

可穿戴电子设备可监控生命体征、活动水平等

健康监护正在走向可穿戴设备

作者: Jan-Hein Broeders

当我还是个小男孩的时候,妈妈总是不停地叮嘱我要带够零钱,以防在遇到紧急情况时需要打电话。二十年后,移动电话使我们能够随时随地拨打电话。又经过 20 年的创新后,语音通话已不再是手机这款智能设备的主要功能,它不仅可以拍摄美丽的照片、播放音频和视频流文件,而且还提供各种各样的服务——现在还逐渐成为我们的私人教练。配备传感器或者连接到穿戴式传感器后,这些设备可用来监控日常活动和个人健康状况。在不断增强的健康意识推动下,人们开始关注测量生命体征参数——如心率、体温、血氧饱和度、血压、活动水平(运动量)和脂肪燃烧量——以及追踪这些参数的日常变化趋势。

现在,装有多个传感器的通用传感器前端可监控这些参数。最大的挑战是最大程度地缩小尺寸并延长电池使用寿命。本文讨论面向迅猛增长的可穿戴电子产品市场的解决方案。

最重要的生命体征信号

没了心跳,我们就会有麻烦,因此,脉搏或心率至今仍是我们需要监控的最重要的参数。除了每分钟心跳次数以外,我们还想检查心脏行为与活动量的关系。心律也非常重要,因为快速变化的心率是心脏疾病的征兆。

心率和心脏活动监护通常是使用心电图(ECG)测量生理电信号来实现。连接到身体上的电极可测量心脏组织中心电的信号的活动。

专业的诊断系统便是基于此原理,测量时胸部和四肢最多可连接 10 个电极。ECG 可提供一次心跳不同分量(P 波、QRS 波和 T 波)的相关详细信息。

单导联 ECG 在体育界的应用越来越普遍,其使用双电极胸带来测量心脏活动。虽然可检测到各种 ECG 波形,但大多数系统只测量心率。这些胸带穿戴起来并不舒服,因此,体育和保健行业正在寻找替代方案,例如将电极集成到运动衫上。AD8232 单导联心率监护仪前端(如图 1 所示)就是专为此类低功耗可穿戴应用而开发的。该器件内置增益为 100 V/V 的仪表放大器和一个高通滤波器,能阻止皮肤上电极的半电池电位产生的失调电压。输出缓冲器和低通滤波器则可抑制肌肉活动产生的高频分量(EMG 信号)。此低功耗前端功耗为 170 μ A,可与 16 位片上计量仪 ADuCM350 配合使用,进行高性能、单导联 ECG 测量。

测量心率的新方法

心率测量的新趋势是光电容积图(PPG),这是一种无需测量生物电信号就能获得心脏功能信息的光学技术。PPG 主要用于测量血氧饱和度(SpO_2),但也可不进行生物电信号测量就提供心脏功能信息。借助 PPG 技术,心率监护仪可集成到手表或护腕等可穿戴设备上。由于生理电势法的信号电平极其微弱,所以无法做到这一点。

