

适用于智能超声波探头的高度集成信号链解决方案 **TX7332** 和 **AFE5832LP**

Xiaochen Xu, Shabbir Amjhera Wala, Jun Shen, Aatish Chandak, Shriram Devi, Dijeesh K

摘要

超声波成像广泛用于医学和工业应用。在过去的十年中，高度集成的片上系统已经取代了多种分立式电路。无论是在功耗还是尺寸方面，超声波模拟前端和发送器芯片都降低了 80% 以上。这些进步将超声波技术的应用范围从基本的医疗影像应用扩展到广泛终端护理应用，比如智能超声波探头与手机或者平板互联就非常方便。本应用报告分别介绍了 TI 全新的 32 通道模拟前端 AFE5832LP 和发送芯片 TX7332。这些器件可以方便的支持从32通道到64通道的全数字波束合成超声成像产品，并且实现低功耗设计。智能超声探头还支持系统设计人员和医生通过医学图像，对无法去医院的患者提供优质的即时护理。

关键字：无线超声波探头, USB 超声波探头, 智能超声波探头, NDT, 声纳

Topic	Page
2 引言	2
3 系统分析和架构	2
4 系统电源分析	5
5 总结	8
6 参考文献	8

1 商标

All trademarks are the property of their respective owners.

2 引言

在过去的几年里，越来越多的临床应用要求低成本智能超声波探头，而且其性能可与现在的便携式或笔记本大小的系统相媲美。这类系统首次在发展中国家的偏远村庄应用了现代医学成像技术。由于具有低成本优势，智能超声波探头或超便携的超声波系统非常适合这项任务。TI 在 2017 和 2018 年发布了高度集成的低功耗模拟前端解决方案：AFE5832 和 AFE5832LP。2019 年，业界领先的 32 通道 200V 超声发射芯片解决方案 TX7332 为智能超声波探头提供了完整的信号链。上述 AFE 和 TX 解决方案让借助手持式智能超声波探头提供出色的图像质量成为可能。本文讨论了智能超声波探头的原理及其设计注意事项。

3 系统分析和架构

超声成像系统性能的主要决定因素是系统发射和接收信号链的通道数，或最终的发射和接收孔径尺寸。通道数越多，产生的声孔越大，或横向分辨率和信噪比越高。然而，增加通道也会相应地增加系统成本和功耗。医院里医学专业人员使用的大部分系统包含 64 至 256 通道的发射和接收电路。

