

用于医疗和消费类可穿戴设备的无线 ECG、SpO2、PTT 和心率监护仪参考设计



说明

该参考设计是一款简单的可穿戴多参数患者监护仪，采用单芯片生物传感前端 AFE4900 器件，可提供同步心电图 (ECG) 和光体积描记器 (PPG) 测量。测量数据通过 CC2640R2F 器件 (支持 BLE 4.2 和 5) 传输到远程位置。该参考设计由单个 CR3032 电池供电，电池寿命为 30 天。用户可使用原始数据计算心率、血氧饱和度 (SpO2)、脉搏传导时间 (PTT) 和 ECG。两个板载发光二极管 (LED) 可为用户指示低电池电量检测和 ECG 导联脱落检测情况。

资源

TIDA-01580	设计文件夹
AFE4900 、 CC2640R2F	产品文件夹
TPS61099 、 TPS63036	产品文件夹
TPD1E10B06 、 TPS63900	产品文件夹

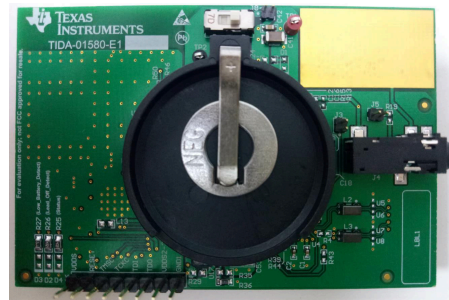
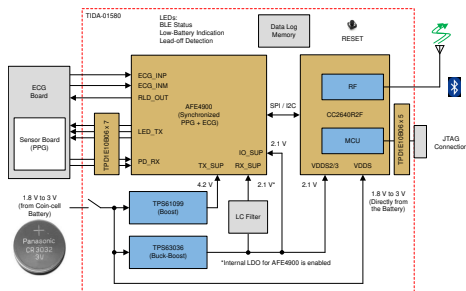


特性

- 简单可穿戴多参数患者监护仪，适用于 PPG 和 ECG
- 提供原始数据，用于计算心率、SpO2 和 PTT
- 使用单芯片生物传感前端 AFE4900 器件，可实现同步 ECG 和 PPG 测量
 - PPG (光学心率监控和 SpO2) 支持四个 LED 和三个光电二极管 (PD)，具有数字环境消减功能，可提高信噪比 (SNR)
 - ECG (导联 I) 信号
- 集成式 Arm® Cortex®-M3 和 2.4GHz 射频收发器 (CC2640R2F) 支持无线数据传输 - BLE 4.2 和 5.0
- 由 CR3032 (3V 500mA 纽扣电池) 供电，采用高效直流/直流转换器，电池寿命长达 30 天
- 外形小巧，可轻松适应可穿戴应用

应用

- 医疗传感器贴片、心电图
- 脉搏血氧仪
- 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-01580 测量的参数简介

TIDA-01580 器件可用于测量以下参数：ECG、PPG、HRM、SpO2 和 PTT。

ECG 是对心脏活动进行的电学测量，而 PPG 是对器官容积进行的光学测量。原则上，ECG 使用多个电极来测量心脏的电活动，而 PPG 使用发光二极管 (LED) 发出的具有特定波长的光照射皮肤和皮下组织来测量器官容积。这种光会被吸收、穿过人体或被反射回来。光电二极管传感器测量透射或反射的光，具体取决于该传感器相对于

LED 的放置位置。然后将光转换为电信号。在这两种情况下，信息都可用于确定人的心率，但每种应用都提供自己的一组诊断信息。**ECG** 聚焦于心肌组织的电活动，因为经过培训的心脏病医生都知道心肌收缩的确切顺序。内科医生使用 **ECG** 来诊断各种心脏疾病和异常。

PPG 可提供有关血流量和血压的更多信息。这种测量可以在人体的各个部位进行，以检查流向不同区域的血流量。在最靠近心脏主动脉（例如左臂）处测量时，可以获得有关心输出量和心脏瓣膜功能的一些附加信息。**PPG** 的优势之一是测量它时所需的皮肤接触点数量。由于用户可以通过反射光或透射光来确定 **PPG**，因此只需一个接触点即可对其进行测量。此功能可实现简单、连续且不受时间限制的测量，这对于健身追踪器等可穿戴电子设备而言是最具吸引力的优势。相比之下，**ECG** 要求测量整个心脏的电位。这意味着用户至少需要两个接触点：正极和负极。通常，此连接仅在有限的时间段内进行。

图 1-1 展示了典型的 ECG 波形 (蓝色) 和 PPG 波形 (红色)。ECG 波形中的振幅峰值与血压波到达四肢之间的时间差是另一种称为 PTT 的测量。PTT 需要同时测量 ECG 和 PPG。

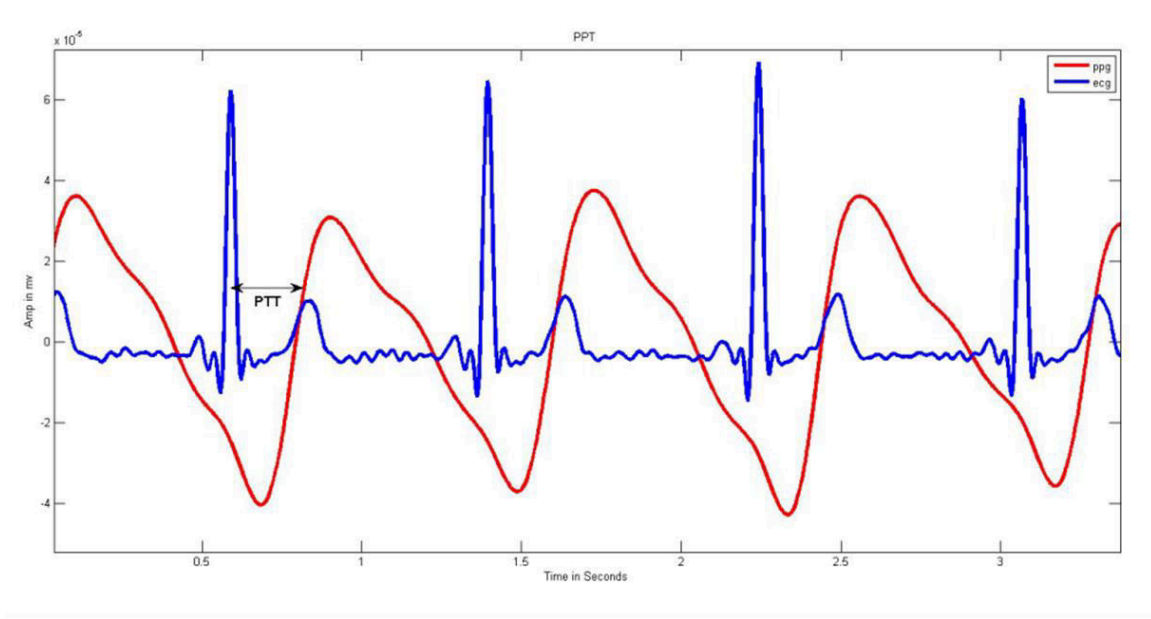


图 1-1. ECG、PPG 和 PTT 简介

由于 ECG 和 PPG 信号的频率相同，因此这两种波形都可用于计算心率。通常，绿色 LED 用于测量心率。反射式传感器中通常使用绿色 LED 来提取 PPG 信号。众所周知，绿光穿透组织的能力低于波长更长的 LED 光。因此，与其他颜色的光相比，有更多未被吸收 (反射) 的绿光从组织中发出。检测来自多个 PD 的绿光或消除来自 PD 周围多个 LED 的绿光会有所帮助。

红光和红外 (IR) 光用于脉搏血氧测定法，以估算动脉血的真实血红蛋白氧饱和度。氧合血红蛋白 (HbO₂) 吸收可见光和红外 (IR) 光的方式与脱氧血红蛋白 (Hb) 不同，前者呈鲜红色，而不是 Hb 的深棕色。动脉血对光的吸收由叠加在直流信号上的交流信号表示，表示其他物质 (如组织、静脉、毛细血管、骨骼等中的色素沉着) 对光的吸收。心脏同步交流信号电平约为直流电平的 1%。该值被称为灌注指数百分比。方程式 1 用于近似计算两个比值之比 R，且 % SpO₂ 计算如下：

$$R = \frac{\frac{\text{ACrms of Red}}{\text{DC of Red}}}{\frac{\text{ACrms of IR}}{\text{DC of IR}}} \quad (1)$$

方程式 2 给出了用于计算 SpO₂ 的标准模型。本文中经常针对医疗设备使用该模型。不过，准确的 SpO₂ 百分比是根据特定器件的两个比率之比的经验校准计算得出的。

$$\%SpO_2 = 110 - (25 \times R) \quad (2)$$

1.2 高级系统说明

通常，无线可穿戴患者监护仪与人体相连，可以测量人体的多个参数。图 1-2 展示了此类系统的高级方框图。典型的患者监护仪上有一个无线电模块或无线电 IC，由电池供电运行。可以从远程位置（如手机、平板电脑或计算机）建立通信。

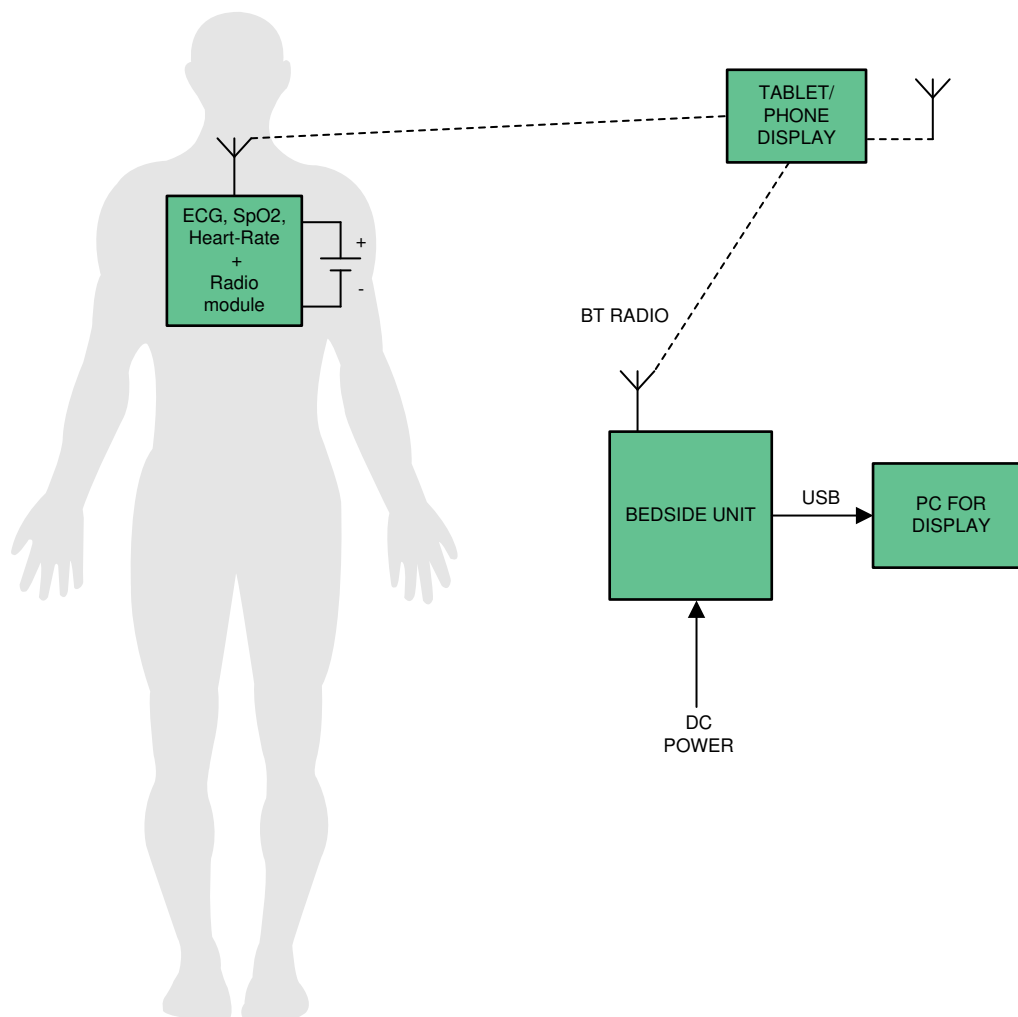


图 1-2. 系统级方框图

1.3 典型应用

- **医疗传感器贴片**：医疗传感器贴片可测量生命体征并通过无线技术 (Bluetooth®、BLE、Wi-Fi® 或 NFC) 将数据发送到远程位置。这些监护仪通常由电池供电，具有低工作电流，可实现较长的电池寿命。与床边多参数患者监护仪不同，这些解决方案尺寸非常紧凑。
- **可穿戴健身和活动监测仪**：健身监测仪可测量一个人的运动量和运动速度 (例如英里数和配速跑) 以及运动的强度 (例如通过监测心率)。通常，使用腕表或腕戴式显示器来实现控制和提供反馈。可以通过 USB 或无线 USB 软件狗将存储的数据下载到计算机中。系统的所有零件都需要超低功耗嵌入式控制器和低功耗射频进行通信。心率监测和运动输出监测 (例如跑步配速传感器或功率传感器) 需要额外的信号调节。
- **ECG**：ECG 机的基本功能包括 ECG 波形显示 (通过 LCD 显示屏或打印纸媒介)、心律指示以及简单用户界面 (通过按钮)。越来越多的 ECG 产品需要附加功能，例如使用便利媒介的病历存储、无线或有线传输以及在具有触摸屏功能的大型 LCD 屏幕上进行的 2D/3D 显示。多级诊断功能还可以协助没有受过专门 ECG 培训的医生和其他人员了解 ECG 模式及其对特定心脏病的指示。在采集 ECG 信号并对其进行数字化之后，发送该信号以进行显示和分析，其中涉及进一步的信号处理。
- **脉搏血氧仪**：脉搏血氧仪通过检测脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白的红外线和红光吸收性能来测量血氧浓度。血氧仪包含连接至患者耳垂、脚趾或手指的检测探针，并连接至数据采集系统，以便计算和显示氧饱和程度、心率和血流量。光源 (通常为 LED) 发出可见的红光和红外光。脱氧血红蛋白允许更多红外光通过并吸收更多红光。高度氧合的血红蛋白允许更多红光通过并吸收更多红外光。血氧仪检测并计算具有这些波长的光的量，该量与血红蛋白的氧饱和度 (或去饱和度) 成正比。在吸光度测量中，光的使用要求设计人员以电流作为输入信号来实现真正的光到电压的转换。

1.4 系统规格和设计特性

TIDA-01580 参考设计实现了可穿戴患者监护仪，具有以下设计特性：

- 简单的可穿戴、多参数患者监护仪，可以为计算心率、SpO2 和 PTT 提供原始数据
- 用于同步 ECG 和 PPG 测量的单芯片生物传感前端 (AFE4900 器件)
 - 市场上具有此种集成度、低功耗、尺寸和灵活性的唯一器件
 - PPG (光学心率监控和 SpO2) 支持 4 个 LED 和 3 个 PD，具有数字环境消减功能，可提高 SNR
 - ECG (导联 I) 信号
 - 超低功耗模式和集成 FIFO 的灵活性可以使 MCU 保持睡眠模式，以延长电池工作时间
- 支持 BLE 4.2 和 5.0 的无线数据传输
 - 集成式 Arm Cortex-M3 和 2.4GHz 射频收发器 (CC2640R2F 器件)
 - 内部直流/直流转换器有助于提高总体效率
 - 内置的低电池电量检测算法有助于减少外部元件
 - 通过小尺寸实现更佳的路由 (所有数字外设引脚均可路由到任意 GPIO)
- 由 CR3032 (3V、500mA 纽扣电池) 供电，可实现 100 小时的连续工作
- 低功耗 (在进行 1 秒/分钟传输的情况下可实现 30 天的电池寿命)
- 还可通过工作时间较短的 CR2032 (3V、225mA 纽扣电池) 供电
- 利用插件板方法可轻松适配自定义 PPG 传感器

1.5 主要系统规格

表 1-1 列出了 TIDA-01580 板的不同特性和规格。

表 1-1. 主要系统规格

特性	规格
输入电压 (V_{IN})	1.8V 至 3V (纽扣电池 CR3032)
TX_SUP	4.2V
RX_SUP	2.1V
IO_SUP	2.1V
用于 PPG 测量的 LED 的数量	三个 (绿色、红色和红外)
用于 PPG 测量的光电二极管的数量	两个 (对于 SFH 7072)
	一个 (对于 OCS112)
用于 ECG 测量的电极的数量	两个 (导联 I)，用于标准操作 (只需对板进行一些修改即可支持三个电极)
ECG 导联脱落检测	交流
外部存储器	支持，但未在板上装配
LED 指示	导联脱落检测
	低电池电量标志
	BLE 状态
通信	SPI
用于连接控制器的接口	8 引脚连接器 (100mil，零件号为 PRPC008SADN-RC)

2 系统概述

2.1 方框图

图 2-1 展示了 TIDA-01580 器件的高级方框图，该器件是一款简单、可穿戴的多参数患者监护仪。AFE4900 是用于同步 ECG 和 PPG 测量的单芯片生物传感前端。AFE4900 器件可以驱动 LED 并支持光电二极管的接收信号链。AFE4900 器件通过 SPI (或 I²C) 与 CC2640R2F 器件进行通信。CC2640R2F 是一款具有集成式 Arm Cortex-M3 和 2.4GHz 射频收发器的微控制器。该设计支持使用一个 JTAG 接头进行有线数据采集，并且支持使用天线通过 BLE 发送数据进行无线数据采集。

使用一个 3V、500mA 的纽扣电池 CR3032 来为板供电。升压转换器 (TPS61099) 为 AFE4900 器件的 TX_SUP 供电，该器件支持用于 PPG 测量的内部 LED 驱动器。一个降压/升压转换器 (TPS63036) 为 AFE4900 器件的 RX_SUP 和 IO_SUP 以及 CC2640R2F 器件的 VDDSD2 和 VDDSD3 供电。CC2640R2F 器件的 VDDSD 由电池直接供电。

板支持与外部数据记录存储器的连接，但当前未装配。板通过板载 LED 指示电池电源可用性、电池电量不足检测情况、BLE 连接状态和导联脱落检测情况。

主电源与外部世界之间的所有连接都受到 ESD 二极管 (TPD1E10B06) 的保护。该设计包含一个主板、一个 ECG 板和一个传感器板。

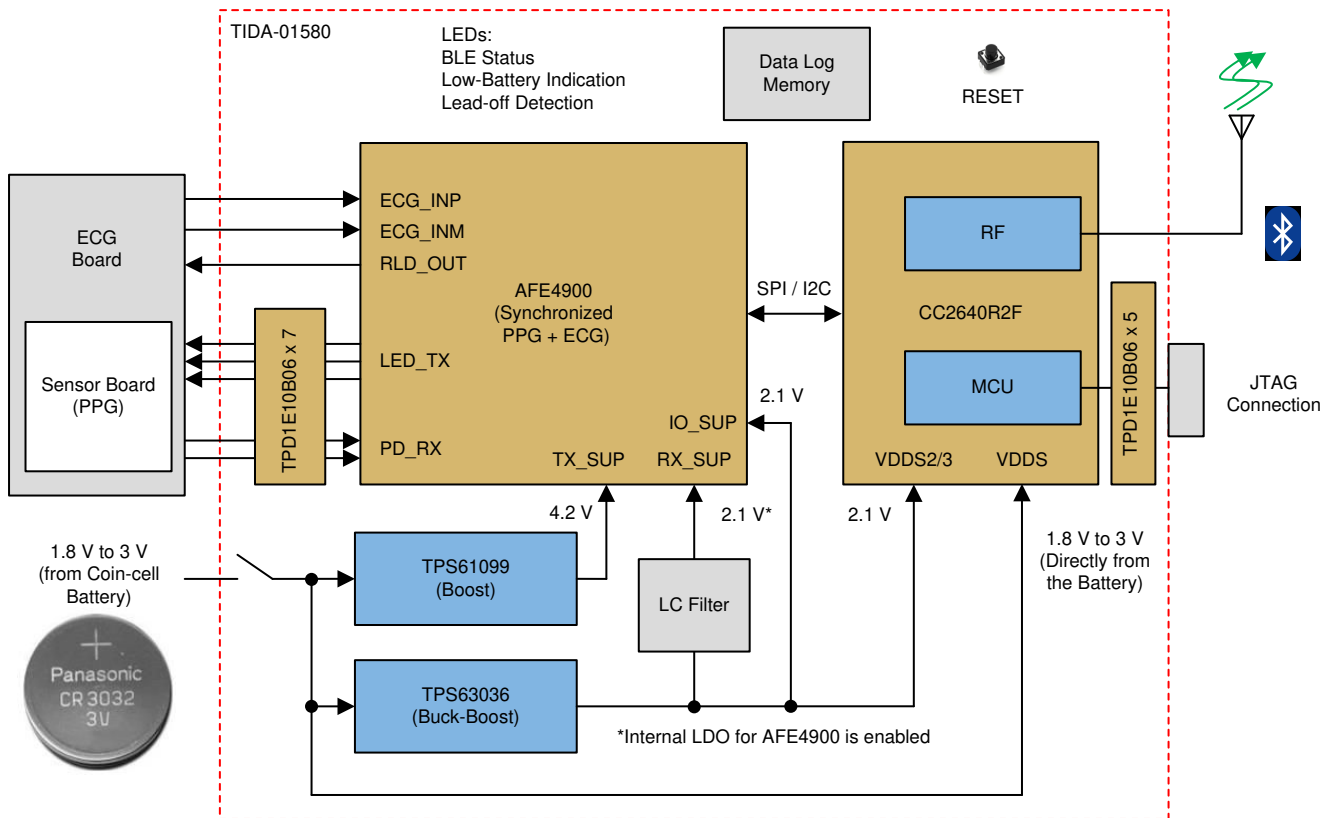


图 2-1. TIDA-01580 方框图

2.2 主要产品

以下各节介绍主要器件的关键特性。

2.2.1 AFE4900

AFE4900 器件是一款用于同步 ECG 和 PPG 信号采集的模拟前端 (AFE)。该器件还可用于心率监测 (HRM) 和 SpO₂ 测量等光学生物传感应用。PPG 信号链支持多达四个开关 LED 以及多达三个 PD。LED 可以使用完全集成的 LED 驱动器打开。PD 的电流通过跨阻放大器 (TIA) 转换为电压，并使用模数转换器 (ADC) 进行数字化。ECG 信号链具有一个连接至同一 ADC 的仪表放大器 (INA)，该放大器具有可编程增益。右腿驱动 (RLD)

放大器组可用于对 ECG 输入引脚进行偏置。支持交流和直流导联脱落检测方案。来自 PPG 和 ECG 各阶段的 ADC 代码可以存储在 128 样本先入先出 (FIFO) 块中, 并使用 I²C 或 SPI 进行读取。

2.2.2 CC2640R2F

CC2640R2F 器件是一款面向 BLE 4.2 和 5 应用的无线 MCU。该器件属于 SimpleLink™ 超低功耗 CC26xx 系列, 该系列包含众多具有成本效益的 2.4GHz 射频器件。该器件具有很低的有源射频和 MCU 电流消耗以及低功耗模式电流消耗, 可实现卓越的电池寿命, 并支持由小型纽扣电池供电以及在能量收集应用中运行。SimpleLink BLE CC2640R2F 器件包含一个以 48MHz 频率运行的 32 位 Arm Cortex-M3 内核作为主处理器, 还包含丰富的外设特性集, 其中包括一个独特的超低功耗传感器控制器。该传感器控制器非常适合连接外部传感器, 还适用于在系统其余部分处于睡眠模式的情况下自主收集模拟和数字数据。因此, CC2640R2F 器件成为要求电池寿命较长、尺寸小巧且易于使用的各类应用的理想选择。CC2640R2F 无线 MCU 的电源和时钟管理以及无线电系统需要采用特定的配置并由软件进行处理 (已在 TI-RTOS 中实现) 才能正常运行。

2.2.3 TPS61099

TPS61099 升压转换器采用迟滞控制拓扑来以最小静态电流实现最高的效率。TPS61099 器件在轻负载情况下仅消耗 1 μ A 的静态电流, 在 10 μ A 负载下可实现高达 75% 的效率 (固定输出电压版本)。此外, TPS61099 器件还可在 3.3V 至 5V 转换过程中支持高达 300mA 的输出电流, 在 200mA 负载条件下可实现高达 93% 的效率。TPS61099 器件还为不同应用提供降压模式和直通操作。在降压模式下, 即使输入电压高于输出电压, 输出电压仍可调节为目标值。在直通模式下, 输出电压与输入电压保持一致。当 $V_{IN} > V_{OUT} + 0.3V$ 时, TPS61099x 器件退出降压模式并进入直通模式。禁用后, TPS61099x 器件仍支持真正的关断功能, 从而将负载从输入电源电压断开以降低电流消耗。TPS61099x 器件提供可调节输出电压版本和固定输出电压版本。TPS61099x 器件可采用 6 焊球 1.23mm x 0.88mm WCSP 封装。

2.2.4 TPS63036

TPS63036 是一款同相降压/升压转换器, 能够对输入电源实施升压或降压操作并最终提供稳定的输出电压。该降压/升压转换器基于一个频率固定的脉宽调制 (PWM) 控制器, 使用同步整流实现最高的效率。在负载电流较低的情况下, 该转换器会进入省电模式, 以在宽负载电流范围内保持高效率。可以禁用省电模式, 从而强制转换器以固定开关频率运行。开关内的最大平均电流被限制在 1000mA (典型值)。可使用一个外部电阻分压器对输出电压进行编程。可通过禁用转换器来最大限度地减少电池消耗。

2.2.5 TPD1E10B06

TPD1E10B06 器件是一款采用小型 0402 封装的单通道静电放电 (ESD) 瞬态电压抑制 (TVS) 二极管。这款 TVS 保护产品提供 $\pm 30kV$ 接触 ESD 和 $\pm 30kV$ IEC 气隙保护, 并具有一个带背靠背 TVS 二极管的 ESD 钳位电路, 用于支持双极或双向信号。0402 封装是一种业界通用的封装, 便于将元件安装到节省空间的应用中。

2.3 系统设计理论与设计注意事项

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)。

2.3.1 AFE4900 和电源

图 2-2 展示了 AFE4900 器件的不同连接。

AFE4900 器件需要三个电源: TX_SUP、RX_SUP 和 IO_SUP。使用 TPS61099 器件生成 TX_SUP (4.2V)。使用 TPS63036 器件生成 RX_SUP (2.1V)。IO_SUP 与 RX_SUP 相同。

对于 PPG 测量, 使用 TX2、TX3 和 TX4 引脚驱动 LED (该设计中未连接 TX1)。使用连接到 INP-INM 和 INP2-INM2 引脚的 PD 检测反射的信号 (该设计中未连接 INP3-INM3 引脚)。

对于 ECG 测量, 来自电极的信号连接到 INP_ECG 和 INM_ECG 引脚。RLD_OUT 引脚提供右腿驱动信号。

BG 引脚连接到内部带隙电压。使用板上的 0.1 μ F 电容器 (C11) 对 BG 引脚进行去耦。

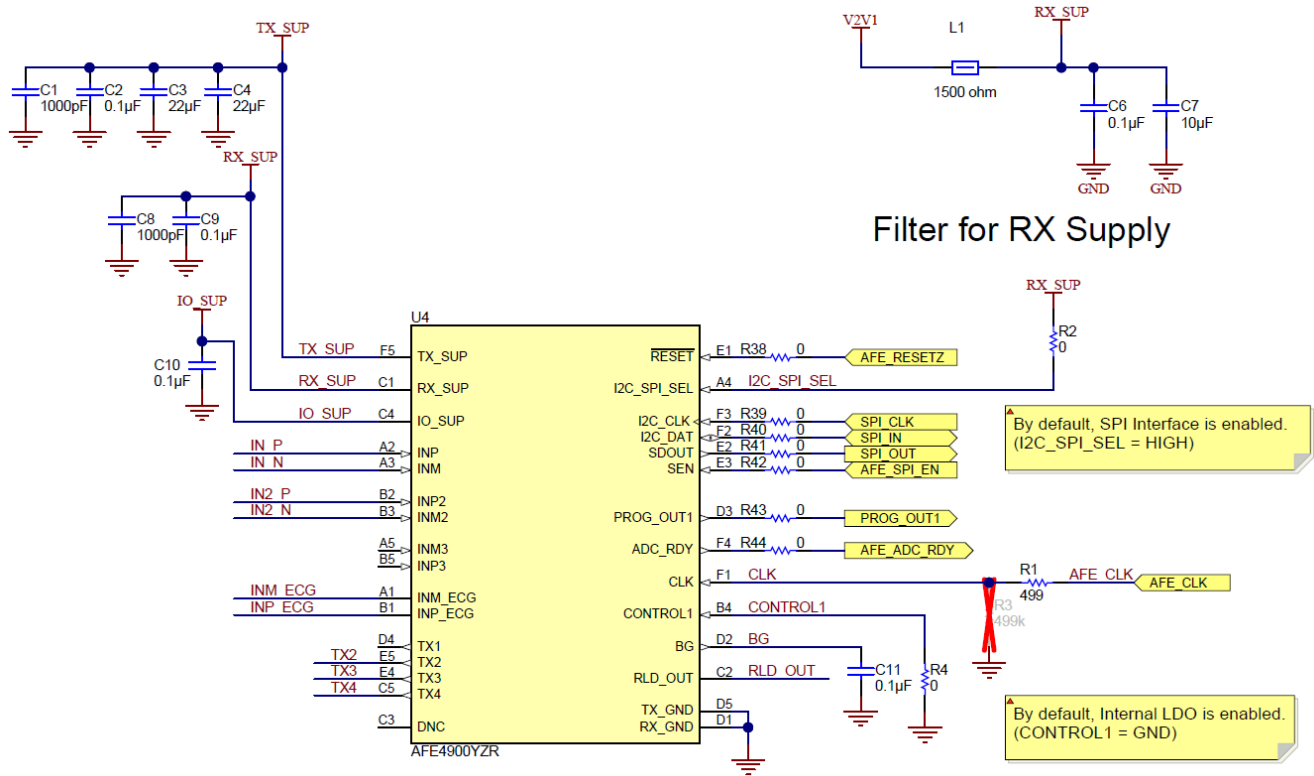


图 2-2. AFE4900 连接原理图

对于 AFE4900 器件，使用由铁氧体磁珠 L1 以及电容器 C6 和 C7 构成的 LC 滤波器对 RX_SUP 进行滤波。

表 2-1 列出了 AFE4900 与 CC2640R2F 器件之间的连接。

表 2-1. AFE4900 与 CC2640R2F 之间的连接

AFE4900 引脚编号	功能	CC2640R2F 引脚编号	功能	注释
E1	/RESET	6	DIO_1	对 AFE 进行复位
A4	I2C_SPI_SEL	不适用	不适用	在 SPI 和 I ² C 之间进行选择。对于该设计，选择了 SPI，因此该引脚通过一个 0Ω 的电阻器 (R2) 连接到 RX_SUP。
F3	I2C_CLK	16	DIO_10	SPI_CLK
F2	I2C_DAT	14	DIO_8	SPI_IN
E2	SDOUT	15	DIO_9	SPI_OUT
E3	SEN	5	DIO_0	AFE_SPI_EN
D3	PROG_OUT1	21	DIO_15	
F4	ADC_RDY	28	DIO_18	ADC 就绪信号
F1	CLK	29	DIO_19	AFE 时钟
B4	CONTROL1	不适用	不适用	启用或禁用内部 LDO。对于该设计，启用了内部 LDO，因此该引脚通过一个 0Ω 的电阻器 (R4) 连接到 GND。

