



Johnson He

摘要

本应用报告介绍了如何搭配使用 MSP430FR2355 和集成智能模拟组合模块以实现单芯片便携式脉搏血氧计。

可以从以下 URL 下载本文档所述的工程配套资料：<https://www.ti.com/cn/lit/zip/slaae25>。

内容

1 引言.....	2
2 工作原理.....	2
3 单芯片设计.....	3
4 硬件.....	3
5 软件.....	6
5.1 采样和调节 PIN 二极管信号.....	6
5.2 采样和测量序列.....	6
5.3 第一级直流跟踪.....	7
5.4 低通 FIR 滤波器.....	8
5.5 计算心率和 SpO2.....	9
6 调试 GUI.....	10
7 测试结果.....	12
8 总结.....	13
9 参考文献.....	13

插图清单

图 2-1. 脉搏血氧计的方框图.....	2
图 3-1. 适用于脉搏血氧计的单芯片解决方案.....	3
图 4-1. 脉搏血氧计 4*SAC 的方框图.....	4
图 4-2. 脉搏血氧计的 FR2355 原理图.....	5
图 4-3. 脉搏血氧计的 FR2355 布局.....	5
图 5-1. 输入前端电路和 LED 控制.....	6
图 5-2. 采样和测量序列.....	7
图 5-3. 跟踪滤波器方框图.....	7
图 5-4. IIR 直流跟踪滤波器.....	8
图 5-5. 低通 FIR 滤波器.....	8
图 5-6. 红外和红色 LED 驱动器的 ADC 值.....	9
图 6-1. 脉搏血氧计的 GUI.....	10
图 6-2. 脉搏血氧计 GUI 中的数据.....	11
图 7-1. 基于血氧仿真器的测试.....	12
图 7-2. 比较测试 (左: MP 脉搏血氧计, 右: 基于 FR2355 的演示版).....	12

商标

所有商标均为其各自所有者的财产。

1 引言

脉搏血氧计是用于监测血氧的医疗仪器。该仪器测量的血氧水平和心率可用于监测用户的健康状况，还可帮助医生快速诊断病因和病情。因此，该仪器广泛用于医院和家庭。

2 工作原理

脉搏血氧计是一种无创设备，用于监测脉搏率和血液的外围血氧饱和度 (SpO_2 %)。

在脉搏血氧计中，血液氧合程度 (SpO_2) 是通过测量被身体组织衰减的光强度来计算的。 SpO_2 被定义为氧合血红蛋白 (HbO_2) 水平与总血红蛋白 (氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白 (Hb)) 水平的比率：

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{Total\ Hemoglobin} \quad (1)$$

一般而言， HbO_2 和 Hb 对不同波长的光具有不同的反应。 Hb 吸收的红光比红外 (IR) 光多，而 HbO_2 吸收更多红外光。如图 2-1 所示，当通过手指交替驱动红色和红外发光二极管 (LED) 时，在手指另一端接收到的未被吸收的光 (使用光电二极管作为检测元件) 对应于血液中的 Hb 和 HbO_2 浓度。

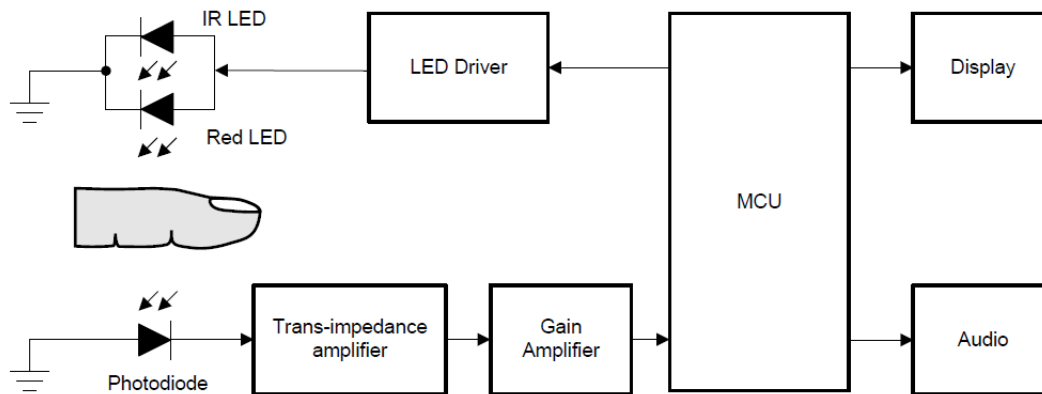


图 2-1. 脉搏血氧计的方框图

因此，使用了两种不同波长的光，每种光交替点亮并进行测量。通过使用两种不同波长，可以降低测量的数学复杂性。

$$R = \frac{\log(I_{ac})_{\lambda_1}}{\log(I_{ac})_{\lambda_2}} \quad SpO_2 \propto R \quad (2)$$

其中 λ_1 和 λ_2 表示使用的两种不同波长的光。

测量结果包含直流和交流分量。假定直流分量是由身体组织和血管的吸收所导致的。交流分量是由动脉的吸收所导致的。

实际上， SpO_2 和 R 之间的关系并非上面公式所示的线性关系。因此，请使用查找表来获得正确读数。

3 单芯片设计

图 3-1 显示了使用 MSP430FR235x 的单芯片脉搏血氧计设计的建议方框图。适当利用了所有四个 SAC：两个用于 LED 驱动级（红色和红外），两个用于光电二极管信号调节（TIA 和增益级）。选择了内部时钟和电压基准以便尽可能减少使用的外部组件数，从而降低该设计的总体物料清单 (BOM) 成本并减小其外形尺寸。

