

Design Guide: TIDA-010270

BLE を使用して ECG、呼吸、ペース、体温を監視する医療用ウェアラブルパッチのリファレンス デザイン



概要

このウェアラブル バイオセンシング パッチのリファレンス デザインは、心電図 (ECG)、心拍数、呼吸、ペース パルス、体温、動作などのバイタル サインを継続的に監視する、テキサス・インスツルメンツの最新製品を評価するためのプラットフォームを提供します。このデザインは、高精度の単極 ECG 信号取得に AFE4960 を使用し、体温の監視に TMP119 を使用しています。測定データは、CC2674R10 経由でスマートフォンや医療用モニタ システムなどのリモート端末に転送され、リアルタイムで表示されます。オンボードの発光ダイオード (LED) を使用して、リードオフ、低電力、BLE 接続などシステムのステータスを示すことができます。このデザイン全体は、2 個の CR2032 電池 (3V 入力) または 1 個の AAA (単 4) 電池 (1.5V 入力) で動作し、14 日間の動作寿命を実現します。

リソース

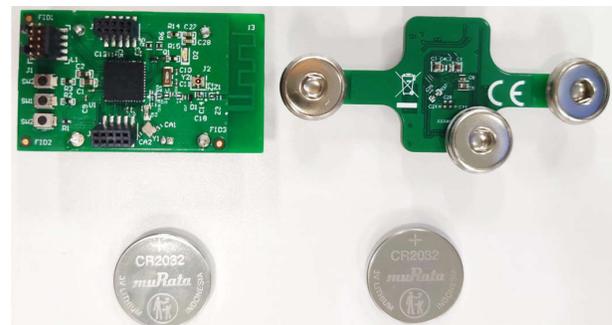
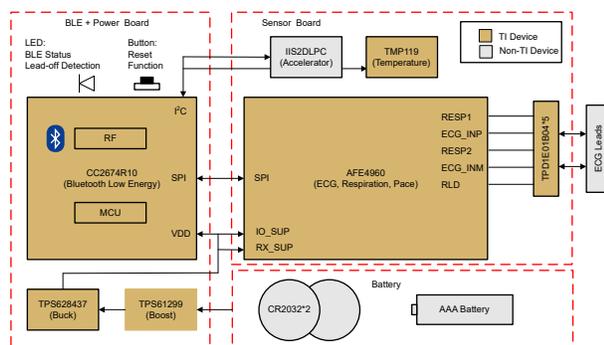
TIDA-010270	デザイン フォルダ
AFE4960、CC2674R10	プロダクト フォルダ
TMP119、TPD1E01B04	プロダクト フォルダ
TPS628437、TPS61299	プロダクト フォルダ

特長

- ECG、呼吸、ペース パルスの同期検出に適した小型マルチパラメータのシングルチップ パッチ デザイン
- リアルタイムの体温監視に適した高精度デジタル温度センサ
- 高性能の 2.4G Bluetooth® 5.3 Low Energy (BLE)、Arm® Cortex®-M33 プロセッサによりワイヤレス データ転送をサポート
- 2 個の CR2032 (3V、210mAh のコイン型電池) または 1 個の単 4 電池 (1.5V、500mAh) での動作をサポートする DC/DC コンバータ、14 日間の動作寿命を実現
- ウェアラブル パッチおよびホルダーの設計をサポートする柔軟性の高い BLE プラットフォーム
- 呼吸、ペース パルス、体温をリアルタイムで表示する SimpleLink™ Connect モバイル アプリ

アプリケーション

- 医療用センサ パッチ
- 心電図 (ECG)
- ウェアラブル フィットネスおよびアクティビティ モニタ
- スマートウォッチ
- スマート追跡機能



1 システムの説明

1.1 TIDA-010270 で測定されるパラメータの概要

TIDA-010270 は、人体から取得したバイタル サイン データ (ECG、呼吸、ペースメーカー パルス、心拍数、体温など) を出力するウェアラブル パッチのリファレンス デザインです。

ECG は、心臓の周りに取り付けられた電極を使用して心臓の電氣的活動を記録します。このパッチ デザインを使用して、単極 ECG 検出を開発できます。ECG 波形は、心臓のリズムの不規則性や、潜在的な心臓の異常を示す不整脈を検出できます。ECG を監視すると、心血管疾患の早期検出に役立ち、タイムリーな介入処置が可能となります。

ペースメーカーは、心拍を制御するために使用されます。このデバイスは、心臓が定期的に鼓動し続けられるように必要に応じて心臓を刺激します。そのため、ペースメーカー パルスの監視は、患者の心臓データを臨床医に継続的に送信するため、ほとんどの ECG システムで重要です。

図 1-1 に、ECG シミュレータからの ECG とペースパルスの代表的な波形を示します。

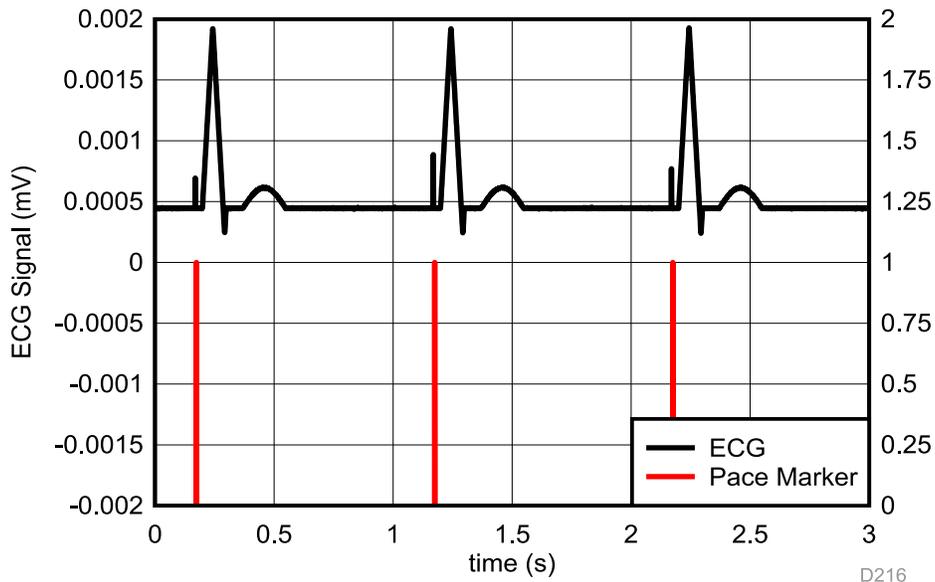


図 1-1. シミュレータからの ECG およびペースメーカーの波形

ECG グラフでは、心拍は一連の波形で表され、心筋が時間の経過とともに収縮 / 弛緩する様子を示します。ECG の最大のふれは、多くの場合 R 波です。これは心臓の主要な筋肉の収縮を表しており、心拍数の特定に使用できます。ペース信号は小さく狭いパルスで構成されており、有効な信号と背景ノイズを区別するために特定のアルゴリズムが必要です。

呼吸は人間の呼吸数で、人の健康に関する豊富な情報が含まれています。図 1-2 に、シミュレータの代表的な呼吸波形を示します。

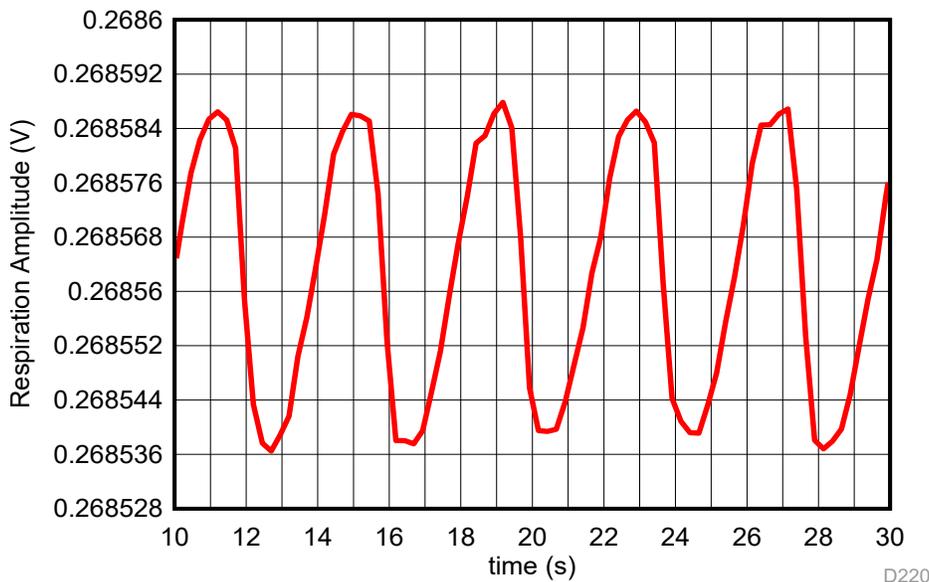


図 1-2. シミュレータからの呼吸波形

インピーダンス呼吸記録法は、呼吸数の監視に一般的に使用される方法です。呼吸数を測定するには、まず高周波の正弦波または方形波を 2 つの励起電極を通して体内に注入することにより、生体インピーダンス (Bio-Z) データを取得します。呼吸中の胸部インピーダンスの変化を検出することで、Bio-Z データを使用して呼吸数を算出し、潜在的な呼吸器疾患に関する貴重な洞察を提供できます。

体温も有益なバイタルサインで、体内に感染が発生している可能性を示します。リアルタイム監視は、個人が病気の兆候を早期に認識し、タイムリーに必要な治療を受けるのに役立ちます。

1.2 システムの概要とアプリケーション

ウェアラブルパッチは、さまざまなバイタルサインを継続的にリアルタイムで監視するために設計された医療機器の一種です。これらの機器は通常、小型かつ軽量で、皮膚に長時間取り付けることができます。収集されたデータは、対応機器 (スマートフォンやタブレット) にワイヤレス転送できます。これにより、ユーザーはバイタルサインを便利に監視し、時間の経過に伴う傾向を追跡し、リモートでの監視や分析のために医療提供者とデータを共有できます。図 1-3 に、バイオセンシングアナログフロントエンド、ワイヤレスモジュール、パワーモジュール、リモート端末を含むシステム全体のブロック図を示します。

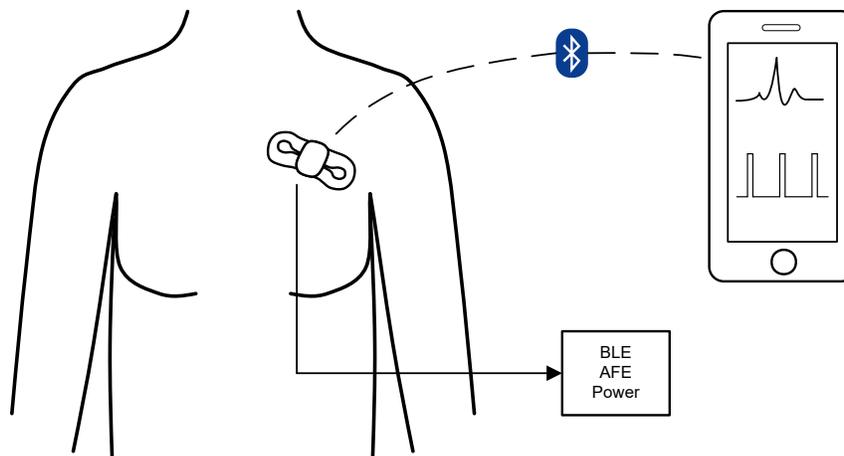


図 1-3. システムレベルのブロック図

このリファレンス デザインの代表的なアプリケーションは、次のとおりです。

- **医療用センサ パッチ:**医療用センサ パッチは、心拍、体温、ECG、呼吸などのさまざまな生理学的パラメータを追跡できるウェアラブル デバイスです。これらのデバイスは、ワイヤレス方式 (Bluetooth® Low Energy (BLE)、Wi-Fi® など) を使用して、継続的な監視、データ収集、送信を行うように設計されています。
- **ハンドヘルド ECG モニタ:**これらのモニタは、ECG の測定値の記録と表示に使用されるポータブル デバイスです。これらのモニタを使用すると、個人が家庭でまたは外出中に心臓の健康状態を監視できます。ハンドヘルド ECG モニタは、不規則な心臓リズムやその他の心臓の異常を検出するのに役立ちます。
- **スマートウォッチ:**現在スマートウォッチには、フィットネストラッキング、心拍の監視、睡眠追跡、通知などの機能があります。ECG の記録機能は、ユーザーにリアルタイムの身体情報を提供し、総合的な健康状態やフィットネスをより的確に追跡できるようにします。
- **ウェアラブル フィットネスおよびアクティビティ モニタ:**フィットネス モニタは、身体活動や健康に関するさまざまな側面を追跡するデバイスです。これらのモニタは日常生活のデータを収集し、ユーザーにリアルタイムのフィードバックを提供し、フィットネスの目標に向けた進捗状況を追跡して、情報に基づいた健康に関する意思決定を行うのに役立ちます。システムのすべての部品には、超低消費電力、組み込みコントローラ、および通信用に低消費電力のワイヤレスが必要です。

1.3 システム設計の特長

TIDA-010270 リファレンス デザインは、医療用ウェアラブル パッチの評価と開発を目的としており、以下の特長があります。

- ECG、呼吸、ペース パルス検出に適した、小型 PCB サイズのマルチパラメータ ウェアラブル パッチ デザイン (AFE4960)
 - 1 チャンネル ECG + 1 チャンネル呼吸 / ペース パルス対応、医療用ウェアラブル機器向けシングルチップ バイオセンシング リファレンス デザイン
- リアルタイムリモート表示用ワイヤレス データ転送 (CC2674R10)
 - 強力な 48MHz Arm® Cortex®-M33 プロセッサ、BLE 5.3 をサポート
 - データ処理用の 1024KB フラッシュ、高信頼性動作に適した 256KB の超低リーク SRAM
 - 低消費電力動作に適した高速ウェークアップ機能搭載の超低消費電力センサ コントローラ
 - システム効率の向上のため DC/DC コンバータおよび LDO を内蔵
- ECG、呼吸、ペース、体温、アクセラレータの波形をリアルタイムで表示するスマートフォン アプリ
- $\pm 0.08^{\circ}\text{C}$ の超高精度、低消費電力、体温監視用デジタル温度センサ (TMP119)
- 2 個の CR2032 (3V、210mAh のコイン型電池) または 1 個の単 4 電池 (1.5V、500mAh) での動作をサポートする DC/DC コンバータ、14 日間の動作寿命を実現 (TPS61299、TPS628437)

1.4 主なシステム仕様

表 1-1 に、TIDA-010270 の詳細な設計仕様を示します。

表 1-1. TIDA-010270 の設計仕様

特性	仕様
電源	2V~3V (CR2032 セル型電池)、1.0V~1.5V (単 4 電池)
ワイヤレス BLE VDD	1.8 V
AFE4960 RX_SUP	1.8 V
TMP119 VDD	1.8 V
電極の数	3 電極
呼吸測定	あり
ペースパルス測定	あり
ECG リード オフ検出	DC
AFE4960 データ割り込み	FIFO_RDY
AFE4960 FIFO 長	128
LED 表示	リードオフ
通信	AFE4960 用 SPI、他のセンサ用 I2C
ECG サービス UUID	F000BB00-0451-4000-B000-000000000000
ECG データ特性 UUID	F000BB01-0451-4000-B000-000000000000
温度サービス UUID	F000AA00-0451-4000-B000-000000000000
温度データ特性 UUID	F000AA01-0451-4000-B000-000000000000
アクセラレータ サービス UUID	F000FFA0 -0451-4000-B000-000000000000
アクセラレータ データ特性 UUID	F000FFA5 -0451-4000-B000-000000000000
BLE MTU の数	255
ブロードキャストのタイプ	通知
動作時間	14 日

2 システム概要

2.1 ブロック図

図 2-1 に、ウェアラブル パッチ用の小型でシンプルなパラメータリファレンス デザインである TIDA-010270 の全体的なブロック図を示します。さまざまなデザイン (ホルターおよびパッチ) に適合させるため、リファレンス デザインは 2 つの個別のボード (BLE ボードとバイオセンシング ボード、2 × 8 ピンコネクタ経由で接続) で構成されています。

センサ ボードには、複数の生体信号監視用に 3 種類のセンサが搭載されています。AFE4960 は、ECG、呼吸、ペースパルス検出用のシングルチップ バイオセンシング アナログ フロント エンドです。このデバイスは、SPI または I2C 経由で CC2674 と通信できます。TMP119 は、体温測定用の超高精度、低消費電力のデジタル温度センサです。動作測定には加速度メーター IIS2DLPC が使用され、ユーザーに追加情報を提供します。AFE4960 を損傷から保護するため、すべての ECG リードに ESD ダイオード (TPD1E01B04) が接続されています。

BLE ボードには、電源管理とワイヤレス マイコンが搭載されています。ウェアラブル デバイスでは、コイン型電池と AAA (単 4) 電池が一般的です。このリファレンス デザインでは、1.5V と 3V の両方の電源レールをサポートするために、TPS61299 昇圧モジュールを使用して、ホルターのアナログ フロント エンド (AFE) 用に電圧をまず 3.3V に昇圧します。その後、CC2674、AFE4960、TMP119 の各電源用に、TPS628437 降圧モジュールを使用して 3.3V の電圧を 1.8V に下げます。固定入力電圧を使用する実際のデザインでは、効率を向上させるため、降圧モジュールおよび昇圧モジュールで電源レール (1.8V および 3.3V) を電池から直接個別に変換する必要があります。CC2674R10 は、データのキャプチャと遷移に使用される Arm® Cortex®-M33 統合型 2.4GHz ワイヤレス マイコンです。通信とデバッグでは、JTAG コネクタは逆になります。ボードには、リードオフ検出のインジケータとして LED も搭載されています。

