

Design Guide: TIDA-010266

低成本血压和心率监测仪参考设计



说明

此参考设计适用于低成本电子血压监测仪 (BPM) 或血压计，重点是使用 TI 微控制器 (MCU) 集成的斩波放大器和小型外部放大器提供低噪声性能。此设计面向电池供电型便携式设备，展示了如何利用具有集成精密模拟功能的 MSPM0L1306 来降低成本和减少外部元件。设计人员可以轻松切换到随附的 INA350 来评估替代的低成本架构，并测试 TI 超小型电机和泵驱动器 DRV8210。包含用于测试和评估的 GUI。

资源

TIDA-010266	设计文件夹
MSPM0L1306	产品文件夹
LMV324A	产品文件夹
INA350	产品文件夹
DRV8210	产品文件夹
TPS7A24	产品文件夹

特性

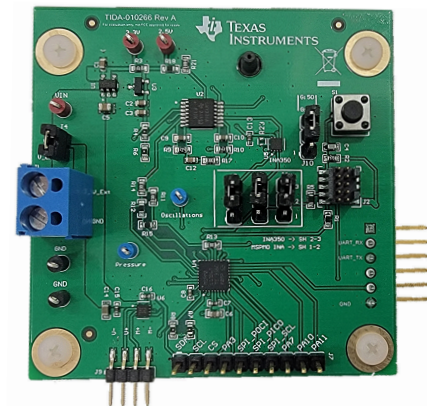
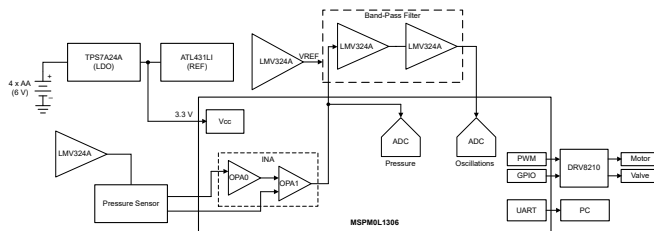
- 待机模式下功耗超低，可延长电池寿命
- 具有集成 INA 的低成本 MCU，可缩小尺寸并减少 BOM
- 支持 GUI 和原始数据读取，便于算法开发和后处理
- 超小的集成阀和泵驱动器设计有助于减小整体尺寸
- 支持动态转换，用于评估外部的 INA 和 MCU 集成的 INA

应用

- [血压监护仪](#)
- [多参数患者监护仪](#)



请咨询我司 TI E2E™ 支持专家



1 系统说明

此设计是电子血压计的参考设计，可通过一次测量记录收缩压、舒张压和心率数据。此设计从绑在上臂的袖带收集数据，然后处理这些数据。此设计提供了两个信号调节选项，供评估使用。双放大器 INA 通过 MSPM0L1306 内部的集成式运算放大器，后接两级带通滤波器，或 INA350 后接带通滤波器实现。可以通过使用不同的算法从原始压力和振荡数据中提取收缩压、舒张压和心率。然后，将测量结果通过通用异步接收器/发送器 (UART) 发送至 TI 的血压监测仪 GUI 进行评估。

1.1 术语

收缩 心脏收缩，血液被迫从心室流出，进入主动脉和肺动脉。血压读数中的第一个数字称为收缩压。收缩压测量心脏跳动时动脉中的压力。

舒张 心脏腔室的松弛和扩张，尤其是充满血液的心室。血压读数中的第二个数字被称为舒张压。舒张压测量心脏在两次跳动之间休息时动脉中的压力。

INA 仪表放大器

1.2 关键系统规格

参数	规格	详细信息
系统电池	6V 直流电源	四节 1.5V AA 电池
压力传感器	驱动电流：100 μ A 压力范围：- 50kPa 至 50kPa 桥接器电阻：20k Ω	2SMPP-03
直流空气泵	额定电压：6V 额定电流：< 430mA 气嘴直径：4.3mm	
直流空气阀	额定电压：6V 常开式 气嘴直径：3mm	

