

# 支持超低功耗物联网节点信号处理设计的ECG前端IC

作者: David Plourde

共享



当系统设计师寻找高效的信号调理器件时,他们可能会发现,市面上能够在100 μA电源电流下工作的IC很少,而其中具有小型封装的器件就更是屈指可数了。对于日益增多的无线传感器网络(WSN),电池寿命和电路板空间逐渐成为关键性规范,因此缺少可供使用的选项也许会令人沮丧。在搜索低功耗边缘节点物联网器件的过程中,某些模拟前端IC(比如可穿戴产品的心率监测器)可能根本不会出现,或因其针对特定应用而不予考虑。然而有一款ADI ECG前端IC,它可以工作于50 μA电源电流下并具有小巧的2 mm × 1.7 mm WLCSP封装,这款器件值得您在设计物联网节点应用时稍加考虑。如果更深入地研究,人们会发现其灵活架构实质上是一个仪表放大器(IA)和几个运算放大器,可通过配置形成一些实用的超低功耗信号处理电路,其适用范围不仅仅限于医疗或保健应用。

简化的单导联心电图(ECG)前端如图1所示。它包括一个间接电流模式IA,具有独立的传递函数:

$$IA_{OUT} = \left(1 + \frac{R_{fb}}{R_g}\right) (V_{IN}) + Ref$$

在此前端示例中,固定增益为100。IA的基准源由高通放大器(HPA)驱动,该放大器配置为反馈网络中的积分器,其输入连接到IA<sub>OUT</sub>,通过外部电容和电阻设置截止频率。HPA将迫使HPDRIVE达到任何所需电压以保持HPSENSE以及IA<sub>OUT</sub>处于基准电压。该电路形成一个一阶高通滤波器:

$$f_c = \frac{100}{2\pi RC}$$

对于诊断级ECG,截止频率通常设为0.05 Hz,而对于仅检测心率的保健应用,设为7 Hz可能比较合适。高通滤波器函数能够解如何在放大高频ECG信号(1 mV至2 mV)的同时抑制大直流半电池电位(因电极/皮肤接触而导致)以及与ECG测量相关的低频基线漂移的问题。由于直流半电池电位(高达300 mV)抑制发生在IA的输入端,因此这种架构能够获得很大的增益。另一个益处就是可以抑制IA的失调和失调漂移。监测关于基准电压HPDRIVE将显示自动校正输入失调的反相形式。

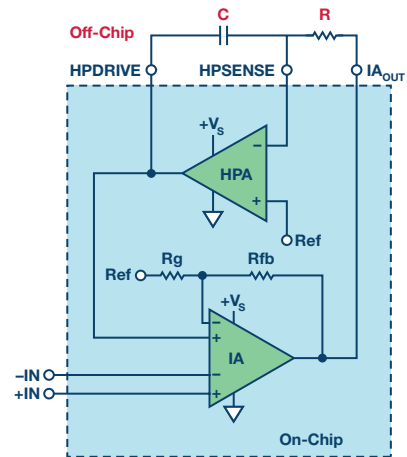


图1. 简化的单导联ECG前端。

虽然此设计的初衷是针对ECG应用,但实际上任何需要放大低频小信号(IA带宽<1 kHz)的应用都可受益于其低功耗和小尺寸。如果要进行直流测量,则仅需对此电路进行简单修改。图2显示固定增益为100的直流耦合IA。就是将图1中的R和C去掉,并将HPSENSE短接到HPDRIVE,从而使HPA成为一个单位增益缓冲器。这种方式也会迫使IA基准保持基准电压。在此情况下应考虑到IA的失调电压。