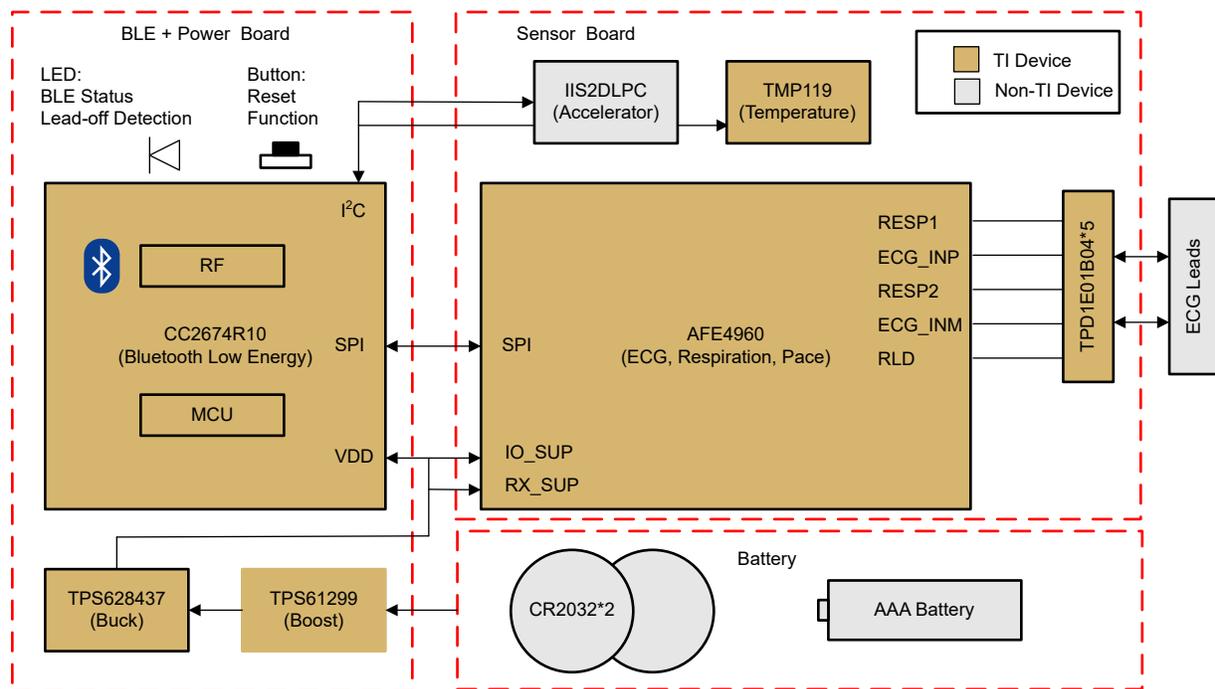


図 2-1. TIDA-010270 のブロック図

2.2 設計上の考慮事項

このセクションでは、このデザインで使用される各デバイスの設計理論 (および必要に応じて式) を説明します。

2.2.1 AFE4960 と電源

図 2-2 に、AFE4960 の電源フィルタとピンのマッピングを示します。

AFE4960 には RX_SUP と IO_SUP の 2 つの電源があり、1.7V~1.9V の電力範囲をサポートします。TPS628437 降圧コンバータは、パッチ デザインで AFE4960 用の 1.8V 電源を生成するために使用されます。チップにクリーンな電源

を供給するため、各 SUP ピン (RX_SUP および IO_SUP) にデカップリング コンデンサ (C1、C2、C3、C4) を追加することをお勧めします。これらのコンデンサは、AFE4960 デバイスの近くに配置します。

ECG 測定では、ECG1、ECG2 は単極 ECG アプリケーションの外部電極へのピン接続です。ECG_RLD ピンは、右脚駆動信号に使用されます。

呼吸測定では、RESP1 ピンと RESP2 ピンを正弦波または方形波励起に使用して、Bio-Z を測定します。

AFE4960 は、データ通信用に SPI と I2C のインターフェイスをサポートしています。このデザインではデフォルトで SPI が選択されており、I2C_SPI_SEL ピンは GND に接続されています。ADC_RDY と GPIO2 は、AFE イベントの異なる割り込み用に構成できます (『AFE4960 2 チャンネル ECG、呼吸および心拍パルス検出アナログフロントエンド (AFE)、医療用ウェアラブル向け』データシートの「割り込み」セクションも参照してください)。このデザインでは、FIFO レディとリードオフの割り込み用に、それぞれ ADC_RDY と GPIO2 が選択されています。

BG ピンはチップのバンドギャップ電圧出力です。ボード上で 1μF のデカップリング コンデンサ (C5) を使用することをお勧めします。

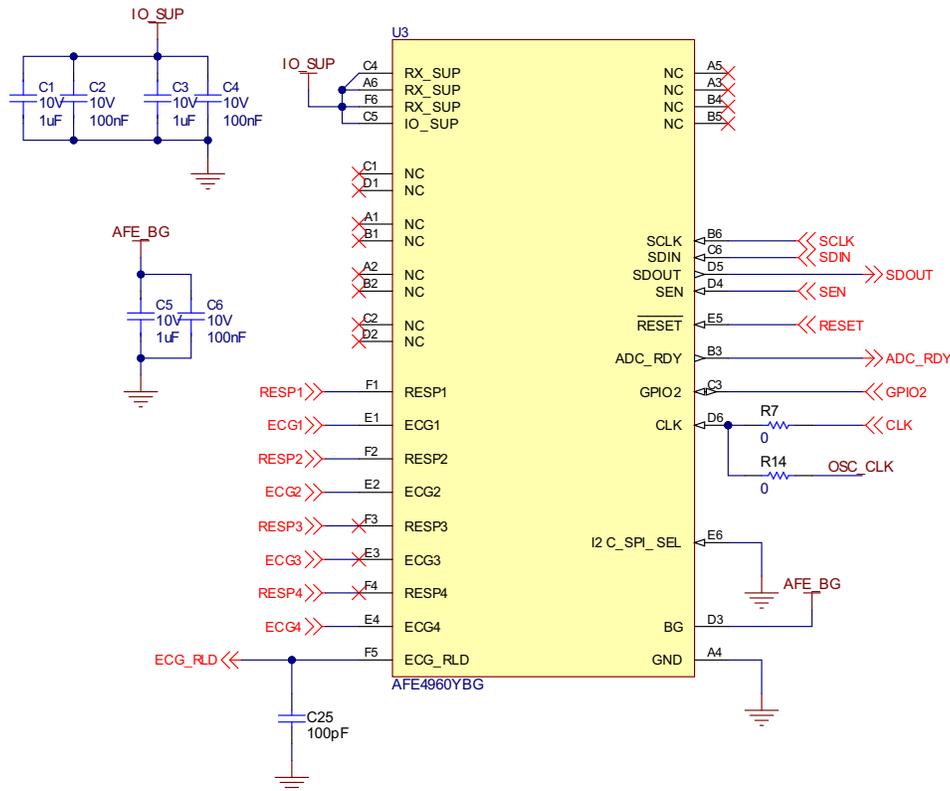


図 2-2. AFE4960 の接続

表 2-1 に、AFE4960 と CC2397R10 の間の接続を示します。

表 2-1. AFE4960 と CC2674R10 の間の接続

AFE4960 のピン番号	名称	CC2674R10 のピン番号	名称	備考
B6	SCLK	16	DIO_10	SPI_SCLK
C6	SDIN	15	DIO_9	SPI_PICO
D5	SDOUT	14	DIO_8	SPI_POCI
D4	SEN	29	DIO_19	SPI のチップ セレクトピン
E5	RESETZ	41	DIO_28	AFE デバイスのリセットピン
B3	ADC_RDY	37	DIO_24	FIFO_RDY の出力
C3	GPIO2	43	DIO_30	リードオフ割り込みの出力
D6	CLK	38	DIO_25	外部クロック用の CLK ピン

2.2.2 CC2674R10 BLE マイコン

CC2674R10 は、1MB のフラッシュと 256K の SRAM デバイスを搭載したマルチプロトコル 2.4GHz ワイヤレス 48MHz マイコンで、パッチ デバイスおよびホルター デバイスの ECG データ処理とストレージの要件を満たします。内蔵の超低消費電力センサ コントローラはさまざまなセンサと接続するようにプログラム可能で、総消費電力を低減できます。

図 2-3 に BLE デバイスのピン接続を示します。U1 は 31 個の GPIO を搭載した CC2674R106T0RGZ マイコンであり、異なるペリフェラルと接続できます。Y1 は 48MHz 水晶発振器、Y2 は 32.768kHz 水晶発振器です。

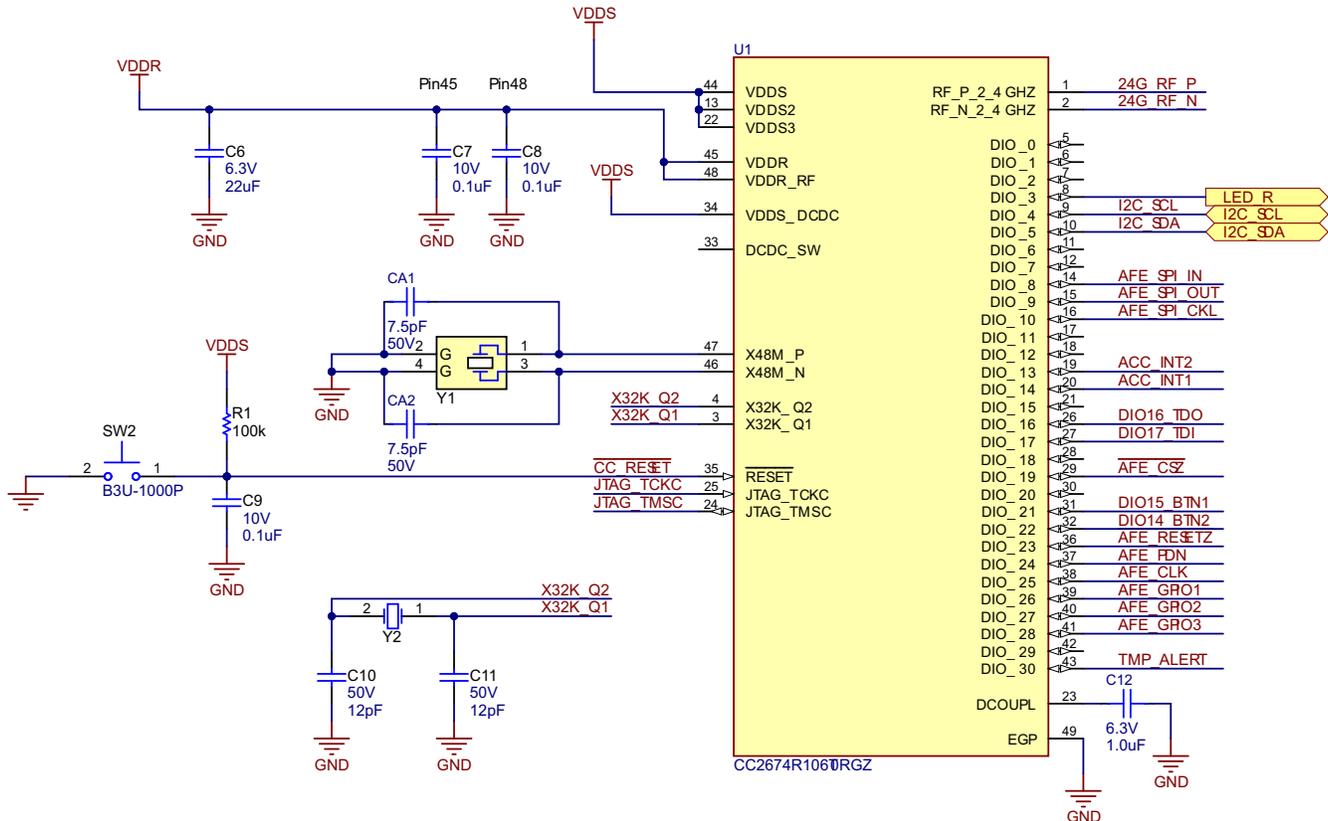


図 2-3. CC2674R10 の回路図

VDD、VDD2、VDD3 は、チップ、IO、および内部 DC/DC コンバータの主電源であり、これらの部品はすべて同じ電位である必要があります。これらのポイントには、TPS628437 の 1.8V 電源から電源を供給します。VDDR および VDDR_RF および内部電源には、内部 DC/DC コンバータまたは内部 LDO から電源を供給する必要があります。電源は 1.8V なので、内部 DC/DC はグローバル LDO より効率が低くなります。この構成では、DCDC_SW ピンの接続は解除され、VDD2_DCDC は VDD2 に直接接続されます。グローバル LDO は内部で VDDR ピンに接続されており、これは VDDR_RF ピンに外部接続する必要があります。デカップリングのためには、 μF サイズのコンデンサ (C6) が必要です。また、VDDR ピンと VDDR_RF ピンの近くにコンデンサ (C7、C7) を追加することを推奨します。内部でレギュレートされたデジタル電源のため、DCOUPL ピンとの接続にデカップリング コンデンサ (C12) が必要です。

図 2-4 に VDD のデカップリングの回路図を示します。1.8V 電源は、TPS628437 降圧コンバータから生成されます。フェライトビーズ (L1) は、電源ラインの高周波ノイズをフィルタ処理するように設計されています。電源用の CC2674 デカップリング コンデンサは、C1、C2、C3、C4、C5 です。これらのデカップリング コンデンサは、対応するピンの近くに配置します。

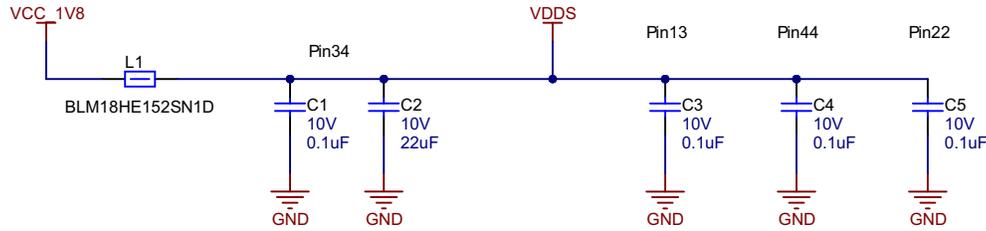


図 2-4. VDD5 の用デカップリングの回路図

図 2-5 に、CC2674 の 2.4G アンテナ パスの回路図を示します。RF_P および RF_N は、差動 RF インターフェイスとして使用されます。オンボード バラン ネットワークは、RF フロント エンド用に設計されています。高調波減衰とインピーダンス変換のため、LC フィルタ L3、C14、L4、C18 をバランとアンテナとの間に配置します。このデザインには、蛇行逆 F 型アンテナ (MIFA) が実装されています。これは、MIFA がオンボード 2.4G の設計に利用できる最小サイズのアンテナだからです。設計のガイダンスの詳細については、『CC13xx/CC26xx ハードウェア構成および PCB 設計の考慮事項』アプリケーションノートを参照してください。チップ アンテナを選択すると、PCB サイズをさらに小型化できます。

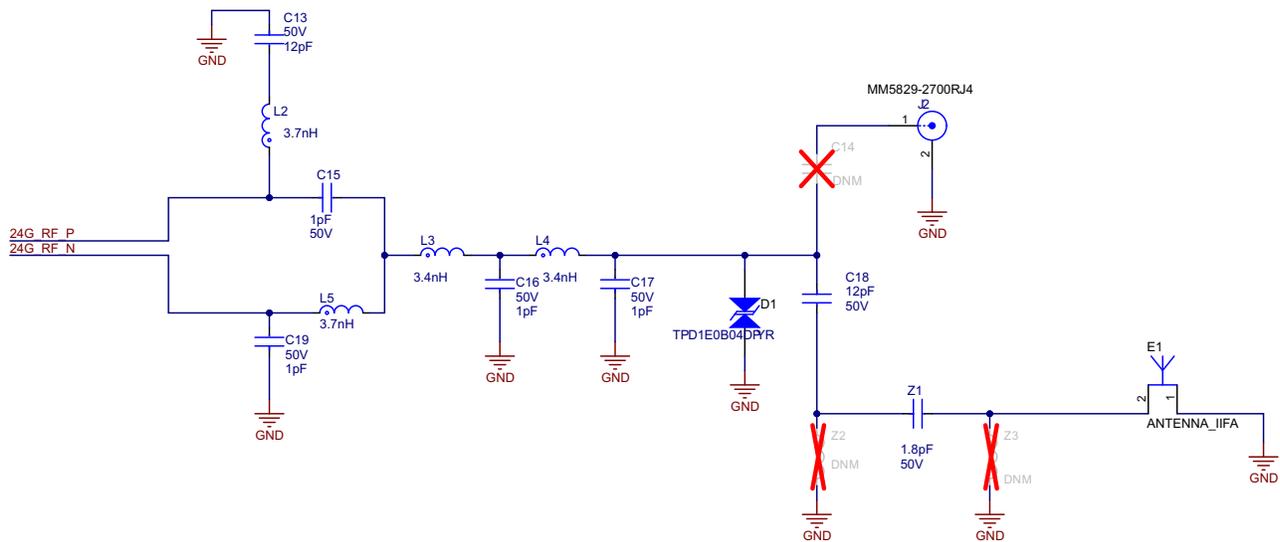


図 2-5. 2.4G アンテナ設計の回路図

CC2674 をプログラムするには、JTAG インターフェイスをフラッシュのプログラミングとデバッグ アクセスに使用します。図 2-6 に、JTAG ヘッダーと CC2674 の接続を示します。