2 系统概述

2.1 方框图

图 2-1 和图 2-2 显示了方框图 A 和 B。

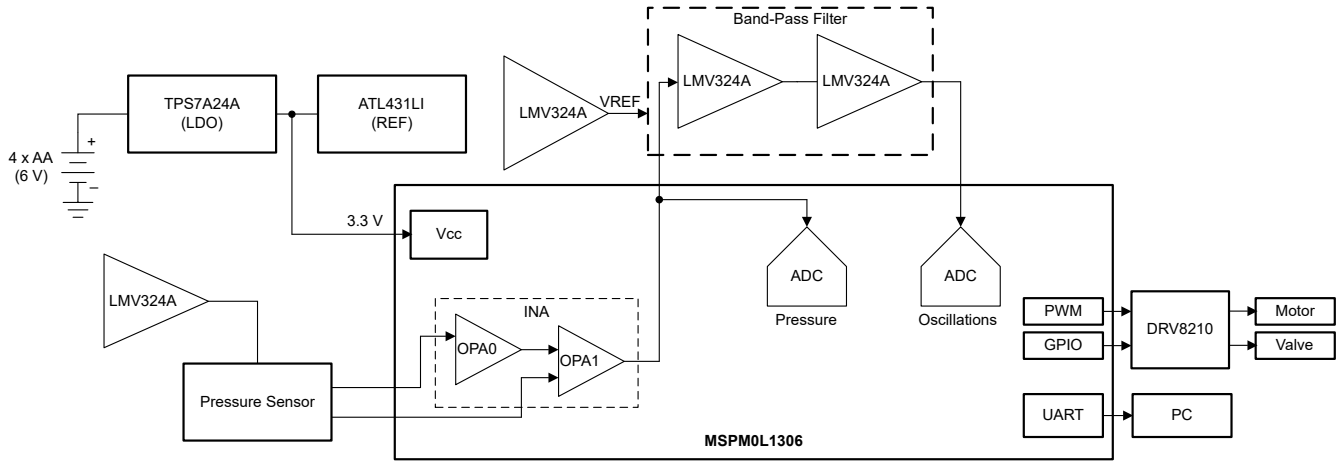


图 2-1. 系统方框图 A

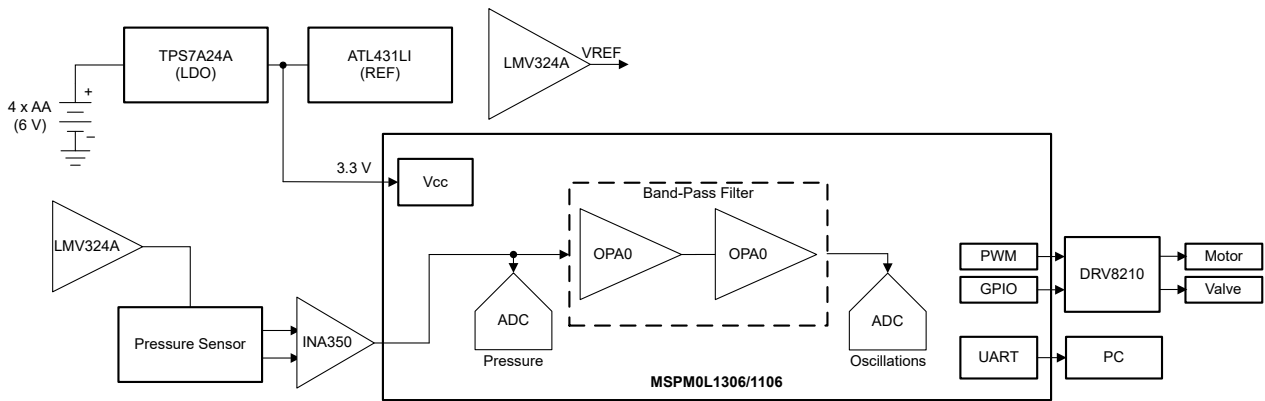


图 2-2. 系统方框图 B

2.2 设计注意事项

血压是人体重要的生理参数，承载着大量的生理和病理信息。测量血压的两种基本方法是柯氏音法和示波法。

要使用血压计，请执行以下操作：

1. 将袖带绑在被测人的上臂上
2. 缓慢地为袖带充气，使手臂收缩
3. 测量袖带放气时的压力

2.2.1 系统设计原理

血液流入手臂并在血管中产生压力；血流随着心率而变化，并产生周期性波形。当袖带压力大于收缩压时，血流受阻；血流受阻后，波形消失。在测量期间，来自传感器的压力数据是来自袖带的静压和来自血管的振荡波叠加的结果。随着袖带内压力的进一步增加，振荡波变得更大。达到最大值后，振荡波减小；在血管堵塞之后，振荡波消失。袖带的压力称为平均压力，其中振荡波具有最大值（请参阅图 2-3）。

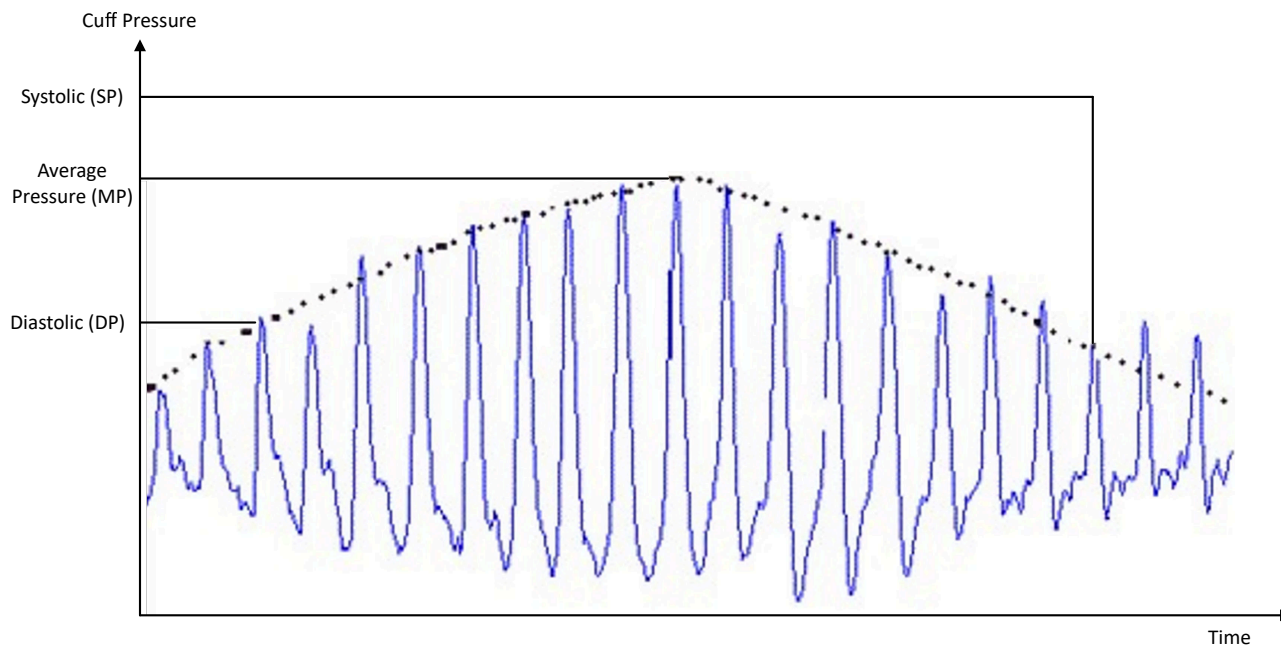


图 2-3. 振荡法测量血压

获取振荡波和包络很容易（请参阅图 2-3），但需要收缩压和舒张压参数。有两种方法可以从振荡曲线中获取这些参数。一种方法称为比例系数法，其中平均压力与收缩压和舒张压之间存在比例关系（系数分别称为 K_s 和 K_d ）。

$$\frac{SP}{MP} = K_s \text{ (value range : 0.30 – 0.75)} \quad (1)$$

$$\frac{DP}{MP} = K_d \text{ (value range : 0.45 – 0.90)} \quad (2)$$

这两个系数是从大量统计数据中得出的。比例系数法很简单，适合 MCU 应用，但个体间差异较大且不一致。有时，此方法会出现较大误差。

还有许多其他算法和方法可用，并且提供功耗和处理器要求之间的权衡。表 2-1 中列出了比例系数 (Ks、Kd) ，仅供参考。附带的软件将血压算法部分留空。

表 2-1. 根据平均压力范围计算出的 KS、Kd 值 (J Moraes)

平均压力范围 (mmHg)	Ks	平均压力范围 (mmHg)	Kd
MAP > 200	0.5	MAP > 180	0.75
200 ≥ MAP > 150	0.29	180 ≥ MAP > 140	0.82
150 ≥ MAP > 135	0.45	140 ≥ MAP > 120	0.85
135 ≥ MAP > 120	0.52	120 ≥ MAP > 60	0.78
120 ≥ MAP > 110	0.57	60 ≥ MAP > 50	0.6
110 ≥ MAP > 70	0.58	50 ≥ MAP	0.5
70 ≥ MAP	0.64	50 ≥ MAP	0.5

此设计采用 Omron 2SMPP-03 压力传感器，该传感器可在本应用所需的 0kPa 至 40kPa 压力范围内提供大约 0mV 至 30mV 的输出电压范围。这是一款 20kΩ 压阻桥式传感器，偏置电流为 100 μA。选择该桥接器是为了降低功耗。虽然通常会放弃信噪比 (SNR) 以延长电池寿命，但这种低成本信号链可以实现 < 10μV_{PP} 的输入基准噪声，这使得能够增加信号链的增益并减少驱动压力桥接器所需的电流。

2.2.2 桥接器偏置

在此实现中，通过在容差为 0.1% 的 2.49kΩ 电阻器上固定恒定的 0.249V 电压实现了恒定的 100 μA 电流。图 2-4 显示了 LMV324A 中用于此目的四个可用放大器之一。需要轨到轨输出以增加驱动电流，并在较低电源电压下保持电压余量。

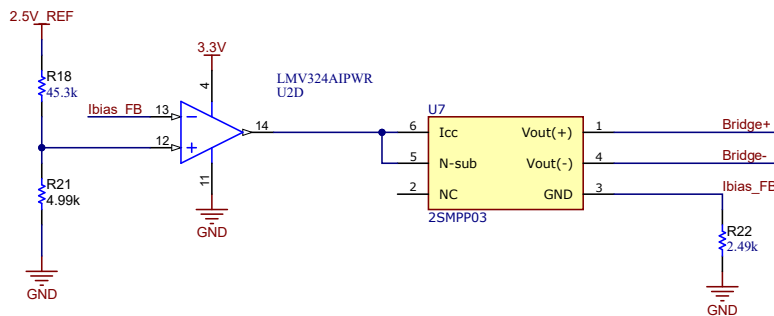


图 2-4. 压力传感器偏置电路

2.2.3 INA 级

该参考设计允许使用两种不同的 INA 实现进行评估。第一个 (请参阅图 2-1) 使用 MSPM0 的集成放大器来形成一个增益约为 32dB 的双放大器 INA，如图 2-5 所示。有关设计过程的详细步骤，请参阅 [过流事件检测电路](#) 设计指南。

