

## Design Guide: TIDA-010266

## 低コストの血圧および心拍数モニタのリファレンス デザイン



## 概要

これは低コストの電子血圧計 (BPM) または血圧計のリファレンス デザインで、テキサス・インスツルメンツのマイクロコントローラ (MCU) を統合したチョッピング アンプと小型外部アンプの両方を使用して、低ノイズ性能を重視しています。このリファレンス デザインはバッテリー駆動のポータブル デバイスを対象としており、精密アナログ機能が統合された MSPM0L1306 を活用してコストと外部部品を削減する方法を示しています。設計者は、組み込まれている INA350 に簡単に切り替えることで、低コストの別のアーキテクチャを評価したり、テキサス・インスツルメンツで最小のモーターおよびポンプドライバである DRV8210 をテストしたりできます。テストと評価用の GUI が含まれています。

## リソース

<a href="#">TIDA-010266</a>	デザインフォルダ
<a href="#">MSPM0L1306</a>	プロダクトフォルダ
<a href="#">LMV324A</a>	プロダクトフォルダ
<a href="#">INA350</a>	プロダクトフォルダ
<a href="#">DRV8210</a>	プロダクトフォルダ
<a href="#">TPS7A24</a>	プロダクトフォルダ

## 特長

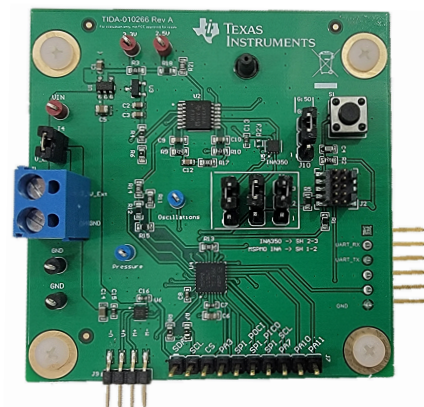
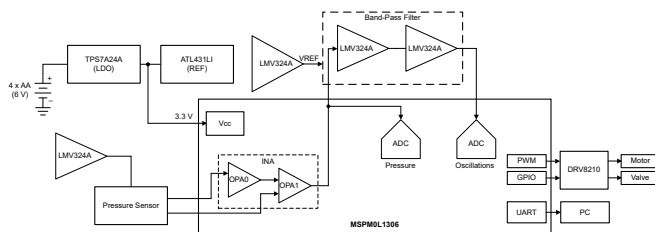
- スタンバイ モードでの超低消費電力により、バッテリー駆動時間を延長
- 統合 INA を搭載した低コストのマイクロコントローラにより、サイズと部品表 (BOM) を削減
- GUI と生データの読み出しをサポートし、アルゴリズム開発と後処理を容易化
- 最小の統合型バルブおよびポンプドライバの設計により、全体的な小型化を実現
- 外部 INA とマイクロコントローラ統合 INA の評価を即時切り替え

## アプリケーション

- 血圧計
- マルチパラメータ メディカル モニタ



テキサス・インスツルメンツの TI E2E™ サポート エキスパートにお問い合わせください。



## 1 システムの説明

このデザインは、一度の測定で収縮期血圧、拡張期血圧、および心拍数のデータを記録できる電子血圧計のリファレンスデザインです。このデザインでは、上腕に装着したカフからデータを収集した後で、データ処理を行います。評価用に 2 つの信号調整オプションが用意されています。MSPM0L1306 内の統合オペアンプを使用した 2 アンプ INA とそれに続く 2 段のバンドパスフィルタ、または INA350 とそれに続くバンドパスフィルタです。収縮期血圧、拡張期血圧、および心拍数は、さまざまなアルゴリズムを使用して、血圧と振動の生データから抽出できます。測定結果は、ユニバーサル非同期レシーバ/トランスミッタ (UART) 経由でテキサス・インスツルメンツの血圧モニタ GUI に送信され、評価が行われます。

### 1.1 用語

**収縮期** 心臓が収縮して、血液が心室から大動脈と肺動脈に送り出される過程。血圧測定値の最初の数値は、収縮期血圧と呼ばれます。収縮期血圧は、心臓が拍動したときの動脈の圧力を測定したものです。

**拡張期** 心臓の弛緩と拡張、特に心室が血液で満たされる過程。血圧測定値の 2 番目の数値は、拡張期血圧と呼ばれます。拡張期血圧は、心臓が拍動と拍動の間で休息しているときの動脈の圧力を測定したものです。

**INA** 計装アンプ

### 1.2 主なシステム仕様

パラメータ	仕様	詳細
システム バッテリ	6V DC 電源	1.5V 単三 (AA) 電池、4 本
圧力センサ	駆動電流: 100 $\mu$ A 圧力範囲: -50kPa ~ 50kPa ブリッジ抵抗: 20k $\Omega$	2SMPP-03
DC エア ポンプ	定格電圧 6V 定格電流: < 430 mA エア タップ径: 4.3 mm	
DC エア バルブ	定格電圧 6V ノーマル オープン タイプ エアタップ径: 3 mm	

## 2 システム概要

### 2.1 ブロック図

ブロック図 A と B を [図 2-1](#) と [図 2-2](#) に示します。

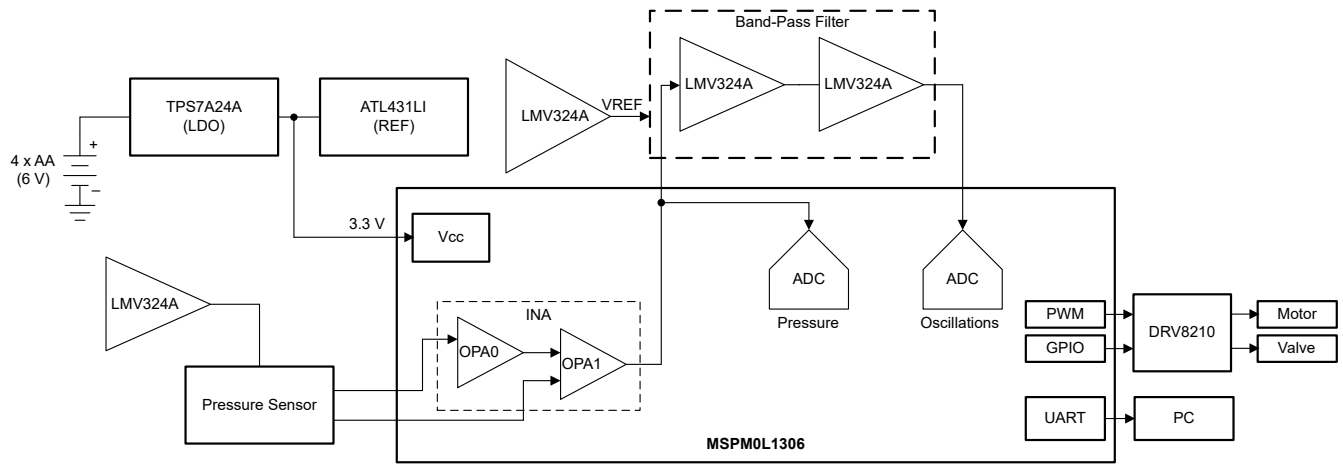


図 2-1. システム ブロック図 A

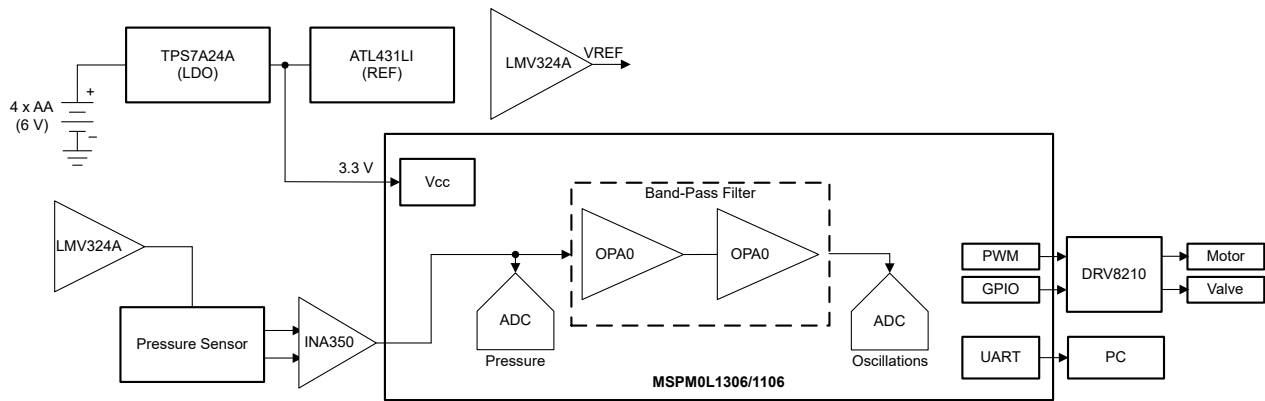


図 2-2. システム ブロック図 B

## 2.2 設計上の考慮事項

血圧は人体の重要な生理学的パラメータであり、多くの生理学的および病理学的情報を含んでいます。血圧を測定する2つの基本的な方法は、コトコフ音法とオシロメトリック法です。

