

Design Guide: TIDA-010270

用于通过 BLE 监测心电图、呼吸、脉搏和体温的临床可穿戴贴片参考设计



说明

该可穿戴生物传感贴片参考设计提供了一个平台，用于评估 TI 持续监测心电图 (ECG)、心率、呼吸、起搏脉冲、体温和运动等生命体征的最新产品。该设计利用 AFE4960 实现精确的单导联 ECG 信号采集，并利用 TMP119 实现体温监测。测量数据由 CC2674R10 传输至智能手机和医疗监测系统远程终端，以实现实时显示。板载发光二极管 (LED) 可用于指示系统状态，例如导联脱落、低功耗和 BLE 连接。整个设计可以由 2 颗 CR2032 电池 (3V 输入) 或 1 节 AAA 电池 (1.5V 输入) 供电，使用寿命为 14 天。

资源

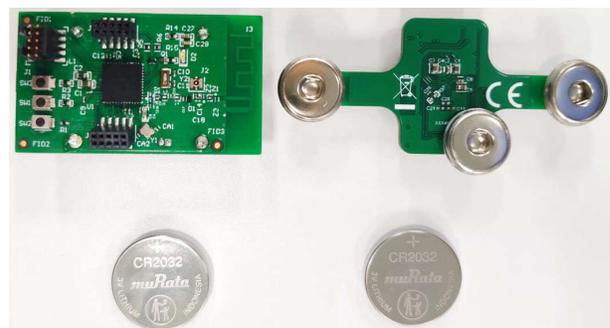
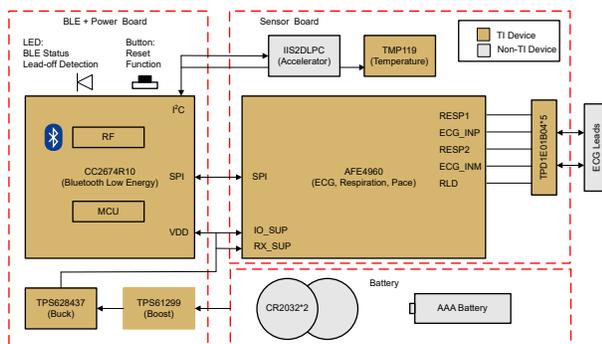
TIDA-010270	设计文件夹
AFE4960、CC2674R10	产品文件夹
TMP119、TPD1E01B04	产品文件夹
TPS628437、TPS61299	产品文件夹

特性

- 小尺寸、多参数、单芯片贴片设计，适用于同步 ECG、呼吸和起搏脉冲检测
- 高精度数字温度传感器，适用于实时体温监测
- 高性能 2.4G 低功耗 Bluetooth® 5.3 (BLE)、Arm® Cortex®-M33 处理器支持无线数据传输
- 高效的直流/直流转换器，支持 2 颗 CR2032 (3V、210mAh 纽扣电池) 和 1 节 AAA 电池 (1.5V、500mAh)，工作寿命为 14 天
- 灵活的 BLE 平台，支持可穿戴贴片和动态心电图设计
- SimpleLink™ Connect 移动应用，用于实时 ECG、呼吸、起搏脉冲和体温显示

应用

- 医疗传感器贴片
- 心电图 (ECG)
- 可穿戴健身和活动监测仪
- 智能手表
- 智能追踪器



1 系统说明

1.1 使用 TIDA-010270 测量的参数简介

TIDA-010207 是一种可穿戴贴片参考设计，可输出各种人体生命体征数据，包括 ECG、呼吸、起搏器脉冲、心率和体温。

ECG 利用连接在心脏周围的电极来记录心脏的电活动。该贴片设计可用于开发单导联 ECG 检测。ECG 波形可以检测心律中的不规则性，即心律失常，这可能预示着潜在的心脏疾病。监测 ECG 有助于早期识别心血管疾病并实现及时的干预。

起搏器用于调节心跳频率。该设备会根据需要刺激心脏，以确保心跳保持规律。因此，对于大多数 ECG 系统而言，监测起搏器脉冲均非常重要，这样可以持续地将患者的心脏数据提供给临床医生。

图 1-1 展示了来自 ECG 模拟器的典型 ECG 和起搏脉冲波形。

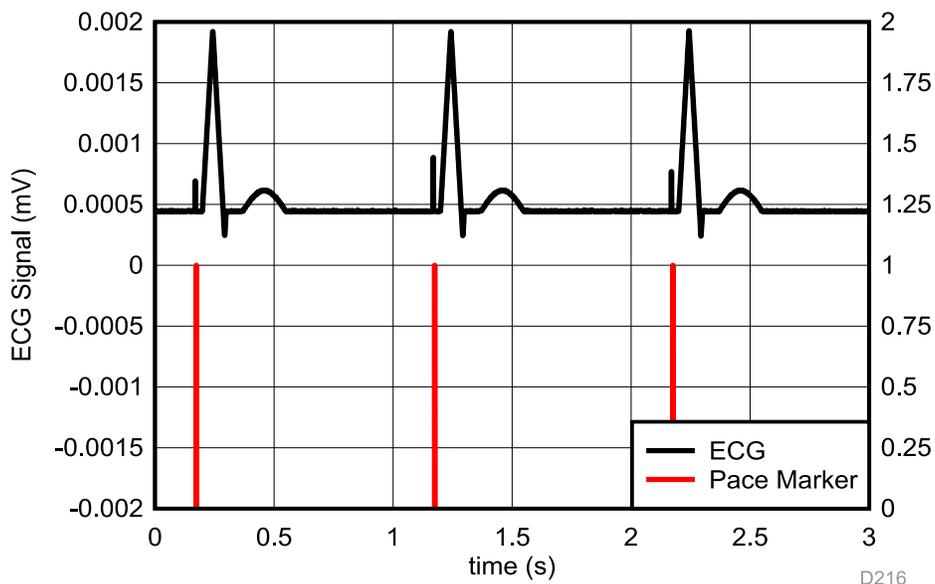


图 1-1. 来自模拟器的 ECG 和起搏器波形

在 ECG 图形中，心跳通过一系列波形展现，这些波形反映心肌随时间的收缩与放松。ECG 中最大的波动通常是 R 波；这代表心脏主要肌肉的收缩，可用于测量心率。起搏信号由小而窄的脉冲组成，这需要特定的算法来区分有效信号和背景噪声。

呼吸定义为一个人的呼吸频率，包含了丰富的健康信息。图 1-2 展示了来自模拟器的典型呼吸波形。

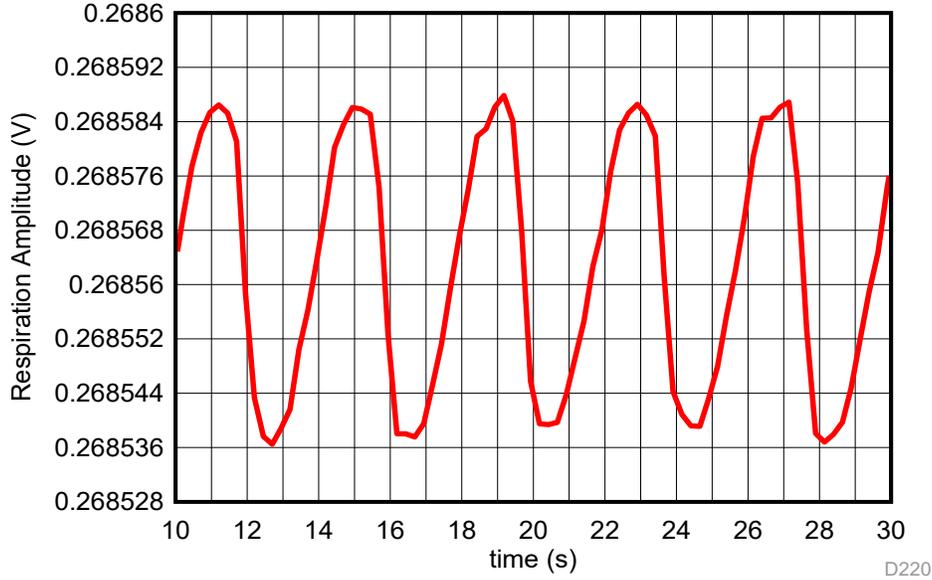


图 1-2. 来自模拟器的呼吸波形

阻抗充气造影术是监测呼吸频率的常用方法。为了获取呼吸频率，首先通过两个激励电极向人体注入高频正弦波或方波来获取生物阻抗 (Bio-Z) 数据。通过捕获呼吸期间胸腔阻抗的变化，可以通过 Bio-Z 数据推算出呼吸频率，并提供关于潜在呼吸疾病的重要见解。

体温也是一个关键的生命体征，可用来判断身体是否有感染。实时监测可以帮助个人识别疾病的早期迹象，从而及时进行必要的医疗治疗。

1.2 系统简介和应用

可穿戴贴片是一种医疗设备，旨在提供对各种生命体征的持续实时监测。这些设备通常体积小、重量轻，能够长时间贴附在皮肤上。收集的数据能够以无线方式传输到兼容设备，如智能手机或平板电脑。这使得用户能够方便地监测生命体征、跟踪变化趋势，并与医疗保健提供商共享数据，以进行远程监测或分析。图 1-3 展示了系统的整体方框图，包括生物传感模拟前端、无线模块、电源模块和远程终端。

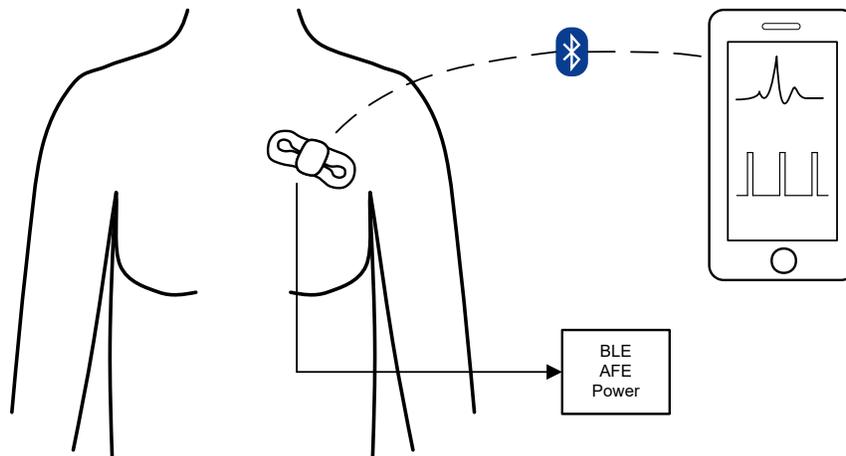


图 1-3. 系统级方框图

此参考设计的典型应用如下：

- **医疗传感器贴片**：医疗传感器贴片是可穿戴设备，能够监测各种生理参数，例如心率、体温、ECG、呼吸等等。这些设备旨在实现持续监测和数据收集，并采用无线方式（低功耗 Bluetooth® (BLE)、Wi-Fi® 等）进行数据传输。
- **手持式 ECG 监护仪**：这些监护仪是用于记录和显示 ECG 读数的便携式设备。用户可以在家或随时随地使用这些监护仪来监测心脏健康状况。手持式 ECG 监护仪能够帮助检测不规则心律和其他心脏异常。
- **智能手表**：目前，智能手表提供健身跟踪、心率监测、睡眠跟踪和通知等功能。具备记录 ECG 的功能可为用户提供实时的身体信息，从而更好地跟踪整体健康和健身状况。
- **可穿戴健身和活动监测仪**：健身监测仪是跟踪身体活动和健康状况各方面的设备。这些监测仪收集日常生活中的数据，并向用户提供实时反馈，帮助用户跟踪健身目标的进展并做出更明智的健康决策。系统的所有零件都需要超低功耗嵌入式控制器和低功耗无线通信。

1.3 系统设计特性

TIDA-010270 参考设计旨在评估和开发可穿戴医疗贴片，具有以下设计特性：

- 小 PCB 尺寸、多参数的可穿戴贴片设计，适用于 ECG、呼吸和起搏脉冲检测 (AFE4960)
 - 适用于临床可穿戴设备的单芯片生物传感设计，具有单通道 ECG + 单通道呼吸和起搏脉冲检测功能
- 无线数据传输，支持实时远程显示 (CC2674R10)
 - 强大的 48MHz Arm® Cortex®-M33 处理器，支持 BLE 5.3 功能
 - 1024kB 闪存用于数据处理，256kB 超低泄漏 SRAM 确保高可靠性运行
 - 超低功耗传感器控制器，具有快速唤醒功能，以实现低功耗运行
 - 集成式直流/直流转换器和 LDO，可提高系统效率
- 智能手机应用，用于实时显示 ECG、呼吸、起搏、体温和加速度波形
- $\pm 0.08^{\circ}\text{C}$ 超高精度、低功耗数字温度传感器，用于体温监测 (TMP119)
- 高效的直流/直流转换器，支持 2 颗 CR2032 (3V、210mAh 纽扣电池) 和 1 节 AAA 电池 (1.5V、500mAh)，工作寿命为 14 天 (TPS61299、TPS628437)

1.4 主要系统规格

表 1-1 列出了 TIDA-010270 的详细设计规格。

表 1-1. TIDA-010270 设计规格

特性	规格
电源	2V 至 3V (CR2032 纽扣电池)、1.0V 至 1.5V (AAA 电池)
无线 BLE VDD	1.8V
AFE4960 RX_SUP	1.8V
TMP119 VDD	1.8V
电极数量	3 个电极
呼吸测量	是
起搏脉冲测量	是
ECG 导联脱落检测	直流
AFE4960 数据中断	FIFO_RDY
AFE4960 FIFO 长度	128
LED 指示	导联脱落
通信	AFE4960 使用 SPI，其他传感器使用 I2C
ECG 服务 UUID	F000BB00-0451-4000-B000-000000000000
ECG 数据特征 UUID	F000BB01-0451-4000-B000-000000000000
体温服务 UUID	F000AA00-0451-4000-B000-000000000000
体温数据特征 UUID	F000AA01-0451-4000-B000-000000000000
加速器服务 UUID	F000FFA0 -0451-4000-B000-000000000000
加速器数据特征 UUID	F000FFA5 -0451-4000-B000-000000000000
BLE MTU 数量	255
广播类型	通知
运行时间	14 天

2 系统概述

2.1 方框图

图 2-1 所示为 TIDA-010270 的整体方框图，它是一种用于可穿戴贴片的小型简单参数参考设计。为了兼容不同的设计（动态心电图和贴片），该设计包含两个独立的电路板：一个 BLE 板和一个生物传感板，这两个电路板通过 2 个 8 引脚连接器进行连接。

传感器板包含 3 个不同的传感器，用于进行多个生物信号监测。AFE4960 是一款用于 ECG、呼吸和起搏脉冲检测的单芯片生物传感模拟前端。该器件可通过 SPI 或 I2C 与 CC2674 通信。TMP119 是一款用于体温测量的超高精度、低功耗数字温度传感器。该设计还使用了加速器 IIS2DLPC 进行运动测量，从而为用户提供更多信息。每条 ECG 导联都连接了 ESD 二极管 (TPD1E01B04)，用于保护 AFE4960 免受损坏。

BLE 板包括电源管理和无线微控制器。纽扣电池和 AAA 电池是可穿戴设备中常用的电池类型。为了支持 1.5V 和 3V 两个电源轨，此参考设计中使用 TPS61299 升压模块先将电压升高到 3.3V，以供动态心电图中的模拟前端 (AFE) 使用。接着，TPS628437 降压模块将 3.3V 电压降至 1.8V，为 CC2674、AFE4960 和 TMP119 供电。对于具有固定输入电压的实际设计，降压和升压模块需要直接从电池转换电源轨（1.8V 和 3.3V），以提高效率。CC2674R10 是 Arm® Cortex®-M33 集成 2.4GHz 无线 MCU，用于数据采集和转换。JTAG 连接器采用反向设计，用于通信和调试。该电路板上还有一个 LED，用作导联脱落检测指示。