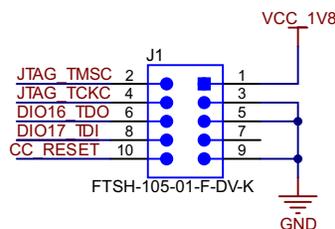


図 2-6. プログラミング用の JTAG 接続

2.2.3 ECG および呼吸リードの設定

AFE4960 は、ECG 測定および呼吸検出向けの低消費電力で完全統合型のセンサ インターフェイス設計です。このデバイスは、2 チャンネルの ECG レシーバとして、または、1 チャンネルの ECG レシーバと 1 つの呼吸インピーダンスチャンネルとして構成できます。このパッチ デザインでは、単極 ECG 測定および呼吸検出用に 3 電極構成を採用しています。図 2-7 に、センサ ボードの電極構成を示します。

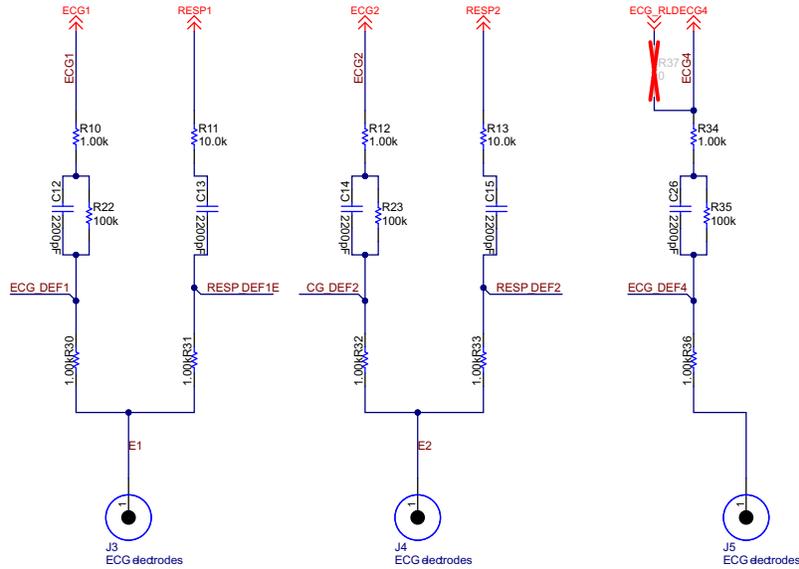


図 2-7. ECG および呼吸測定インターフェイス

図 2-7 は、ECG を使用した 2 ポイント呼吸の構成を示しています。ECG1、ECG2、および ECG_RLD ピンは、3 本の電極による単極 ECG 測定を構成するために使用します。ECG 信号は、ECG1 および ECG2 に割り当て可能な右アーム (RA) と左アーム (LA) の電位差を測定することによって取得されます。右脚駆動 (RLD) では、ECG_RLD ピンまたは ECGx ピンのいずれかを DC バイアス電圧用に設定できます。このデザインでは、データシートの推奨事項に従って RLD 駆動用に ECG4 が配線されています。呼吸ピン RESP1 と RESP2 は ECG と同じピンを共有しており、このデザインの 1 チャンネル ECG + 呼吸インピーダンスをサポートします。抵抗 (図 2-7 の R30、R31、R32、R33、R36) と TVS ダイオード (図 2-8 の D5、D6、D7、D8、D9) は、高エネルギー事象に対する保護回路を構成しています。保護抵抗は、呼吸の励起パスと検出パスの間で共有されます。部品 R11、C13、R13、C15 は、呼吸インピーダンス駆動の励起電流を決定します。R10、R22、R12、C12、R23、R34、C14、R35、C16 は、DC フォルト保護用に設計されています。各部品の値は、AFE4960 データシートを参考に決定しています。

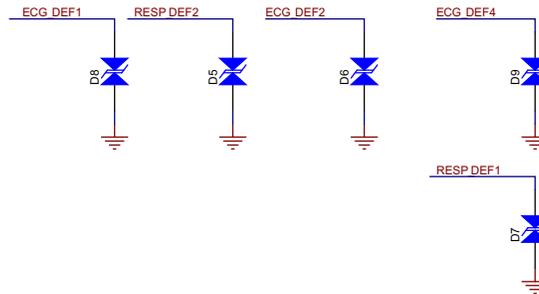


図 2-8. 電極の ESD 保護

表 2-2 に、TIDA-010270 の設計パラメータを示します。

表 2-2. 設計パラメータ

パラメータ	値
ECG センス電極の数	2 (RA, LA)
右脚駆動電極の数	1 (RLD)
ECG のチャンネル数	1
呼吸チャンネル数	1
ペースメーカー検出チャンネル数	1

AFE4960 では、ECG 入力および呼吸入出力にスイッチ マトリックスが統合されています。このデバイスは、ECGx および RESPx ピンのいずれかをチャンネル 1 またはチャンネル 2 に接続できる柔軟性を備えています。表 2-3 に、チャンネル入力および RLD 駆動の場合のピン マッピングを示します。

表 2-3. ECG 入力チャンネルのピン マッピング

ECG ピンおよび呼吸ピン	チャンネルへの接続	電極割り当て
ECG1	チャンネル 1 の正入力	LA
ECG2	チャンネル 1 の負入力	RA
ECG3	未使用	割り当てなし
ECG4	ECG RL 駆動	RLD
ECG_RLD	未使用	割り当てなし
RESP1	BIOZ_OUTP	LA
RESP2	BIOZ_OUTM	RA
RESP3	未使用	割り当てなし
RESP4	未使用	割り当てなし

2.2.4 温度センサ

TMP119 は高精度のデジタル温度センサです。較正不要で、0°C~45°Cの温度範囲にわたって 0.0078°Cの分解能、最大 ±0.08°Cの精度で 16 ビットの温度結果を提供します。このデザインでは、体温測定用に I2C で BLE コントローラと接続するようにデバイスを構成しています。図 2-9 に、TMP119 の回路図を示します。ADD0 はグラウンドに直接接続されており、これによってアドレスは 0x48 に設定されます。

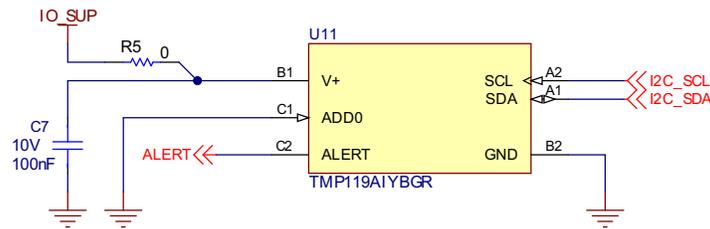


図 2-9. TMP119 の回路図

2.2.5 電源の選択

表 2-4 に、このデザインに必要な電源レールを示します。

注

パッチ リファレンス デザインでは、すべての電源レールをサポートするため 1.8V を選択します。ホルター リファレンス デザインでは、AFE1594 に電源を供給するために 1.8V と 3.3V の両方が必要です。

表 2-4. 推奨動作電圧

デバイス	電源	最小値	最大値	単位
AFE4960	RX_SUP レシーバ電源	1.7	1.9	V
	IO_SUP I/O 電源	1.7	1.9	V
CC2674R10	動作電源電圧 (VDDSD)	1.8	3.8	V
TMP119	V+, T _A = -55°C~70°C	1.7	5.5	V
IIS2DLPCTR	電圧電源	1.62	3.6	V

コイン型電池 (3V) と AAA (単 4) 電池 (1.5V) は、パッチ モニタおよびホルター モニタに市場で最も一般的に使用されている電池です。パッチ内のすべての電源は 1.8V であるため、バッテリーの種類に応じて昇圧コンバータまたは降圧コンバータを実装でき、システムの効率を向上できます。両方の電池と AFE1594 の 3.3V 電源をサポートするため、

TPS61299 昇圧コンバータと TPS628437 降圧コンバータは直列に設計されており、まず電圧を 3.3V に昇圧してから 1.8V に降圧します。

2.2.6 電源

表 2-5 に、AFE1594 AVDD 電源に使用する 3.3V 電源レールの設計要件を示します。

表 2-5. 3.3V 電源仕様

パラメータ	値
入力電圧	0.9V~1.5V または 2.0V~3V
出力電圧	3.3 V
出力電流	50mA
出力電圧リップル	50 mV

TPS61299x は同期整流昇圧型コンバータで、静止電流が 100nA と非常に低いのが特長です。このデバイスは、0.5V ~5.5V の広い入力電圧範囲と 1.8V~5.5V の出力電圧範囲に対応しています。TPS61299x は軽負荷時の効率が高いことから、ポータブル デバイスにコイン型電池を使用して長時間動作を実現しています。図 2-10 に、TPS61299 の回路図設計を示します。

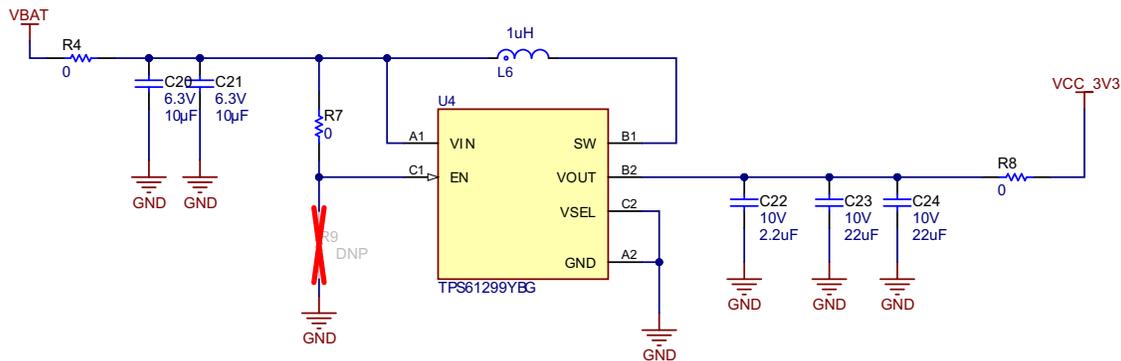


図 2-10. TPS61299 の回路図

TPS61299 は、VSEL ピンとグラウンドとの間に抵抗を接続することで、21 の内部出力電圧設定オプションをサポートしています。出力電圧が 1.8V に近くなると、このデバイスは VSEL ピンの構成条件をチェックします。正常に動作させるためには、設定抵抗精度が 1% である必要があります。3.3V 出力の場合は、VSEL をグラウンドに接続します。

TPS61299 には固定の周波数はなく、インダクタリップル電流を 350mA の範囲内で一定に維持するため、周波数は動作条件によって決定されます。

TPS61299 の最大出力能力は、入出力比および昇圧コンバータの電流制限によって決定されます。最大出力電流は、式 1 を使用して推定できます。

$$I_{OUT(max)} = \frac{V_{IN} I_{LIM}}{V_{OUT}} \eta \quad (1)$$

ここで、

- I_{LIM} : 平均スイッチ電流制限。
- η : 変換効率。2V から 3V に上昇させるときは 89%~94.8% です。推定には 89% を使用します。

このデザインでは、 $I_{OUT(max)} = 0.97A$ ($I_{OUT(IN)} = 3V$ 、 $I_{LIM} = 1.2A$ 、 $V_{OUT} = 3.3V$ 、 $\eta = 89%$) です。

インダクタの選択に関しては、TPS61299 は 1 μ H (L6) のインダクタ値で動作するように設計されています。表 2-6 に、『TPS61299xA 95nA 静止電流、5.5V 昇圧コンバータ、入力電流制限および高速過渡性能』データシートからの推奨される TPS61299 インダクタを示します。

表 2-6. 推奨される TPS61299 インダクタ

部品番号	L (μ H)	DCR 最大値 (m Ω)	飽和電流 (A)	サイズ (L x W x H)
HTTH16080H-1R0MSR-99	1	110	2.3	1.6 x 0.8 x 0.8
WIP252010P-1R0ML	1	54	3.5	2.5 x 2.0 x 1.0
WPN252010H1R0MT	1	76	3.5	2.5 x 2.0 x 1.0

出力コンデンサの選択では、出力リップルとループ安定性の要件を満たすため、実効容量範囲が 4 μ F ~ 1000 μ F の X5R または X7R セラミック出力コンデンサを使用することを推奨します。出力コンデンサがこの範囲を下回ると、昇圧レギュレータが不安定になる可能性があります。PWM モードでは、出力コンデンサを大きくすると、出力リップル電圧が小さくなります。DC バイアス電圧、経年劣化、AC 信号におけるセラミックコンデンサのディレーティングを回避するため、必要な出力電圧において十分な容量が得られるように、電圧定格のマージンを考慮してください。3 つの 10 μ F コンデンサ C22、C23、C24 を出力電圧と並列に配置して、出力電圧をフィルタ処理します。これらのコンデンサは、IC の V_{OUT} ピンおよび GND ピンにできるだけ近づけて配置してください。

入力デカップリングコンデンサに関しては、ESR が非常に低く、小型フットプリントであることから、多層 X5R または X7R セラミックコンデンサを使用するのが最適です。入力コンデンサは、できる限りデバイスに近づけて配置する必要があります。ほとんどのアプリケーションでは 10 μ F の入力コンデンサで十分ですが、入力電流リップルを低減するために、さらに大きな値を制限なしで使用できます。入力電圧リップルを最小化し、入力電圧スパイクを抑制し、デバイスに安定したシステムレールを供給するため、C20 と C21 には 10 μ F のコンデンサを使用します。

表 2-7 に、パッチ モニタおよびホルター モニタの 1.8V 電源レール設計要件を示します。両方の電池 (AAA (単 4) 電池: 1.5V、コイン型電池: 3V) で、昇降圧レギュレータが最適な優れた選択肢です。昇降圧レギュレータの最小入力電圧は 1.3V を上回る必要があるため、単 4 電池の放電はシステムにリスクをもたらす可能性があります。デザインを簡素化するため、1.8V 電源レール用に降圧コンバータを選択しています。ただし、このトポロジでは電力効率が低下させます。使用する電池をどちらかに固定する場合は、昇圧コンバータまたは降圧コンバータ回路を選択すると、全体的な効率が向上します。

表 2-7. 1.8V 電源の仕様

パラメータ	値
入力電圧	3.3 V
出力電圧	1.8 V
出力電流	50mA
出力電圧リップル	50 mV

TPS62843 は、静止電流が 275nA (代表値) と非常に小さい、高効率の降圧コンバータファミリです。このデバイスは、1.8V ~ 5.5V の広い入力電圧範囲と 0.4V ~ 3.6V の出力電圧範囲に対応しています。VSET ピンに抵抗を接続することで選択可能な 18 の定義済み出力電圧があります。出力電圧が 1.8V であるため、このデザインでは TPS628437 を選択して、0.8V ~ 1.8V の出力電圧を供給します。図 2-11 に、TIDA-010270 の TPS628437 の回路図を示します。

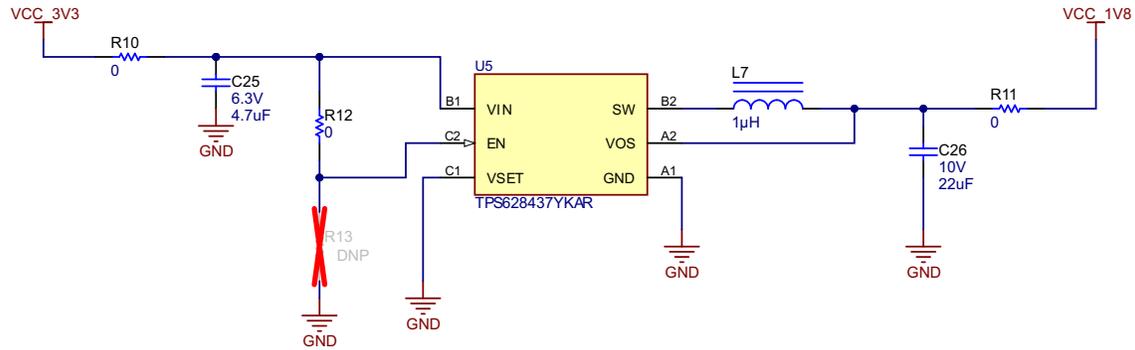


図 2-11. TPS628437 の回路図

TPS628437 の出力電圧は、VSET ピンと GND の間に 1 個の外付け抵抗を接続して設定します。内部抵抗 / デジタル変換により、外付け抵抗 R_{set} がスタートアップ遅延時間内に検出され、適切な出力電圧が設定されます。1% 精度の抵抗を使用することを推奨します。『TPS62843 1.8V~5.5V、600mA、275nA I_Q 、小型の降圧コンバータ』データシートによると、VSET ピンをグラウンドに接続すると、出力電圧は 1.8V に設定されます。

TPS628437 は、推奨動作範囲全体にわたって超小型 1μH インダクタに最適化されており、業界最小のチップと設計サイズを実現します。このデバイスは標準スイッチング周波数 1.5MHz で動作し、負荷電流が 100μA 以下のときまで軽負荷時の高効率が維持されます。

入力コンデンサについては、入力電圧リップルを低減するため、データシートでは 4.7μF コンデンサが推奨されています。出力コンデンサには、4μF~25μF の範囲のものを推奨します。適切に動作させるため、合計出力容量をデータシートの推奨範囲内にする必要があります。より大きいコンデンサを使用すると、出力電圧リップルを低減し、負荷過渡応答を改善できます。このリファレンス デザインでは、システムに C25 (4.7μF)、C26 (22μF)、L7 (1μH) を選択します。

テキサス・インスツルメンツでは、電源設計を簡略化するため、オンライン WEBENCH® シミュレーションを提供しています。TPS62843 の製品ページもご覧ください。

2.2.7 LED インジケータ

ECG リードのさまざまな状態を示すため、LED インジケータがインジケータとして設計されています。LED (D2) には、電流制限抵抗 R15 を使用して 3.3V の電源が供給されます。このインジケータは、外部 MOSFET (Q1) を使用してマイコンによって制御されます。図 2-12 に、LED インジケータの回路図を示します。