血圧計を使用するには、以下の手順を行います。

1. 被験者の上腕にカフを装着します。
2. ゆっくりとカフを膨らませて、腕を圧迫します。
3. カフが収縮したら圧力を測定します。

### 2.2.1 システム設計理論

血液は腕に流れ込み、血管内で圧力を生じさせます。血流は心拍数に応じて変化し、周期的な波形が生成されます。カフの圧力が収縮期血圧より高くなると血流は遮断され、血流が遮断されると波形は消えます。測定中は、センサからの圧力データは、カフからの静圧と血管からの振動波に重ね合わされたものとなります。カフの圧力がさらに上がると、振動波は大きくなります。最大値に達すると振動波は小さくなり、血管が閉塞されると振動波は消失します。振動波が最大値となるときのカフの圧力を平均圧力と呼んでいます (図 2-3 を参照)。

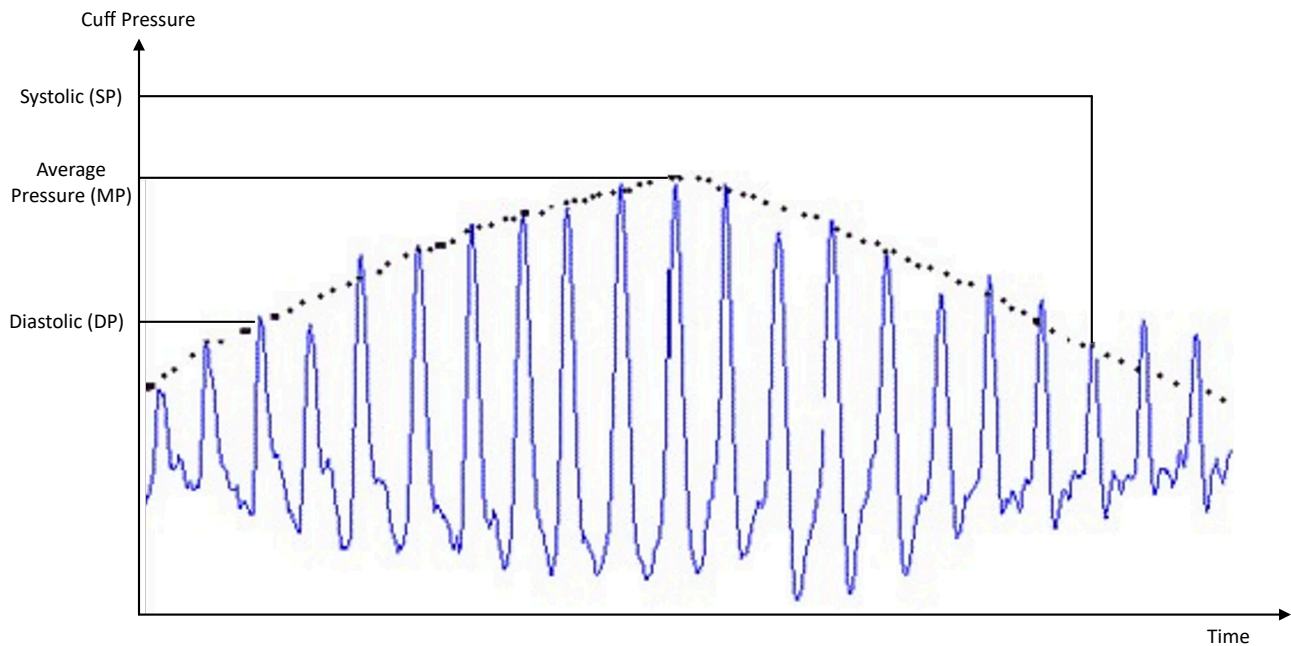


図 2-3. オシロメトリック法による血圧測定

振動波とエンベロープの取得は簡単ですが (図 2-3 を参照)、収縮期パラメータと拡張期パラメータが必要です。振動曲線からこれらのパラメータを取得する方法は2つあります。一つは比例係数法と呼ばれる方法で、平均血圧と収縮期血圧および拡張期血圧との間に比例関係が存在します (係数はそれぞれ  $K_s$ 、 $K_d$  と呼ばれている)。

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

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

これら2つの係数は、多数の統計データから得られたものです。比例係数法はシンプルでマイクロコントローラアプリケーションに適していますが、個々の差が大きく一貫性がありません。この方法では大きな誤差が発生することがあります。

他にも多くのアルゴリズムやアプローチがあり、消費電力とプロセッサ要件のバランスをとることができます。参照用として、表 2-1 に比例係数 ( $K_s$ 、 $K_d$ ) を示します。付属のソフトウェアでは、血圧アルゴリズム セクションは空白のままになっています。

表 2-1. 平均圧力範囲による Ks 値、Kd 値 (J Moraes)

平均圧力範囲 (mmHg)	Ks	平均圧力範囲 (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

この設計では、オムロンの 2SMPP-03 圧力センサを使用しています。このセンサは、このアプリケーションで対象となる 0kPa～40kPa の圧力範囲にわたって、約 0mV～30mV の出力電圧範囲を実現します。これは 100μA でバイアスを印加される 20kΩ のピエゾ抵抗ブリッジ センサです。このブリッジは、低消費電力のために選択されています。通常、バッテリー駆動時間を延長するためには、信号対雑音比 (SNR) は犠牲にされることがありますが、この低コストのシグナル チェーンは入力換算ノイズを 10μV<sub>PP</sub> 未満に抑えることができ、これによって、信号チェーンのゲインを増加させ、圧力ブリッジを駆動するために必要な電流を低減することができます。

### 2.2.2 ブリッジのバイアス印加

この実装では、許容誤差 0.1% の 2.49kΩ 抵抗に 0.249V を一定に印加することで、一定の 100μA が達成されます。図 2-4 に、この目的で使用される LMV324A で利用可能な 4 つのアンプのうちの 1 つを示します。駆動電流を増加させて、低電源電圧で電圧ヘッドルームを維持するには、レールツーレール出力が必要です。

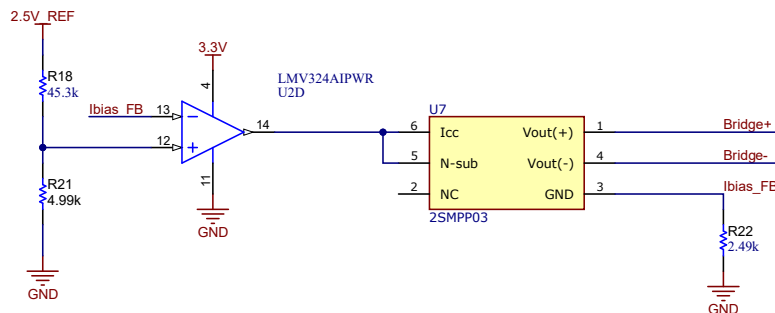


図 2-4. 圧力センサのバイアス回路

### 2.2.3 INA 段

このリファレンス デザインでは、評価用に 2 つの異なる INA の実装が可能です。図 2-1 に示す最初の INA は MSPM0 の統合アンプを使用して、図 2-5 に示すように、約 32dB のゲインを持つ 2 つのアンプ INA を形成します。設計プロセスの詳細な手順については、『過電流イベント検出回路』デザイン ガイドを参照してください。

