

基于 MSP430FG437 的脉搏血氧仪设计

上海交通大学 焦迪 张颖异 李海国

电话: 18801970596

邮箱: jiaodi1991@sjtu.edu.cn

这篇应用报告介绍了基于 MSP430FG437 的脉搏血氧仪设计。该血氧仪采用一个外围探头结合 MSP430MCU 进行信号采集和处理,可在 OLED 屏上实时显示心跳脉动波形和人体血氧含量。使用中探头仅需夹在使用者手指即可。

外围探头包含两个发光二极管(LEDs),一个处于可见红光波谱(660nm),另一个处于红外波谱(940nm)。血液含氧量先通过测量每一频率的光传输通过身体后的强度,再计算着两个强度间的比例得到。

一、简介

血氧仪适用于监控病人血氧量的医疗设备。通过测量氧气水平和心率,该仪器可以在低于预设水平时发出警报声。

本应用报告阐述了使用低功耗 MCU——MSP430 的单芯片便携式脉搏血氧仪的应用。由于 MSP430FG437 内置运算放大器、模数转化器等,通过有效的数字滤波可以将外部组件保持在最低限度。仅仅通过外部探头和驱动探头所使用的三极管搭建的 H 桥电路即可完成基本功能。

二、操作原理

在脉搏血氧仪中,对血氧含量(SaO₂)的计算依赖于被人体组织吸收的光强度的测量。

SaO₂ 定义为氧合血红蛋白水平和总的血红蛋白水平(包含含氧和贫养血红蛋白)的比例,即:

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{\text{总血红蛋白水平}}$$

身体组织对光吸收总量的不同依赖于身体组织的氧含量。该特性为非线性。

为了降低测量的数学复杂度,我们采用两种不同的光进行取样测量,每一种交替打开和测量。通过医学知识和实际经验可以得到以下计算公式:

$$R' = \frac{\log(I_{ac})\lambda_1}{\log(I_{ac})\lambda_2} \quad SaO_2 \propto R'$$