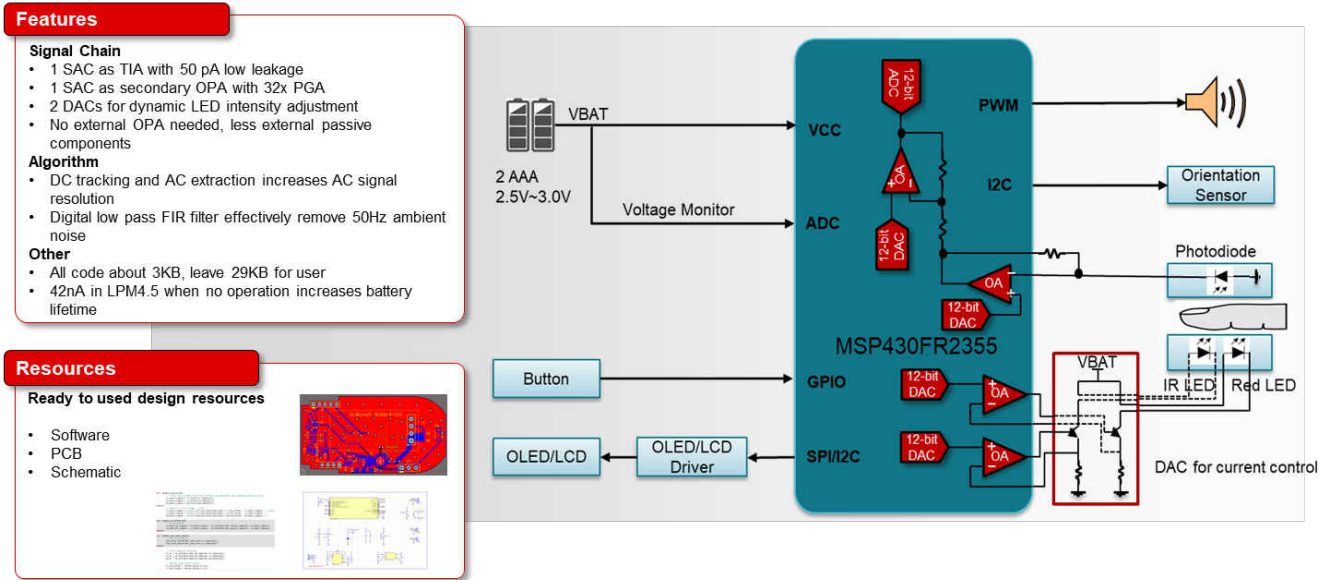


图 3-1. 适用于脉搏血氧计的单芯片解决方案

4 硬件

图 4-1 所示为 FR235x 内 SAC 的连接结构。

- SAC0 作为 TIA
- SAC2 作为增益级
- ADC 将捕获 SAC0 和 SAC2 输出
- SAC1 和 SAC3 用于驱动红外和红色 LED。

根据图 4-1 中所示的结构，您可以得到 SAC0 输出电压 (V_{o1})：

$$V_{o1} = I * R_f + V_{DAC1} \quad (3)$$

SAC2 输出电压 (V_{o2})：

$$V_{o2} = \left(\frac{R_2}{R_1} + 1\right) V_{DAC2} - \frac{R_2}{R_1} V_{o1} \quad (4)$$

为了改善模数转换器 (ADC) 信号的 SNR，需要在 ADC $V_{REF}/2$ 上调整 SAC2 的输出信号。因此，需要根据 SAC0 的输出实时调整 DAC2 的值。

$$\begin{aligned} V_{o2} &= (g + 1)V_{DAC2} - gV_{o1} \quad g = \frac{R_2}{R_1} \\ &= (g + 1)V_{DAC2} - gV_{o1,dc} - gV_{o1,ac} \\ &\quad \downarrow \\ &\quad \frac{V_{REF}}{2} = 2048 \end{aligned} \quad (5)$$