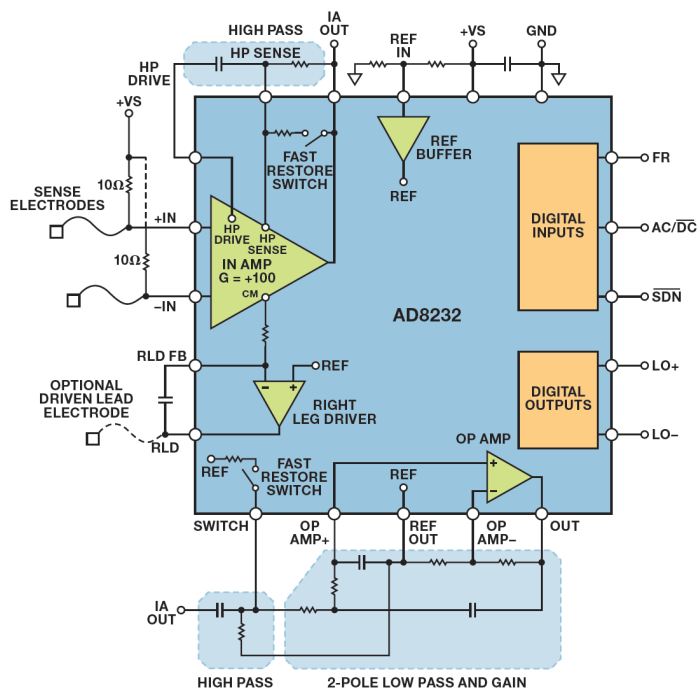
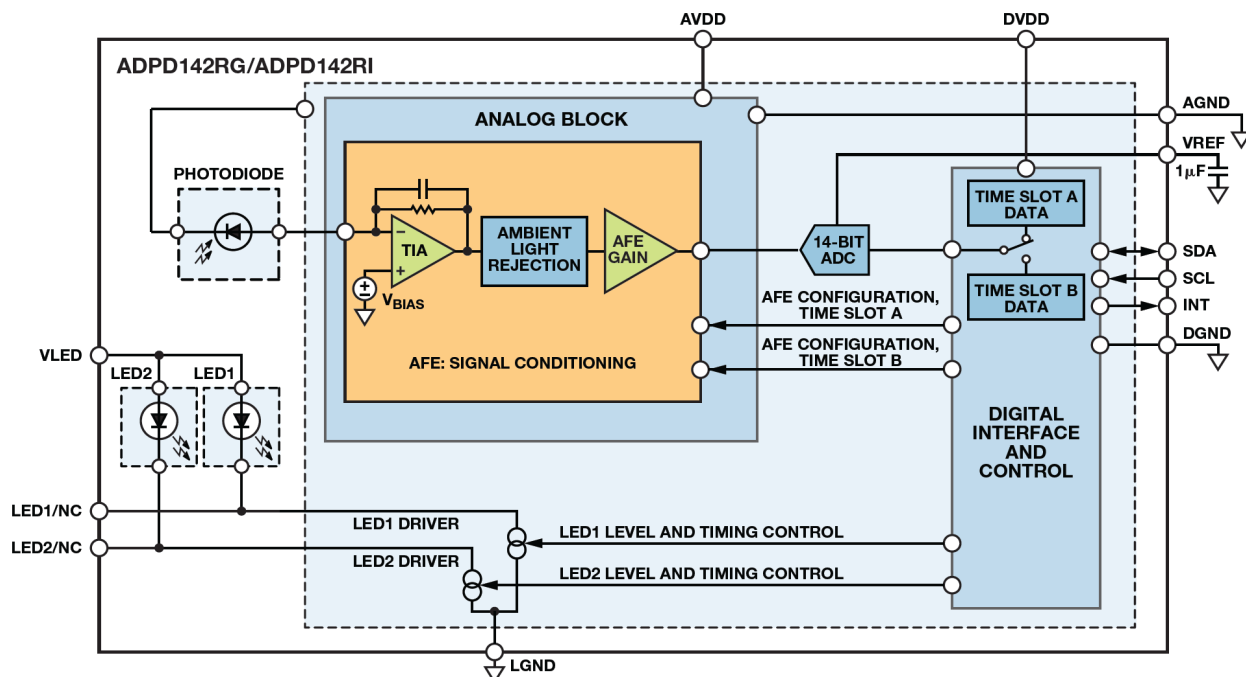


图 1. AD8232 单导联 ECG 前端。



在光学系统中,光从皮肤表面投射出来。再由光电传感器测量红细胞吸收的光量。随着心脏跳动,不断变化的血容量使接收到的光量分散开来。在手指或耳垂上进行测量时,由于这些部位有相当多的动脉血,使用红光或红外光源可获得最佳精度。不过,手腕表层很少有动脉存在,腕部穿戴式设备必须通过皮肤表层下面的静脉和毛细血管来检测脉动分量,因此绿光效果会更好。