图 1 至图 3 显示了 16 通道系统和 64 通道系统之间明显的图像质量差异。很明显，64 通道系统提供的分辨率更高且穿透深度更大。

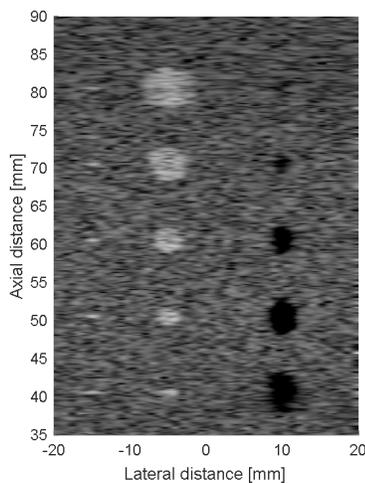


图 1. 在不同系统通道数下的图像仿真。在 64 通道仿真中使用 5MHz 传感器阵列和 40MSPS 数字转换器

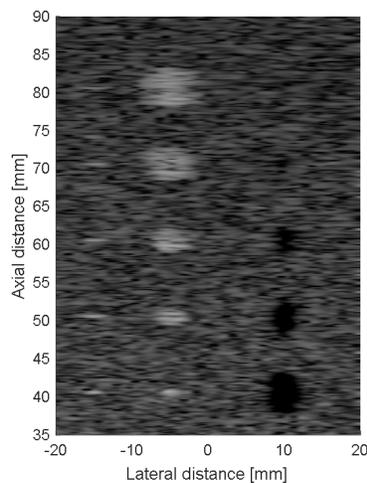


图 2. 在不同系统通道数下的图像仿真。在 32 通道仿真中使用 5MHz 传感器阵列和 40MSPS 数字转换器

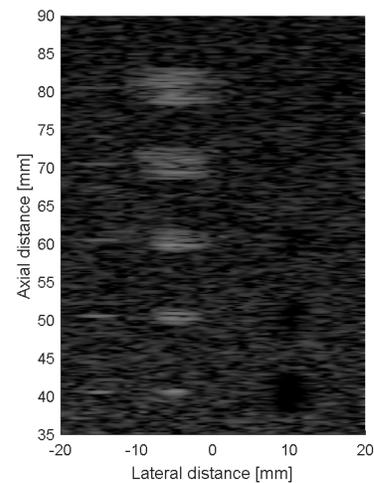


图 3. 在不同系统通道数下的图像仿真。在 16 通道仿真中使用 5MHz 传感器阵列和 40MSPS 数字转换系统

早期的手持式系统需要在功耗、尺寸和成本之间做出权衡。工程师设计出不同架构，实现了基于 8 至 16 通道数字转换器的所需性能。图 4 显示了将 16 个 AFE 通道或 16 个 TX 通道扩展到传感器阵列所需要的物理通道所用的高电压多路开关。图 5 所示为具有两级波束形成器的系统。第一级是低功耗模拟波束形成器，将通道数减少为原来的八分之一到四分之一。第二级是数字波束形成器，位于 8 至 16 通道数字转换器或模拟前端之后。