其中λ1和λ2代表使用的两种光的波长。

在测量中有一个直流部分和一个交流部分。直流部分被假定为是身体组织和静脉吸收的结果,交流部分是动脉吸收的结果。

三、电路实现

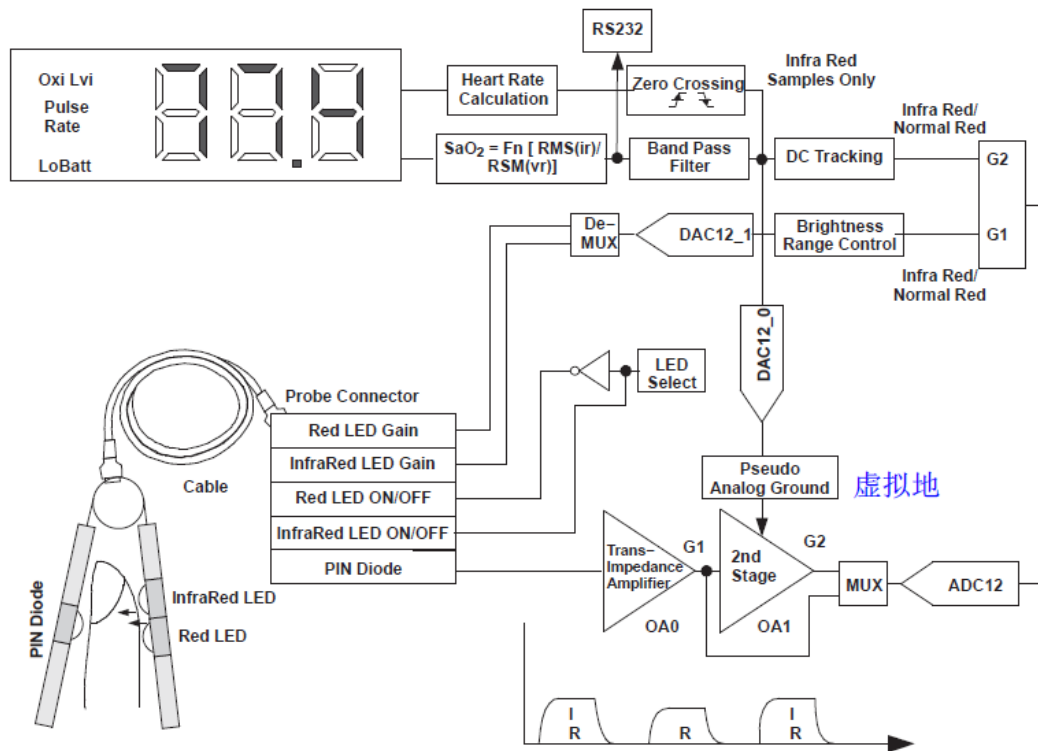


Figure 1. System Block Diagram

图 1 描绘了系统框图。

两个 LED 灯以 500 次每秒的速度被分时复用。因此 PIN 二极管被不同的 LED 等交替激励。PIN 二极管的信号被运算放大器 OA0 和 OA11 放大。ADC12 采集每一级运放的输出。基于对采样序列的正确排序，MCU 软件运算可以区分可见红光和红外部分信号。

SaO2 的水平 and 心率可以在 LED 屏幕显示，同时在这次设计中脉搏波形也可显示。同时实时采集数据可以通过蓝牙模块传至电脑显示。

以下分步介绍具体实现过程：

1. LED 脉冲的生成

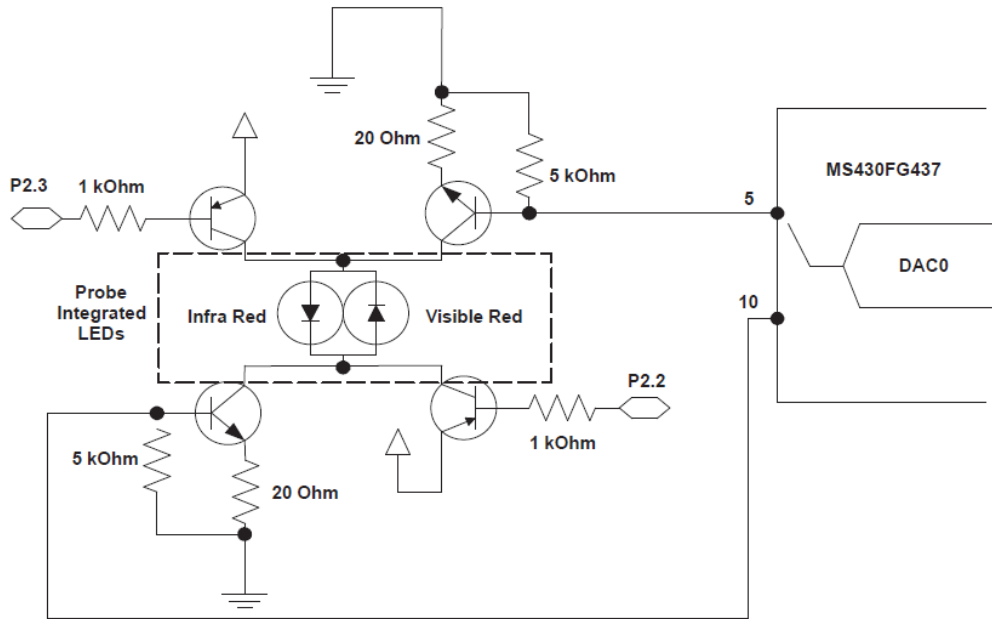


Figure 2. LED Drive Circuit

如图 2，采用 DAC0 分时复用于引脚 5 或者 10 来进行光照强度的调节，同时 P2.2 和 P2.3 作为互补驱动该 H 桥。可见红光和红外光 LED 可被 H 桥驱动交替点亮。