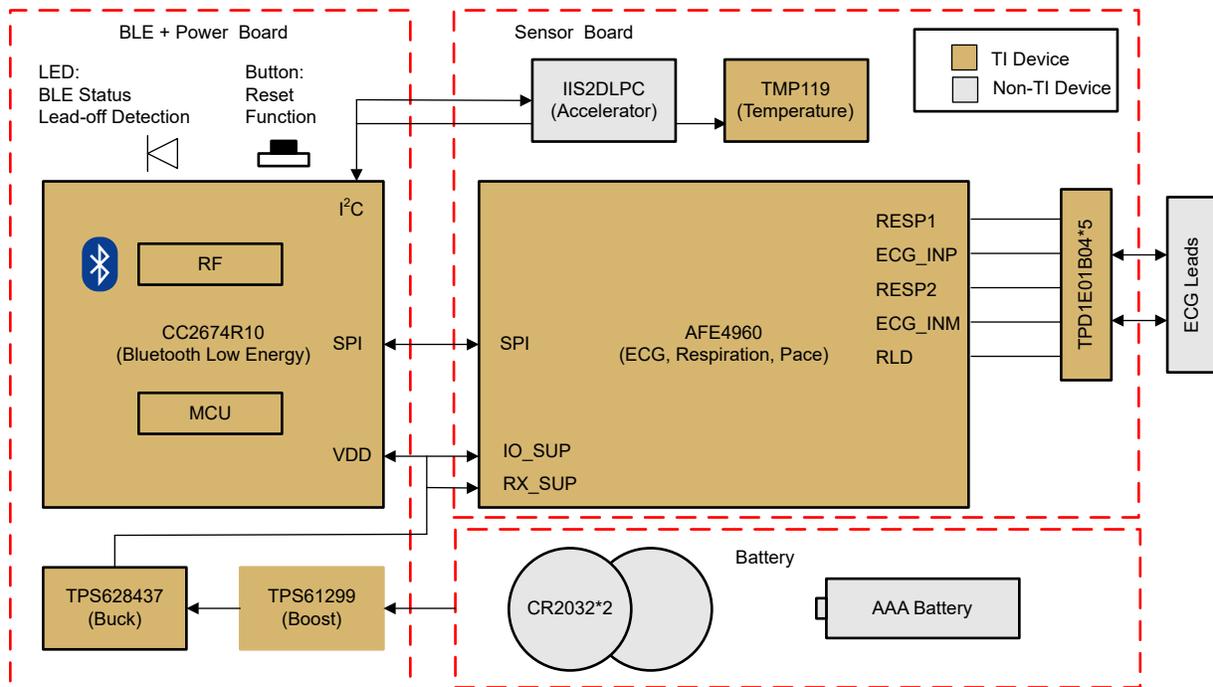


图 2-1. TIDA-010270 方框图

2.2 设计注意事项

本节介绍该设计中使用的每个器件的设计理论（以及公式，如果需要）。

2.2.1 AFE4960 和电源

图 2-2 展示了 AFE4960 的电源滤波器和引脚映射。

共有两个电源：AFE4960 中的 RX_SUP 和 IO_SUP，支持 1.7V 至 1.9V 的功率范围。此贴片设计中使用降压转换器 TPS628437 来为 AFE4960 生成 1.8V 电源。为了给芯片提供干净的电源，TI 建议为每个 SUP 引脚（RX_SUP 和 IO_SUP）添加去耦电容器（C1、C2、C3 和 C4），并确保将这些电容器靠近 AFE4960 器件放置。

对于 ECG 测量，ECG1、ECG2 是连接到外部电极的引脚，适用于单导联 ECG 应用。ECG_RLD 引脚用于提供右腿驱动信号。

对于呼吸测量，RESP1 和 RESP2 引脚用于正弦波或方波激励以测量 Bio-Z。

AFE4960 支持通过 SPI 和 I2C 接口进行数据通信。此设计中默认选择 SPI，因此 I2C_SPI_SEL 引脚连接到 GND。ADC_RDY 和 GPIO2 可配置用于不同的 AFE 事件中断（另请参阅 [AFE4960 用于临床可穿戴设备的双通道 ECG、呼吸和起搏脉冲检测模拟前端 \(AFE\)](#) 数据表中的中断部分）。此设计中选择 ADC_RDY 和 GPIO2 分别用于 FIFO 就绪中断和导联脱落中断。

BG 引脚是芯片的带隙电压输出，TI 建议在电路板上使用 1 μF 去耦电容器 (C5)。

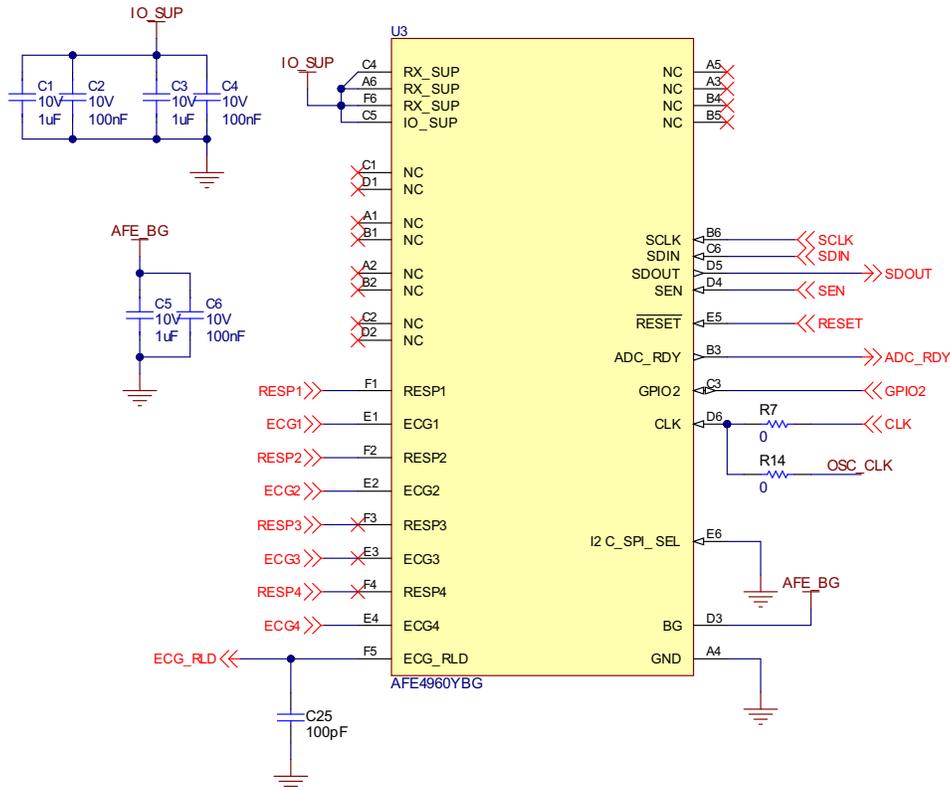


图 2-2. AFE4960 连接

表 2-1 展示了 AFE4960 和 CC2397R10 之间的连接。

表 2-1. AFE4960 与 CC2674R10 之间的连接

AFE4960 引脚编号	名称	CC2674R10 引脚编号	名称	注释
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 的片选引脚
E5	RESETZ	41	DIO_28	AFE 器件复位引脚
B3	ADC_RDY	37	DIO_24	FIFO_RDY 的输出
C3	GPIO2	43	DIO_30	导联脱落中断的输出
D6	CLK	38	DIO_25	用于连接外部时钟的 CLK 引脚

2.2.2 CC2674R10 BLE 微控制器

CC2674R10 是一款多协议 2.4GHz 无线 48MHz MCU，具有 1MB 闪存和 256K SRAM 器件，满足贴片和动态心电图设备的 ECG 数据处理和存储要求。可以对集成超低功耗传感器控制器进行编程，以连接不同的传感器，从而降低整体功耗。

图 2-3 展示了 BLE 器件的引脚连接。U1 是 CC2674R106T0RGZ 微控制器，具有 31 个 GPIO，可与不同外设连接。Y1 是 48MHz 晶体振荡器，Y2 是 32.768kHz 晶体振荡器。

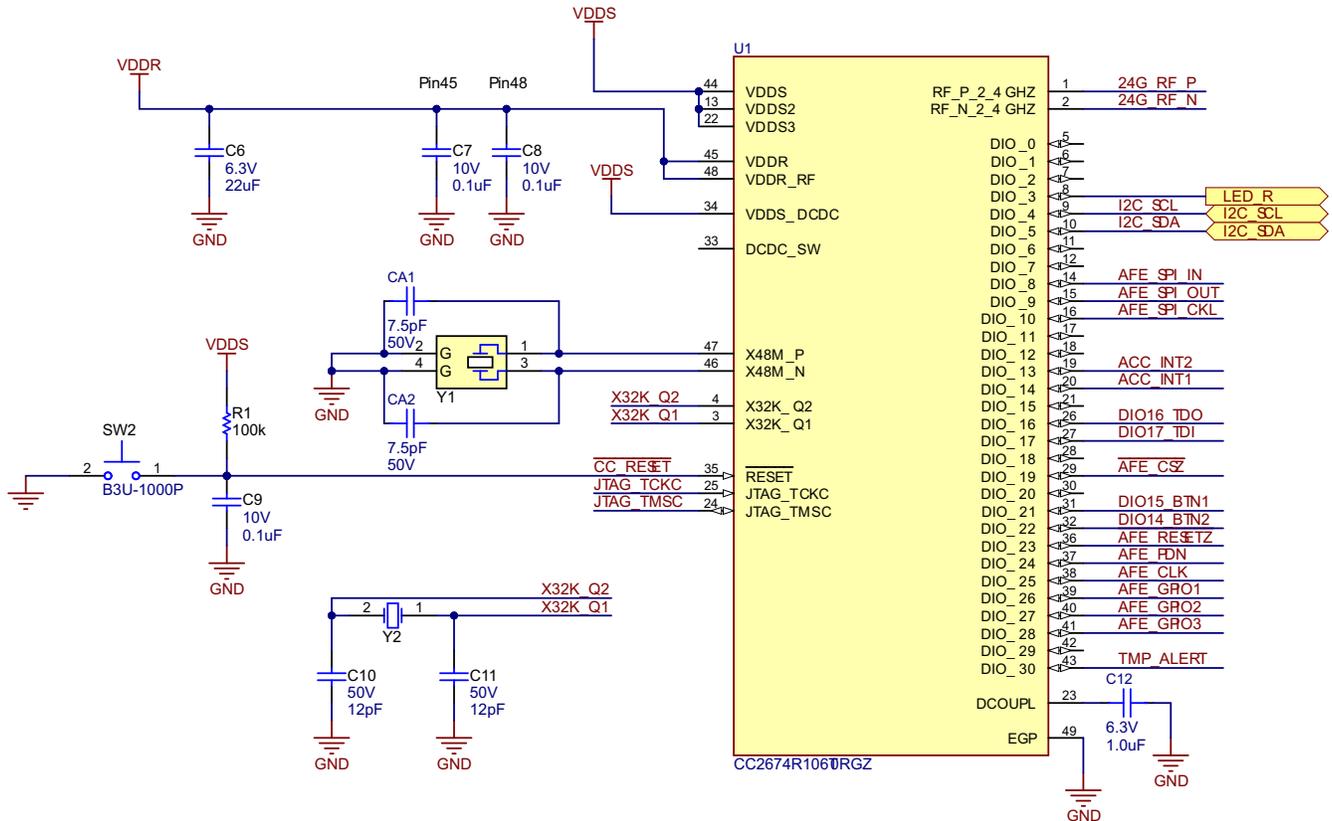


图 2-3. CC2674R10 原理图

VDDDS、VDDDS2 和 VDDDS3 是芯片、IO 和内部直流/直流转换器的主要电源，所有这些元件必须处于相同的电势。这些点由 TPS628437 的 1.8V 电源供电。VDDR、VDDR_RF 和内部电源必须由内部直流/直流转换器或内部 LDO 供电。由于电源为 1.8V，内部直流/直流转换器的效率不如全局 LDO。在该配置中，DCDC_SW 引脚断开，而 VDDSDC 直接连接到 VDDDS。全局 LDO 在内部连接到 VDDR 引脚，该引脚必须从外部连接到 VDDR_RF 引脚。需要一个 μF 规格的电容器 (C6) 来进行去耦。此外，TI 建议在 VDDR 和 VDDR_RF 引脚附近添加电容器 (C7、C7)。去耦电容 (C12) 需要与 DCOUPPL 引脚连接，以实现内部稳压数字电源。

图 2-4 是 VDDDS 去耦的原理图。1.8V 电源来自 TPS628437 降压转换器。铁氧体磁珠 (L1) 设计用于滤除电力线中的高频噪声。电源的 CC2674 去耦电容器为 C1、C2、C3、C4 和 C5。将这些电容器靠近相应引脚放置。

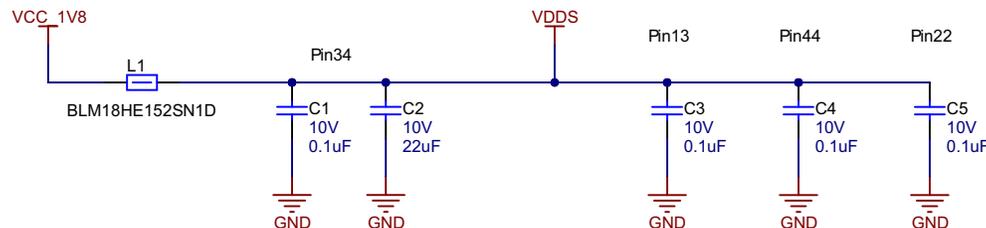


图 2-4. VDDDS 去耦原理图

图 2-5 展示了 CC2674 的 2.4G 天线路径原理图。RF_P 和 RF_N 用作差分射频接口。板载平衡-非平衡变压器网络专为射频前端而设计。LC 滤波器 L3、C14、L4 和 C18 放置在平衡-非平衡变压器和天线之间，用于进行谐波衰减和阻抗转换。该设计实现了弯曲倒置 F 型天线 (MIFA)，因为 MIFA 是目前最小的板载 2.4G 设计。如需更多设计指导，请参阅 [CC13xx/CC26xx 硬件配置和 PCB 设计注意事项](#) 应用手册。开发人员可以选择芯片天线来进一步减小 PCB 尺寸。

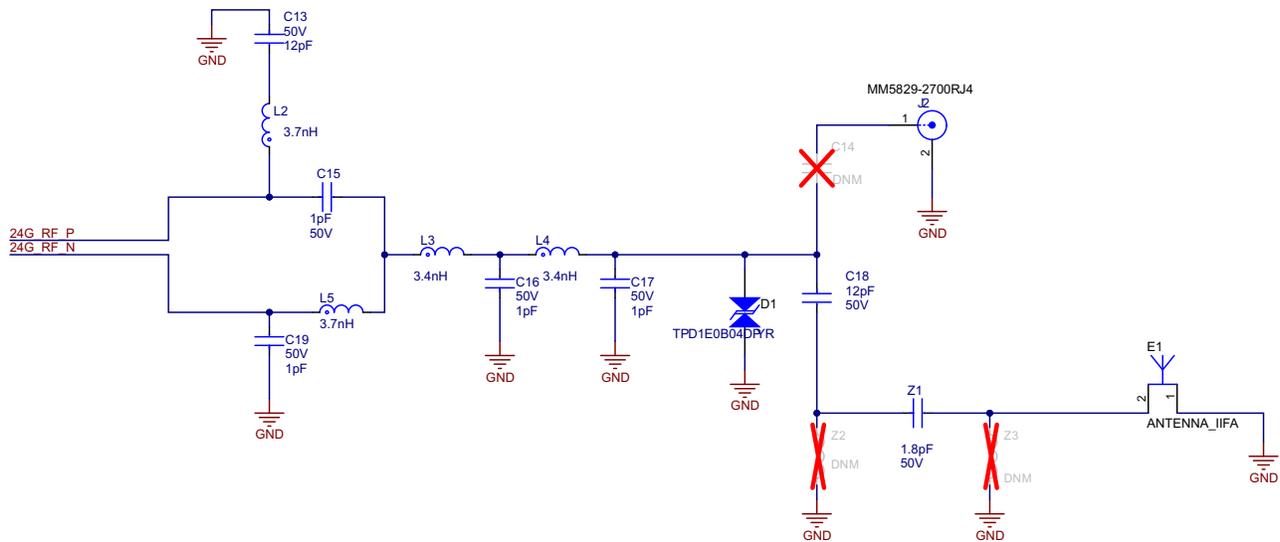


图 2-5. 2.4G 天线设计原理图

为了对 CC2674 进行编程，JTAG 接口用于闪存编程和调试访问。图 2-6 展示了 JTAG 接头和 CC2674 之间的连接。

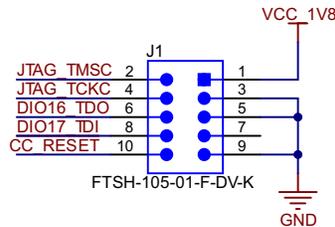


图 2-6. 用于编程的 JTAG 连接

2.2.3 ECG 和呼吸导联配置

AFE4960 是一款低功耗、全集成传感器接口设计，适用于 ECG 测量和呼吸检测。该器件可配置为 2 通道 ECG 接收器或 1 通道 ECG 接收器和一个呼吸阻抗通道。此贴片设计采用 3 电极配置来进行单导联 ECG 测量和呼吸检测。图 2-7 展示了传感器板上的电极配置。