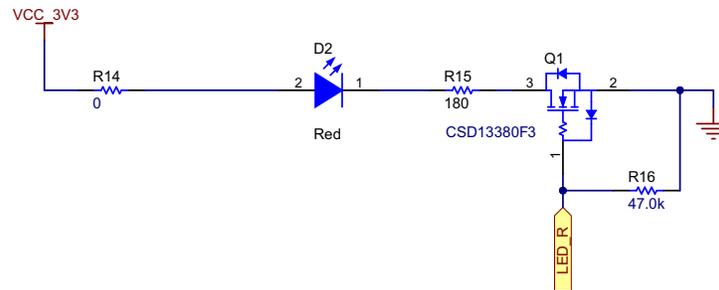


図 2-12. LED インジケータの回路図

2.3 主な使用製品

2.3.1 AFE4960

AFE4960 は、2 チャネルの ECG レシーバとして、または、1 チャネルの ECG レシーバと 1 つの呼吸インピーダンス チャネルとして構成できます。AFE 信号チェーンは最大 4 つの電極と柔軟に接続できます。右脚駆動 (RLD) アンプの出力を使ってボディバイアスを設定できます。この AFE には、リード端子のオン/オフを検出するための DC リード バイアス供給機能と、リード端子のインピーダンスを測定するための AC リード バイアス供給機能があります。1 個のチャネルは、ペースメーカーのパルス検出をサポートしています。

すべての信号チェーン出力は、適切に定義された時間間隔で 1 つの ADC によって変換され、24 ビットワードとして 128 サンプルの FIFO に保存されます。この FIFO は、SPI または I²C インターフェイスを使って読み出すことができます。

AFE4960 は、3 極 ECG システムを実現するための完全統合型デザインです。並列構成の 2 つの AFE の同期動作を使って 5 リードの ECG を実現できます。

2.3.2 CC2674R10

SimpleLink™ CC2674R10 デバイスは、マルチプロトコル、マルチバンドの Sub-1GHz および 2.4GHz ワイヤレス マイコン (MCU) で、Thread、Zigbee、Bluetooth 5.3 Low Energy、IEEE 802.15.4g、IPv6 対応スマート オブジェクト (6LoWPAN)、MIOTY、Wi-SUN、Amazon Sidewalk、テキサス・インスツルメンツ 15.4 スタック (Sub-1GHz および 2.4GHz) など各種独自システム、DMM (ダイナミック マルチプロトコル マネージャ) ドライバを使った同時マルチプロトコルをサポートしています。本デバイスは低消費電力のワイヤレス通信向けに最適化されており、高度なセキュリティ機能とオンチップのワイヤレス (OAD) 更新機能を備えています。本デバイスは、ビルディングのセキュリティシステム、HVAC、スマートメーター、医療、有線ネットワーク、携帯型電子機器、ホームシアター/エンターテインメント、ネットワーク接続周辺機器市場向けの長距離かつ信頼性の高い通信を可能にします。

CC2674R10 デバイスは、SimpleLink™ MCU プラットフォームの一部です。このプラットフォームは、シングル コア SDK (ソフトウェア開発キット) と豊富なツール セットを備えた使いやすい共通の開発環境を共有する Wi-Fi®、Bluetooth® Low Energy、Thread、Zigbee®、Sub-1GHz MCU、およびホスト MCU で構成されています。SimpleLink™ プラットフォームは一度で統合を実現でき、製品ラインアップのデバイスのどのような組み合わせでも設計に追加できるので、設計要件変更の際もコードの 100% 再利用が可能です。SimpleLink マイコン プラットフォームもご覧ください。

ソフトウェアの互換性に加えて、マルチバンド ワイヤレス MCU は 7mm × 7mm の QFN パッケージに封止されており、352kB から 1MB までのフラッシュとピン互換性があるため、設計のスケラビリティを最大限に高めることができます。Sub-1GHz 製品もご覧ください。

2.3.3 TMP119

TMP119 は高精度のデジタル温度センサです。このデバイスは、ASTM E1112 および ISO 80601 の電子医療体温計の精度要件を満たすように設計されています。較正不要で、0°C~45°Cの温度範囲にわたって 0.0078°Cの分解能、最大 ±0.08°Cの精度で 16 ビットの温度結果を提供します。TMP119 は I²C および SMBus™ 互換インターフェイスで、プログラム可能なアラート機能を備え、1 つのバスで最大 4 つのデバイスをサポートできます。汎用的に使用できる 48 ビットの追加メモリを備えたデバイス設定用 EEPROM も内蔵しています。TMP119 は 1.7V~5.5V で動作し、1Hz の変換サイクルで標準的な消費電流は 3.5µA です。

医療用途以外では、シングル チップのデジタル温度センサとして、白金 RTD の代替になります。TMP119 は Class AA RTD と同等の精度を持ちながら、PT100 RTD で一般的に必要な電力と比べて、わずかな電力しか使用しません。TMP119 では、高精度の基準、配線のマッチング、複雑なアルゴリズム、較正など、RTD の複雑さの多くが解消されるため、設計を簡素化できます。このデバイスはひずみ耐性を持つよう設計されているため、デバイスの半田付け、モールド、アンダーフィル、基板の曲げなど、PCB 製造でよく見られる一般的なひずみに対する堅牢性があります。

TMP119 ユニットの NIST トレース可能な製造時のセットアップで 100% テスト済みであり、ISO-IEC 17025 で認められた標準に従って較正済みの機器により検証されています。

2.3.4 TPD1E01B04

TPD1E01B04 は、USB Type-C® および Thunderbolt 3 回路保護用の双方向 TVS ESD 保護ダイオード アレイです。TPD1E01B04 は、IEC 61000-4-2 国際規格で規定されている最大レベル(レベル 4)の ESD 耐性を備えています。

このデバイスは 0.18~0.20pF (標準値) の IO 容量を特長としており、USB 3.1 Gen2、Thunderbolt 3 などの最大 20Gbps の高速インターフェイスの保護に理想的です。低い動的抵抗および低いクランピング電圧により、過渡現象に対してシステムレベルの保護を実現します。

TPD1E01B04 は、業界標準の 0201 (DPL) パッケージと 0402 (DPY) パッケージで供給されます。

2.3.5 TPS628437

TPS62843 は、静止電流が 275nA (代表値) と非常に小さい、高効率の降圧コンバータ ファミリーです。ディセーブル時のシャットダウン電流は 4nA (代表値) です。

このデバイスは、RF フレンドリな低い出力電圧リップルを備えた DCS-Control を使用して、無線機に電力を供給します。

このデバイスは標準スイッチング周波数 1.5MHz で動作し、負荷電流が 100µA 以下のときまで軽負荷時の高効率が維持されます。

VSET ピンに抵抗を接続することで、3 × 18 の事前定義された出力電圧を選択できるため、本ファミリは最小限のパス部品品の組み合わせだけで、さまざまなアプリケーションに使用できます。

2.3.6 TPS61299

TPS61299 は、95nA の超低静止電流と平均入力電流制限を備えた同期整流式昇圧コンバータです。このデバイスは、アルカリ電池とコイン型電池を搭載したポータブル デバイス向けの電源ソリューションを提供します。このデバイスは軽負荷条件で高い効率を実現し、長い動作時間を実現します。また、平均入力電流制限により、大電流でのバッテリー放電を防止できます。

TPS61299 は、0.5V~5.5V の広い入力電圧範囲と 1.8V~5.5V の出力電圧範囲に対応しています。このデバイスには、5mA から 1.9A までの平均入力電流制限のバージョンが複数用意されています。1.2A の電流制限を持つ

TPS61299 は、3V から 5V への変換時に最大 500mA の出力電流をサポートし、200mA の負荷時に約 94% の効率を実現します。

TPS61299 は、出力電圧が 4.5V、5V、または 5.5V 時の高速負荷過渡性能をオプションで備えています。高速負荷過渡時、出力電流が 0A から 200mA に遷移した場合の標準設定時間は 8µs です。

TPS61299 は、ディセーブル時の完全なシャットダウン機能をサポートしています。

TPS61299 は、6 ボールの 1.2mm × 0.8mm WCSP パッケージと 6 ピンの 1.6mm × 1.6mm SOT563 パッケージで供給され、非常に小型のデザイン サイズを実現します。

2.4 バッテリー寿命の計算

このセクションでは、2 個の CR2032 コイン型電池のバッテリー寿命の計算について説明します。このデザインでは、主な消費電力は AFE4960 と CC2674R10 によるもので、温度センサとアクセラレータによる消費電力は少なくなっています。主なパスは次のとおりです。

- 電池から AFE4960 バイオセンシング アナログ フロント エンド
- 電池から CC2674R10 BLE マイクロコントローラ

上記のすべての電流パスには、TPS61299 と TPS628437 デバイスから生成された 1.8V 電源レールにより電源が供給されます。

2.4.1 AFE4960 の消費電流

AFE4960 は、ECG、生体インピーダンス、ペース パルスの収集をサポートする個別のシグナル チェーンを搭載しています。AFE4960 の消費電力は、主に反復アキュイジション サイクル (RAC) の周波数と信号収集モードによって決定されます。アプリケーションに応じて、3 つのモード (ECG のみ、ECG + ペース、ECG + 呼吸 + ペース) を選択できます。図 2-13 に、異なる信号収集モードと RAC 周波数における、RX_SUP 電流と RAC 周波数との関係を示します。標準仕様は、T_A = 25°C、RX_SUP = IO_SUP = 1.8V、32.768kHz 入力クロックです。

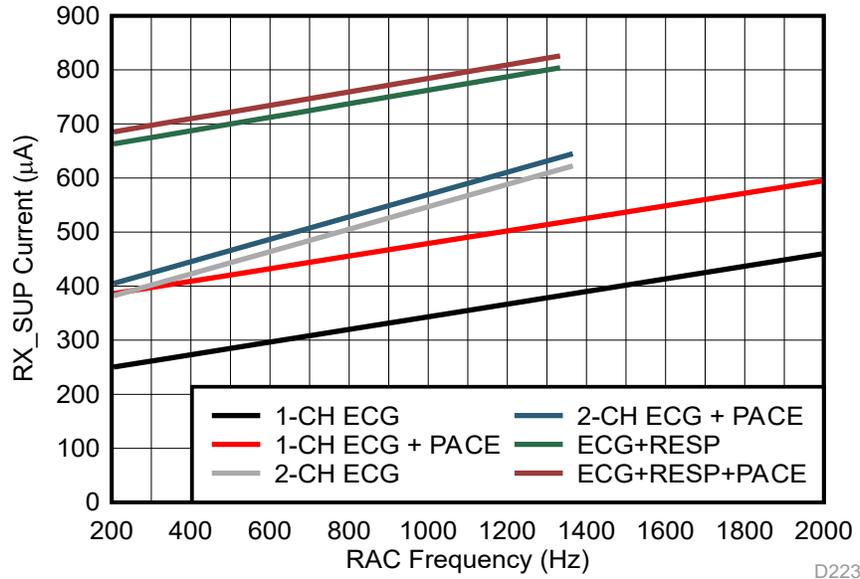


図 2-13. 異なる信号収集モードにおける RX_SUP 電流と RAC 周波数との関係

一般に、ほとんどのアプリケーションでは 256Hz、512Hz のサンプル レートで十分です。プロットから、ECG モードで RAC 周波数が低い場合にチップの消費電力が少なく、500Hz で約 290µA (1 チャンネル ECG) および 420µA (2 チャンネル ECG) です。ECG + 呼吸 + ペース モードでは、500Hz 未満で約 720µA です。つまり、アプリケーションの要件に応じて、消費電力とサンプル レートをトレードオフできます。

このデザインでは、高性能を実現するため、RAC の周波数を 1.33kHz に設定しています。図 2-13 から、消費電流の推定値は 820µA です。IO_SUP 消費電流 (データシートには記載されていません) とバッファから、AFE4960 の総消費電流は 900µA となります。

2.4.2 CC2674R10 の消費電流

CC2674R10 の消費電力は、コア消費電力、ペリフェラル消費電力、無線電流で構成されます。仕様は『CC2674R10 SimpleLink™ 高性能マルチプロトコル 2.4GHz ワイヤレス マイコン』データシートの「消費電力 - 電力モード」で確認できます。さらに、電源、接続間隔、遷移ごとのデータ長は、動作中の BLE デバイスの総消費電力に影響します。

テキサス・インスツルメンツでは、システム内の設計パラメータに応じて電力を簡単に計算するための Bluetooth 電力カリキュレータ ツールを提供しています。図 2-14 に、このカリキュレータのグローバル設定を示します。ここで、ユーザーがシステムのカスタム仕様を設定できます。TIDA-010270 では、電源電圧は 1.8V です。接続間隔は 30ms、接続データ長は 216 バイトです。これは、CC2674R10 ですべての ECG データを通知するためのものです。

Supply Voltage	1.8
Battery capacity [mAh]	220
RF Configuration	Diff. *
Output Power [dBm]	0
Advertising Interval [ms]	100
Advertising data length (legacy) [#bytes]	7
Advertising data length (extended advertising) [#bytes]	7
Connection Interval [ms]	45
Connection data length [#bytes]	216 **
Scan Response data length [#bytes]	27
Crystal used	external 32kHz

図 2-14. Bluetooth® Low Energy の消費電流のグローバル設定

グローバル設定で設計パラメータを固定すると、推定消費電流がデバイスの役割に応じて自動的に計算されます。パッチデザインは BLE ネットワークでペリフェラルとして接続 (Connected as Peripheral) され、平均消費電流は 830.0 μ A となります。図 2-15 に、詳細な計算を示します。

Connected as Peripheral			
State	Time [us]	Current [mA]	Time * Current
1 Wake Up & Pre-processing	1283.89	5.17	6636.14
2 Preparation for Recieve	394.22	5.96	2349.25
3 Recieve (RX)	219.67	11.15	2448.95
4 RX to TX transition	109.22	8.68	948.29
5 Transmit (TX)	1731.56	12.23	21183.36
6 Post-Processing	853.44	4.37	3732.71
7	0.00	0.00	0.00
8	0.00	0.00	0.00
9	0.00	0.00	0.00
10	0.00	0.00	0.00
11	0.00	0.00	0.00
12	0.00	0.00	0.00
13	0.00	0.00	0.00
14	0.00	0.00	0.00
15	0.00	0.00	0.00
16	0.00	0.00	0.00
Total time of connection event [us]		4592.01	
Total time * current [us*mA]			37298.7
Average Current draw during connection event [uA]			8122.5
Average current draw during connection:		830.0 uA	
Expected battery life:		265 Hours	
Expected battery life:		11 Days	

図 2-15. ペリフェラルとしての CC2674R10 の消費電流

2.4.3 オン状態時の電流の計算

TMP119 (135 μ A) と IIS2DLPC (120 μ A) のワーストケース性能を考慮すると、総平均消費電流は 1.98mA ($I_{AFE4960} + I_{CC2674} + I_{TMP119} + I_{Accelerator}$) と計算されます。式 2 に、TPS628437 デバイスの入力側に反射される電流を示します。WEBENCH[®] でのシミュレーションから、効率は 95% となります。

$$I_{TPS628437} = \frac{V_{OUT} \times I_{OUT}}{V_{IN} \times \eta} = \frac{1.8 \times 1.98}{3.3 \times 0.95} = 1.14\text{mA} \quad (2)$$

TPS61299 デバイスの入力側に反射される電流は、94.8% の効率で式 3 と計算されます。

$$I_{TPS61299} = \frac{V_{OUT} \times I_{OUT}}{V_{IN} \times \eta} = \frac{3.3 \times 1.14}{3 \times 0.948} = 1.32\text{mA} \quad (3)$$

2 個の CR2032 コイン型電池の場合、電池の寿命は式 4 で計算されます。

$$\text{Life (hrs)} = \frac{2 \times 220\text{mAh}}{1.36\text{mA}} = 333\text{hrs} = 13\text{Days}21\text{hrs} \quad (4)$$

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

3.1.1 BLE ボードの概要

図 3-1 に、Altium Designer® からの BLE ボードの上面図を示します。重要なセクションを赤いボックスで示しています。CCS プログラミングでは、JTAG コネクタは逆になります。外部割り込み用に設計されたボタンが 2 つあり、ユーザー命令に割り当てることができます。2 つのレセプタクルを使用して、異なるセンサ ボード (パッチとホルダー) に対応させます。

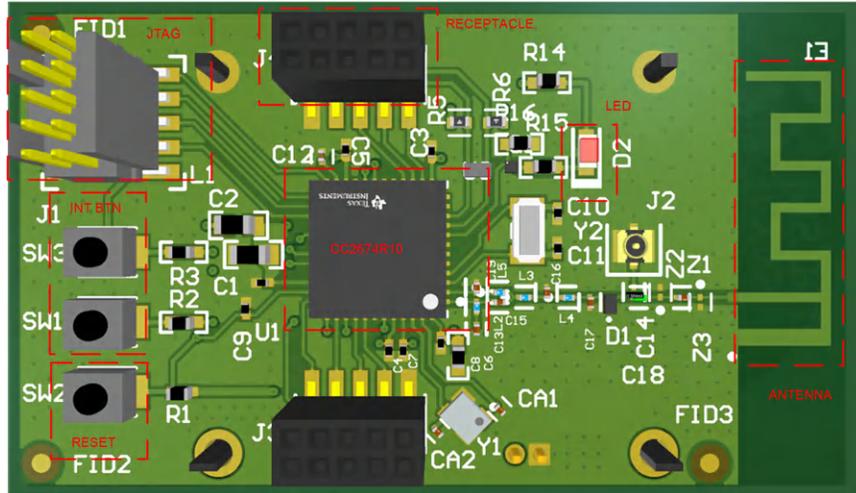


図 3-1. BLE ボードの上面図

図 3-2 に BLE の底面図を示します。TPS61299 昇圧コンバータと TPS628437 降圧コンバータを示すため、コイン型電池ホルダーは取り外しています。単 4 電池コネクタが接続のため逆になっています。