2.3.2 CC2640R2F 微控制器

图 2-3 展示了 CC2640R2F MCU 配置的原理图。

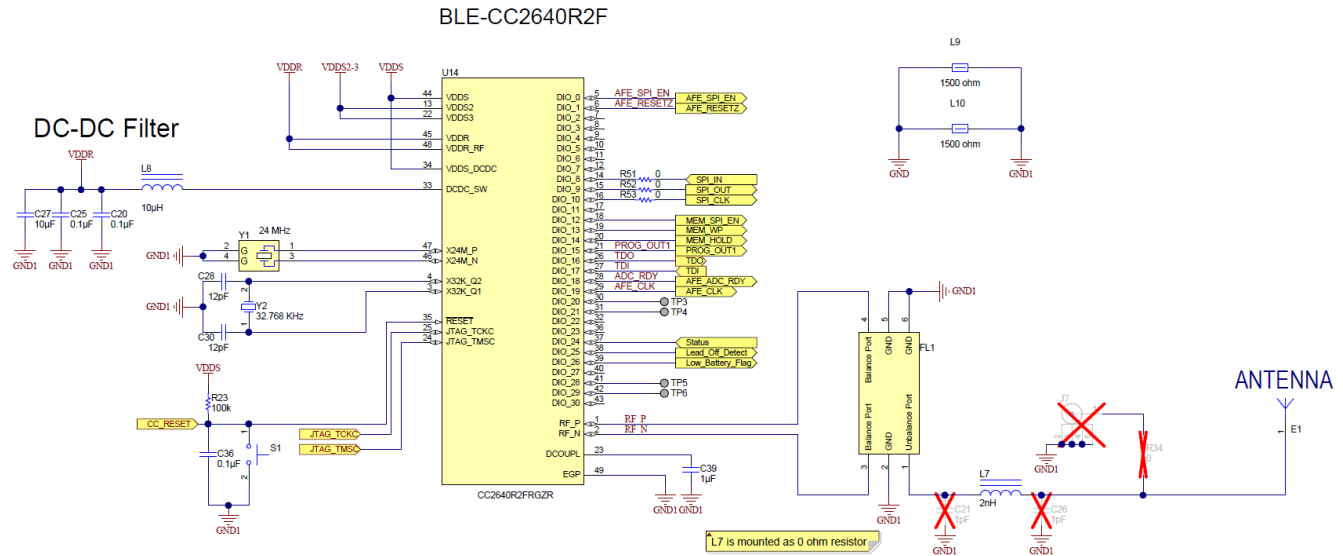
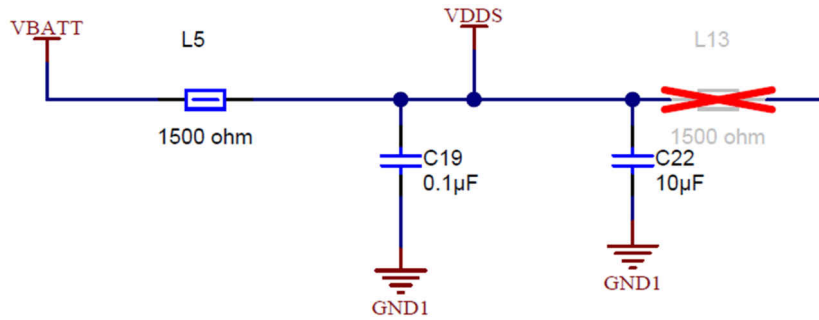


图 2-3. CC2640R2F MCU 原理图

通过使用 TPS63036 器件获得 MCU 的 VDSS 电源 (2.1V)。使用 CC2640R2F MCU 的内部直流/直流转换器生成 VDDR 电源，L8、C20、C25 和 C27 构成该转换器的滤波器组件。Y1 是 24MHz 的高频外部时钟，Y2 是 32kHz 的低频外部时钟。CC2640R2F MCU 的 GPIO 引脚 (DIO_0 至 DIO_30) 与不同的功能模块 (如存储器接口线、AFE4900 接口线、SPI 通信、LED 驱动器等) 相连接。

射频前端用于具有内部偏置的差分端配置。平衡-非平衡变压器 LFB182G45BG5D920 器件用于射频前端并根据应用进行调整。J7 是用于传导射频测量 (如果需要) 的连接器的。天线是 PCB 天线。

VDDS Decoupling Capacitors



VDDS2-3 Decoupling Capacitors

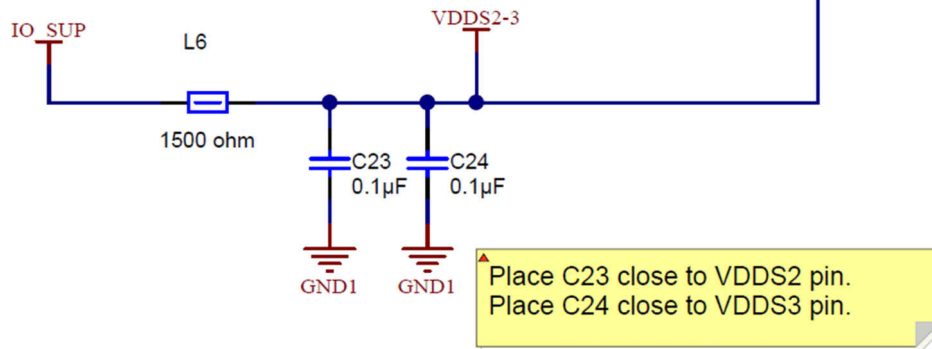


图 2-4. CC2640R2F MCU 去耦

VBATT 通过 L5 (GHz 噪声抑制芯片铁氧体磁珠) 连接到 VDDS，为 MCU 提供低噪声电源电压。C19 和 C22 是去耦电容器。一个 2.1V 电压通过 L6 (GHz 噪声抑制芯片铁氧体磁珠) 连接到 VDDS2 和 VDDS3 引脚，为 MCU 提供低噪声电源电压。C23 和 C24 是去耦电容器 (请参阅图 2-4)。

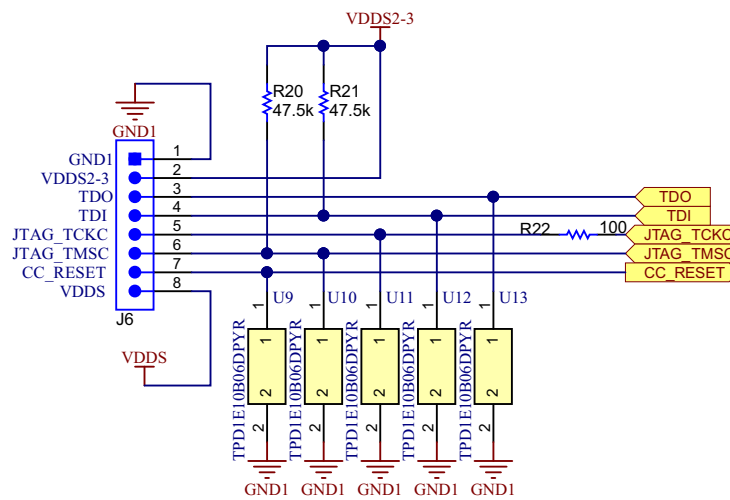


图 2-5. MCU 编程连接器

使用一个 JTAG 接头对 MCU 进行编程，如图 2-5 所示。通过德州仪器 (TI) 的 ESD 二极管 (TPD1E10B06DPYR) 对连接器输入进行保护。TPD1E10B06 器件是一款采用小型 0402 封装的单通道 ESD

TVS 二极管。这款 TVS 保护产品提供 $\pm 30\text{kV}$ 接触 ESD 和 $\pm 30\text{kV}$ IEC 气隙保护，并具有一个带背靠背 TVS 二极管的 ESD 钳位电路，用于支持双极或双向信号。

2.3.3 PPG 测量

对于 PPG 测量，单个封装中使用了三个 LED 和两个 PD。表 2-2 列出了有关 OCS112 (由 Taiwan Biophotonic Co. 提供) 和 SFH7072 (由 OSRAM® 提供) 的详细信息。

表 2-2. 光学传感器

传感器	OCS112	SFH7072
LED 数量	3	4
PD 数量	1	2
LED1 颜色	红色	绿色
LED1 波长	655nm	526nm
LED2 颜色	红外	绿色
LED2 波长	945nm	526nm
LED3 颜色	绿色	红色
LED3 波长	525nm	660nm
LED4 颜色	-	红外
LED3 波长	-	950nm
LED1 VF (典型值)	2.1	1.3
LED1 VF (最大值)	2.4	1.8
LED2 VF (典型值)	1.4	2.1
LED2 VF (最大值)	1.55	2.8
LED3 VF (典型值)	3.2	3
LED3 VF (最大值)	3.7	3.4
LED4 VF (典型值)	-	3
LED4 VF (最大值)	-	3.4

基于光学传感器中可用的 LED 和 PD，传感器板被设计为可安装在具有 5 引脚连接器的主板上。所有 LED 都配置为推挽模式 (共阳极模式)。有关连接图，请参阅图 2-6 和图 2-7。

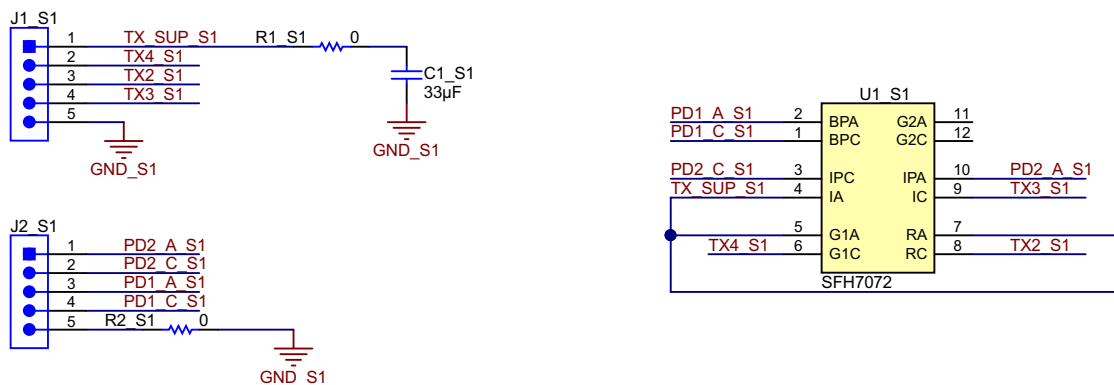


图 2-6. 采用 SFH 7072 器件的传感器板原理图

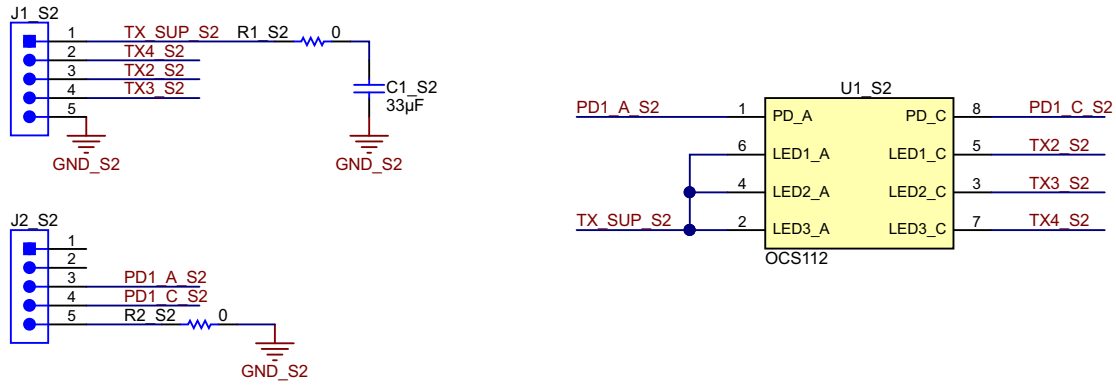


图 2-7. 采用 OCS112 器件的传感器板原理图

传感器板使用 J1 和 J2 连接器安装在主板上，如图 2-8 所示。

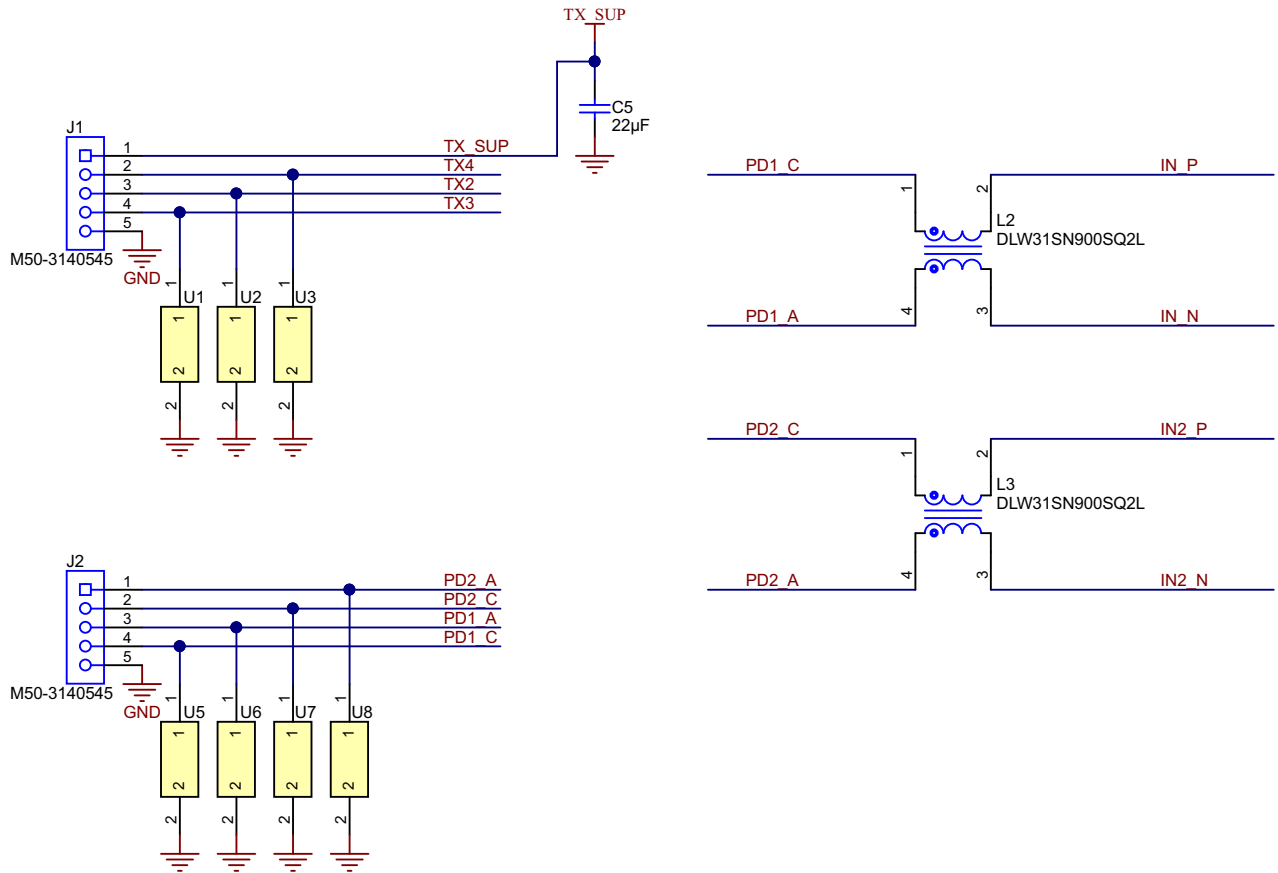


图 2-8. 主板上传感器板与 AFE4900 器件之间的 PPG 连接

J1 连接器具有 5 个引脚：TX_SUP、TX 驱动引脚和 GND。J2 连接器具有 5 个引脚：PD 1 阳极和阴极、PD 2 阳极和阴极以及 GND。使用德州仪器 (TI) 的 ESD 二极管 (TPD1E10B06DPYR) 对连接器输入进行保护。TPD1E10B06 器件是一款采用小型 0402 封装的单通道 ESD TVS 二极管。这款 TVS 保护产品提供 $\pm 30\text{kV}$ 接触 ESD 和 $\pm 30\text{kV}$ IEC 气隙保护，并具有一个带背靠背 TVS 二极管的 ESD 钳位电路，用于支持双极或双向信号。使用一个 $33\mu\text{F}$ 电容器对 TX_SUP 引脚进行去耦。

使用 SMD 共模扼流圈 (规格为 90Ω (100MHz)、370mA、DCR $300\text{m}\Omega$) 对 PD 信号进行滤波。扼流圈有助于提高对外部共模噪声信号的抗扰度，并提高系统的整体 SNR。

2.3.4 ECG 测量

可以使用两个电极或三个电极进行单导联 ECG 测量。获取右臂电极和左臂电极之间的差分信号作为 ECG 信号。RLD 电极用于设置人体偏置。信号滤波可以是一阶滤波或二阶滤波（基于频率滚降要求）。可以将电极与皮肤的接触阻抗建模为一个包含 620kΩ 电阻和 4700pF 电容的并联 R-C 电路。

NOTE

有关更新的电极接口电路，请参阅 AFE4900 数据表。

2.3.4.1 两电极配置

该配置不使用第三根导线或第三个接头来实现 RLD。通过使用电阻分压器网络为输入端提供共模电压，如图 2-9 所示。使用电容器对来自电极的信号进行交流耦合。

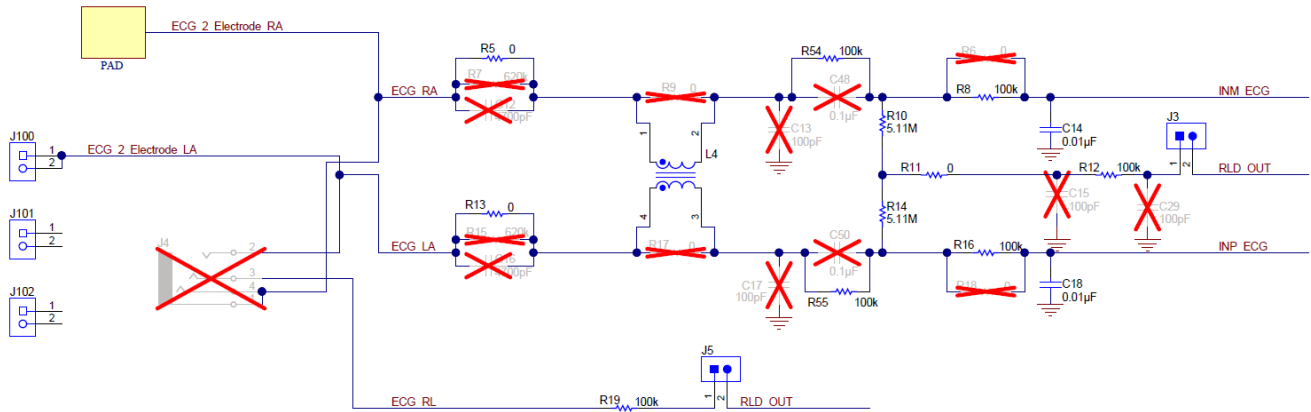


图 2-9. 用于 ECG 测量的接口 (两个电极)

2.3.4.2 三电极配置

该配置使用第三根导线或第三个接头来实现 RLD。使用图 2-10 所示的 RLD 端子为输入提供共模电压。来自电极的信号直接连接至 AFE 的输入端。应使用金属垫进行人体连接。

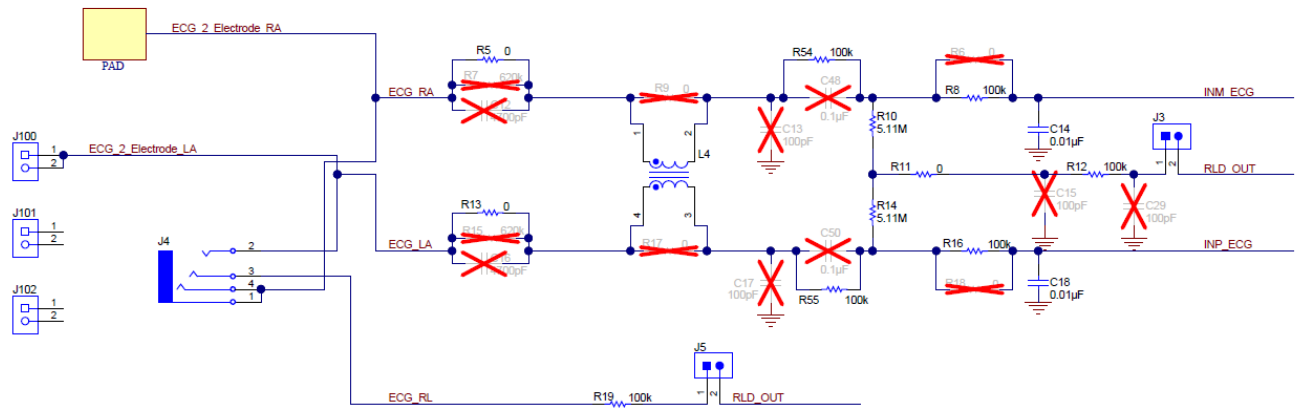


图 2-10. 用于 ECG 测量的接口 (三个电极)

NOTE

在与皮肤电极接触阻抗可能很高的干电极结合使用时，应注意确保 ECG 信号链的输入阻抗（包括外部接口元件的贡献）非常高。有关建议值，请参阅最新的 AFE4900 数据表。

在这两种配置中，应根据低通滤波器截止要求选择串联保护电阻器和电容器。应使用连接器 J4 通过 3 引脚 ECG 电缆连接人体。

2.3.5 选择用于驱动 LED 的 TX 电源 (TX_SUP) 值

表 2-3 展示了建议的 TX_SUP 电压范围 (取自 AFE4900 器件数据表)。

表 2-3. 建议的 TX_SUP 值

		最小值	最大值	单位
RX_SUP 接收器电源电压	绕过 LDO	1.8	1.9	V
	启用 LDO	2.0	最小值 (3.6, TX_SUP)	
IO_SUP I/O 电源电压		1.7	RX_SUP	V
TX_SUP 发送器电源电压	当以最大电流设置运行时	3.0 或 (0.3 + V _{HR} + V _{LED}) ⁽¹⁾ , 以较大者为准		V
	数字输入	0	IO_SUP	V
	模拟输入	0	RX_SUP	V
T _A	工作温度范围	-20	70	°C

(1) V_{LED} 指外部 LED 上的最大电压降 (处于最大 LED 电流)。该值通常由 LED 的正向电压降 (V_{FB}) 控制。V_{HR} 指 LED 驱动器的余量电压，表 2-4 针对各种 LED 电流设置列出了这些余量电压。额外的 0.3V 是建议的裕量。

表 2-4 展示了余量电压 V_{HR}。

表 2-4. 余量电压

ILED_FS 寄存器 控制	一个 LED 驱动器打开		两个 LED 驱动器打开，通过一个 LED		两个 LED 驱动器打开，通过两个 LED	
	满量程电流 ⁽¹⁾	V _{HR} ⁽²⁾	满量程电流 ⁽¹⁾	V _{HR} ⁽²⁾	满量程电流 ⁽¹⁾	V _{HR} ⁽²⁾
0	50mA	320mV	100mA	370mV	50mA	345mV
1	100mA	600mV	200mA	650mV	100mA	625mV

(1) 每个 LED 的满量程电流。

(2) LED 驱动器所需的典型电压余量。

$$TX_SUP = V_{LED} + V_{HR} + 0.3 = 3.2 + 0.625 + 0.3 = 4.125V$$

选择 TX_SUP = 4.2V。

2.3.6 生成用于驱动 LED 的 TX 电源电压

表 2-5. TX_SUP 的规格

参数	值
输入电压	1.8V 至 3.0V
输出电压	4.2V
输出电流	50mA
输出电压纹波	±50mV

2.3.6.1 对输出电压进行编程

根据 方程式 3 将输出电压编程为 4.2V，其中，V_{REF} = 1.0V。为获得最佳精度，通过 R36 的电流应为 FB 引脚泄漏电流的 100 倍。

$$V_{OUT} = V_{REF} \times \frac{R35 + R36}{R36} \quad (3)$$

由于 V_{OUT} = 4.2V 和 R36 = 100kΩ，因此 R35 = 320kΩ。TI 建议使用高精度电阻器以获得更佳的输出电压精度。TIDA-01580 器件使用两个具有 0.5% 容差的电阻器。

2.3.6.2 最大输出电流

TPS61099 器件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。

方程式 4 显示 $I_{OUT(max)} = 300\text{mA}$ ($V_{IN} = 1.8\text{V}$, $I_{LIM} = 1\text{A}$, $I_{LH} = 350\text{mA}$, $\eta = 85\%$, $V_{OUT} = 4.2\text{V}$)。

$$I_{OUT(max)} = \frac{V_{IN} \times \left(I_{LIM} - \frac{I_{LH}}{2} \right) \times \eta}{V_{OUT}} \quad (4)$$

2.3.6.3 输入和输出电容器选型

为了实现最佳的输出和输入电压滤波，TI 建议使用低 ESR X5R 或 X7R 陶瓷电容器。输入电容器可更大限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。使用一个值为 $10\ \mu\text{F}$ 的输入电容器 (C47) 来改善稳压器的瞬态行为和整个电源电路的 EMI 行为。TI 建议将一个陶瓷电容器放置在尽可能靠近 IC 的 VIN 和 GND 引脚的位置。

对于 VOUT 引脚的输出电容器，将陶瓷电容器 (C49 和 C53) 放置在尽可能靠近 IC 的 VOUT 和 GND 引脚的位置。必须将这些电容器放置在尽可能靠近 IC 的 VOUT 和 GND 引脚的位置。从功率级的角度而言，输出电容器设置转换器的转角频率，而电感器生成右半平面零点。因此，对于较大的电感器，必须使用较大的输出电容器。TPS61099x 器件经过优化，可与 $1\ \mu\text{H}$ 至 $2.2\ \mu\text{H}$ 的电感器配合使用，因此最小输出电容器值为 $20\ \mu\text{F}$ (标称值)。在 PWM 模式下，增大输出电容器可以减小输出纹波。

2.3.6.4 开关频率

可以使用 方程式 5 来计算开关频率。

$$f = \frac{V_{IN} \times (V_{OUT} - V_{IN} \times \eta)}{L \times I_{LH} \times V_{OUT}} = \frac{1.8 \times (4.2 - 1.8 \times 0.85)}{2.2\ \mu\text{H} \times 0.35 \times 4.2} = 1.48\ \text{MHz} \quad (5)$$

图 2-11 展示了升压转换器 TPS61099 的原理图。

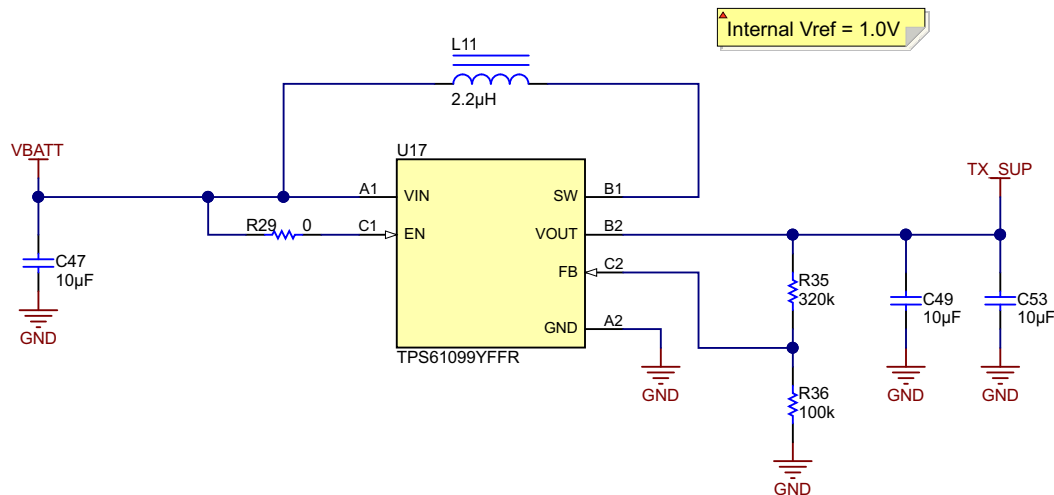


图 2-11. TPS61099 升压转换器 ($V_{OUT} = 4.2\text{V}$)

2.3.6.5 TPS61099 升压转换器的 WEBENCH® 仿真

图 2-12 和 图 2-13 展示了 TPS61099 升压转换器的 WEBENCH® 仿真。对于任何自定义要求，可以从 TPS61099 产品页面 获取相应的仿真。

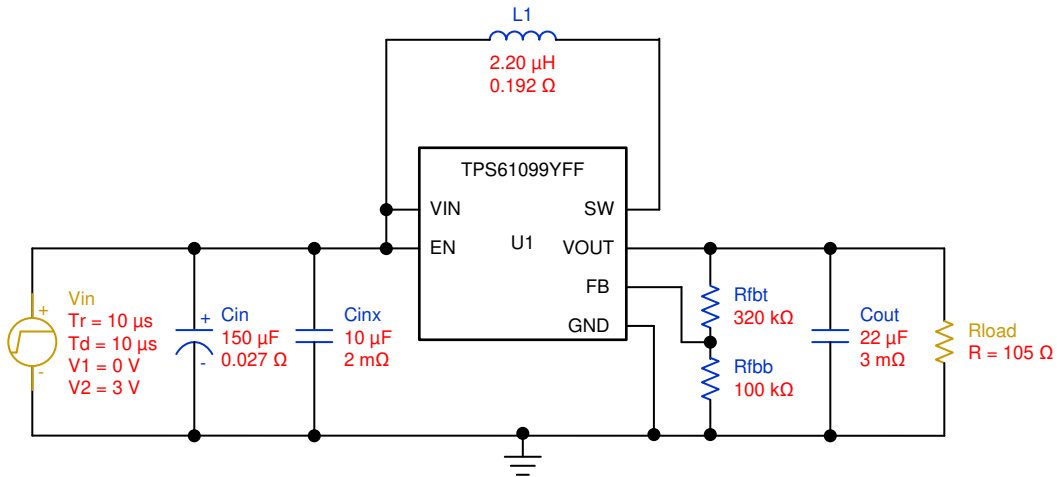


图 2-12. TPS61099 升压转换器的 WEBENCH® 仿真 (原理图)



图 2-13. TPS61099 升压转换器的 WEBENCH® 仿真 (测试结果)

2.3.7 为 AFE4900 生成 RX 电源电压

表 2-6. RX_SUP 的规格

参数	值
输入电压	1.8V 至 3.0V
输出电压	2.1V
输出电流	10mA
输出电压纹波	±50mV

2.3.7.1 设置输出电压

通过一个连接在 V_{OUT}、FB 和 GND 之间的外部电阻分压器来设置 TPS63036 器件的输出电压。对输出电压进行调节后，FB 引脚上的电压典型值为 500mV。流入 FB 引脚的典型电流为 0.01 μA，FB 和 GND 之间的电阻器 R32 电压通常为 500mV。基于这两个值，R32 的建议值必须低于 100kΩ，以将分压器电流设置为 5 μA 或更高（R32 的选定值 = 51.1kΩ）。此时，可以使用 [方程式 6](#) 来计算 V_{OUT} 和 FB、R31 之间连接的电阻器的值（具体取决于所需的 V_{OUT}）。

$$R31 = R32 \times \left(\frac{V_{OUT}}{V_{FB}} - 1 \right) = 51.1k \times \left(\frac{2.1}{0.5} - 1 \right) = 163k\Omega \quad (6)$$

