

高性能数据采集系统增强数字 X 射线和 MRI 的图像

作者：Maithil Pachchigar

简介

数字 X 射线 (DXR)、磁共振成像和其他医疗设备要求数据采集系统具备小型、高性能、低功耗等特性，以满足竞争市场上医生、病人和制造商的需求。本文展示一款高精度、低功耗信号链，可解决多通道应用（如数字 X 射线，需多路复用多通道的大信号和小信号测量）以及过采样应用（如 MRI，要求低噪声、高动态范围和宽带宽）带来的挑战。高吞吐速率、低噪声、高线性度、低功耗以及小尺寸使 18 位、5 MSPS PulSAR[®] 差分 ADC AD7960 成为这些高性能成像应用以及其他精密数据采集系统的理想选择。

数字 X 射线

人类于 1895 年通过胶片或闪烁屏检测的方式，首次发现了 X 射线。从此，人们便将这项技术用于各种医疗诊断场合，包括肿瘤科、牙科以及兽医学，以及众多工业成像应用。数字 X 射线能以固态传感器代替胶片检测器，包括平板探测器和线性扫描探测器。平板探测器使用两种技术：直接转换与间接转换。在直接转换中，硒光电池组成容性元件，直接将高频 X 射线光子转换为电流信号。而在间接转换中，碘化铯闪烁计数器首先将 X 射线光子转换为可见光，然后硅光电二极管阵列将可见光转换为电流信号。每个光电二极管代表一个像素。低噪声模拟前端将来自每个像素的小电流转换为大电压，然后再将电压转换为图像处理器能够处理的数据。如图 1 所示的典型 DXR 系统能以高采样速率，将很多通道多路复用至单 ADC，而不会牺牲精度。

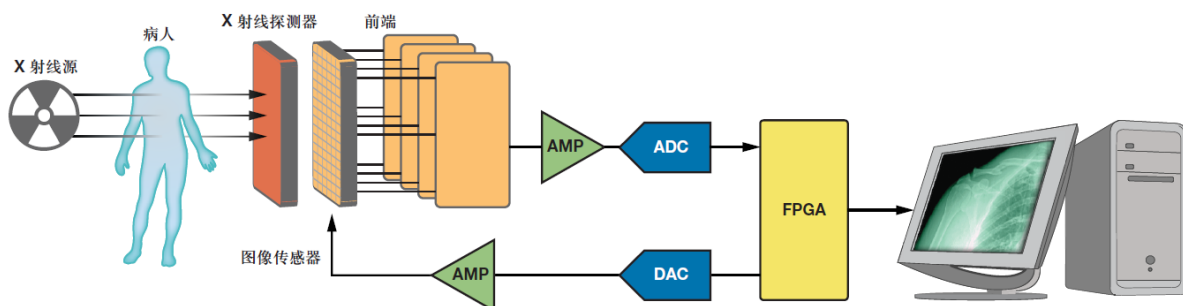


图 1. 数字 X 射线信号链

今天，数字 X 射线探测器制造商通常采用间接转换。一百万像素以上的非晶硅平板探测器或光电二极管阵列捕获光子能量，将输出多路复用至 12 个或 24 个 ADC。这项技术具有高效的 X 射线光子吸收和高性噪比，以一半的 X 射线照射量实时获得动态高分辨率图像。每像素的采样速率较低，数值从针对骨头和牙齿的几 Hz，到获取婴儿心脏（人体内速度最快的器官）图像所需的最高 120 Hz。

测量数字放射检查探测器的图像质量即可知其性能优劣，因此对 X 射线束进行精确采集和精细处理便显得尤为重要。数字放射检查具有更大的动态范围、高采集速度和帧速率，并采用特定的图像处理技术以保持一致性，从而增强图像质量。

医疗成像系统必须提供质量更佳的图像，以实现精确诊断和更短的扫描时间，降低病人所受 X 射线的照射量。高端放射检查系统（动态采集）一般用于外科中心和手术室中，而基本系统用于急诊室、小型医院或医生办公室中。工业成像系统必须耐用，因为它们的使用寿命非常长，并且可能位于高射线照射量的恶劣环境中。安保或行李检查应用可采用较低的 X 射线照射量，因为 X 射线源会在长时间内持续存在。