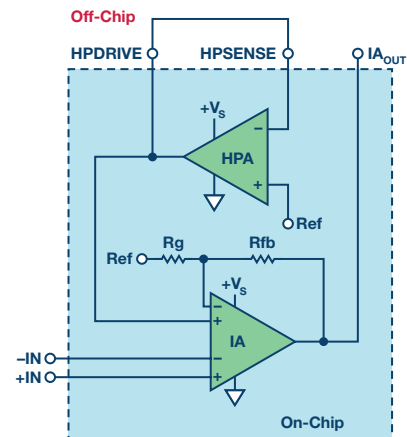


图2. 固定增益为100的直流耦合IA。

如果增益为100太高，或带宽为1 kHz太低，则可按照图3所示修改此电路。这时HPA配置为一个反相放大器，增益为 $-R2/R1$ ，其输入为 $IA_{OUT}$ 的反馈。新的传递函数可简化如下：

$$IA_{OUT} = \frac{V_{IN}}{\left(\frac{1}{100} + \frac{R2}{R1}\right)} + Ref$$

将HPA配置为衰减器 ( $R2 < R1$ ) 可实现低于100的增益。由于差分输入的限值为300 mV，为确保电路的稳定性，建议增益不应低于10。下表中列出了一些可供考虑的增益配置。

表1. 具有不同增益和带宽配置的直流耦合IA

R2	R1	增益	带宽
短路	开路	100	1.2 kHz
10 kΩ	1 MΩ	50	2.4 kHz
40 kΩ	1 MΩ	20	6.5 kHz
90 kΩ	1 MΩ	10	15.2 kHz

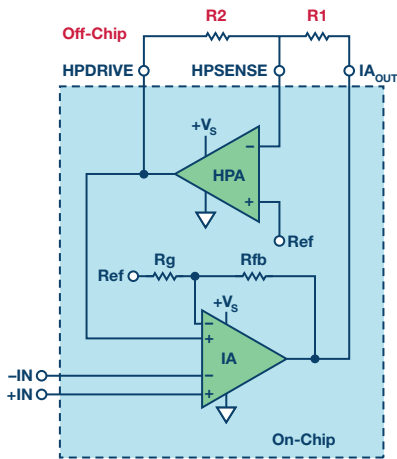


图3. 具有可调增益和带宽的直流耦合IA。

如果直流精度依然很重要，则保留IA增益为100，并按照图4修改电路，以补偿IA及任何附加传感器的失调。调节后的传递函数如下：

$$IA_{OUT} = 100 \left( V_{IN} - \left( \frac{R2}{R1} \right) V_{TUNE} \right) + Ref$$

$V_{TUNE}$ 是用来校正失调电压的源电压，可由微控制器发出的PWM滤波信号提供或由低功耗DAC直接驱动。HPA仍配置为一个增益为 $-R2/R1$ 的反相放大器，可用于进一步调节失调校正范围和分辨率。

对 $V_{IN}$ 进行分解，然后带入上式中，可得目标传递函数：

$$V_{IN} = V_{SIGNAL} + V_{OS}$$

$$V_{OS} = \left( \frac{R2}{R1} \right) V_{TUNE}$$

$$IA_{OUT} = (100) V_{SIGNAL} + Ref$$

总体失调可通过添加未施加 $V_{SIGNAL}$ 的传感器进行补偿。仅需相对于基准源测量 $IA_{OUT}$ ，并调节 $(R2/R1) V_{TUNE}$ 直到该电压足够接近于零。

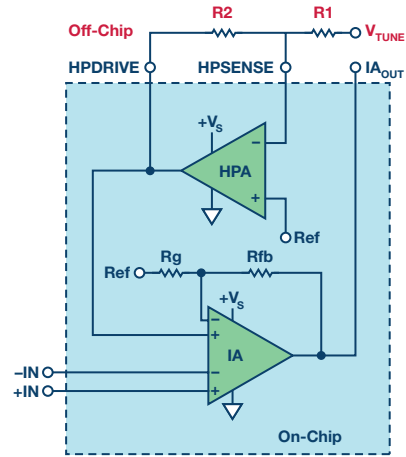


图4. 提供失调补偿的直流耦合IA。

将上述电路配置用于低功耗物联网设计之前，还应了解AD8233 ECG前端解决方案的其他部分。详细电路如图5所示。第一个运算放大器A1并非专用，通常用于提供IA级后的附加增益和/或滤波功能。对于其他传感器应用也同样有益。放大器A2通常用作ECG解决方案中的右腿驱动。IA输入共模的缓冲形式出现在A2负输入端，此时：

$$V_{CM} \sim \frac{+IN + -IN}{2}$$

通常会将此放大器配置成一个积分器，在RLDFB与RLD之间放置一个电容，通过RLD驱动第三电极改善整体系统的共模抑制比(CMRR)。除非此放大器可以构成有用的电路，否则最好是保持RLDSDN数字输入接地，同时保持RLD和RLDFB引脚浮空，从而降低放大器的功耗。