图 2-2 说明了使用低成本集成式 INA350 的第二种实现方式，该 INA350 具有 3.5μV_{PP}，1/f 噪声，以及通过增益选择引脚提供的 20V/V 或 50V/V 增益设置。如果不需要额外的放大器，可以将低成本 INA350 或 INA351A 与低成本 MSPM0L1106 搭配使用。

此时，心脏以 100μV 至 300μV 峰峰值幅度泵血引起的血管振荡 (0.5Hz 至 7Hz) 叠加在进入 INA 的 15mV 幅度直流信号上。预期输出为 750mV 直流压力范围，振荡约为 10mV。

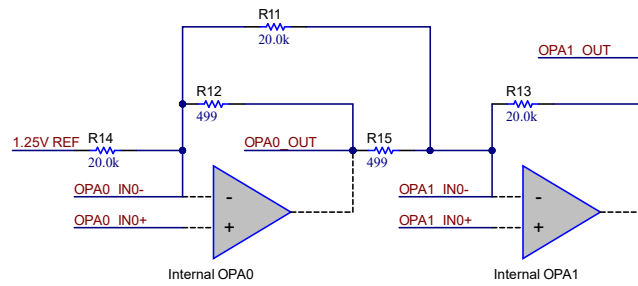


图 2-5. 双放大器 INA 电路

2.2.4 滤波器设计

此应用的滤波器设计面临以下挑战：需要只具有两个通用放大器的低噪声带通滤波器。一个关键问题是通过 INA 的压力波形需要高直流增益。该滤波器可抑制直流并带通 0.5Hz 至 7Hz 频率，总频率为 70dB 或更高，以拾取 μV 级振荡。

使用 TI 的滤波器设计工具模拟了几种拓扑结构，以平衡滤波器性能和噪声。第一种设计如图 2-6 所示，是一个二阶 Sallen-Key 低通级，后跟一个二阶 Sallen-Key 高通级，两者都具有巴特沃斯响应。这产生了相对平坦的频率响应，但遗憾的是，增益显著增加时噪声也显著增加。

对于第二种设计，二阶 HP 级后跟二阶 BP 级，能够有效地在低频阻带处添加三个零点，从而仅用两个放大器就能更好地滤除 30dB 直流增益。这为应用提供了出色的滤波器性能。然而，模拟的总噪声约为 $540\mu\text{V}_{\text{PP}}$ 。

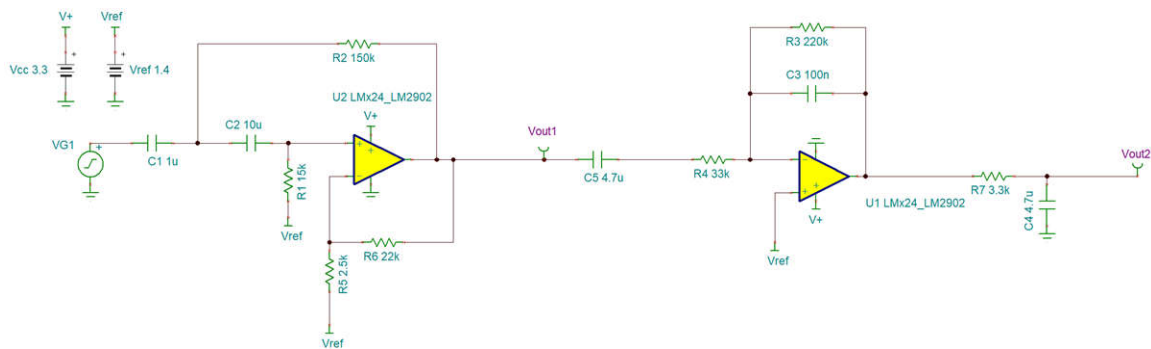


图 2-6. Sallen-Key 高通 + 带通

图 2-7 显示了第三个电路设计，这是一个简单的 2 级 BP。此滤波器具有出色的噪声性能和最少无源器件数。一个缺点是当尝试保持窄通带时响应不平坦。

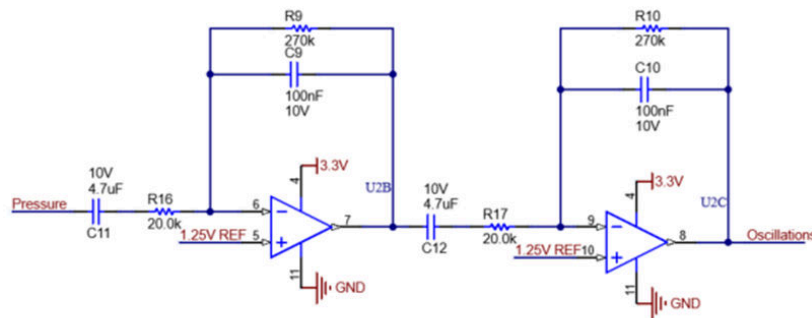


图 2-7. 两级带通电路

两级带通旨在优先考虑低噪声、阻带衰减和元件成本。在最佳设置中，优选 NP0/C0G 或至少 X5R，以提高对温度的耐受性并降低噪声。

$$f_{\text{LoW}} = \frac{1}{2\pi \times 20 \text{ k}\Omega \times 4.7 \text{ }\mu\text{F}} = 1.7 \text{ Hz} \quad (3)$$

$$f_{\text{High}} = \frac{1}{2\pi \times 270 \text{ k}\Omega \times 100 \text{ nF}} = 5.9 \text{ Hz} \quad (4)$$

2.3 重点产品

2.3.1 MCU-MSPM0L1306

该器件被选为系统 MCU，是系统的大脑。该器件可执行以下操作：

- 在测量模式下测量收缩压、舒张压和心率
- 连续发送数据和结果以进行可视化

此 MCU 具有 32MHz Arm® Cortex®-M0+ 内核、64k 闪存和 4k SRAM。此 MCU 因高性能模拟外设而与众不同。此器件包含一个 12 位 1.68Msps SAR ADC，具有高达 11.1 的典型 ENOB 和 71dB SNR，以及额外的 128 倍硬件过采样。此 MCU 包含两个零温漂、零交叉斩波运算放大器 (OPA)，具有低至 0.5μV/°C 的温漂和 2μV_{PP} 1/f 的斩波模式噪声。

这些器件还提供智能数字外设，例如四个 16 位通用计时器、一个窗口化看门狗计时器和各种通信外设（包括两个 UART、一个 SPI 和两个 I2C 接口）。

这种采用五种低功耗模式的架构经过优化，可延长便携式测量应用中的电池使用寿命。运行模式的功耗为 71μA/MHz，待机模式为 1μA，SRAM 和寄存器完全保留，而关断模式的电流消耗低至 61nA，具有 IO 唤醒功能。