図 2-2 は、低コストの統合 INA350 を使用した 2 番目の実装を示し、3.5μV<sub>PP</sub>、1/f ノイズ、20V/V または 50V/V のゲイン設定 (ゲイン選択ピンを使用) となっています。追加のアンプが必要ない場合は、低コストの INA350 または INA351A を、より低コストの MSPMOL1106 と組み合わせることができます。

この時点では、心臓が 100μV～300μV のピークツーピーク振幅で血液を送り出すことによって生じる血管振動 (0.5Hz～7Hz) が、INA に入力される 15mV 振幅の DC 信号に重ね合わされます。予想される出力は、10mV 程度の振動のある 750mV DC 圧力範囲です。

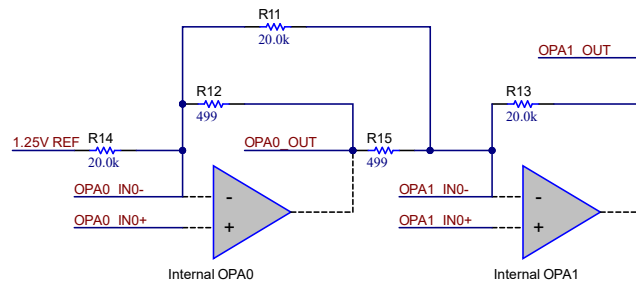


図 2-5.2 アンプ INA 回路

## 2.2.4 フィルタ設計

このアプリケーションのフィルタ設計には、わずか 2 つの汎用アンプで低ノイズのバンドパス フィルタが必要とされるという課題があります。重要な問題の 1 つは、INA を通る圧力波形に高い DC ゲインが必要なことです。フィルタは DC を拒否し、0.5Hz~7Hz の周波数を合計 70dB 以上のバンドパスで通過させ、 $\mu\text{V}$  レベルの振動を取り込みます。

フィルタ性能とノイズのバランスを確保するために、テキサス・インスツルメンツのフィルタ設計ツールを使用して、複数のトポロジをシミュレーションしました。図 2-6 に示す最初の設計は、2 次サレンキー型ローパス段に続き 2 次サレンキー型ハイパス段が組み込まれ、どちらもバターワース応答です。この結果、周波数応答は比較的フラットなものになりましたが、残念ながら、ノイズを大幅に増加させることなく十分なゲインを追加することはできませんでした。

2 番目の設計では、2 次ハイパス (HP) 段に続き 2 次バンドパス (BP) 段を組み込むことで、低周波数のストップ バンドに 3 つのゼロを効果的に追加し、わずか 2 つのアンプで 30dB の DC ゲインをより効果的にフィルタリングすることができました。これにより、このアプリケーションに最適なフィルタ性能が得られたのです。ただし、合計ノイズは約  $540\mu\text{V}_{\text{PP}}$  でシミュレーションされています。

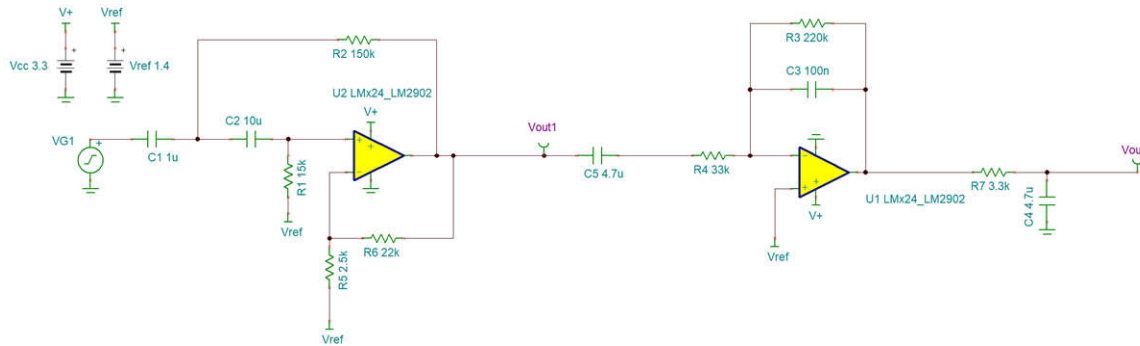


図 2-6. サレンキー型ハイパス + バンドパス

図 2-7 は 3 番目の回路設計で、単純な 2 段バンドパス (BP) を示します。このフィルタでは最高のノイズ性能が得られるとともに、パッシング数が最も少なくなります。1 つ難点があるとすれば、狭いパス バンドを維持しようとすると、応答がフラットにならないことです。

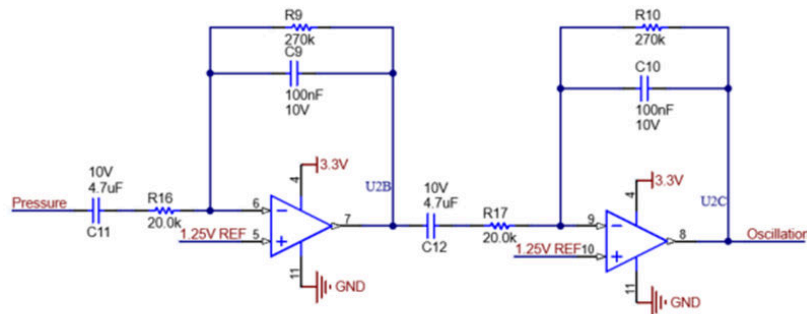


図 2-7.2 2 段バンドパス回路

2 段バンドパスは、低ノイズ、ストップ バンド減衰、部品コストを優先させて設計されました。最良のセットアップにおいては、温度に対する耐性向上とノイズ低減のために、NP0/C0G、または少なくとも X5R が推奨されます。

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

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

## 2.3 主な使用製品

### 2.3.1 マイクロコントローラ - MSPM0L1306

このデバイスはシステム マイクロコントローラに設定されており、システムの頭脳として機能し、次のアクションを実行します。

- 測定モードで収縮期血圧、拡張期血圧、心拍数を測定
- データと結果をシリアル送信して視覚化

このマイクロコントローラは、32MHz Arm® Cortex-M0+® コア、64k フラッシュ、4k SRAM を搭載しており、高性能アナログ ペリフェラルが特長です。最大 11.1 標準 ENOB と 71dB SNR の 12 ビット 1.68Msps SAR ADC が 1 つ搭載されているだけでなく、128 倍のハードウェア オーバーサンプリングも追加されています。ゼロドリフトとゼロクロスオーバーを実現したチョップ オペアンプ (OPA) が 2 つ組み込まれており、チョッピング モードでのドリフトは 0.5μV/°Cまで、1/f ノイズは 2μV<sub>PP</sub> です。

これらのデバイスは、4 つの 16 ビット汎用タイマ、1 つのウィンドウ付きウォッチドッグ タイマ、各種通信ペリフェラル (2 つの UART、1 つの SPI、2 つの I2C) などのインテリジェントなデジタル ペリフェラルも備えています。

このアーキテクチャは、5 つの低消費電力モードを備えており、携帯用測定器アプリケーションでバッテリー駆動時間を延長するよう最適化されています。ラン モードの消費電力は 71μA/MHz、スタンバイ モードは SRAM とレジスタが完全に保持された状態で 1μA、シャットダウン モードでは IO ウェークアップ機能により消費電流は 61nA まで低減されます。