MRI 梯度控制

如图 2 所示的 MRI 系统最适合大脑成像应用，或用于骨科、血管造影和血管研究等，因为该系统可扫描提供软组织的高对比度图像，无需将其暴露在电离辐射下。MRI 工作频段为 1 MHz 至 100 MHz RF，而计算机断层扫描 (CT) 和 DXR 工作在 1016 Hz 至 1018 Hz 频率范围内，并且需要让病人暴露在电离辐射下，会损害活组织。

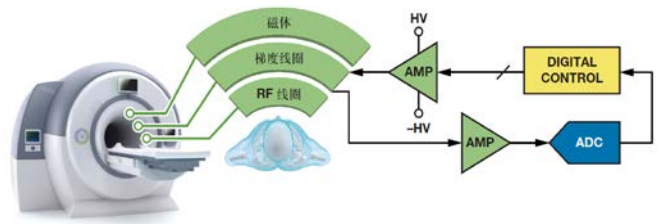


图 2. MRI 系统

MRI 控制系统具有很小的容差, 因此需要高性能元件。在 MRI 系统中, 使用大线圈创建 1.5 T 至 3 T 主磁场。高电压 (最高 1000 V) 施加于线圈, 形成高达 1000 A 的所需电流。MRI 系统使用梯度控制, 并通过改变特定线圈内的电流, 线性改变主磁场。对这些梯度线圈进行快速且精确的调制, 改变主磁场, 使其对准体内极小的位置。梯度控制使用 RF 能量, 激发人体组织中某个较薄的横截面, 以此产生 x、y 和 z 轴图像。MRI 要求快速响应时间, 并且要求其梯度精确控制到 1 mA 内 (1 ppm)。MRI 系统制造商可采用模拟或数字域控制梯度。MRI 系统的设

计具有极长的开发时间、极高的物料成本等特点, 并且与整体硬件和软件复杂性相关的风险极大。

高性能数据采集信号链

图 3 显示高精度、低噪声、18 位数据采集信号链, 提供 ± 0.8 LSB 积分非线性 (INL)、 ± 0.5 LSB 差分非线性 (DNL) 以及 99 dB 信噪比 (SNR)。图 4 显示其采用 5 V 基准电压源时的典型 FFT 和线性度性能。该信号链的总功耗约为 345 mW, 与竞争型解决方案相比约低 50%。