将一个 10pF 的小型电容器 C44 与 R31 并联放置，以显著改善输出电压纹波。

2.3.7.2 电容器选型

TI 建议至少使用一个 10 μF 的输入电容器来改善稳压器的瞬态行为和整个电源电路的 EMI 行为。TI 还建议将一个陶瓷电容器放置在尽可能靠近 IC 的 VIN 和 GND 引脚的位置（C43 = 10 μF）。

对于输出电容器，TI 建议使用尽可能靠近 IC 的 V_{OUT} 和 GND 引脚放置的小型陶瓷电容器。建议的典型输出电容器值为 30 μF。TIDA-01580 器件使用两个大小分别为 10 μF 和 22 μF 的并联电容器。在选择输入和输出电容器时，请记住，电容值与其额定值相比会有很大的损失，具体取决于工作温度和工作直流电压。小型表面贴装陶瓷电容器损失额定电容的 50% 甚至更多的情况并不少见。因此，使用更大的电容值或具有更高额定电压的电容器可能很重要，以确保实现整个工作电压范围内所需的电容。

2.3.7.3 输出电流限制

表 2-7. 适用于 TPS63036 中升压和降压模式的公式

参数	升压模式	降压模式
占空比	$D = \frac{V_{OUT} - V_{IN}}{V_{OUT}} = \frac{2.1 - 1.8}{2.1} = 0.143 \quad (7)$	$D = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{2.1}{3} = 0.7 \quad (8)$
最大输出电流	$I_{OUT} = \eta \times I_{SW} \times (1 - D)$ $I_{OUT} = 0.85 \times 1 \times (1 - 0.143)$ $I_{OUT} = 0.72845 \text{ A} \quad (9)$	$I_{OUT} = \frac{\eta \times I_{SW}}{D} = \frac{0.85 \times 1}{0.7} = 1.21 \text{ A} \quad (10)$

2.3.7.4 电感器选型

为了实现高效率，电感器必须具有低直流电阻以最大程度地减小导通损耗。尤其是在高开关频率下，磁芯材料对效率的影响更大。在使用小型片式电感器时，效率降低的主要原因是电感器磁芯损耗更高。在选择合适的电感器时必须考虑这一点。电感器值决定了电感器纹波电流。电感器值越大，电感器纹波电流就越小，转换器的导通损耗也就越低。相反，较大的电感器值会导致更慢的负载瞬态响应。可以计算稳态运行时电感器的峰值电流，以避免具有所选电感值的电感器饱和。下面给出了定义升压模式下开关电流的公式，因为它提供了最高电流值并代表了用于选择正确电感器的临界电流值。

$$I_{PEAK} = I_{SW_MAX} + \frac{V_{IN} \times D}{2 \times f \times L} = 1 + \frac{1.8 \times 0.143}{2 \times 2M \times 1\mu} = 1.06435 \text{ A} \quad (11)$$

其中

- D = 升压模式下的占空比
- F = 转换器开关频率 (典型值为 2MHz)
- L = 所选的电感器值
- H = 估计的转换器效率
- I_{SW_MAX} = 最大平均输入电流

图 2-14 展示了降压/升压转换器 TPS63036 的原理图。

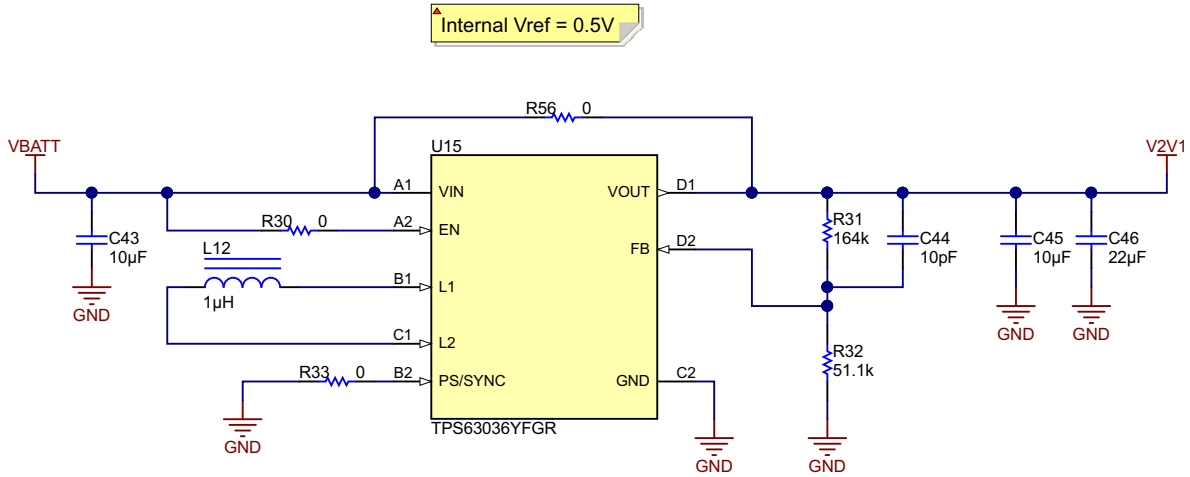


图 2-14. TPS63036 降压/升压转换器 ($V_{OUT} = 2.1V$)

2.3.7.5 TPS63036 的 TINA-TI™ 仿真

图 2-15 和 图 2-16 展示了 TPS63036 降压/升压转换器的 TINA-TI™ 仿真。可以从 [TPS63036 产品页面](#) 下载满足任何自定义要求的 TINA 仿真文件。

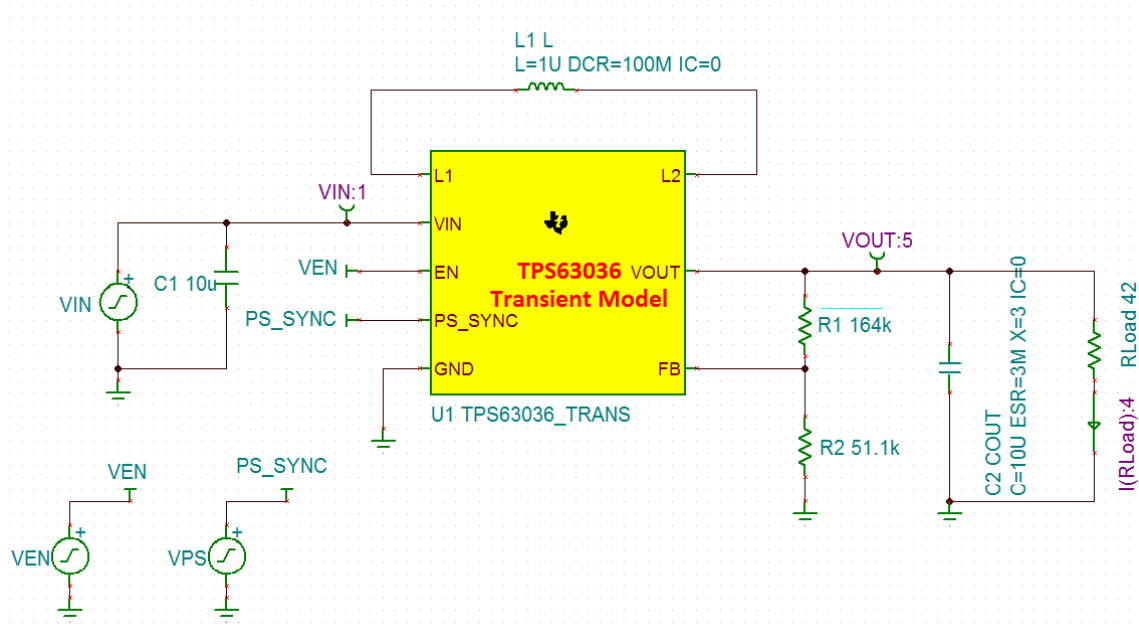


图 2-15. TPS61099 升压转换器的 TINA-TI™ 仿真 (原理图)

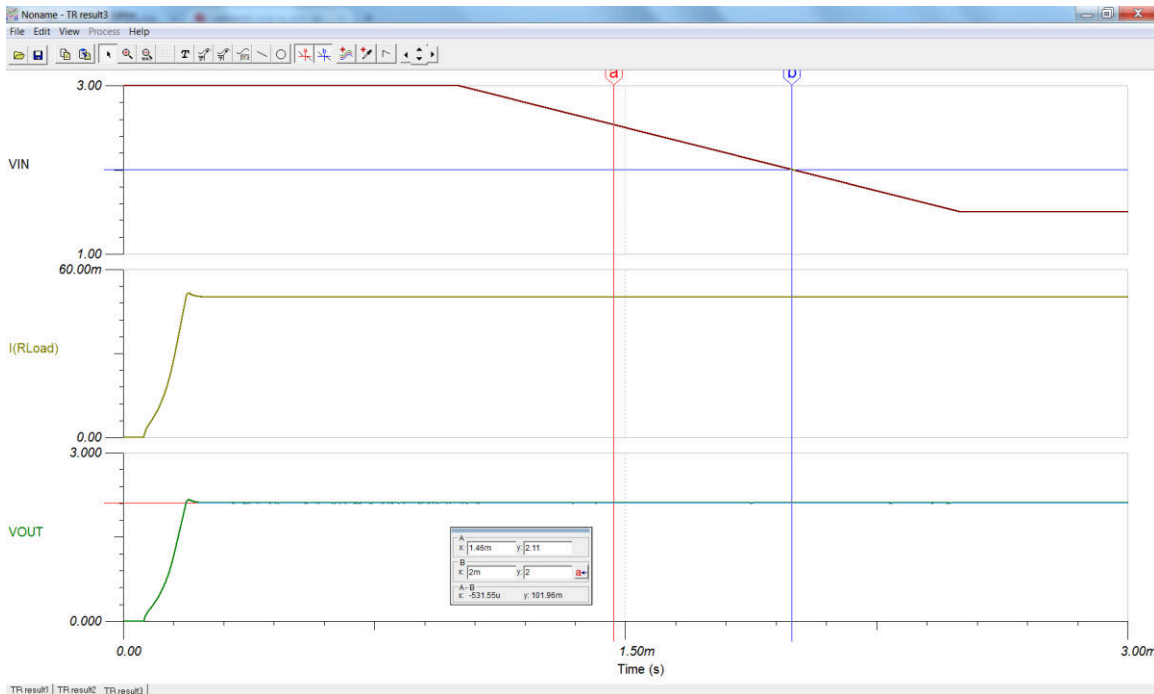


图 2-16. TPS61099 升压转换器的 TINA-TI™ 仿真 (测试结果)

2.3.8 生成 I/O 电源电压

所选的 I/O 电源电压与 RX-SUP (2.1V) 相同 (通过 R28 (0Ω))。不过，可以选择在 U18 位置安装一个 LDO。

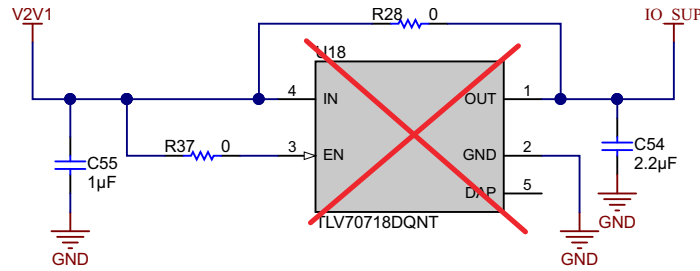


图 2-17. IO_SUP 与 RX_SUP 相同

NOTE

TIDA-01580 板上当前未安装 U18。如果 IO_SUP 必须不同于 2.1V，用户可以安装 U18。具有低压降 (例如小于 300mV) 的 LDO 具有更高的静态电流，这可能会影响电池工作时间。

2.3.9 电池输入和充电电容器

该 TIDA-01580 器件的电源是 CR3032 (一款锂离子纽扣电池)。选择 CR2032 纽扣电池作为电源是因为此类电池无处不在，尤其是在小尺寸系统中。CR3032 锂离子纽扣电池的电压特性也非常理想。输出电压在整个放电周期内保持相对平稳，直到电池几乎耗尽。当纽扣电池中的剩余电量几乎耗尽时，输出电压会相对较快地下降。锂离子电池的温度特性也优于碱性电池，尤其在较低的温度下。之所以存在这种优势，是因为锂离子电池中的非水电解质性能优于碱性电池中常见的水性电解质。

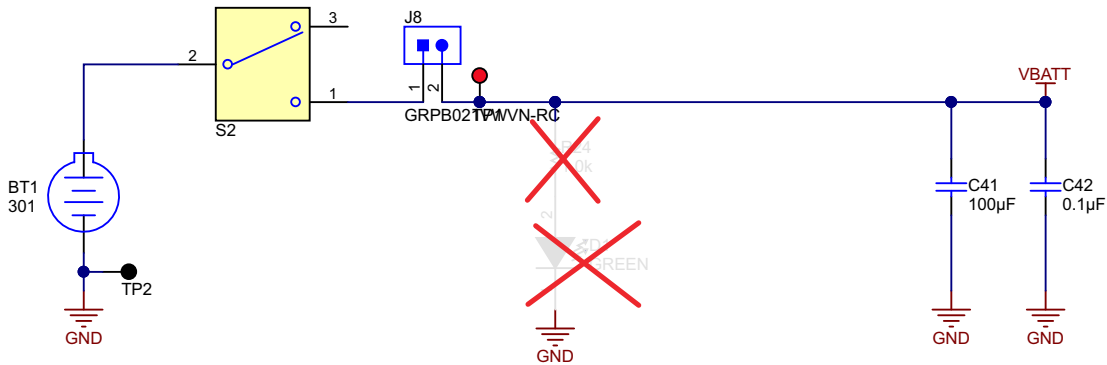


图 2-18. 电池连接器和充电电容器

在采用合适的防风雨外壳的情况下，该 TI 参考设计系统对室内外环境均适用。紧随电池之后的是一个大容量电容器。该 TI 参考设计采用了一个可防止最终用户将电池插反的纽扣电池托盘，从而无需使用反向肖特基二极管。大容量电容器的大小可防止电压下降过多，尤其是在初始过渡到导通状态期间 (请参阅图 2-18)。

2.3.10 电池寿命计算

本节介绍如何计算 CR3032 纽扣电池的寿命。该设计中可能的电流路径为：

- 电池至 AFE4900，通过升压转换器 (TPS61099) 到达 TX_SUP 引脚
- 电池至 AFE4900，通过降压/升压转换器 (TPS63036) 到达 RX_SUP/IO_SUP 引脚
- 电池至 CC2640R2F，通过降压/升压转换器 (TPS63036) 到达 VDDS2/3 引脚
- 电池至 CC2640R2F，直接到达 VDDS 引脚

2.3.10.1 AFE4900 电流消耗

AFE4900 器件的电流消耗取决于采样率 (例如，针对 ECG 和 PPG 在 1kHz 采样率下的 PTT 模式)。

典型规格的条件为 $T_A = 25^\circ\text{C}$ ；TX_SUP = 5V，RX_SUP = 1.8V (CONTROL1 = 1.8V，以绕过内部 LDO)，IO_SUP = 1.8V，CLK 引脚上具有 32kHz 时钟的外部时钟模式 (周期 = $t_{TE} = 31.25\mu\text{s}$)，AFE 在启用 ULP 模式的情况下运行 (ENABLE_ULP = 1)；PPG：1kHz 采样率， $3 \times t_{TE}$ 的 SAMP 宽度， $4 \times t_{TE}$ 的 LED ON 宽度，所选 C_F 使 SAMP 宽度内有 7 至 8 个 TIA 时间常数，NUMAV = 1 (2 个 ADC 平均值)，降噪滤波器带宽设置为 2.5kHz， $C_{IN} = 100\text{pF}$ (输入引脚之间的电容器，用于为 PD 的零偏置差动电容建模)；ECG：1kHz 采样率，12 的 INA 增益，启用斩波模式 (除非另有说明)。

表 2-8. AFE4900 在不同模式下的电流消耗

参数	测试条件	最小值	典型值	最大值	单位
电流消耗					
排除通过 I ² C 或 SPI 读取的开关电流之后的 RX_SUP 电流 ⁽⁵⁾	低 PRF PPG 信号采集 ⁽³⁾		50		μA
	高 PRF ECG、PPG 信号采集 ⁽⁴⁾		600		
	硬件断电 (PWDN) 模式 ⁽²⁾		< 1		
	软件断电 (PDNAFE) 模式 ⁽²⁾		15		
通过 I ² C 读取的开关电流产生的 RX_SUP 电流	在 50Hz 的 PRF 下, 通过启用 FIFO、FIFO_PERIOD = 60、FIFO_NPHASE = 4 的 FIFO 读取 ⁽⁶⁾		6		μA
	断电模式		0		
IO_SUP 电流	低 PRF PPG 信号采集 ⁽³⁾		1		μA
	高 PRF ECG、PPG 信号采集 ⁽³⁾		1		
	硬件断电 (PWDN) 模式 ⁽²⁾		< 1		
	软件断电 (PDNAFE) 模式 ⁽²⁾		< 1		
TX_SUP 电流	低 PRF PPG 信号采集 ⁽³⁾		4		μA
	高 PRF ECG、PPG 信号采集 ⁽⁴⁾		20		
	硬件断电 (PWDN) 模式 ^{(2) (1)}		< 1		
	软件断电 (PDNAFE) 模式 ^{(2) (1)}		< 1		
数字输入					
V _{IH} 高电平输入电压	不包含 CONTROL1、I2C_SPI_SEL 的数字输入	0.9 x IO_SUP	IO_SUP		V
	CONTROL1 和 I2C_SPI_SEL ⁽⁷⁾	0.85 x RX_SUP	RX_SUP		
V _{IL} 低电平输入电压	不包含 CONTROL1、I2C_SPI_SEL 的数字输入		0	0.1 x IO_SUP	V
	CONTROL1 和 I2C_SPI_SEL ⁽⁷⁾		0	0.1 x RX_SUP	
数字输出					
V _{OH} 高电平输出电压			IO_SUP		V
V _{OL} 低电平输出电压			0		V

- (1) LED 电流设置为 0mA
- (2) 外部时钟关闭。
- (3) 以 50Hz PRF 在 PPG 模式下采集四个阶段的信号。
- (4) 针对 ECG 和 PPG 在 1kHz 采样率下的 PTT 模式。
- (5) 在 SPI 模式下运行时, 用于 FIFO 读取的额外电流可忽略不计。
- (6) 该电流取决于 I2C_CLK 处于低电平的时间百分比并随 FIFO_NPHASE 和 PRF 进行缩放。在 SPI 接口模式下运行时, 该额外的电流分量可忽略不计。
- (7) 如果满足 V_{IH}、V_{IL} 电平, 也可以直接由 MCU (具有 IO_SUP 电平) 驱动 CONTROL1 和 I2C_SPI_SEL。

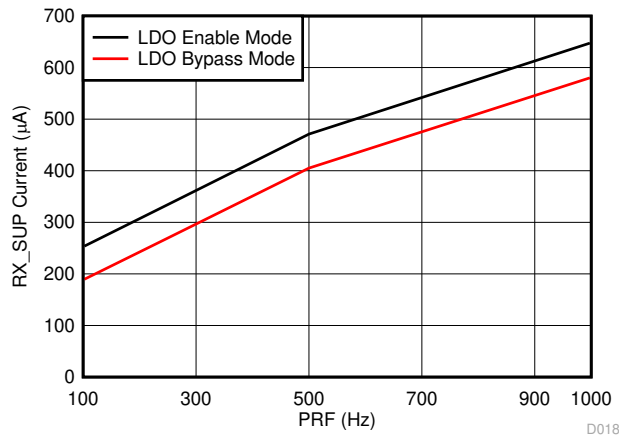


图 2-19. AFE4900 在 LDO 启用模式下的电流消耗

TX_SUP 电流在正常工作条件 (电流为 100mA, 占空比为 10%) 下的取值为 3mA - 最坏情况。

在自然通风条件下的工作温度范围内（除非另有说明）。

表 2-9. LED 驱动电流和占空比

参数 ^{(1) (2)}		最小值	最大值	单位
电源电压范围	RX_SUP 至 GND 绕过 LDO	- 0.3	2.1	V
	RX_SUP 至 GND 启用 LDO ⁽³⁾	- 0.3	4	
	IO_SUP 至 GND	- 0.3	最小值 [4,(RX_SUP+0.3)]	
	TX_SUP 至 GND	- 0.3	6	
施加到模拟输入的电压		最大值 [- 0.3, (GND - 0.3)]	最小值 [4.0, (RX_SUP + 0.3)]	V
施加到数字输入的电压		最大值 [- 0.3, (GND - 0.3)]	最小值 [4.0, (IO_SUP + 0.3)]	V
最大占空比（累计）：所有 LED 阶段持续时间的总和（作为总周期的函数）	50mA LED 电流		10%	
	100mA LED 电流		3%	
	200mA LED 电流		1%	
结温，T _J			105	°C
贮存温度，T _{stg}		- 60	150	°C

- (1) 应力超出绝对最大额定值下列出的值可能会对器件造成永久损坏。这些仅仅是应力额定值，并不表示器件在这些条件下以及在建议运行条件以外的任何其他条件下能够正常运行。长时间处于绝对最大额定条件下可能会影响器件的可靠性。
- (2) 如果经历额外的处理步骤（例如进行 PCB 组装或产品制造），则避免器件接触紫外线辐射以及高温（350°C 及更高）。
- (3) 仅当 CONTROL1 引脚的电压为 0 时才能对 RX_SUP 施加高于 2.1V 的电压。

RX_SUP 和 IO_SUP 的取值为 700μA (600μA + 10μA (I/O) + 50μA (启用 LDO) + 40μA (缓冲器)) 。

2.3.10.2 CC2640R2F 电流消耗

为 CC2640R2F 器件提供的净总电流取值为 10mA (仅包括外设和 TX)。在 V_{DDS2/3} 上选择的平均电流为 50μA。

除非另有说明，否则是在 T_c = 25°C、V_{DDS} = 3.0V 的条件下使用内部直流/直流转换器在 TI CC2650EM-5XD 参考设计上测得。

表 2-10. CC2640R2F 的功耗

参数	测试条件	最小值	典型值	最大值	单位
I _{core}	内核电流消耗	复位。RESET_N 引脚置位或 V _{DDS} 低于上电复位阈值		100	nA
		关断。无时钟在运行，无保留		150	
		待机。具有 RTC、CPU、RAM 和 (部分) 寄存器保留。RCOSC_LF		1.1	μA
		待机。具有 RTC、CPU、RAM 和 (部分) 寄存器保留。XOSC_LF		1.3	
		待机。具有高速缓存、RTC、CPU、RAM 和 (部分) 寄存器保留。RCOSC_LF		2.8	
		待机。具有高速缓存、RTC、CPU、RAM 和 (部分) 寄存器保留。XOSC_LF		3.0	
		空闲。电源系统和 RAM 已通电。		550	
		活动。内核正在运行 CoreMark		1.45mA + 31μA/MHz	
		无线电 RX ⁽¹⁾		5.9	mA
		无线电 RX ⁽²⁾		6.1	
		无线电 TX, 0dBm 输出功率 ⁽¹⁾		6.1	
无线电 TX, 5dBm 输出功率 ⁽²⁾		9.1			
外设电流消耗 (针对每个激活的外设单元添加到内核电流 I _{core}) ⁽³⁾					
I _{peri}	外设电源域	启用域情况下的 Δ 电流		20	μA
	串行电源域	启用域情况下的 Δ 电流		13	μA
	射频内核	启用电源域、启用时钟且射频内核空闲情况下的 Δ 电流		237	μA
	μDMA	启用时钟且模块空闲情况下的 Δ 电流		130	μA
	计时器	启用时钟且模块空闲情况下的 Δ 电流		113	μA
	I ² C	启用时钟且模块空闲情况下的 Δ 电流		12	μA
	I ² S	启用时钟且模块空闲情况下的 Δ 电流		36	μA
	SSI	启用时钟且模块空闲情况下的 Δ 电流		93	μA
	UART	启用时钟且模块空闲情况下的 Δ 电流		164	μA

(1) 针对尺寸和功耗对单端射频模式进行了优化。在 CC2650EM-4XS 上测得。

(2) 针对射频性能对差分射频模式进行了优化。在 CC2650EM-5XD 上测得。

(3) 在待机或关断状态下不支持 I_{peri}。

2.3.10.3 导通状态电流计算

现在，[方程式 12](#) 给出了 TPS61099 器件输入端的反射电流。

$$I_{\text{TPS61099}} = \frac{V_o \times I_o}{(V_{\text{imin}} \times \eta)} = \frac{4.2 \times 3 \text{ mA}}{(1.8 \times 0.85)} = 8.5 \text{ mA} \quad (12)$$

其中，效率取值为 85% (10 μ A 的低负载下最大为 88%)，请参阅[方程式 13](#)。

$$I_{\text{TPS63036}} = \frac{V_o \times I_o}{(V_{\text{imin}} \times \eta)} = \frac{2.1 \times 750 \mu\text{A}}{(1.8 \times 0.9)} = 975 \mu\text{A} = 1 \text{ mA} \quad (13)$$

其中效率取值为 50%。因此，[方程式 14](#) 给出了来自所有支路的净总电流。

$$I_{\text{net}} = 8.5 \text{ mA} + 1 \text{ mA} + 12 \text{ mA} = 21.5 \text{ mA} \quad (14)$$

因此，[方程式 15](#) 给出了纽扣电池寿命的计算值。

对于 CR3032，额定值 = 500mAh

$$\text{Life (hrs)} = 500 \frac{\text{mAh}}{21.5 \text{ mA}} \times 0.85 = 19.76 \text{ hrs} \quad (15)$$

TIDA-01580 器件上的测量电流远小于这些计算值，因为计算值是针对最坏情况性能得出的。测量值包含以下各值：

$$I_{\text{net}} = 4.09 \text{ mA} \quad (V_{\text{in}} = 3 \text{ V})$$

$$I_{\text{net}} = 6.05 \text{ mA} \quad (V_{\text{in}} = 1.8 \text{ V})$$

因此 $I_{\text{avg}} = 5.06 \text{ mA}$ ，这可以提供 98.7 小时的电池寿命。

2.3.10.4 关断状态电流计算 (考虑电池电压 = 3V)

低功耗运行时的 RX_SUP 电流 (软件断电模式下 15 μ A 以及硬件断电模式下 1 μ A) = 16 μ A (最坏情况)。低功耗运行时的 TX_SUP 电流 (软件断电模式下 1 μ A，硬件断电模式下 1 μ A) = 2 μ A (最坏情况)。为 CC2640R2F 器件提供的净总电流取值为 200nA (关断)、5 μ A (待机) 和 550 μ A (空闲)。

现在，TPS61099 输入端的反射电流为

$$I_{\text{TPS61099}} = \frac{V_o \times I_o}{(V_{\text{imin}} \times \eta)} = \frac{4.2 \times 2 \mu\text{A}}{(1.8 \times 0.85)} = 5.62 \mu\text{A} \quad (16)$$

$$I_{\text{TPS63036}} = \frac{V_o \times I_o}{(V_{\text{imin}} \times \eta)} = \frac{2.1 \times 16 \mu\text{A}}{(1.8 \times 0.31)} = 60.22 \mu\text{A} \quad (17)$$

$$I_{\text{net(shutdown)}} = 5.62 \mu\text{A} + 60.22 \mu\text{A} + 0.2 \mu\text{A} = 66.04 \mu\text{A} \quad (18)$$

$$I_{\text{net(standby)}} = 5.62 \mu\text{A} + 60.22 \mu\text{A} + 5 \mu\text{A} = 70.84 \mu\text{A} \quad (19)$$

$$I_{\text{net(idle)}} = 5.62 \mu\text{A} + 60.22 \mu\text{A} + 600 \mu\text{A} = 665.84 \mu\text{A} \quad (20)$$

表 2-11 列出了所示情况下的电池寿命。

表 2-11. 电池寿命计算

模式	导通状态电流 (mA)	关断状态电流 (µA)	20s/最小占空比情况下的电池寿命 (天)	5s/最小占空比情况下的电池寿命 (天)	1s/最小占空比情况下的电池寿命 (天)
关断	4.09	66.04	14.8	52	156
待机	4.09	70.84	14.7	51	151
空闲	4.09	665.84	11.5	22	29

使用 TI 较新的超低噪声 Iq 器件 (TPS63900)，系统的关断电流将发生显著的变化。表 2-12 展示了使用该新型降压/升压转换器后的更新数值。

$$I_{\text{TPS61099}} = \frac{V_o \times I_o}{(V_{\text{imin}} \times \eta)} = \frac{4.2 \times 2 \mu\text{A}}{(1.8 \times 0.85)} = 5.62 \mu\text{A} \quad (21)$$

$$I_{\text{TPS63900}} = \frac{V_o \times I_o}{(V_{\text{imin}} \times \eta)} = \frac{2.1 \times 16 \mu\text{A}}{(1.8 \times 0.9)} = 20.74 \mu\text{A} \quad (22)$$

$$I_{\text{net(shutdown)}} = 5.62 \mu\text{A} + 20.74 \mu\text{A} + 0.2 \mu\text{A} = 26.56 \mu\text{A} \quad (23)$$

$$I_{\text{net(standby)}} = 5.62 \mu\text{A} + 20.74 \mu\text{A} + 5 \mu\text{A} = 31.36 \mu\text{A} \quad (24)$$

$$I_{\text{net(idle)}} = 5.62 \mu\text{A} + 20.74 \mu\text{A} + 600 \mu\text{A} = 626.36 \mu\text{A} \quad (25)$$

表 2-12. 电池寿命计算 (TPS63900)

模式	导通状态电流 (mA)	关断状态电流 (µA)	20s/最小占空比情况下的电池寿命 (天)	5s/最小占空比情况下的电池寿命 (天)	1s/最小占空比情况下的电池寿命 (天)
关断	4.09	26.56	15	57	221
待机	4.09	31.36	15	56	210
空闲	4.09	626.36	11.7	23	30

2.3.11 外部存储器

NOTE

TIDA-01580 板上当前未安装 U16。如果需要外部数据记录存储器，用户可以安装该存储器。在选择存储器时，用户必须检查存储器的 IO_SUP 值和工作 VCC。