図 2-8 は MSPM0L1306 の各ブロックの詳細を示します。

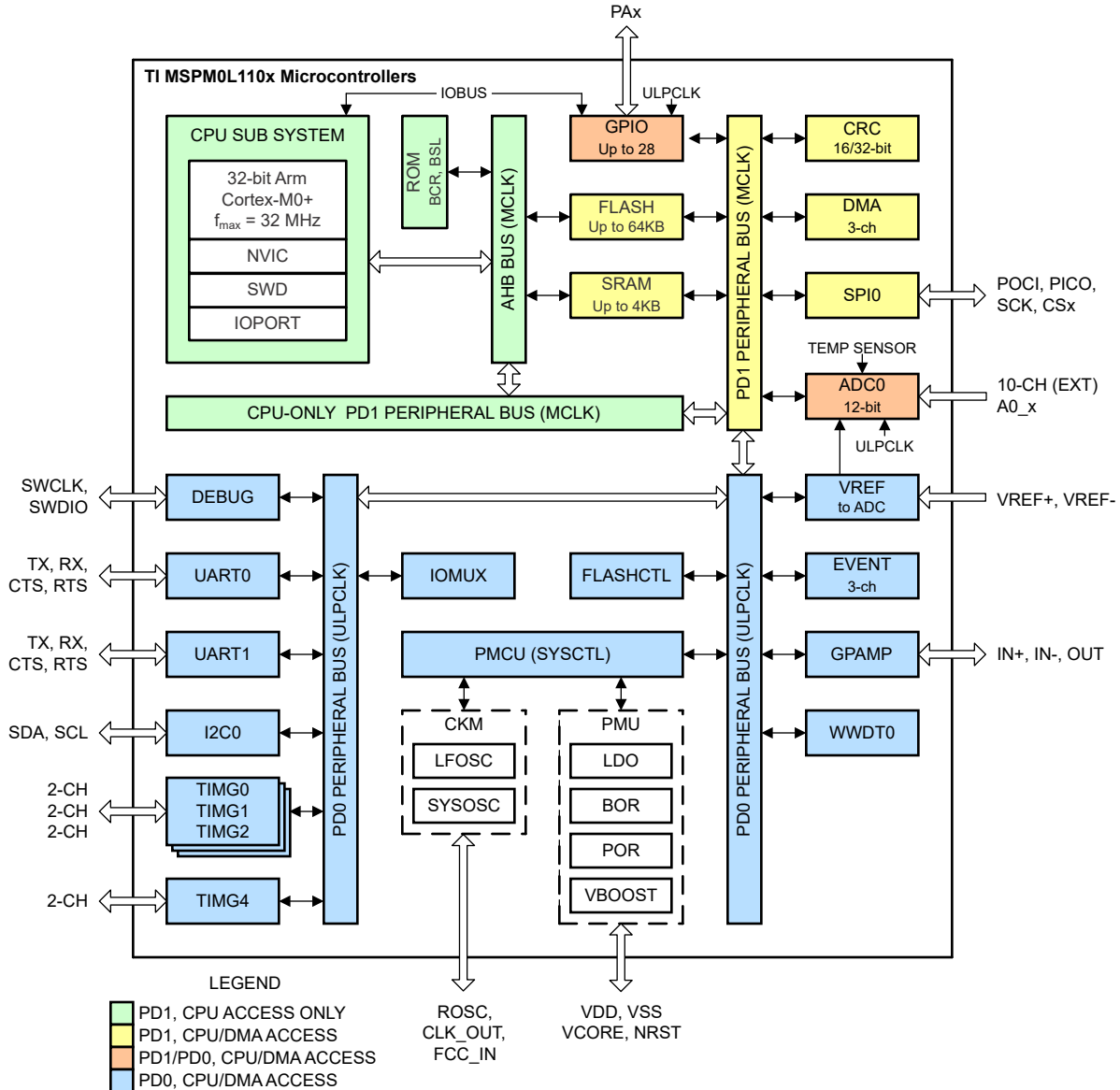


図 2-8. MSPM0L1306 の機能ブロック図

### 2.3.2 OPA-LMV324A

LMV324A はクワッド低電圧 (2.5V~5.5V) オペアンプで、レールツーレール出力スイング、5.1 $\mu$ V<sub>pp</sub> の 1/f ノイズ、 $\pm$ 1mV の入力オフセット、10pA の入力バイアス電流、70  $\mu$ A/Ch の静止電流を備えています。LMV324A は、低電圧動作、省スペース、低コストが求められるアプリケーションに最適な、コスト効率の高い設計となっています。LMV324V のその他の特長として、同相入力電圧範囲には接地も含まれ、1MHz のユニティゲイン帯域幅、1.7V/ $\mu$ s のスルーレートがあります。機能ブロック図を図 2-9 に示します。

アンプのうちの 1 つは圧力センサの定電流バイアスに使用され、2 つ目のアンプは INA およびバンドパスフィルタに使用するバイアスリファレンス電圧の生成に使用されます。残りのアンプは、2 段のバンドパスフィルタに使用されます。



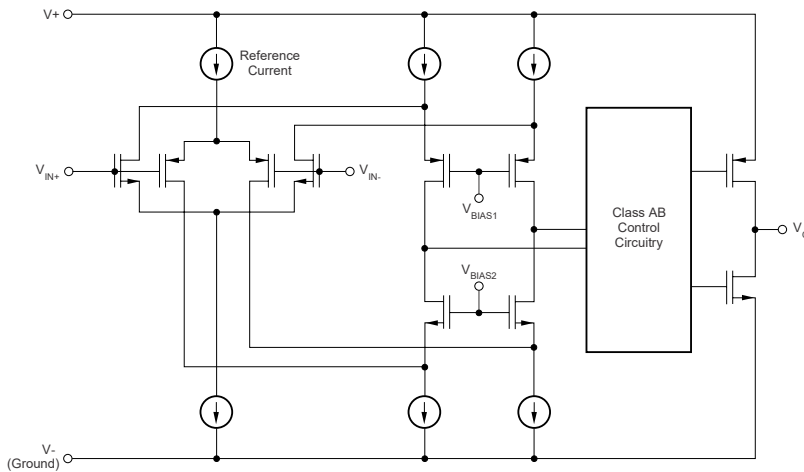


図 2-9. LMV324A の機能ブロック図

### 2.3.3 LDO-TPS7A2433

TPS7A24 は 18V、低静止電流（無負荷時 2  $\mu$ A）、低ドロップアウト（LDO）のリニアレギュレータで、固定型と調整可能型の両バージョンがあります。I<sub>Q</sub> 性能が低いため、TPS7A24 はバッテリー駆動またはライン電源のアプリケーションで、ますます厳格化するスタンバイ電力規格を満たすことが期待されている場合に最適です。固定出力バージョンと調整可能バージョンは共に、温度に対する精度が 1.25% です。

さらに、TPS7A24 には過電流、オーバーシュートプルダウン、およびサーマルシャットダウンに対する保護機能も組み込まれています。機能ブロック図を図 2-10 に示します。

このデバイスは、バッテリーからの入力電圧（約 6V）を 3.3V に変換し、その電圧をマイクロコントローラに供給します。マイクロコントローラには安定した入力電圧を供給することができます。6V バッテリー出力を降圧するとき高効率を実現するために降圧コンバータを追加することもできますが、LDO は主要な電力需要となるモーターやバルブには電力を供給しません。効率損失を、主にマイクロコントローラとアンプのスリープ状態での電流消費に制限しています。

