的重要电学参数，被广泛地用在诸多检测领域。本文介绍生物电阻抗测量的基本概念、应用场景和市场痛点，并介绍了一种解决方案。方案采用的模拟前端(AFE)支持输出正弦扫频激励和正交解调，从而提高生物电阻抗测量的准确性和便捷性。同时，该AFE还可以和其他生物传感器进行同步测量，从而简化新一代VSM系统的设计。

简介

生物电阻抗是指生物体或组织、器官、细胞在低于其兴奋阈值的安全激励的作用下所表现出的阻抗变化，通常是一个随频率变化的复阻抗。它具有无创、低价、操作简单和功能丰富等特点，医生和患者易于接受，具有较高的临床应用水平。

近年来，VSM的概念逐渐从医疗产品的领域延伸到便携式消费类产品的领域。人们可以随时随地地了解自身的生理状况，因此VSM在远程医疗、疾病预防、辅助诊断、穿戴健身等领域得到了广泛运用。VSM可以实现对ECG、PPG、生物电阻抗、体表温度等多种生理信号的监测。这些信号可以被用于心率、血氧饱和度、血压趋势、呼吸、精神压力等诸多生命体征的计算和分析。其中，生物电阻抗通常和其他生理信号的监测相配合，从而完整全面地评价用户的健康状况。

人体生物电阻抗及其生理意义

所有物质都会对通过它的电流产生一定的阻碍作用，这种阻碍作用称为该物质的阻抗。为了实现对人体生物电阻抗的准确计算和测量，有必要将人体抽象为一个由电阻、电容等被动器件组成的“电路”，即人体生物电阻抗的等效模型。那么怎样将人体的生物电阻抗等效成一个电路模型呢？

首先，我们探讨等效模型的组成成分。人体组织由细胞组成，由于细胞内液(ICF)和细胞外液(ECF)的导电性较好，因此可以被分别等效为两个电阻，记为 R_i 和 R_e 。细胞膜主要由脂质构成，其内外具有跨膜电压差，因此可以被等效为电容，记为 C_m 。因此，人体的生物电阻抗既有电阻的成分，又有电容的成分，是一个复阻抗。然后，我们研究等效模型的具体结构。如图1所示，由于细胞膜可以被看作电容，而低频电流（紫色虚线）通常难以通过电容，因此低频电流不能通过细胞，只能在ECF里流动。同时，也是由于电容的存在，高频电流（绿色实线）可以直接在ICF里流动。因此，我们可以将人体的生物电阻抗等效模型表示为图1所示的等效电路，高频电流可以通过 C_m 和 R_i ，而低频电流只能通过 R_e 。

R_E 、 R_I 和 C_M 是细胞层面的参数，可以反映一些健康状况。 R_E 和ECF的容量相关，而 R_I 和ICF的容量相关。较低的 R_E 代表较高的ECF容量，常见于组织水肿、腹水或器官衰竭；较高的 R_E 常见于脱水。较低的 R_I 代表较高的ICF容量，由于肌肉细胞的含水量比脂肪细胞高，因此多见于肌肉发达的人群；反之，较高的 R_I 多见于体脂较高的人群。 C_M 反映细胞膜的完整性。 C_M 越大，通常表明细胞功能越好； C_M 越小，表明细胞功能越差。