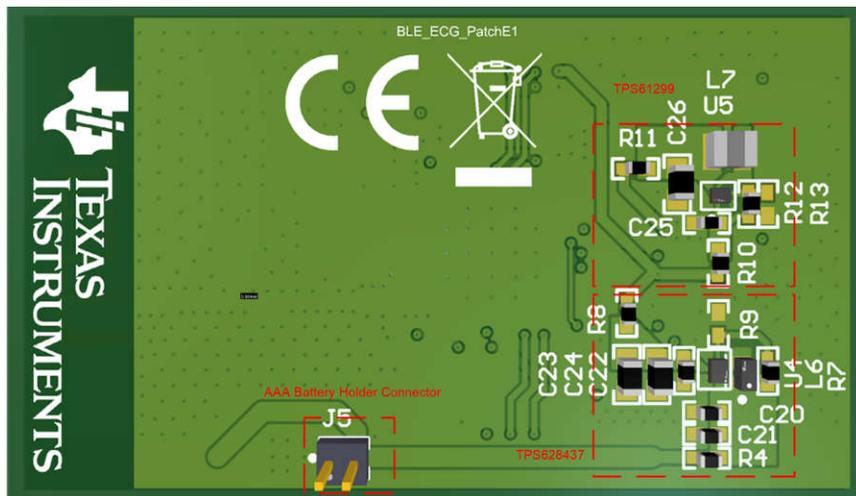


図 3-2. コイン型電池ホルダーを取り外した BLE ボードの底面図

図 3-3 に、CR2032 電池ホルダーを取り付けた BLE の底面図を示します。

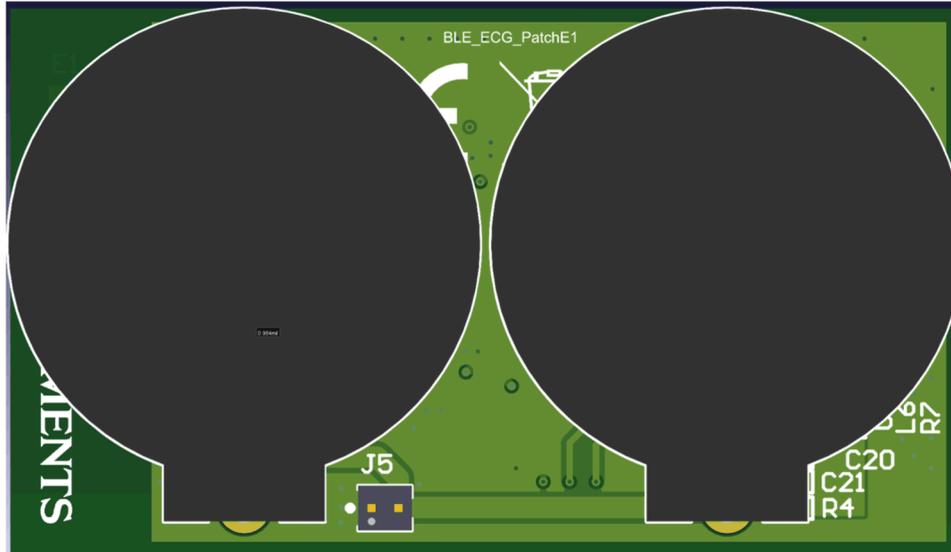


図 3-3. コイン型電池ホルダーを取り付けた BLE ボードの底面図

3.1.2 センサボードの概要

図 3-4 に、AFE4960、TMP119、IIS2DLPCTR デバイスを搭載したセンサボードの PCB アセンブリを示します。このボードには、LA、RA、RLD 用に 3 つの電極コネクタがあります。ヘッダーは、ECG 測定用の BLE ボードに完全に対応させることができます。

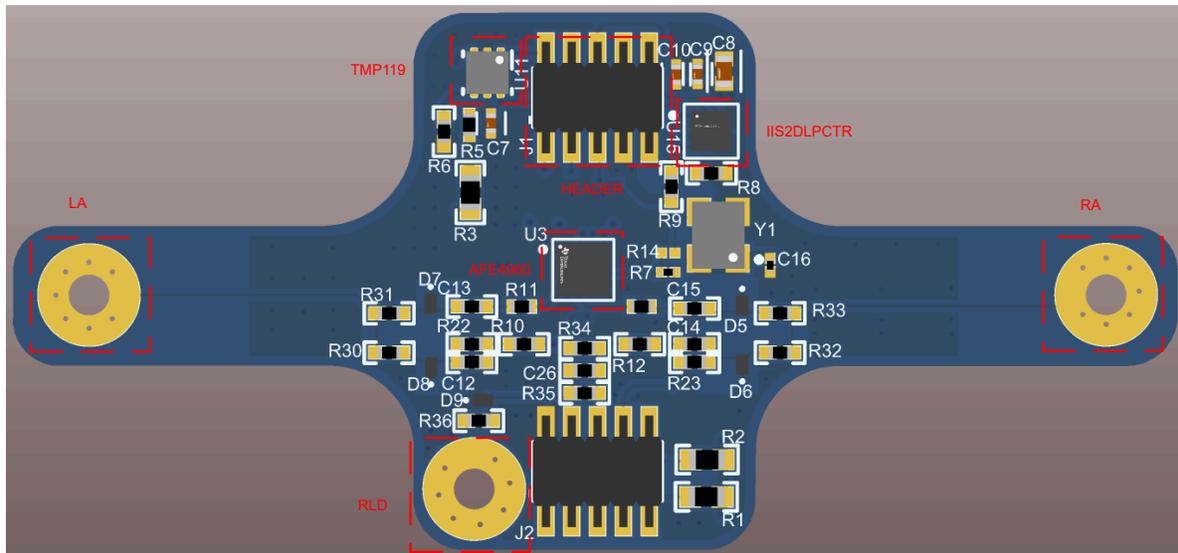


図 3-4. センサボード

パッチでは、LP-XDS110 ボードの 10 ピン デバッグ コネクタと接続する JTAG コネクタは逆になります。図 3-7 に、パッチと LP-XDS110 の間のデバッグ接続を示します。

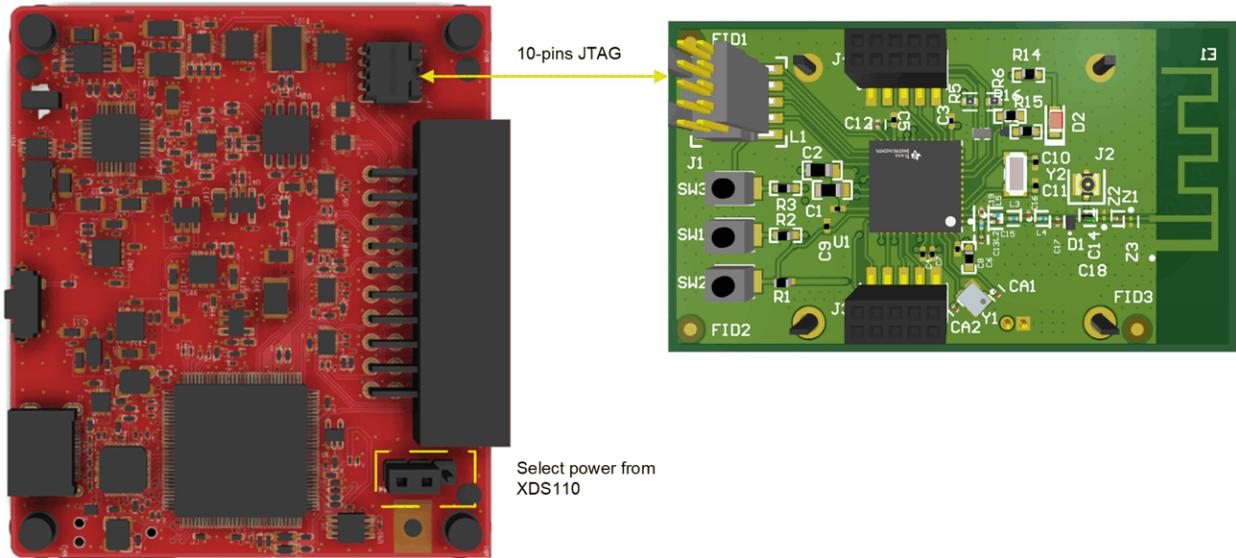


図 3-7. パッチと LP-XDS110 の接続

LP-XDS110 には電源選択ジャンパがあり、プログラミング時に電源を定義できます。「Power from XDS110」(XDS110 から電源供給)を選択した場合、JTAG コネクタによって提供される電源バスがあります。この理由から、電源の競合を回避するため、プログラミング中は電池をパッチに接続できないようにします。「Power from External」(外部から電源供給)を選択した場合、システム全体に電源を供給するために BLE ボードに電池が必要です。

3.2 ソフトウェア要件

テキサス・インスツルメンツは、CC2674R10 デバイスを使用した BLE 動作のプログラムと、Android™ プラットフォーム (通常はスマートフォン) で実行されるシンプルなデモ ソフトウェアの両方を提供しています。このソフトウェアは、ECG、呼吸、ペースパルス、体温、動作測定の基本的な概要を開発者に提供します。

3.2.1 Code Composer Studio™ (CCS) IDE を使用したバイオセンシング デモの読み込み

[TIDA-010270](#) リファレンス デザイン ページからデザイン ファイルをダウンロードします。ECG_Patch_Design_File からすべてのファイルを解凍し、CCS でバイオセンシング パッチ デモをコンパイルします (バージョン 12.4.0 より前のバージョンは使用しないでください)。10 ピン JTAG を使用して BLE ボードと LP-XDS110 を接続し、ソフトウェアをフラッシュ書き込みします。図 3-8 に接続を示します。

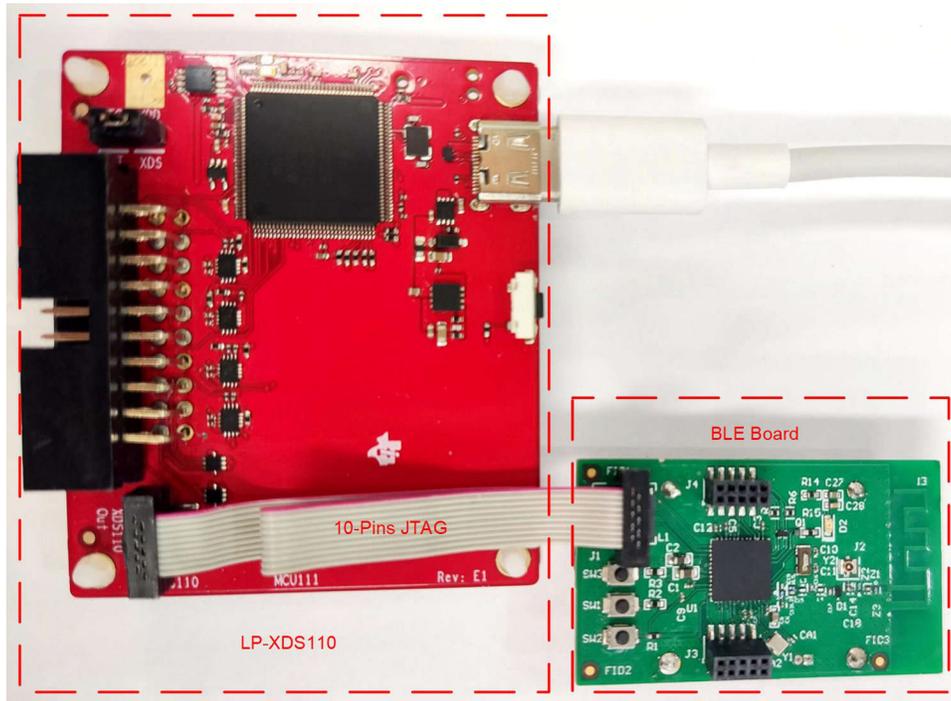
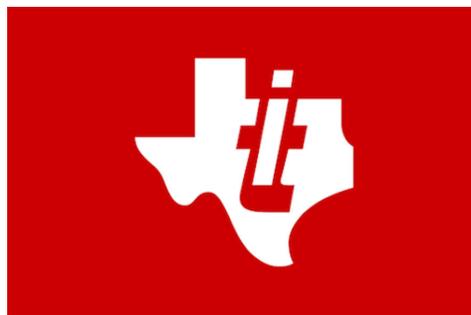


図 3-8. バイオセンシング例へのフラッシュ書き込み

3.2.2 SimpleLink™ MCU Connect

パッチのマルチセンサ測定結果を示すために、開発者向けにスマートフォンソフトウェアが提供されています。デザインファイルの中に Android APK ファイルがあります。図 3-9 に、インストール後のバイオセンシング アプリケーションを示します。



SimpleLink™

図 3-9. バイオセンシング パッチ向け SimpleLink™ MCU Connect

図 3-10 に、スマートフォン (Android バージョン 13.0) で実行されるバイオセンシング デモのページを示します。ソフトウェアを初めて実行すると、アプリケーションから BLE 権限を求められます。ソフトウェアは近くの BLE デバイスをスキャンし、利用可能な接続をすべて表示します。リスト内の **Biosensing_test** をクリックしてパッチに接続します。サブページが下部からスクロールアップされ、温度センサと加速度メーターの結果が表示されます。対応するサービスをクリックすると、ECG、呼吸、ペース パルスの波形が別のウィンドウに表示されます。

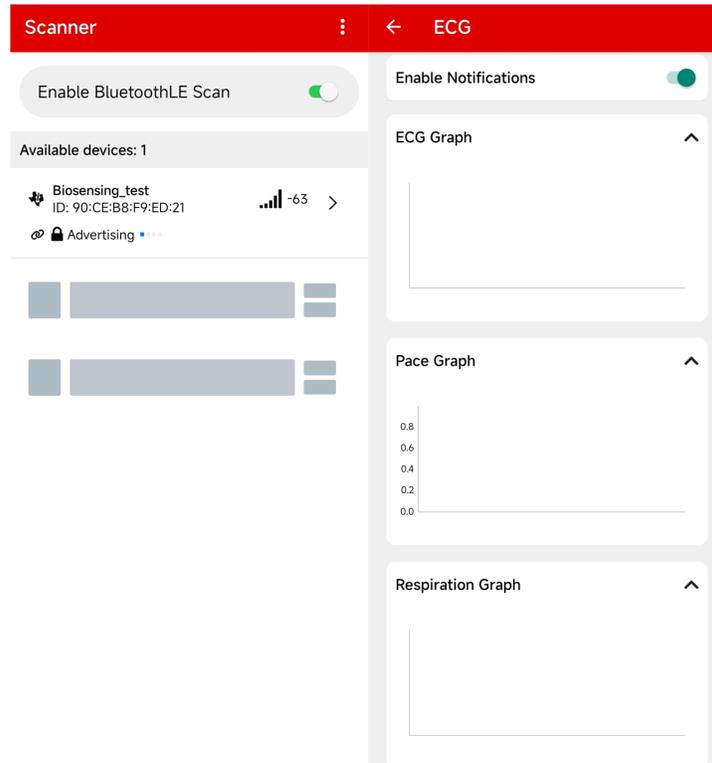


図 3-10. バイオセンシング デモの接続ページ

3.2.3 AFE4960 構成

AFE4960 デバイスは、このデザインでは 1 チャネルの ECG と 1 チャネルの呼吸を測定するよう構成されています。AFE4960 データシートの「設計例 – 3 極 ECG」セクションに記載されているレジスタ設定に従ってください (テキサス・インスツルメンツにお問い合わせください)。

表 3-1 に、AFE4960 データシートの「設計例 – 3 極 ECG」セクションに記載されている推奨事項とは異なるカスタム構成を示します。

表 3-1. TIDA-010270 テスト用のカスタム構成

パラメータ	レジスタ	値 (DEC)	設定 コメント
割り込み構成	INT_MUX_ADC_RDY_1	2	ADC_RDY ピンの FIFO_RDY 割り込み
	EN_GPIO2_OUT	1	GPIO2 ピンでのシングル ピン割り込み
	INT_MUX_GPIO2_2	1	
ウォーターマークレベル	REG_WM_FIFO	107	FIFO の長さを 108 に設定
GPIO2 の割り込み	MASK_DC_LEAD_DET	0	GPIO2 の DC リードオフ検出の割り込みを有効化
	MASK_ADC_FIFO_RDY	1	ADC なし、FIFO レディ割り込み
	MASK_PACE_VALID_INT	1	ペース有効割り込みなし
	MASK_AC_LEAD_ON	1	GPIO2 に AC リードオフ検出割り込みなし
	MASK_AC_LEAD_OFF	1	

3.2.4 CC2674R10 向けバイオセンシング デモのフロー チャート

図 3-11 に、CC2674R10 向けバイオセンシング デモのフロー チャートを示します。このプログラムは、テキサス・インスツルメンツのリアルタイム オペレーティング システム (TIRTOS7) に基づいています。そのため、マイコンは複数のタスクを維持し、優先度レベルに応じてタスクを実行します。

バイオセンシング デモ プログラムでは、3 つのタスクが確立されています。BLE_stack_task は、Bluetooth Low Energy のセットアップ、接続、データの送受信の基本的な関数です。

Project_zero_task は、汎用アクセス プロファイル (GAP)、汎用属性プロファイル (GATT)、および GATT 仕様補足 (GSS) 構成用のカスタム タスクです。また、このタスクで温度センサとアクセラレータが初期化されます。これら 2 つのセンサを 1 秒ごと読み取り、通知を送信するようにタイマが設定されています。

AFE4960_read_task は、デバイスを初期化し、ADC_RDY ピンと GPIO2 ピンからの割り込みを待機するようにプログラムされています。FIFO_RDY 割り込みが発生すると、CC2674R10 は SPI 経由で FIFO からすべてのデータを読み取ります。ECG データの不一致を避けるため、データの長さは REG_WM_FIFO レジスタで設定された FIFO 長と等しくなります。SPI 読み取りの後、BLE 送信タスクがウェークアップされ、通知によって ECG データが送信されます。