2. 采集和调整 PIN 二极管信号

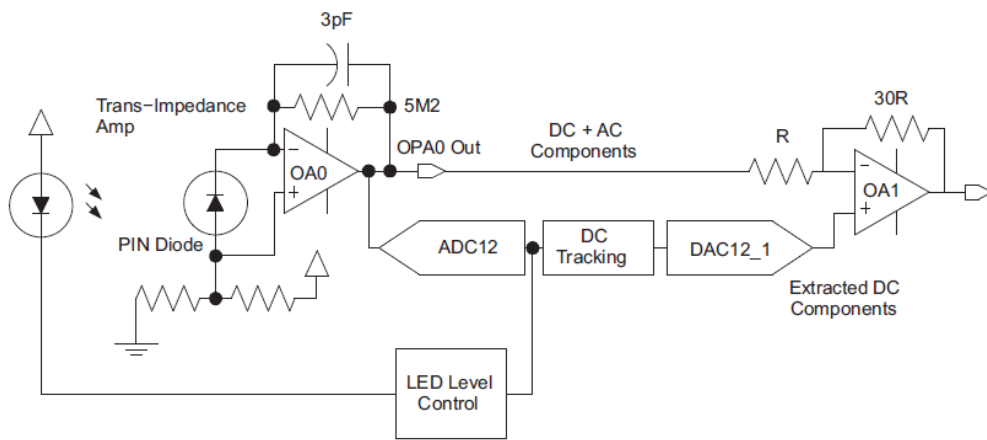


Figure 3. Input Front End Circuit and LED Control

图 3 表示采集和调整 PIN 二极管信号的过程。

光二极管从接收光照产生光电流，该电流信号经过 OAO 构成的跨阻放大器被放大，转化为电压信号。

从 OAO 输出的信号由一个较大的直流分量（大约 1V）和一个较小的交流分量（约 10mV 峰峰值）构成。

交流信号需要滤除工频噪声，需要提取和放大。

LED 的电平控制由 DAC0 控制，使 OAO 输出始终保持在预设范围。两个 LED 均可以在一个小的范围内有效地相互匹配。

OAO 的输出通过 OA1 进一步放大，同时直流跟踪滤波器提取直流信号并通过 DAC 转换器作为 OA1 的偏执输入，至此 OA1 的输出仅仅为被放大后的交流分量和很小的直流分量