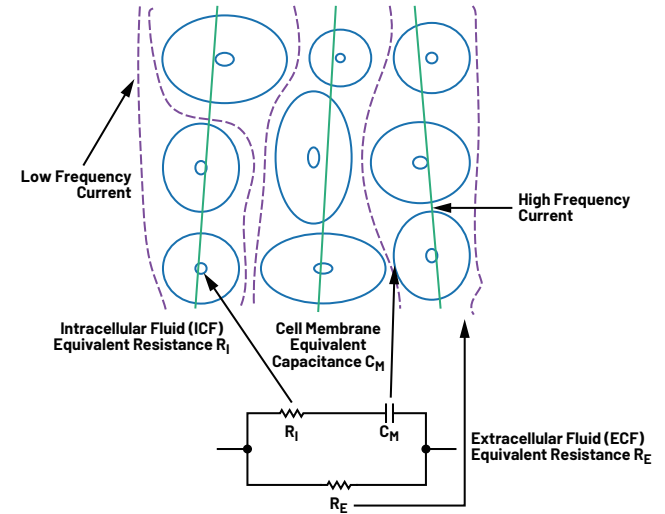


图1 人体生物电阻抗的等效电路模型。

根据图1，人体生物电阻抗 Z 是一个复阻抗，其代数形式可以表示为

$$Z = R + jX \tag{1}$$

其极坐标形式为

$$Z = |Z| \angle \varphi \tag{2}$$

这里， Z 的实部为电阻 R ，虚部为电抗 X ； R 主要表征人体的总体含水量，而 X 的绝对值则主要表征总体组织密度。 Z 的模为 $|Z|$ ，相位角为 φ ；较小的 $|Z|$ 预示着高含水量、某些肿瘤或炎症，而较大的 $|Z|$ 则预示着缺水状态、组织坏死或损伤； φ 的绝对值在能够在一定程度上反映人体的健康和营养状态，较低通常暗示着营养不良。

根据图1所示的等效电路模型， R_I 与 C_M 串联，并且它们与 R_E 并联。因此，可以得到下式

$$Z = (R_I + C_M) \parallel R_E \tag{3}$$

如果我们将公式3展开为复阻抗的形式，并结合公式1和公式2，则可以进一步将 R 、 X 、 $|Z|$ 和 φ 表示为 ω 的函数，即

$$R = \frac{R_E + \omega^2 (R_E + R_I) R_E R_I C_M^2}{1 + \omega^2 (R_E + R_I)^2 C_M^2} \tag{4}$$

$$X = - \frac{\omega R_E^2 C_M}{1 + \omega^2 (R_E + R_I)^2 C_M^2} \tag{5}$$

$$|Z| = \frac{\sqrt{R_E^2 + \omega^2 R_E^2 R_I^2 C_M^2}}{\sqrt{1 + \omega^2 (R_E + R_I)^2 C_M^2}} \tag{6}$$

$$\varphi = - \arctan \frac{\omega R_E C_M}{1 + \omega^2 R_I (R_E + R_I) C_M^2} \tag{7}$$

这里 ω 是激励信号的角频率。上述各参数随角频率变化的图像如图2所示。

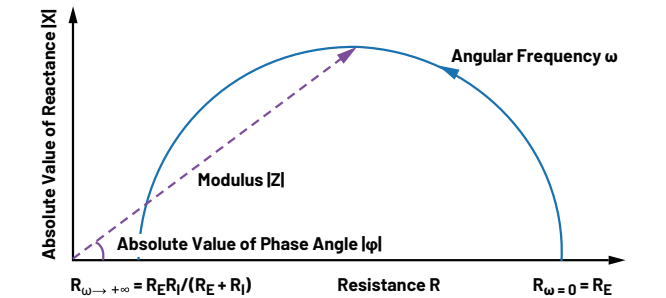


图2 生物电阻抗参数随角频率变化的图像。

由于 R_E 、 R_I 和 C_M 为细胞层面的微观参数，因此无法被直接测量。但是， R 、 X 、 $|Z|$ 、 φ 可以通过下文介绍的方法测量得出。因此，这些公式和图2不仅能够定量地确定 R 、 X 、 $|Z|$ 、 φ 等参数和角频率的关系，还可以帮助我们间接计算出 R_E 、 R_I 和 C_M ，从而将宏观的人体与微观的细胞相联系。综上所述，这些公式可帮助用户通过生物电阻抗测量来全面、完整地评估其健康状况。各参数的生理意义总结如表1所示。