ADPD142 光学模块 (如图 2 所示) 具备完整的光度测量前端, 并集成光电传感器、电流源和 LED。该器件专为测量反射光而设计, 可用来实现 PPG 测量。所有元件都封装在一个小小的模块上。

使用光学 VSM 所面临的挑战

利用腕部穿戴式设备测量 PPG 面临的主要挑战来自环境光和运动产生的干扰。阳光产生的直流误差相对而言比较容易消除,但日光灯和节能灯发出的光线都带有可引起交流误差的频率分量。模拟前端使用两种结构来抑制 DC 至 100 kHz 的干扰信号。模拟信号经过调理后,14 位逐次逼近型数模转换器(ADC)将信号数字化,再通过 I²C 接口发送到微处理器进行最终后处理。

同步发送路径与光接收器并行集成在一起。其独立的电流源可驱动两个单独的 LED, 电流电平最多可编程至 250 mA。LED 电流是脉冲电流, 脉冲长度在微秒级, 因此可保持较低的平均功耗, 从而最大程度地延长电池使用寿命。

LED 驱动电路是动态电路且可即时配置，因此不受各种环境条件影响，例如环境光、穿戴者皮肤和头发的色泽或传感器和皮肤之间的汗液，这些都会降低灵敏度。激励 LED 配置非常方便，可用于构建自适应系统。所有时序和同步均由模拟前端处理，因此不

会增加系统处理器的任何开销。

ADPD142 提供两种版本：ADPD142RG 集成红光 LED 和绿光 LED，用于支持光学心率监护；ADPD142RI 集成红光 LED 和红外 LED，用于进行血氧饱和度(SpO₂)测量。

运动的影响

运动也会干扰光学系统。当光学心率监护仪用于睡眠研究时，这可能不是问题，但如果在锻炼期间穿戴，运动腕表和护腕将很难消除运动伪像。光学传感器（LED 和光电检测器）和皮肤之间的相对运动会降低光信号的灵敏度。此外，运动的频率分量也可能被视为心率测量，因此，必须测量该运动并进行补偿。设备与人体相贴越紧密，这种影响就越小，但采用机械方式消除这种影响几乎是不可能的。

我们可使用多种方法来测量运动。其中一种是光学方法，即使用多个 LED 波长。共模信号表示运动，而差分信号用来检测心率。不过，最好是使用真正的运动传感器。该传感器不仅可准确测量应用于可穿戴设备的运动，而且还可用于提供其他功能，例如跟踪活动、计算步数或者在检测到特定 g 值时启动某个应用。

ADXL362 是一款低功耗、3 轴 MEMS（机电系统）加速度计，非常适合在电池供电型可穿戴应用中检测运动。内置的 12 位 ADC 可将加速度值转换为数字信号，分辨率为 1 mg。功耗随采样速率动态变化，当输出数据速率为 100 Hz 时功耗仅为 1.8 μ A，在 400 Hz 时为 3.0 μ A。这些较高的数据速率对于用户接口来说非常有用，例如单击/双击检测。

对于在检测到运动时启动某个应用的情况，则无需进行高速采样，因此可将数据速率降至 6 Hz，此时平均功耗为 300 nA。因而，对于低功耗应用和不易更换电池的植入式设备来说，此传感器非常有吸引力。ADXL362 采用 3.0 mm × 3.25 mm 封装。图 3 显示了不同电源电压条件下电源电流与输出数据速率之间的关系图。