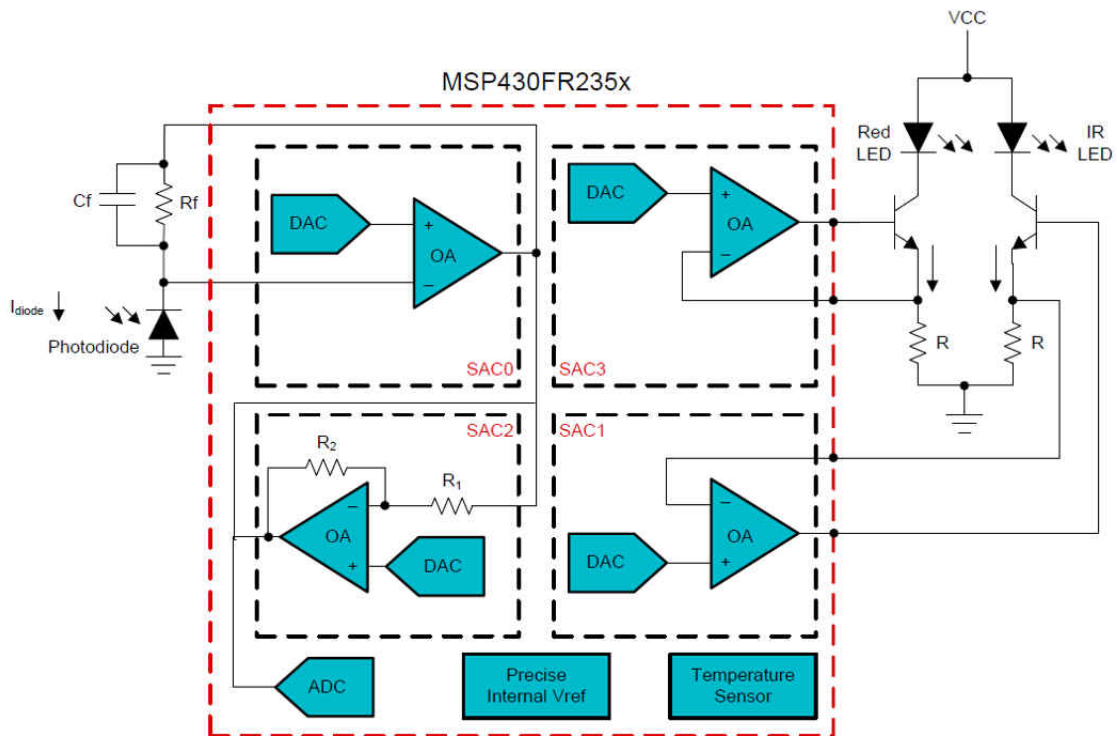


图 4-1. 脉搏血氧计 4*SAC 的方框图

在原理图 (图 4-2) 中, 您会发现:

- 两个 SAC 与晶体管一同驱动红色和红外 LED
- 内部连接了 SAC0+SAC2 以放大光电二极管信号
- 使用按钮来唤醒系统并开始测量
- 使用 SPI 接口来驱动有机发光二极管 (OLED) 屏幕 (包括驱动器)
- 一个 SBW 和 BSL 内部集成电路 (I2C) 模式编程调试端口
- 用于与 GUI 通信的通用异步接收器/发送器 (UART) 串行端口