表1. 生物电阻抗参数的生理意义

生物电阻抗	参数名称	生理意义
微观参数 $Z = (R_I + C_M) \parallel R_E$	ECF等效电阻 R_E	升高：脱水 降低：水肿/腹水/器官衰竭
	ICF等效电阻 R_I	升高：高体脂 降低：低体脂
	细胞膜等效电容 C_M	升高：细胞功能好 降低：细胞功能差
宏观参数 $Z = R + jX = Z \angle \varphi$	电阻 R	升高：总含水量低 降低：总含水量高
	电抗 X 的绝对值	升高：总体组织密度高 降低：总体组织密度低
	模 $ Z $	升高：脱水/组织坏死/组织损伤 降低：高含水量/肿瘤/炎症
	相位角 φ 的绝对值	升高：营养状况好 降低：营养不良

当前的生物电阻抗测量解决方案及其痛点

鉴于生物电阻抗的重要意义，有必要对生物电阻抗的各参数进行准确测量。根据欧姆定律，阻抗的测量通常需要使用伏安法。因此，需要使用生物电阻抗测量集成电路(IC)对人体施加一个电流信号作为激励，同时测量响应电压，如图3所示。

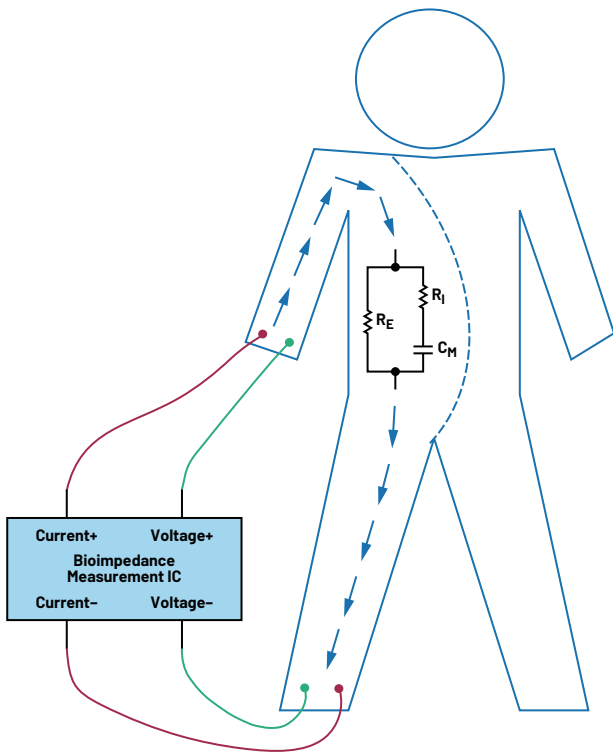


图3. 伏安法测量生物电阻抗。

传统的生物电阻抗测量常采用单频测量方法，即只用一个固定频率的正弦信号作为激励。这种方法操作简单，但无法获得生物电阻抗随频率变化的细节。如前所述，生物电阻抗为一个随频率变化的复数，因此要想对全频域的生物电阻抗进行精确测量，激励信号的频率必须覆盖从直流(DC)到相对高频的频率范围，而非一个固定的频率。

针对这一痛点，目前的测量解决方案大多使用一个固定频率的周期性方波脉冲作为激励。一个典型的解决方案如图4所示，系统电源来自于通用串行总线(USB)接口或电池，并经过低压降(LDO)稳压器输出稳定的电源。微控制器(MCU)通过皮肤电极向人体施加方波脉冲，并通过内置的模数转换器(ADC)测量响应。测量结果可以通过蓝牙®模块传输至手机、电脑等终端加以显示。这种方案的第一个优点是激励信号易于产生，系统构成简单，基于MCU就可以轻松做到这一点。第二个优点是方波信号在频域上实际上是许多频率的正弦信号的叠加，因此只用一个频率的方波信号就起到多频正弦波测量的效果，如图5所示。