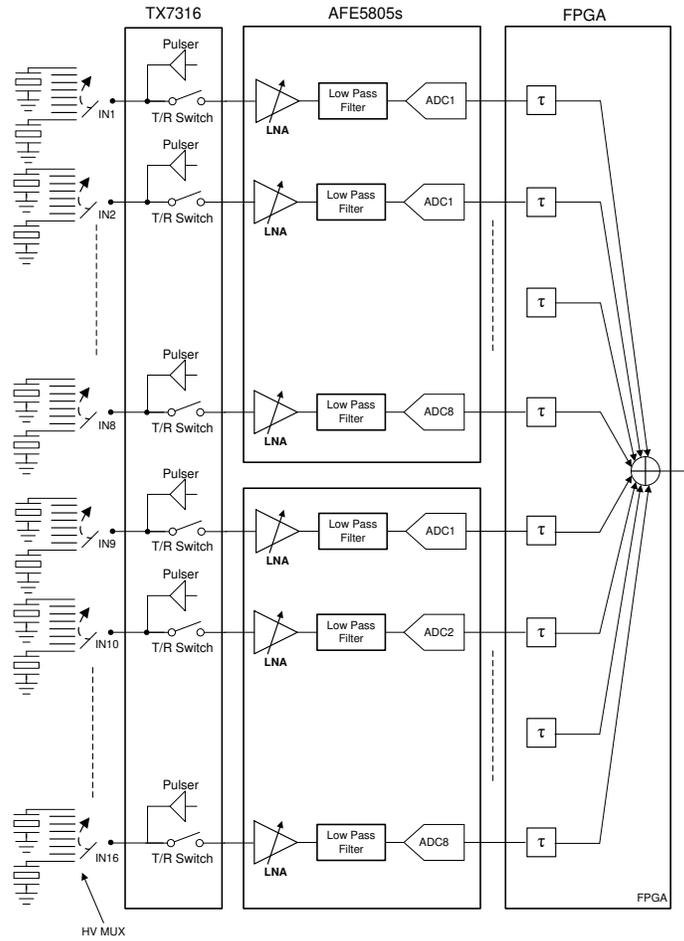


图 4. 具有高压多路开关的 16 通道系统

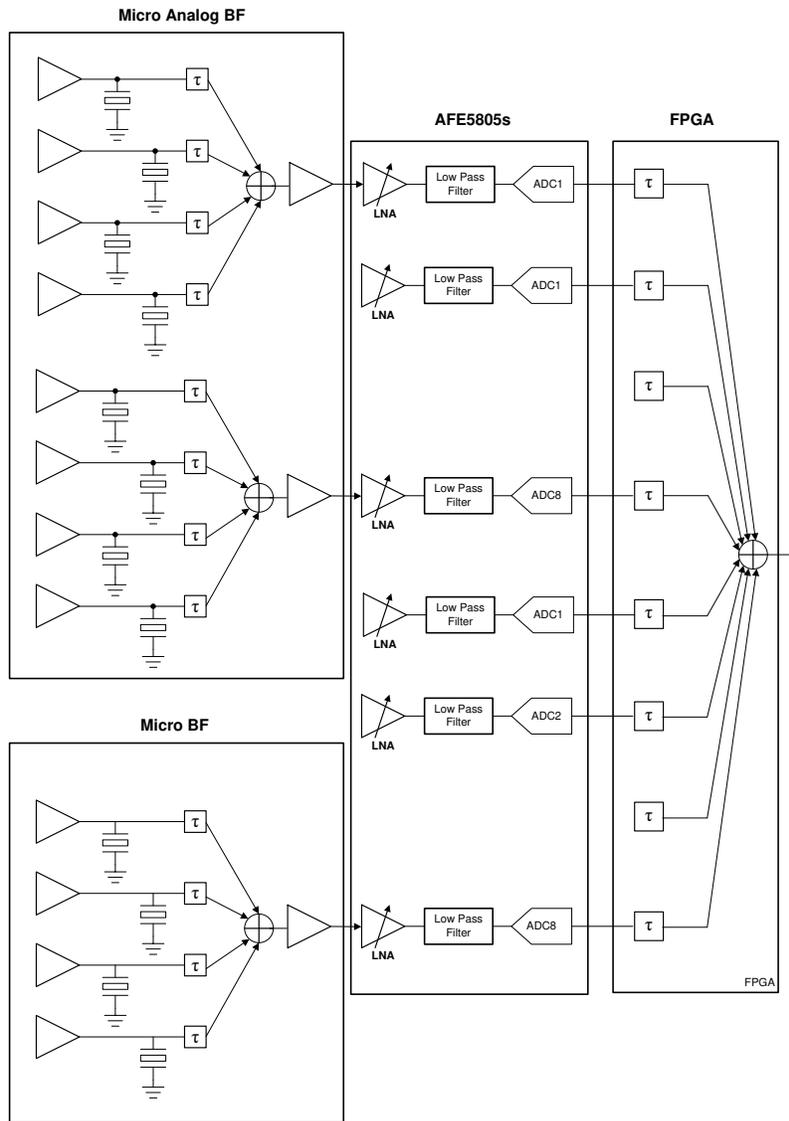


图 5. 具有微型波束形成器的 16 通道系统

基于高压多路开关的架构每次限于 8 至 16 通道的有源 AFE/TX。将 16 通道扩展到 32 或更多通道可实现多次发送和接收。然而，扩展通道会降低帧速率。这一过程会限制心血管类应用，因为此类应用需要高帧速率来捕获器官的实时变化。另外，高压多路开关的 R_{on} 为 10Ω 至 20Ω ，这种方式会引入信号链插入损耗，或降低了信噪比。因此，基于高压多路开关的架构只适用于不需要高性能的场景。

两级波束形成器架构使用了低功耗模拟波束形成器来满足手持式应用的严格功耗要求。这在早些时候尤其必要，因为那时的数字转换器或 AFE 功耗和成本都很高。然而，模拟波束形成器与主流的数字波束形成器相比，灵活性和性能均有所下降，而且在模拟波束形成器级丢失的信息无法恢复。另外，该结构很难重复使用大部分在大型系统上开发的现代算法来支持全数字的波束形成器。因此，需要通过大量系统开发和优化，来跟上智能超声波探头的快速发展步伐。

因此最理想情况是智能探头设计人员可实现 64+ 通道信号链并使用主流大型系统类似的全数字波束形成器。这需要超低功耗和高通道数的模拟前端和发射芯片。图 6 显示了智能超声波探头的原理框图：

- 具有发射电路
- 接收电路

- 数字波束形成器
- 数据通信
- 电池电源管理

图 7 所示为基于 AFE5832LP 和 TX7332 的架构。此配置包括 64 通道接收电路和 128 通道发射电路。发射电路通道数可通过调整来支持包含 64 至 256 个元件的不同传感器。在图 8 和图 9 中，每个传感器元件都有一个专用的发射电路通道。对于线性阵列传感器，AFE 和 TX 通道比通常为 N:1。TX7332 (TRSW) 的发送和接收开关利用了此比值和独特的多路开关的特性。低电压 TRSW 输出可设置为高阻抗。因此，可将多个 TRSW 输出短接在一起，形成有效的低压多路开关。