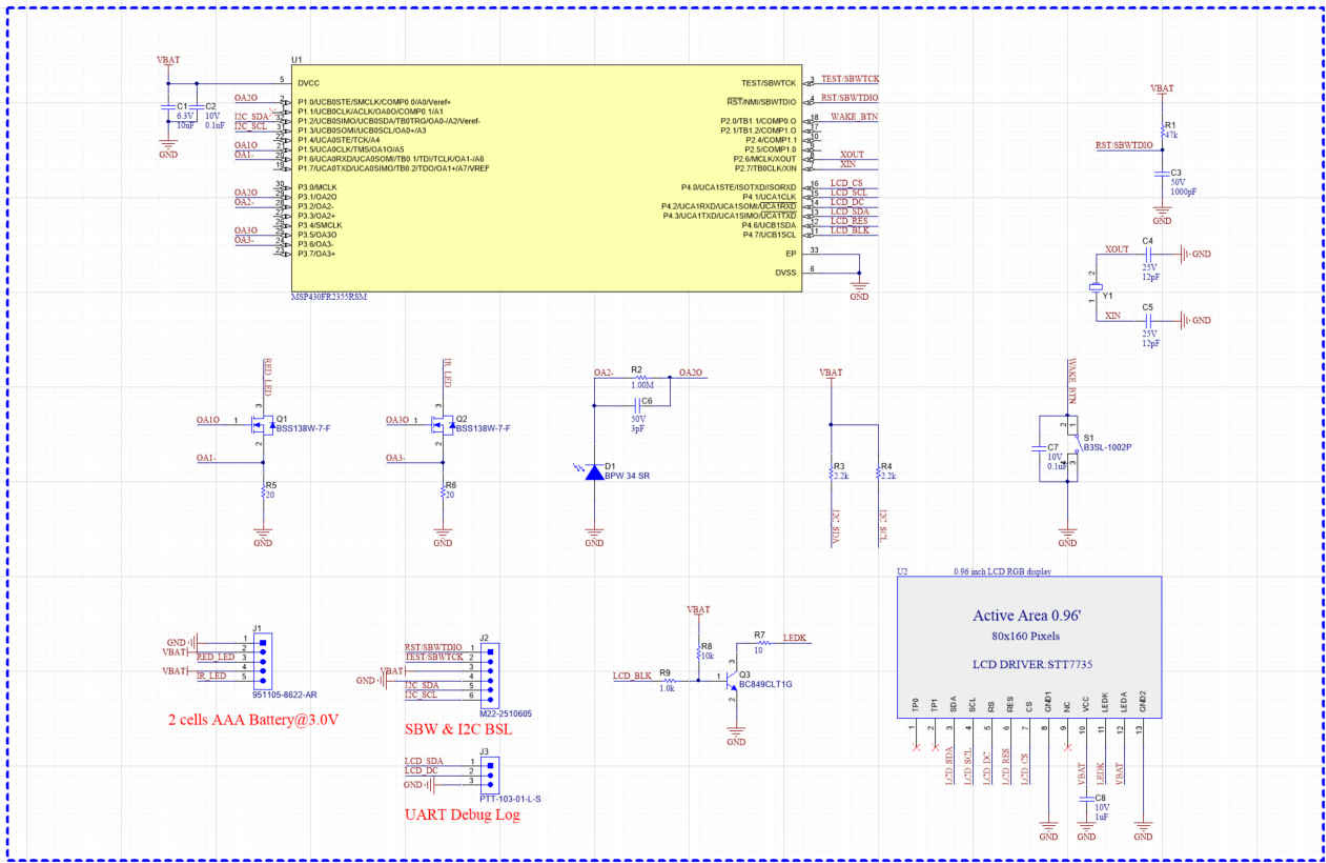


图 4-2. 脉搏血氧计的 FR2355 原理图

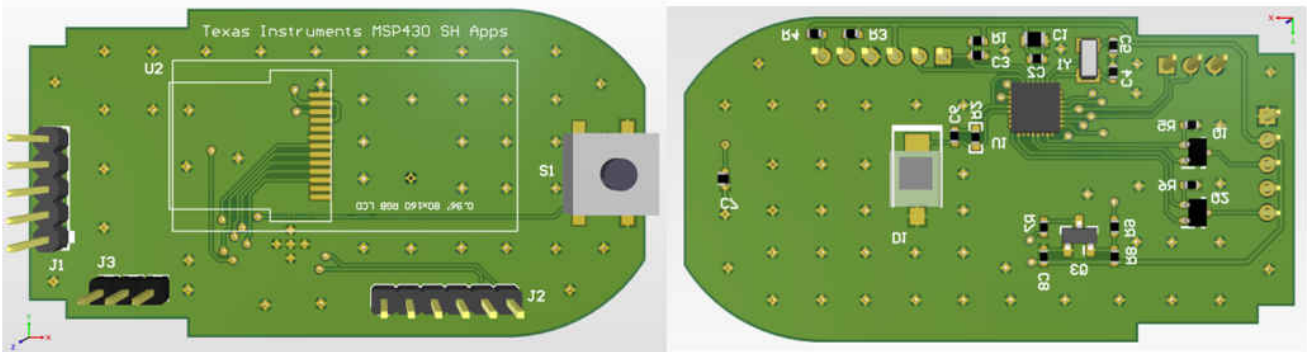


图 4-3. 脉搏血氧计的 FR2355 布局

5 软件

5.1 采样和调节 PIN 二极管信号

光电二极管利用接收到的光生成电流。该电流信号由跨阻放大器 SAC0 进行放大，SAC0 是用于放大此信号的四个内置 SAC 之一。电流信号非常弱，因此该放大器必须具有低漂移电流。大的直流分量是由身体组织中含氧量较低的部位和散射光导致的。这部分信号与由 LED 发射的光的强度成正比。

小的交流分量由动脉等含氧部位的光调制以及 50/60Hz 下的环境光噪声组成。需要提取并放大的就是这个信号。LED 电平控制会尝试通过控制 SAC1 和 SAC3，将 SAC0 的输出保持在预设范围内。正常红色和红外 LED 被单独控制在该预设范围内。实际上，两个 LED 的输出会在很小的容差内彼此匹配。

SAC0 输出的交流分量的提取和放大由第二级 SAC2 执行。直流跟踪滤波器提取信号的直流分量，并用作 SAC2 的失调电压输入。SAC2 仅放大它在两个端子之间检测到的差值，因此仅会放大传入信号的交流部分。直流部分会被有效滤除。

SAC2 的失调电压也会被放大并添加至输出信号。该部分稍后需要被滤除。

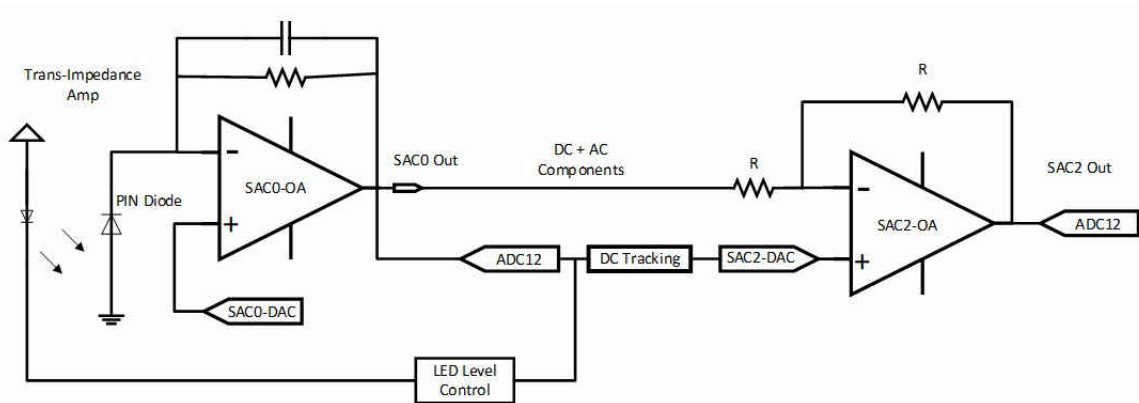


图 5-1. 输入前端电路和 LED 控制

5.2 采样和测量序列

使用计时器来控制多路复用序列并自动启动 ADC 转换。

在该计时器周期内，设置三个 CCRx 值进行比较，在每个比较中断中切换 LED 并运行 ADC 采集。

- 计时器启动：
 - 触发 SAC1 以点亮红外 LED
- CCR1 中断：
 - 启用 ADC 以捕获红外 LED TIA 和 PGA 信号
 - 关闭 SAC1
 - 触发 SAC3 以点亮红色 LED
- CCR2 中断：
 - 启用 ADC 以捕获红色 LED TIA 和 PGA 信号
 - 关闭 SAC3
- CCR3 中断：
 - 启用 ADC 以捕获环境光 TIA 和 PGA 信号