TIDA-01580 板支持通过 SPI 连接外部存储器，如图 2-20 所示。

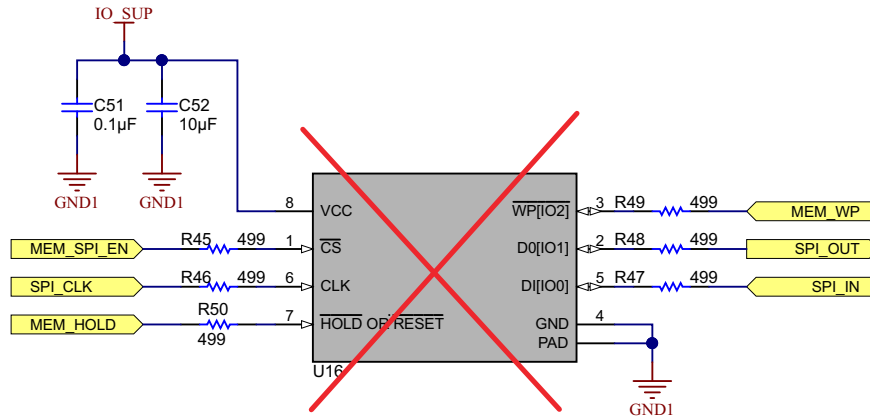


图 2-20. 外部存储器

表 2-13 列出了存储器芯片与 CC2640R2F 器件之间的连接。

表 2-13. 存储器与 CC2640R2F 之间的连接

存储器引脚编号	功能	CC2640R2F 引脚编号	功能	注释
1	/CS	18	DIO_12	存储器 SPI 使能
2	D0 (IO1)	15	DIO_9	存储器的 SPI 输出
3	/WP (IO2)	19	DIO_13	存储器写入保护
5	D1 (IO0)	14	DIO_8	存储器的 SPI 输入
6	CLK	16	DIO_10	存储器的 SPI 时钟
7	/HOLD 或 /RESET	20	DIO_14	存储器保持

2.3.12 LED 指示

该板具有四个用于指示的 LED，请参阅图 2-21 和图 2-18。

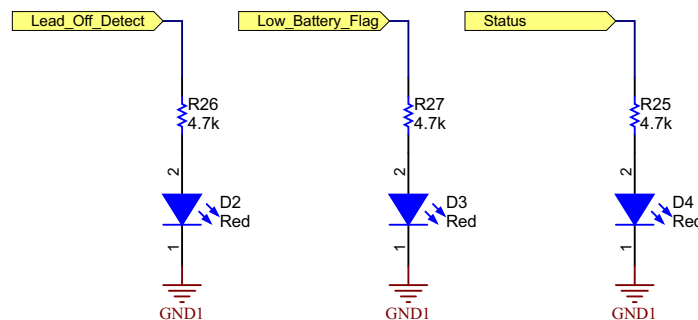


图 2-21. LED 指示

表 2-14 列出了每个 LED 的功能。

表 2-14. LED 指示

LED 编号	颜色	功能
D1	绿色	输入电源或电池指示灯
D2	红色	导联脱落检测
D3	红色	低电池电量指示
D4	红色	BLE 连接状态

2.3.13 传感器板与 ECG 板之间的连接

图 2-22 展示了将所有板连接在一起的连接器。J1、J2、J3、J1_M 和 J2_M 连接器用于将 ECG 板连接至主板。J1_S 和 J2_S 连接器用于连接 PPG 传感器板。

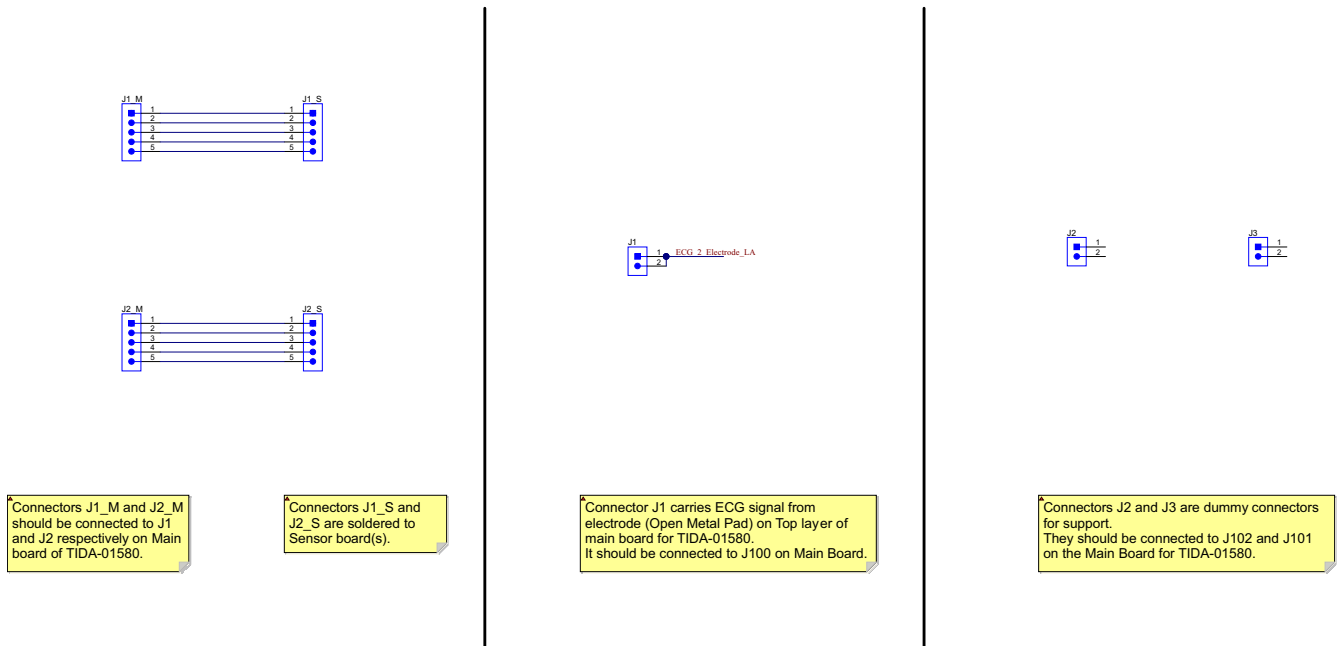


图 2-22. 传感器板与 ECG 板之间的连接

3 硬件、软件、测试要求和测试结果

3.1 需要的硬件和软件

3.1.1 硬件

图 3-1 和图 3-2 分别展示了 TIDA-01352 PCB 的俯视图和仰视图。重要部分使用红色框和说明文字进行了突出显示。

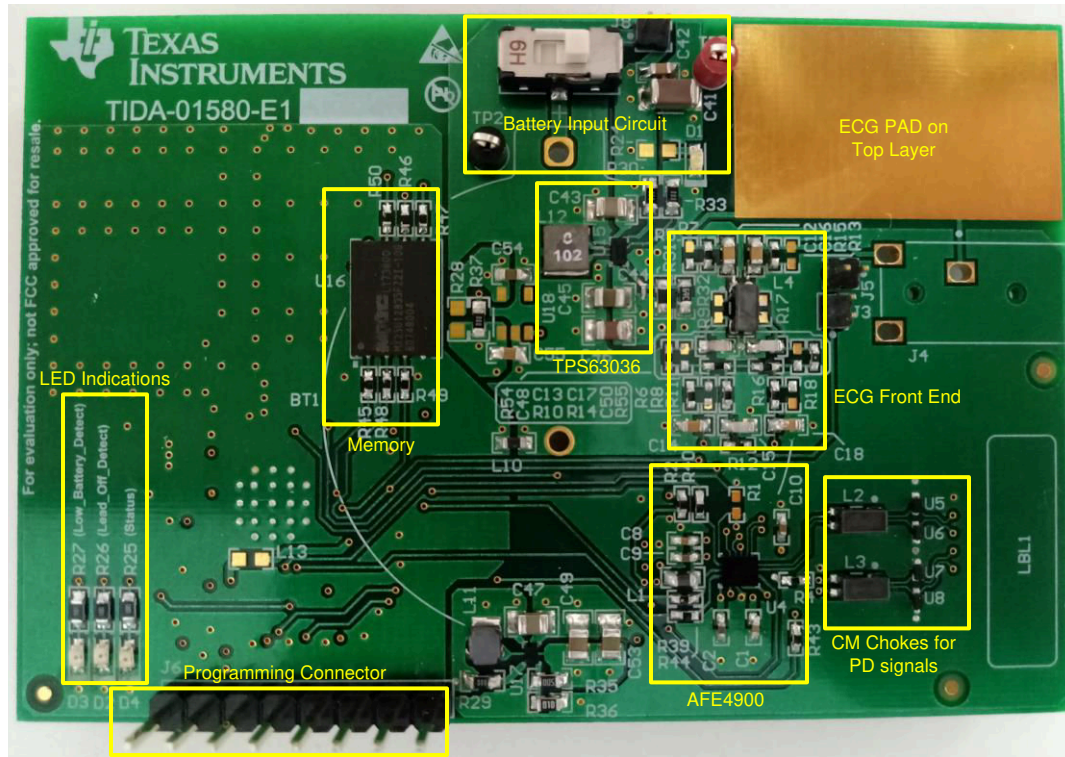


图 3-1. TIDA-01580 PCB - 俯视图，未安装电池座 (BT1)

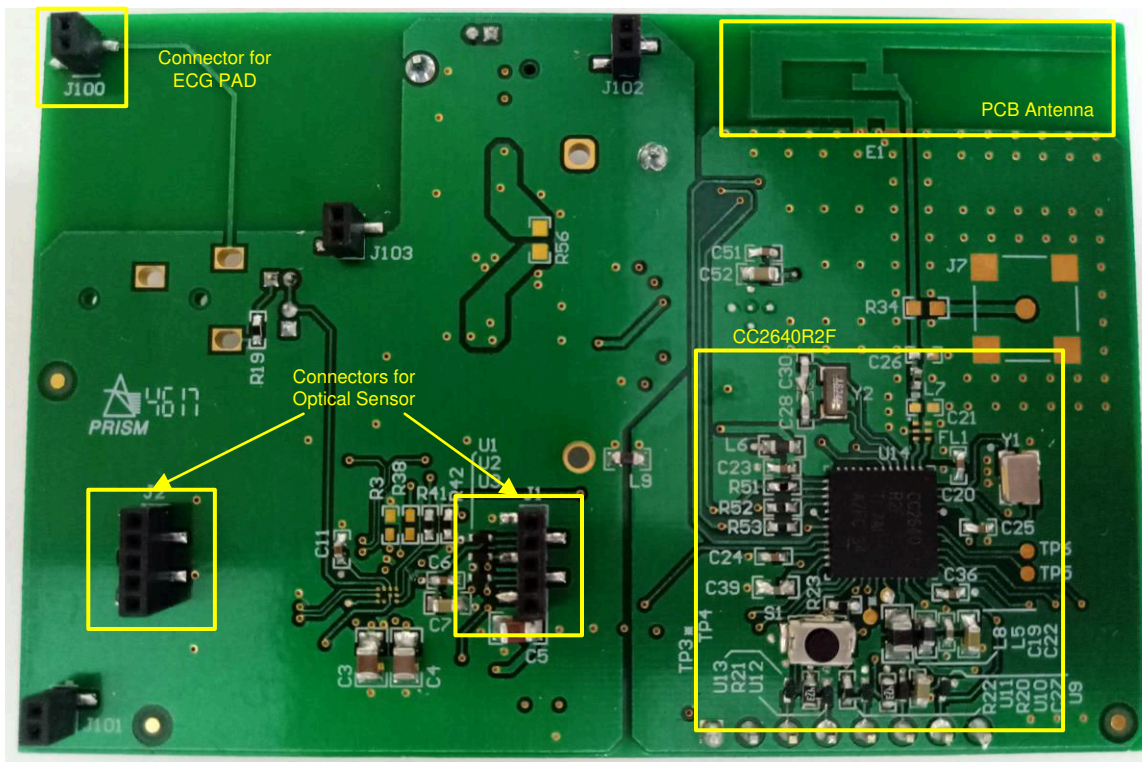


图 3-2. TIDA-01580 PCB - 仰视图

3.1.1.1 将光学传感器和 ECG 板连接至主板

图 3-3 展示了安装在主板上的 ECG 和 PPG 板。

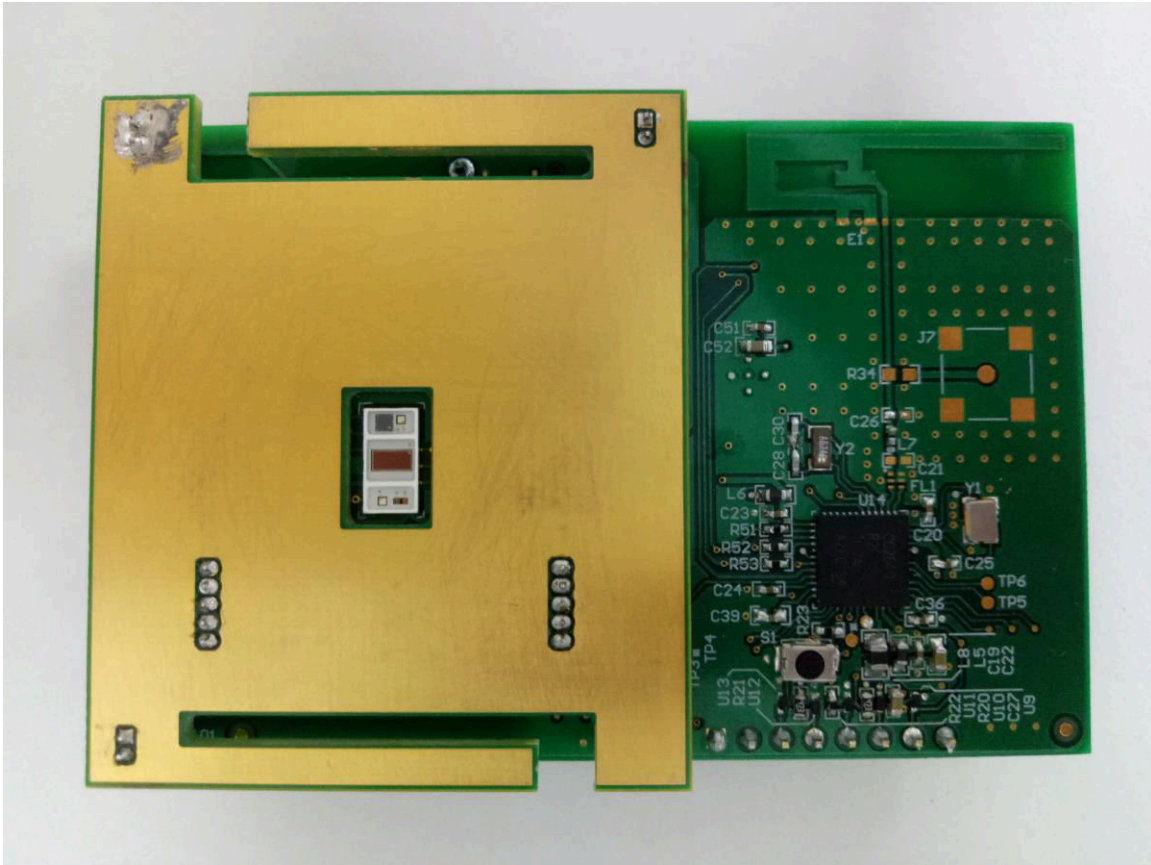


图 3-3. 安装在主板上的 ECG 和 PPG 板 (俯视图)

图 3-4 展示了单独的 PPG 板和 ECG 板。PPG 板必须焊接在 ECG 板上，并使 PPG 传感器朝向 ECG 板上的切槽。

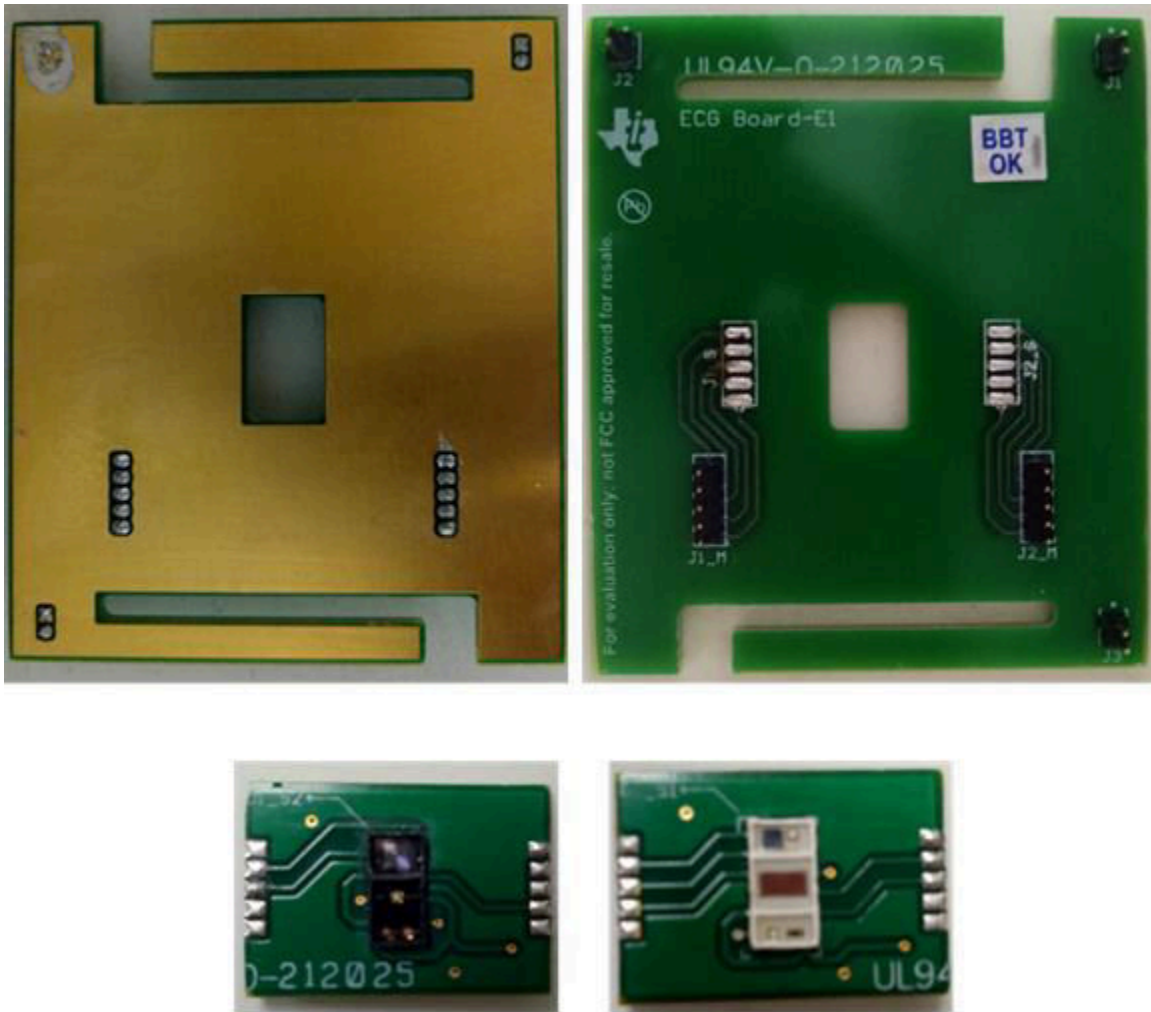


图 3-4. 单独的 PPG 板和 ECG 板

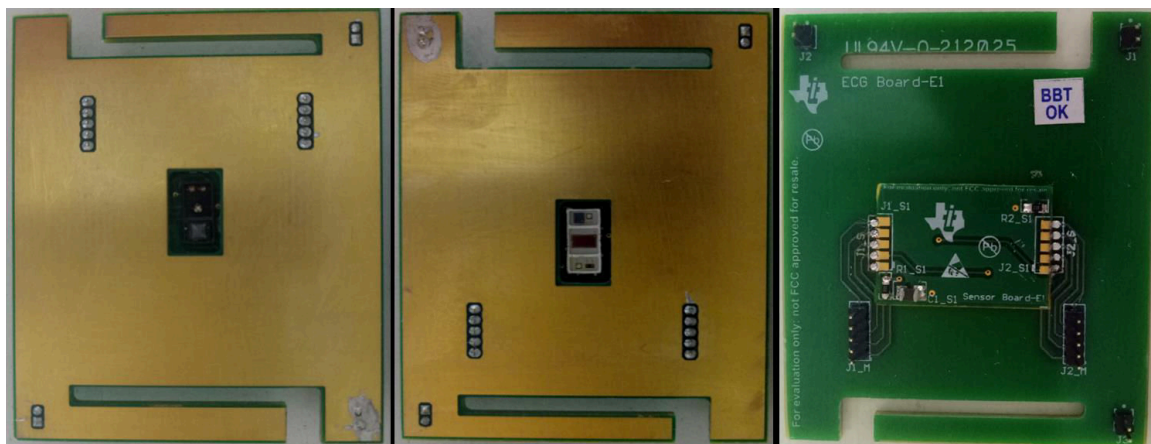


图 3-5. ECG 和 PPG 板

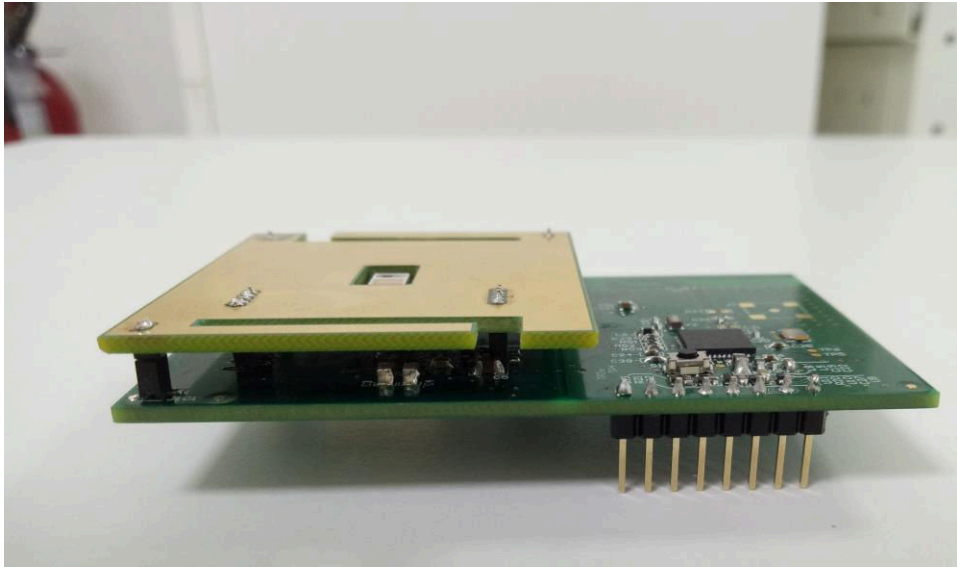


图 3-6. 安装在主板上的 ECG 和 PPG 板 (侧视图)

3.1.1.2 PPG 传感器板之间的差异

一个 PPG 传感器板使用 OSRAM 的 SFH 7072 器件。该 PPG 传感器板的默认配置如下：

- SFH 7072 的 LED1 (绿色 1) = 连接至 AFE4900 器件的 TX4
- SFH 7072 的 LED2 (绿色 2) = 未连接至 AFE4900 器件
- SFH 7072 的 LED3 (红色) = 连接至 AFE4900 器件的 TX2
- SFH 7072 的 LED4 (红外) = 连接至 AFE4900 器件的 TX3
- AFE4900 器件中 0x4E 寄存器的 Dual_PD_Enable 位已设置 (请参阅图 3-7)。
- AFE4900 器件的 PD 1 连接至宽带 PD, AFE4900 器件的 PD 2 连接至红外截止 PD。

为获取原始数据而需要读取的寄存器如下：

- 0x2A - 来自红色 LED 的原始 PPG 数据
- 0x2B - 来自红外 LED 的原始 PPG 数据
- 0x2C - 来自绿色 LED 的原始 PPG 数据
- 0x2D - 原始 ECG 数据

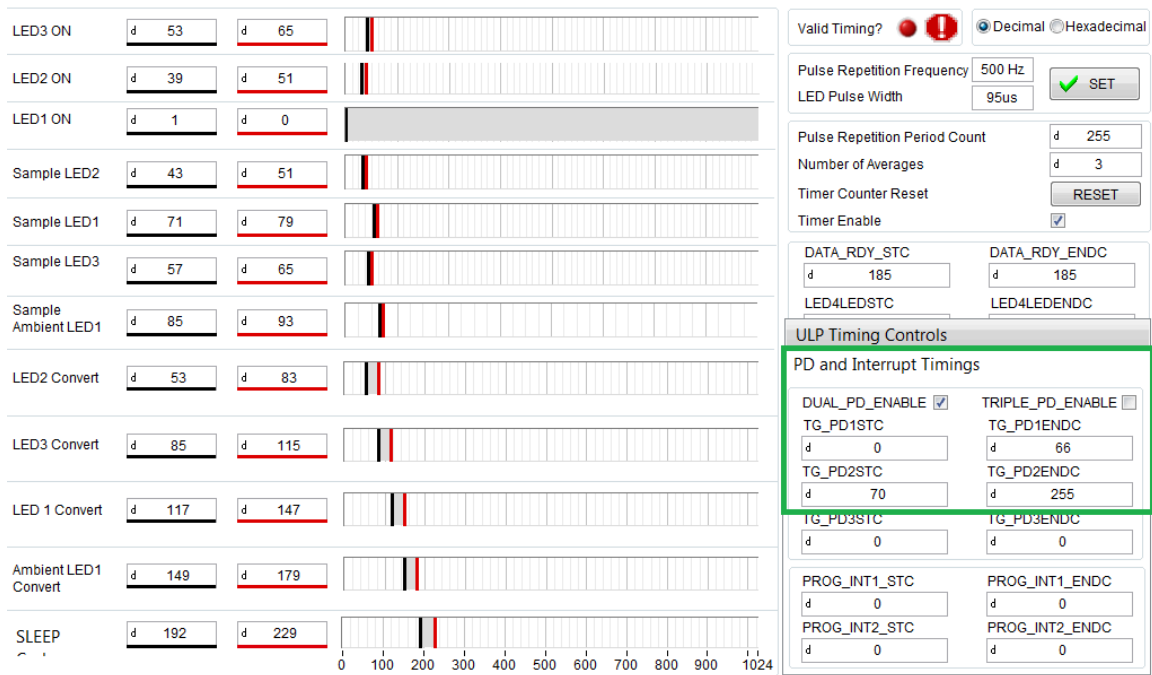


图 3-7. SFH 7072 PPG 传感器的时序和设置

另一个 PPG 传感器板使用 tBPC 的 OCS112 器件。该 PPG 传感器板的默认配置如下：

- OCS112 器件的 LED1 (红色) = 连接至 AFE4900 器件的 TX2
- OCS112 器件的 LED2 (红外) = 连接至 AFE4900 器件的 TX3
- OCS112 器件的 LED3 (绿色) = 连接至 AFE4900 器件的 TX4

由于该传感器只有一个 PD，因此 AFE4900 器件中 0x4E 寄存器的 Dual_PD_Enable 位未设置 (请参阅图 3-8)。AFE4900 器件的 PD 1 始终连接至传感器的 PD。

为获取原始数据而需要读取的寄存器如下：

- 0x2A - 来自红色 LED 的原始 PPG 数据
- 0x2B - 来自红外 LED 的原始 PPG 数据
- 0x2C - 来自绿色 LED 的原始 PPG 数据
- 0x2D - 原始 ECG 数据

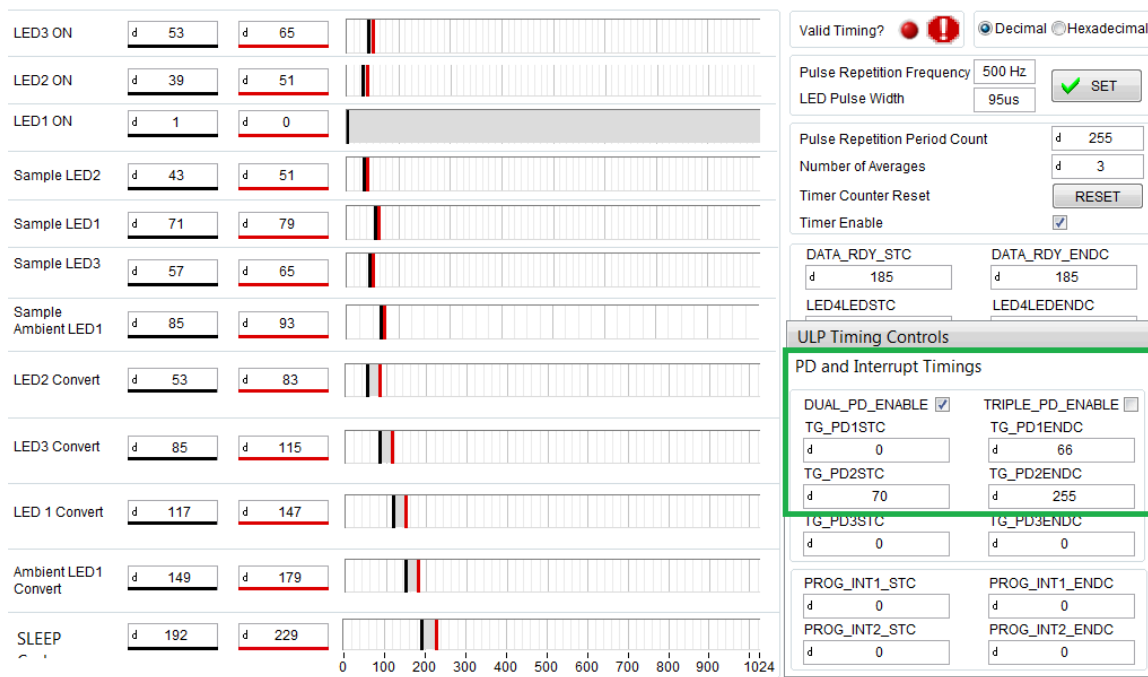


图 3-8. OCS112 PPG 传感器的时序和设置

NOTE

图 3-7 和图 3-8 是 AFE4900EVM GUI (在 AFE4900EVM 上提供) 的屏幕截图。

3.1.2 软件

使用了以下软件工具来测试本 TI 参考设计并获取相应的结果：

- Code Composer Studio™ (CCS) 版本 7 或更高版本 (安装时应包含 CC26xx 支持。如果尚未包含 CC26xx 支持, 请重新运行安装程序)
- [SIMPLELINK-CC2640R2-SDK 软件](#)
- [LAUNCHXL-CC2640R2](#)
- LabVIEW™ 2016 开发引擎或运行时引擎 (32 位)
- JAVA 运行时引擎 (32 位)

以下说明假设 PC 上已安装 CCS、SIMPLELINK-CC2640R2-SDK、LabVIEW 和 JAVA。从 [TIDA-01580 产品页面](#) 下载 LabVIEW 应用安装文件 (zip 文件)。该安装文件用于安装包含四个工程文件夹 (两个用于发送部分, 两个用于接收部分) 的固件和包含可执行文件和源文件的 LabVIEW 应用文件夹。

3.1.2.1 TIDA-01580 板的软件加载 (BLE 的发送端)

1. 在 PC 的 USB 端口上插入 LAUNCHXL-CC2640R2 板。请参阅 [图 3-9](#) 和 [图 3-10](#) 中的设置。[表 3-1](#) 列出了 TIDA-01580 板和 LAUNCHXL-CC2640R2 板之间的连接。