このデザインでは、FIFO 長を 108 に設定しています。これは、2 つの FIFO_RDY 割り込み時に読み出される 432 バイトです。BLE5.3 の最大転送単位は 255 バイトであるため、すべてのデータを送信するために通知 API が 2 回呼び出されます。データ送信後、AFE4960_read_task はブロックされ、FIFO_RDY からの次の割り込みを待機します。

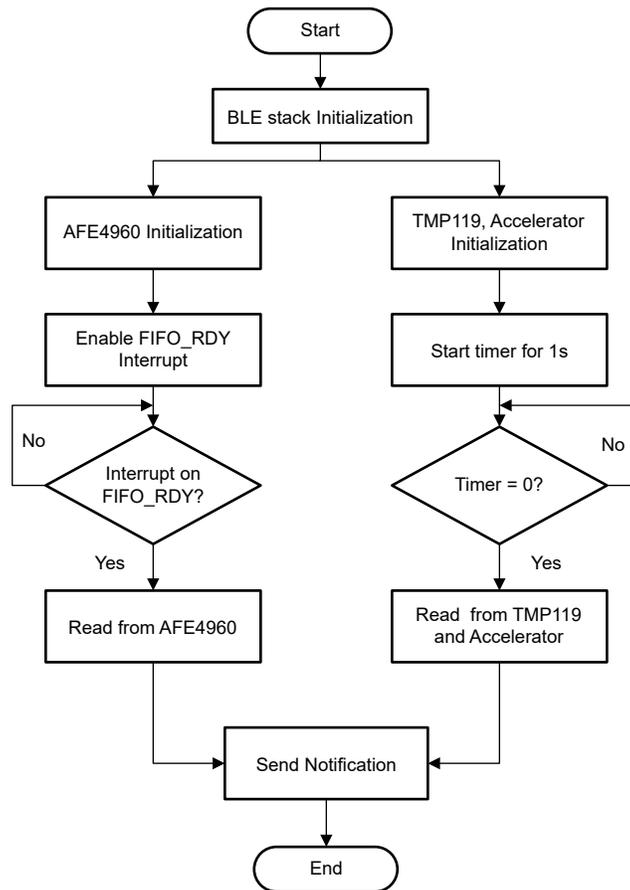


図 3-11. バイオセンシング デモのフロー チャート

3.3 テスト構成

このセクションでは、TIDA-010270 ボードのテスト構成について説明します。図 3-12 に、バイオセンシング パッチと ECG シミュレータの間のボード接続を示します。

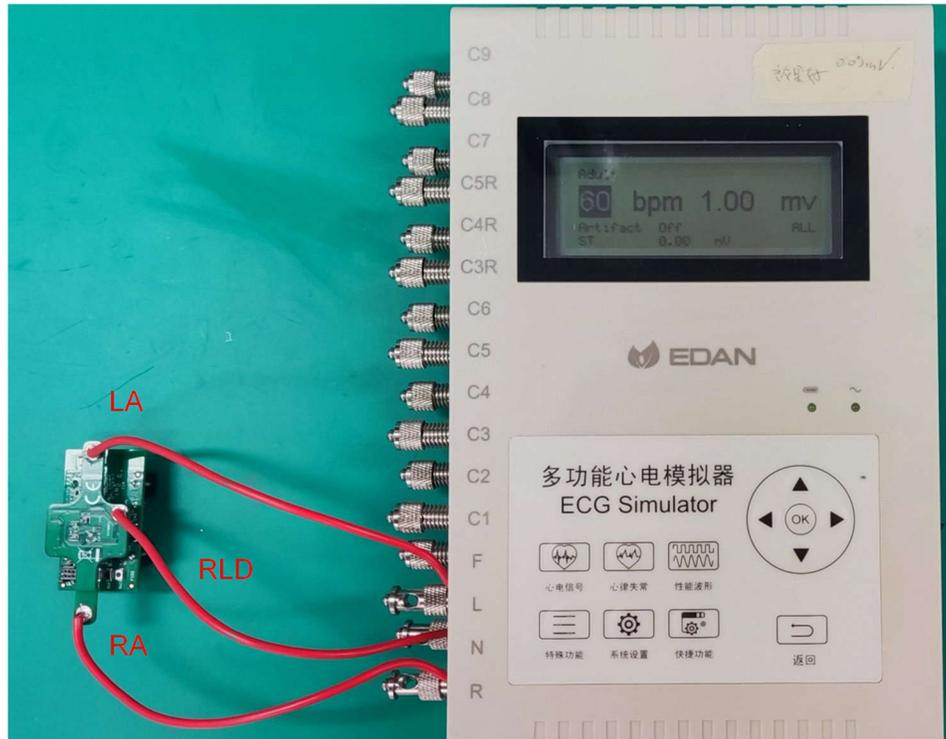


図 3-12. バイオセンシング ボードのハードウェア セットアップ

テストを構成するには、次の手順に従います。

1. CCS でバイオセンシング パッチ デモをコンパイルし、10 ピン JTAG コネクタを使用してサンプルを BLE ボードにフラッシュ書き込みます。
2. スマートフォン (Android プラットフォーム) にバイオセンシング デモ アプリケーションをインストールします。
3. LP_XDS110 から JTAG を取り外し、AFE4960 センサ ボードを BLE ボードに接続します。
4. CR2032 コイン型電池を挿入し、RA、LA、RLD 電極を ECG シミュレーションの対応するピンに接続します。
5. バイオセンシング デモを実行し、BLE を使用してバイオセンシング パッチに接続します。

3.4 テスト結果

このセクションでは、TIDA-010270 ボードのテスト結果について説明します。図 3-13 に、バイオセンシング デモ アプリからの ECG 波形を示します。シミュレータは、50 拍/分 (BPM) で ECG を出力するように構成されています。次のデモから、心周期は約 1.2 秒 (フルスクリーン期間は 1.5 秒) です。したがって、計算された心拍数は $60/1.25 = 50\text{BPM}$ となります。これは、シミュレータの構成済み出力です。

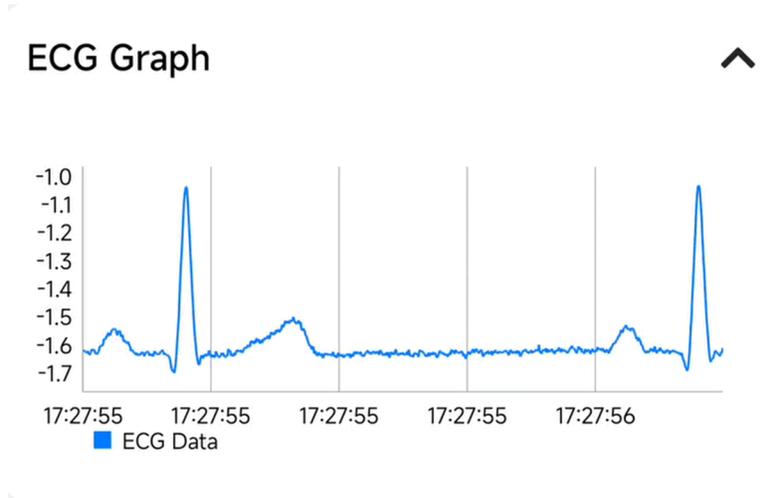


図 3-13. ECG 波形 (50BPM)

図 3-14 に、100BPM 設定での ECG 波形を示します。心拍数は 50BPM の 2 倍になります。

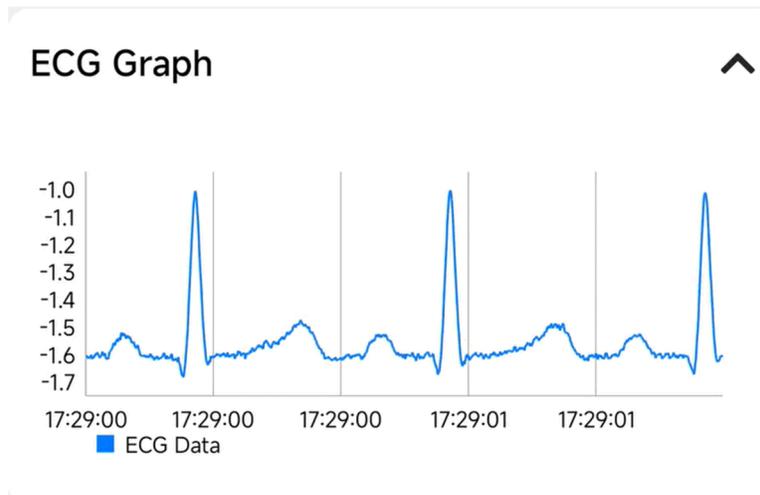


図 3-14. ECG 波形 (100BPM)

図 3-15 および図 3-16 に、シミュレータからの呼吸の測定を示します。図 3-15 の設定は 1 分あたり 10 回の呼吸 (RPM) です。波形によると、30 秒で 5 回の呼吸サイクルがあり、1 分あたりの呼吸数は 10 回になります。

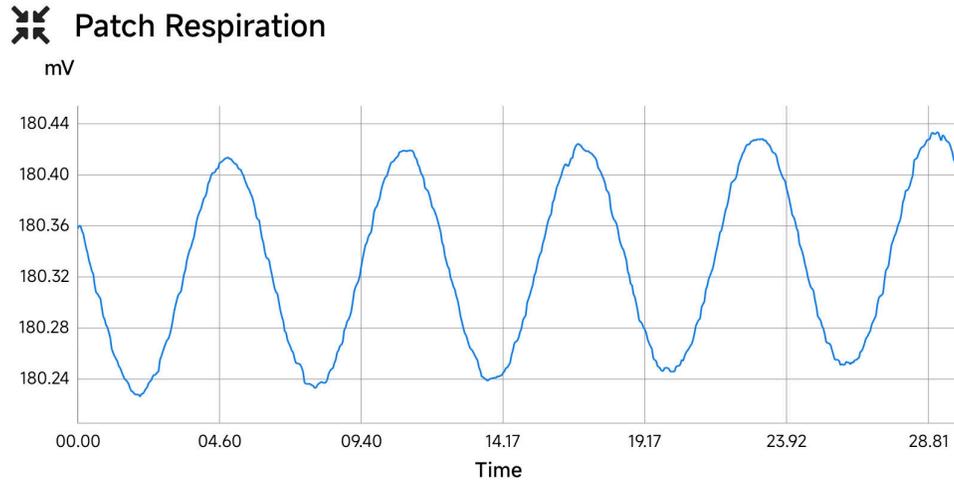


図 3-15. 呼吸波形 (10RPM)

図 3-16 に、20RPM 設定での呼吸波形を示します。

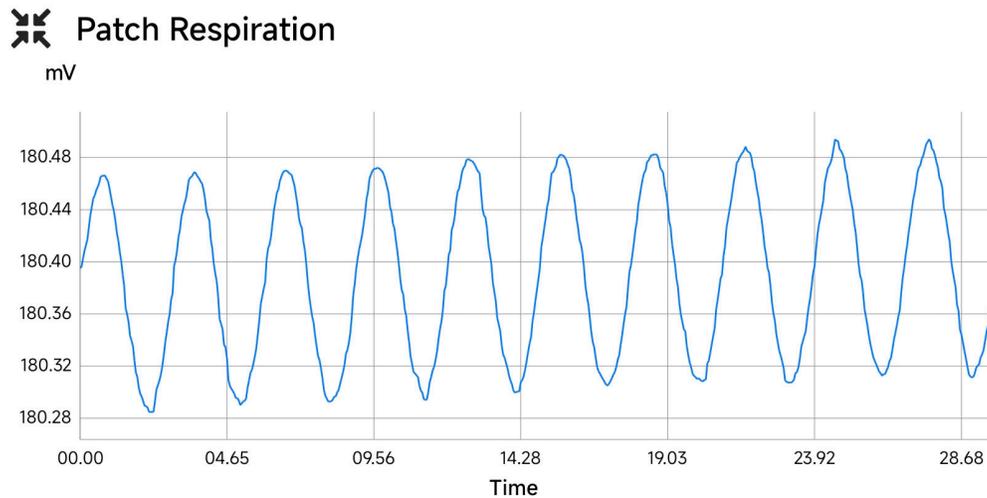


図 3-16. 呼吸波形 (20TPM)

AFE4960 は、ペースパルス検出機能を内蔵しており、ECG データとともにペースフラグとして出力します。図 3-17 に、パッチによって取得されたペースパルス波形を示します。

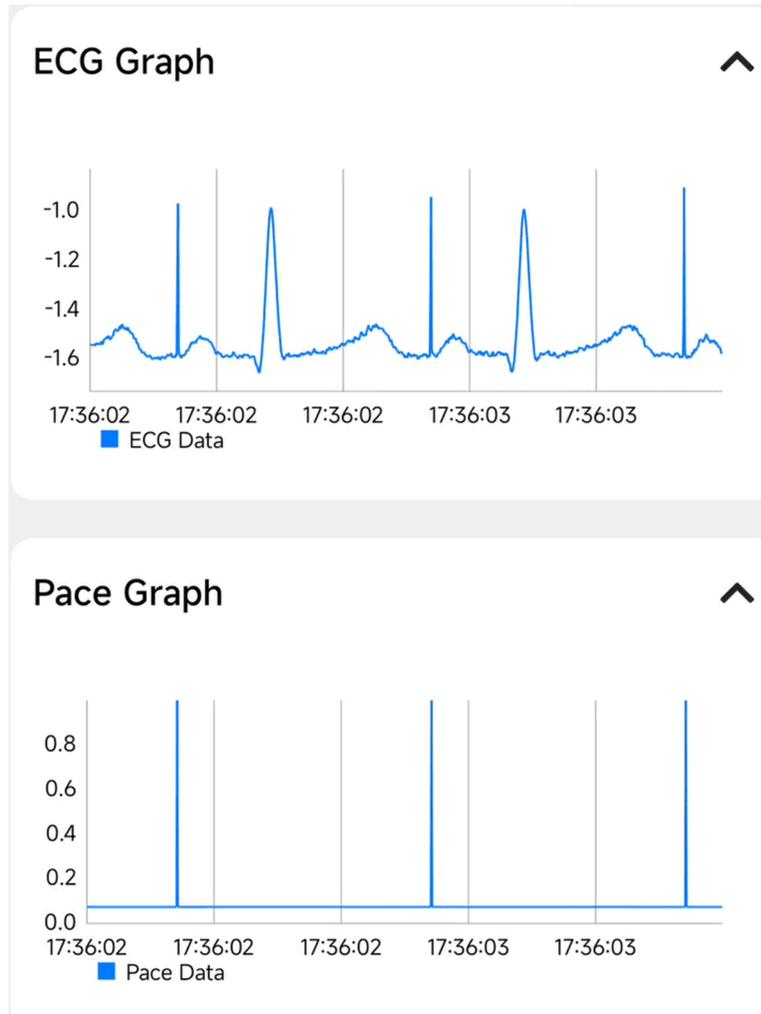


図 3-17. 70BPM でのペースパルス検出

3.4.1 リアルタイムの ECG と呼吸の測定

TIDA-010270 は、リアルタイムの ECG および呼吸測定のため、スタッド (2.6mm) 付き ECG 電極に適合するように設計されています。図 3-18 に、ECG 電極と、胸部に取り付けることができるウェアラブルパッチ デザインのアセンブリを示します。

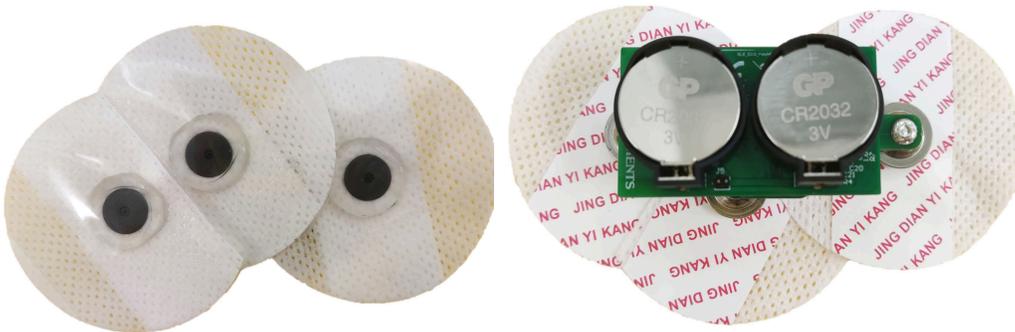


図 3-18. ECG 電極およびパッチ アセンブリ

図 3-19 および図 3-20 に、バイオセンシング パッチから取得した ECG 波形と呼吸を示します。Android アプリにはフィルタやアルゴリズムが統合されていないため、表示されているチャートに多少のドリフトとノイズがあります。信号のドリフトを除去するため、ハイパスフィルタ (HPF) を推奨します。また、ローパスフィルタ (LPF) を追加して、よりクリーンな ECG (40Hz または 150Hz) と呼吸 (4Hz) のデータを取得するのがベスト プラクティスです。BLE からデータを受信した後のデータ処理のため、独自に作成したアルゴリズムを統合できます。