ADC 转换自动触发。它采集两个样本：一个是 SAC0 输出，用于直流跟踪，另一个是 SAC2 输出，用于计算心率和血氧水平。

为了节省能源，ADC 转换完成时将生成一个中断，通知 MCU 关闭 LED。

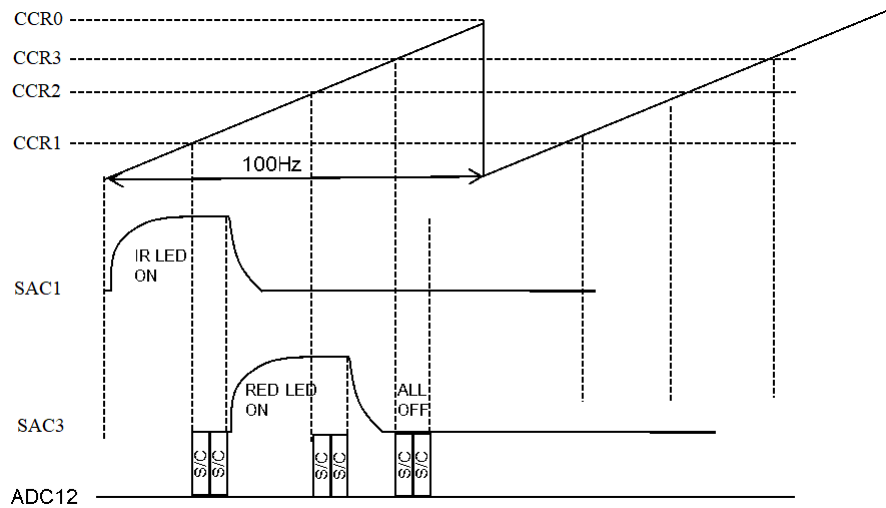


图 5-2. 采样和测量序列

5.3 第一级直流跟踪

使用简单的低通 IIR 数字滤波器来跟踪信号经过 TIA 后的直流值，并调整第二级放大的失调电压。

$$y_n = y_{n-1} + (x_n - y_{n-1})/2^k \quad (6)$$

直流跟踪滤波器如图 5-3 中所示。

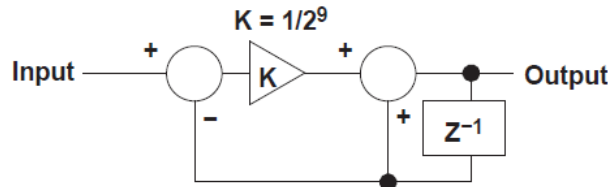


图 5-3. 跟踪滤波器方框图

这是一种 IIR 滤波器。该滤波器的工作方式非常直观易懂。该滤波器将其输入与其上一个输出值之间的差值的一小部分添加到其上一个输出值中以形成新的输出值。输入发生阶跃变化时，输出会在一段时间内自动更改为与输入相同。变化速率由系数 K 控制。K 是通过试验计算得出的。因此，如果输入包含交流和直流分量，则会将系数 K 调整到足够小，以便相对于交流分量的频率生成一个时间常数，从而在一段时间后，交流分量在累积过程中会自行抵消，输出将仅跟踪输入的直流分量。

如图 5-4 所示，IIR 将高频噪声滤除，并且它还可以跟踪 ADC 数据的直流值。

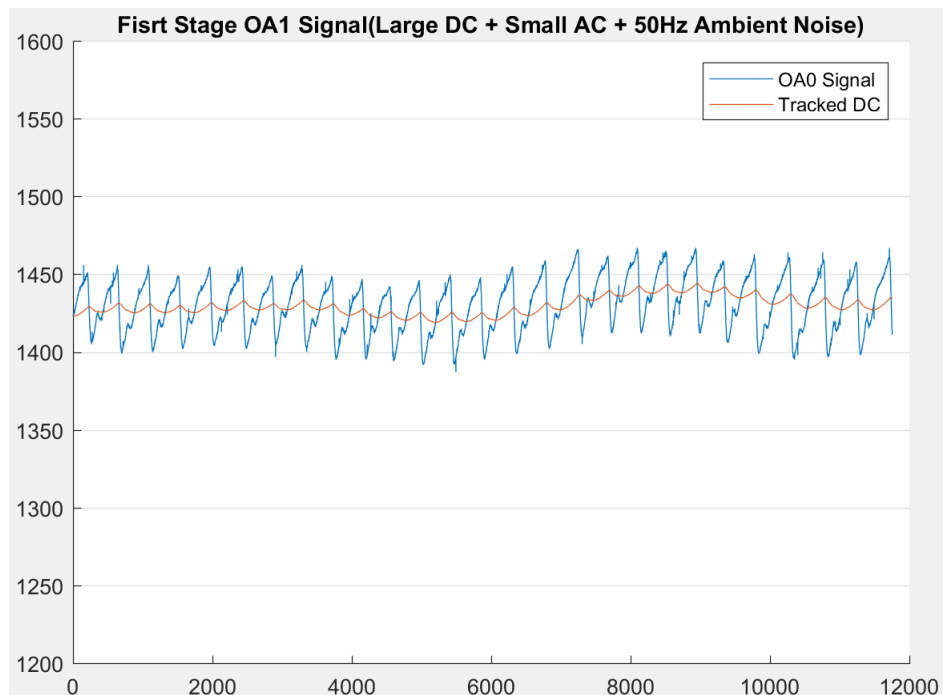


图 5-4. IIR 直流跟踪滤波器

5.4 低通 FIR 滤波器

为了提高 ADC 信号的 SNR，此解决方案使用 FIR 滤波技术来滤除 50Hz 环境噪声。如图 5-5 所示，经过 FIR 滤波后的数据更为平滑。FR2355 集成了一个硬件乘法器 (MPY32) 模块，该模块可加快 FIR 滤波。