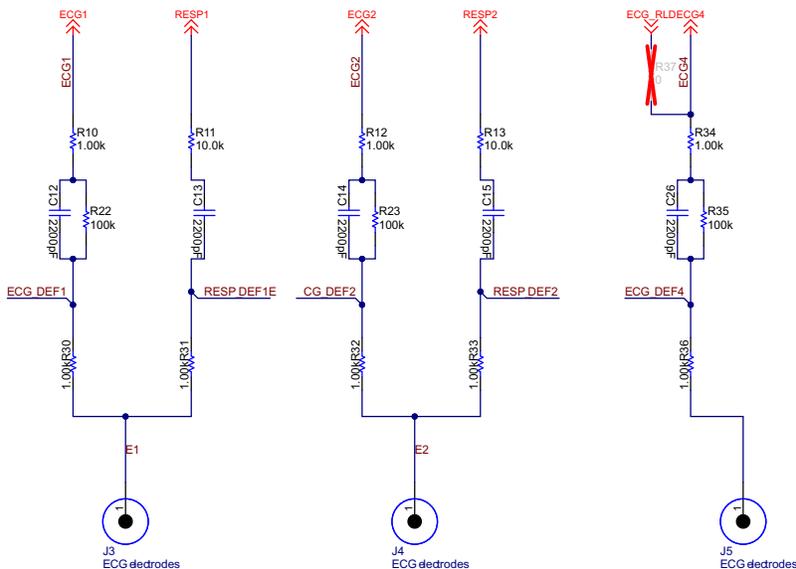


图 2-7. ECG 和呼吸测量接口

图 2-7 展示了与 ECG 结合的 2 点呼吸配置。ECG1、ECG2 和 ECG_RLD 引脚用于配置具有 3 个电极的单导联 ECG 测量。ECG 信号通过测量右臂 (RA) 和左臂 (LA) (可分配到 ECG1 和 ECG2 上) 之间的电势差来获取。对于右腿驱动, 可以将 ECG_RLD 引脚或任何 ECGx 引脚设置为直流偏置电压。该设计中根据数据表建议将 ECG4 用于 RLD 驱动。在此设计中, 呼吸引脚 RESP1 和 RESP2 与 ECG 共用同一引脚, 以支持单通道 ECG + 呼吸阻抗。电阻器 (图 2-7 中的 R30、R31、R32、R33、R36) 和 TVS 二极管 (图 2-8 中的 D5、D6、D7、D8、D9) 构成了针对高能事件的保护网络。保护电阻器由呼吸的激励路径和检测路径共享。元件 R11、C13、R13 和 C15 决定呼吸阻抗驱动器的激励电流。R10、R22、R12、C12、R23、R34、C14、R35 和 C16 用于提供直流故障保护。每个元件的值均参考 AFE4960 数据表来确定。

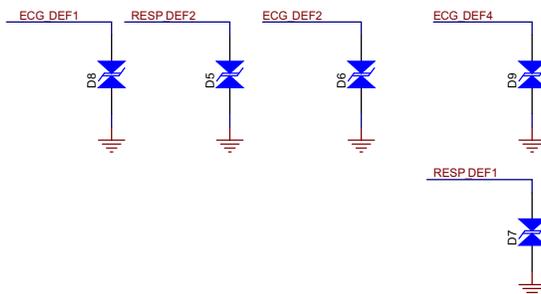


图 2-8. 电极的 ESD 保护

表 2-2 展示了 TIDA-010270 设计参数。

表 2-2. 设计参数

参数	值
ECG 检测电极数量	2 (RA、LA)
右腿驱动电极数量	1 (RLD)
ECG 通道数量	1
呼吸通道数量	1
起搏信号检测通道数量	1

AFE4960 在 ECG 输入端和呼吸输入/输出端集成了开关矩阵。该器件使芯片能够完全灵活地将任何 ECGx 和 RESPx 引脚连接到通道 1 或通道 2。表 2-3 展示了与通道输入和 RLD 驱动的引脚映射。

表 2-3. ECG 输入通道的引脚映射

ECG 和呼吸引脚	与通道的连接	电极分配
ECG1	通道 1 正输入	LA
ECG2	通道 1 负输入	RA
ECG3	未使用	未分配
ECG4	ECG RL 驱动	RLD
ECG_RLD	未使用	未分配
RESP1	BIOZ_OUTP	LA
RESP2	BIOZ_OUTM	RA
RESP3	未使用	未分配
RESP4	未使用	未分配

2.2.4 温度传感器

TMP119 是一款高精度数字温度传感器。TMP119 可提供 16 位温度结果，具有 0.0078°C 的分辨率，且无需校准即可在 0°C 到 45°C 的温度范围内实现高达 ±0.08°C 的精度。在此设计中，该器件配置为通过 I2C 与 BLE 控制器连接，以进行体温测量。图 2-9 展示了 TMP119 原理图。ADD0 直接接地，从而将地址设置为 0x48。

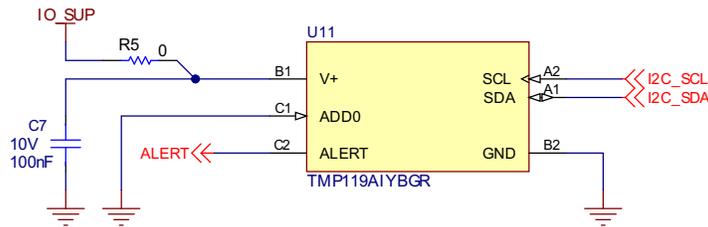


图 2-9. TMP119 原理图

2.2.5 选择电源

表 2-4 总结了此设计中所需的电源轨。

备注

对于贴片参考设计，选择了 1.8V 以支持所有电源轨。而在动态心电图参考设计中，1.8V 和 3.3V 都是为 AFE1594 供电所必需的。

表 2-4. 建议工作电压

器件	电源	最小值	最大值	UINT
AFE4960	RX_SUP 接收器电源	1.7	1.9	V
	IO_SUP I/O 电源	1.7	1.9	V
CC2674R10	工作电源电压 (VDD5)	1.8	3.8	V
TMP119	V+, T _A = -55°C 至 70°C	1.7	5.5	V
IIS2DLPCTR	电压电源	1.62	3.6	V

纽扣电池 (3V) 和 AAA 电池 (1.5V) 是市场上贴片和动态心电图监测仪中最常用的电池。由于贴片中的所有电源均为 1.8V，因此可以根据电池类型实施升压转换器或降压转换器，从而可以提高系统的效率。为了同时支持电池和 AFE1594 3.3V 电源，TPS61299 升压转换器和 TPS628437 降压转换器设计为串联，用于先将电压升至 3.3V，然后将电压降至 1.8V。

2.2.6 电源

表 2-5 展示了用于 AFE1594 AVDD 电源的 3.3V 电源轨设计要求。

表 2-5. 3.3V 电源规格

参数	值
输入电压	0.9V 至 1.5V 或 2.0V 至 3V
输出电压	3.3V
输出电流	50mA
输出电压纹波	50mV

TPS61299x 是一款具有 100nA 超低静态电流的同步升压转换器。该器件具有 0.5V 至 5.5V 的宽输入电压范围和 1.8V 至 5.5V 的输出电压范围。由于在轻负载条件下具有高效率，TPS61299x 可在便携式设备使用纽扣电池实现较长的运行时间。图 2-10 展示了 TPS61299 原理图设计。

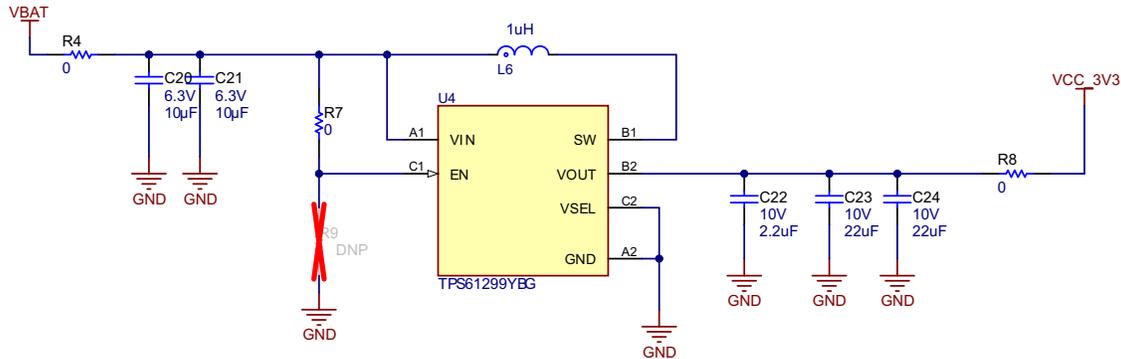


图 2-10. TPS61299 原理图

通过在 VSEL 引脚和地之间连接一个电阻器，TPS61299 可支持 21 个内部输出电压设置选项。当输出电压接近 1.8V 时，该器件会检查 VSEL 引脚的配置条件。为确保正常运行，设置电阻精度必须为 1%。对于 3.3V 输出，VSEL 接地。

TPS61299 没有固定的频率，该器件将电感器纹波电流保持在 350mA 不变，因此频率由运行条件决定。

TPS61299 的最大输出能力由输入输出比和升压转换器的电流限制决定。可以使用方程式 1 估算出最大输出电流。

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

其中

- I_{LIM} 是平均开关电流限制
- η 是转换效率，从 2V 斜升至 3V 时为 89% - 94.8%，这里使用 89% 进行估算

在此设计中， $I_{OUT(max)} = 0.97A$ ($I_{OUT(IN)} = 3V$ 、 $I_{LIM} = 1.2A$ 、 $V_{OUT} = 3.3V$ 且 $\eta = 89%$)。

对于电感器选择，TPS61299 可与 1 μ H 的电感器 (L6) 配合使用。表 2-6 展示了 TPS61299x/xA 具有输入电流限制和快速瞬态性能的 95nA 静态电流、5.5V 升压转换器数据表中推荐的 TPS61299 电感器。

表 2-6. TPS61299 推荐电感器

器件型号	L (μ H)	DCR MAX (m Ω)	饱和电流 (A)	尺寸 (长 × 宽 × 高)
HTTH16080H-1R0MSR-99	1	110	2.3	1.6 × 0.8 × 0.8
WIP252010P-1R0ML	1	54	3.5	2.5 × 2.0 × 1.0
WPN252010H1R0MT	1	76	3.5	2.5 × 2.0 × 1.0

对于输出电容器选择，TI 建议使用 4 μ F 至 1000 μ F 有效电容范围内的 X5R 或 X7R 陶瓷输出电容器，以满足输出纹波和环路稳定性的要求。如果输出电容器低于此范围，升压稳压器可能会变得不稳定。在 PWM 模式下，增大输出电容器可以使输出纹波电压更小。需要考虑额定电压的裕度，确保在所需的输出电压下具有足够的电容，以避免陶瓷电容器在直流偏置电压、老化和交流信号下的降额。三个 10 μ F 电容器：C22、C23 和 C24 与输出电压并联，以对输出电压进行滤波。必须将这些电容器放置在尽可能靠近 IC 的 V_{OUT} 和 GND 引脚的位置。

对于输入去耦电容器，多层 X5R 或 X7R 陶瓷电容器是不错的选择，因为这些电容器具有极低的 ESR 并采用小型封装。输入电容器必须尽可能靠近器件。虽然 10 μ F 输入电容器足以满足大多数应用的要求，但也可以使用更大的电容来无限制地减少输入电流纹波。C20 和 C21 是 10 μ F 电容器，可更大幅度地降低输入电压纹波、抑制输入电压尖峰并为器件提供稳定的系统电源轨。

表 2-7 展示了贴片和动态心电图监测仪的 1.8V 电源轨设计要求。对于不同的电池 (AAA : 1.5V，纽扣电池 : 3V) 时，降压/升压稳压器是不错的选择。由于降压/升压稳压器的最小输入电压需要高于 1.3V，AAA 电池的放电可能会给系统带来风险。为了简化设计，这里为 1.8V 电源轨选择了降压转换器。但这种拓扑会降低功效。对于固定电池设计，选择升压转换器或降压转换器电路可提高整体效率。

表 2-7. 1.8V 电源技术规格

参数	值
输入电压	3.3V
输出电压	1.8V
输出电流	50mA
输出电压纹波	50mV

TPS62843 是一款高效降压转换器系列，具有典型值为 275nA 的超低工作静态电流。该器件具有 1.8V 至 5.5V 的输入电压范围和 0.4V 至 5.5V 的输出电压范围。通过将电阻器连接到 VSET 引脚，可以选择 18 种预定义的输出电压。由于输出电压为 1.8V，此设计中选择了 TPS628437，可提供 0.8V 至 1.8V 的输出电压。图 2-11 展示了 TIDA-010270 中的 TPS628437 原理图。

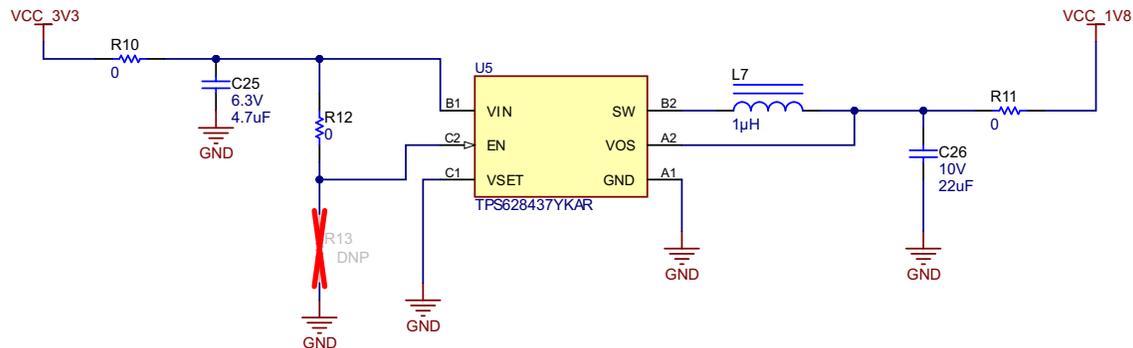


图 2-11. TPS628437 原理图

TPS628437 输出电压由 VSET 引脚和 GND 之间连接的单个外部电阻器来设置。内部的电阻数字转换会在启动延迟时间内检测外部电阻器 R_{set} ，以设置正确的输出电压。TI 建议使用具有 1% 精度的电阻器。根据 [TPS62843 1.8V 至 5.5V、600mA、275nA \$I_Q\$ 、小型降压转换器](#) 数据表，当将 VSET 引脚接地时，输出电压设置为 1.8V。

TPS628437 在整个建议的工作范围内针对微型 $1\mu\text{H}$ 电感器进行了优化，可用于实现超小的芯片和超小的设计尺寸。此器件采用 1.5MHz 的典型开关频率，可在低至 $100\mu\text{A}$ 负载电流及以下的轻负载条件下提供高效率。

对于输入电容器，数据表中建议使用 $4.7\mu\text{F}$ 电容器来减少输入电压纹波。建议输出电容器位于 $4\mu\text{F}$ 至 $25\mu\text{F}$ 的范围内。总输出电容必须保持在数据表中推荐的范围内才能正常运行。较大的电容器可以降低输出电压纹波并改善负载瞬态响应。该参考设计中为该系统选择了 C25 ($4.7\mu\text{F}$)、C26 ($22\mu\text{F}$) 和 L7 ($1\mu\text{H}$)。

TI 为客户提供了在线 WEBENCH® 仿真以简化电源设计。另请参阅 [TPS62843 产品页面](#)。

2.2.7 LED 指示灯

为了指示 ECG 导联的不同状态，我们设计了一个 LED 指示灯作为指示器。LED (D2) 由 3.3V 电压和限流电阻器 R15 供电。该指示灯由 MCU 通过外部 MOSFET (Q1) 进行控制。图 2-12 展示了 LED 指示灯原理图。