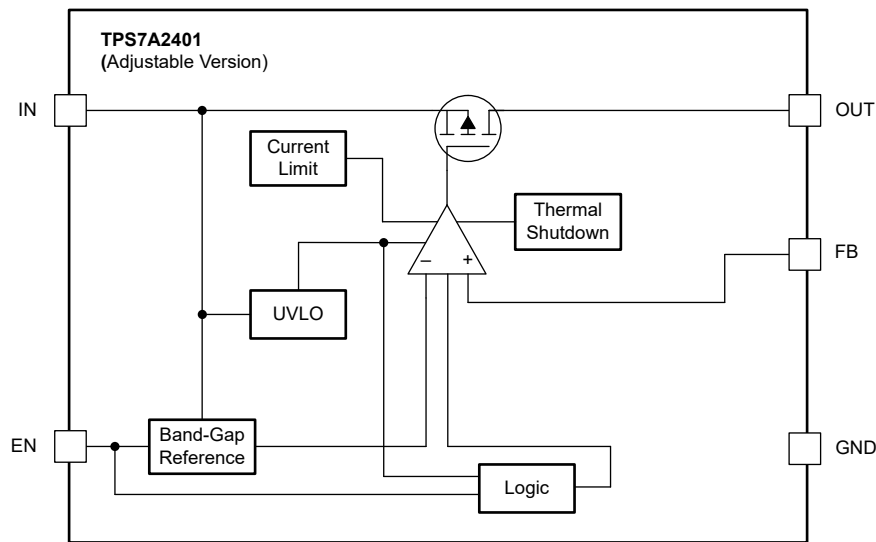


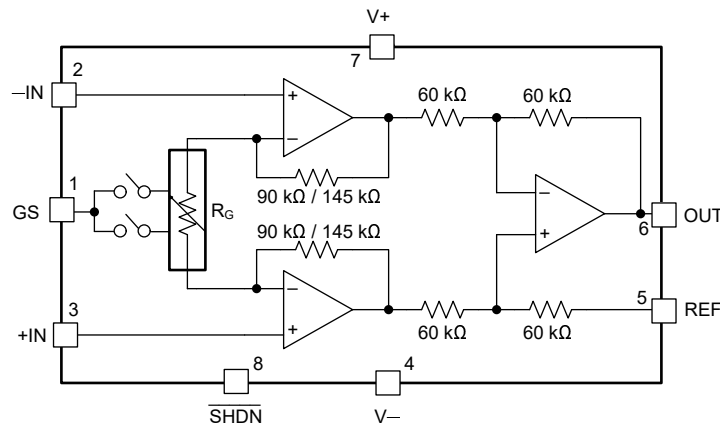
図 2-10. TPS7A2433 の機能ブロック図

### 2.3.4 INA350

このデバイスは、サイズと低消費電力が最適化された低コストの計測アンプです。ジャンパ構成により、圧力センサ **INA** として使用することができます。これにより、圧力センサ出力が **ADC** のダイナミックレンジを最大限に活用できるようになります。このデバイスは、**3.2 $\mu$ V<sub>PP</sub>** の **1/f** ノイズ、 **$\pm 0.2$ mV** の入力オフセット、 **$\pm 0.6$  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C**の温度に対する電圧オフセットを持ち、アイドル時の自動シャットダウン、最小 **1.5mm  $\times$  2.00mm** のパッケージオプション、ディスクリート実装と比較した小型化を実現するための受動部品の統合など、バッテリー動作の **BPM** に適した多くの機能を備えています。機能ブロック図を図 2-11 に示します。

**INA350** には、ゲインの異なる **2** つのバージョンがあります。**INA350ABS** は **10V/V** または **20V/V** のゲインで使用でき、この設計で使用されている **INA350CDS** は **30V/V** または **50V/V** のゲインで使用できます。

この設計では使用していませんが、新しい **INA351** と **INA351A** もこの設計に使用できます。**INA351** には電圧リファレンスバッファが統合されており、**INA351A** では電圧リファレンスピンを外部ピンに接続できるため、オフセット補正や追加回路のバイアスに使用できます。



Note: 90 k $\Omega$  for INA350ABS and 145 k $\Omega$  for INA350CDS

図 2-11. INA350 の機能ブロック図

### 2.3.5 DRV8210

このデバイスは、マイクロコントローラからの **GPIO** 入力 または **PWM** 入力を使用して、カフの膨張と収縮に使用されるポンプとバルブの両方を駆動するブラシ付きモータードライバです。各チャンネル **1.76A** の独立した **2** つのハーフブリッジを統合し、ディスクリートの代替品より小型化した設計になっています。**DRV8210** は最小 **1.2mm  $\times$  1.60mm** で、**5V** で **84.5nA** 未満の消費電流のオートスリープ機能を備えています。機能ブロック図を図 2-12 に示します。

このデバイスは **2** つのバイパスコンデンサのみを必要とし、低電圧誤動作防止 (**UVLO**)、過電流保護 (**OCP**)、デバイス過熱保護などの機能を統合しています。

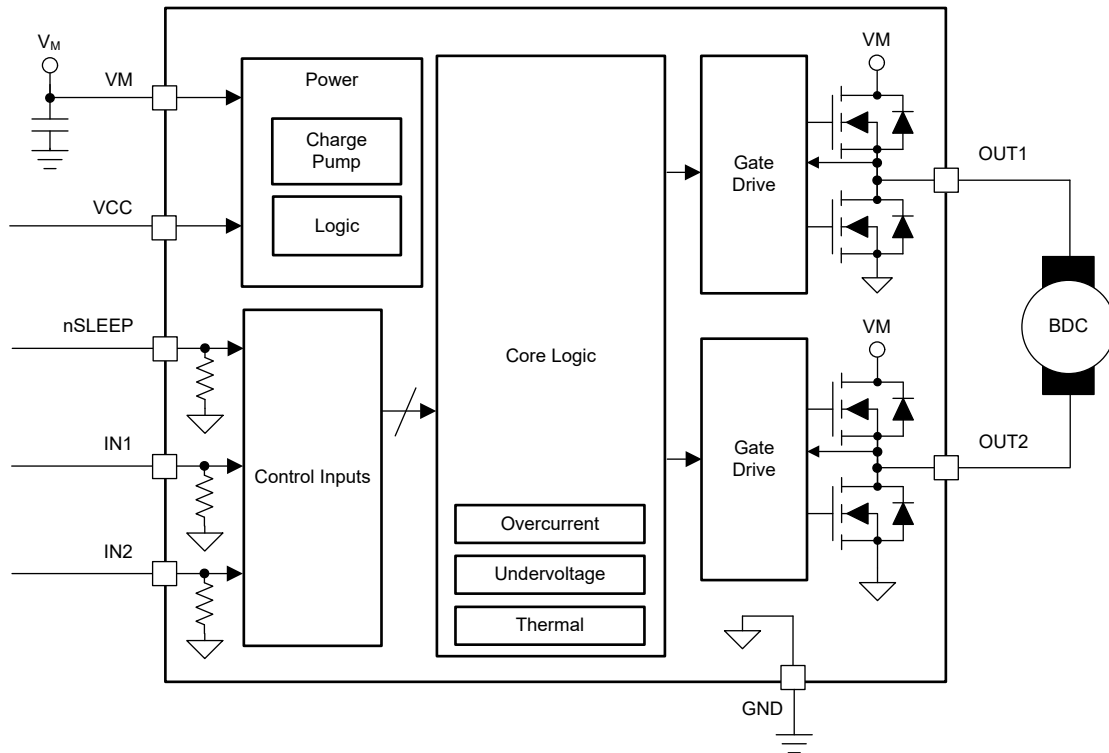


図 2-12. DRV8210 の機能ブロック図

### 2.3.6 ATL431LI

ATL431LI デバイスは ADC への 2.5V リファレンス電圧を提供するだけでなく、INA およびバンドパスフィルタのバイアスに使用される 1.25V のレール生成回路も備えています。0.5% の精度と 17mV の最大温度ドリフトに対応する、非常に低コストなシャントリファレンスです。