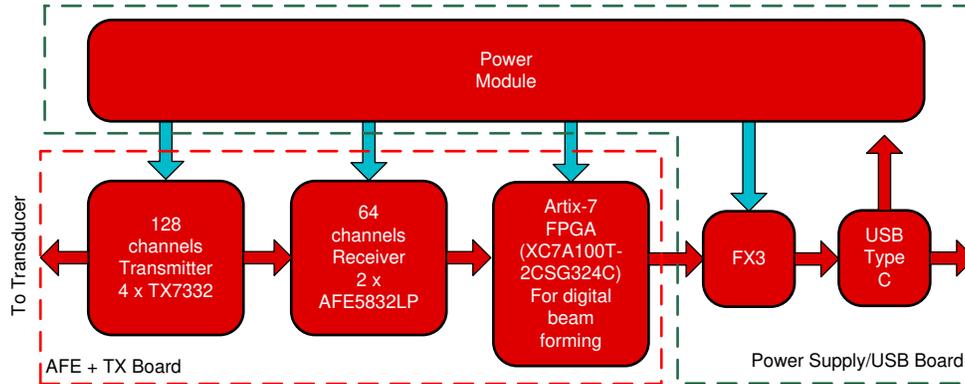


图 6. 具有全数字波束形成器的 64 通道系统

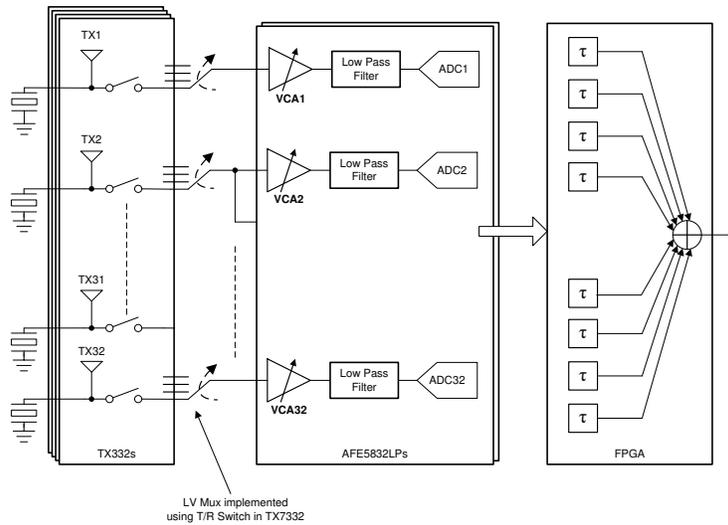


图 7. 具有 128 通道 TX 和 64 通道 AFE 的系统架构

4 系统电源分析

智能探头设计的主要挑战是如何实现功耗和性能的平衡。AFE5832LP 在 20MSPS 下可实现每通道 18.5mW 和 4nV/rtHz，TX7332 在 $\pm 70V$ 和 0.1% 的运行和休眠比情况下可实现每通道 16mW。两种芯片均通过灵活、快速的上电和断电管理来降低平均功耗和延长电池寿命。



图 8. 收发板俯视图



图 9. 收发板仰视图

图 8 和图 9 均以图 6 的架构为基础。收发板尺寸 $<5 \times 10 \text{cm}$ ，包含 128 通道发射电路、64 通道接收电路和 FPGA 的完整路径。具有盲孔的 12 层 PCB 用于在顶层和底层堆叠 TX7332。通过分析 FPGA 时钟分布网络的性能，得出该网络适用于超声波应用中 10 至 12 位 ADC 的结论。这些措施可最大程度地降低设计的功耗和尺寸。收发板还用于匹配其他具有 USB type-C 通信协议的电源管理板。表 1 显示了在工作模式和睡眠模式下测量的功耗值。

在临床用例中，系统运行及休眠比在 25% 至 75% 范围内。可通过调节整体运行及休眠比来实现约 2W 的平均功耗。因此，传感器表面温度控制在 45°C 以下。在某些性能驱动型的超便携系统中，当使用较大的探头尺寸或主动冷却方法时，可接受 4W 至 5W 的平均功耗。在这种情况下，设计人员可以使用具有 128 通道发射电路和接收电路的高级智能探头。需要高性能 CW 模式时，设计人员可添加更高品质的时钟分配网络和低噪声音频放大器。

表 1. 备选器件建议

块	工作模式 (W)	睡眠模式 (mW)	功能
2 个 AFE5832LP	1.64	64	$F_s = 50\text{MHz}$, 10 位
4 个 TX7332	1.32	26	64 个 TX 通道和 64 个 Rx 通道 $\pm 70\text{V}$, 5MHz, 0.1% 运行和休眠比, 具有 2K/110pF 负载
CLK 晶振	0.05	50	
FPGA 通用	0.83	150	Rx 数据解串、时钟、静态和开关功耗。
FPGA DBF	0.6	0	为实现数字波束成形而预留
USB	0.28	20	
总功耗	4.76W	~410mW	