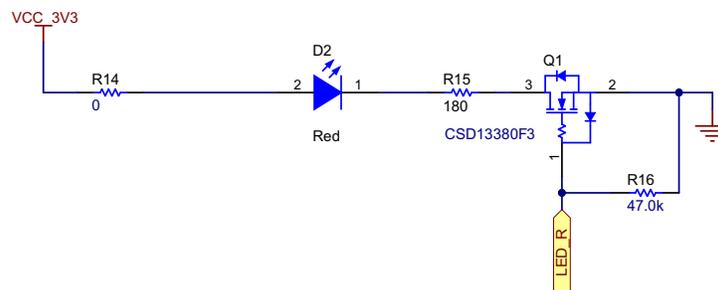


图 2-12. LED 指示灯原理图

2.3 主要产品

2.3.1 AFE4960

AFE4960 可配置为 2 通道 ECG 接收器或 1 通道 ECG 接收器和一个呼吸阻抗通道。AFE 信号链可以灵活地连接至最多 4 个电极。右腿驱动 (RLD) 放大器输出可用于设置人体偏置。AFE 具有用于导联开/关检测的直流导联偏置和用于测量导联阻抗的交流导联偏置。一个通道支持起搏器脉冲检测。

所有信号链输出都由单个 ADC 在明确定义的时隙中转换，并作为 24 位字存储在 128 样本 FIFO 中，可以使用 SPI 或 I²C 界面读出。

AFE4960 是一种完全集成的设计，可实现 3 导联 ECG 系统。两个 AFE 并行的同步操作可用于实现 5 导联 ECG。

2.3.2 CC2674R10

SimpleLink™ CC2674R10 器件是一款多协议、多频带 Sub-1GHz 和 2.4GHz 无线微控制器 (MCU)，支持 Thread、ZigBee、低功耗 Bluetooth 5.3、IEEE 802.15.4g、支持 IPv6 的智能对象 (6LoWPAN)、mioty、Wi-SUN、Amazon Sidewalk、专有系统 (包括 Sub-1GHz 和 2.4GHz 的 TI 15.4-Stack) 和通过动态多协议管理器 (DMM) 驱动程序实现的并发多协议。该器件针对低功耗无线通信进行了优化，具有先进的安全特性和片上无线 (OAD) 更新功能。该器件在楼宇安防系统、HVAC、智能仪表、医疗、有线网络、便携式电子产品、家庭影院和娱乐以及联网外设市场中可实现远距离可靠通信。

CC2674R10 器件是 SimpleLink™ MCU 平台的一部分，该平台包括 Wi-Fi®、低功耗 Bluetooth®、Thread、ZigBee®、Sub-1GHz MCU 和主机 MCU，它们共用一个通用、易于使用的开发环境，其中包含单核软件开发套件 (SDK) 和丰富的工具集。借助一次性集成的 SimpleLink™ 平台，可以将产品组合中的任何器件组合添加至设计中，从而在设计要求变更时实现 100% 代码重用。另请参阅 [SimpleLink MCU 平台](#)。

除了软件兼容之外，在多频段无线 MCU 中，7mm × 7mm QFN 封装的 352kB 闪存到最高 1MB 闪存都是引脚对引脚兼容的，以更大限度提高设计的可扩展性。另请参阅 [Sub-1GHz 产品](#)。

2.3.3 TMP119

TMP119 是一款高精度数字温度传感器。该器件旨在满足 ASTM E1112 和 ISO 80601 对医用电子温度计的精度要求。TMP119 可提供 16 位温度结果，具有 0.0078°C 的分辨率，且无需校准即可在 0°C 到 45°C 的温度范围内实现高达 ±0.08°C 的精度。TMP119 配备兼容 I2C 和 SMBus™ 的接口，具有可编程警报功能，在单路总线上最多可支持四个器件，并包含用于器件编程的集成式 EEPROM 和用于通用应用的额外 48 位存储器。TMP119 的工作电压范围为 1.7V 至 5.5V，通常在 1Hz 转换周期内消耗 3.5 μA 电流。

对于非医疗应用，TMP119 可用作 Platinum RTD 的单芯片数字替代产品。TMP119 可实现不逊于 AA 类 RTD 的精度，而且其功耗也仅为 PT100 RTD 通常所需功耗的几分之一。TMP119 摒弃了 RTD 的许多复杂功能，如精密基准、匹配的线迹、复杂的算法和校准，从而简化了设计工作。该器件设计可耐受应力，在 PCB 制造过程中常见的典型应力 (包括器件焊接、成型、底层填料和电路板弯曲) 下具有稳健性能。

TMP119 器件在生产调试阶段经过 100% 测试，可通过 NIST 进行追溯，且使用经 ISO-IEC 17025 认证标准校准的设备进行了验证。

2.3.4 TPD1E01B04

TPD1E01B04 是一款双向 TVS ESD 保护二极管阵列，用于为 USB Type-C® 和 Thunderbolt 3 电路提供保护。TPD1E01B04 的额定 ESD 冲击消散值达到了 IEC 61000-4-2 (4 级) 国际标准中规定的最高水平。

TPD1E01B04 具有一个 0.18pF 至 0.20pF (典型值) IO 电容，非常适合用于保护速率高达 20Gbps 的高速接口 (例如 USB 3.1 Gen2 和 Thunderbolt 3)。低动态电阻和低钳位电压支持针对瞬态事件提供系统级保护。

TPD1E01B04 采用业界通用的 0201 (DPL) 封装和 0402 (DPY) 封装。

2.3.5 TPS62843

TPS62843 是一款高效降压转换器，具有典型值为 275nA 的超低工作静态电流。该器件在禁用状态时具有 4nA (典型值) 关断电流。

该器件采用 DCS-Control 技术，具有射频友好型低输出电压纹波，可以为无线电提供电源。

此器件采用 1.5MHz 的典型开关频率，可在低至 100 μ A 负载电流及以下的轻负载条件下提供高效率。

通过将一个电阻器连接到 VSET 引脚，可选择 3 \times 18 种预定义的输出电压，因此只需很少的无源器件即可将该系列器件用于各种应用。

2.3.6 TPS61299

TPS61299 是一款同步升压转换器，具有 95nA 超低静态电流和平均输入电流限制。该器件为具有碱性电池和纽扣电池的便携式设备提供电源设计。该器件在轻负载条件下具有高效率，可实现较长的工作时间，平均输入电流限制可避免电池以高电流放电。

TPS61299 具有 0.5V 至 5.5V 的宽输入电压范围和 1.8V 至 5.5V 的宽输出电压范围。该器件具有不同版本，平均输入电流限制范围为 5mA 至 1.9A。具有 1.2A 电流限制的 TPS61299 可在 3V 到 5V 转换中支持高达 500mA 的输出电流，并且在 200mA 负载下可实现大约 94% 的效率。

TPS61299 在输出电压为 4.5V、5V 或 5.5V 时具有可选的快速负载瞬态性能。在快速负载瞬态下，当输出电流从 0A 瞬变为 200mA 时，典型的稳定时间为 8 μ s。

TPS61299 在禁用时支持真正关断功能。

TPS61299 采用 6 焊球 1.2mm \times 0.8mm WCSP 封装和 6 引脚 1.6mm \times 1.6mm SOT563 封装，设计尺寸非常小。

2.4 电池寿命计算

本节介绍如何计算 2 颗 CR2032 纽扣电池的寿命。主要功耗来自 AFE4960 和 CC2674R10，而温度传感器和加速器在此设计中的贡献较少。因此，主要路径如下：

- 电池至 AFE4960，生物传感模拟前端
- 电池至 CC2674R10，BLE 微控制器

上述所有电流路径均由 TPS61299 和 TPS628437 器件生成的 1.8V 电源轨供电。

2.4.1 AFE4960 电流消耗

AFE4960 具有单独的信号链来支持采集 ECG、生物阻抗和起搏脉冲。AFE4960 的功耗主要取决于重复采集周期 (RAC) 的频率和信号采集模式。用户可以根据应用需求选择 3 种不同的模式 (仅 ECG、ECG + 起搏和 ECG + 呼吸 + 起搏)。图 2-13 展示了不同信号采集模式和 RAC 频率下 RX_SUP 电流与 RAC 频率间的关系。典型规格条件为 $T_A = 25^\circ\text{C}$ 、 $RX_SUP = IO_SUP = 1.8\text{V}$ 且输入时钟为 32.768kHz。

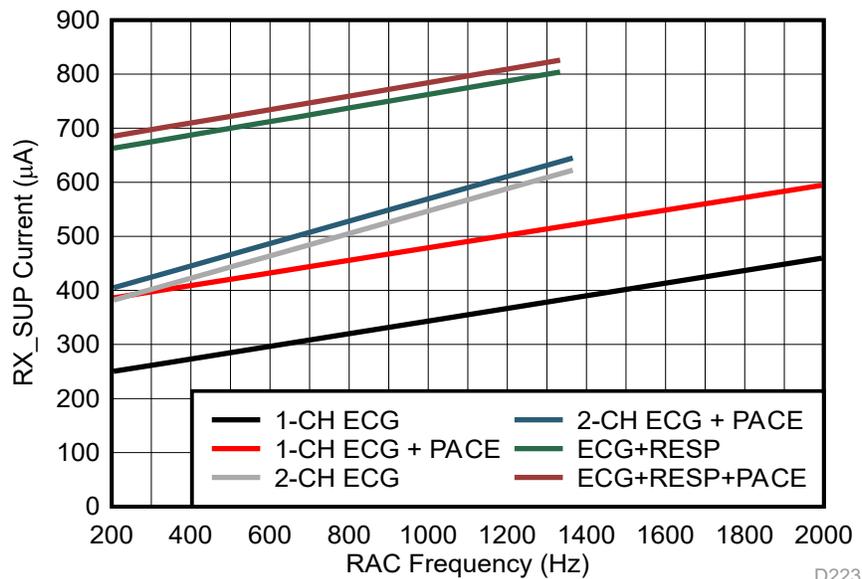


图 2-13. 不同信号采集模式下 RX_SUP 电流与 RAC 频率间的关系

通常，256Hz、512Hz 采样速率足以满足大多数应用的要求。从图中可以看出，在低 RAC 频率下，芯片在 ECG 模式下的功耗较低，在 500Hz 条件下约为 290 μ A (单通道 ECG) 和 420 μ A (双通道 ECG)。在 500Hz 条件下，ECG + 呼吸 + 起搏模式下约为 720 μ A。因此，可以根据应用要求在功率和采样速率之间进行权衡。

在此设计中，RAC 的频率设置为 1.33kHz 以实现高性能。根据图 2-13，估算的电流消耗为 820 μ A。结合 IO_SUP 电流消耗 (数据表中未提到) 和缓冲器后，AFE4960 的总电流消耗为 900 μ A。

2.4.2 CC2674R10 电流消耗

CC2674R10 的功耗包括内核电流消耗、外设电流消耗和无线电电流。您可以在 [CC2674R10 SimpleLink™ 高性能多协议 2.4GHz 无线 MCU 数据表的功耗 - 功耗模式](#) 主题中找到相应规格。此外，电源、连接间隔和每次转换的数据长度均会影响 BLE 器件在运行期间的总功耗。

TI 提供了一种 [蓝牙功耗计算器](#) 工具，供客户根据系统中的设计参数轻松计算功耗。图 2-14 展示了该计算器的全局设置，客户可以在其中设置系统的自定义规格。对于 TIDA-010270，电源电压为 1.8V。连接间隔为 30ms，连接数据长度为 216 字节，用于通过 CC2674R10 通知所有 ECG 数据。

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

图 2-14. 低功耗 Bluetooth® 的全局设置

在全局设置中确定设计参数时，会根据器件角色自动计算估算的电流消耗。贴片设计作为外设连接在 BLE 网络中，平均电流消耗为 830.0 μ A。图 2-15 展示了计算的详细信息。

Connected as Peripheral				
State	Time [μs]	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	

图 2-15. CC2674R10 作为外设时的电流消耗

2.4.3 导通状态电流计算

考虑到 TMP119 (135 μA) 和 IIS2DLPC (120uA) 在最坏情况下的性能，总平均电流消耗计算得出为 1.98mA ($I_{AFE4960} + I_{CC2674} + I_{TMP119} + I_{Accelerator}$)。方程式 2 给出了 TPS628437 器件输入端的反射电流。根据 WEBENCH® 的仿真结果，效率取值为 95%。

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

在效率为 94.8% 时，方程式 3 给出了 TPS61299 器件输入端的反射电流。

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

对于 2 颗 CR2032 纽扣电池，计算出的电池寿命如方程式 4 所示。

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

3 硬件、软件、测试要求和测试结果

3.1 硬件要求

3.1.1 BLE 板简介

图 3-1 展示了 Altium Designer® BLE 板的顶视图。红色框中突出显示了重要部分。JTAG 连接器采用反向设计，用于 CCS 编程。该板包含两个专为外部中断设计的按钮，这些按钮可以分配给用户指令。该板还包含两个插座，以适配不同的传感器板（贴片和动态心电图）。

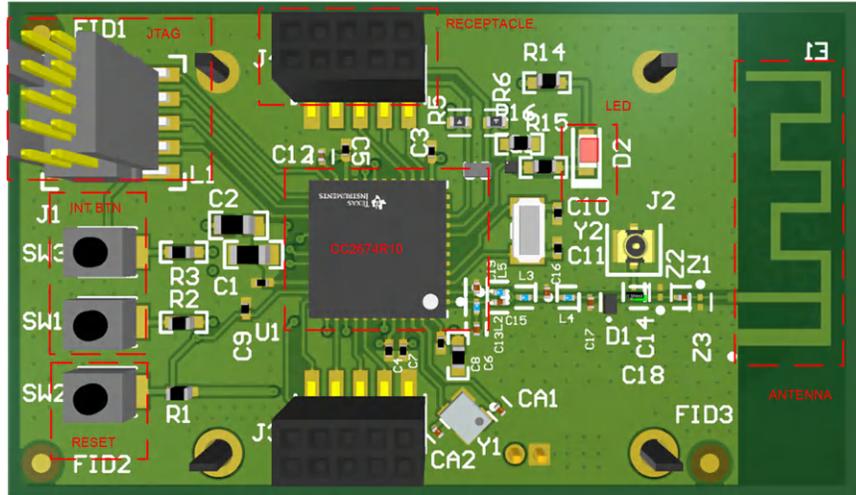


图 3-1. BLE 板顶视图

图 3-2 展示了 BLE 板的底视图。这里取下了纽扣电池座，以便展示 TPS61299 升压转换器和 TPS628437 降压转换器。AAA 电池连接器是反向连接的。

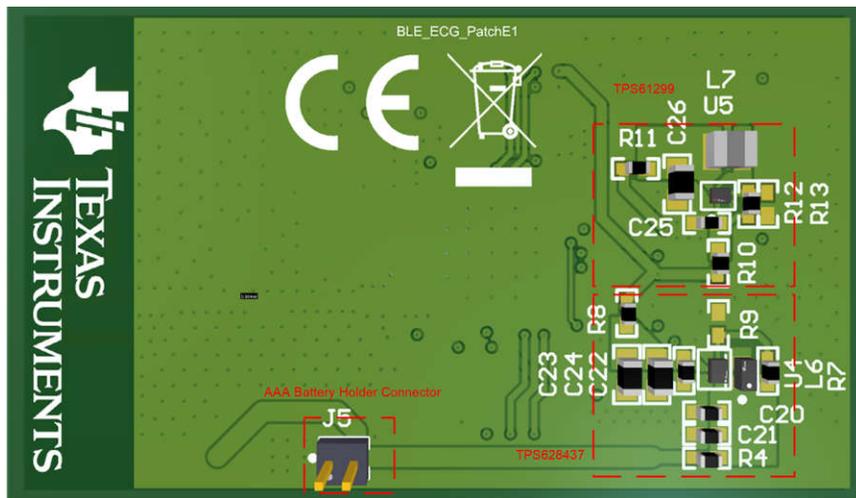


图 3-2. BLE 板底视图 (不带纽扣电池座)

图 3-3 是带有 CR2032 电池座时的 BLE 板底视图。



图 3-3. BLE 板底视图 (带有纽扣电池座)