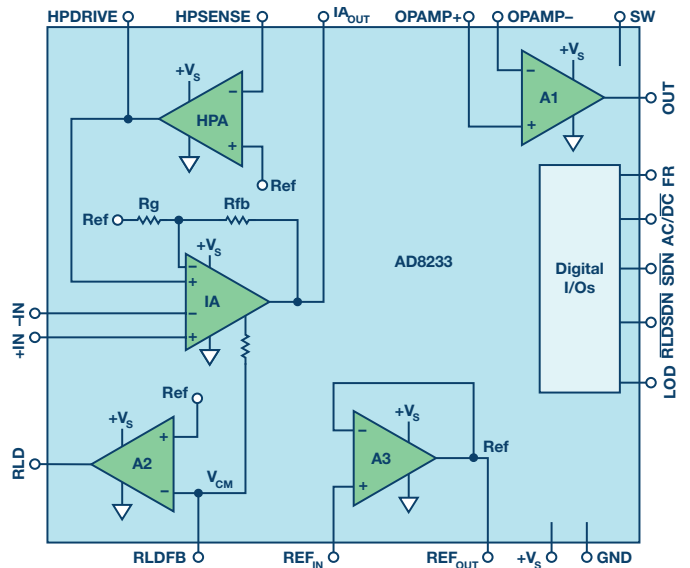


图5. 完整ECG和低功耗信号调理前端。

第三个运算放大器A3是一个集成式基准电压源缓冲器，可同时驱动片内和片外REF<sub>OUT</sub>处的基准电压。REF<sub>IN</sub>通常设为+Vs/2，其中单电源+Vs的范围是1.7V至3.5V。可采用一种简易的低功耗解决方案，接入两个10 MΩ电阻作为+Vs至地的分压器，如图6所示。在REF<sub>IN</sub>和GND之间添加一个电容以协助任何噪声拾取。REF<sub>IN</sub>也可以由ADC基准源驱动或用于IA输出的电平转换。

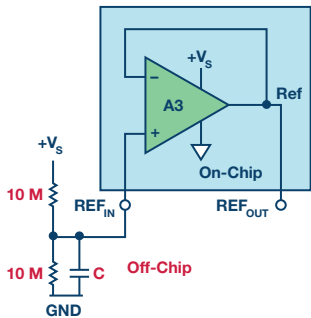


图6. 低功耗基准电压源。

数字输入FR支持快速恢复功能，这对于图1中的交流耦合电路十分有利。在启动过程中或输入端出现直流阶跃事件时，外部电容需要一段时间进行充电。在此情况下，IA将进入轨到轨模式，直到积分器已建立。自动快速恢复可检测到该事件，然后转向与外部电阻并联的更小电阻上并保持一定的时间，从而大幅加速了建立过程。SW引脚用于在必要时快速建立第二个外部高通滤波器。

AC/DC数字输入决定了ECG应用中使用的导联脱落检测方法，但也可用于输入端为其他传感器的断线检测。如果正确配置，当IA的某个输入与传感器断开连接时，数字输出LOD将发出指示。

除了具有尺寸小和活动功耗低的特点，AD8233还具有一个关断引脚 (SDN)，可使总电源电流降至1 μA以下。这对于不常进行传感器测量的应用来说十分方便，可以显著延长总体电池寿命。即使在关断模式下，断线检测仍将保持正常工作。