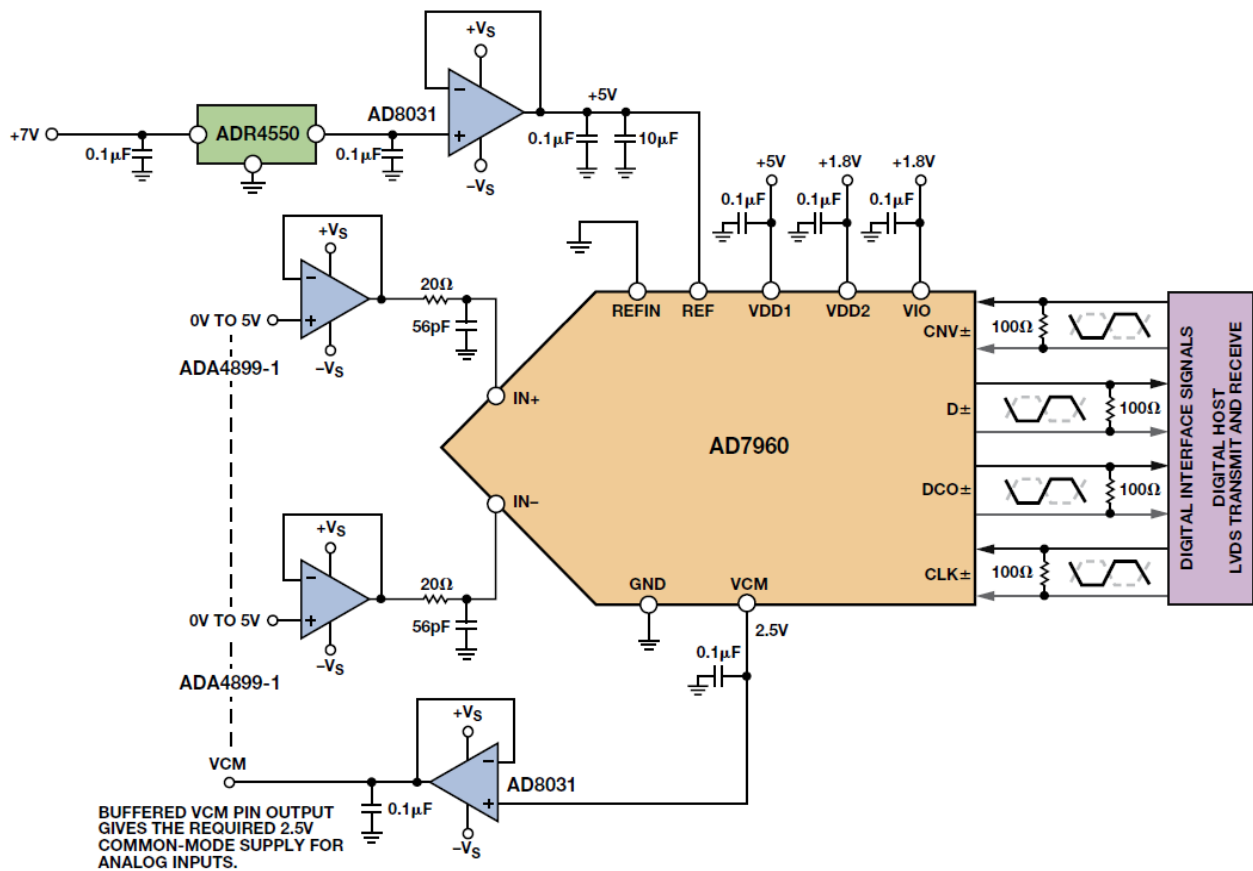


图 3. 采用 AD7960、ADA4899、AD8031 和 ADR4550 的精密快速建立信号链

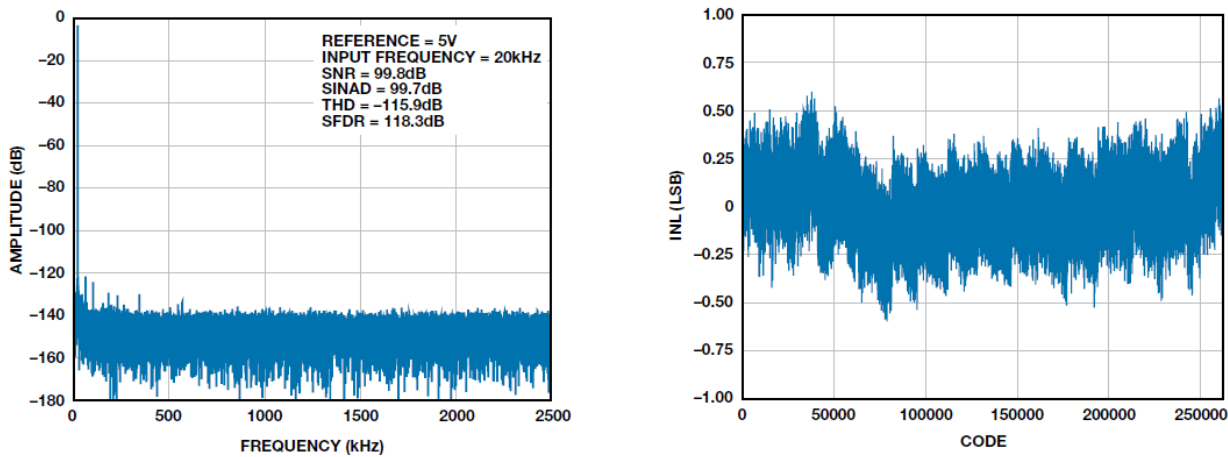


图 4. AD7960 典型 FFT 和线性度性能

这类高速、多通道数据采集系统可用于 CT、DXR 以及其他医疗成像应用中，这些应用都要求在不牺牲精度的前提下提供更高的采样速率。该系统的 18 位线性度以及低噪声性能可提升图像质量，而其 5 MSPS 吞吐速率可缩短扫描周期（每秒帧数更高），降低暴露在 X 射线下的剂量，提供精确的医疗诊断和更佳的患者体验。对多个通道进行多路复用处理可获得分辨率更高的图像，用于器官（如心脏）的完整分析，实现成本合理的诊断，并最大程度降低功耗。精度、成本、功耗、尺寸、复杂性以及可靠性对医疗设备制造商而言极为重要。

在 CT 扫描仪中，每通道使用一个采样保持电路捕获连续像素电流，并将输出多路复用至高速 ADC。高吞吐速率允许将很多像素多路复用至单个 ADC，可节省成本、空间与功耗。低噪声和良好的线性度提供高质量的图像。高分辨率红外摄像机可从该分辨率中获益。