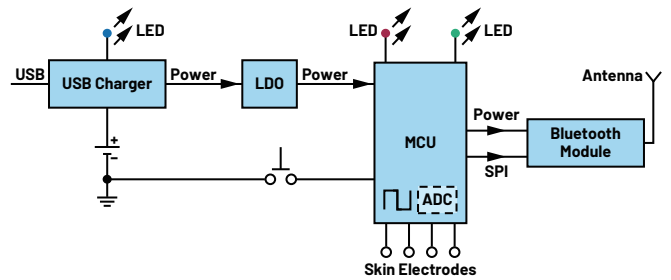


图4. 当前的生物电阻抗测量系统。

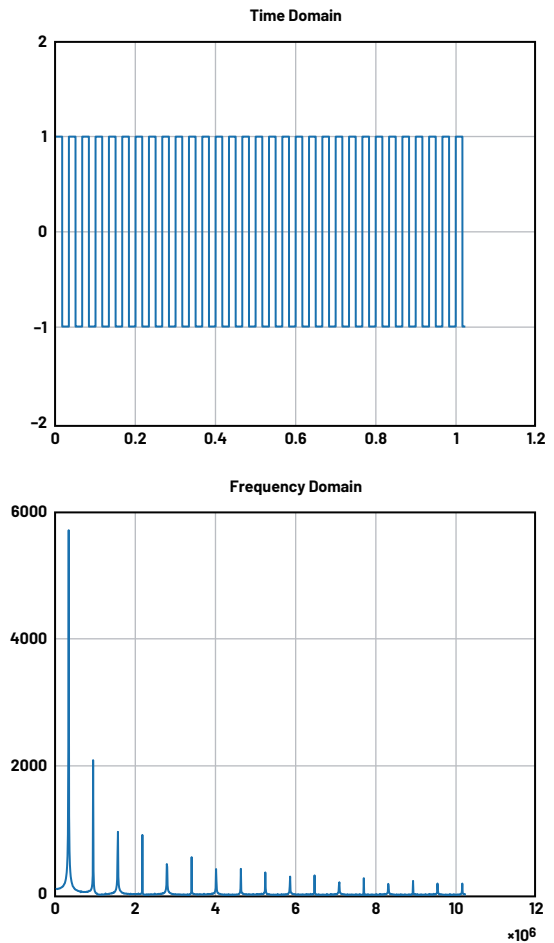


图5. 周期性方波的时域/频域波形。

这种方案虽然具有许多优势，但是仍然存在许多缺点。第一，根据图5可知，和基波与二次谐波的幅值相比，方波的高次谐波幅值衰减很快。这意味着高频段的信号会受到更多噪声的干扰，使得ADC难以提取出有效的响应信号。第二，方波测量的实际激励频率只能是其基频的整数倍。如果需要研究某个非整数