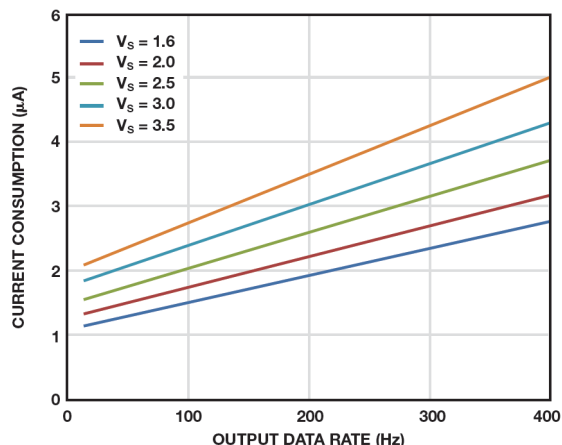


图 3. ADXL362 电源电流与输出数据速率的关系。

系统中各传感器的连接

系统的核心是混合信号片上计量仪 ADuCM350，它与所有这些传感器相连，并负责运行必要的软件，以及储存、显示或传送结果。该器件集成高性能模拟前端 (AFE) 和 16 MHz ARM® Cortex®-M3 处理器内核，如图 4 所示。AFE 的灵活性和微处理器丰富的功能组合使此芯片成为便携式应用和可穿戴应用的理想选择。可配置的 AFE 支持几乎所有传感器，其可编程波形发生器可使用交流或直流信号为模拟传感器供电。高性能的接收信号链会对传感器信

号进行调理，并使用无丢码 16 位 160 kSPS ADC 将这些信号数字化。其中，后者的积分非线性(INL)/差分非线性(DNL)最大值为 ±1-LSB，。该接收信号链支持任何类型的输入信号，包括电压、电流、恒电势、光电流和复阻抗。

AFE 可在独立模式下工作，无需 Cortex-M3 处理器干预。可编程时序控制器控制测量引擎，测量结果通过 DMA 储存到存储器内。开始测量前，可执行校准程序，以校正发送和接收信号链中的失调和漂移误差。对于复阻抗测量，如血糖、体质指数(BMI)或组织鉴别应用，内置 DSP 加速器可实现 2048 点单频离散傅里叶变换 (DFT)，而无需 M3 处理器干预。这些高性能 AFE 功能使 ADuCM350 具有其他集成解决方案无可比拟的独特优势。

Cortex 处理器支持多种通讯端口，包括 I²S、USB、MIPI 和 LCD 显示驱动器 (静态)。此外，它还包括闪存、SRAM 和 EEPROM，并且支持五种不同的电源模式，可最大程度地延长电池使用寿命。

ADuCM350 设计用于超低功耗传感器，性能限制为低速器件。对于要求更高处理能力的应用，可使用工作频率高达 80 MHz 的 M3 内核或者 Cortex-M4 处理器内核。

功耗如何？

功耗一直是便携式设备和可穿戴设备中的一个关键因素。本文介绍的设备在设计上要求性能高、尺寸小且功耗低，但在非常小的封装内集成所有一切器件 (包括电池) 仍然是一个挑战。尽管新的电池技术实现了每 mm³ 更高的容量，但与电子产品相比，电池仍然体积较大。