过采样是以比奈奎斯特频率高得多的速率来对输入信号进行采样的过程。过采样用于光谱分析、MRI、气相色谱分析、血液分析以及其他需要具有宽动态范围的医疗仪器中，以便精确监控并测量多通道的小信号与大信号。高分辨率和高精度、低噪声、快速刷新速率以及极低的输出漂移等性能可大幅简化 MRI 系统的设计，降低开发成本与风险。

MRI 系统的关键要求是在医院或医生办公室中可重复、长期稳定地测量。为了获得更佳的照片质量，这些系统还要求具有更高等级的线性度以及高动态范围 (DR)，范围从直流到几十 kHz。原则上讲，对 ADC 进行 4 倍过采样可额外提供 1 位分辨率，或增加 6 dB 的 DR。由过采样而获得的 DR 改善为： $\Delta DR = \log_2(OSR) \times 3 \text{ dB}$ 。许多情况下， $\Sigma\text{-}\Delta$ 型 ADC 可以很好地实现过采样，但要求在通道间实现快速切换或要求进行精确直流测量时，过采样会受到限制。采用逐次逼近型 (SAR) ADC 进行过采样还可改善抗混叠性能，降低噪声。

最先进的 ADC 架构

CT、DXR 和其他多通道应用（或光谱仪、MRI 和其他过采样应用）中的精密高速数据采集系统要求使用最先进的 ADC。如图 5 所示，18 位、5 MSPS PulSAR 差分 ADC AD7960 采用容性数模转换器 (CAPDAC) 提供一流的噪声和线性度性能，并且无延迟或流水线延迟。该器件具有宽带宽、高精度 (100 dB DR) 以及快速采样 (200 ns) 性能，可用于医疗成像应用，极大降低多通道应用的功耗和成本。该器件采用小型 (5 mm × 5 mm)、易于使用的 32 引脚 LFCSP 封装，额定工作温度为 -40°C 至 +85°C 工业温度范围。16 位 AD7961 与 AD7960 引脚兼容，可用于仅需 16 位性能的应用中。

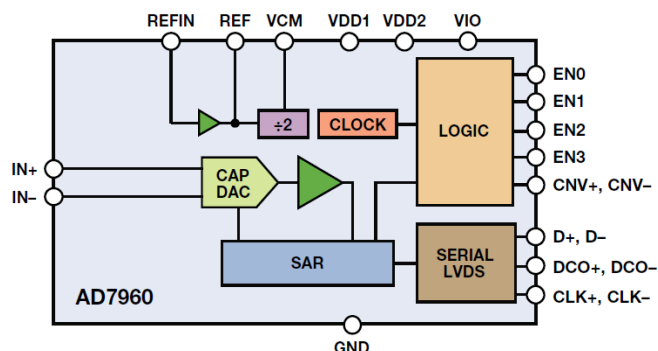


图 5. AD7960 功能框图

如图 6 所示，容性 DAC 由差分 18 位二进制加权电容阵列（该阵列还可作为采样电容使用，采集模拟输入信号）、比较器以及控制逻辑组成。采样阶段结束后，转换控制输入 (CNV±) 变为高电平，输入 IN+ 和 IN- 之间的差分电压被捕获，转换阶段开始。电容阵列中的每一个元件在 GND 和 REF 之间逐次切换，电荷被重新分配，输入与 DAC 值进行比较，且位根据结果予以保留或丢弃。该过程结束时，控制逻辑产生 ADC 输出代码。AD7960 将于开始转换后约 100 ns 时返回采样模式。采样时间约为总周期的 50%，这使 AD7960 易于驱动，同时放宽了 ADC 驱动器的建立时间要求。