### 3 ハードウェア、ソフトウェア、テスト要件、テスト結果

#### 3.1 ハードウェア要件

ハードウェアをセットアップするには、システムのすべての部品を接続します。接続する前に、基板に部品を組み付けてください (セクション 3.1.1 を参照)。

##### 3.1.1 システムの接続

図 3-1 に示すように、ガス経路を接続します。圧力センサ、ポンプ、バルブ、カフは、漏れがないように接続する必要があります。

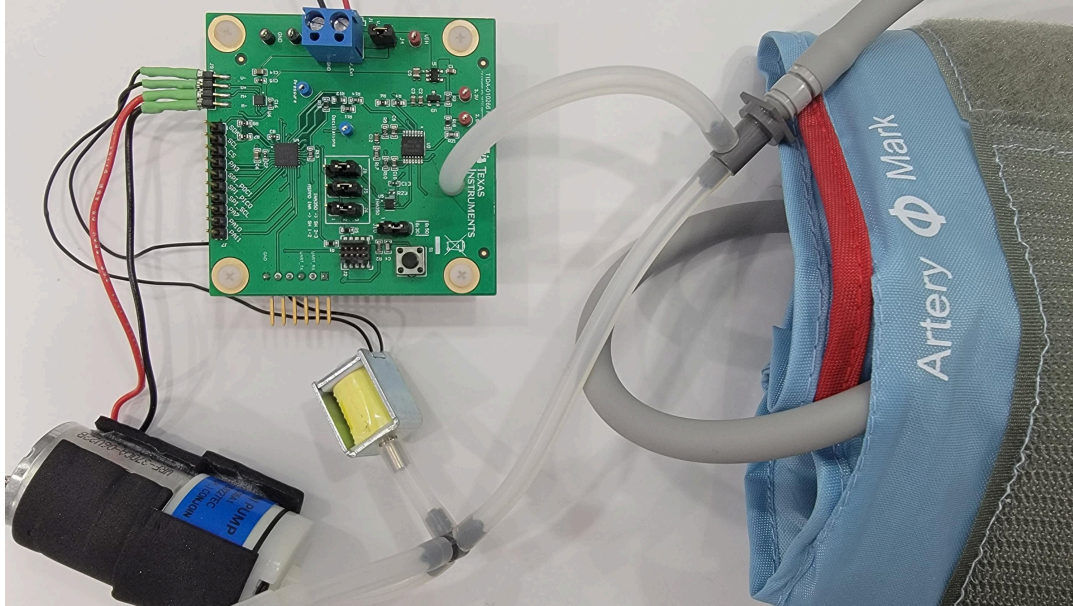


図 3-1. ガス経路のカフ、ポンプ、バルブ、およびセンサの接続

電子接続の手順は次のとおりです。

1. ポンプの一方のワイヤを M+ に、もう一方を M- に接続します。
2. バルブの一方のワイヤを V+ に、もう一方を V- に接続します (図 3-2 を参照)。
3. 端子 J1 に 4-AA バッテリホルダーを接続します。
4. 端子 J3 に UART から USB へのケーブルを接続します。
5. オプション - CCS を使用したコード変更には、端子 J2 に XDS110 を使用してください。

生データを確認または収集するには、UART を PC に接続します。

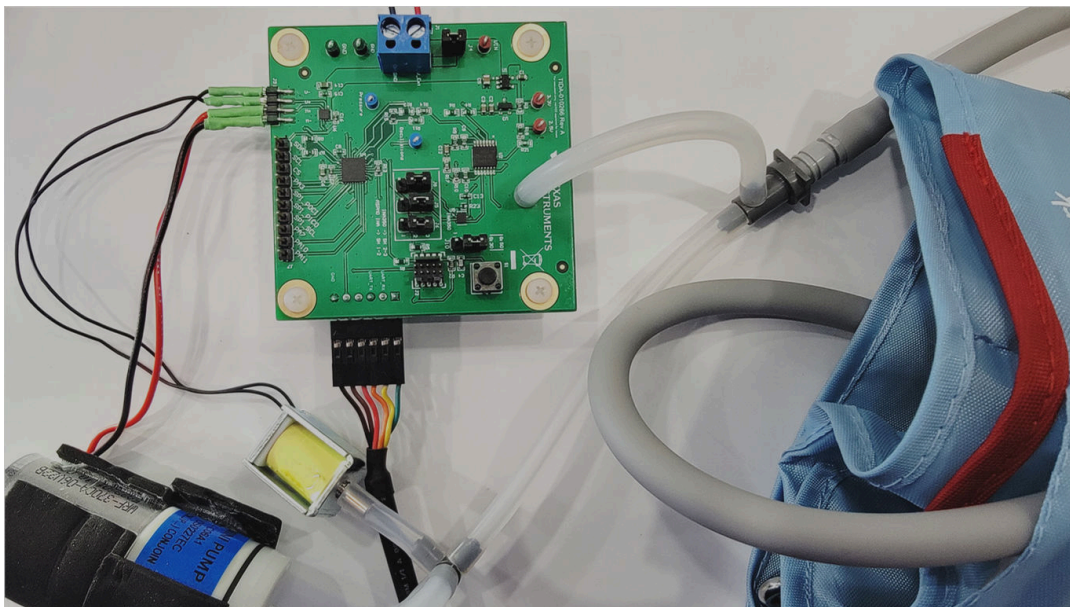


図 3-2. 基盤への接続

### 3.2 ソフトウェア要件

デモの使用を開始するには、次の手順を行います。

1. [CCSTUDIO](#) をダウンロードします。
2. 最新の [MSPM0-SDK](#) をダウンロードします。
3. ソフトウェア開発キットを [CCSTUDIO](#) にインポートします。

図 3-3 は、ソフトウェアの一般的なフローをまとめたものです。

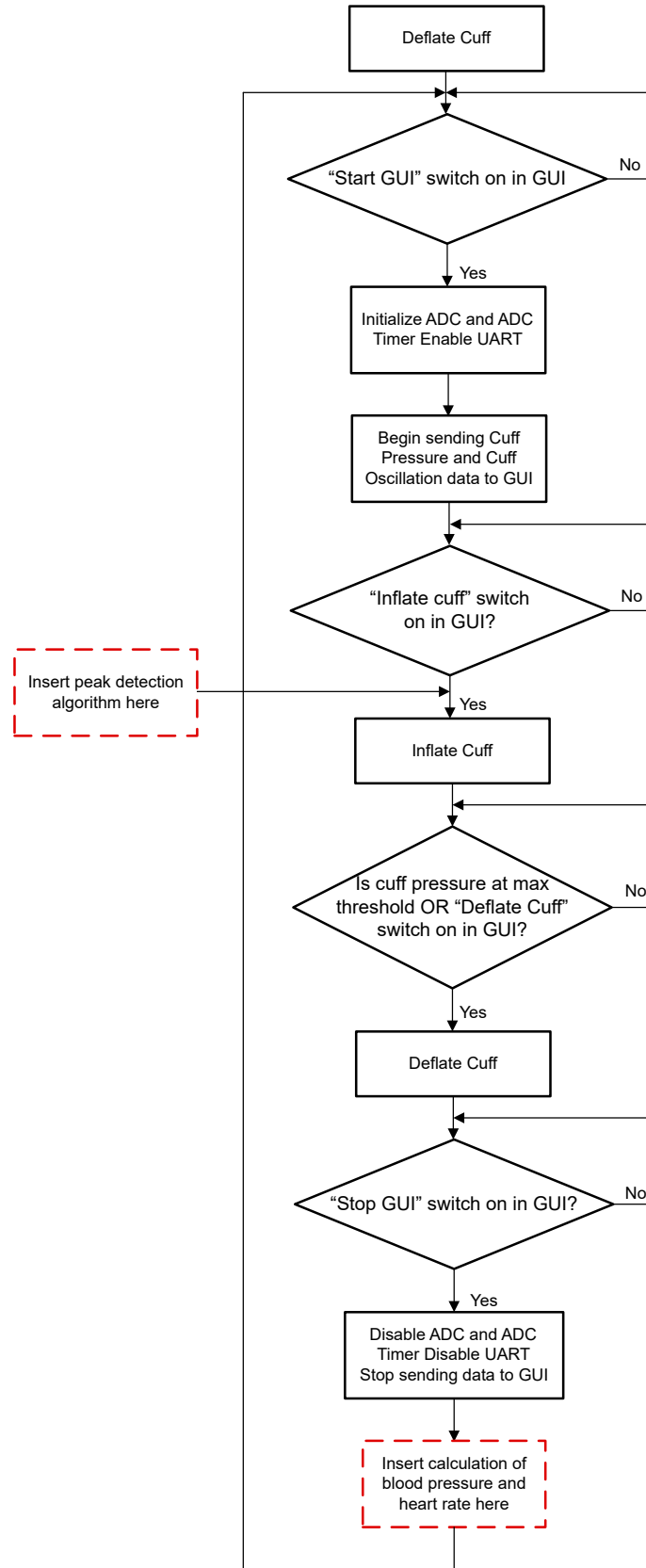


図 3-3. ソフトウェアのフローチャート

### 3.3 デモの実行

デモを実行するには、次の手順を行います。

1. **CCSTUDIO** を開きます。
2. [図 3-4](#) に示すように、**SDK demos** フォルダ内の「**blood\_pressure\_monitor demo**」プロジェクトをインポートします。
3. プロジェクトをビルドし、基板をプログラムします。
4. **README** ファイル内の **GUI** リンクをクリックして **GUI** のデモをセットアップし、[図 3-5](#) まで進みます。