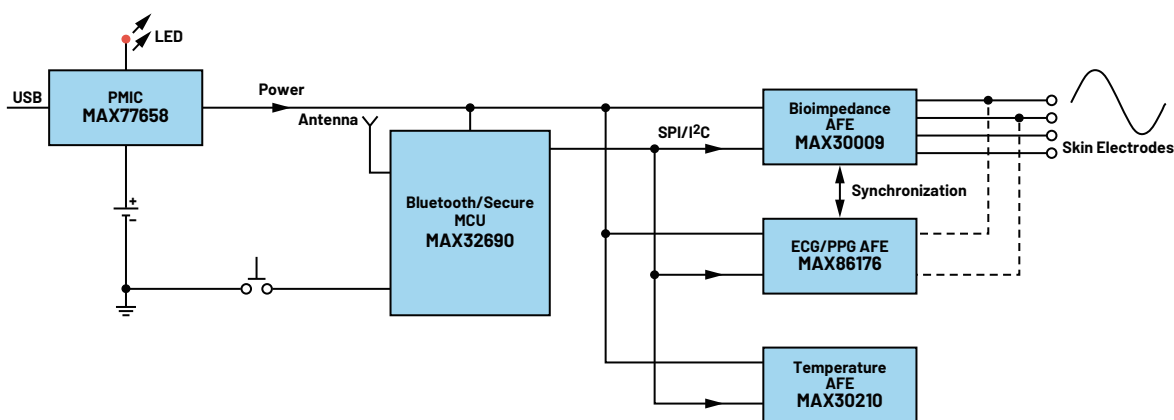


图6. 正弦扫频生物电阻抗测量系统。

倍的特定频率，则需要调整激励频率，这可能需要重新修改固件。第三，限于时钟频率，MCU的输出频率和采样频率都受到一定的限制，这也不适用于要求较高激励频率的应用场景。第四，MCU的主要功能在于控制或运算，和专用IC相比，其内部的ADC精度十分有限。这些缺点使得目前的测量方案通常无法准确、方便、完整地测量出 R 、 X 、 $|Z|$ 、 φ 及其随激励频率的变化关系，从而为深度评估人体健康状况带来了不便。最后但同样重要的是，目前VSM设备的集成度越来越高，而该方案只能测量生物电阻抗，无法做到对其他生理信号的同步测量。

专用IC及其优点

而采用正弦扫频激励的方案则可以很好地避免上述四个缺点（例如高频特性差、无法与其他传感器协同测量等等）。这一方案采用专用AFE输出频率覆盖DC到高频的正弦激励电流。其优点是：第一，激励频率可以灵活配置，不再局限于某个特定的基频或其倍数；第二，针对方波方案高频段激励幅值下降的缺

点，本方案的激励幅值可以被灵活地调整，从而提高高频段生物电阻抗测量的准确性。另外，考虑到人体为复阻抗，电阻和电抗在复平面上正交，该方案还可以方便地通过正交解调的方法将响应信号解调为的两个相位差为 90° 的通道，从而方便地计算生物电阻抗的各参数。

一个典型的改进解决方案如图6所示。系统使用电源管理集成电路(PMIC)管理电源轨，采用带蓝牙和安全功能的MCU控制生物电阻抗AFE MAX30009和其他生物传感器。除了上文提到的优势，该系统还具备许多其他优点。第一，AFE可以和ECG或PPG等生物传感器配合做到同步测量，从而在一个系统上实现多生命体征测量的功能；第二，MCU具备蓝牙和安全功能，无需额外的蓝牙模块或安全认证模块，从而保障私密健康信息的安全传输；第三，PMIC集成充电器、电量计、LDO稳压器和DC-DC转换器，凭借单一IC实现多个电源IC的功能，可以大大节约系统尺寸。