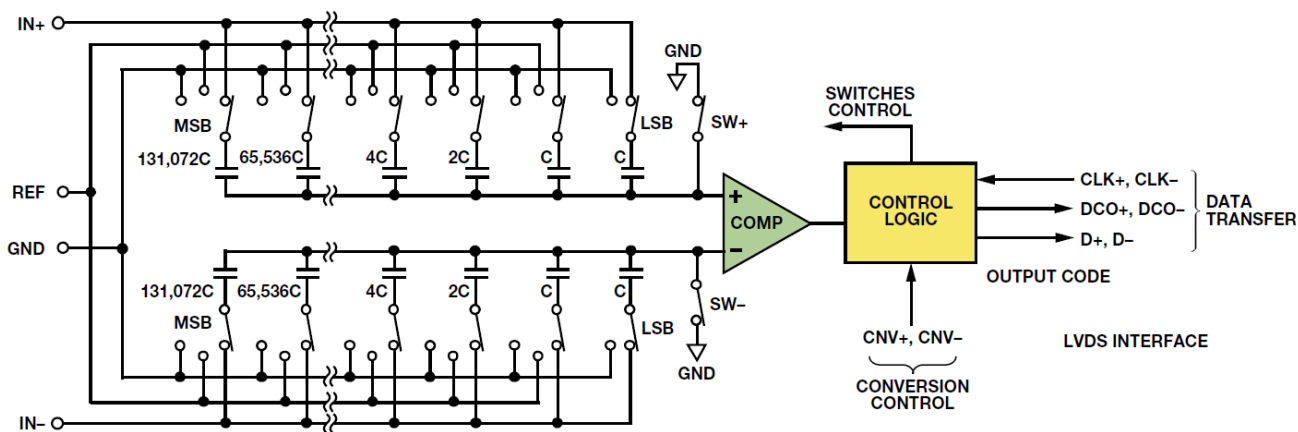


图 6. AD7960 内部简化原理图

AD7960 系列采用 1.8 V 和 5 V 电源供电，以自时钟模式转换时的功耗仅为 39 mW (5 MSPS)。功耗随采样速率线性变化，如图 7 所示。

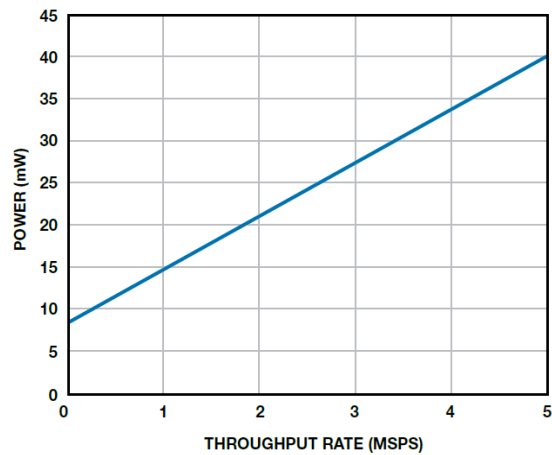


图 7. AD7960 功耗与吞吐速率的关系

极低采样速率下的功耗主要由 LVDS 静态功率所决定。相比业内速度第二的 18 位 SAR ADC 器件,AD7960 的速度要快两倍，功耗低 70%，占位面积小 50%。

AD7960 提供 3 种外部基准电压选项:2.048 V、4.096 V 和 5 V。片内缓冲器使 2.048 V 基准电压翻倍,因此转换等效于 4.096 V 或 5 V。

数字接口采用低电压差分信号 (LVDS)，具有自时钟模式和回波时钟模式,提供 ADC 和主机处理器之间的高速数据传输 (高达 300 MHz)。由于多个器件可共享时钟,因此 LVDS 接口降

低了数字信号的数量,简化了信号路由。它还能降低功耗,这在多路复用应用中尤为有用。自时钟模式利用主机处理器简化接口,允许接头采用简单时序同步每次转换的数据。若要让数字主机采集数据输出,则需要用到接头,因为数据不存在时钟输出同步。回波时钟模式提供稳定的时序,但要使用一对额外的差分对。输出数据速率低于 20 kSPS 时,AD7960 的典型动态范围超过 120 dB，如图 8 所示。

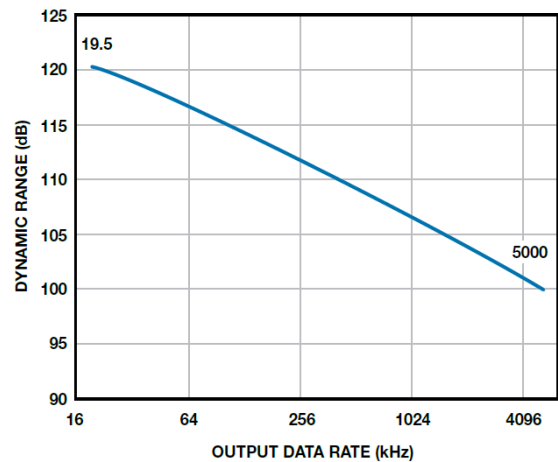


图 8. AD7960 动态范围与输出数据速率的关系

ADC 驱动器

ADC 的采样时间决定 ADC 驱动器的建立时间要求。表 1 显示选择 ADC 驱动器时必须考虑的一些规格。通常,信号链性能应当在工作台上进行验证,确保获得所需性能。