图 2-8 显示了更多的 MSPM0L1306 块。

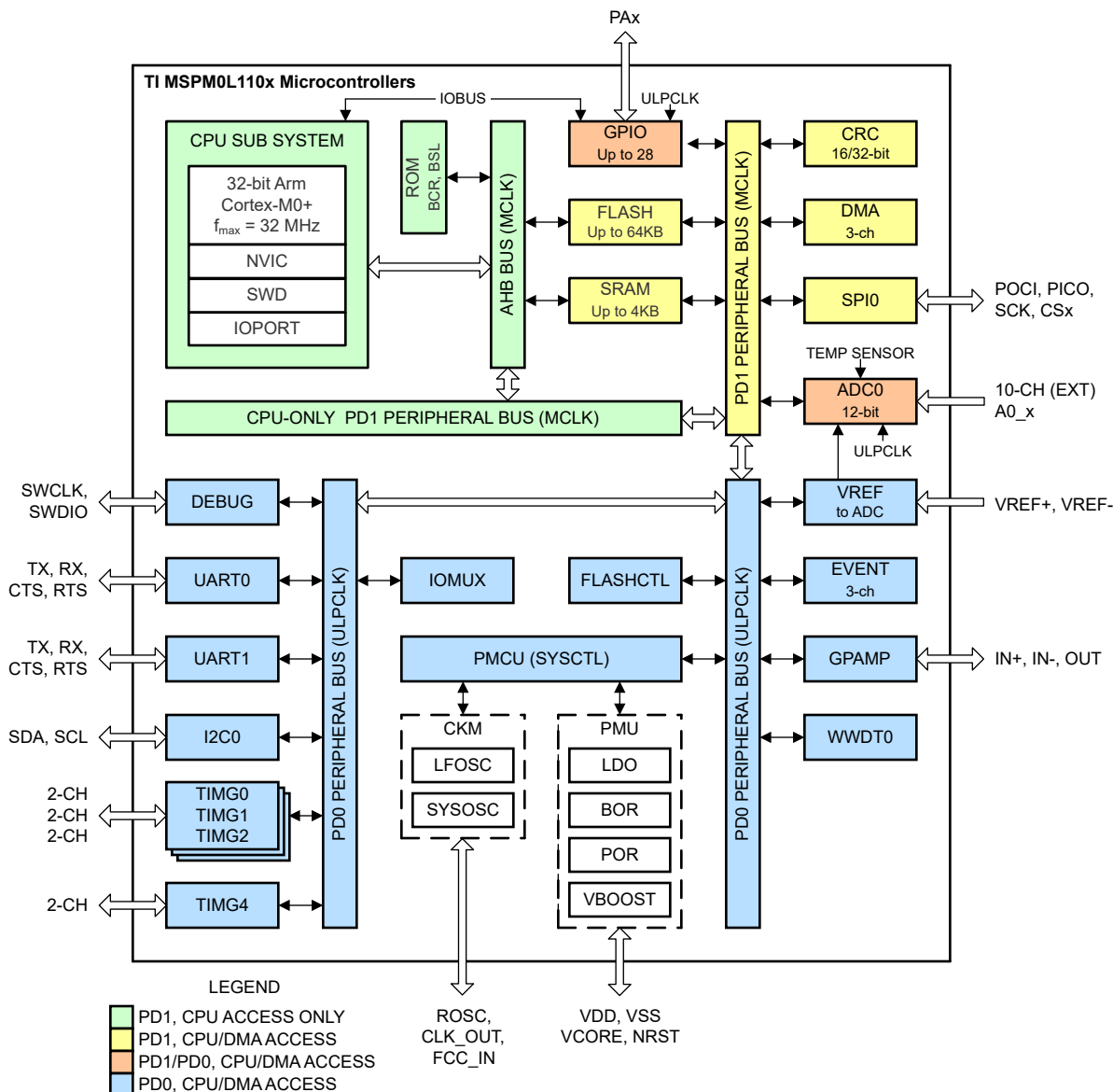


图 2-8. MSPM0L1306 功能框图

2.3.2 OPA-LMV324A

LMV324A 是一款四路低压 (2.5V 至 5.5V) 运算放大器，具有轨到轨输出摆幅、5.1μV_{pp} 1/f 噪声、±1mV 输入失调电压、10pA 输入偏置电流和 70μA/通道静态电流。LMV324A 是颇具成本效益的设计，适用于需要低工作电压、节省空间和低成本的应用。LMV324V 的其他特性包括共模输入电压范围，其中包括接地、1MHz 单位增益带宽和 1.7V/μs 压摆率。图 2-9 给出了功能方框图。

其中一个放大器用于通过恒定电流对压力传感器进行偏置。第二个放大器用于产生用于 INA 和带通滤波器的偏置参考电压。其余放大器用于两级带通滤波器。

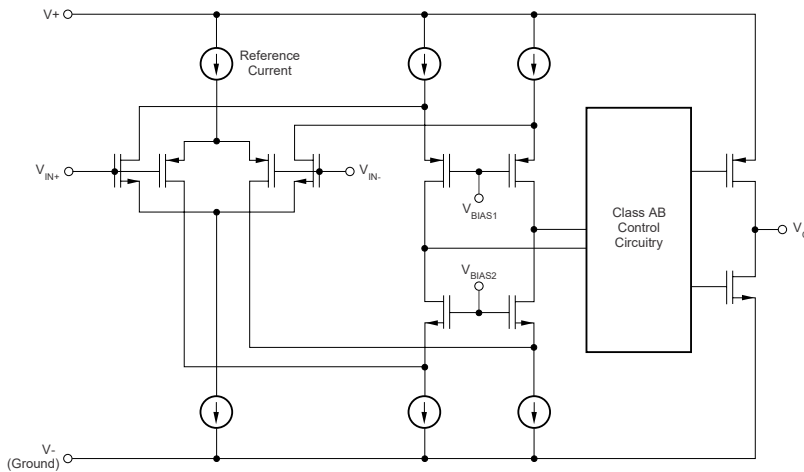


图 2-9. LMV324A 功能框图

2.3.3 LDO-TPS7A2433

TPS7A24 是一款 18V、低静态电流（空载时为 $2\ \mu\text{A}$ ）低压降 (LDO) 线性稳压器，有固定和可调两种型号。低 I_Q 性能使 TPS7A24 成为电池供电或线路电源应用的理想选择，这些应用有望于满足日益严格的待机功耗标准。该器件有固定输出和可调输出两种型号，随温度变化的精度为 1.25%。

此外，TPS7A24 还集成了过流、过冲下拉和热关断保护功能。图 2-10 给出了功能方框图。

该器件将电池的输入电压（约 6V）转换为 3.3V，并将该电压提供给 MCU。该器件可以为 MCU 提供稳定的输入电压。虽然可以添加降压转换器以在降低 6V 电池输出时提供更高的效率，但 LDO 不会为电机或阀门供电，而电机或阀门是主要的电流消耗源。主要限制 MCU 和放大器的睡眠状态电流消耗所导致的效率损失。