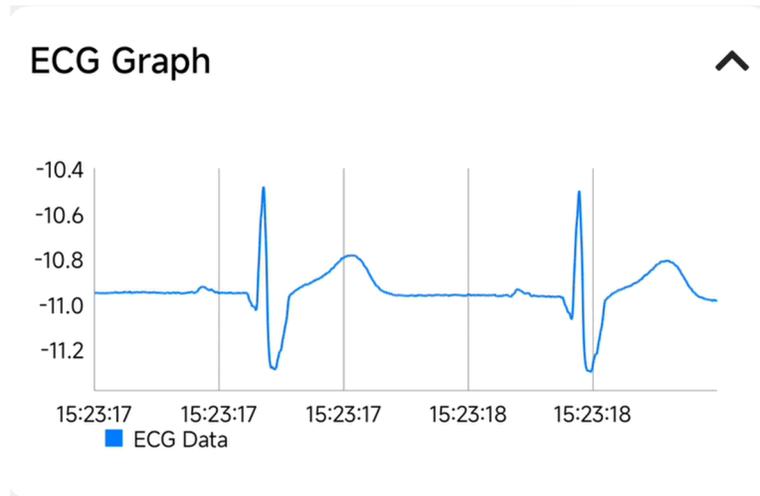


図 3-19. リアルタイムの ECG 波形

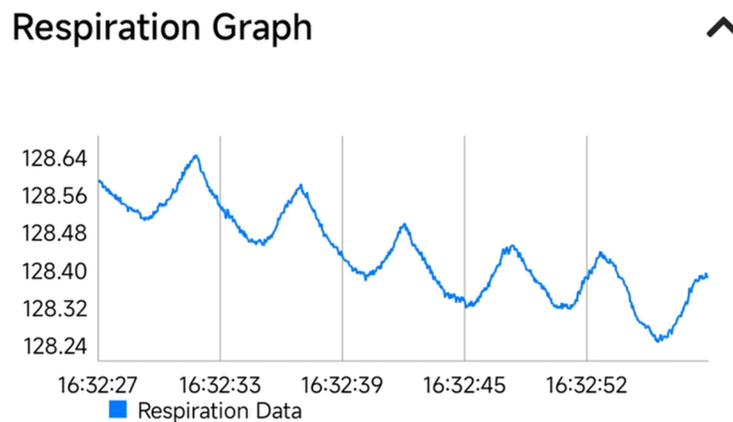


図 3-20. リアルタイムの呼吸波形

3.4.2 DC リード オフ検出

AFE4960 は、DC リードオフ検出と AC リードオフ検出の両方を内蔵しており、GPIO2 ピンに単一の割り込みとして出力します。このデバイス、ECG デバイスのシステム設計におけるリードオフ検出を簡素化します。RBIAS DC リード検出は、リードオンおよびリードオフ状態の継続的な監視に使用することを目的としていますが、IBIAS AC リード検出は、リードの強度を確認するためのオンデマンド機能として使用するのが最適です。

このデザインは、DC リードオフ検出を使用するよう構成されています。RBIAS DC リード検出では、2 つのチャネルの入力に内部抵抗を使用してバイアスを印加します。アナログ リードの検出には、コンパレータ ブロックが使用されます。リードが接触していない場合、リードの抵抗バイアスにより INA 入力が増幅され、プルアップされます。リードが接触している場合は、生体が RLD によってバイアスされるため、INA 入力は通常の範囲内になります。そのため、INA 入力ピンでコンパレータを使用してリードの状態を検出できます。

図 3-21 に、パッチのリードオフ検出を示します。リードオフが発生すると、GPIO2 で割り込みパルスが観測されます。リードのステータスを示すため、赤色の LED を設定できます。

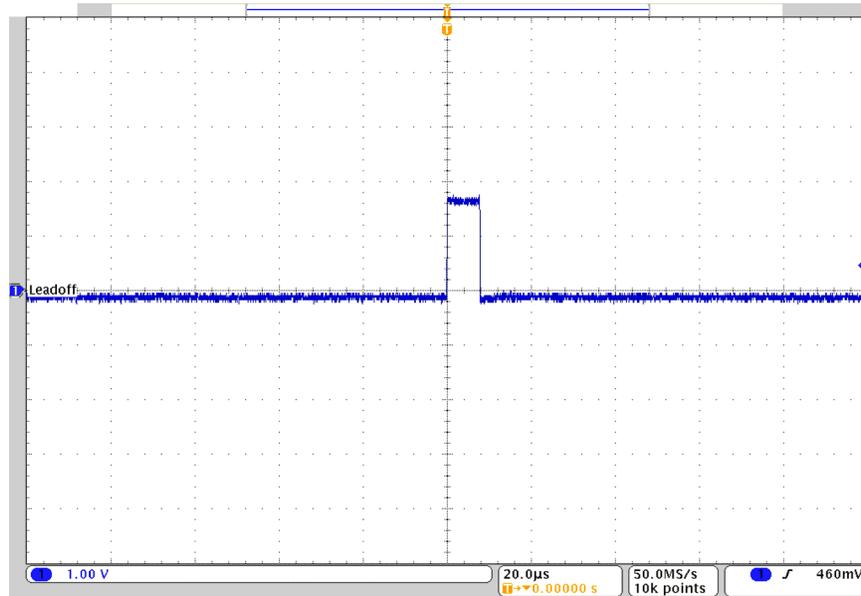


図 3-21. GPIO2 での DC リードオフ検出用の割り込み

3.4.3 DC/DC コンバータの波形

図 3-22 と図 3-23 に、それぞれ TPS61299 と TPS628417 デバイスの入出力電圧波形を示します。

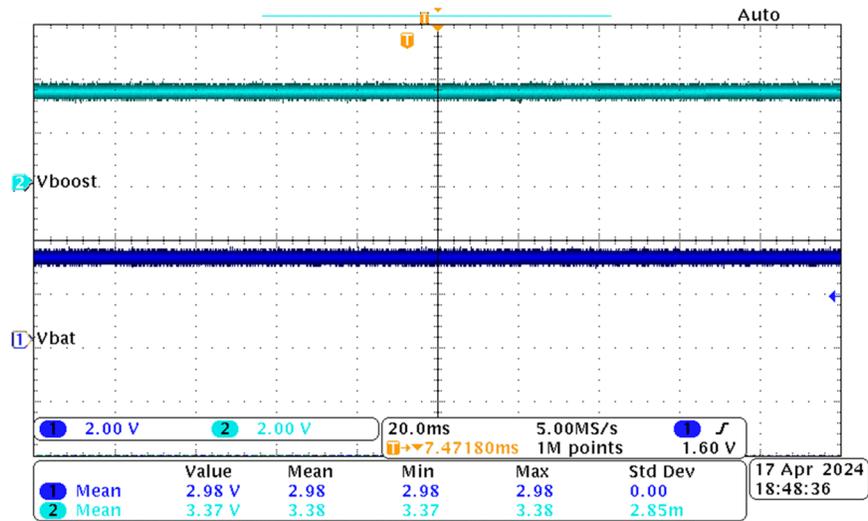


図 3-22. TPS61299 の波形

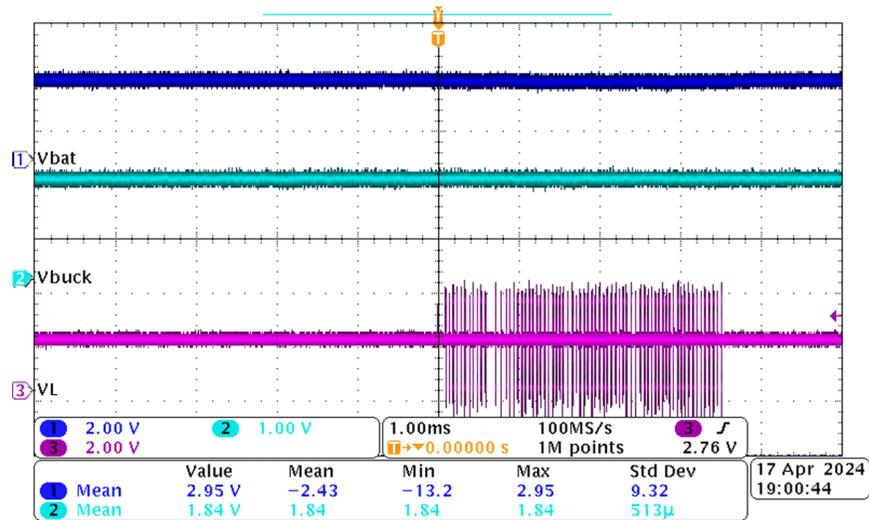


図 3-23. TPS628437 の波形

3.4.4 消費電力テスト

パッチ ボードの総消費電力は、パッチ ボードに 3V 電源を供給する電力アナライザによって測定されます。図 3-24 に示すように、すべての機能 (ECG、呼吸、ペース、体温、アクセラレータ、BLE アドバタイズメント) がオンの状態で、平均電流は 1.21mA と測定されます。つまり、2 個のコイン型バッテリー (CR2032、220mAh) を使用して、15 日と 5 時間にわたる動作が可能です。計算結果はワーストケースの性能のものであるため、テスト結果はセクション 2.4.3 の計算値より多少低くなります。LP-XDS110ET には、Code Composer Studio (CCS) の EnergyTrace™ ソフトウェアをサポートする電力測定回路も内蔵されています。デバッグ中に電力テストを実行すると便利です。

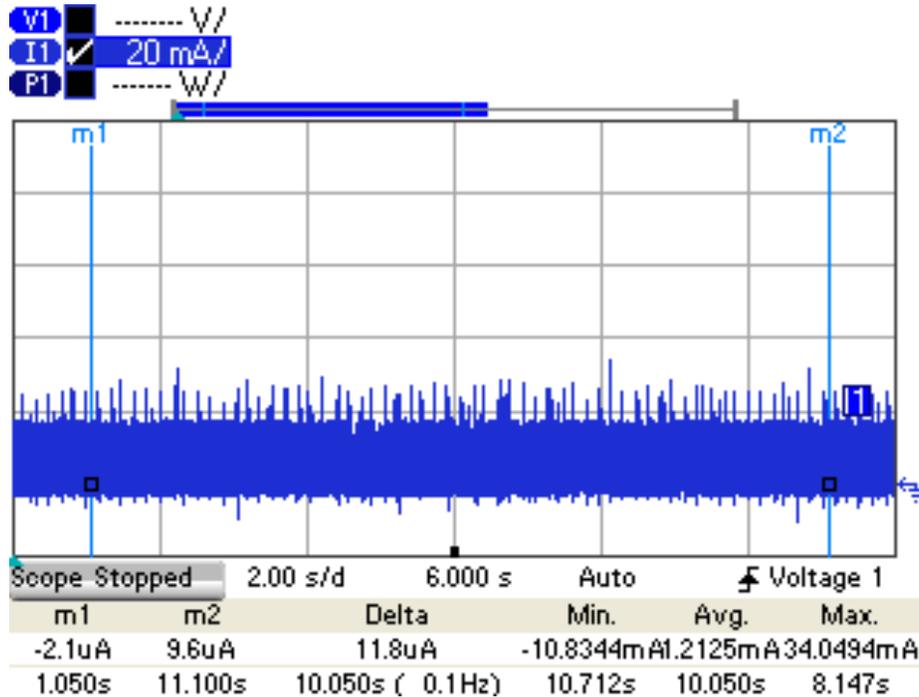


図 3-24. BLE 転送の消費電流波形

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-010270](#) のデザイン ファイルを参照してください。

4.1.2 BOM

部品表 (BOM) をダウンロードするには、[TIDA-010270](#) のデザイン ファイルを参照してください。

4.2 PCB レイアウトに関する推奨事項

4.2.1 メイン ボードのレイアウト

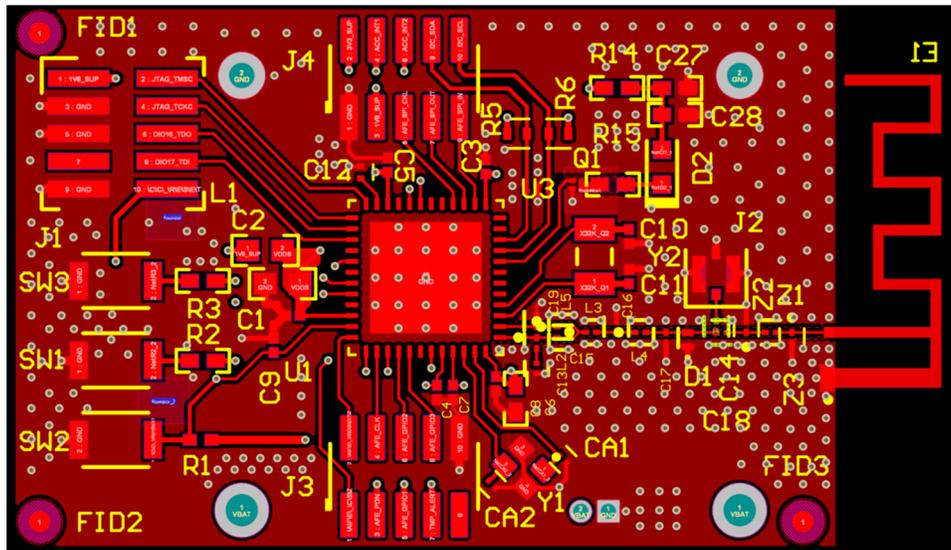


図 4-1. TIDA-010270 ボードの最上層



図 4-2. TIDA-010270 ボードのグラウンド層

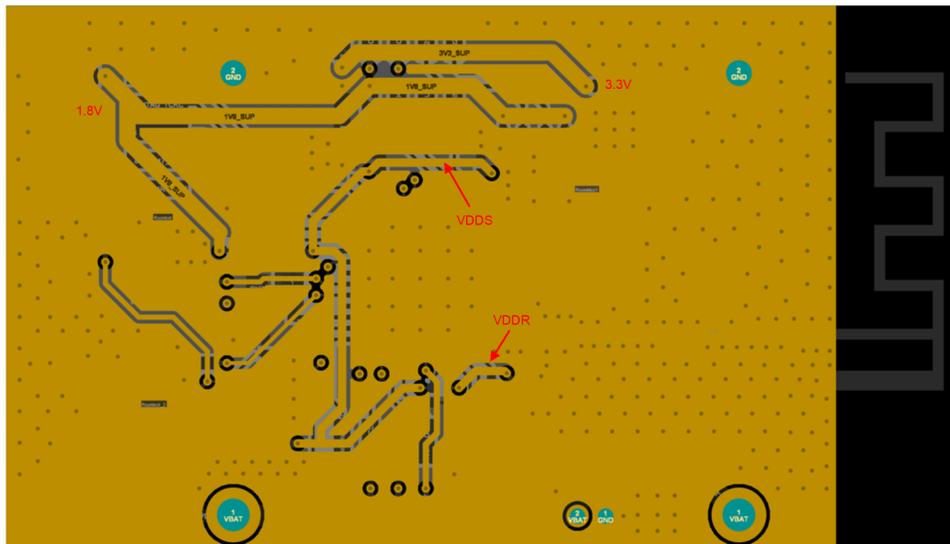


図 4-3. TIDA-010270 ボード基板の電源層

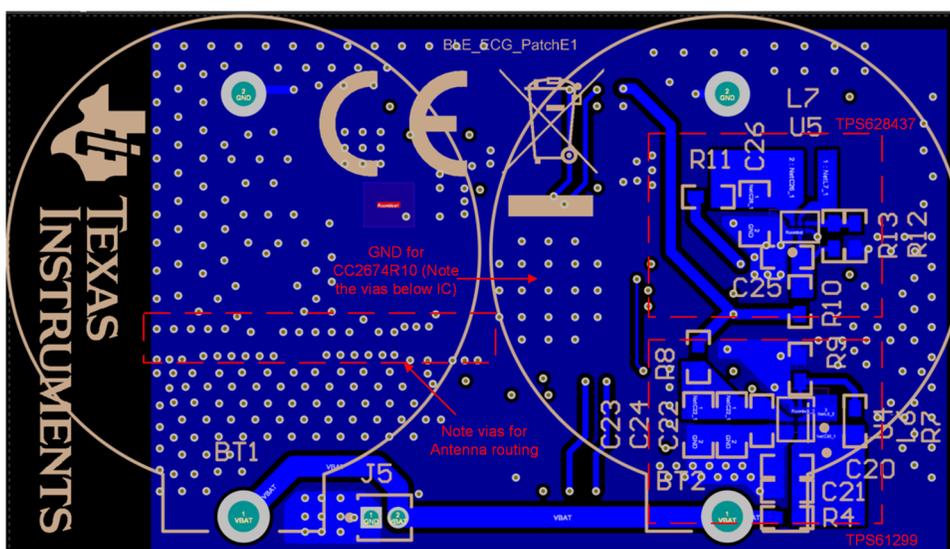


図 4-4. TIDA-01580 ボードの最下層

図 4-5 に、オンボードの逆 F アンテナの PCB レイアウトを示します。信号転送を確実にするため、アンテナの下の銅を取り除く必要があります。特性インピーダンスを一致させるため、RF パスに 50Ω が必要です。『小型 2.4GHz PCB アンテナ』アプリケーション ノートも参照してください。