表 1. AD7960 ADC 驱动器选型基准

ADC 驱动器规格	通用公式	最低配置要求
带宽 (f_{-3dB_amp})	$\frac{N \ln 2}{\pi t_{acq}}$	40 MHz
压摆率	$\frac{\text{Single-ended input voltage}}{0.5 t_{acq}}$	100 V/ μ s
建立时间	来自数据手册	100 ns
SNR	$10 \log \left(\frac{V_{rms_in}^2}{\sqrt{(2(e_{n_amp})^2 \times f_{-3dB_ADC} \times \frac{\pi}{2})^2}} \right)$	105.5 dB

请注意: $N = 18$, $t_{acq} = 100 \text{ ns}$, $V_{rms_in}^2 = 5^2/2 = 12.5 \text{ V}^2$, $e_{n_amp} = 2 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$, $f_{-3dB_ADC} = 28 \text{ MHz}$ 。

运算放大器的数据手册通常提供线性建立时间与压摆时间相结合的建立时间规格；本文提供的公式为一阶近似，假设线性建立和压摆均为 50%（多路复用应用），采用 5 V 单端输入。

轨到轨放大器 [ADA4899-1](#) 具有 600 MHz 带宽、-117-dBc 失真（1 MHz 时）以及 1 nV/√Hz 噪声，如图 9 所示。配置为单位增益缓冲器并以 5 V 差分信号驱动 AD7960 的输入时，其 0.1% 建立时间不超过 50 ns。

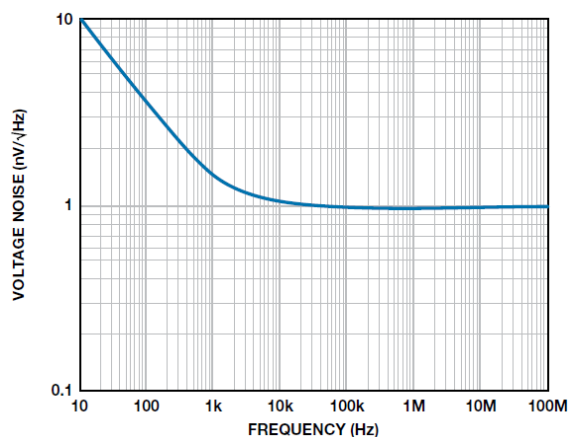


图 9. ADA4899 噪声频谱密度

基准电压源与缓冲器

低噪声、低功耗轨到轨放大器 [AD8031](#) 缓冲来自基准电压源 [ADR4550](#) 的 5 V 输出，具有高精度（±0.02%最大初始误差）、

低漂移（2 ppm/°C 最大值）、低噪声（1 μV p-p）以及低功耗（950 μA 最大值）特性。第二个 AD8031 缓冲 ADC 的 2.5 V 共模输出电压。其低输出阻抗可保持稳定的基准电压，与 ADC 输入电压无关，从而最大程度降低 INL。AD8031 具有大容性负载稳定性，可驱动去耦电容，以便最大程度降低瞬态电流引起的尖峰。该器件适合从宽带电池供电系统到低功耗、高速、高密度系统的各种应用。

结论

采用 ADI 专利技术的高精度、低功耗信号链提供一流的速度、噪声和线性度性能，能够解决 DXR 和 MRI 梯度控制中高性能多路复用和过采样数据采集系统的难题。高性能信号链元器件采用小尺寸封装，节省空间，降低了多通道应用的成本。

作者简介

Maithil Pachchigar [maithil.pachchigar@analog.com]



是位于马萨诸塞州威明顿的 ADI 高精度转换器业务部门的应用工程师。他于 2010 年加入 ADI 公司，为工业、仪表、医疗和能源行业的客户提供高精度 ADC 产品技术支持。自 2005 年以来，Maithil 一直在半导体行业工作，并已发表多篇技术文章。他于 2006 年获得圣何塞州立大学电气工程硕士学位，并于 2010 年获得硅谷大学 MBA 学位。