**注**

README ファイルをよく読んで、この設計で使用されているペリフェラルとピンについて理解してください。

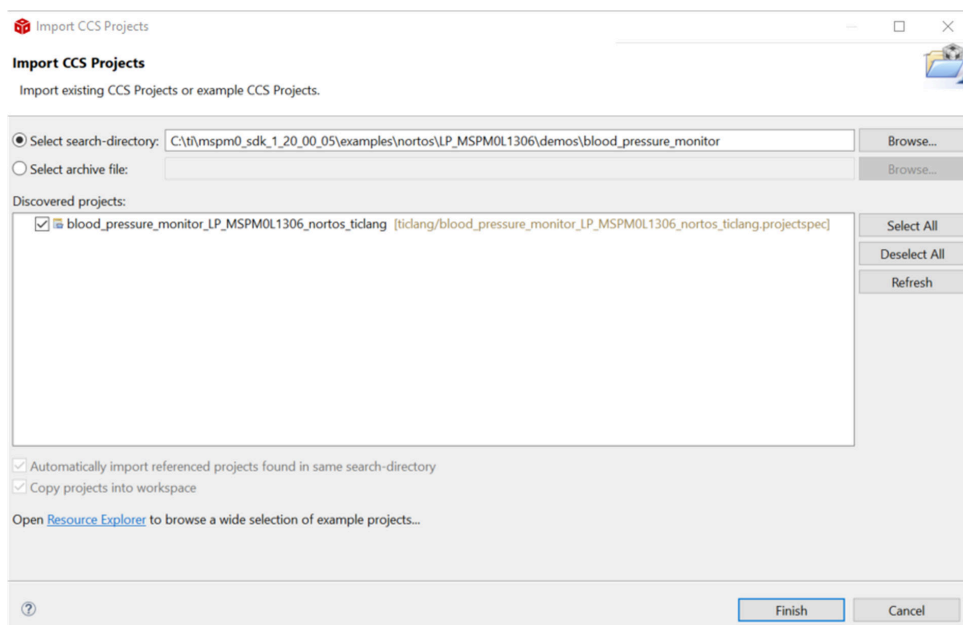


図 3-4. CCS プロジェクトのインポート

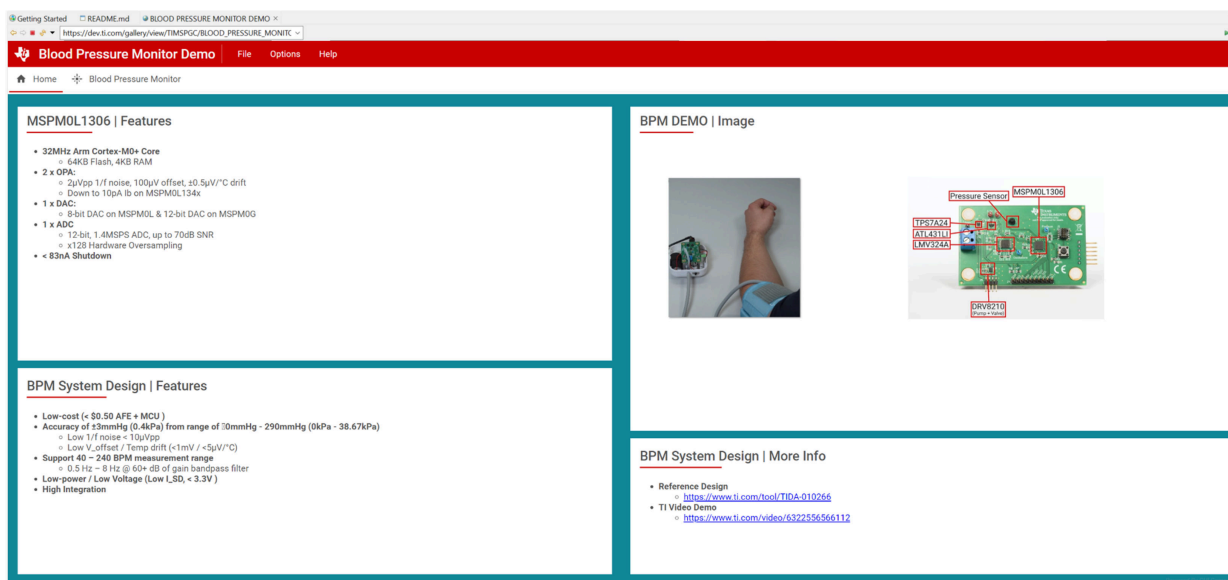


図 3-5. BPM GUI のホーム タブ

GUI を操作し、[図 3-6](#) に示す画像を生成するには、以下の手順を行います。

1. [Blood Pressure Monitor] タブに進みます。
2. [Start GUI] ボタンをクリックします。
3. 基板が UART 経由で両方の ADC チャンネルのストリーミングを開始し、両方のチャンネルが GUI ウィンドウに表示されます。
4. [Inflate Cuff] ボタンをクリックし、カフを目標スレッショルド圧力まで膨張させます。
  - a. この時点で、プログラムは目標圧力でポンプを停止し、バルブを開き始めてカフを収縮させ、より正確なセンサ測定ができるようになります。
5. デモを停止するには、[Deflate cuff] をクリックしてバルブを開き、ポンプをオフにした後で、[Stop GUI] をクリックします。

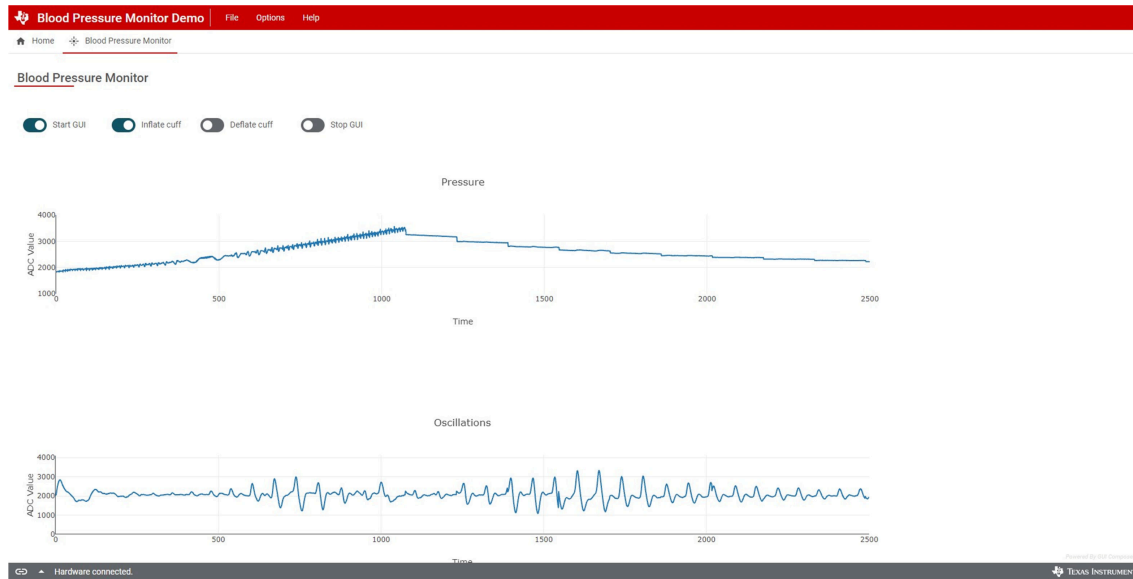


図 3-6. BPM GUI の波形

### 3.4 テスト結果

測定中、ユーザーは動かないでください。また、カフは正しく装着する必要があります。GUI キャプチャは、測定の膨張期と収縮期の両方で振動を検出します。ポンプがオンのときとオフのときのノイズのレベルが異なるため、SNR が向上し、全体の精度も向上します。ただし、測定をスピードアップする目的で、振動を膨張期のみでキャプチャすることができます。