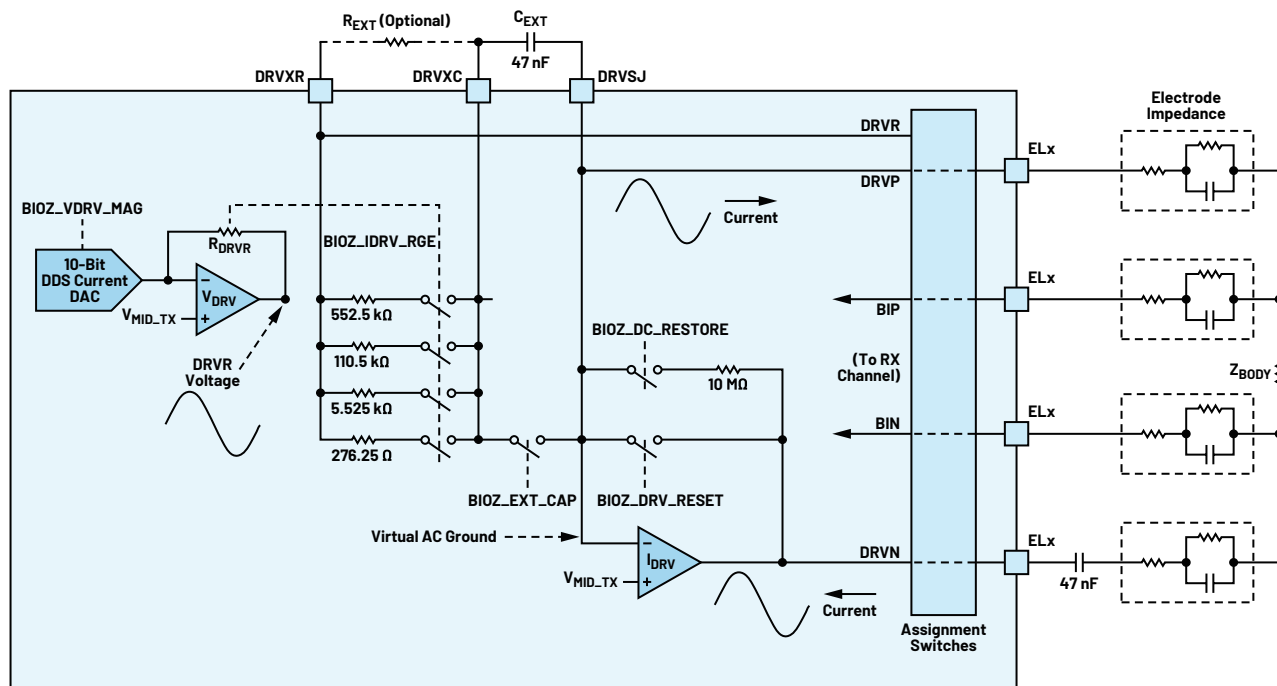


图7. 生物电阻抗测量信号输出通道。

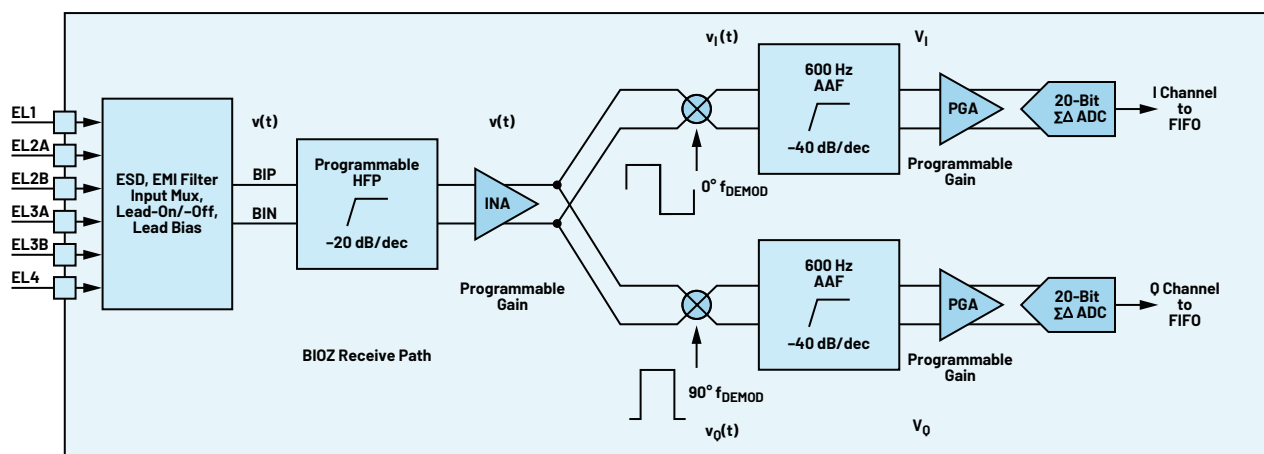


图8. 生物电阻抗测量信号接收通道。

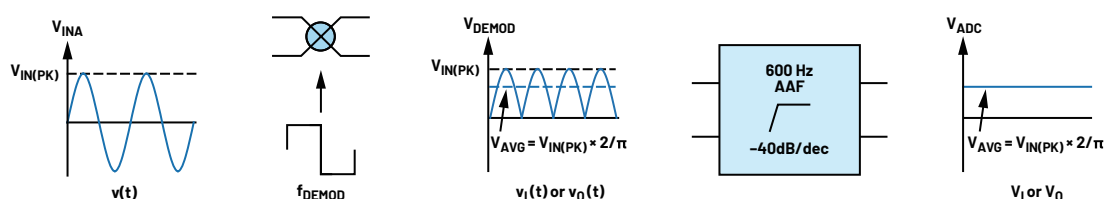


图9. 正交解调。

这里以生物电阻抗AFE的内部框图为例说明采用正弦扫频生物电阻抗测量基本步骤和原理。图7显示了输出激励电流的通道。AFE利用内部的直接数字频率合成器(DDS)和数模转换器(DAC)电路生成频率可调的正弦扫频电压，通过偏置电阻转换为电流激励施加到人体上。响应信号通过接收引脚返回到芯片内部的接收通道。激励电流的幅值可由四个内部偏置电阻或一个外部偏置电阻进行控制。内部偏置电阻的阻值分别为552.5kΩ、110.5kΩ、5.525kΩ和276.25kΩ。这四个内置偏置电阻分别对应四个激励电流的幅值，阻值越小，幅值越大。除了内置的偏置电阻，用户还可以选择外接偏置电阻来自由地确定激励电流的幅值。

AFE还支持对响应信号进行正交解调。正交解调将响应电压 $v(t)$ 分成相位差为 90° 的两个通道，从而得到生物电阻抗的模值和相位角 φ 。图8显示了解调过程。接收通道主要由以下器件组成：一个可旁路可编程的模拟高通滤波器(HPF)、一个具有可编程增益的仪表放大器(INA)、两个正交解调器、两个抗混叠滤波器(AAF)、两个可编程增益放大器(PGA)以及两个ADC。HPF和INA用于降低噪声并提高共模抑制比(CMRR)。两个正交解调器分别将接收到的响应电压 $v(t)$ 与两个方波相乘（这两个方波与 $v(t)$ 的频率相同，但两个方波彼此之间的相位差为 90° ），产生两个通道的电压。