3.1.2 传感器板简介

图 3-4 展示了传感器板 (包含 AFE4960、TMP119 和 IIS2DLPCTR 器件) 的 PCB 组装。该电路板上三个用于 LA、RA 和 RLD 的电极连接器。这些接头可以与 BLE 板完美配合,从而实现 ECG 测量。

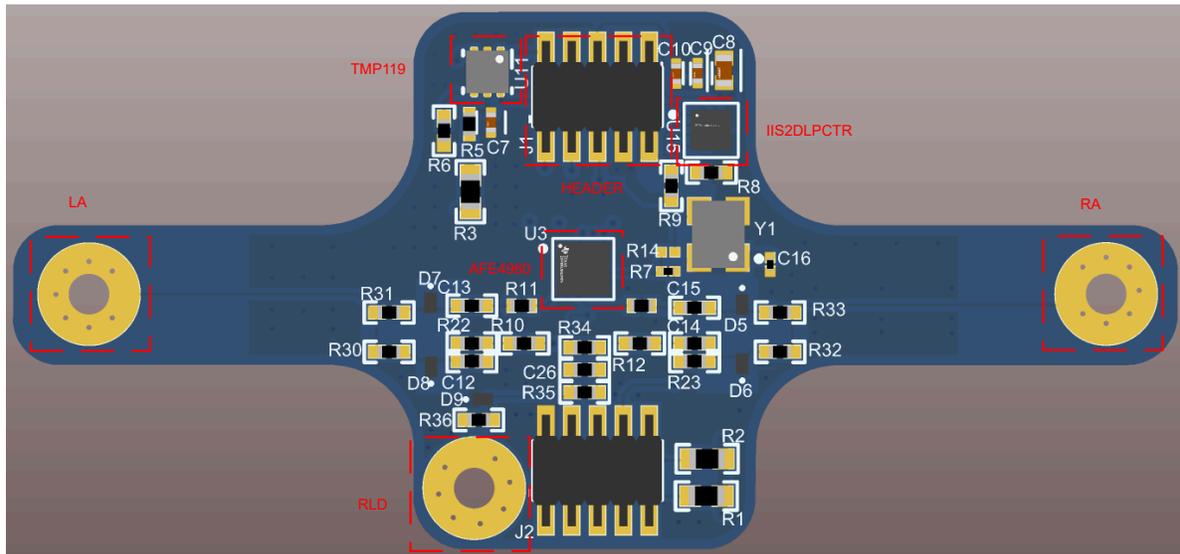


图 3-4. 传感器板

图 3-5 展示了这两个电路板的组装。三个电极垫可用于连接 ECG 导联。

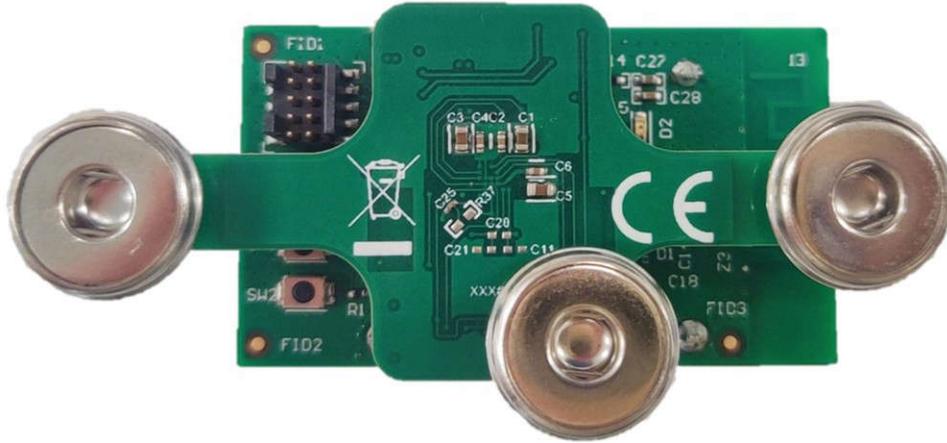


图 3-5. ECG 贴片组装

3.1.3 电路板连接和 XDS110 接口

LP-XDS110ET LaunchPad™ 开发套件调试器工具可用于对德州仪器 (TI) 微控制器、微处理器和 DSP XDS 兼容器件进行编程和调试。LP-XDS110ET 旨在通过 20 引脚边缘连接器或 10 引脚 XDS110 输出连接器直接连接到分离式 LaunchPad 开发套件。图 3-6 所示为 LP-XDS110ET 板。

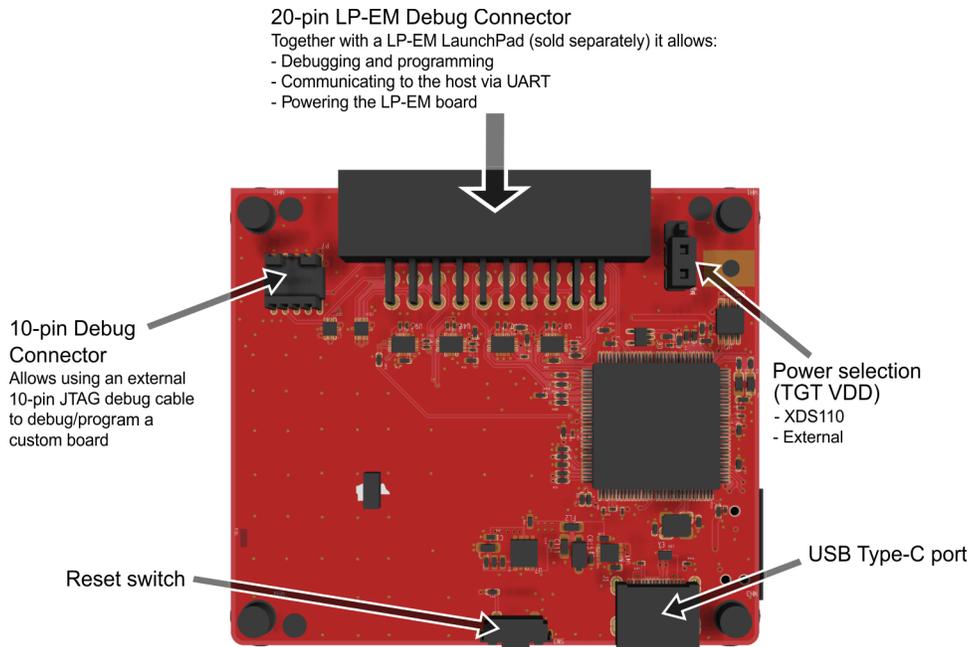


图 3-6. XDS110 板

该贴片设计了一个反向的 JTAG 连接器，可连接 LP-XDS110 板的 10 引脚调试连接器。图 3-7 展示了该贴片和 LP-XDS110 之间的调试连接。

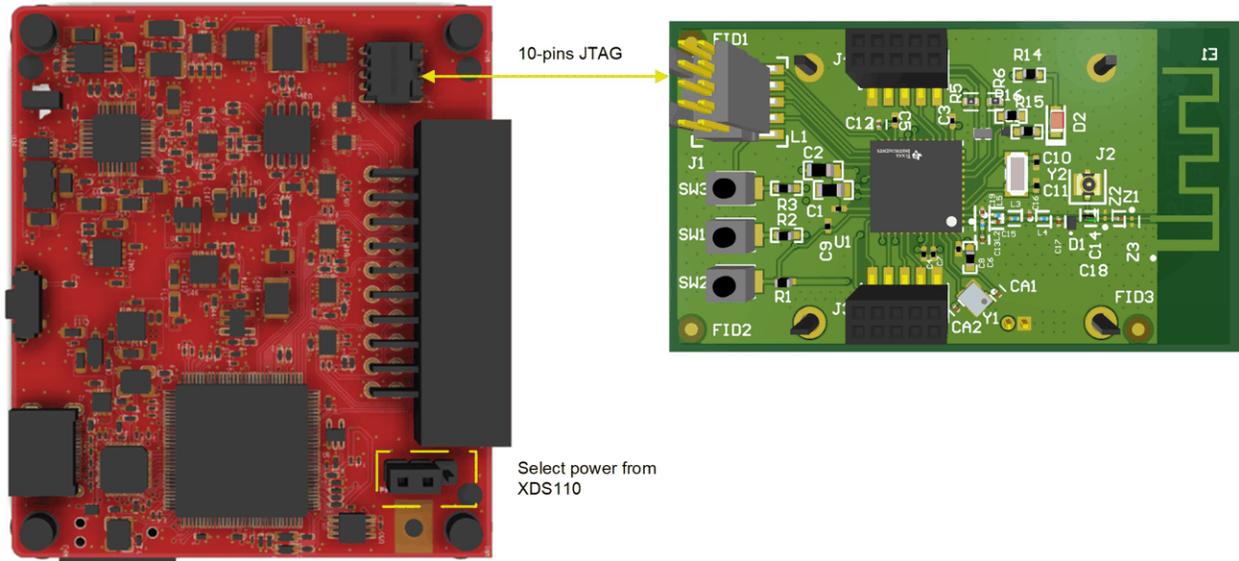


图 3-7. 贴片和 LP-XDS110 之间的连接

LP-XDS110 上有一个电源选择跳线，用户可以在编程期间定义电源。如果选择电源来自 XDS110，这意味着 JTAG 连接器已经提供了电源路径。因此，编程期间，如果发生电源冲突，则不允许电池与贴片连接。如果选择电源来自外部，则 BLE 板需要使用电池来为整个系统供电。

3.2 软件要求

TI 提供了使用 CC2674R10 器件进行 BLE 操作的程序和 Android™ 平台（通常是智能手机）上运行的简单演示软件。该软件为开发人员提供了 ECG、呼吸、起搏脉冲、体温和运动测量的基本概述。

3.2.1 通过 Code Composer Studio™ (CCS) IDE 加载生物传感演示

从 [TIDA-010270](#) 参考设计页面下载设计文件。从 ECG_Patch_Design_File 中提取所有文件并在 CCS 中编译生物传感贴片演示（请勿使用早于 12.4.0 的版本）。通过 10 引脚 JTAG 连接 BLE 板和 LP-XDS110 并刷写软件。图 3-8 展示了相关连接。

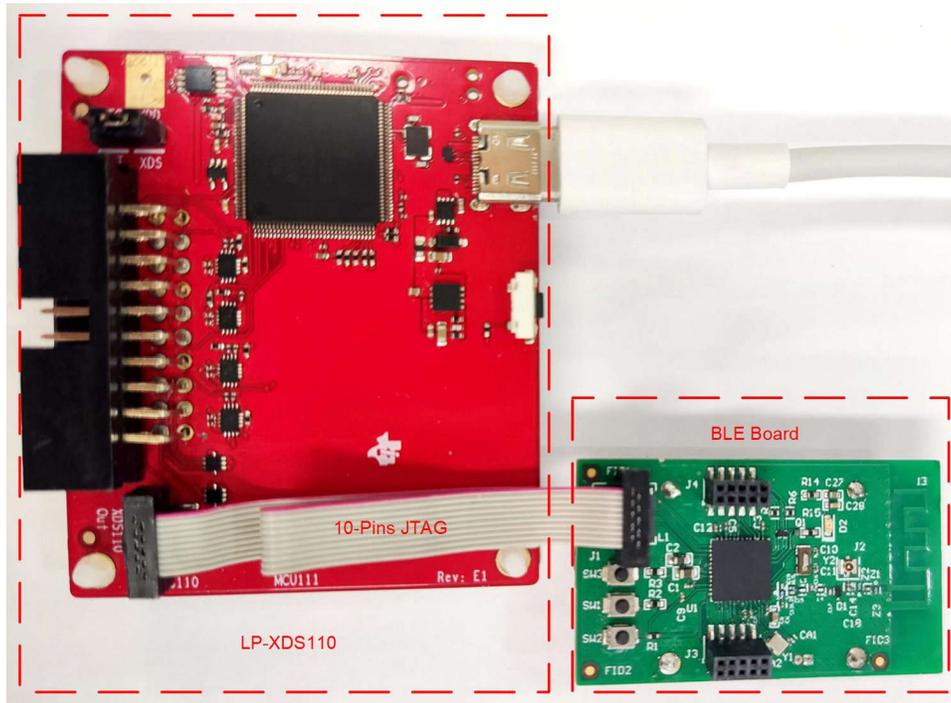


图 3-8. 刷写生物传感示例

3.2.2 SimpleLink™ MCU Connect

为了展示贴片的多传感器测量结果，我们为开发人员提供了智能手机软件。Android APK 文件可以在设计文件中找到。图 3-9 展示了安装后的生物传感应用程序。



SimpleLink™

图 3-9. 用于生物传感贴片的 SimpleLink™ MCU Connect

图 3-10 展示了在智能手机 (Android 版本 13.0) 上运行的生物传感演示页面。首次运行该软件时, 该应用程序会询问 BLE 权限。该软件会扫描附近的 BLE 设备, 并显示所有可用连接。通过点击列表中的 *Biosensing_test* 来连接到贴片, 然后子页面从底部向上滚动以显示温度传感器和加速度计的结果。点击相应的服务后, ECG、呼吸和起搏脉冲的波形便会显示在另一个窗口中。

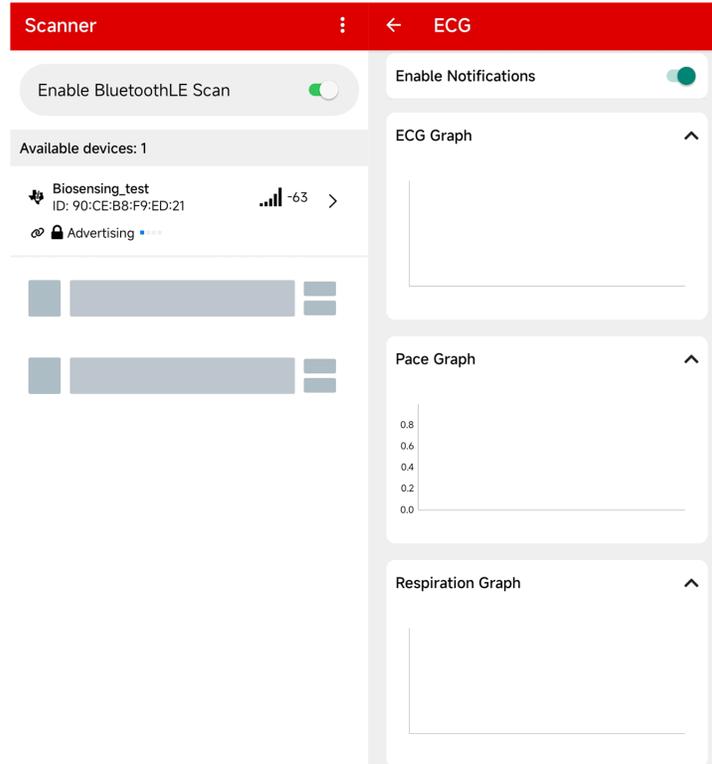


图 3-10. 生物传感演示连接页面

3.2.3 AFE4960 配置

在此设计中, AFE4960 器件配置为测量单通道 ECG 和单通道呼吸。按照 AFE4960 数据表的 *设计示例 - 3 导联 ECG* 部分中的寄存器设置进行操作 (请联系 TI)。

表 3-1 展示了 AFE4960 数据表 *设计示例 - 3 导联 ECG* 部分中建议之外的自定义配置。

表 3-1. TIDA-010270 测试的自定义配置

参数	寄存器	值 (十进制)	设置 注释
中断配置	INT_MUX_ADC_RDY_1	2	ADC_RDY 引脚上的 FIFO_RDY 中断
	EN_GPIO2_OUT	1	GPIO2 引脚上的单引脚中断
	INT_MUX_GPIO2_2	1	
水位位	REG_WM_FIFO	107	将 FIFO 长度设置为 108
GPIO2 上的中断	MASK_DC_LEAD_DET	0	启用 GPIO2 上的直流导联脱落检测中断
	MASK_ADC_FIFO_RDY	1	无 ADC, FIFO 就绪中断
	MASK_PACE_VALID_INT	1	无有效起搏中断
	MASK_AC_LEAD_ON	1	GPIO2 上的无交流导联脱落检测中断
	MASK_AC_LEAD_OFF	1	

3.2.4 CC2674R10 的生物传感演示流程图

图 3-11 展示了 CC2674R10 生物传感演示的流程图。该程序基于 TI 实时操作系统 (TIRTOS7)。因此，微控制器维护多个任务并根据优先级执行任务。