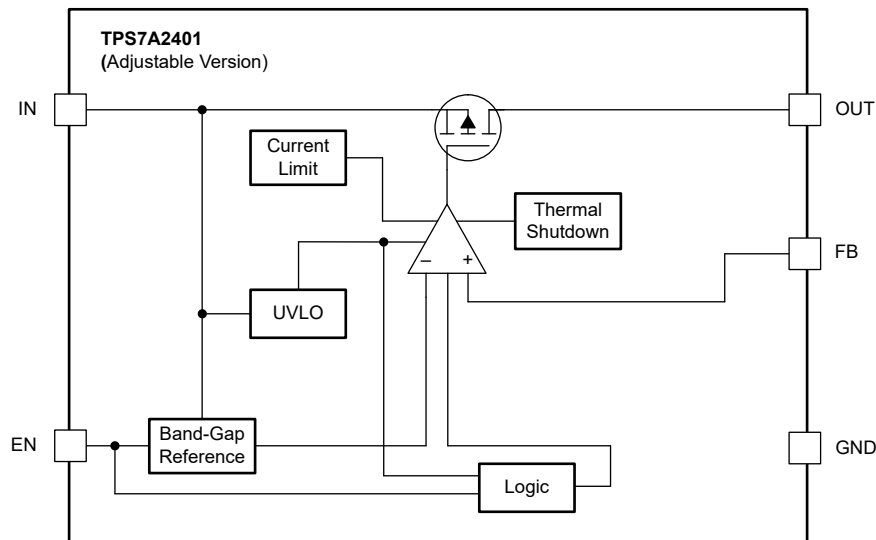


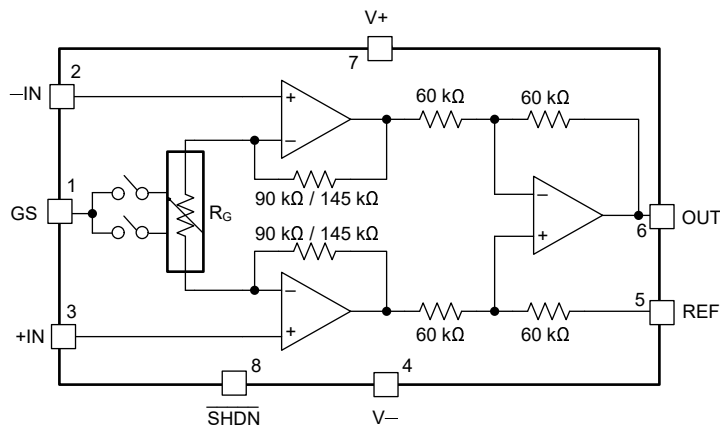
图 2-10. TPS7A2433 功能框图

2.3.4 INA350

该器件是一款针对尺寸和低功耗进行了优化的低成本仪表放大器。可以通过跳线配置选择 INA350 作为压力传感器 INA。这可以调节压力传感器输出，以出色地利用 ADC 的动态范围。该器件具有 $3.2\mu\text{V}_{\text{PP}}$ 1/f 噪声、 $\pm 0.2\text{mV}$ 输入失调电压和 $\pm 0.6\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ 随温度变化的失调电压。该器件具有许多电池供电 BPM 所需的功能，例如空闲时自动关断，小至 $1.5\text{mm} \times 2.00\text{mm}$ 的封装选项，以及集成无源器件以实现与分立式实施相比更小型的设计。图 2-11 给出了功能方框图。

INA350 有两种不同的增益型号版本。INA350ABS 可用于 10V/V 或 20V/V 增益，而本设计中使用的 INA350CDS 可用于 30V/V 或 50V/V 增益。

虽然本设计中未使用，但新的 INA351 和 INA351A 也可用于本设计。INA351 添加了一个集成电压基准缓冲器，INA351A 允许将电压基准引脚连接到外部引脚，因此该器件可用于偏移校正或偏置其他电路。



Note: 90 kΩ for INA350ABS and 145 kΩ for INA350CDS

图 2-11. INA350 功能框图

2.3.5 DRV8210

该器件是一个有刷电机驱动器，使用来自 MCU 的 GPIO 或 PWM 输入驱动用于给袖带充气和放气的泵和阀门。两个独立半桥（每个通道能够提供 1.76A 电流）集成在一个比分立式替代方案更小的设计中。DRV8210 的尺寸只有 $1.2\text{mm} \times 1.60\text{mm}$ ，包含自动睡眠功能，在 5V 时电流消耗低于 84.5nA。图 2-12 显示了功能方框图。

该器件只需要两个旁路电容器，并集成了欠压锁定 (UVLO)、过流保护 (OCP) 和器件过热保护功能。

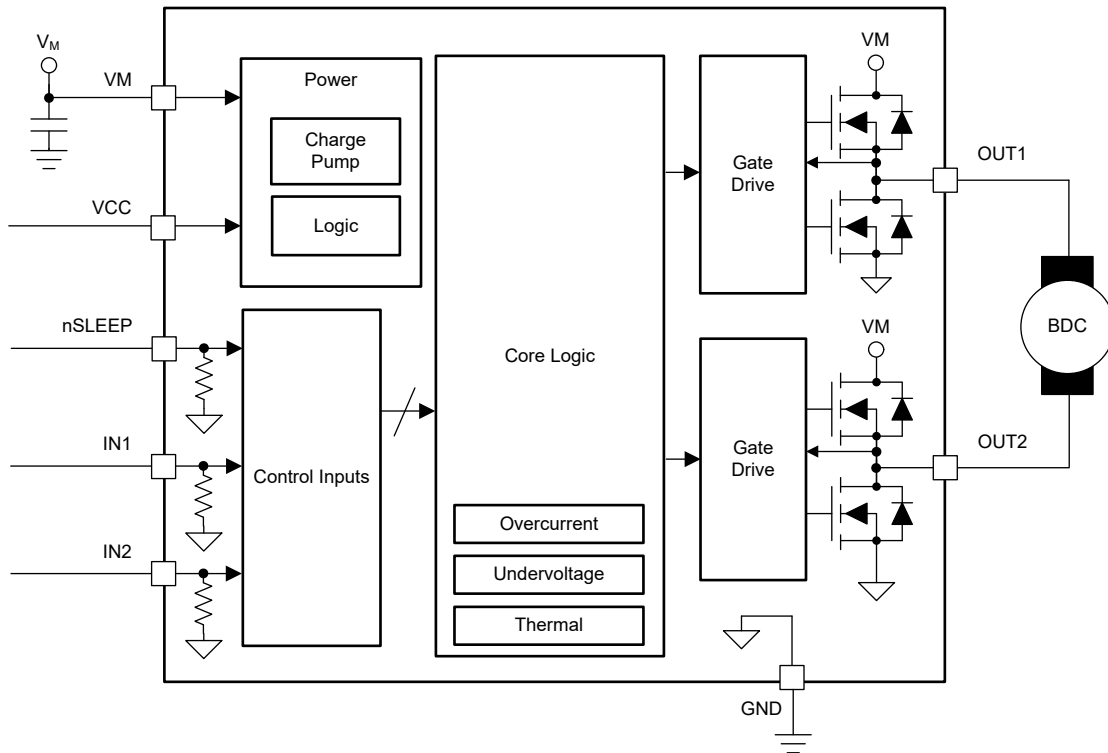


图 2-12. DRV8210 功能框图

2.3.6 ATL431LI

ATL431LI 器件为 ADC 提供 2.5V 参考电压，以及用于偏置 INA 和带通滤波器的 1.25V 电源轨生成电路。该器件是一款并联基准，具有 0.5% 的精度和 17mV 的最大温漂，并且成本非常低。