它们分别是同相通道（I通道）的 $v_I(t)$ ，以及正交通道（Q通道）的 $v_Q(t)$ 。由于AAF是一个双极点的低通滤波器，其转折频率远小于信号频率，因此它可以提取出 $v_I(t)$ 和 $v_Q(t)$ 的平均值供后级ADC进行采样，如图9所示。为了方便起见，这里我们忽略信号链中滤波器和放大器的增益，因此INA的输出信号仍为 $v(t)$ 。我们用 V_I 和 V_Q 分别代表AAF的输出电压，可以推导出模值和相位角 φ 为

$$|Z| = \frac{\pi}{2I} \times \sqrt{V_I^2 + V_Q^2} \quad (8)$$

$$\varphi = \arctan \frac{V_Q}{V_I} \quad (9)$$

因此，我们可以通过对生物电阻抗施加扫频的正弦激励电流，并通过正交解调的方法，根据公式8和公式9计算出不同频率下的模值和相位角 φ 。继而我们可以根据公式1至公式7求出生物电阻抗的其他参数，如 R_e 、 R_i 、 C_H 、 R 和 X ，并得出它们随角频率的变化情况，如图2所示。与高频段下信噪比(SNR)较低的传统解决方案相比，这种方案的最大优点是可以同时对各参数进行精确测量，并且激励频率、激励幅度都可以自由地确定。

此外，AFE还有许多其他优点。首先，AFE仍然保留了输出方波激励的功能，这有助于方便地进行系统升级。其次，如图6所示，与传统解决方案相比，AFE专用的同步引脚可以与其他ECG或PPG生物传感器共享时钟信号，从而实现对多个生命体征的同步测量，从而提高VSM设备的集成度和可扩展性。第三，AFE可以复用ECG生物传感器的电极，以减小系统尺寸、提高便携性。