生物传感演示程序中设置了三项任务。BLE_stack_task 是低功耗蓝牙设置、连接、发送和接收数据的基本函数。

Project_zero_task 是通用访问配置文件 (GAP)、通用属性配置文件 (GATT) 和 GATT 规范补充 (GSS) 配置的自定义任务。此外，该任务中会初始化温度传感器和加速器。计时器设置为每 1s 读取一次这两个传感器并发送通知。

AFE4960_read_task 用于初始化器件并等待来自 ADC_RDY 引脚和 GPIO2 引脚的中断。一旦发生 FIFO_RDY 中断，CC2674R10 就会通过 SPI 从 FIFO 中读取所有数据。为避免 ECG 数据不匹配，数据长度等于 REG_WM_FIFO 寄存器设置的 FIFO 长度。SPI 读取完成后，BLE 传输任务被唤醒，以通过通知发送 ECG 数据。

在此设计中，FIFO 长度设置为 108，即在 2 个 FIFO_RDY 中断期间读取 432 个字节。由于 BLE5.3 的最大传输单元为 255 字节，因此会调用两次通知 API 来将所有数据发送出去。发送数据后，AFE4960_read_task 会被阻止，等待来自 FIFO_RDY 的下一个中断。

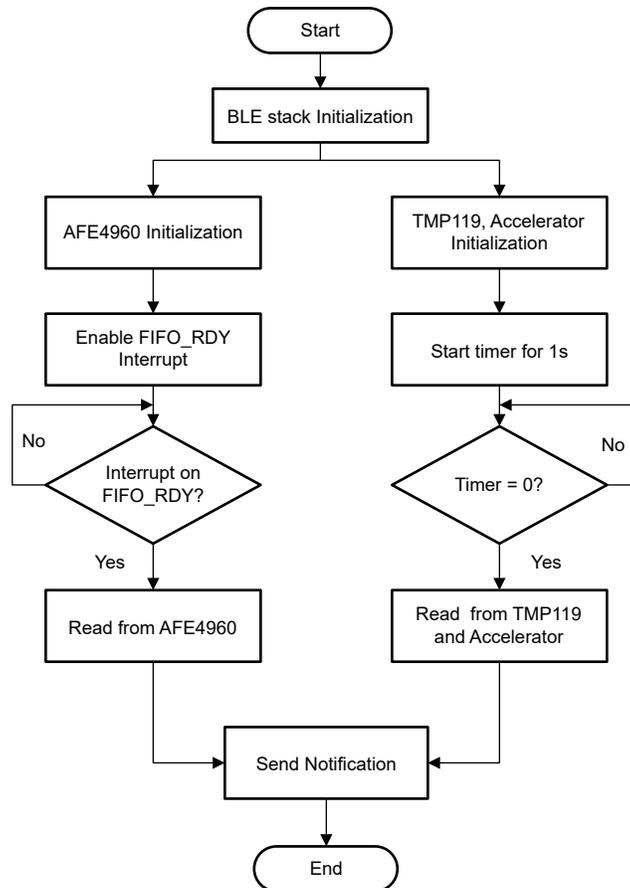


图 3-11. 生物传感演示流程图

3.3 测试设置

本节介绍 TIDA-010270 电路板的测试设置。图 3-12 展示了生物传感贴片和 ECG 模拟器之间的电路板连接。

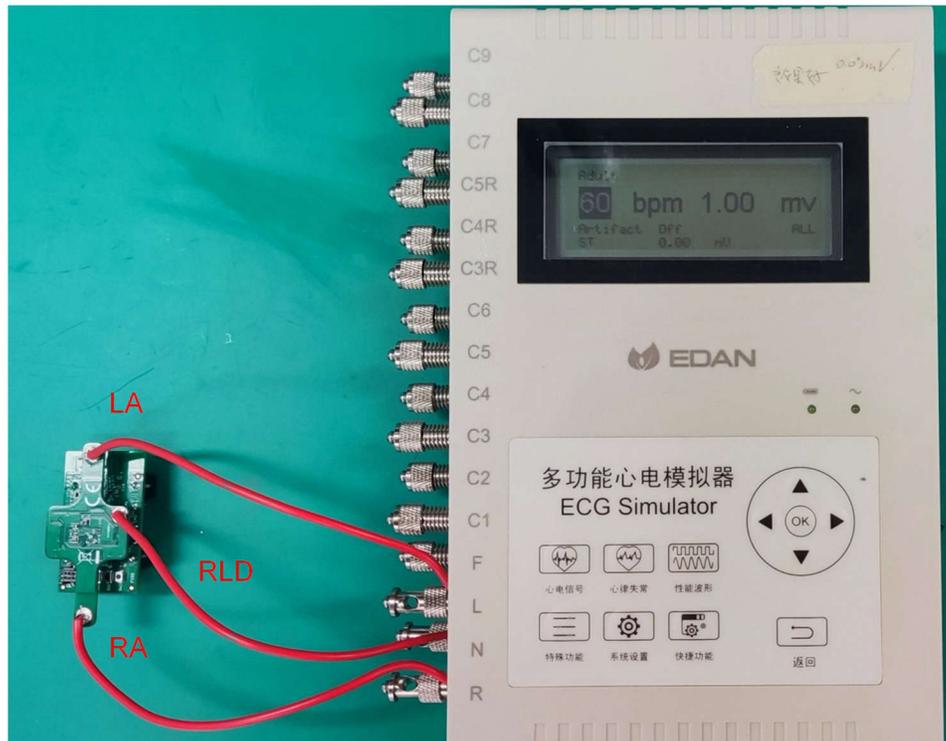


图 3-12. 生物传感电路板的硬件设置

设置测试时，请按照以下步骤操作：

1. 在 CCS 中编译生物传感贴片演示，并使用 10 引脚 JTAG 连接器将示例刷写到 BLE 板
2. 在智能手机 (Android 平台) 上安装生物传感演示应用程序
3. 断开 JTAG 与 LP_XDS110 的连接，并将 AFE4960 传感器板插入 BLE 板
4. 插入 CR2032 纽扣电池并将 RA、LA 和 RLD 电极连接到 ECG 仿真的相应引脚
5. 运行生物传感演示并使用 BLE 连接到生物传感贴片

3.4 测试结果

本节介绍 TIDA-010270 电路板的测试结果。图 3-13 展示了来自生物传感演示应用的 ECG 波形。模拟器配置为输出每分钟 50 次心跳 (BPM) 的心电图。从以下演示中可以看出，心动周期大约为 1.2 秒 (全屏显示的时长为 1.5 秒)。因此，计算出的心率为 $60/1.25 = 50\text{BPM}$ ，这也是模拟器的配置输出。

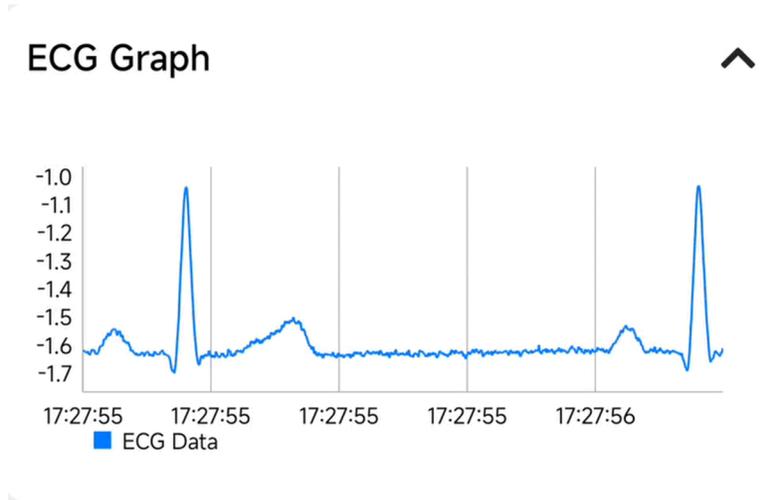


图 3-13. ECG 波形 (50BPM)

图 3-14 展示了 100BPM 设置下的 ECG 波形。心跳次数是 50BPM 时的两倍。

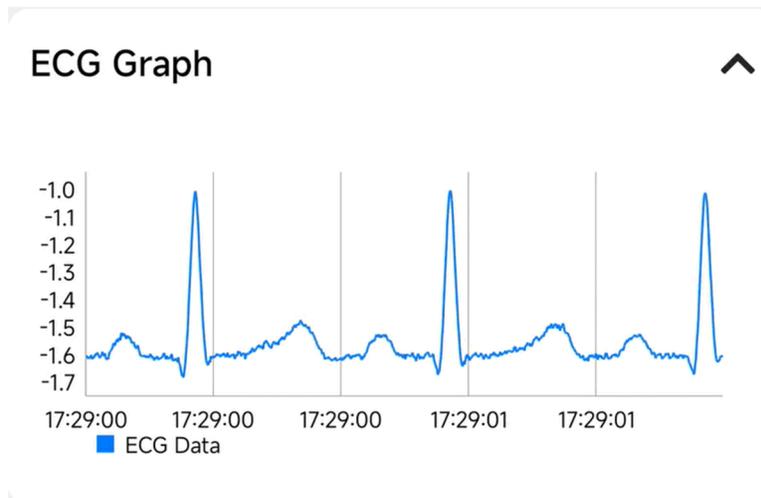


图 3-14. ECG 波形 (100BPM)

图 3-15 和图 3-16 展示了模拟器的呼吸测量结果。图 3-15 的设置为每分钟 10 次呼吸 (RPM)。根据波形，在 30 秒内检测到 5 次呼吸循环，即 1 分钟内有 10 次呼吸循环。

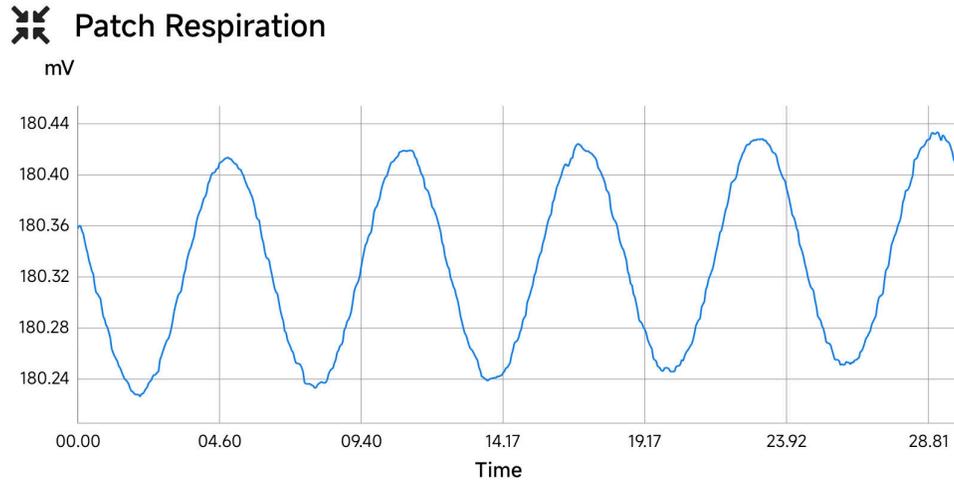


图 3-15. 呼吸波形 (10RPM)

图 3-16 展示了 20RPM 设置时的呼吸波形。

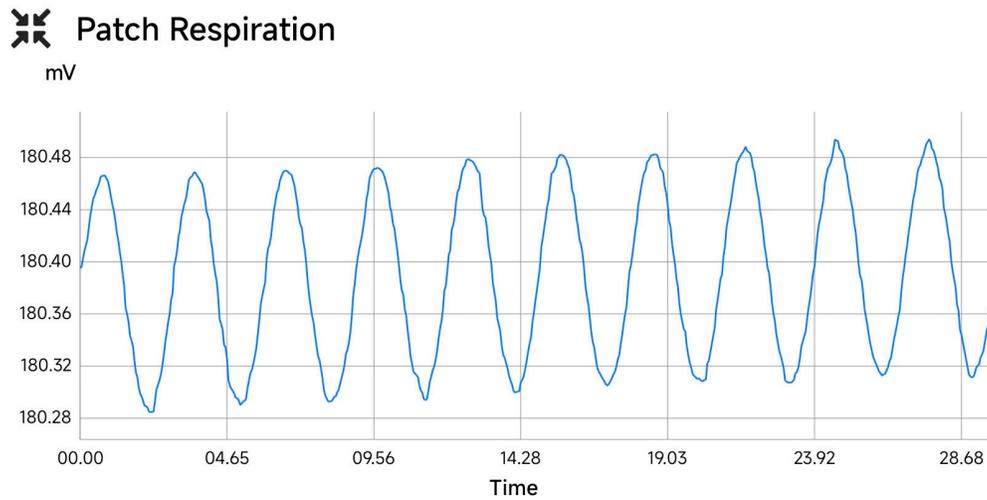


图 3-16. 呼吸波形 (20TPM)

AFE4960 集成了起搏脉冲检测功能，并将其与 ECG 数据一起输出为起搏标志。图 3-17 展示了该贴片采集的起搏脉冲波形。

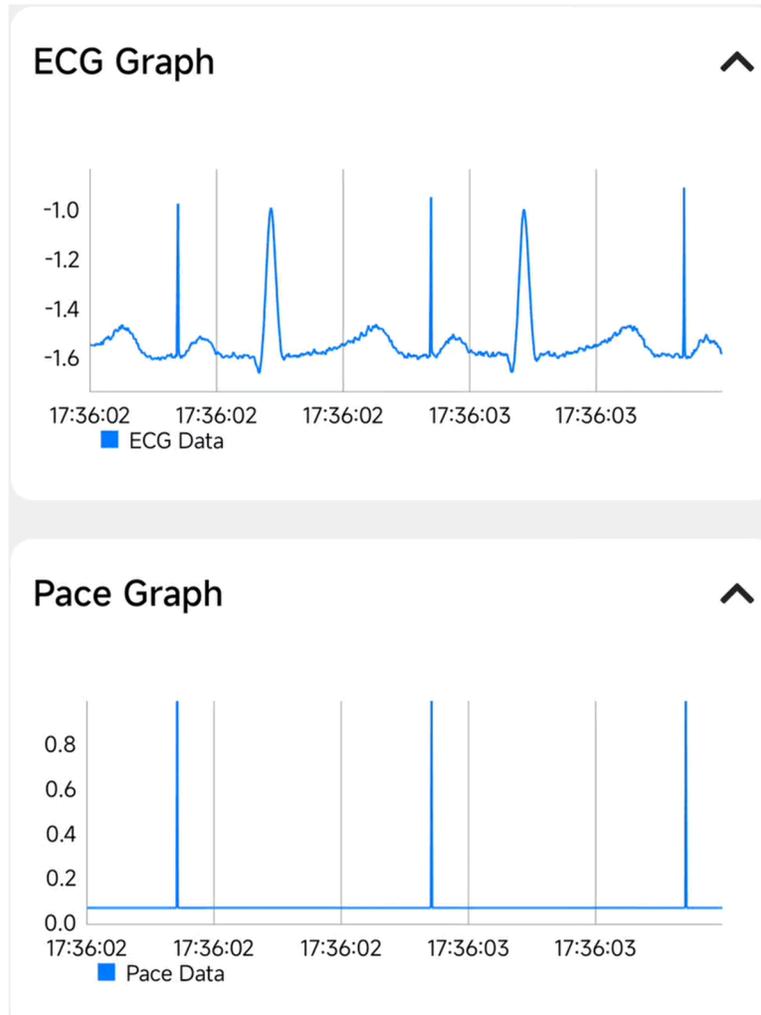


图 3-17. 70BPM 时的起搏脉冲检测

3.4.1 实时 ECG 和呼吸测量

TIDA-010270 设计为与带螺柱 (2.6mm) 的 ECG 电极配合使用，以实现实时 ECG 和呼吸测量。图 3-18 展示了 ECG 电极和可穿戴贴片设计 (可连接到胸部) 的组装。