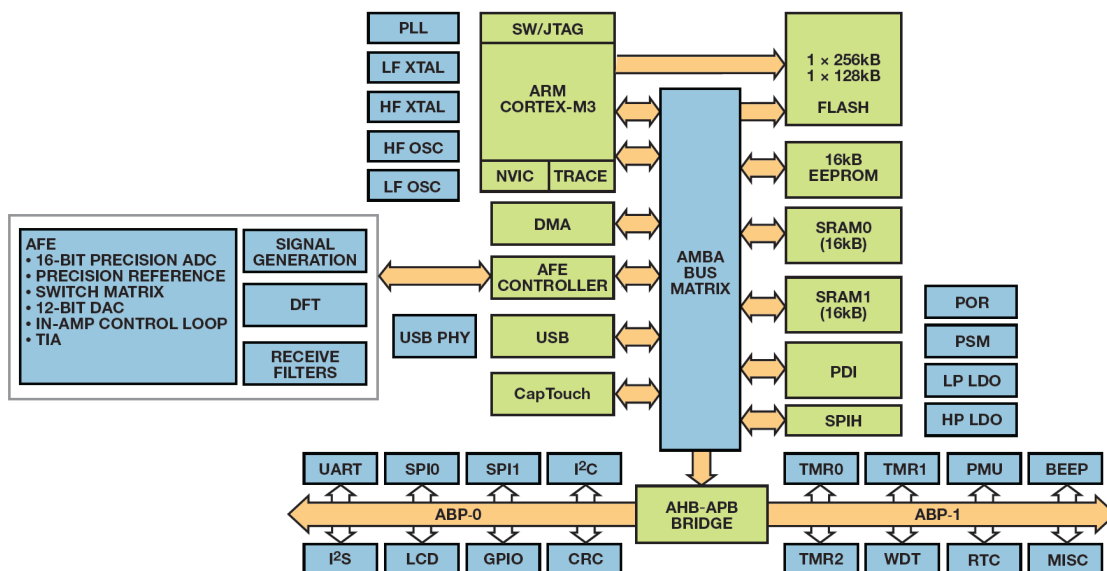


图 4. 集成 AFE 的 Cortex-M3。

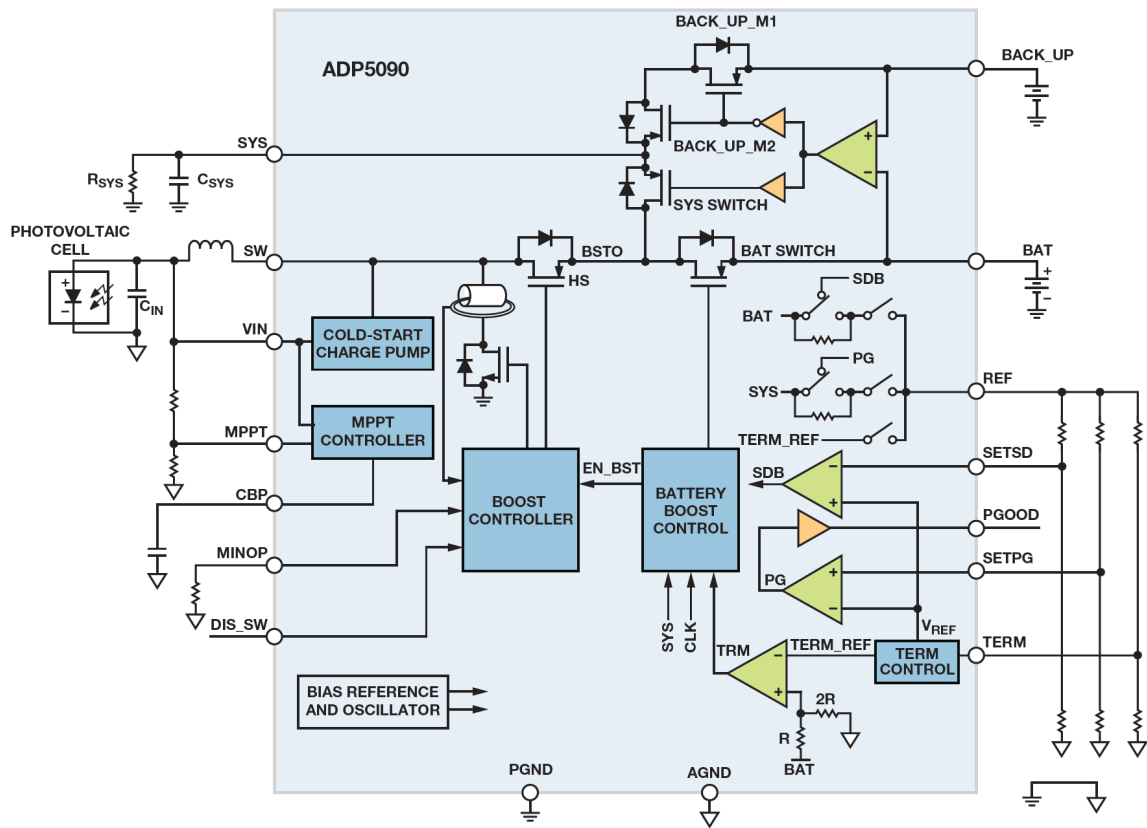


图 5. ADP5090 能量采集器。

能量采集可减小电池尺寸并延长电池使用寿命。能量收集技术有多种，包括热电、压电、电磁和光电等技术。对于可穿戴设备，利用光和热最为合适。传感器通常不会产生大量输出功率，因此每焦耳热量都应当可以被捕获和使用。ADP5090 超低功耗升压调节器（如图 5 所示）桥接收集器和电池。此高效开关模式电源可将输入电压从低至 100 mV 升高到 3 V。冷启动期间，在电池完全放电的情况下，最小输入电压为 380 mV，但在正常工作时，如果电池电量没有完全耗尽或者还有一些电能留在超级电容内，任何低至 100 mV 的输入信号都可转换为较高的电位并储存下来，以供稍后使用。

该芯片采用微型 3 mm × 3 mm 封装，并可进行编程来支持各种不

同的能量收集传感器。最大静态电流为 250 nA，支持几乎所有电池技术，从锂离子电池到薄膜电池以及超级电容均可。集成式保护电路可确保其安全运行。

结论

本文介绍了一些用于可穿戴和个人健康应用的低功耗产品，但这个快速增长的市场正在快速变化。ADI 公司的技术可以将这些颇具挑战性的难题转变为完善的产品和完整的解决方案。更多惊喜敬请期待。

参考文献

www.analog.com/healthcare

穿戴式系统的生物阻抗电路设计挑战

作者：José Carlos Conchell

简介

可穿戴生命体征监护(VSM)设备正在改变着医疗保健行业，使我们随时随地都可以监护自己的生命体征和活动。与这些重要参数其中一些最相关的信息都可通过测量人体阻抗来获得。

为了有效运行，可穿戴设备必须做到尺寸小、成本低且功耗低。此外，测量生物阻抗还面临着与使用干电极及安全要求相关的挑战。本文针对这些问题提出了一些解决方案。

电极半电池电位