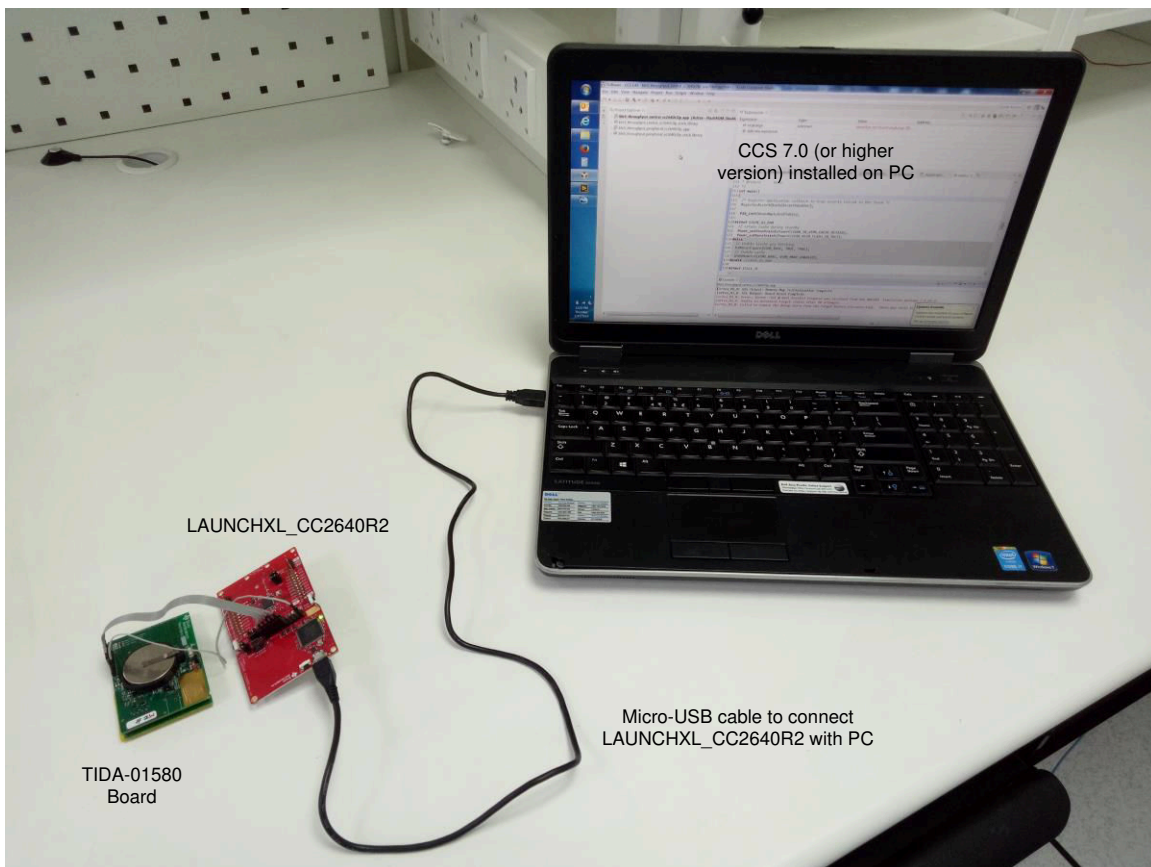


图 3-9. 使用 LAUNCHXL-CC2640R2 对 TIDA-01580 板进行编程

2. 将一个 CR3032 电池插入到 TIDA-01580 板上的 BT1 连接器中, 并使用 S2 开关为其通电 (确保 J8 在 TIDA-01580 板上短接)。
3. 以管理员身份打开 CCS (在 CCS 图标上右击并以管理员身份运行)。
4. 点击主工具栏中的 “Project” 选项, 然后点击 “Import CCS projects”。
5. 浏览以选择安装的固件 (默认路径 : C:\Program Files (x86)\Texas Instruments\TIDA-01580\TIDA-01580_firmware) 并导入所有工程。点击 “OK” 按钮。
6. 依次点击 “View” 和 “Project Explorer”, 然后选择 “TIDA-01580_firmware_tx”。
7. 点击 “Run” 和 “Debug” 按钮。该操作使用所选的工程文件对板进行编程。
8. 从 LAUNCHXL-CC2640R2 器件上断开 TIDA-01580 板。

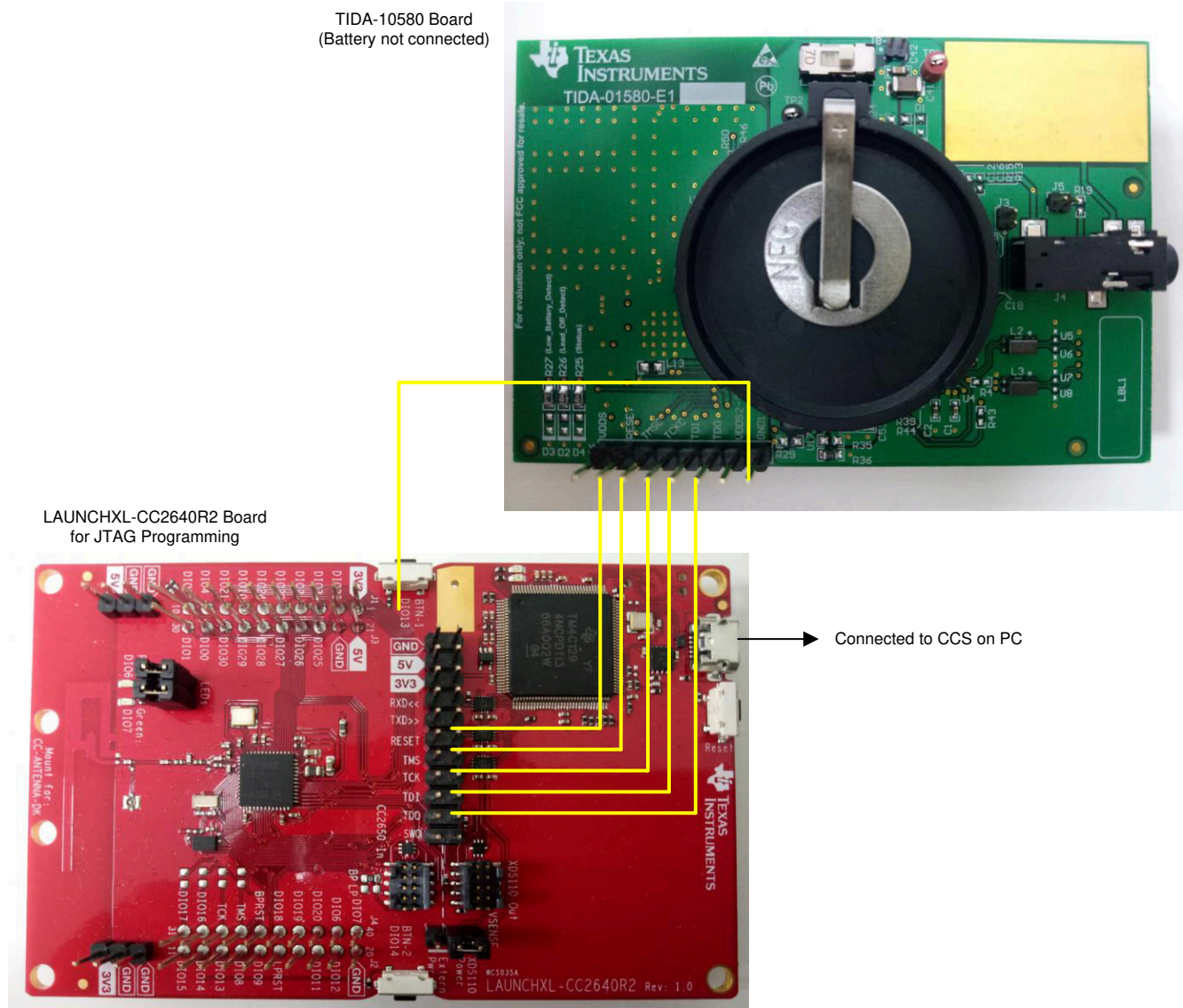


图 3-10. TIDA-01580 板与 LAUNCHXL-CC2640R2 之间的连接

表 3-1. 用于使用 LAUNCHXL-CC2640R2 对 TIDA-01580 进行编程的连接

LAUNCHXL-CC2640R2 上的引脚 (位于 XDS110 输出端)	引脚编号	TIDA-01580 板上的 引脚 (连接器 J6)	引脚编号
GND	1	GND	1
RESET	6	CC_RESET	7
TMS	7	JTAG_TMSC	6
TCK	8	JTAG_TCKC	5
TDI	9	TDI	4
TDO	10	TDO	3

3.1.2.2 为检查测量数据执行 LabVIEW™ 文件 (BLE 的接收端)

NOTE

在运行可执行文件时，只能将一个器件 (LAUNCHXL-CC2640R2 或 XDS110) 连接到 PC。

1. 将一个 CR3032 电池插入到 TIDA-01580 板上的 BT1 连接器中，并使用 S2 开关为其通电 (确保 J8 在 TIDA-01580 板上短接)。如果在 TIDA-01580 板编程期间已完成该步骤，请忽略该步骤。
2. 恢复原始的 LaunchPAD 跳线设置。
3. 在 PC 的 USB 端口上插入 LAUNCHXL-CC2640R2 器件。
4. 打开 Setup_TIDA-01580.exe 文件并按照以下说明完成安装过程。
 - a. “Setup Welcome” 屏幕 - 点击 “Next”。



图 3-11. “Setup Welcome” 屏幕

- b. “License Agreement” 屏幕 - 接受协议并点击 “Next”。

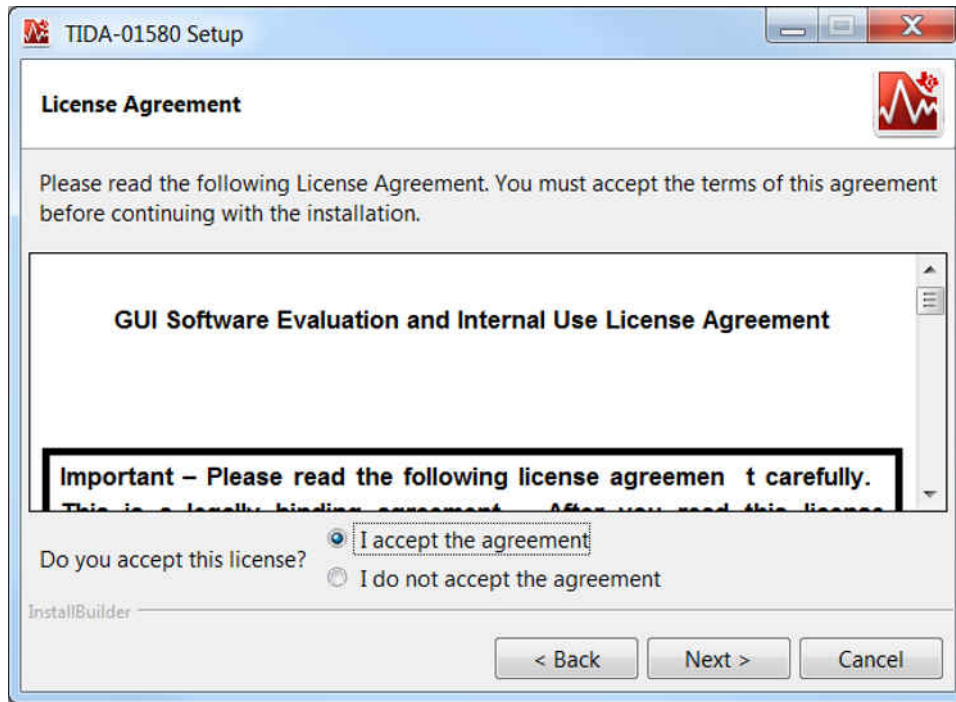


图 3-12. “License Agreement” 屏幕

- c. “Installation Directory” 屏幕 - 点击 “Next”。

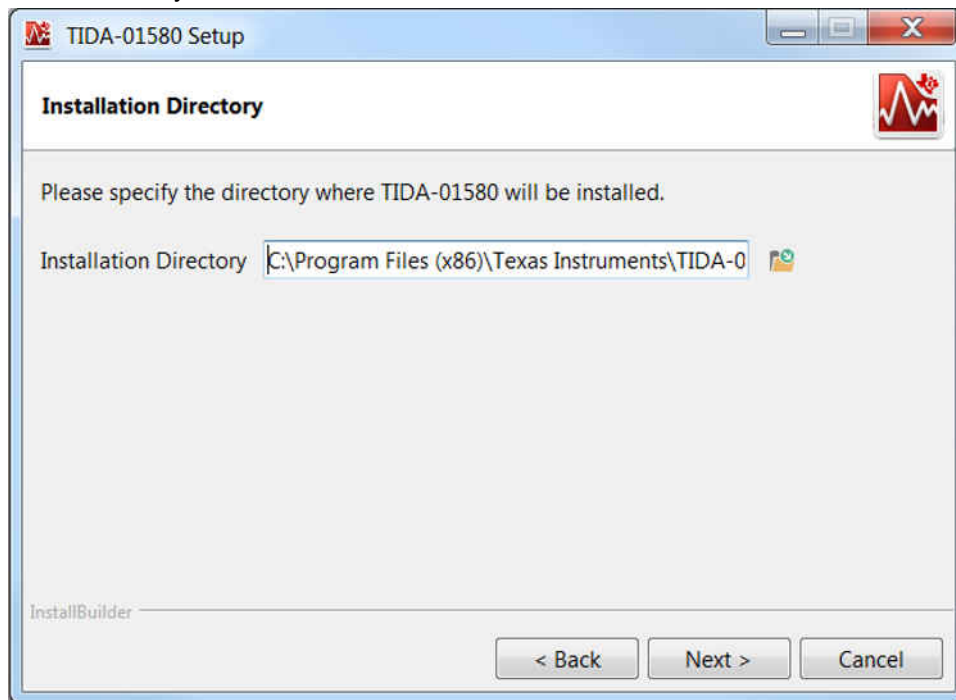


图 3-13. “Installation Directory” 屏幕

- d. “Select Components” 屏幕 - 点击 “Next”。

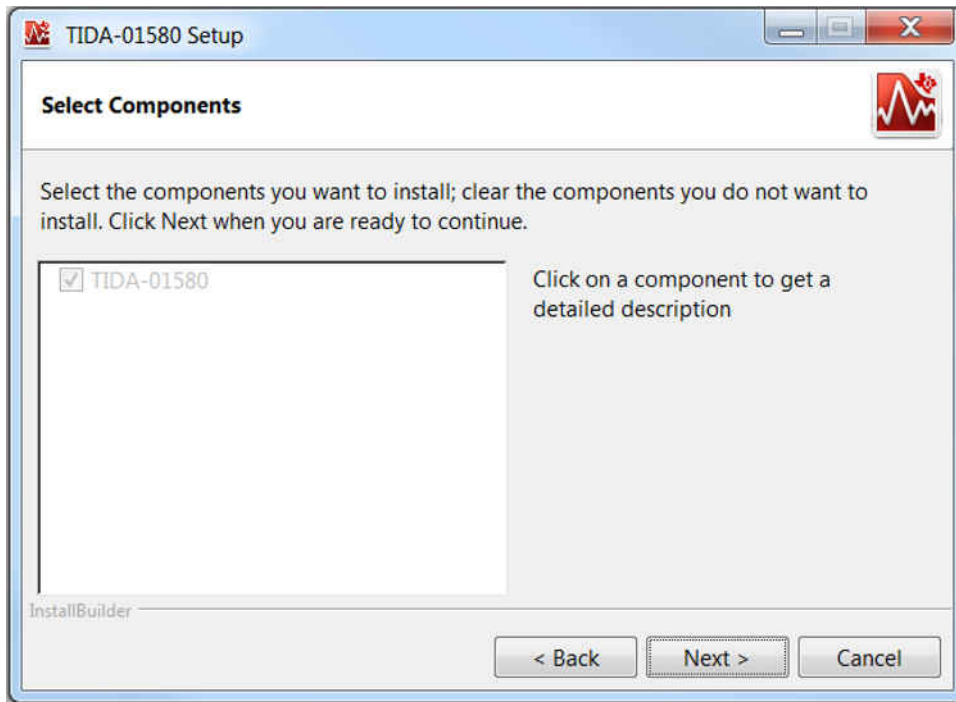


图 3-14. “Select Components” 屏幕

- e. “Ready to Install” 屏幕 - 点击 “Next”。

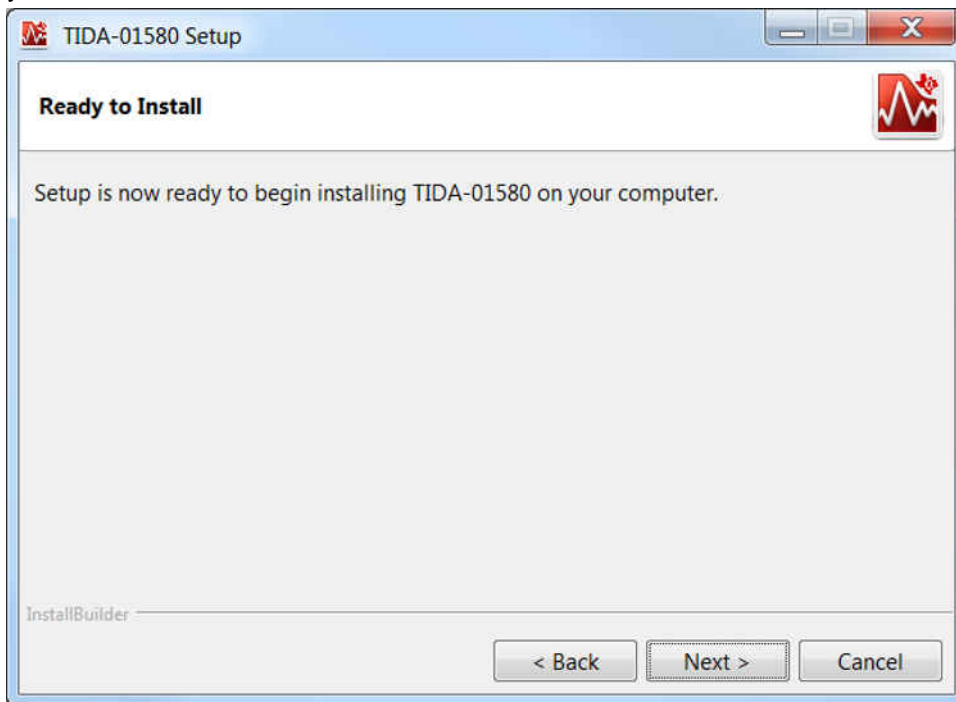


图 3-15. “Ready to Install” 屏幕

安装程序开始进行安装并显示进度屏幕 (请参阅图 3-16) 。

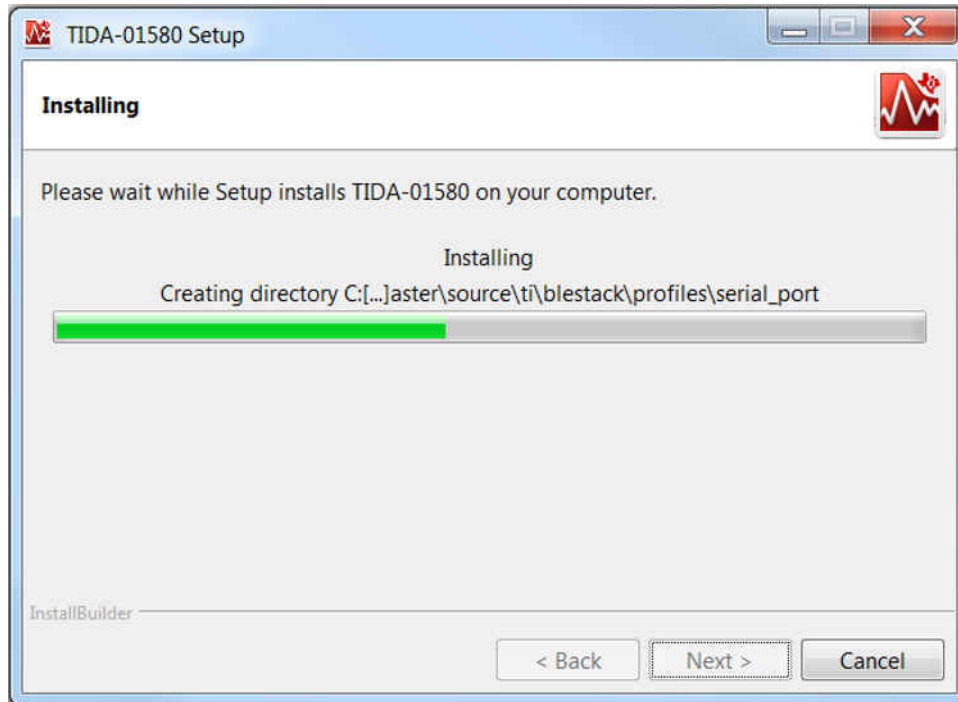


图 3-16. 安装 GUI

- f. 安装完成后，点击“Finish”。在安装位置查找 TIDA-01580 Application.exe (默认位置：C:\Program Files (x86)\Texas Instruments\TIDA-01580\TIDA-01580 Application) 。

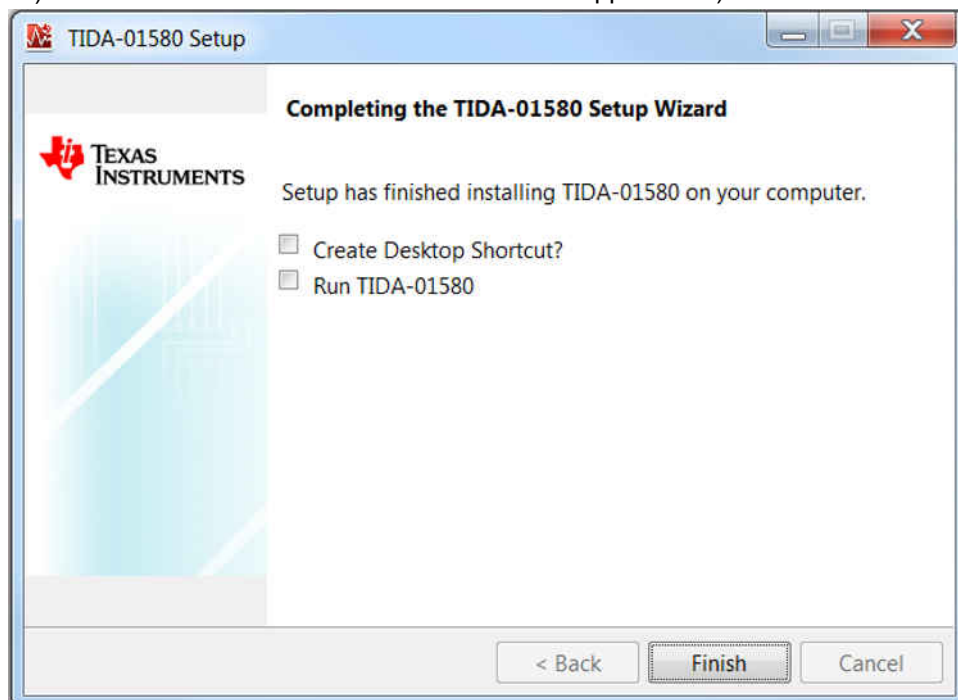


图 3-17. 完成 TIDA-01580 安装向导

在启动 GUI 时，会显示启动屏幕，如图 3-18 所示。

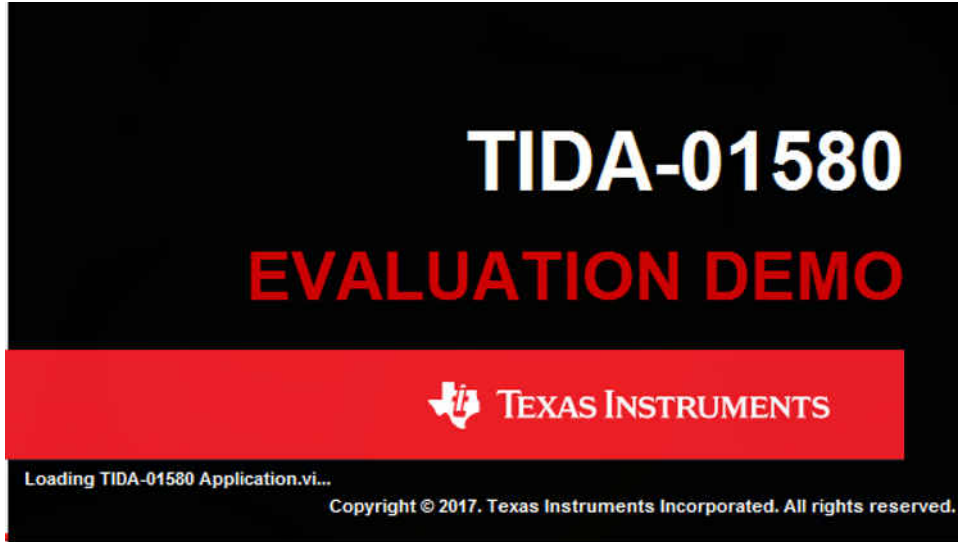


图 3-18. 启动 TIDA-01580 GUI 时的启动屏幕

“Instructions” 选项卡为用户提供说明和安全预防措施，如图 3-19 所示。

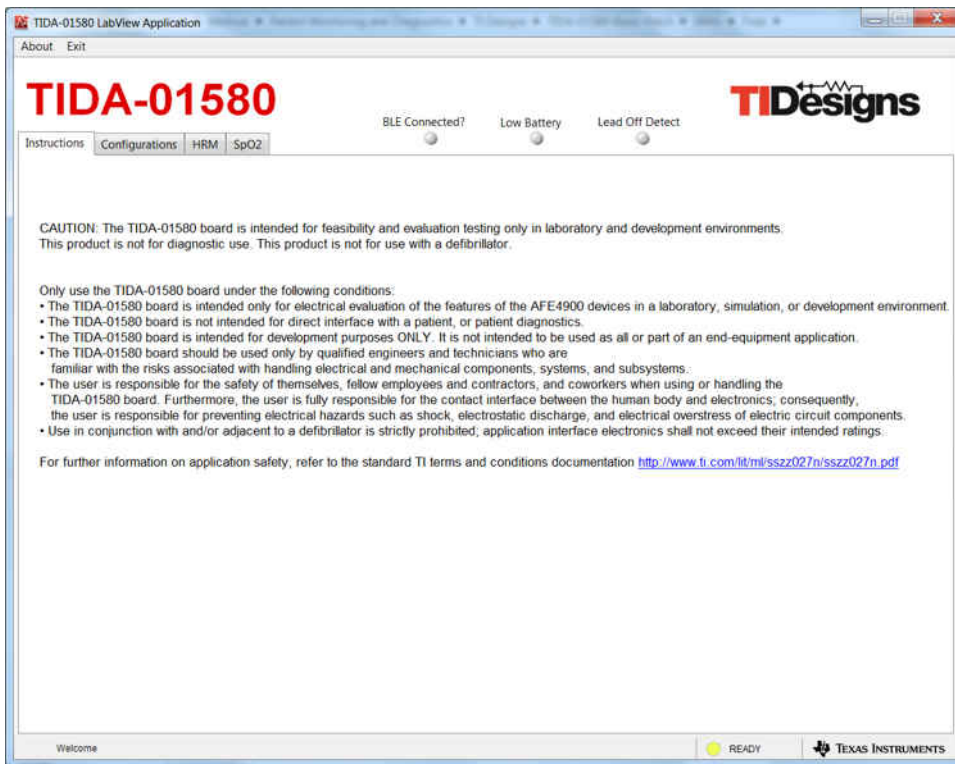


图 3-19. TIDA-01580 GUI “Instructions” 选项卡

“Configurations” 选项卡 (请参阅图 3-20) 提供有关软件路径的信息。

1. 确保将 CCS 基础文件夹路径设置为 <CCS 安装路径>\ccsv7\ccs_base。
2. 确保将工程 .OUT 文件路径设置为 <安装文件夹>\TIDA-01580_firmware\TIDA-01580_firmware_rx\FlashROM_StackLibrary\TIDA-01580_firmware_rx.out。
3. “Start/Stop” 按钮可用于连接 LAUNCHXL-CC2640R2 器件并对其进行编程，以采集数据。点击 “Start/Stop” 按钮之后，必须立即使用 S2 开关对 TIDA-01580 板执行下电上电。“Start/Stop” 按钮还可用于断开连接。

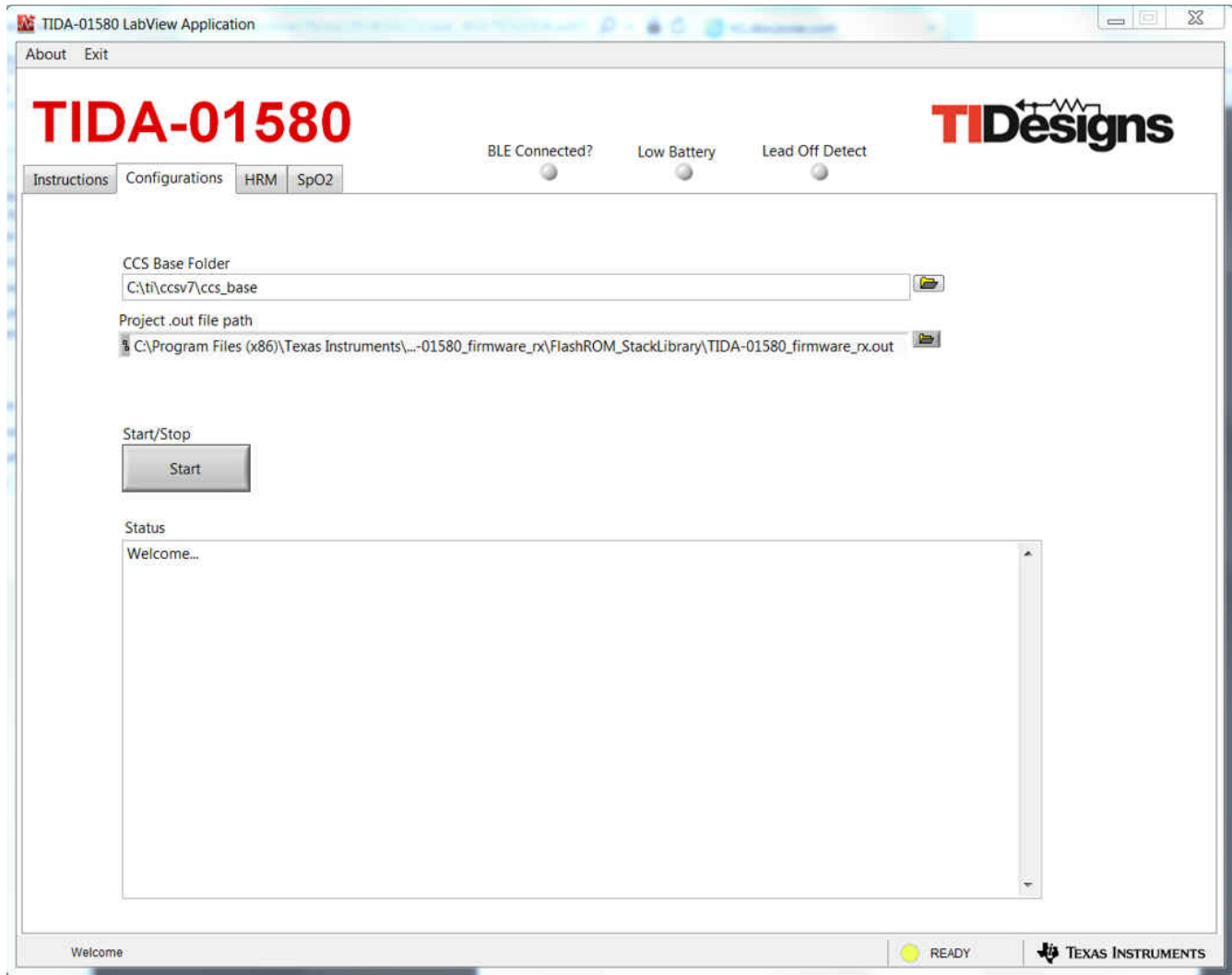


图 3-20. TIDA-01580 GUI “Configurations” 选项卡

“HRM”选项卡 (请参阅图 3-21) 显示了从绿色 LED 获取的 PPG 数据和 ECG 数据。“HRM”选项卡用于根据两组数据估算心率 (PPG 或 ECG 数据的两个峰值之间以秒为单位的时间差/60) 。