3 硬件、软件、测试要求和测试结果

3.1 硬件要求

要设置硬件，请连接系统的所有器件。在连接之前，请将元件装配到电路板上，请参阅节 3.1.1。

3.1.1 系统连接

按图 3-1 所示连接气体通路。压力传感器、泵、阀门和袖带的连接必须无任何泄漏。

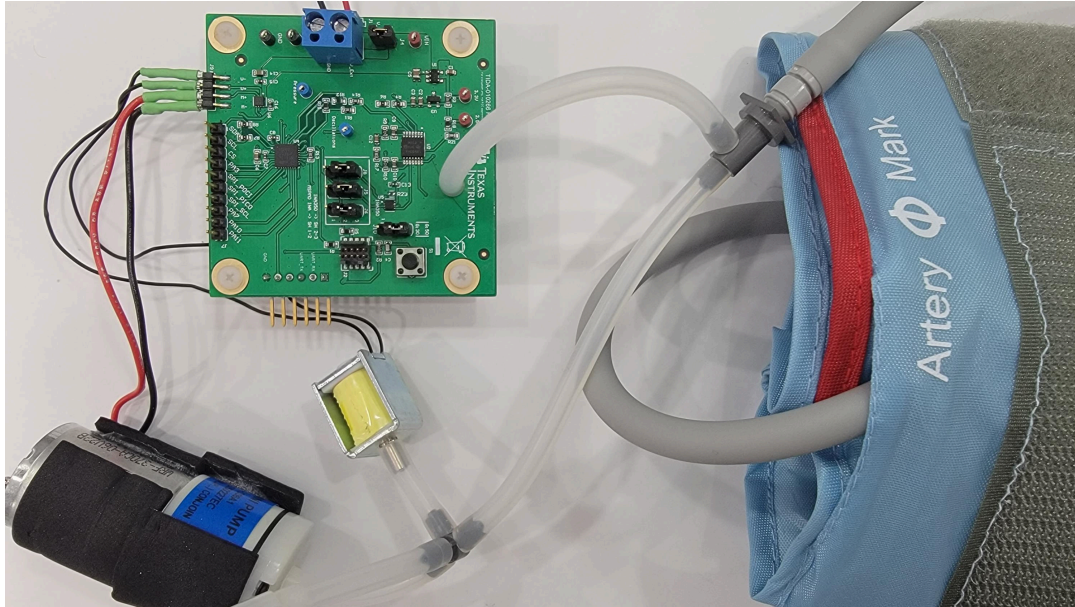


图 3-1. 气体通路的袖带、泵、阀门和传感器的连接

进行电子连接的汇总过程如下：

1. 将泵的一根导线连接到 M+，另一根导线连接到 M-。
2. 将阀门的一根导线连接到 M+，另一根导线连接到 M-（请参阅图 3-2）
3. 将 4 芯 AA 电池座连接到端子 J1。
4. 将 UART 转 USB 电缆连接到端子 J3。
5. 可选 - 要使用 CCS 更改代码，请在端子 J2 上使用 XDS110。