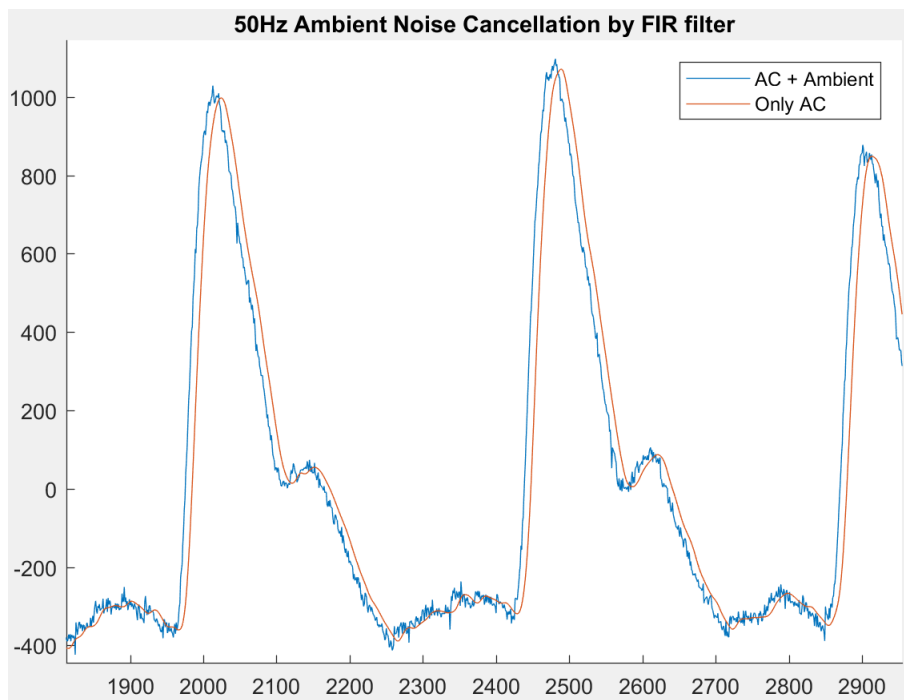


图 5-5. 低通 FIR 滤波器

5.5 计算心率和 SpO2

如图 5-6 所示，这是光电二极管信号经过滤波器并被放大后的 ADC 值。您可以将一段时间内的最高点定义为开始点，将最低点定义为峰值。

您需要计算红色/红外信号的交流值和直流值，然后使用下面的公式计算血氧水平。

- 对于交流值，找到开始点和峰值点。
- 对于此公式中 A、B、C 的值，它们是医学校准常数，需要大量测试数据才能计算得出。

对于心率，可以由两个开始/峰值点的时间计算得出。

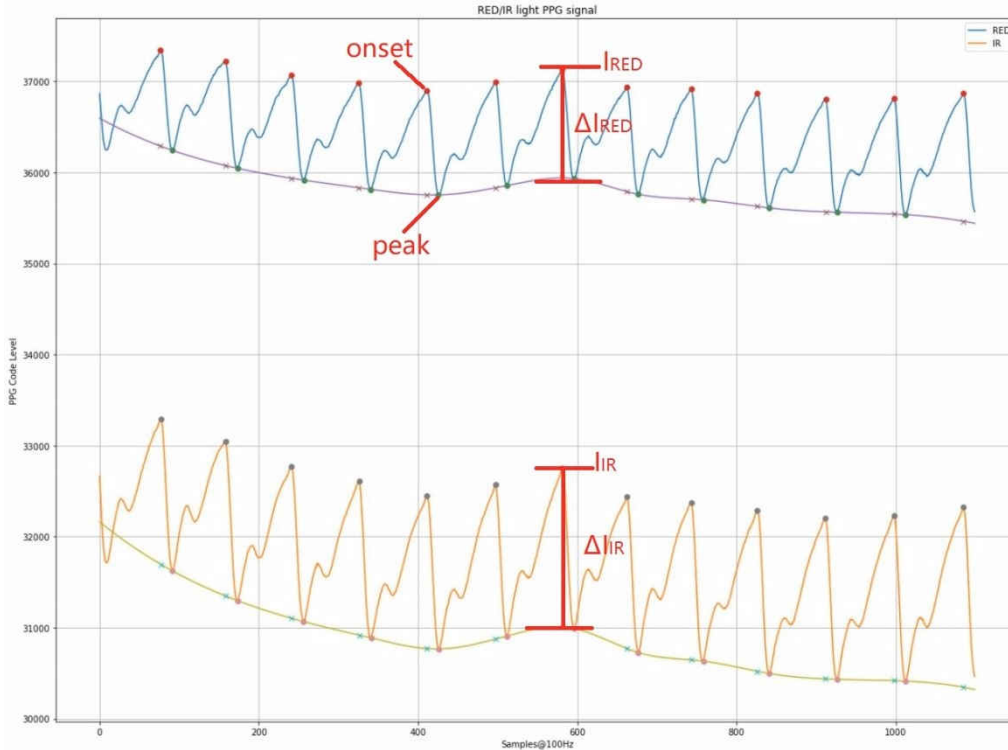


图 5-6. 红外和红色 LED 驱动器的 ADC 值

6 调试 GUI

此解决方案提供了一个 GUI，可帮助您快速评估和调整参数。该 GUI 通过 UART 与 MCU 通信，而 MCU 可将采集到的实时 ADC 数据发送至 PC。您可以通过观察当前 ADC 值来检查代码中的参数是否合理。