NOTE

一旦建立了 BLE 连接，“Configurations”选项卡就会切换为“HRM”选项卡。

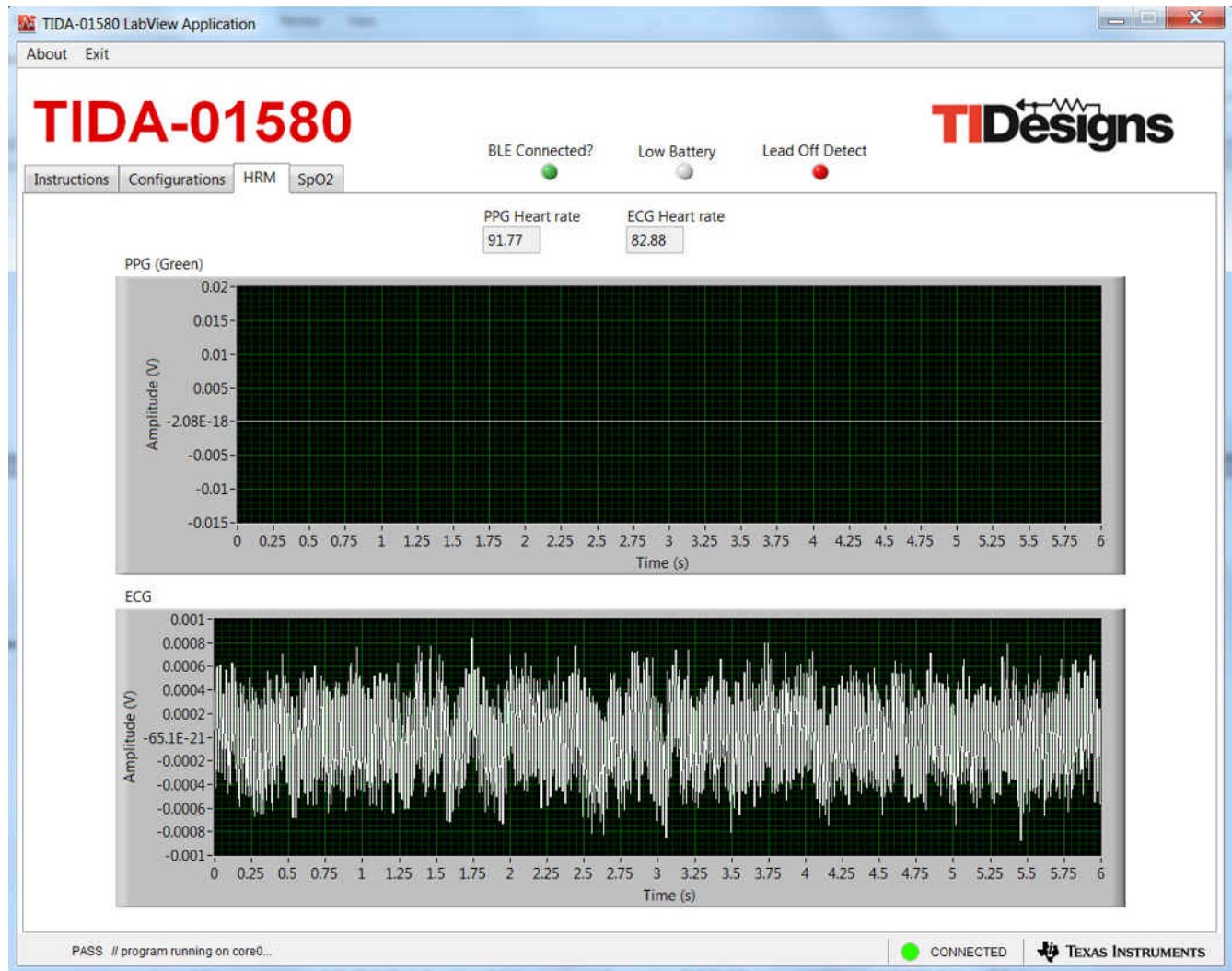


图 3-21. TIDA-01580 GUI “HRM”选项卡

“SpO2”选项卡(请参阅图 3-22)显示了从红色和红外 LED 获取的 PPG 数据。“SpO2”选项卡用于根据两组数据估算 % SpO2。

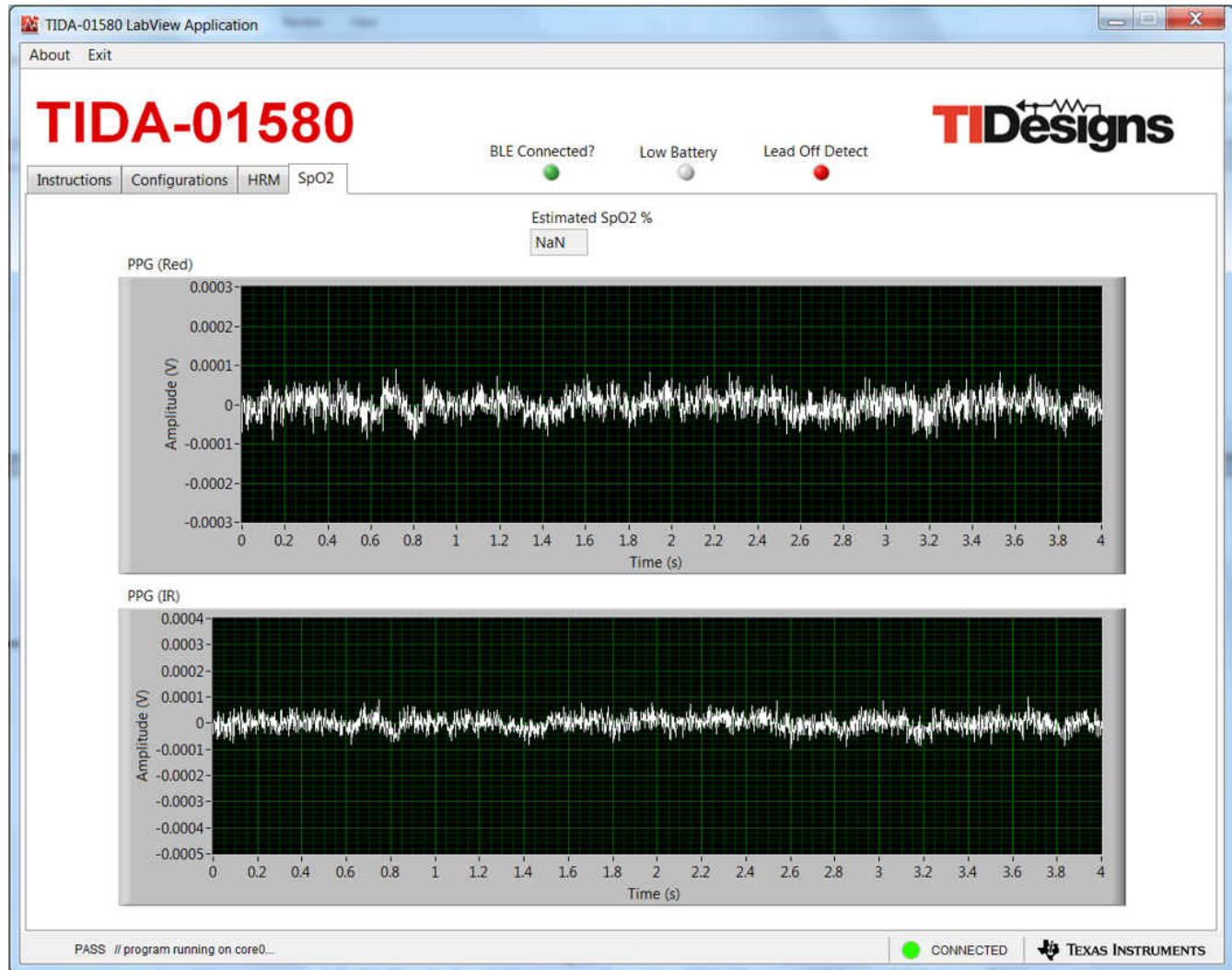


图 3-22. TIDA-01580 GUI “SpO2”选项卡

- 如果 LAUNCHXL-CC2640R2 接收器通过 BLE 连接到 TIDA-01580 板，则“BLE Connected?” LED 指示灯亮起。
- 如果电池电压低于 2V，则“Low Battery” LED 指示灯亮起。
- 如果任何一个 ECG 电极未连接到人体，则“Lead Off Detect” LED 指示灯亮起。
- “Exit”按钮可用于断开并退出该 .exe 文件。

3.2 测试和结果

本节介绍 TIDA-01580 板的测试设置和测试结果 (请参阅图 3-23)。



图 3-23. 用于采集数据的测试设置

3.2.1 测试设置

1. 在 PC 的 USB 端口上插入 LAUNCHXL-CC2640R2 器件。
2. 打开 TIDA-01580 Application.exe 文件。
3. 将人体 (手指或手腕) 连接至 TIDA-01580 板以进行测量。确保底部的 PPG 传感器被手指盖住。对于 ECG 测量, 使用两个电极。一个电极位于一只手触摸的底部, 另一个电极通过用另一只手触摸顶部而形成。
4. 确保“Configurations”选项卡上 CCS 基础文件夹和工程 .out 文件的路径正确。
5. 点击 TIDA-01580 GUI 上“Configurations”选项卡中的“START/STOP”按钮。
6. 通过切换 S2 开关对 TIDA-01580 板进行下电上电。
7. “Configurations”选项卡显示以下消息:

```
Welcome...  
Advanced filtering is disabled in the Run Time Engine  
PASS // core0 connected as Cortex_M3_0...  
PASS // program file loaded on core0...  
PASS // program running on core0...
```

一旦 TIDA-01580 板连接到接收信息的 LAUNCHXL-CC2640R2 板，“BLE Connected?” LED 就会亮起，“HRM”选项卡应打开，其中显示 PPG (绿色 LED) 和 ECG 数据。如果未正确连接 ECG 电极，则“Lead Off Detect”LED 亮起。“SpO2”选项卡可用于测量来自红色和红外 LED 的 PPG 数据。

- 评估完成后，点击“Configurations”选项卡中的“START/STOP”按钮。该选项卡显示以下消息：

```
PASS // closing tcp session on port 1444..
```

- 点击“Exit”按钮退出该 .exe 文件。

3.2.2 测试结果

3.2.2.1 使用 PPG (绿色 LED) 和 ECG 测量心率

图 3-24 和图 3-25 展示了来自 SFH 7072 和 OCS112 传感器的 HRM 和 ECG 数据。

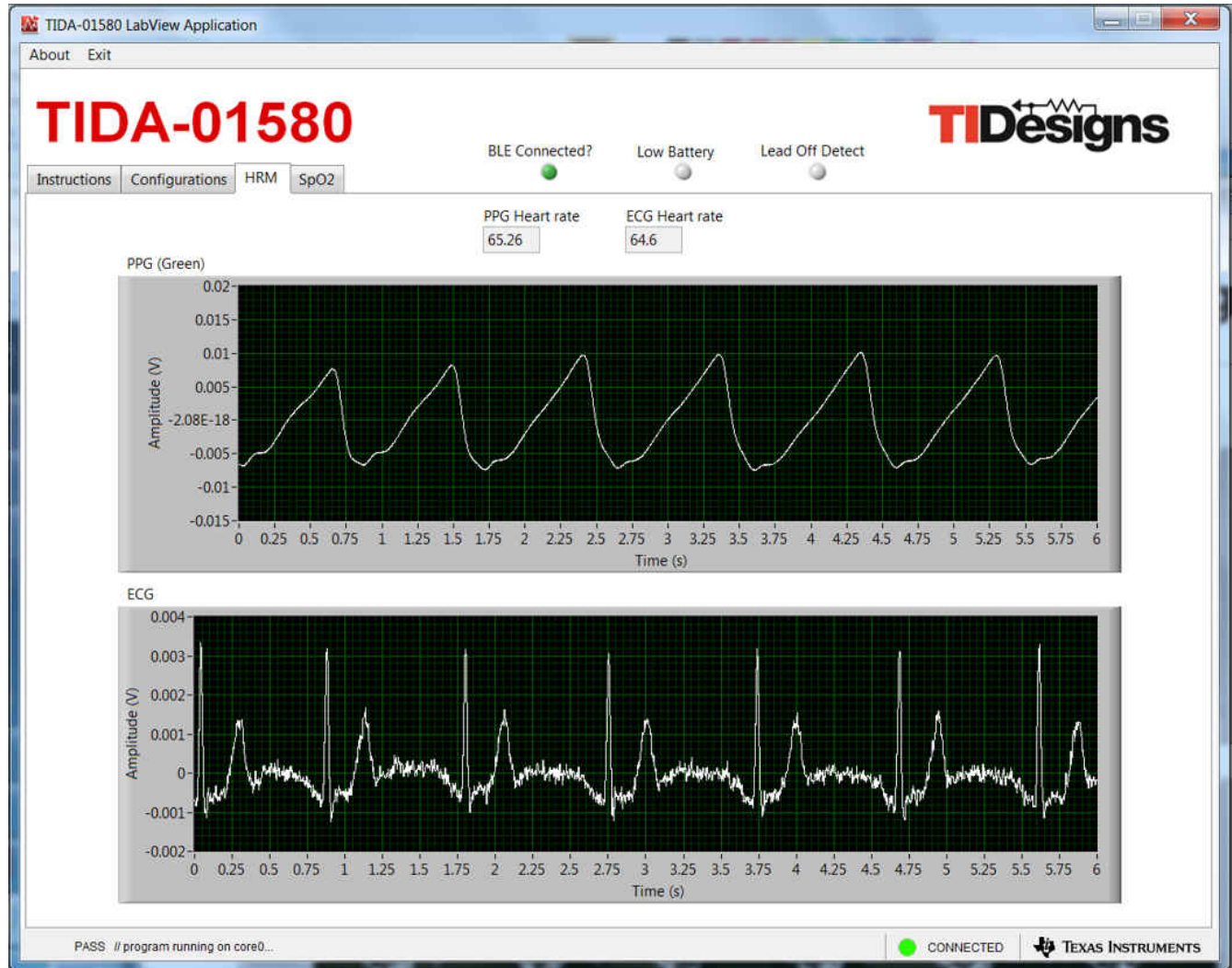


图 3-24. 来自 SFH 7072 传感器的 HRM 数据和 ECG 数据

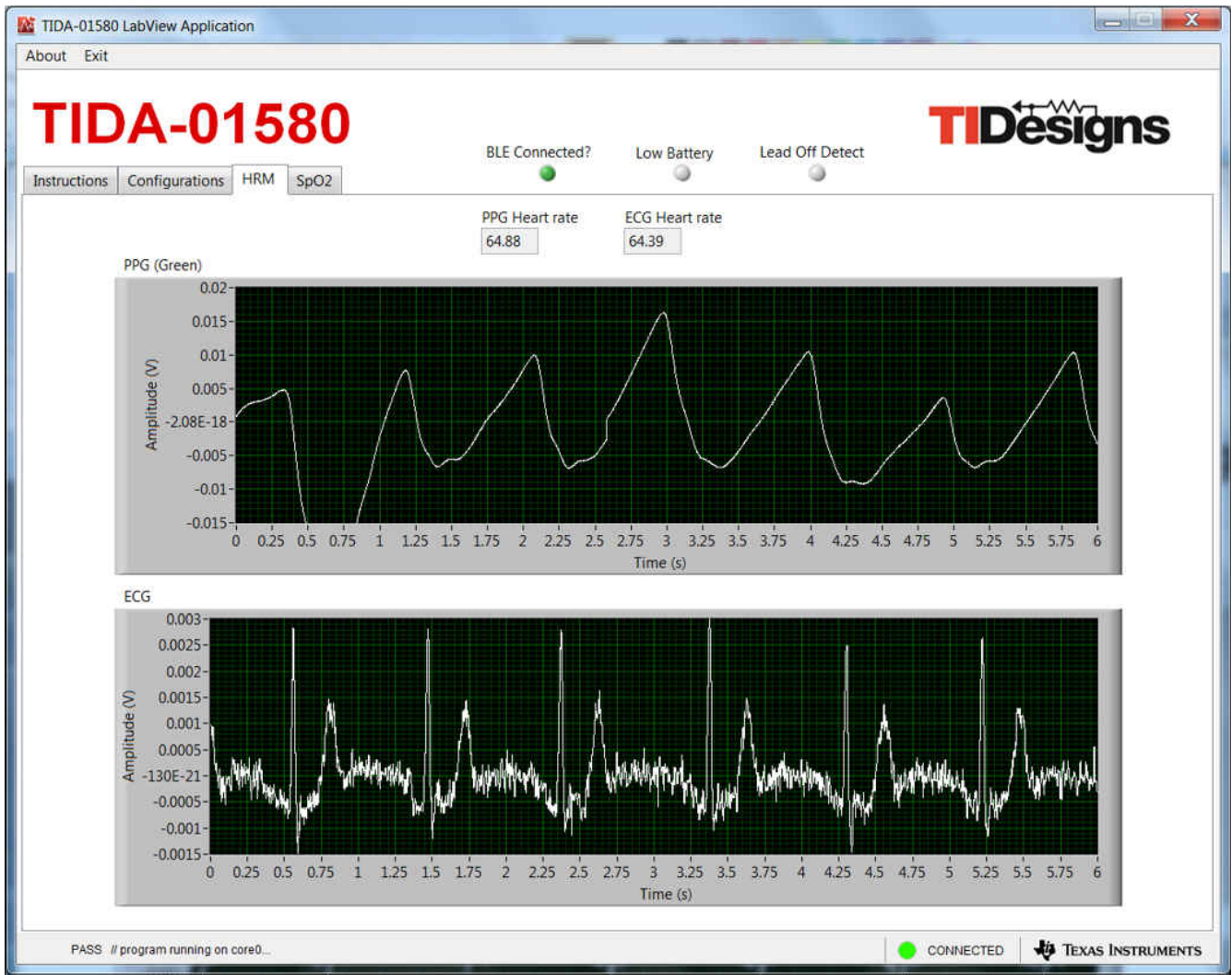


图 3-25. 来自 OCS112 传感器的 HRM 数据和 ECG 数据

3.2.2.2 使用红色和红外 LED 测量 SpO2

图 3-26 和 图 3-27 展示了来自 SFH 7072 和 OCS112 传感器的 SpO2 和 ECG 数据。

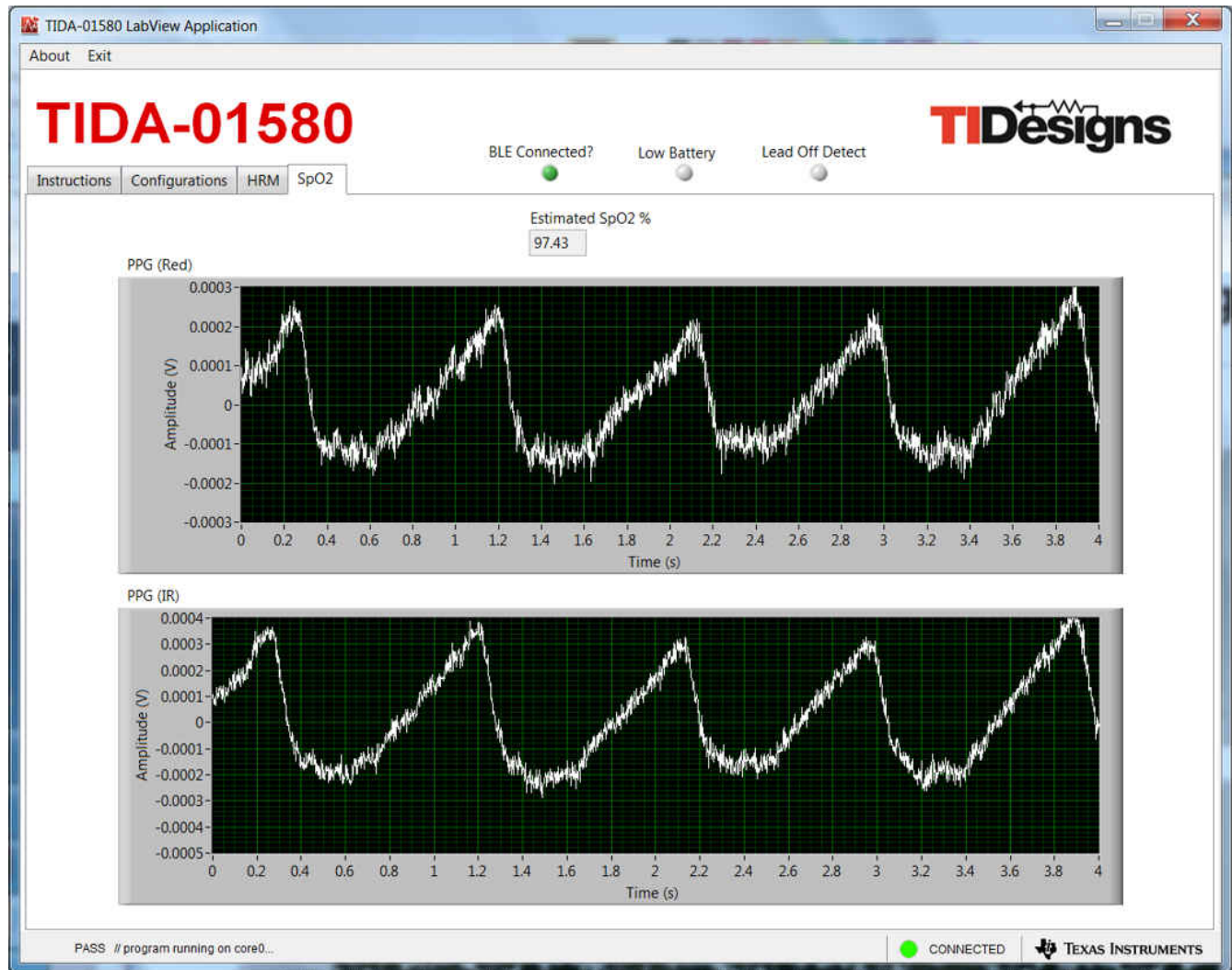


图 3-26. 来自 SFH 7072 传感器的 SpO2 数据和 ECG 数据

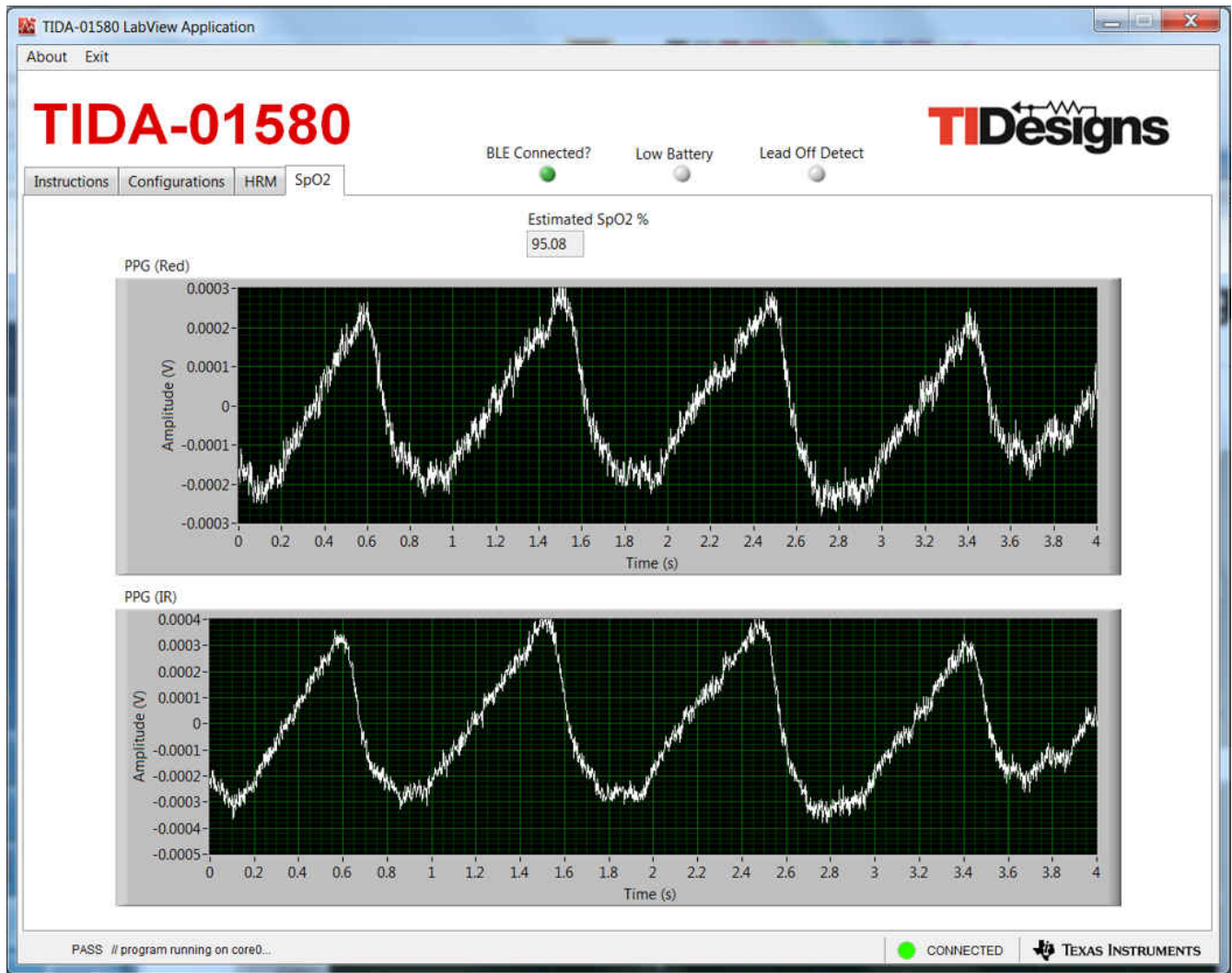


图 3-27. 来自 OCS112 传感器的 SpO2 数据和 ECG 数据

3.2.2.3 PTT 测量

图 3-28 展示了 PTT 测量结果。

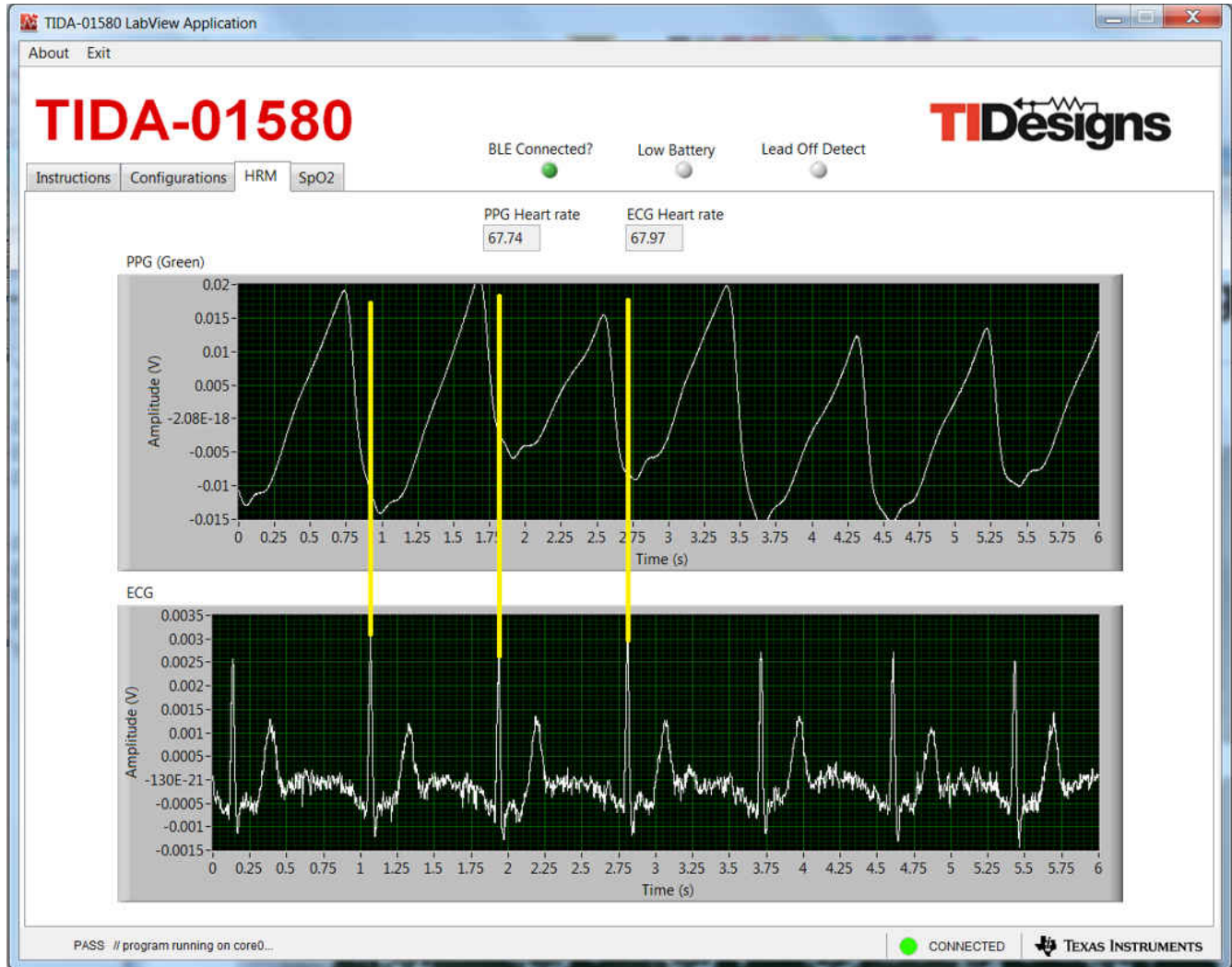


图 3-28. 显示恒定 PTT 的测量结果

NOTE

在测试期间，观察到与 PPG 信号耦合的电力线噪声和其他运动伪影使 SNR 急剧降低。对于 HRM 应用，消除噪声和基线漂移势在必行。心率估算通常需要一种算法来过滤噪声并检测每搏心率和平均心率。即使在休息条件下，由于呼吸和运动伪影导致信号直流电平突然变化，心率数据的提取也会变得复杂。可以通过在消除直流电平突然变化的影响后测量信号的连续峰值之间的间隔来计算心率。在存在运动等伪影的情况下，PPG 信号可能会被淹没。对于这种情况，需要采用运动消除算法，通常还需要借助来自加速计的数据，以便消除运动伪影并提取心率。

3.2.2.4 导联脱落检测

TIDA-01580 板实现了导联脱落检测功能。板载 LED D2 具有相同的指示功能。TIDA-01580 GUI 也可通过使 LED 亮起来突出显示导联脱落检测。