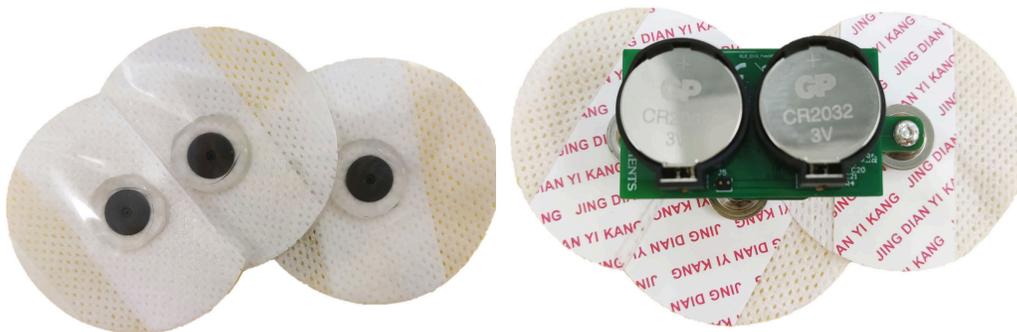


图 3-18. ECG 电极和贴片组装

图 3-19 和图 3-20 展示了生物传感贴片采集的 ECG 波形和呼吸数据。由于 Android 应用中没有集成滤波器或算法，因此在显示的图表中可以看到一些漂移和噪声。建议使用高通滤波器 (HPF) 来消除信号漂移。此外，最佳实践是添加低通滤波器 (LPF) 以获得更清晰的 ECG (40Hz 或 150Hz) 和呼吸 (4Hz) 数据。设计人员可以集成自己开发的算法，以便在从 BLE 接收数据后进行数据处理。

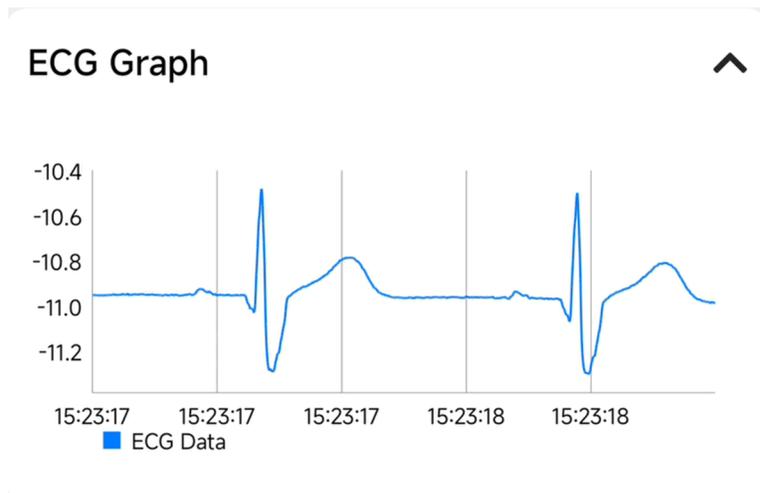


图 3-19. 实时 ECG 波形

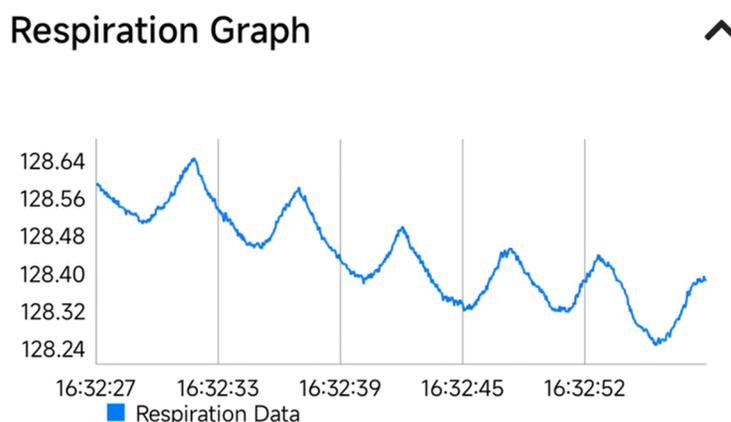


图 3-20. 实时呼吸波形

3.4.2 直流导联脱落检测

AFE4960 集成了直流导联脱落检测和交流导联脱落检测，并作为 GPIO2 引脚上的单个中断输出。该器件简化了 ECG 设备系统设计中的导联脱落检测。RBIAS 直流导联检测用于持续监测导联接通和导联脱落状态，而 IBIAS 交流导联检测最好用作检查导联强度的按需功能。

此设计配置为使用直流导联脱落检测。RBIAS 直流导联检测中使用内部电阻器对两个通道的输入进行偏置。导联检测通过模拟比较器块实现。当导联未接触皮肤时，导联的电阻器偏置会将 INA 输入拉至接近电源轨。当导联接触皮肤时，INA 输入处于正常范围内，因为人体由 RLD 进行了偏置。因此，可以在 INA 输入引脚上使用比较器来检测导联的状态。

图 3-21 展示了贴片的导联脱落检测。当发生导联脱落时，可以在 GPIO2 上观察到中断脉冲。可以设置红色 LED 以指示导联的状态。

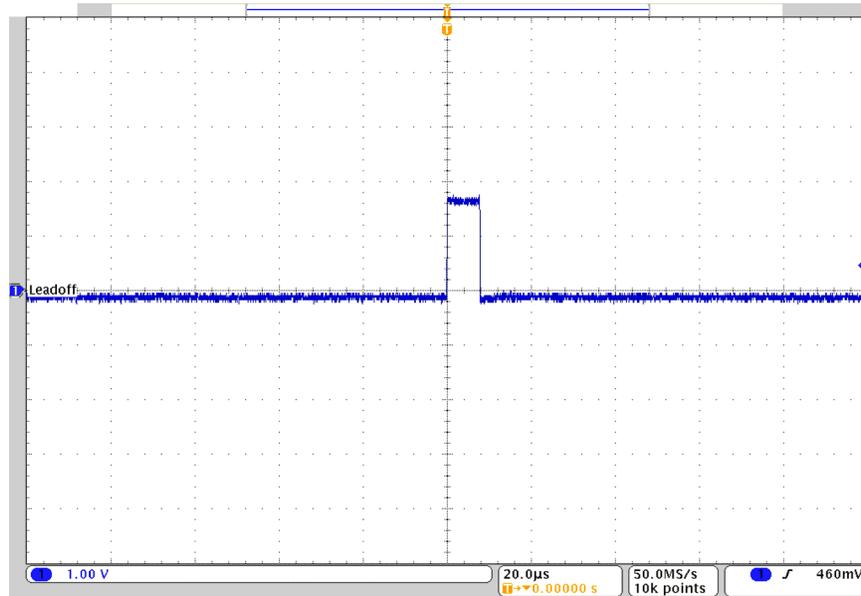


图 3-21. GPIO2 上的直流导联脱落检测中断

3.4.3 直流/直流转换器波形

图 3-22 和图 3-23 分别显示了 TPS61299 和 TPS628417 器件的输入和输出电压波形。

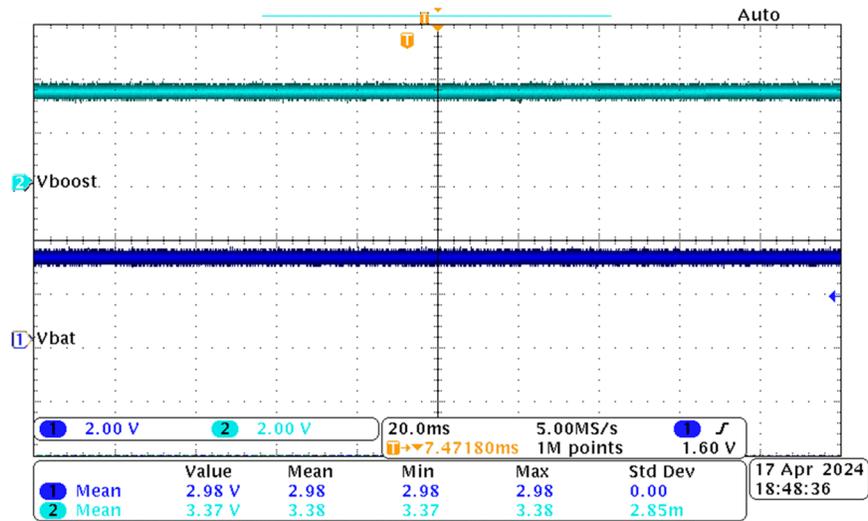


图 3-22. TPS61299 波形

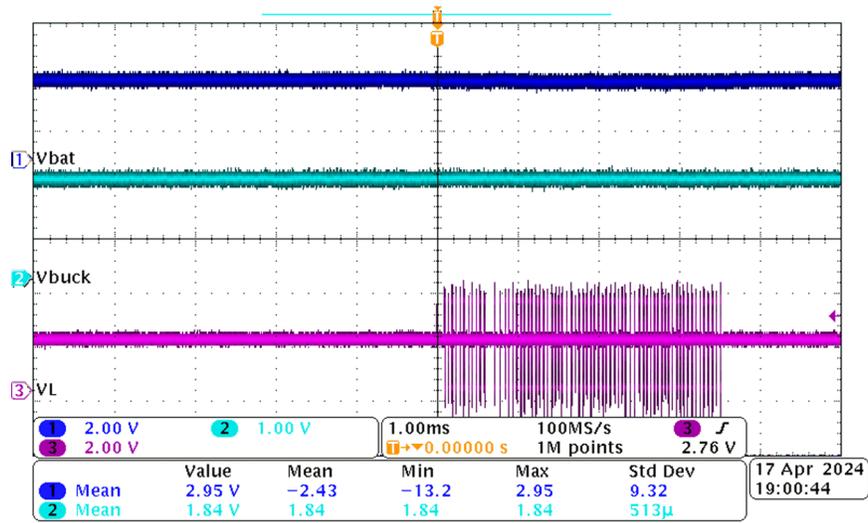


图 3-23. TPS628437 波形

3.4.4 功耗测试

贴片电路板的总功耗由为贴片电路板提供 3V 电源的功率分析仪测量。如图 3-24 所示，启用所有功能（ECG、呼吸、起搏、体温、加速器和 BLE 广播）后，平均电流测量为 1.21mA，因此使用 2 节纽扣电池（CR2032、220mAh）可以运行 15 天 5 小时。测试结果比节 2.4.3 中的计算值要小一些，因为计算值是针对最坏情况下的性能。LP-XDS110ET 还集成了用于功率测量的电路，从而支持 Code Composer Studio (CCS) 中的 EnergyTrace™ 软件。在调试期间执行功率测试很方便。