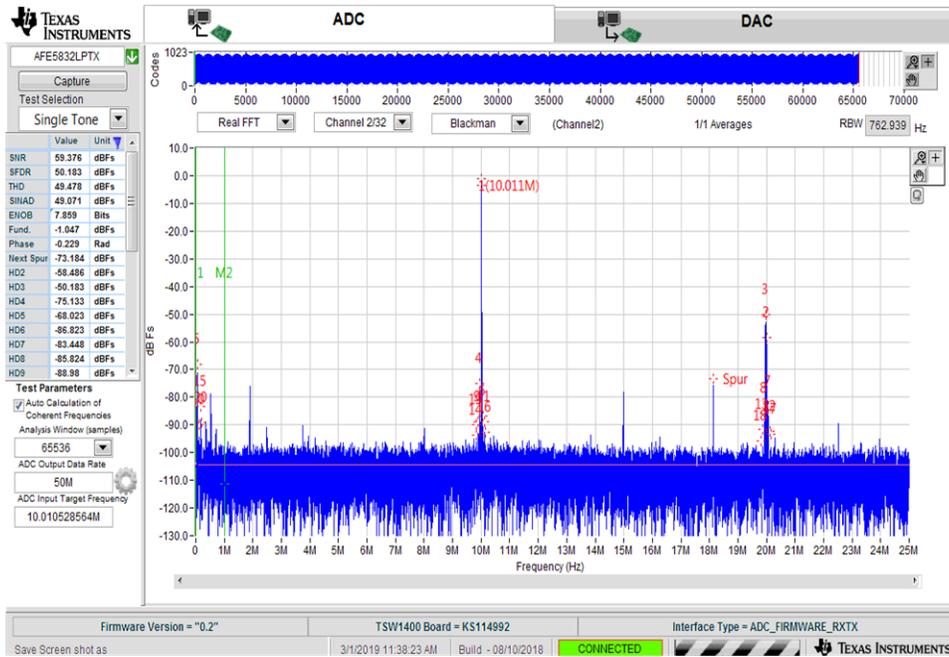


图 10. 收发器测量结果：在 10MHz 输入下的 SNR 和交流性能测量值

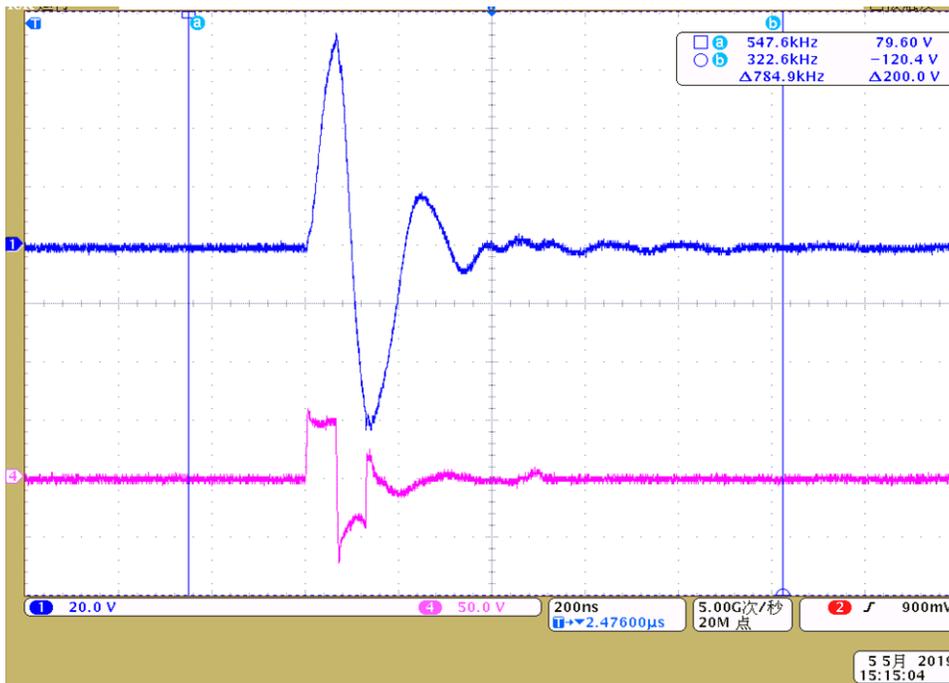


图 11. 收发器测量结果：连接传感器时的发送器响应（粉色：3.3μH 调谐电感前的 TX7332 侧；蓝色：电感后的传感器侧）

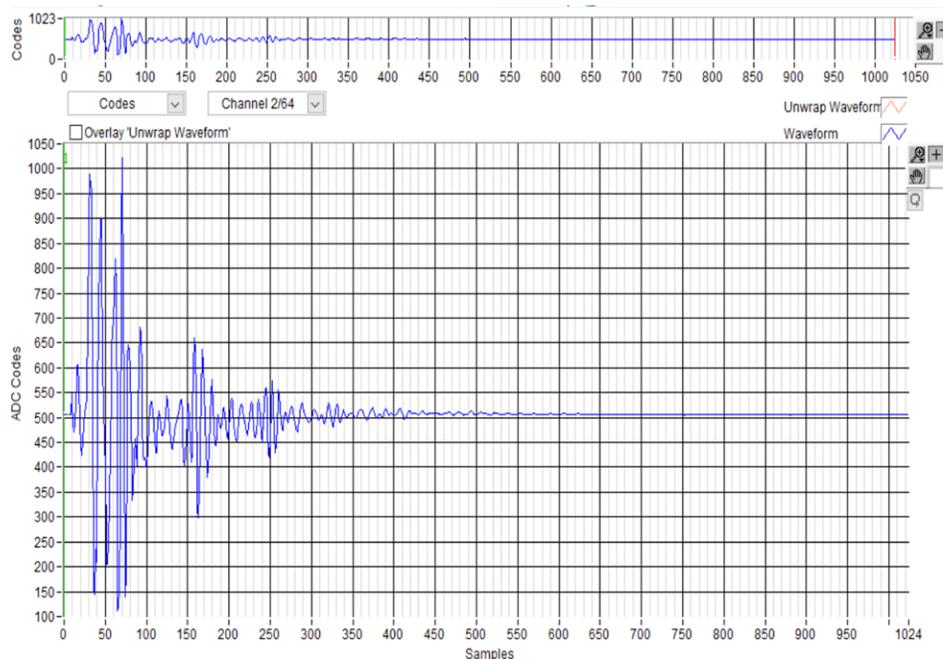


图 12. 收发器测量结果：由 FPGA 捕获的脉冲回波

5 总结

TI 全新的低功耗 AFE 和 TX 显著简化了无线的数字智能超声探头设计。上述产品通过优化特性和简化外部电路实现了低功耗。与传统系统相比，AFE 和 TX 能以更低成本向医生或偏远村庄提供 ≥ 64 通道的超声波系统。TI 致力于为需要的人带来能提供优质、即时医疗保健服务的创新产品，并提供更多支持智能探头应用的低功耗产品。

6 参考文献

- [TX7332 产品页面](#)
- [AFE5832LP 产品页面](#)
- 德州仪器 (TI), 《适用于超便携应用的 AFE5832LP 和 AFE5832 超声波模拟前端》(SBAA297)
- Jørgen Arendt Jensen 和 Peter Munk, 《模拟超声波 B 模式和 CFM 图像的计算机模型》, 声学成像, 第 23 册, 75-80 页, 编辑: S. Lees 和 L. A. Ferrari, 美国普莱南出版公司, 1997 年。
- Ziad O. Abu-Faraj 等, 《生物医学工程教育研究和高级生物工程学习手册》, ISBN. 978-1466601222, 2012 年。
- 徐晓辰, 《便携式超声波系统模拟前端设计的挑战和注意事项》, 2010 年 IEEE 超声学研讨会。
- 徐晓辰, 《高度集成半导体解决方案对超声波系统的影响》, 2016 年传感器会议, 南加利福尼亚大学。

重要声明和免责声明

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、某特定用途方面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功能安全、信息安全、监管或其他要求。

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 产品的应用。严禁对这些资源进行其他复制或展示。您无权使用任何其他 TI 知识产权或任何第三方知识产权。您应全额赔偿因在这些资源的使用中对 TI 及其代表造成的任何索赔、损害、成本、损失和债务，TI 对此概不负责。

TI 提供的产品受 [TI 的销售条款](#) 或 [ti.com](#) 上其他适用条款/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。

TI 反对并拒绝您可能提出的任何其他或不同的条款。

邮寄地址：Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265

Copyright © 2022，德州仪器 (TI) 公司