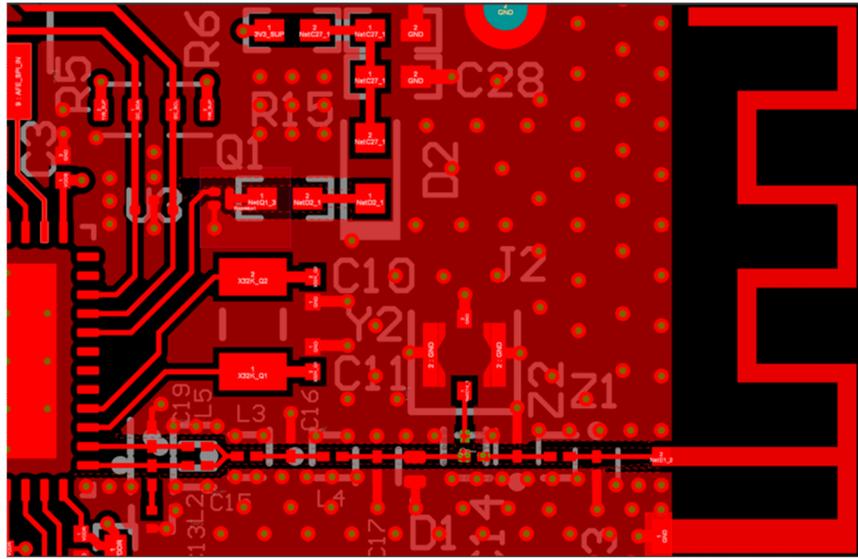


図 4-5. アンテナのレイアウト

4.2.2 センサ ボードのレイアウト

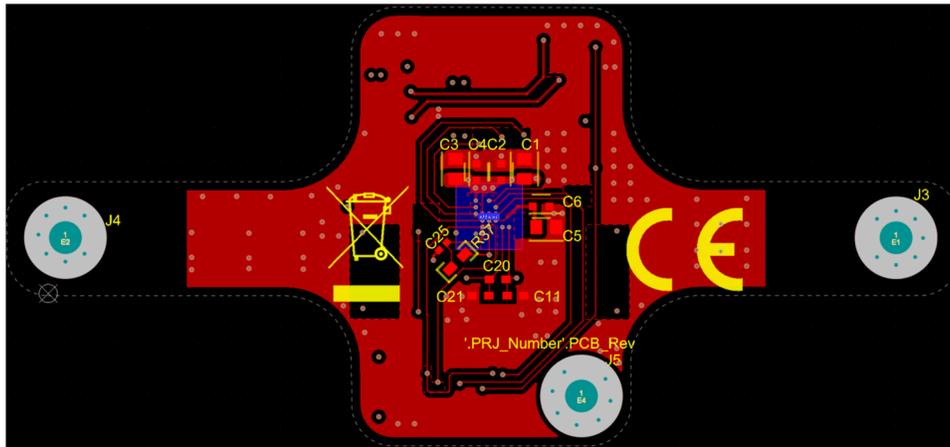


図 4-6. センサ ボードの最上層のレイアウト

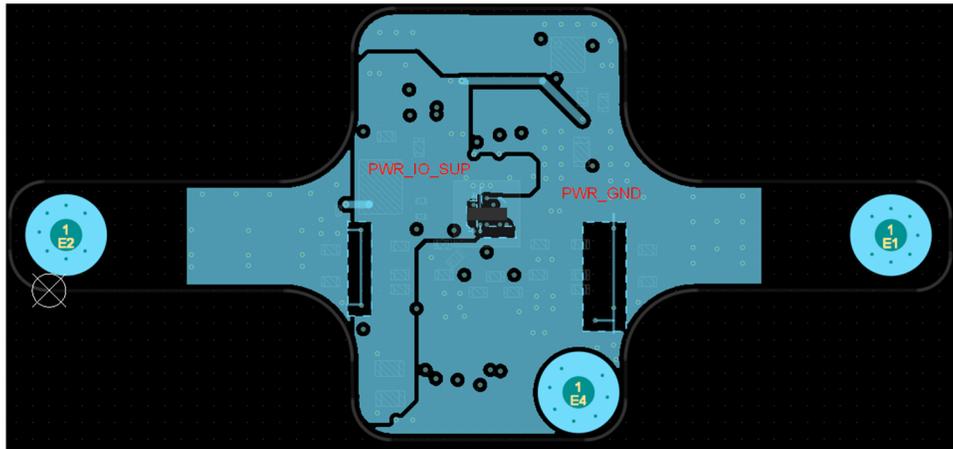


図 4-7. センサ ボードの電源層のレイアウト

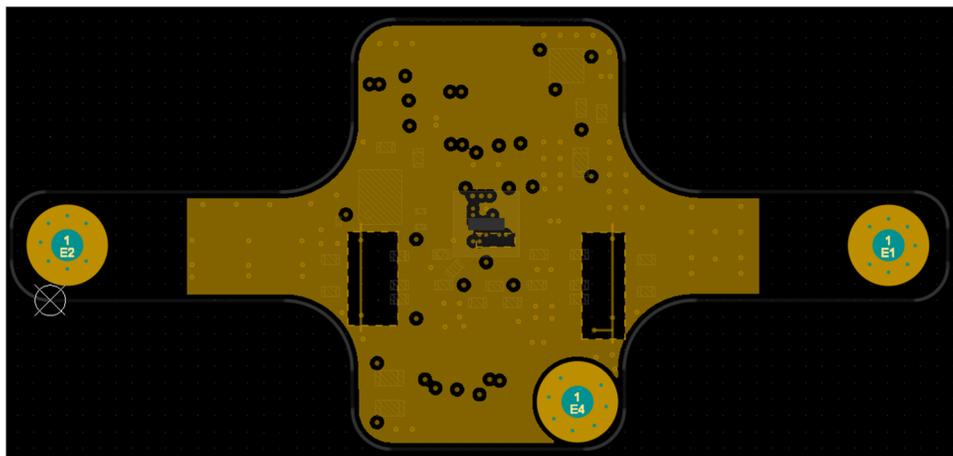


図 4-8. センサ ボードの GND 層のレイアウト

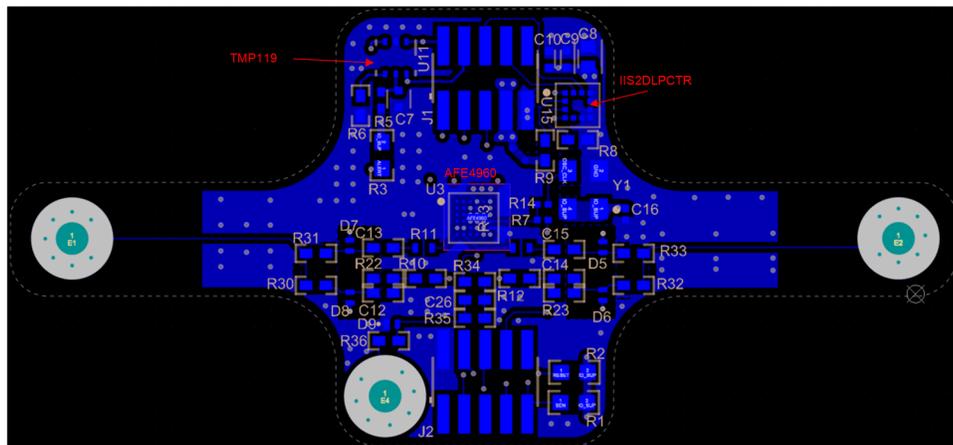


図 4-9. センサ ボードの最下層のレイアウト

図 4-10 に、BG (D3) および ECG_RLD (F5) ピンの配線を示します。これらのピンは敏感なラインであり、I2C や SPI などの高速デジタルトラックから遮蔽する必要があります。

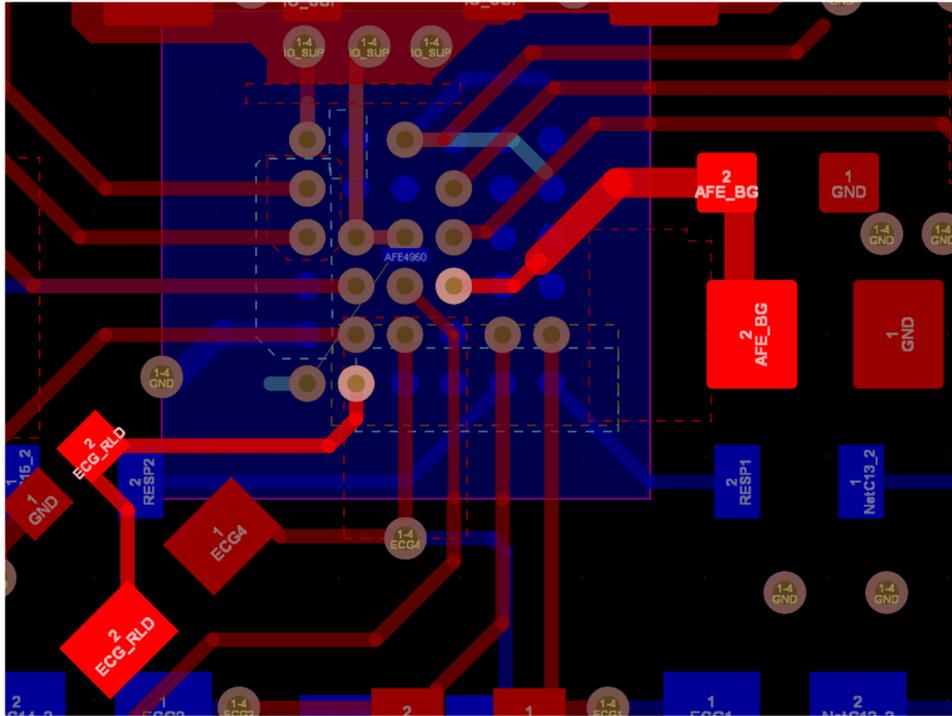


図 4-10. BG (D3) および ECG_RLD (F5) の配線ルート

図 4-11 に、ECG ラインと呼吸ラインのレイアウト接続を示します。電極ピンは、スイッチングラインに対する寄生インダクタンスが低くなるように注意して配線します。高速デジタルトラック (ADC_RDY、GPIO2) は、ECG および呼吸入力から遠ざける必要があります。

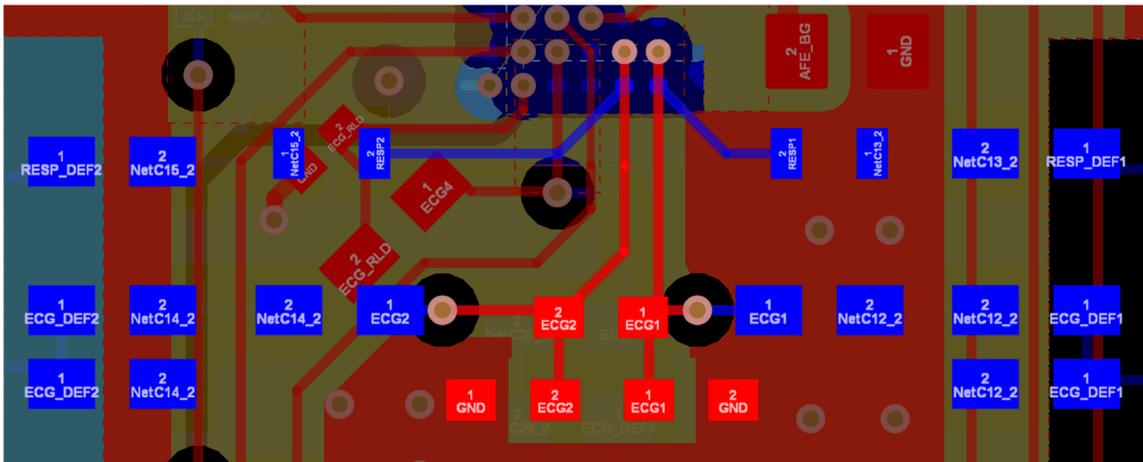


図 4-11. ECG および呼吸ラインのレイアウト

ECG4 ピンは SPI ピンの近くにあるため、ECG4 ピンと SPI ライン (具体的には SDOUT) の配線間の寄生容量を最小限に抑えてください。そのため、RLD 駆動には ECG4 ピンを使用することをお勧めします。RLD 駆動は強く駆動されるノードであり、カップリングの影響を受けにくくなっています。図 4-12 に、ECG4 および ECG_RLD ピンの配線接続を示します。

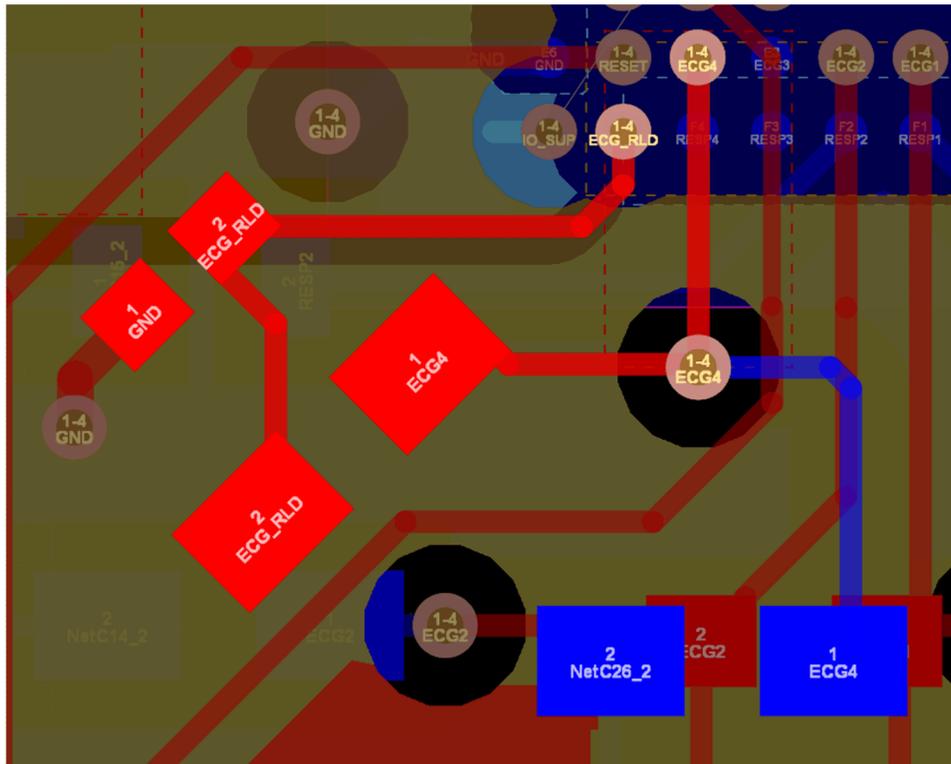


図 4-12. ECG4 および ECG_RLD ピンの配線接続

4.3 ツールとソフトウェア

ツール

WEBENCH® Circuit Designer	カスタマイズ済みの電源とアクティブ フィルタ回路を製作
BT-POWER-CALC	Bluetooth 電力計算ツール
LP-XDS110ET	XDS110ET EnergyTrace™ 付属、LaunchPad™ 開発キット向けデバugg

ソフトウェア

CCSTUDIO	Code Composer Studio™ 統合開発環境 (IDE)
SIMPLELINK-LOWPOWER-SDK	SimpleLink™ 低消費電力 SDK (ソフトウェア開発キット)
SIMPLELINK-CONNECT-SW-MOBILE-APP	SimpleLink Connect モバイル アプリ

4.4 ドキュメントのサポート

1. テキサス・インスツルメンツ、『[AFE4960 2 チャンネル ECG、呼吸および心拍パルス検出アナログ フロント エンド \(AFE\)、医療用ウェアラブル向け](#)』データシート
SBASAE1
SBASAD4
2. テキサス・インスツルメンツ、『[CC2674R10 SimpleLink™ 高性能マルチプロトコル 2.4GHz ワイヤレス マイコン](#)』データシート
3. テキサス・インスツルメンツ、『[TMP119 高精度、低消費電力、デジタル温度センサ SMBus™ および I2C 互換インターフェイス搭載](#)』データシート
4. テキサス・インスツルメンツ、『[TPD1E01B04 USB Type-C および Thunderbolt 3 向け 1 チャンネル ESD 保護ダイオード](#)』データシート
5. テキサス・インスツルメンツ、『[TPS62843 1.8V~5.5V、600mA、275nA I_Q、小型の降圧型コンバータ](#)』データシート
6. テキサス・インスツルメンツ、『[TPS61299xx/xA 95nA 静止電流、5.5V 昇圧コンバータ、入力電流制限および高速過渡性能](#)』データシート

4.5 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。

4.6 商標

SimpleLink™, LaunchPad™, Code Composer Studio™, EnergyTrace™, and テキサス・インスツルメンツ E2E™ are trademarks of Texas Instruments.

Android™ is a trademark of Google LLC.

Bluetooth® is a registered trademark of Bluetooth SIG, Inc.

Arm® and Cortex® are registered trademarks of Arm Limited.

Wi-Fi® is a registered trademark of Wi-Fi Alliance.

WEBENCH® is a registered trademark of Texas Instruments.

Zigbee® is a registered trademark of ZigBee Alliance.

USB Type-C® is a registered trademark of USB Implementers Forum.

Altium Designer® is a registered trademark of Altium LLC.

すべての商標は、それぞれの所有者に帰属します。

5 著者について

JOHN VARELA CHEN 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、医療およびヘルスケア分野向けのサブシステム設計の開発を担当しています。2021 年に天津大学計測工学科の修士号を取得し、卒業後にテキサス・インスツルメンツに入社しました。

JASON DING 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、消費電力の制限が厳しいバイオセンサ システムの設計を担当しています。

ROGELIO ARMINO 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。テキサス大学ダラス校で生体医工学の学士号を取得し、シニア プロジェクトの機会を通して UTD エンジニアリング プログラムを継続的にサポートしています。

TONY LIU は、テキサス・インスツルメンツのフィールド アプリケーション エンジニアであり、大規模医療企業に技術サポートを提供しています。2022 年にニュー サウス ウェールズ大学電気工学科の修士号を取得し、DaJiang Innovation (DJI) にハードウェア エンジニアとして勤務した後、2023 年にテキサス・インスツルメンツに入社しました。

重要なお知らせと免責事項

テキサス・インスツルメンツは、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、テキサス・インスツルメンツ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 テキサス・インスツルメンツ製品の選定、(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 テキサス・インスツルメンツ製品を使用するアプリケーションの開発の目的でのみ、テキサス・インスツルメンツ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。テキサス・インスツルメンツ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、テキサス・インスツルメンツおよびその代理人を完全に補償するものとし、テキサス・インスツルメンツは一切の責任を拒否します。

テキサス・インスツルメンツの製品は、[テキサス・インスツルメンツの販売条件](#)、または [ti.com](https://www.ti.com) やかかる テキサス・インスツルメンツ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。テキサス・インスツルメンツがこれらのリソースを提供することは、適用されるテキサス・インスツルメンツ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、テキサス・インスツルメンツ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

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、

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