要查看或收集原始数据，请将 UART 连接到 PC。

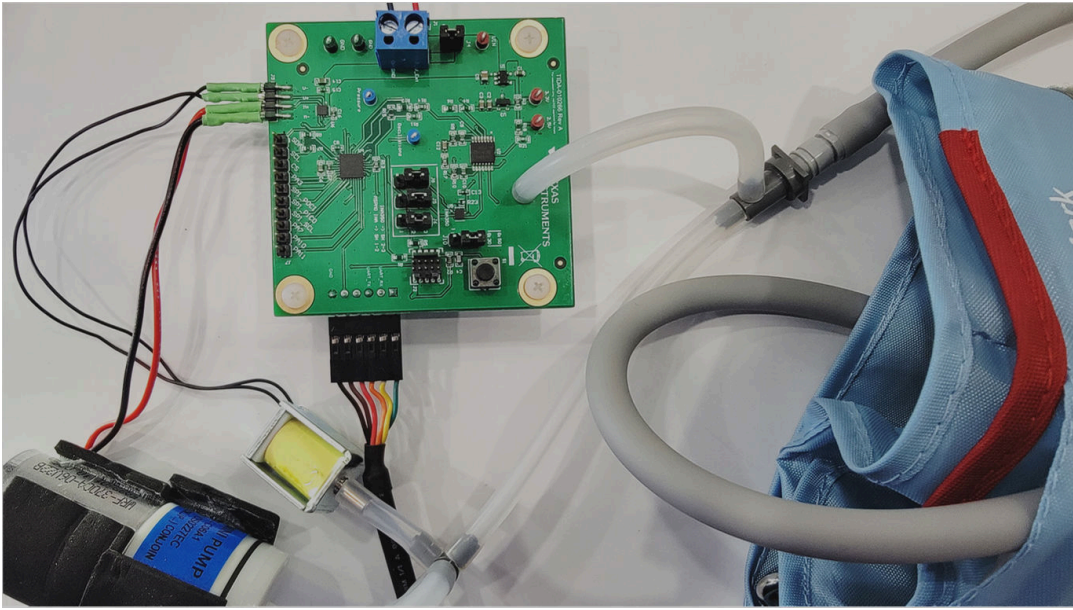


图 3-2. 连接到电路板

3.2 软件要求

要开始使用演示，请完成以下步骤：

1. 下载 [CCSTUDIO](#)。
2. 下载最新的 [MSPM0-SDK](#)。
3. 将软件开发套件导入 CCSTUDIO。

图 3-3 总结了软件的一般流程。

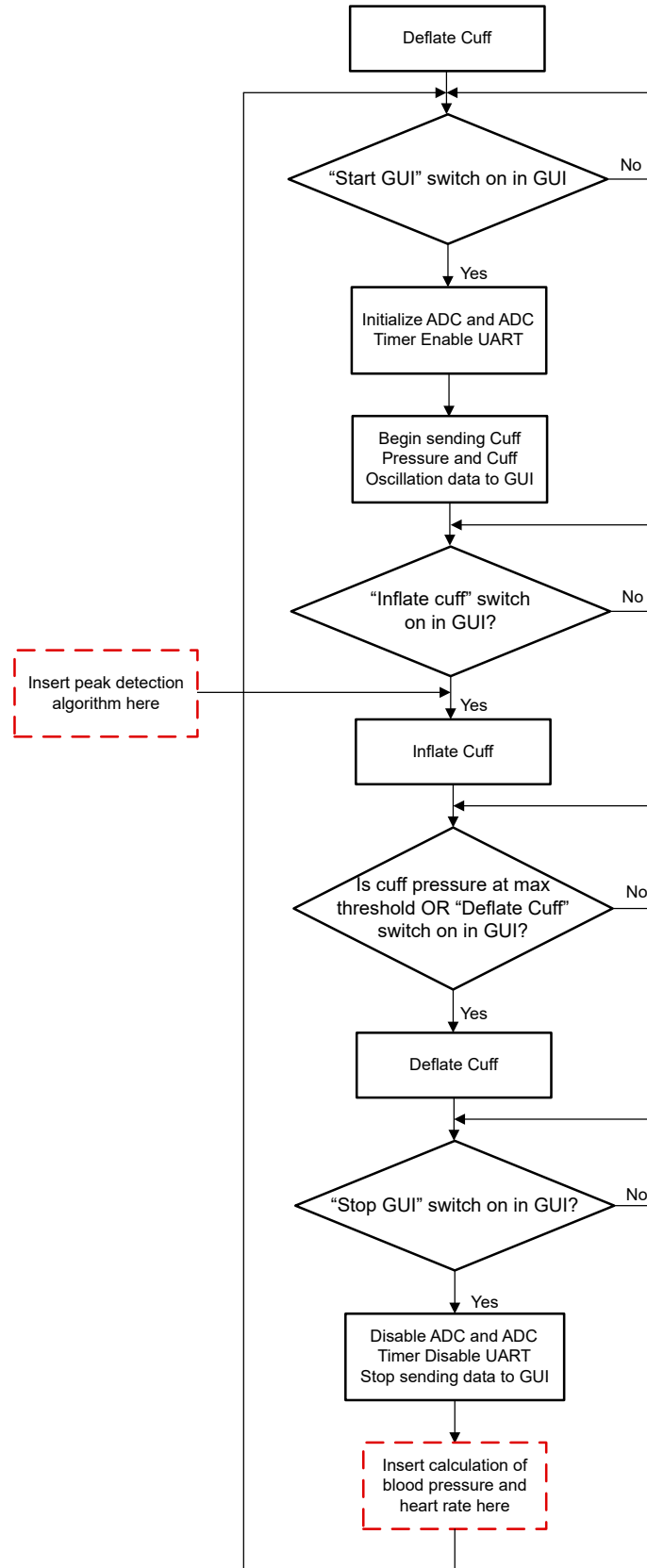


图 3-3. 软件流程图

3.3 运行演示

要运行演示，请完成以下步骤：

1. 打开 **CCSTUDIO**
2. 将“blood_pressure_monitor demo”工程导入 SDK *demos* 文件夹中，如图 3-4 所示
3. 构建工程并对电路板进行编程
4. 点击自述文件中的 **GUI** 链接，设置演示 GUI 以访问图 3-5

备注

查看自述文件，了解此设计所使用的外设和引脚。

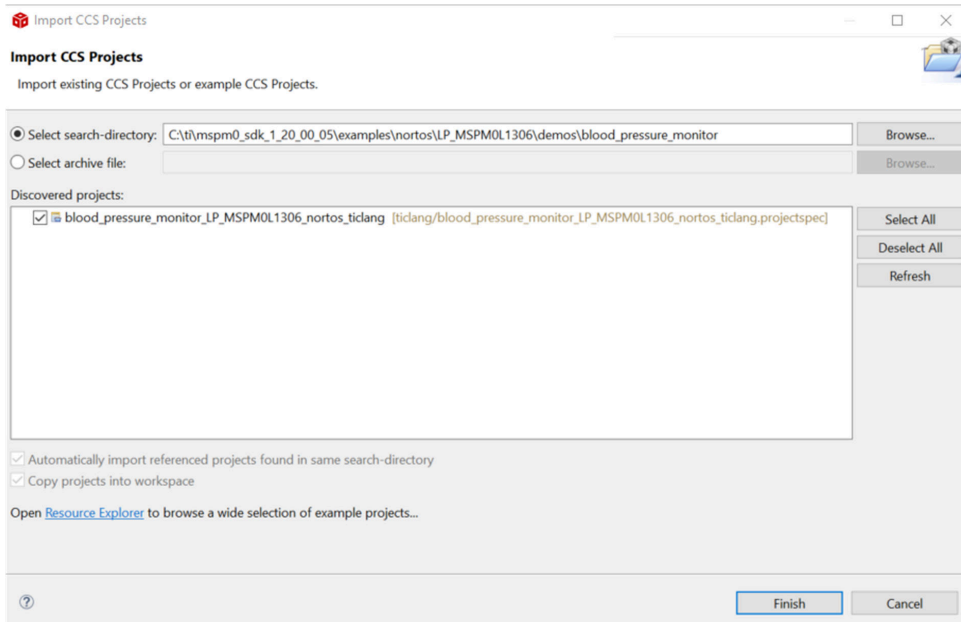


图 3-4. 导入 CCS 工程

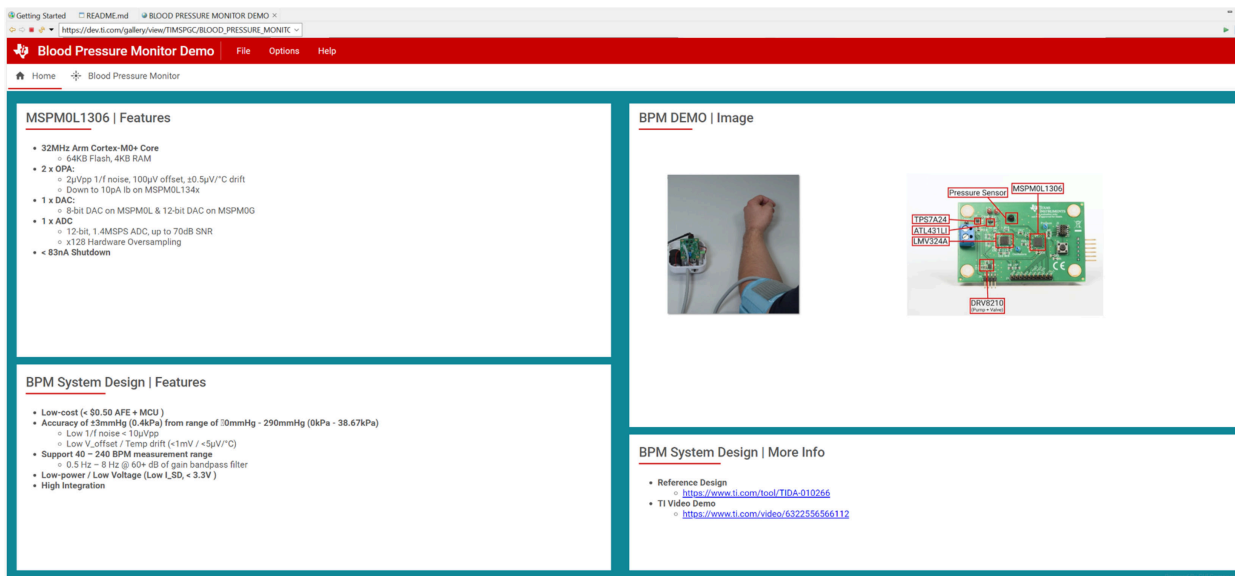


图 3-5. BPM GUI 主页选项卡

以下列表提供了操作 GUI 和生成图 3-6 中所示图像的说明摘要。

1. 转至 **Blood Pressure Monitor** 选项卡。
2. 点击 **Start GUI** 按钮。
3. 电路板开始通过 UART 传输两个 ADC 通道，并且这两个通道都显示在 GUI 窗口上。
4. 点击 **Inflate Cuff** 按钮将袖带充气至目标阈值压力。
 - a. 此时，程序会在达到目标压力时停止泵，并开始打开阀门对袖带进行放气，以便进行不受干扰的传感器测量。
5. 要停止演示，请点击 **Deflate cuff** 以打开阀并关闭泵，然后点击 **Stop GUI**。