生物电阻抗测量应用

由MAX30009构建的生物电阻抗测量解决方案具有广泛的应用场景。其应用主要分为四类：生物电阻抗频谱(BIS)或生物电阻抗分析(BIA)、呼吸、皮肤电反应(GSR)或皮电分析(EDA)、心阻抗图(ICG)。这四种应用的阻抗范围、激励频率范围、激励波形、阻抗信号频带范围、电极选择与测量部位各不相同，如表2所示。

表2. 生物电阻抗测量应用

参数	BIS/BIA	呼吸	GSR/EDA	ICG
生物电阻抗范围	10 Ω至5 kΩ	10 Ω至5 kΩ	50 kΩ至10 MΩ	5 Ω至50 Ω
激励频率范围	1 kHz至1 MHz（典型值5至15个频率）	50 kHz至500 kHz（典型值75 kHz）	DC至400 Hz（单频）	20 kHz至200 kHz（典型值75 kHz）
激励波形	正弦波	正弦波 方波	正弦波	正弦波
生物电阻抗信号频带	DC	0.05 Hz至4 Hz	DC至1 Hz	DC至20 Hz
电极选择	4干电极 4湿电极	2湿电极 4干电极 4湿电极	2干电极	4湿电极
测量部位	臂部至臂部 腿部至到腿部 臂部至腿部 腕部至腕部	胸部两侧	掌部 指部 腕部	颈部至腹部

其中，BIS或BIA需要准确反映较宽频率范围下生物电阻抗各参数的细节，并绘制出类似图2所示的曲线。因此，我们通常在1 kHz至1 MHz的较宽频率范围内选择数个频率进行正弦扫频生物电阻抗测量。BIS或BIA常用于体脂分析、人体水分分析等领域。

呼吸的测量原理是基于人体在呼吸时胸廓阻抗的周期性变化。人每分钟呼吸的次数约在10次至60次之间，因此呼吸所对应的阻抗为一个低频段的慢变化的信号，其频带范围为0.05 Hz至4 Hz。呼吸测量可以使用方波或正弦波信号作为激励信号，典型的激励频率为75 kHz。

GSR或EDA通常用于精神压力的监测设备（例如测谎仪），其原理是人在紧张时手分泌的汗液会引起阻抗变化。这些设备通常使用干电极，采用DC至400 Hz之间的一个单频信号作为激励。

ICG是一种依据心动周期中胸腔的生物电阻抗的变化而间接推算出心搏量和心输出量的无创方法，可以和ECG一同配合评判心

脏功能。通常需要在患者的颈部和腹部放置四个湿电极，以一个频率在20 kHz至200 kHz之间的正弦波作为激励信号，典型值为75 kHz。借助同步引脚，MAX30009可以和其他ECG生物传感器一起配合实现对心脏健康的全面评估。

结论

生物电阻抗是VSM最重要的参数之一，它与人们的健康状况密切相关。因此，准确测量生物电阻抗对于维护健康大有助益。MAX30009是一款专用器件，可以输出正弦扫频等多种激励信号。它支持通过正交解调对生物电阻抗参数进行详细测量，应用场景非常广泛。它还可以与其他生物传感器实现同步测量，因此具有传统解决方案所不具备的许多优点，是构建VSM应用的理想产品。如需了解更多生物电阻抗测量的产品和信息，请参阅[生物电阻抗传感器参数搜索](#)和[身体组成、水合作用、生物电阻抗分析](#)。



作者简介

Yi Xin是ADI公司中国技术支持中心的高级应用工程师，负责医疗健康生物传感器、边缘AI和1-Wire产品的支持和应用。他分别获得了复旦大学和香港中文大学的电子信息科学与技术专业的理学学士学位和电子工程专业的理学硕士学位。Yi于2018年加入原Maxim Integrated（现为ADI公司的一部分）。