现在我们对整体AD8233芯片有了更详细的了解，那么来看看关于传感器应用的几种不同思路吧。表2列出了构建非ECG电路的入门指南。

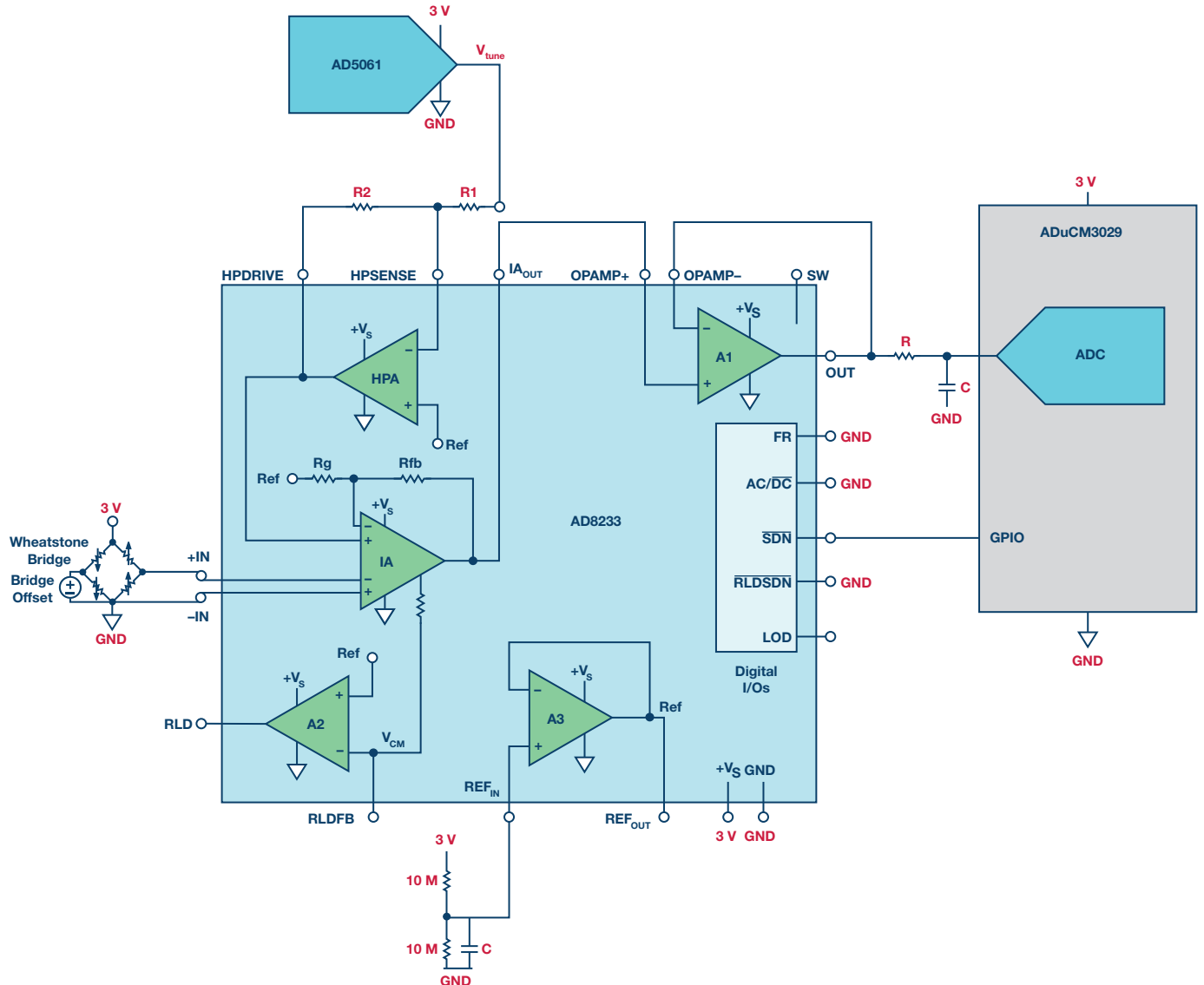


图7. 低功耗压力传感器电路。