电极是一种电气传感器，可在电子电路和非金属物体（如人体皮肤）之间建立接触。这种相互作用会产生一个电压，称为半电池电位，它可降低 ADC 的动态范围。半电池电位因电极材料而异，如表 1 所示。

表 1. 常用材料的半电池电位

金属及反应	半电池电位 (V)
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^-$	-1.706
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.230
$\text{Ag} + \text{Cl}^- \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^-$	+0.223
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^+ + \text{e}^-$	+0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^+ + \text{e}^-$	+1.680

电极极化

当无电流通过电极时，可观察到半电池电位。存在直流电流时，测得的电压会升高。这种过压状况会阻止电流流动，使电极极化，并降低其性能，特别是在运动情况下。对于多数生物医学测量，非极化（湿）电极比极化（干）电极要好，但便携式设备和消费类设备通常都使用干电极，因为干电极成本低且可重复使用。

电极皮肤阻抗

图 1 显示了电极的等效电路。 R_d 和 C_d 表示与电极至皮肤的接触及接触处的极化情况相关的阻抗， R_s 是与电极材料类型相关的串联阻抗，而 E_{hc} 是半电池电位。

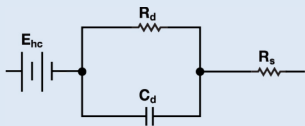


图 1. 生物电位电极的等效电路模型。

在设计模拟前端时，由于涉及到高阻抗，电极至皮肤阻抗非常重要。在低频条件下，该阻抗主要取决于 R_s 和 R_d 的串联组合，而在高频条件下，该阻抗会因电容的影响而降至 R_d 。表 2 给出了 R_d 、 C_d 的典型值及 1 kHz 下的阻抗。