血圧アルゴリズムを実装した後、デモを使用して性能の迅速な評価が行えます。



## 4 設計とドキュメントのサポート

### 4.1 デザイン ファイル

#### 4.1.1 回路図

回路図をダウンロードするには、[TIDA-010266](#) のデザイン ファイルを参照してください。

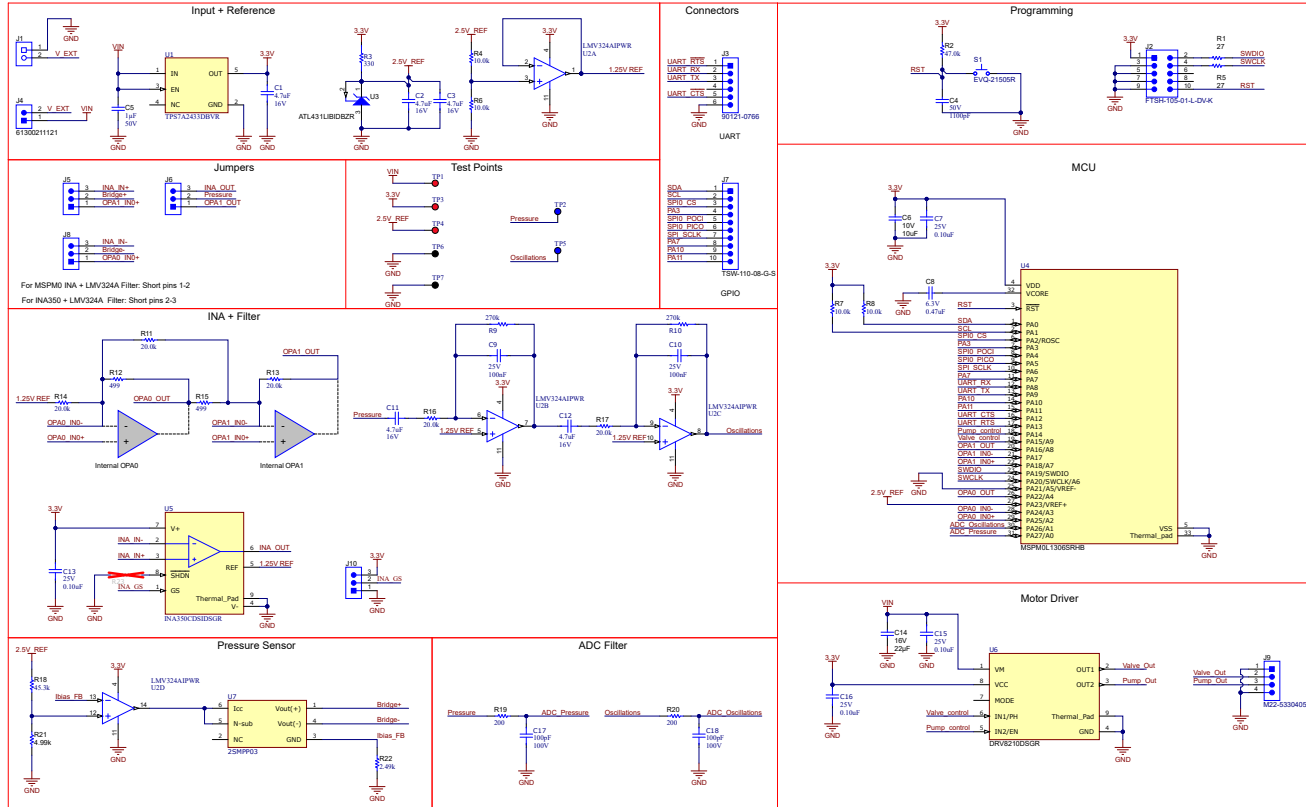


図 4-1. 回路図

#### 4.1.2 BOM

部品表 (BOM) をダウンロードするには、[TIDA-010266](#) のデザイン ファイルを参照してください。

#### 4.1.3 PCB レイアウトに関する推奨事項

このリファレンス デザインは、両方の信号チェーンが選択可能なオプションに適合するように、4 層設計として行われていますが、どちらか一方の信号チェーン オプションしかない実際の実装では、2 層設計で問題ありません。

## 4.2 ツールとソフトウェア

### ツール

#### Code Composer Studio™

Code Composer Studio は、テキサス・インスツルメンツのマイクロコントローラおよびプロセッサ向けの統合開発環境 (IDE) です。Code Composer Studio は、組み込みアプリケーションの開発およびデバッグに必要な一連のツールで構成されています。Code Composer Studio は、Microsoft® Windows®、Linux®, macOS® のデスクトップからダウンロードできます。この製品は、テキサス・インスツルメンツ デベロッパー ゾーンにアクセスし、クラウド環境で使用することもできます。

### 4.3 ドキュメントのサポート

1. Gallardo JE, Cotta C, Ferandez AJ。ブランチ・アンド・バウンド法による **Memetic** アルゴリズムのハイブリッド化。システム、人間、サイバネティクスに関する IEEE トランザクション、B 部: サイバネティクス、2007 年、37(1): 77-83。
2. テキサス・インスツルメンツ、『MSP430x5xx および MSP430x6xx ファミリー ユーザー ガイド』
3. テキサス・インスツルメンツ、『MSPM0L130x ミックスド シグナル マイクロコントローラ』データシート

### 4.4 サポート・リソース

テキサス・インスツルメンツ **E2E™ サポート・フォーラム**は、エンジニアが検証済みの回答と設計に関するヒントをエキスパートから迅速かつ直接得ることができる場所です。既存の回答を検索したり、独自の質問をしたりすることで、設計に必要な支援を迅速に得ることができます。

リンクされているコンテンツは、各寄稿者により「現状のまま」提供されるものです。これらはテキサス・インスツルメンツの仕様を構成するものではなく、必ずしもテキサス・インスツルメンツの見解を反映したものではありません。テキサス・インスツルメンツの [使用条件](#)を参照してください。

### 4.5 商標

TI E2E™, Code Composer Studio™, and テキサス・インスツルメンツ E2E™ are trademarks of Texas Instruments. Arm® and Cortex-M0+® 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.

すべての商標は、それぞれの所有者に帰属します。

## 5 著者

**JOHN VARELA MUNOZ** は、テキサス・インスツルメンツのシステム エンジニアであり、医療分野におけるシステム レベルの設計開発を担当しています。JOHN は、フロリダ大学とテキサス A&M 大学で電気工学の学士号と修士号をそれぞれ取得しています。

**AMRUTA DEOLE** は、テキサス・インスツルメンツのアプリケーション エンジニアであり、MSP 製品ラインのお客様サポートを担当しています。

## 重要なお知らせと免責事項

TI は、技術データと信頼性データ（データシートを含みます）、設計リソース（リファレンス・デザインを含みます）、アプリケーションや設計に関する各種アドバイス、Web ツール、安全性情報、その他のリソースを、欠陥が存在する可能性のある「現状のまま」提供しており、商品性および特定目的に対する適合性の黙示保証、第三者の知的財産権の非侵害保証を含むいかなる保証も、明示的または黙示的にかかわらず拒否します。

これらのリソースは、TI 製品を使用する設計の経験を積んだ開発者への提供を意図したものです。(1) お客様のアプリケーションに適した TI 製品の選定、(2) お客様のアプリケーションの設計、検証、試験、(3) お客様のアプリケーションに該当する各種規格や、その他のあらゆる安全性、セキュリティ、規制、または他の要件への確実な適合に関する責任を、お客様のみが単独で負うものとします。

上記の各種リソースは、予告なく変更される可能性があります。これらのリソースは、リソースで説明されている TI 製品を使用するアプリケーションの開発の目的でのみ、TI はその使用をお客様に許諾します。これらのリソースに関して、他の目的で複製することや掲載することは禁止されています。TI や第三者の知的財産権のライセンスが付与されている訳ではありません。お客様は、これらのリソースを自身で使用した結果発生するあらゆる申し立て、損害、費用、損失、責任について、TI およびその代理人を完全に補償するものとし、TI は一切の責任を拒否します。

TI の製品は、[TI の販売条件](#)、または [ti.com](#) やかかる TI 製品の関連資料などのいずれかを通じて提供する適用可能な条項の下で提供されています。TI がこれらのリソースを提供することは、適用される TI の保証または他の保証の放棄の拡大や変更を意味するものではありません。

お客様がいかなる追加条項または代替条項を提案した場合でも、TI はそれらに異議を唱え、拒否します。

郵送先住所：Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265  
Copyright © 2024, Texas Instruments Incorporated