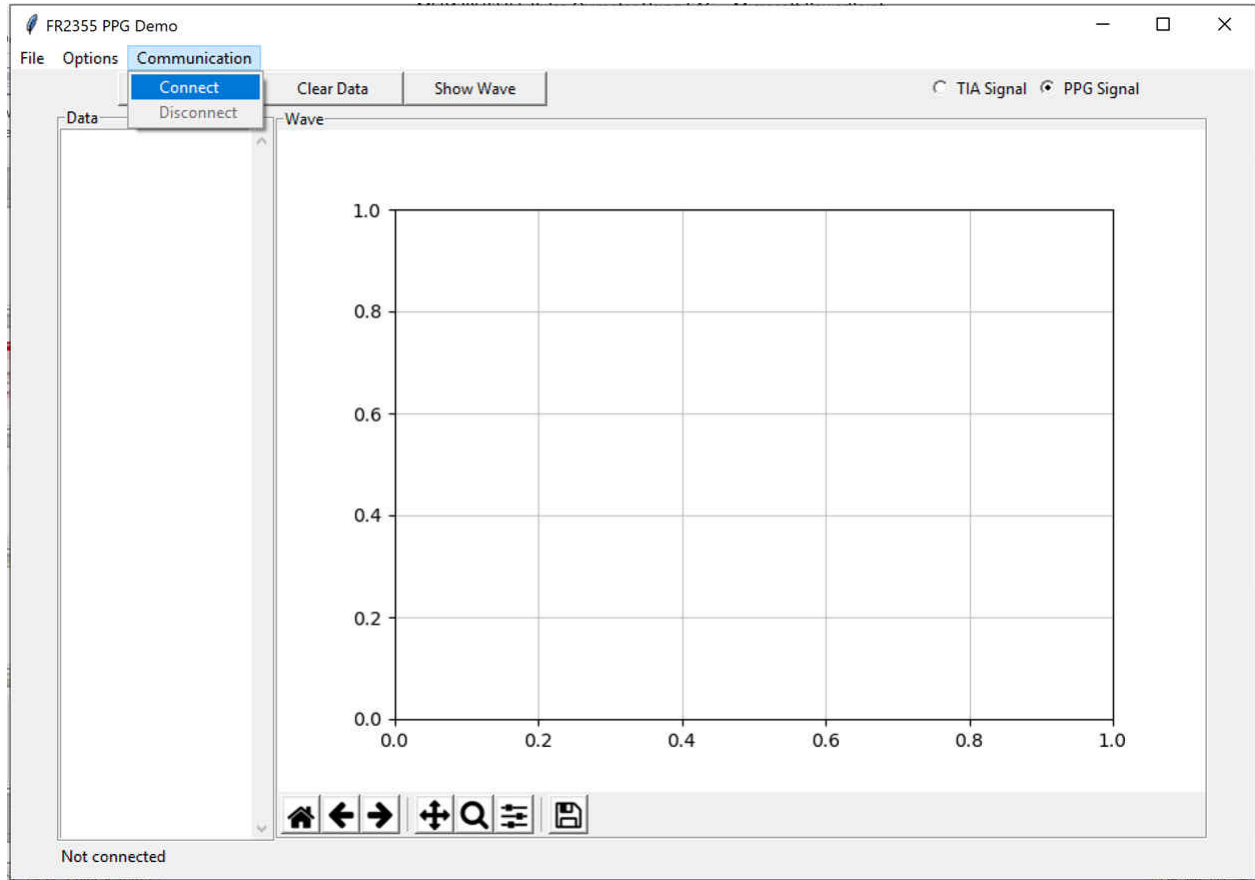


图 6-1. 脉搏血氧计的 GUI

通过以下步骤，连接演示板和 GUI：

1. 将演示板连接到 Launchpad 并将 Launchpad 连接到 PC。
2. 将“ENABLE_DATA_LOG”更改为 1，然后对代码进行重新编译/编程。
3. 如图 6-1 所示打开 PPG_GUI.exe。
4. 点击“Communication”（通信）->“Connect”（连接）。
5. 选择 TIA 信号或 PPG 信号，点击“Capture”（采集）。
6. 采集完成后，可以通过点击“Show Wave”（显示波形）在左侧框中显示数据波形。