表 2. 典型的电极至皮肤阻抗

材料	R_d	C_d	$ R_d/C_d $, 1 kHz
湿 Ag/AgCl	350 k Ω	25 nF	6 k Ω
金属片	1.3 M Ω	12 nF	13 k Ω
薄膜电阻	550 M Ω	220 pF	724 k Ω
MEMS	650 k Ω	可忽略	650 k Ω

IEC 60601

IEC 60601 是国际电工委员会针对医疗电气设备安全性和有效性发布的一系列技术标准。标准规定，正常情况下通过人体的最大直流漏电流为 10 μ A，在最坏的单一故障状况下为 50 μ A。最大交流漏电流取决于激励频率。如果频率(f_E)小于或等于 1 kHz，那么最大允许电流为 10 μ A rms。如果频率大于 1 kHz，则最大允许电流为 $\frac{f_E}{1000\text{ Hz}} \times 10\text{ }\mu\text{A rms}$ 。这些对患者电流限值都是非常重要的电路设计参数。

电路设计解决方案

阻抗测量需要电压/电流源和电流表/电压表，因此 DAC 和 ADC 都是常用的器件。精密基准电压源和电压/电流控制回路都非常重要，而且通常需要使用微控制器来处理和获取阻抗的实部和虚部。此外，可穿戴设备通常采用单极性电池供电。最后，在单个封装内集成尽可能多的元件也非常有利。超低功耗、集成式、混合信号片上计量仪 ADuCM350 内置 Cortex-M3 处理器和硬件加速器，可进行单频离散傅里叶变换(DFT)，使其成为可穿戴设备强有力的解决方案。

为了符合 IEC 60601 标准，ADuCM350 与 AD8226 仪表放大器配合使用，以便采用 4 线式技术进行高精度测量，如图 2 所示。电容 C_{SIO1} 和 C_{SIO2} 可抑制电极和用户之间的直流电流，从而消除极化效应。ADuCM350 生成的交流信号将传播到人体内。