3.2.2.4.1 交流导联脱落检测

图 3-29 展示了交流导联脱落检测设置 (使用 AFE4900 EVM GUI)。

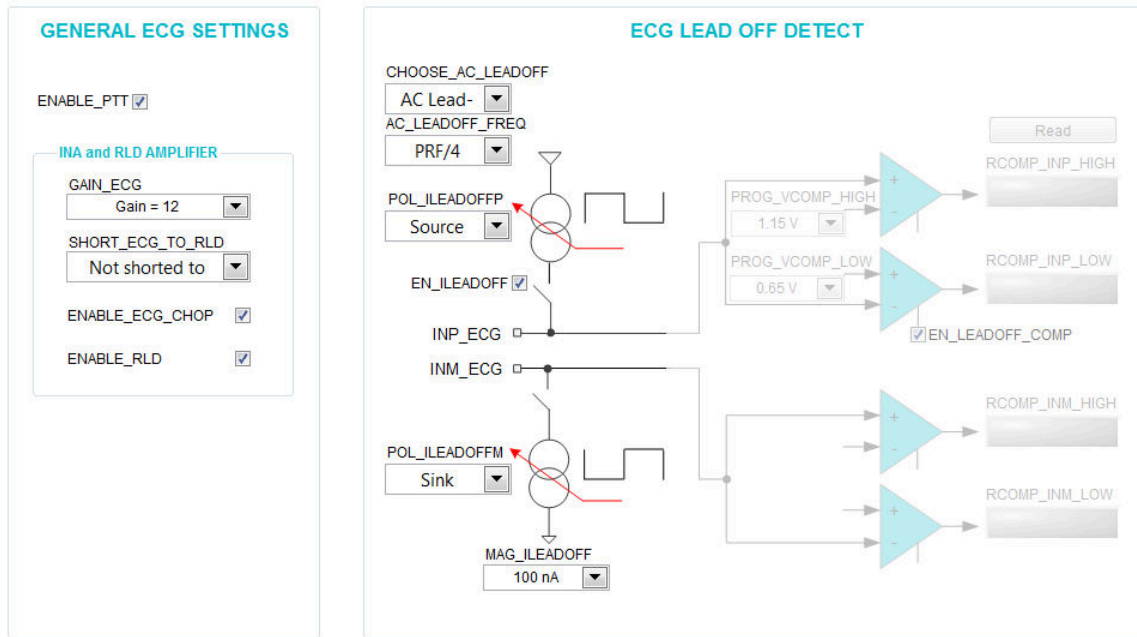


图 3-29. 交流导联脱落检测设置

3.2.2.4.2 直流导联脱落检测

图 3-30 展示了直流导联脱落检测设置 (使用 AFE4900 EVM GUI)。

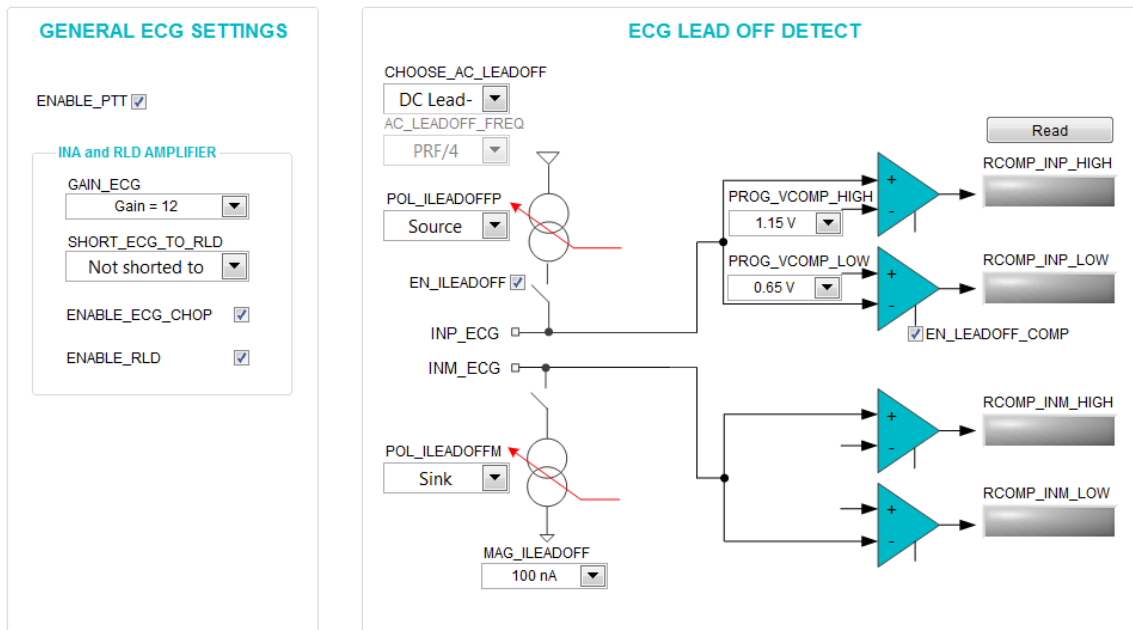


图 3-30. 直流导联脱落检测设置

3.2.2.5 低电池电量指示

TIDA-01580 板实现了低电池电量指示功能。板载 LED D3 具有相同的指示功能。TIDA-01580 GUI 也可通过使 LED 亮起来突出显示低电池电量。低电池电量检测阈值被设置为 1.9V。

3.2.2.6 直流/直流转换器的波形

图 3-31 至 图 3-35 展示了直流/直流转换器的波形。

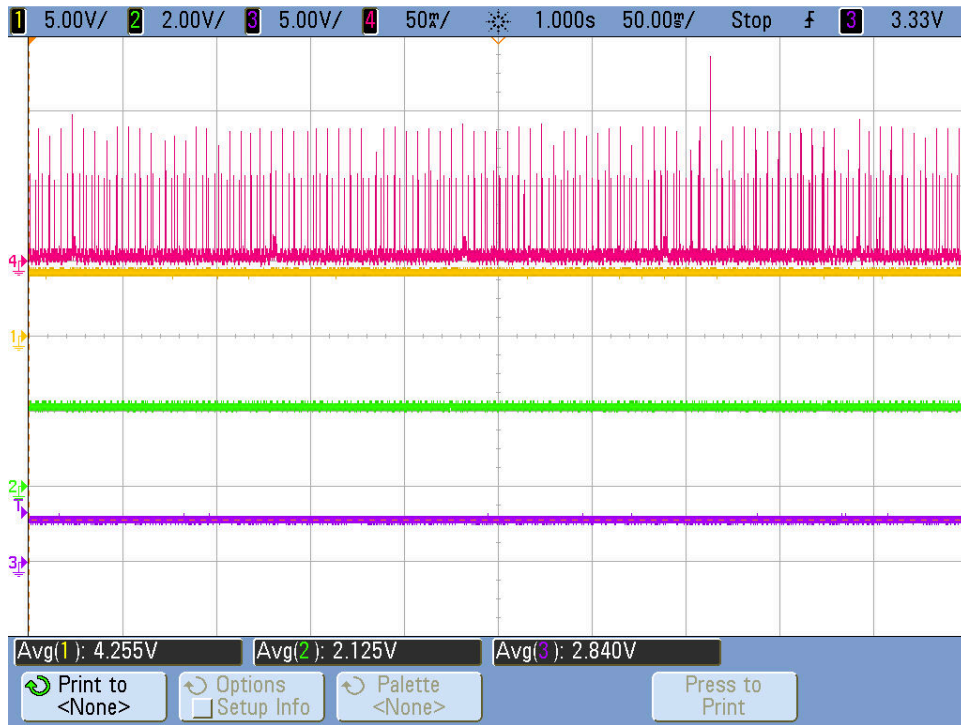


图 3-31. 显示 Ibattery (粉色)、RX_SUP (黄色)、TX_SUP (绿色) 和 Vbattery (紫色) 的波形

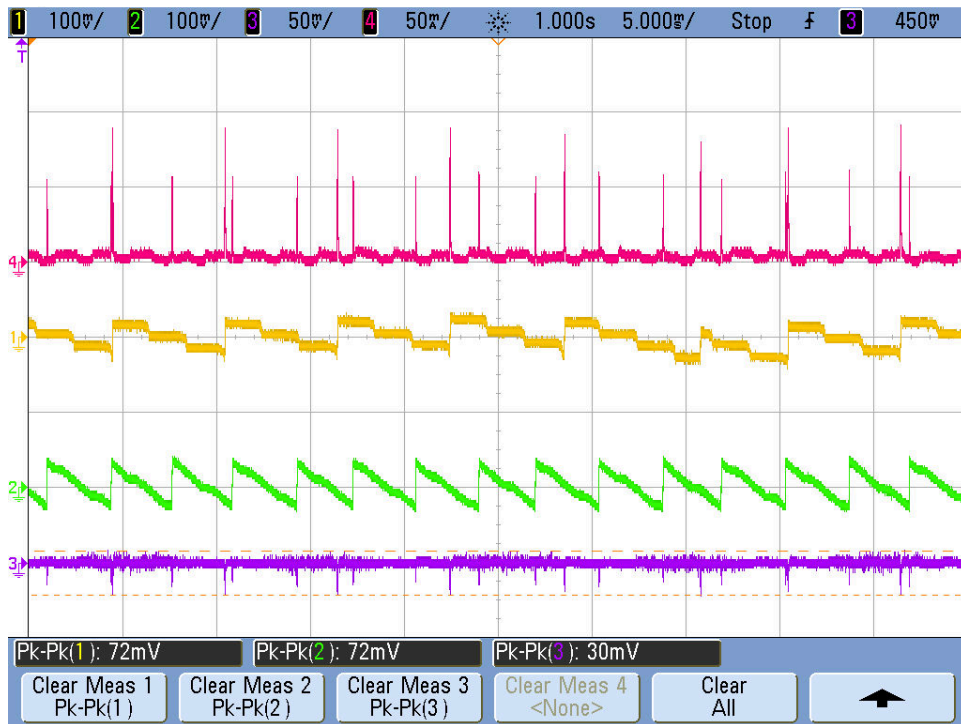


图 3-32. 显示 Ibattery (粉色)、RX_SUP 上的纹波 (黄色)、TX_SUP 上的纹波 (绿色) 和 Vbattery 上的纹波 (紫色) 的波形

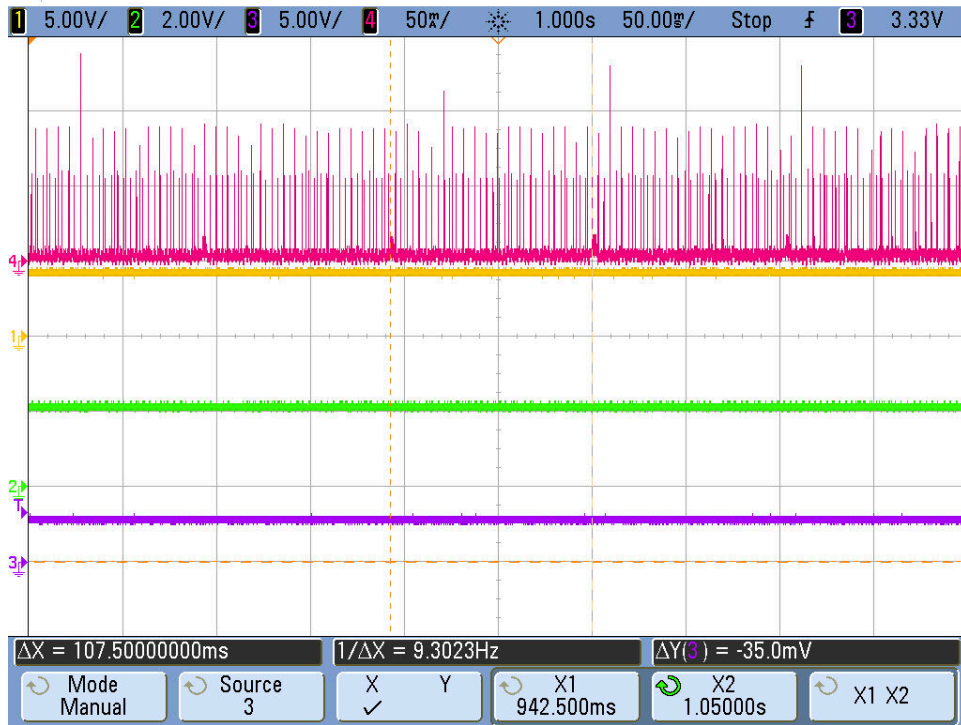


图 3-33. 粉色波形显示了 BLE 的 100ms 广播时间

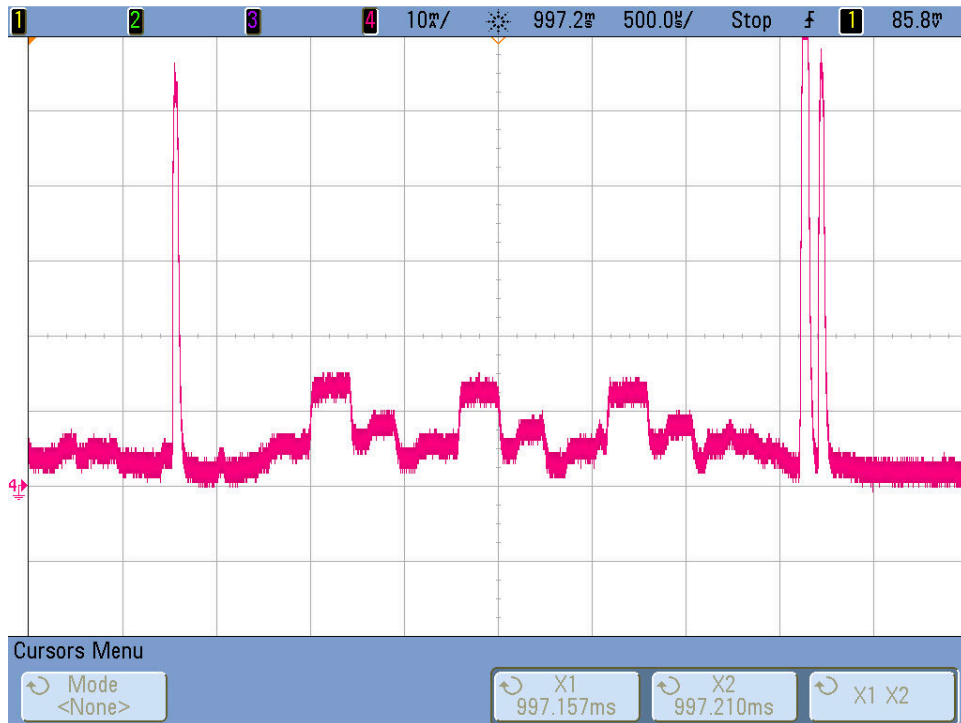


图 3-34. 显示 BLE 的标准广播的三个脉冲

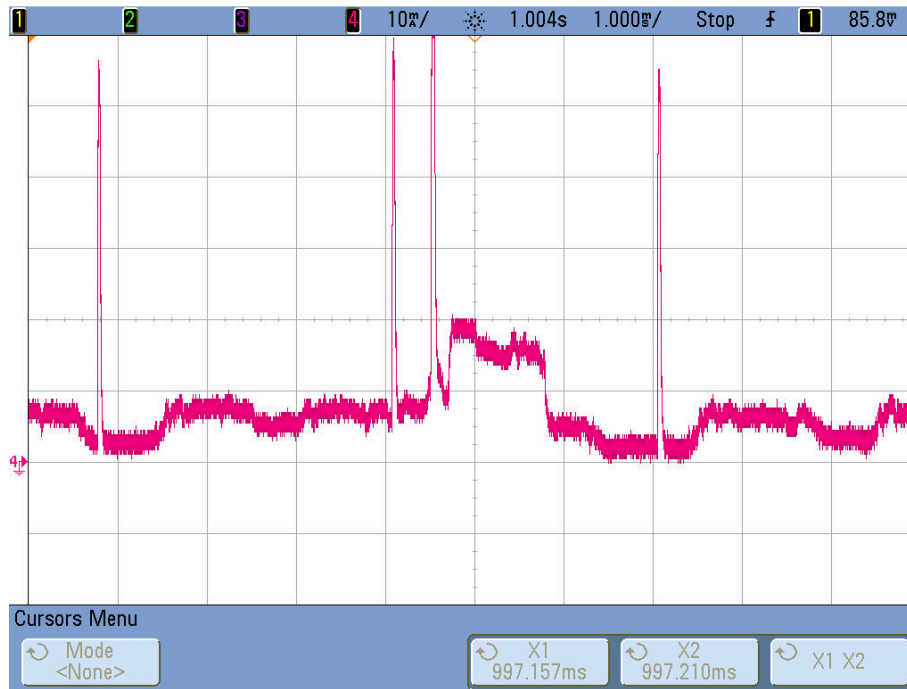


图 3-35. 显示标准 BLE (连接后) 的脉冲

3.2.2.7 电池寿命测试

通过使 TIDA-01580 板电源保持打开状态进行连续传输数据来进行电池寿命测试。CR3032 电池可连续工作 100 个小时。

4 设计文件

4.1 原理图

要下载原理图，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

4.2 物料清单

要下载物料清单 (BOM)，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

4.3 PCB 布局建议

相应的数据表中提供了本设计中所采用的各 TI 器件的特定布局准则。图 3-1 和图 3-2 分别展示了 TIDA-01580 PCB 的俯视图和仰视图。重要部分使用红色箭头和说明文字进行了突出显示。