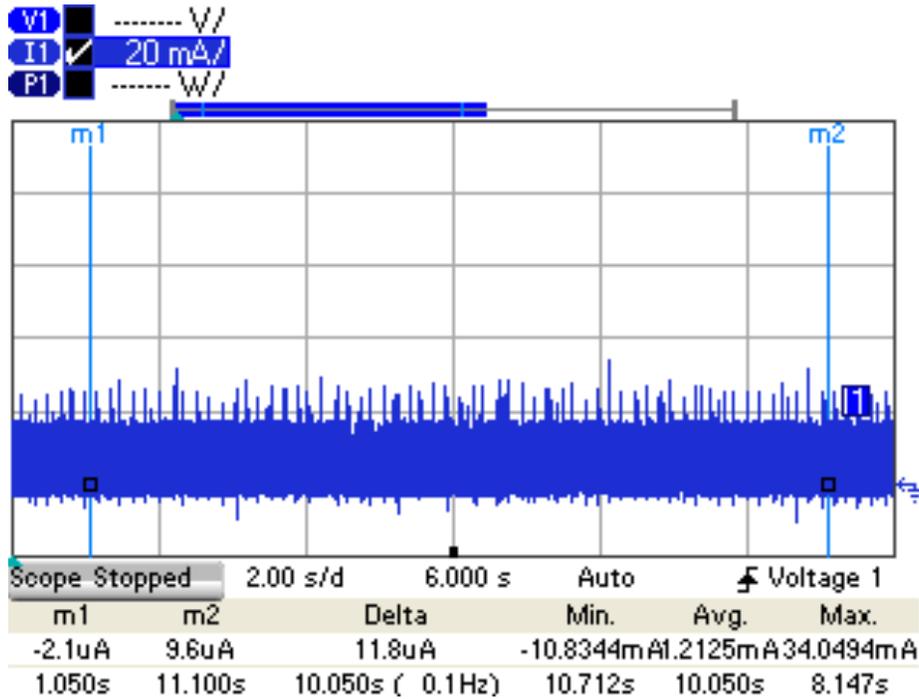


图 3-24. BLE 传输的电流消耗波形

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 [TIDA-010270](#) 中的设计文件。

4.1.2 BOM

要下载物料清单 (BOM)，请参阅 [TIDA-010270](#) 中的设计文件。

4.2 PCB 布局建议

4.2.1 主板布局

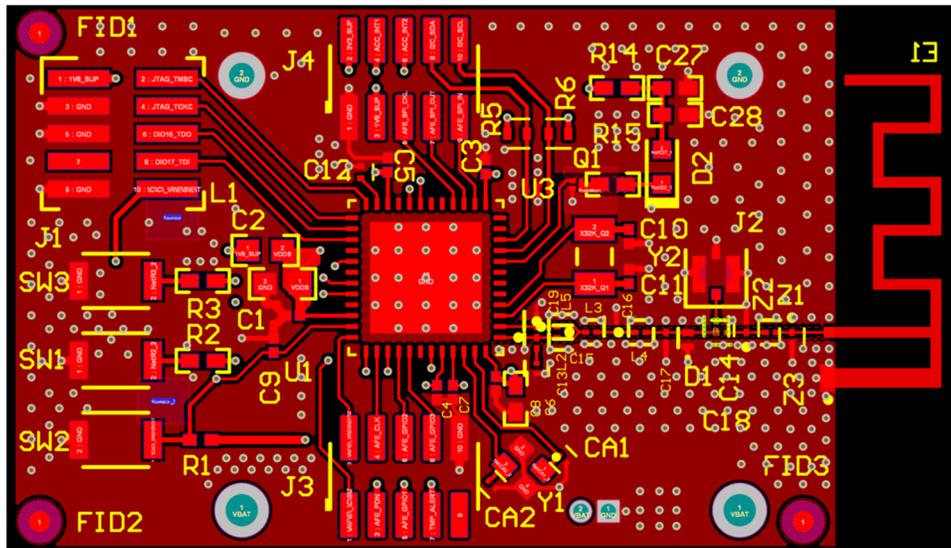


图 4-1. TIDA-010270 板的顶层

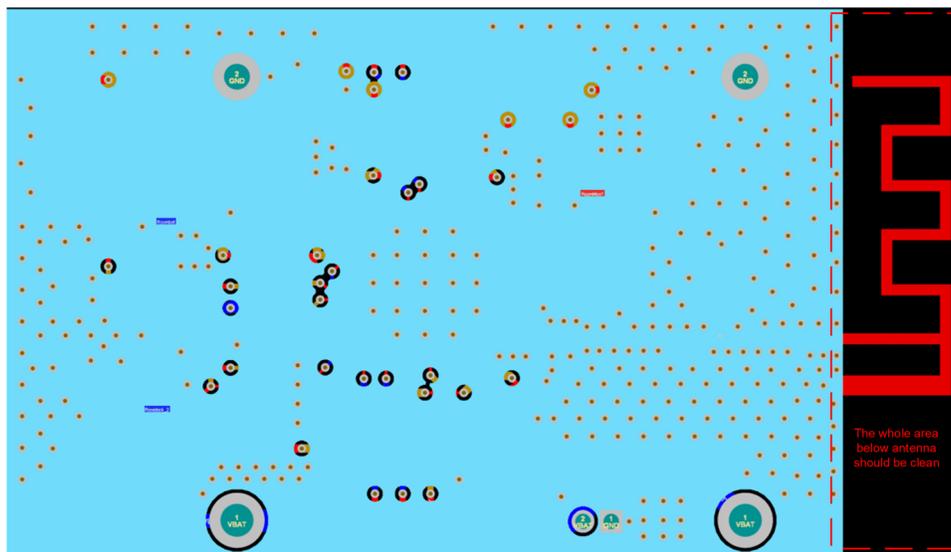


图 4-2. TIDA-010270 板的接地层

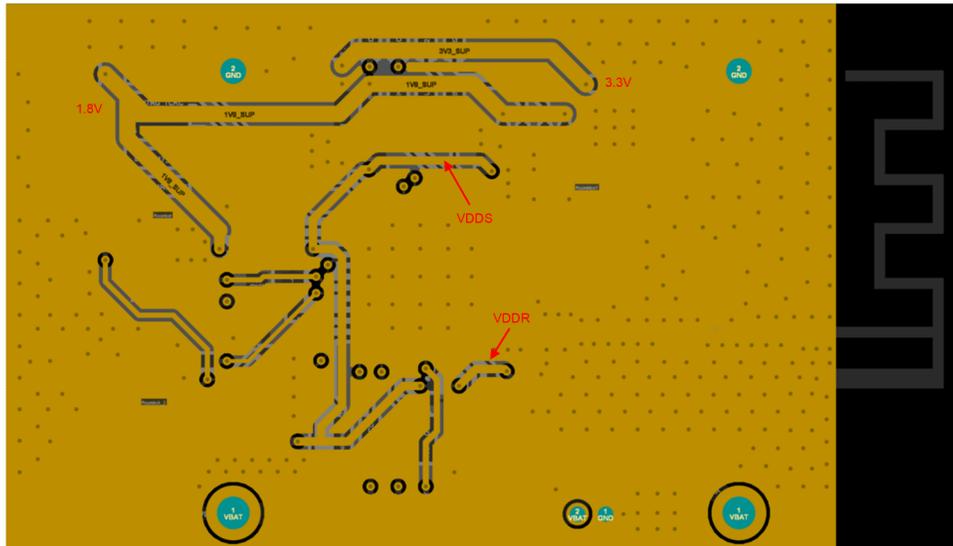


图 4-3. TIDA-010270 板的电源层

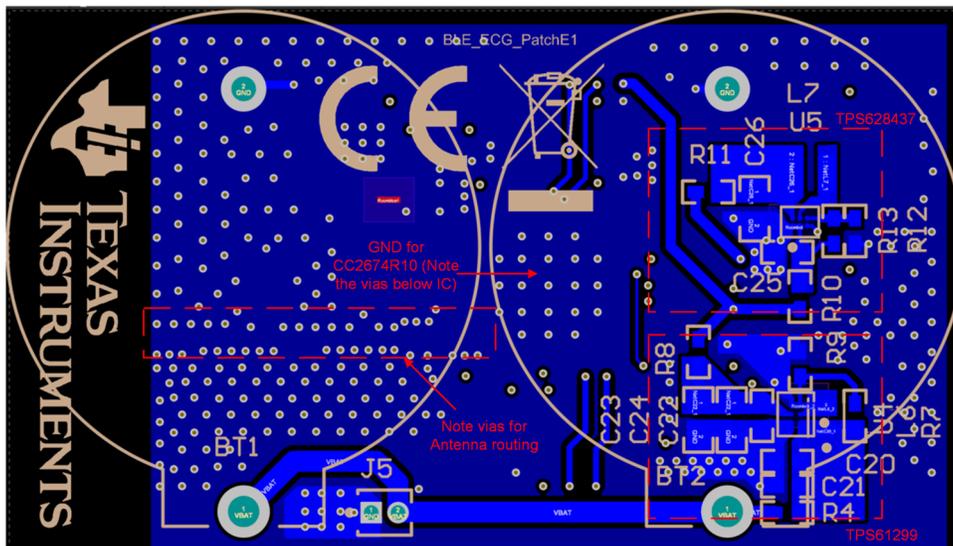


图 4-4. TIDA-01580 板的底层

图 4-5 展示了板载倒置 F 型天线的 PCB 布局。为确保信号传输，必须移除天线下方的覆铜。为匹配特征阻抗，射频路径需要是 $50\ \Omega$ 。另请参阅 [小尺寸 2.4GHz PCB 天线](#) 应用手册。

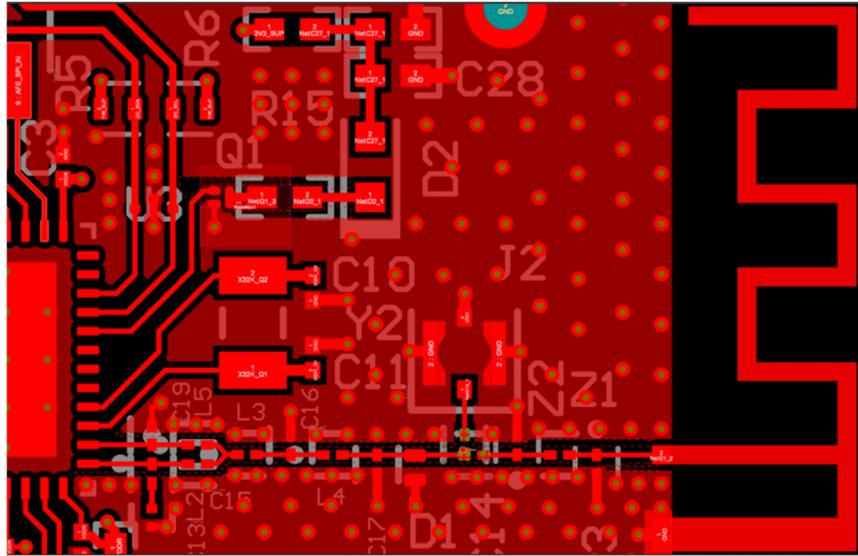


图 4-5. 天线布局

4.2.2 传感器板布局

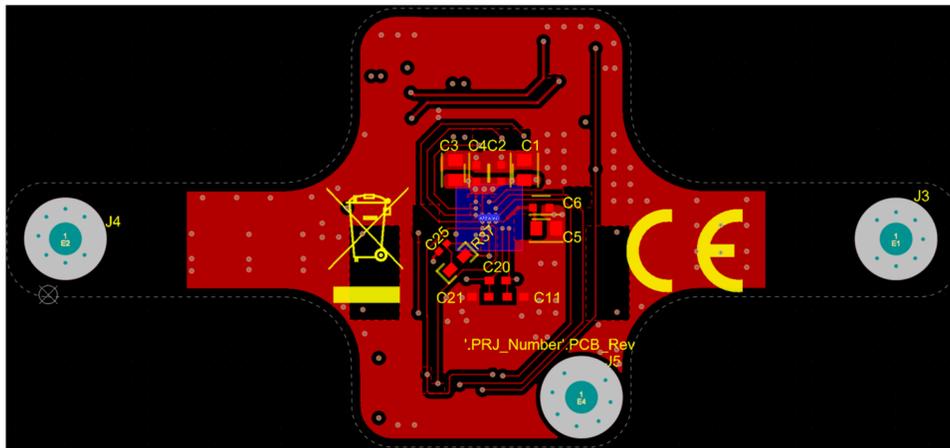


图 4-6. 传感器板顶层的布局

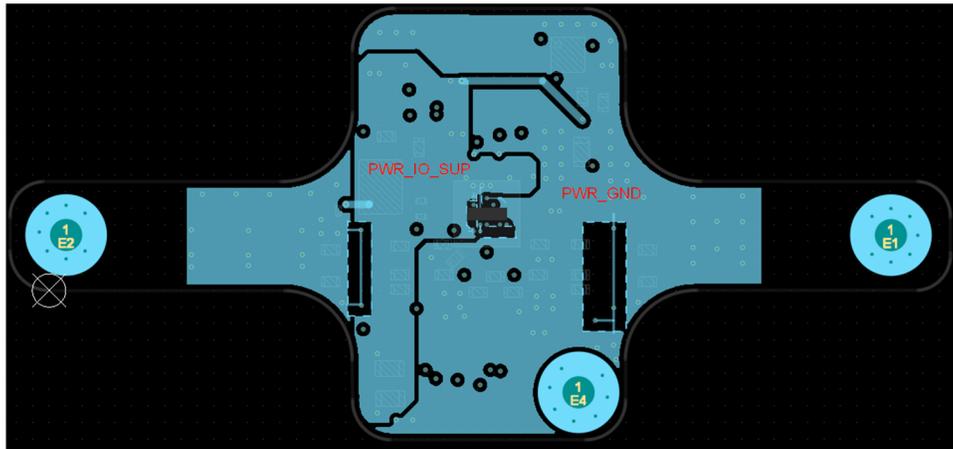


图 4-7. 传感器板电源层的布局

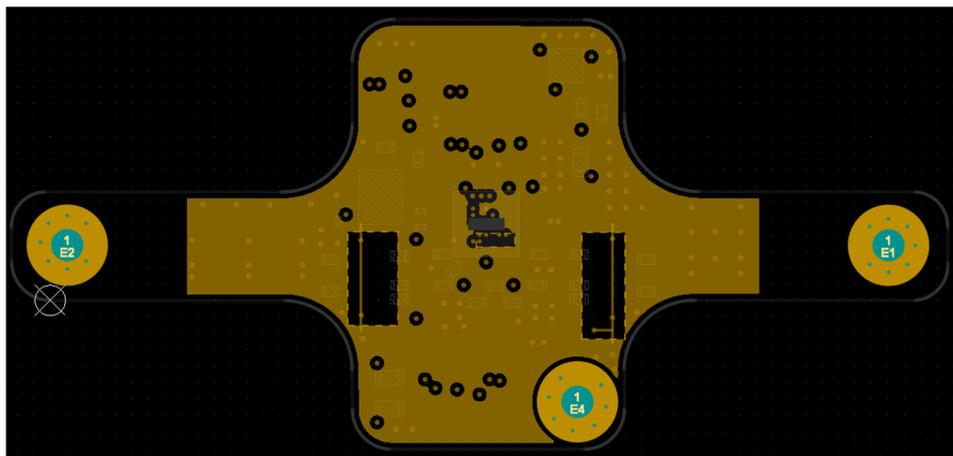


图 4-8. 传感器板 GND 层的布局

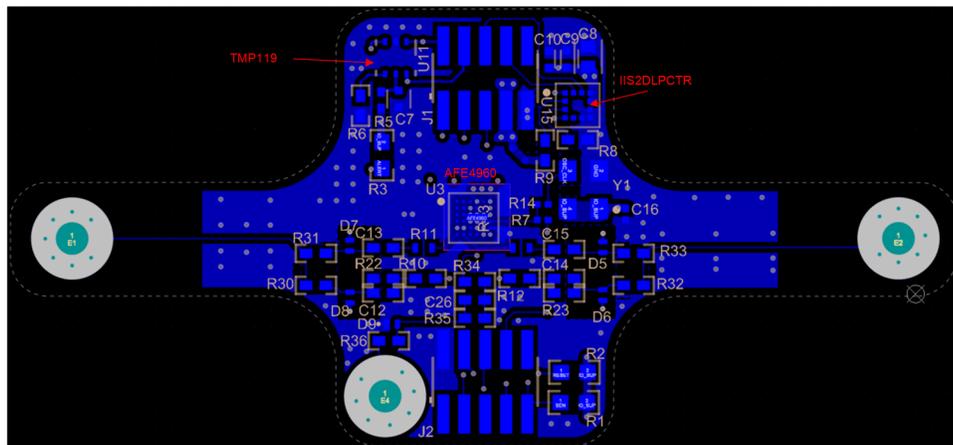


图 4-9. 传感器板底层的布局

ECG4 引脚靠近 SPI 引脚，请务必尽可能地减小 ECG4 引脚布线与 SPI 线路（尤其是 SDOUT）之间的寄生电容。因此，TI 建议将 ECG4 引脚用于 RLD 驱动，因为 RLD 驱动是强驱动节点，不易受到耦合的影响。图 4-12 展示了 ECG4 和 ECG_RLD 引脚的布线连接。

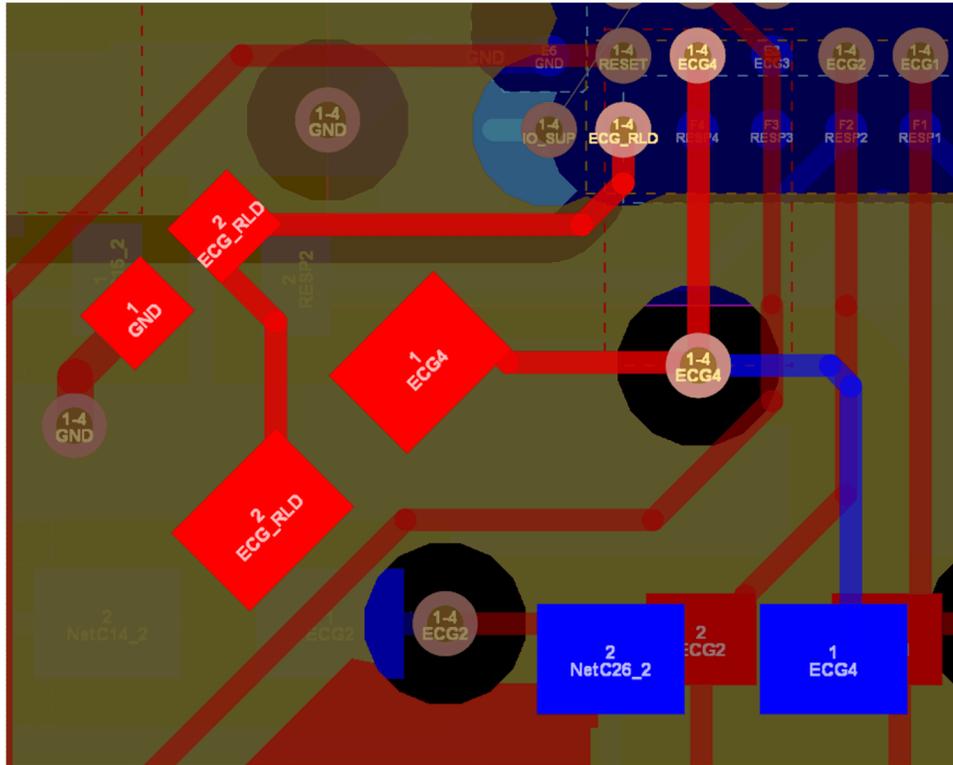


图 4-12. ECG4 和 ECG_RLD 引脚的布线连接

4.3 工具与软件

工具

WEBENCH® Circuit Designer	创建定制电源和有源滤波器电路
BT-POWER-CALC	蓝牙功耗计算器工具
LP-XDS110ET	XDS110ET 具有 EnergyTrace™ 软件的 LaunchPad™ 开发套件调试器

软件

CCSTUDIO	Code Composer Studio™ 集成式开发环境 (IDE)
SIMPLELINK-LOWPOWER-SDK	SimpleLink™ 低功耗软件开发套件 (SDK)
SIMPLELINK-CONNECT-SW-MOBILE-APP	SimpleLink Connect 移动应用程序

4.4 文档支持

1. 德州仪器 (TI), [AFE4960 用于临床可穿戴设备的双通道 ECG、呼吸和起搏脉冲检测模拟前端 \(AFE\) 数据表 SBASAE1 SBASAD4](#)
2. 德州仪器 (TI), [CC2674R10 SimpleLink™ 高性能多协议 2.4GHz 无线 MCU 数据表](#)
3. 德州仪器 (TI), [TMP119 具有 SMBus™ 和 I2C 兼容接口的超高精度、低功耗数字温度传感器数据表](#)
4. 德州仪器 (TI), [TPD1E01B04 适用于 USB Type-C 和 Thunderbolt 3 的单通道 ESD 保护二极管数据表](#)
5. 德州仪器 (TI), [TPS62843 1.8V 至 5.5V、600mA、275nA I_Q 小型降压转换器数据表](#)
6. 德州仪器 (TI), [TPS61299x/xA 具有输入电流限制和快速瞬态性能的 95nA 静态电流、5.5V 升压转换器数据表](#)

4.5 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](#)。

4.6 商标

SimpleLink™, LaunchPad™, Code Composer Studio™, EnergyTrace™, and TI 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.

所有商标均为其各自所有者的财产。

5 作者简介

MATTHEW CHEN 是德州仪器 (TI) 的系统工程师，负责为医疗保健行业开发子系统设计。Matthew 于 2021 年获得了天津仪器工程大学的硕士学位，毕业后便加入 TI。

JASON DING 是德州仪器 (TI) 的系统工程师，负责功率敏感型生物传感器系统设计。

ROGELIO ARMINO 是德州仪器 (TI) 的系统工程师，负责为医疗行业开发系统级设计。Rogelio 拥有德克萨斯大学达拉斯分校的生物医学工程学士学位，并通过毕业设计机会持续支持 UTD 工程计划。

TONY LIU 是德州仪器 (TI) 的现场应用工程师，负责为大型医疗企业提供技术支持。Tony 于 2022 年在新南威尔士大学获得了电气工程硕士学位，曾在大疆创新 (DJI) 担任硬件工程师，2023 年加入 TI。

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