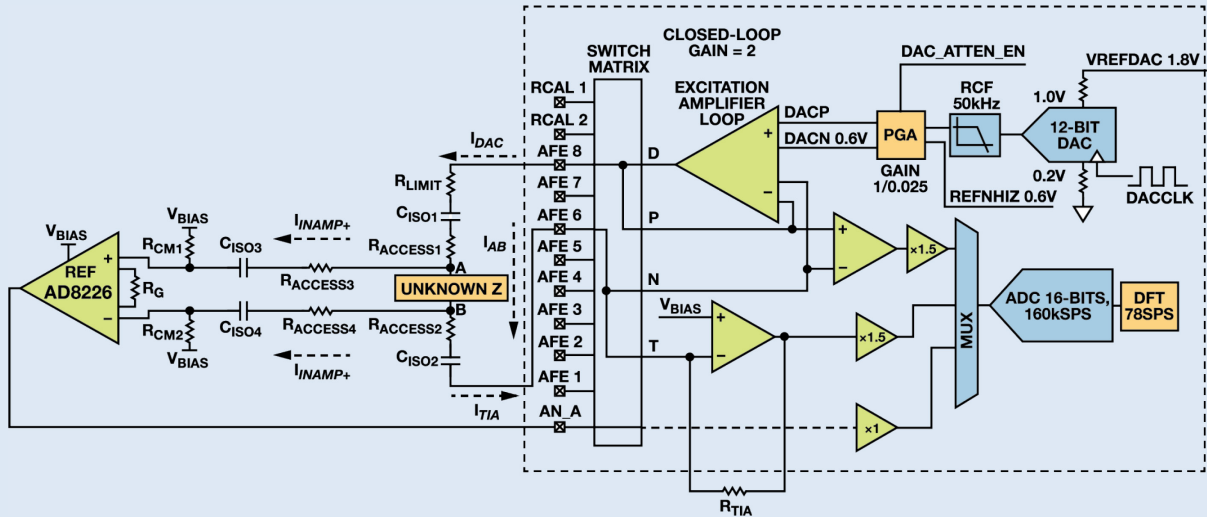


图 2. 使用 ADuCM350 和 AD8226 的四线式隔离测量电路。

电容 C_{ISO3} 和 C_{ISO4} 可抑制 ADC 产生的直流电平，从而解决半电池电位问题并始终维持最大动态范围。 C_{ISO1} 、 C_{ISO2} 、 C_{ISO3} 和 C_{ISO4} 可隔离用户，确保在正常模式下和首次出现故障时直流电流为零，以及在首次出现故障时交流电流为零。最后，电阻 R_{LIMIT} 设计用来保证正常工作时产生的交流电流低于限值。 R_{ACCESS} 表示皮肤至电极的接触点。

ADuCM350 测量跨阻放大器(TIA)的电流和 AD8226 的输出电压，以便计算未知的人体阻抗。 R_{CM1} 和 R_{CM2} 必须尽可能高，以保证大部分电流都流过未知阻抗和 TIA。建议值为 $10\text{ M}\Omega$ 。

设计限制

当电极至皮肤阻抗在激励频率下接近 $10\text{ M}\Omega$ 时，此设计存在一些限制。电极至皮肤阻抗必须明显小于 R_{CM1} 和 R_{CM2} ($10\text{ M}\Omega$)，否则 V_{INAMP+} 不等于 A 且 V_{INAMP-} 不等于 B ，测量精度将有所下降。当激励频率大于 1 kHz 时，电极至皮肤阻抗通常远小于 $1\text{ M}\Omega$ ，如表 2 所示。

验证

为了证明此设计的精度，我们使用了不同的未知阻抗来测试

该系统，并将测试结果与采用 Agilent 4294A 阻抗分析仪测得的结果进行了比较。在所有测试中，幅度误差均小于 $\pm 1\%$ 。绝对相位误差在 500 Hz 和 5 kHz 下都小于 1° 。 50 kHz 下的 9° 相位失调误差可在软件中进行校正。

结论

在设计可测量生物阻抗的电池供电型穿戴式设备时，必须考虑低功耗、高 SNR、电极极化以及 IEC 60601 安全要求。本文介绍了一个使用 ADuCM350 和 AD8226 实现的解决方案。关于其他详细信息，包括完整的设计方程式，请参考：

www.analog.com/library/analogdialogue/archives/48-12/bio_imp.pdf。

参考文献

Michael R Neuman, “生物电位电极”，《*生物医学工程手册*》，第四版。CRC 出版社，2015 年

Mike Yu Chi, Tzzy-Ping Jung 和 Gert Cauwenberghs. “干触点和无触点生物电位电极：方法论回顾。”《*IEEE 生物医学工程评论*》，第 3 卷，2010 年。

http://en.wikipedia.org/wiki/IEC_60601



Jan-Hein Broeders [jan.broeders@analog.com] 是 ADI 公司负责欧洲、中东和非洲业务的医疗保健业务发展经理。他与医护人员密切合作，将他们现在和将来的需求转化为各种解决方案。Jan-Hein 拥有超过 20 年的半导体行业工作经验。他于 2005 年以飞利浦全球现场应用工程师 (FAE) 的身份加入 ADI，并自 2008 年起开始担任目前的职务。他拥有荷兰斯海爾托亨博斯大学的电气工程学士学位。



Jan-Hein Broeders

Jos é Carlos Conchell [jose.conchell@analog.com] 于 2010 年获得西班牙瓦伦西亚大学的电子工程学士学位，随后加入了 ADI 公司，目前是医疗保健部的一名系统应用工程师。



José Carlos Conchell