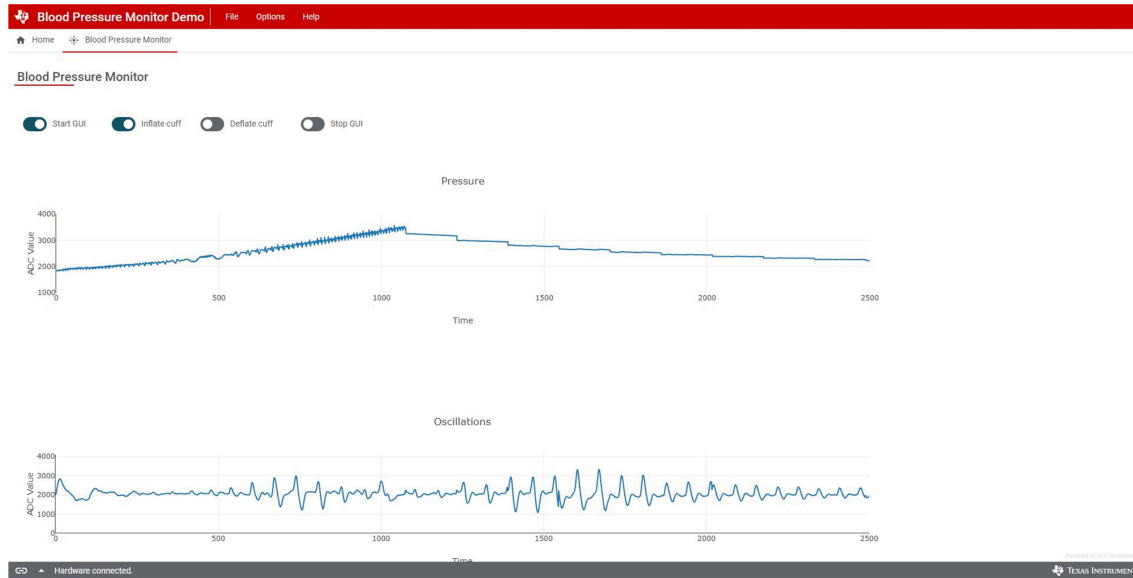


图 3-6. BPM GUI 波形值

3.4 测试结果

测量过程中，被测人不得移动，并且必须正确佩戴袖带。GUI 捕获可检测测量的充气 and 放气阶段的振荡。区别在于泵打开时与泵关闭时的噪声水平，这提高了 SNR，从而提高了整体精度。然而，为了加快测量速度，只能在充气阶段捕获振荡。

实现血压算法后，可以使用此演示来快速评估性能。

4 设计和文档支持

4.1 设计文件

4.1.1 原理图

要下载原理图，请参阅位于 [TIDA-010266](#) 的设计文件。

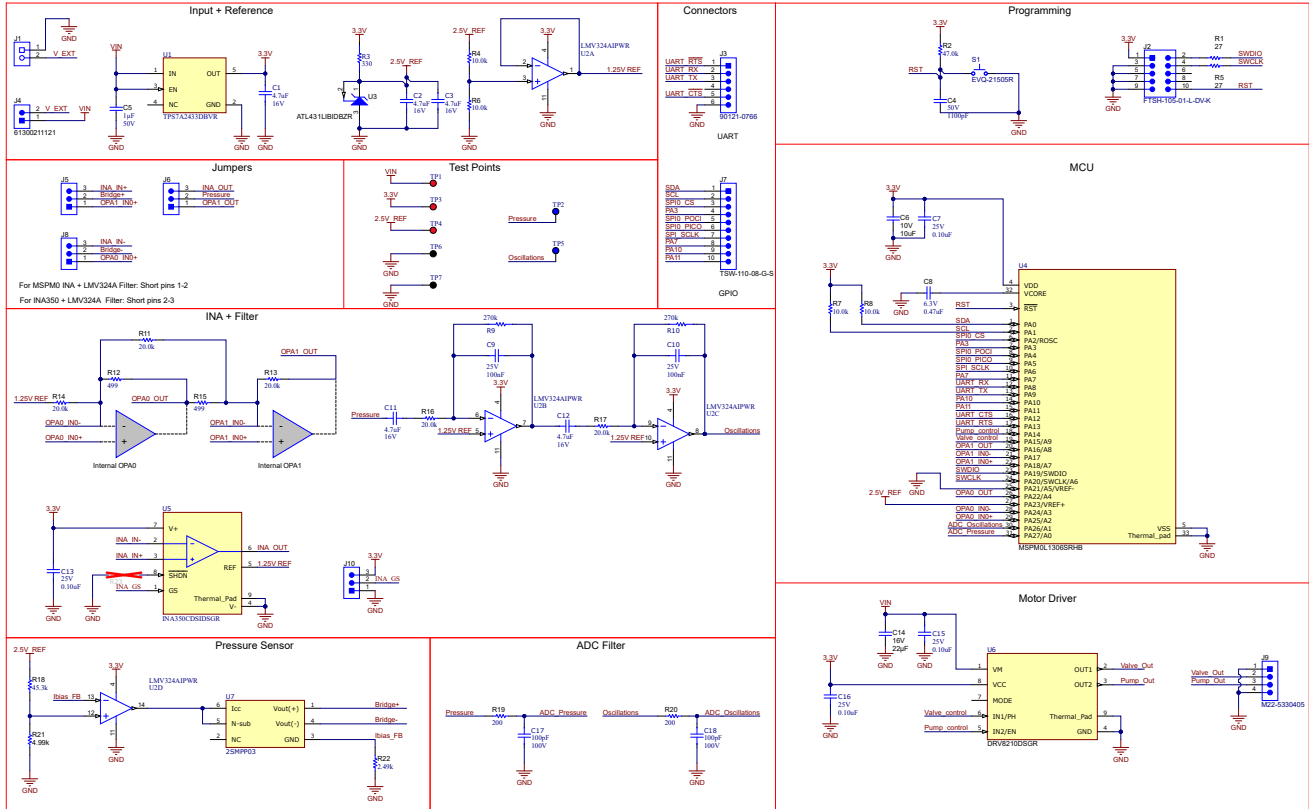


图 4-1. 原理图

4.1.2 BOM

要下载物料清单 (BOM)，请参阅位于 [TIDA-010266](#) 的设计文件。

4.1.3 PCB 布局建议

此参考设计采用 4 层设计，以适应两个信号链可选项。然而，在仅具有一个信号链选项的实际实现中，2 层设计就足够了。

4.2 工具与软件

工具

Code Composer Studio™

Code Composer Studio 是适用于 TI 微控制器和处理器的集成开发环境 (IDE)。Code Composer Studio 包含一整套用于开发和调试嵌入式应用的工具。Code Composer Studio 可在 Microsoft® Windows®、Linux® 和 macOS® 桌面上进行下载。此外，还可以通过访问 TI 开发人员专区在云中使用该产品。

4.3 文档支持

1. Gallardo JE、Cotta C、Ferandez AJ。 *On the hybridization of memetic algorithms with branch-and-bound techniques*. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, 2007, 37(1): 77-83。
2. 德州仪器 (TI), [MSP430x5xx 和 MSP430x6xx 系列](#) 用户指南
3. 德州仪器 (TI), [MSPM0L130x 混合信号微控制器](#) 数据表

4.4 支持资源

[TI E2E™ 中文支持论坛](#) 是工程师的重要参考资料，可直接从专家处获得快速、经过验证的解答和设计帮助。搜索现有解答或提出自己的问题，获得所需的快速设计帮助。

链接的内容由各个贡献者“按原样”提供。这些内容并不构成 TI 技术规范，并且不一定反映 TI 的观点；请参阅 TI 的 [使用条款](#)。

4.5 商标

TI E2E™ and Code Composer Studio™ are trademarks of Texas Instruments.
Arm® and Cortex® are registered trademarks of Arm Limited.
Microsoft® and Windows® are registered trademarks of Microsoft Corporation.
Linux® is a registered trademark of Linus Torvalds.
macOS® is a registered trademark of Apple Inc.
所有商标均为其各自所有者的财产。

5 作者简介

JOHN VARELA MUNOZ 是德州仪器 (TI) 的系统工程师，负责为医疗行业开发系统解决方案。John 分别在佛罗里达大学和德克萨斯农工大学获得了电气工程学士和硕士学位。

AMRUTA DEOLE 是德州仪器 (TI) 的应用工程师，负责为 MSP 产品线内的客户提供支持。

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 © 2024，德州仪器 (TI) 公司