图 6-2 显示了 MCU 发送到 GUI 的数据。

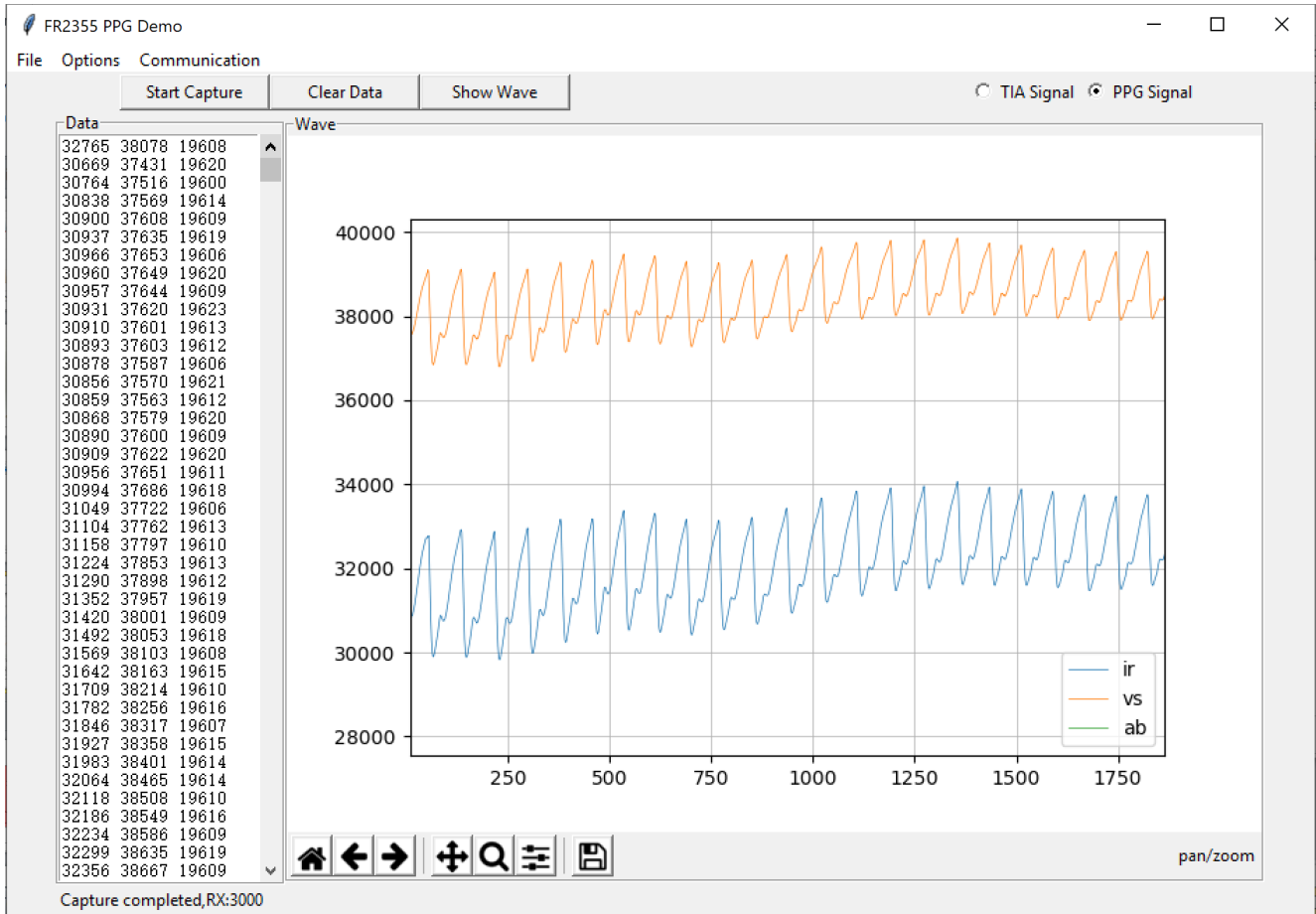


图 6-2. 脉搏血氧计 GUI 中的数据

7 测试结果

对基于此演示板的血氧仿真器进行了测试。图 7-1 显示了测试结果。您会发现，我们的解决方案可以准确地测量血氧和心率值。



图 7-1. 基于血氧仿真器的测试

与市场上大规模生产的脉搏血氧计进行了比较。图 7-2 所示为相关结果。同时，使用标准脉搏血氧计和演示版测量了两个手指。测量结果显示数据是一致的。



图 7-2. 比较测试 (左: MP 脉搏血氧计, 右: 基于 FR2355 的演示版)

8 总结

MSP430FR235x 采用小型 6 x 6mm VQFN40 和 4 x 4mm VQFN32 封装。它集成了四个 SAC (可配置信号链)、温度传感器、精确的电压基准和内部时钟振荡器。总的来说,它不再需要使用多个外部组件。

MSP430FR235x 器件集成了模拟信号链元件,不仅支持真正的单芯片脉搏血氧计设计,而且有助于减小总体解决方案的外形尺寸。

9 参考文献

- 德州仪器 (TI): [《MSP430FR235x 和 MSP430FR215x 混合信号微控制器》数据表](#)
- 德州仪器 (TI): [《MSP430FR4xx 和 MSP430FR2xx 系列用户指南》](#)
- 德州仪器 (TI): [《如何使用 MSP430™ MCU 中的智能模拟组合》](#)
- 德州仪器 (TI): [《使用 MSP430 的单芯片脉搏血氧计设计》](#)
- 德州仪器 (TI): [《MSP430 的模拟组合可实现真正的单芯片脉搏血氧计设计》](#)
- 德州仪器 (TI): [《使用 MSP430 改进脉搏血氧计设计》](#)
- 适用于 MSP430 微控制器的数字信号处理 (DSP) 库

重要声明和免责声明

TI 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安全、安保或其他要求。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 (<https://www.ti.com/legal/termsofsale.html>) 或 [ti.com](https://www.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。

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

Copyright © 2021, 德州仪器 (TI) 公司

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