4.3.1 主板布局

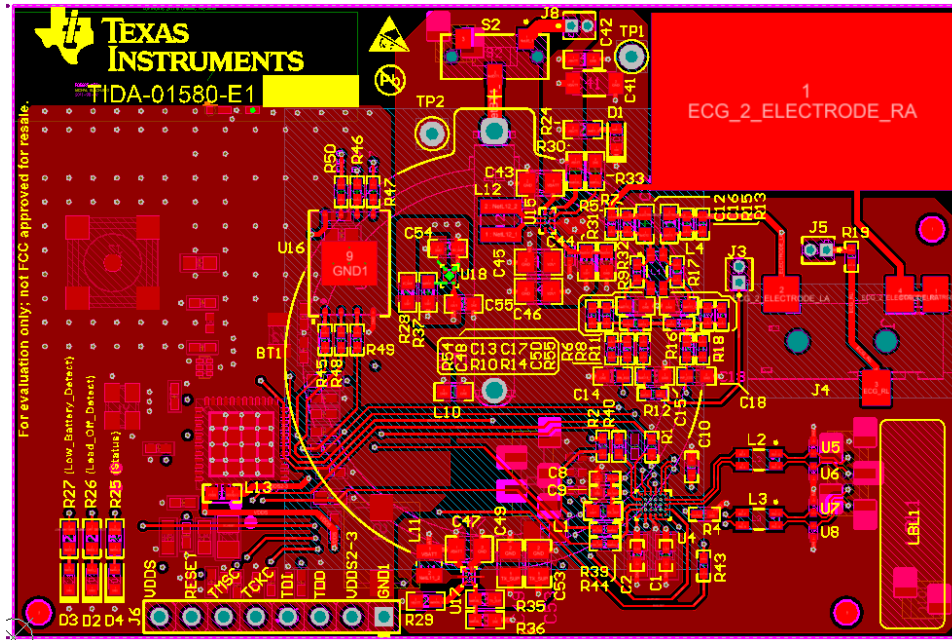


图 4-1. TIDA-01580 板的顶层

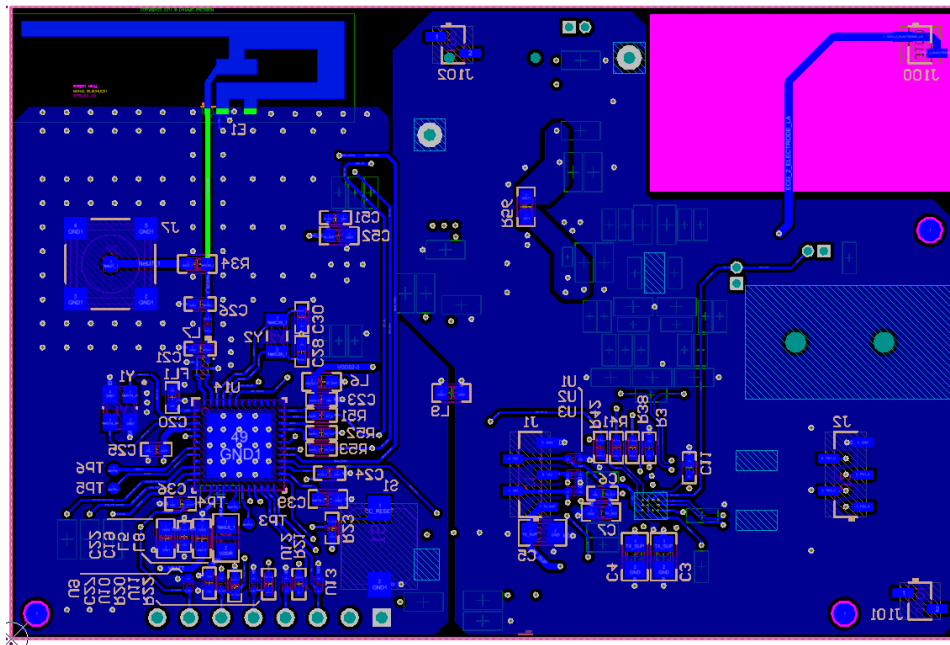


图 4-2. TIDA-01580 板的底层

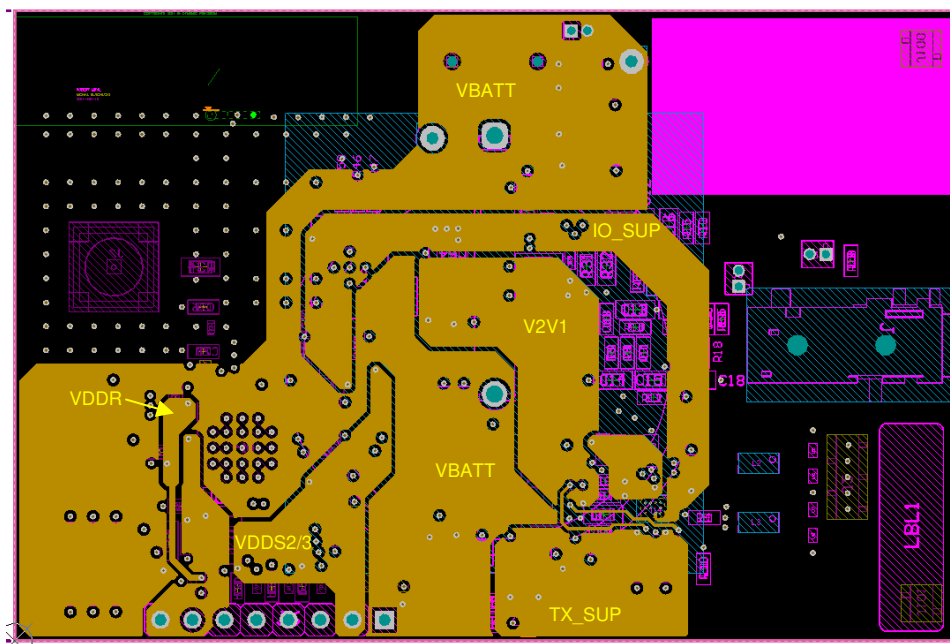


图 4-3. TIDA-01580 板的电源层

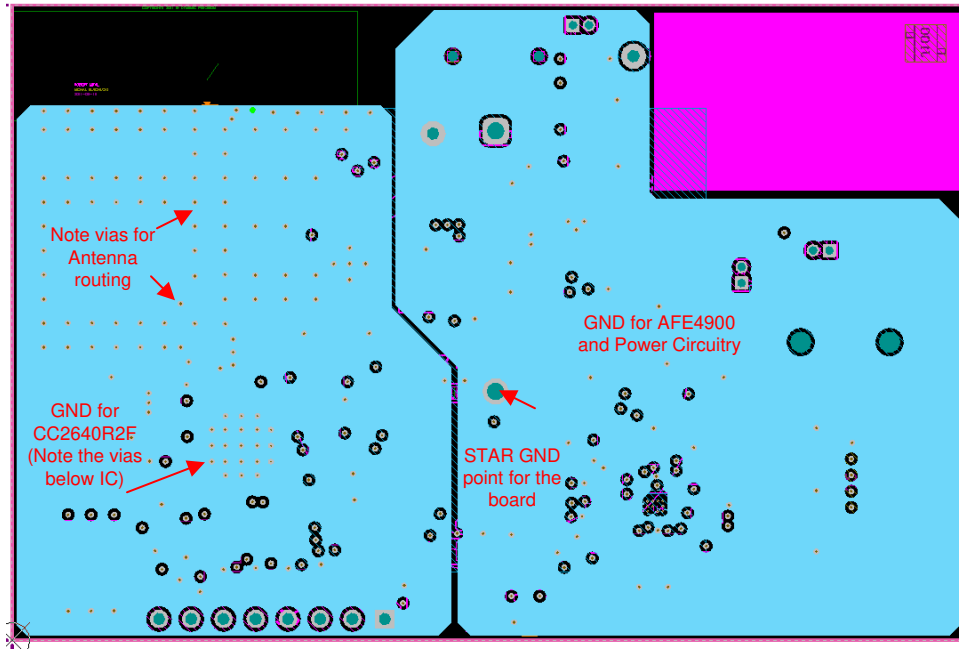


图 4-4. TIDA-01580 板的接地层

4.3.2 PD 与 AFE 之间的连接

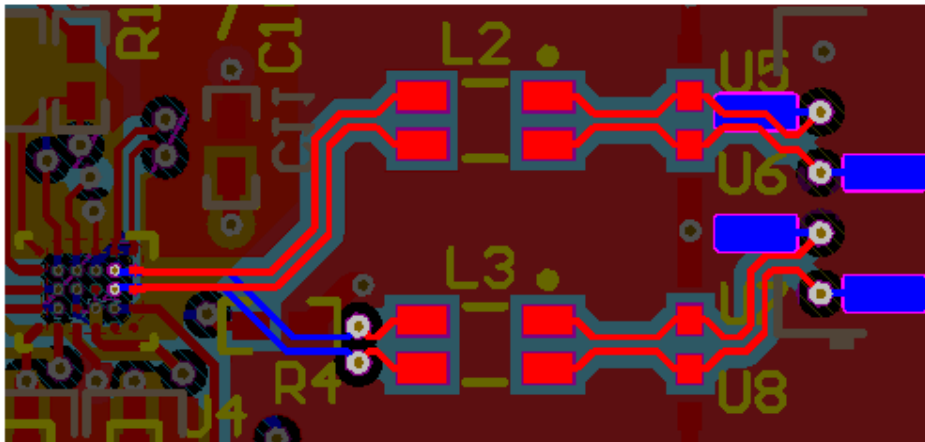


图 4-5. PD 与 AFE 之间的布线

4.3.3 LED 与 AFE 之间的连接

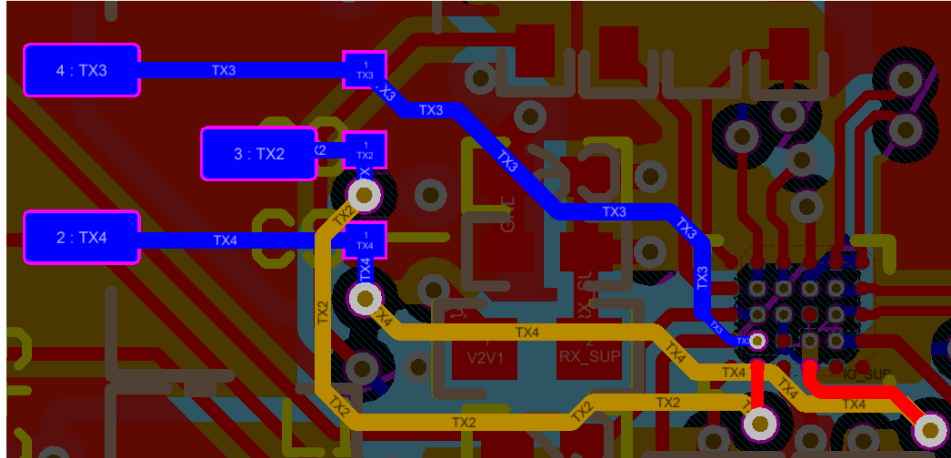


图 4-6. LED 与 AFE 之间的布线

4.3.4 ECG PAD 与 AFE 之间的连接

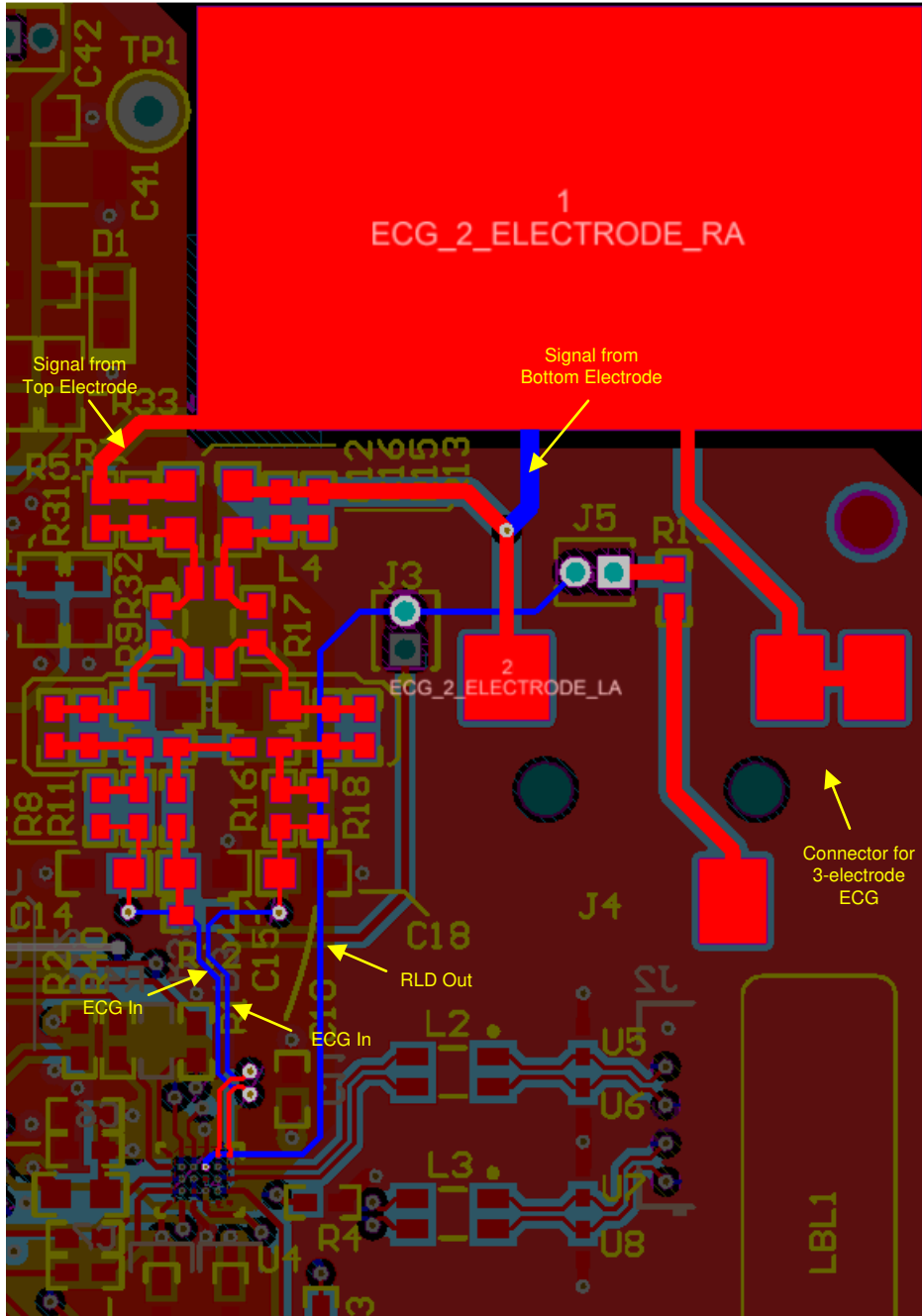


图 4-7. ECG PAD 与 AFE 之间的布线

4.3.5 BT 与 AFE 之间的连接

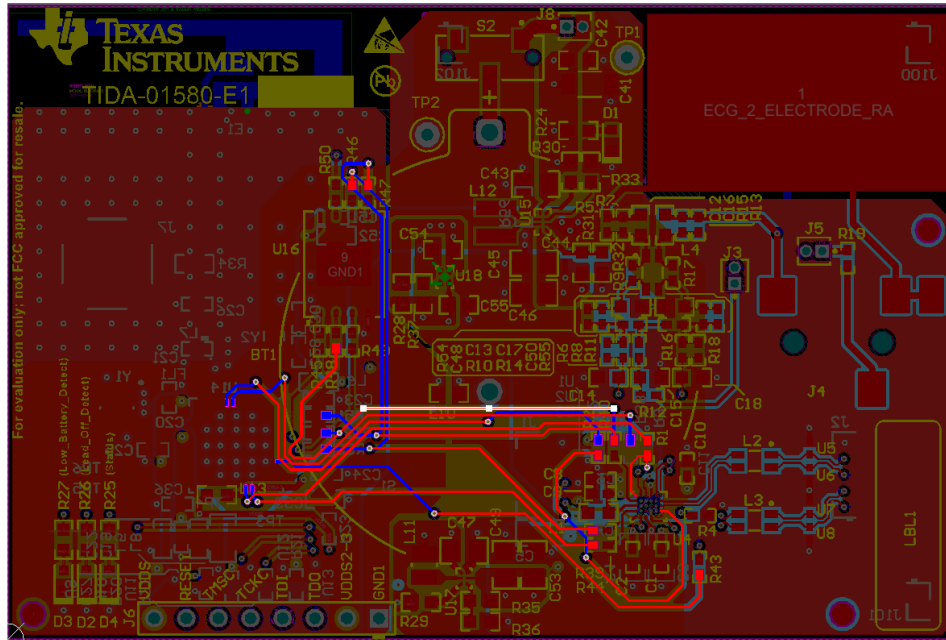


图 4-8. CC2640R2F 与 AFE4900 之间的布线

4.3.6 BT 天线与芯片之间的连接

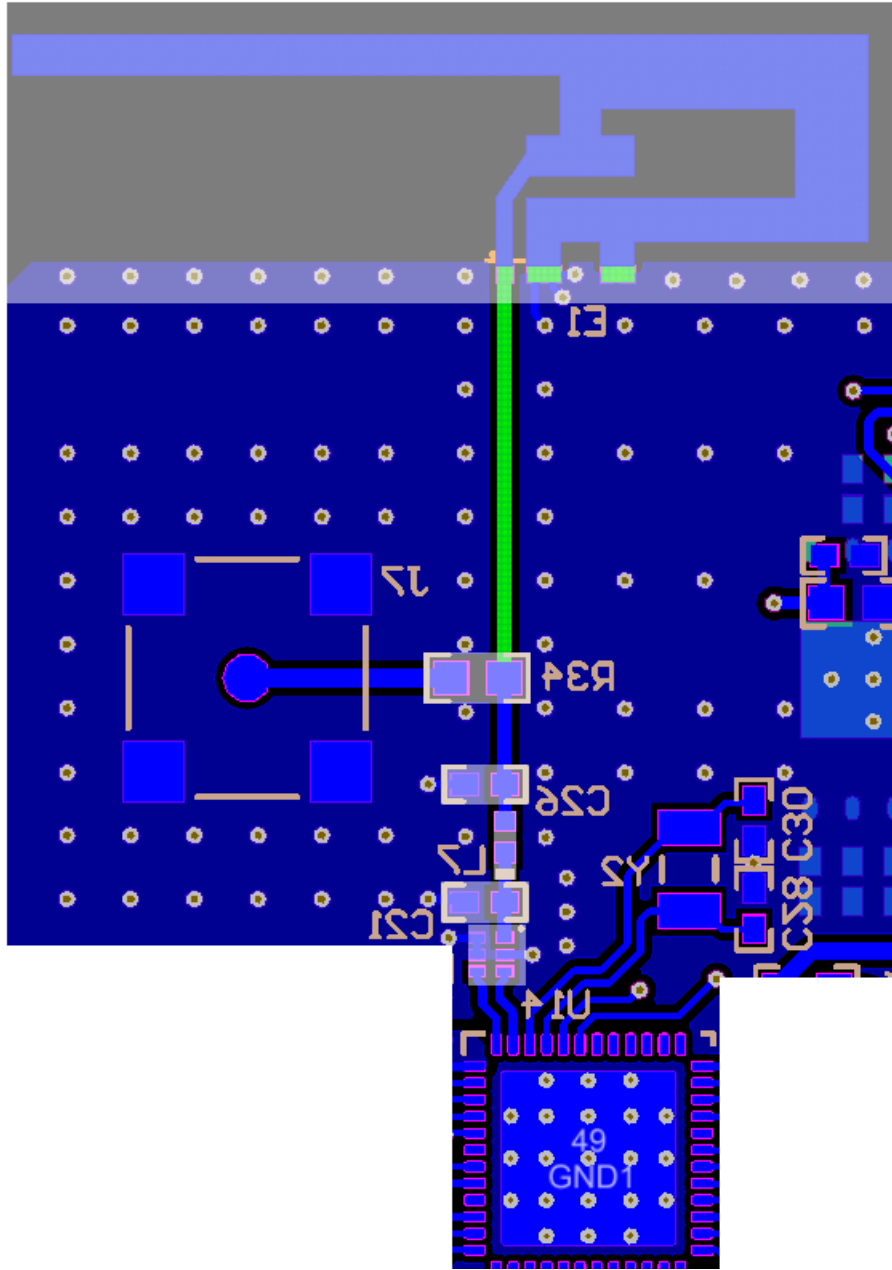


图 4-9. CC2640R2F 与天线之间的布线

4.3.7 升压转换器

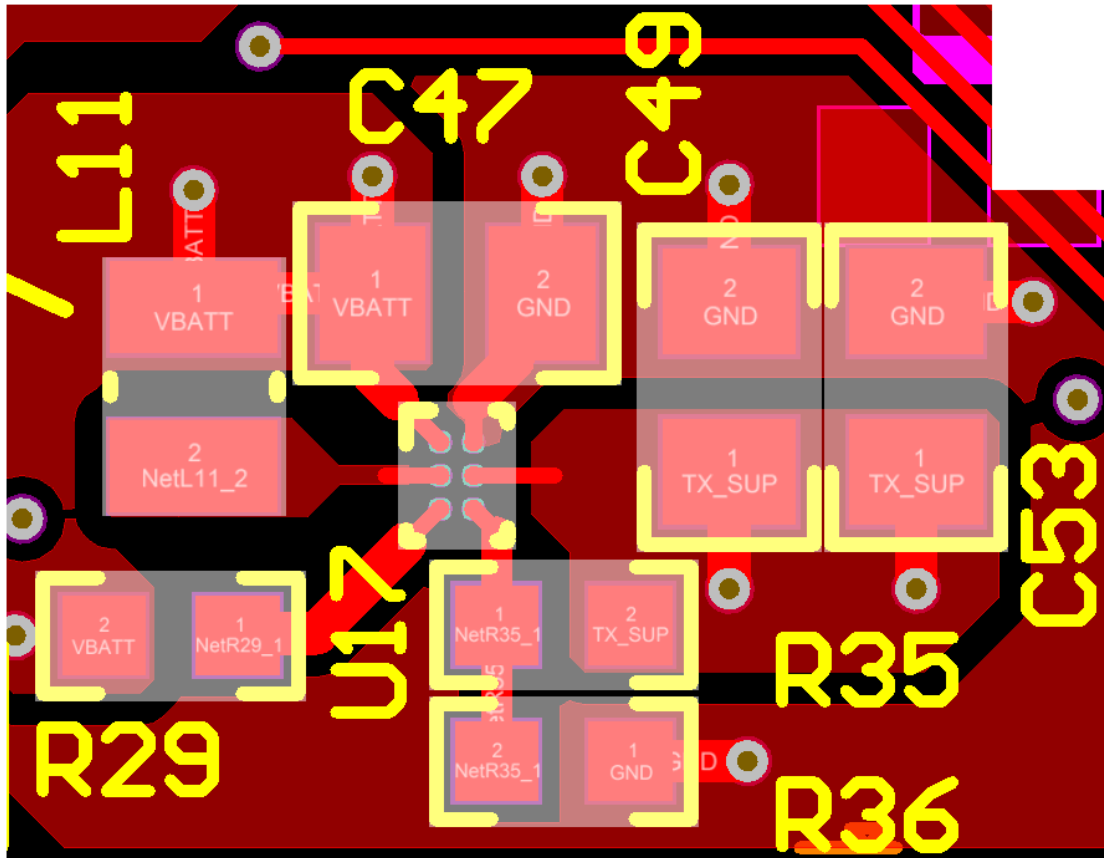


图 4-10. 升压转换器 TPS61099 的布局 and 布线

4.3.8 降压/升压转换器

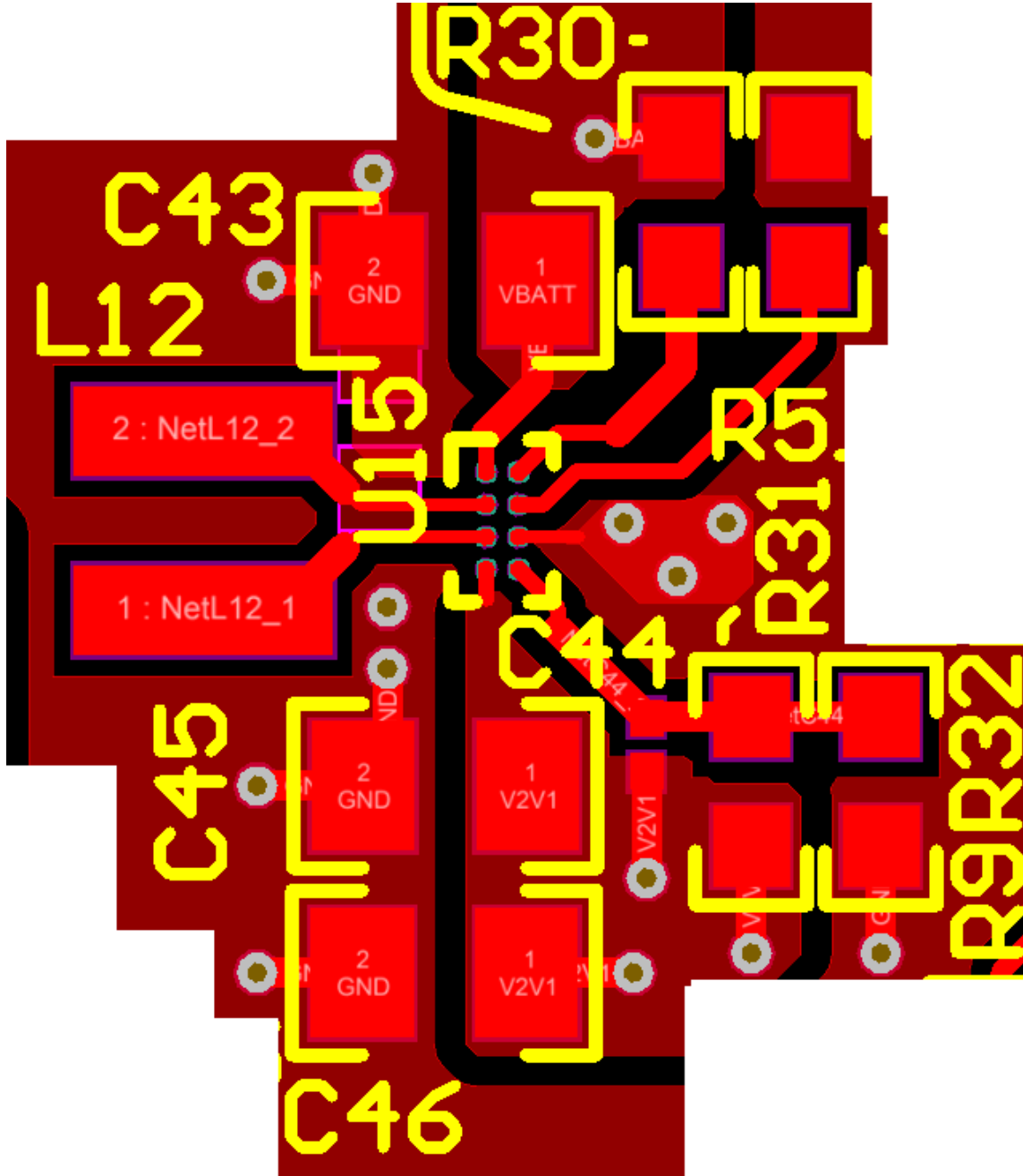


图 4-11. 降压/升压转换器 TPS63036 的布局 and 布线

4.3.9 PPG 传感器板布局

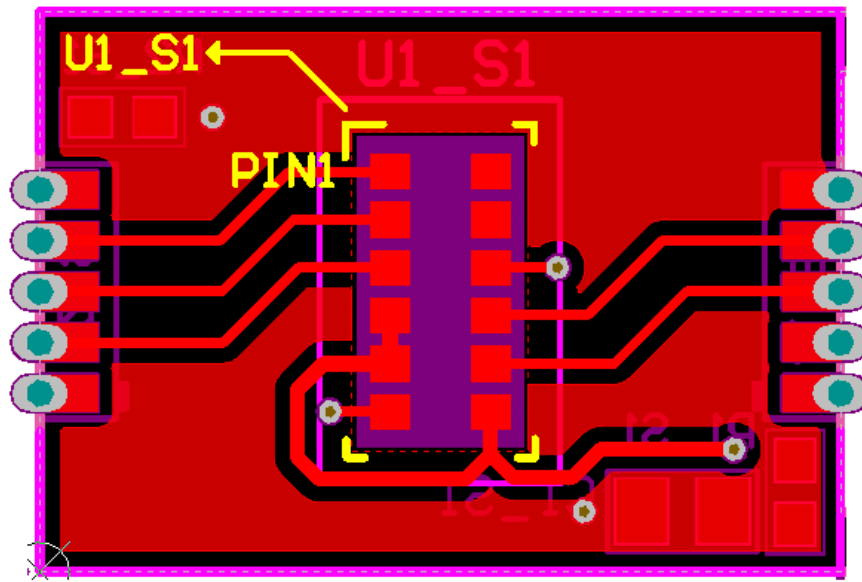


图 4-12. SFH 7072 板布局 (顶层)

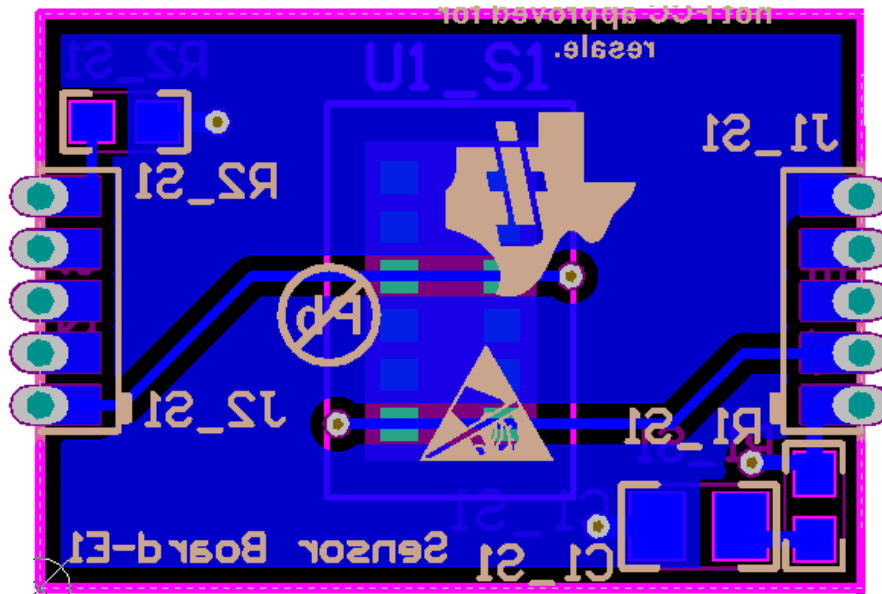


图 4-13. SFH 7072 板布局 (底层)

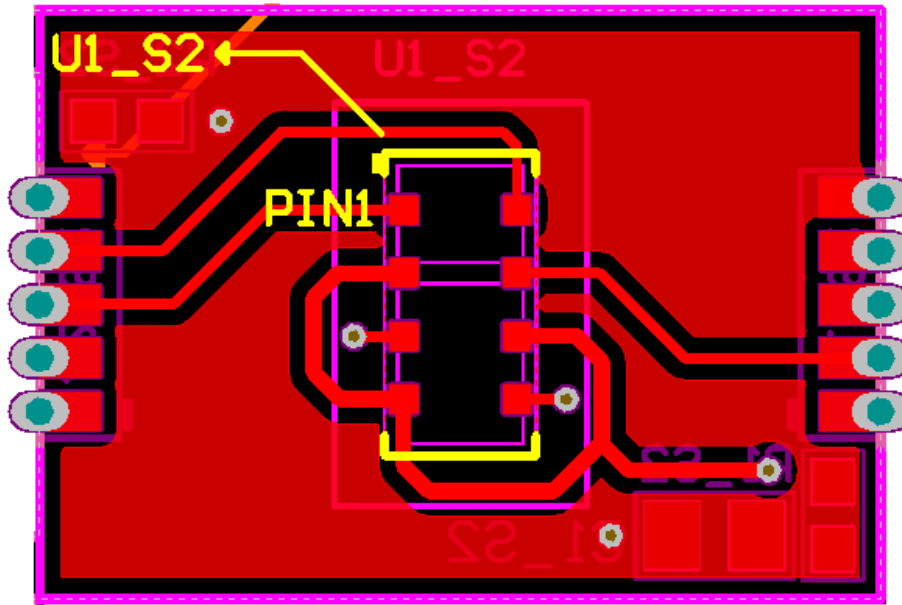


图 4-14. OCS112 板布局 (顶层)

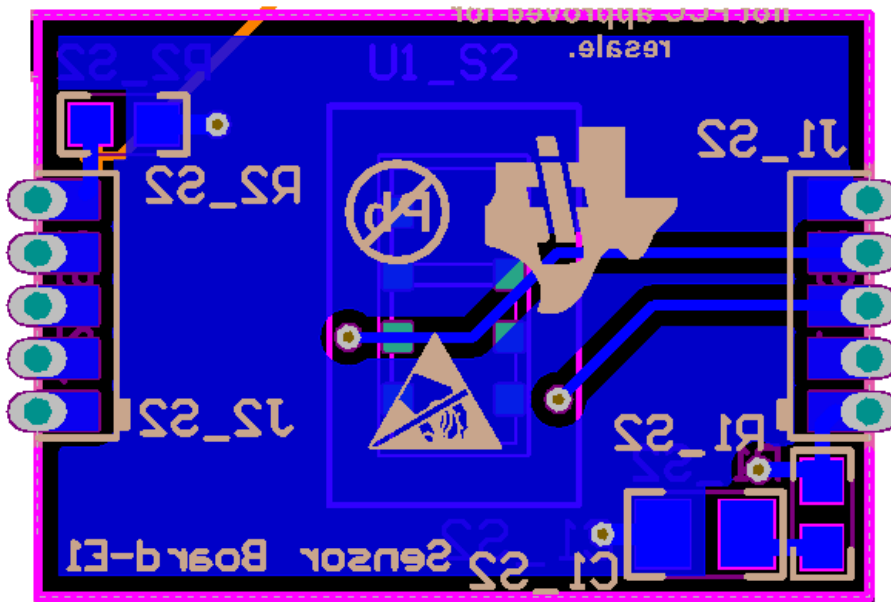


图 4-15. OCS112 板布局 (底层)

4.3.10 ECG 传感器板布局

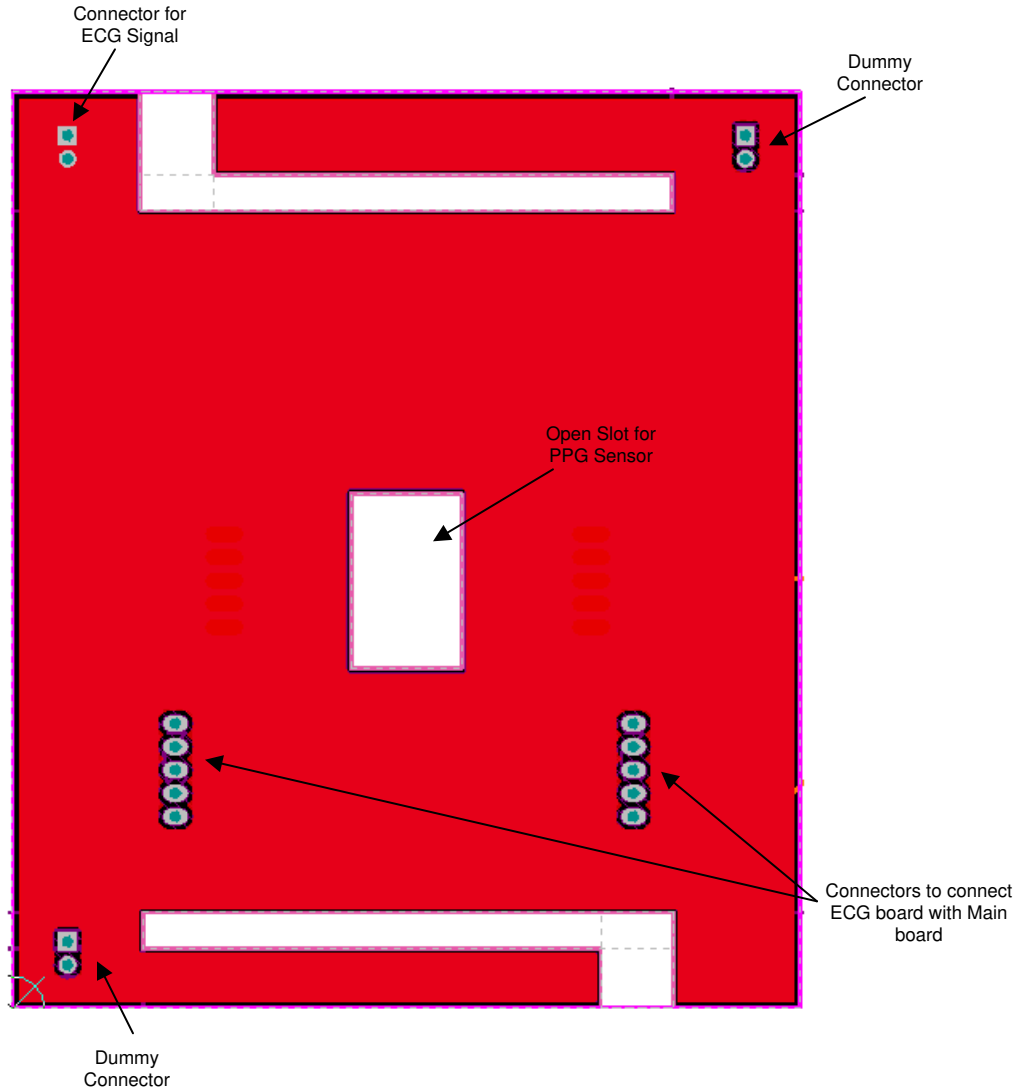


图 4-16. ECG 板布局 (顶层)

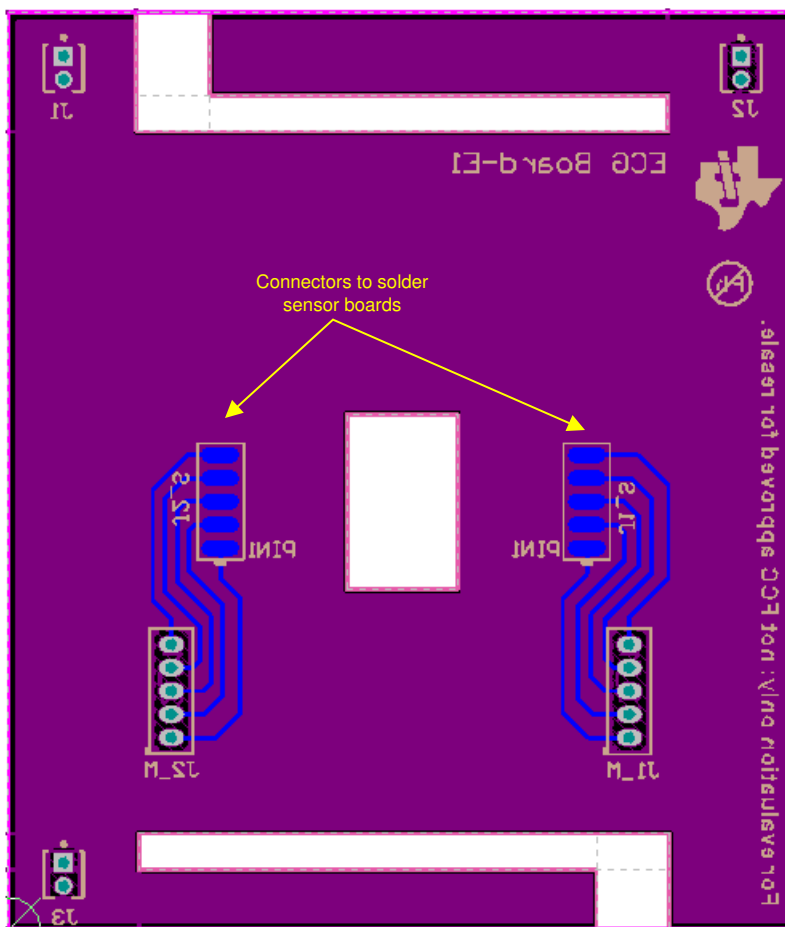


图 4-17. ECG 板布局 (底层)

4.3.11 布局图

要下载层图，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

4.4 Altium 工程

要下载 Altium 工程文件，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

4.5 光绘文件

要下载光绘文件，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

4.6 装配图

要下载装配图，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

5 软件文件

要下载软件文件，请参阅 [TIDA-01580](#) 中的设计文件。

6 相关文档

1. 德州仪器 (TI)，[TINA-TI 仿真软件](#)
2. 德州仪器 (TI)，[《微型脉搏血氧仪参考设计入门指南》](#)
3. 德州仪器 (TI)，[《如何使用 AFE4403 设计外周血氧饱和度 \(SpO2\) 和光学心率监测 \(OHRM\) 系统》](#)，应用报告
4. 德州仪器 (TI)，[《了解 ECG 中的导联脱落检测》](#)，应用报告
5. 德州仪器 (TI)，[《测量低功耗 Bluetooth® 的功耗》](#)，应用报告
6. 德州仪器 (TI)，[《测量低功耗 Bluetooth 的功耗》](#)，应用报告

6.1 商标

TI E2E™, SimpleLink™, TINA-TI™, and Code Composer Studio™ are trademarks of Texas Instruments.

LabVIEW™ is a trademark of National Instruments.

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

Bluetooth® is a registered trademark of Bluetooth SIG.

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

OSRAM® is a registered trademark of OSRAM Opto Semiconductors GmbH.

WEBENCH® is a registered trademark of Texas Instruments.

所有商标均为其各自所有者的财产。

7 关于作者

SANJAY PITHADIA 是德州仪器 (TI) 的一名系统设计师，负责开发面向医疗、保健与健身领域的子系统设计解决方案。Sanjay 自 2008 年起在 TI 工作，参与设计了能源、智能电网、工业电机驱动器和医疗成像的相关参考设计。Sanjay 在工作中充分利用了他在模拟设计、混合信号设计、工业接口和电源方面的经验。Sanjay 拥有孟买 Veermata Jijabai 技术学院电子工程技术学士学位。

KIRAN RAJMOHAN 是德州仪器 (TI) 的一名测试工程师，负责对高性能模拟 IP (例如 ADC、DAC、PGA、PLL 和 TI 微控制器中的射频信号链) 进行测试和表征。Kiran 自 2015 年起在 TI 工作。Kiran 拥有喀拉拉邦特里凡得琅工程学院电子和通信工程技术学士学位。

Revision History

注：以前版本的页码可能与当前版本的页码不同

Changes from Revision A (May 2019) to Revision B (October 2020)	Page
• 添加了 TPS63900.....	1
• 添加了注释.....	14
• 删除了表：两电极和三电极配置的器件安装 (直流和交流导联脱落检测)	14
• 更改了公式 16、17、18、19 和 20.....	26
• 添加了公式 21、22、23、24 和 25.....	26
• 更改了表：电池寿命计算.....	26
• 添加了表：电池寿命计算 (TPS63900)	26

Changes from Revision * (2018 年 4 月) to Revision A (2019 年 5 月)	Page
• 将标题从 <i>可穿戴无线多参数患者监护仪参考设计</i> 更改为 <i>用于医疗和消费类可穿戴设备的无线 ECG、SpO2、PTT 和心率监护仪参考设计</i>	1
• 从“应用”中删除了 <i>无线患者监护仪</i>	1
• 向“应用”中添加了 <i>医疗传感器贴片、智能手表和智能追踪器</i>	1
• 在 <i>ECG 测量</i> 部分中添加了信息.....	14
• 在 <i>三电极配置</i> 部分中添加了信息.....	14
• 更改了 <i>两电极和三电极配置的器件安装 (直流和交流导联脱落检测)</i> 表中的值.....	14

重要声明和免责声明

TI“按原样”提供技术和可靠性数据（包括数据表）、设计资源（包括参考设计）、应用或其他设计建议、网络工具、安全信息和其他资源，不保证没有瑕疵且不做任何明示或暗示的担保，包括但不限于对适销性、某特定用途方面的适用性或不侵犯任何第三方知识产权的暗示担保。

这些资源可供使用 TI 产品进行设计的熟练开发人员使用。您将自行承担以下全部责任：(1) 针对您的应用选择合适的 TI 产品，(2) 设计、验证并测试您的应用，(3) 确保您的应用满足相应标准以及任何其他功能安全、信息安全、监管或其他要求。

这些资源如有变更，恕不另行通知。TI 授权您仅可将这些资源用于研发本资源所述的 TI 产品的应用。严禁对这些资源进行其他复制或展示。您无权使用任何其他 TI 知识产权或任何第三方知识产权。您应全额赔偿因在这些资源的使用中对 TI 及其代表造成的任何索赔、损害、成本、损失和债务，TI 对此概不负责。

TI 提供的产品受 [TI 的销售条款](#) 或 [ti.com](#) 上其他适用条款/TI 产品随附的其他适用条款的约束。TI 提供这些资源并不会扩展或以其他方式更改 TI 针对 TI 产品发布的适用的担保或担保免责声明。

TI 反对并拒绝您可能提出的任何其他或不同的条款。

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

Copyright © 2022，德州仪器 (TI) 公司