(需要再次滤波)。

a) 硬件的分时复用

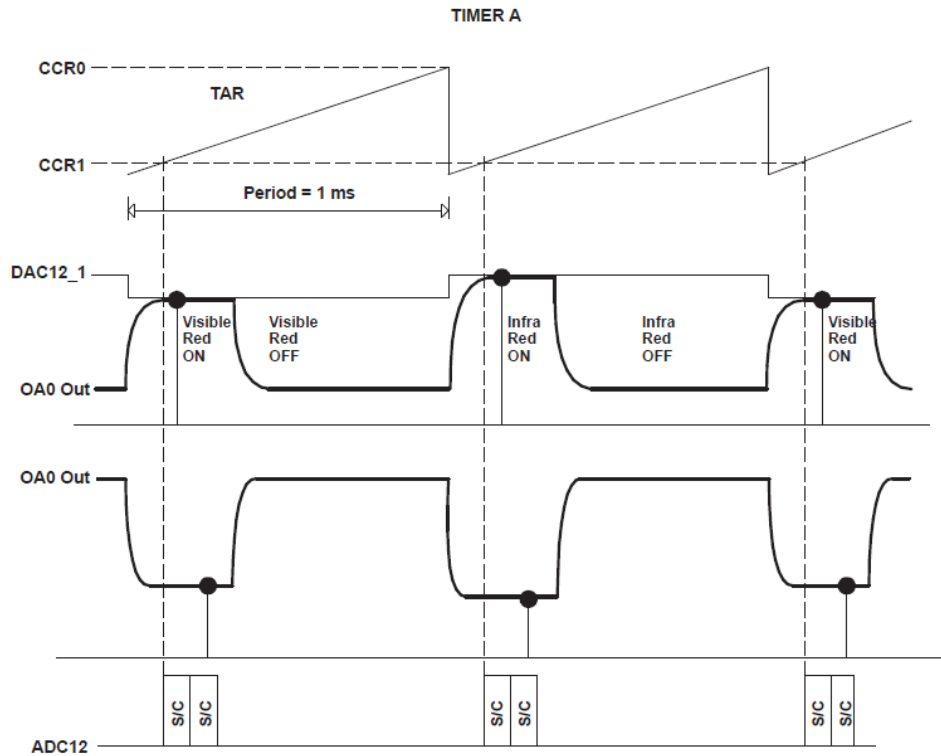


Figure 4. Time Multiplexing the Hardware

图 4 表示硬件的分时复用。

系统采用 timer A 1ms 中断进行分时复用。该中断过程中进行如下操作：

DCA0 进行光照设置；

两个 LED 轮换状态；

DAC1 进行直流追踪输出；

ADC 自动触发采样 OA0 和 OA1 输出。

3. 交流部分的信号调节

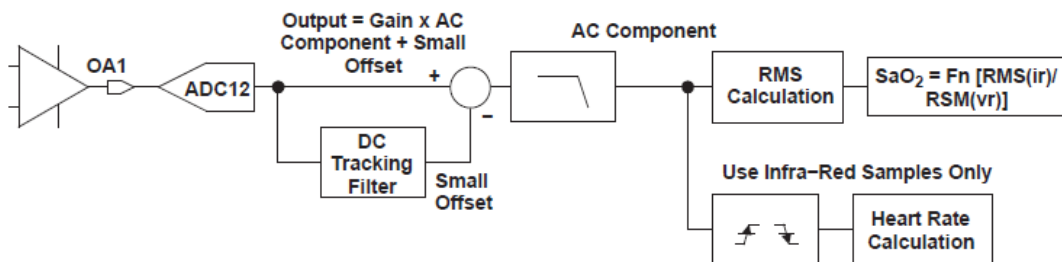


Figure 5. Signal conditioning of the AC Components

图 5 表示交流信号处理过程。

OA1 输出信号包含微小 DC 分量，通过直流追踪滤波器进行滤波处理；

滤波后信号需要数字滤波器滤除工频的环境噪声；

运算处理得到血氧含量和心率。

a) 直流追踪滤波器

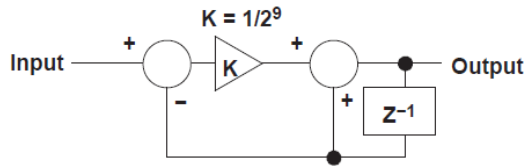


Figure 6. Tacking Filter Block Diagram

图 6 显示为直流追踪滤波器框图。用以滤除 OA1 输出中的直流分量。

4. 计算血氧水平和心率

对于每一段波长，直流信号已经被去除，留下反应动脉血样水平信号的交流部分。RMS 值通过信号平方比上一定数目的心跳周期来取平均值计算。

直流分量测量是通过图 6 的 IIR 滤波器得到，即通过把信号比上一定数目的心跳周期取平均值计算。

LED 的驱动强度决定于 DAC 转化器输出，以致使两个 LED 的直流电平以较小误差保持在设定范围。

一旦直流电平匹配，SaO₂ 可以通过对 RMS 值取对数相除得到：

$$R' = \frac{\log(I_{ac})\lambda_1}{\log(I_{ac})\lambda_2} \quad SaO_2 \propto R'$$

心跳的计算通过对 3 次心跳的时间内采样次数得到，因为采样频率为 512 次每秒，故心跳次数可以由以下计算式得到：

$$\text{心跳次数} = \frac{512 \times 60}{\frac{\text{采样次数}}{3}}$$

图 7 现实了 R' 与到 SaO₂ 经验曲线和理论曲线的不同。

因为血氧含量很少在 80% 以下，所以在真实区间内作出线性关系所引起的误差比较小，处于允许范围以内。

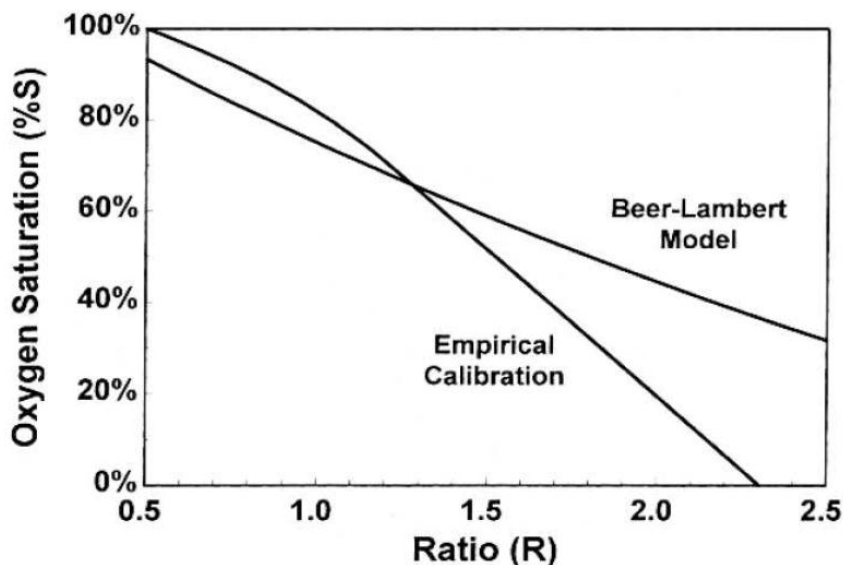
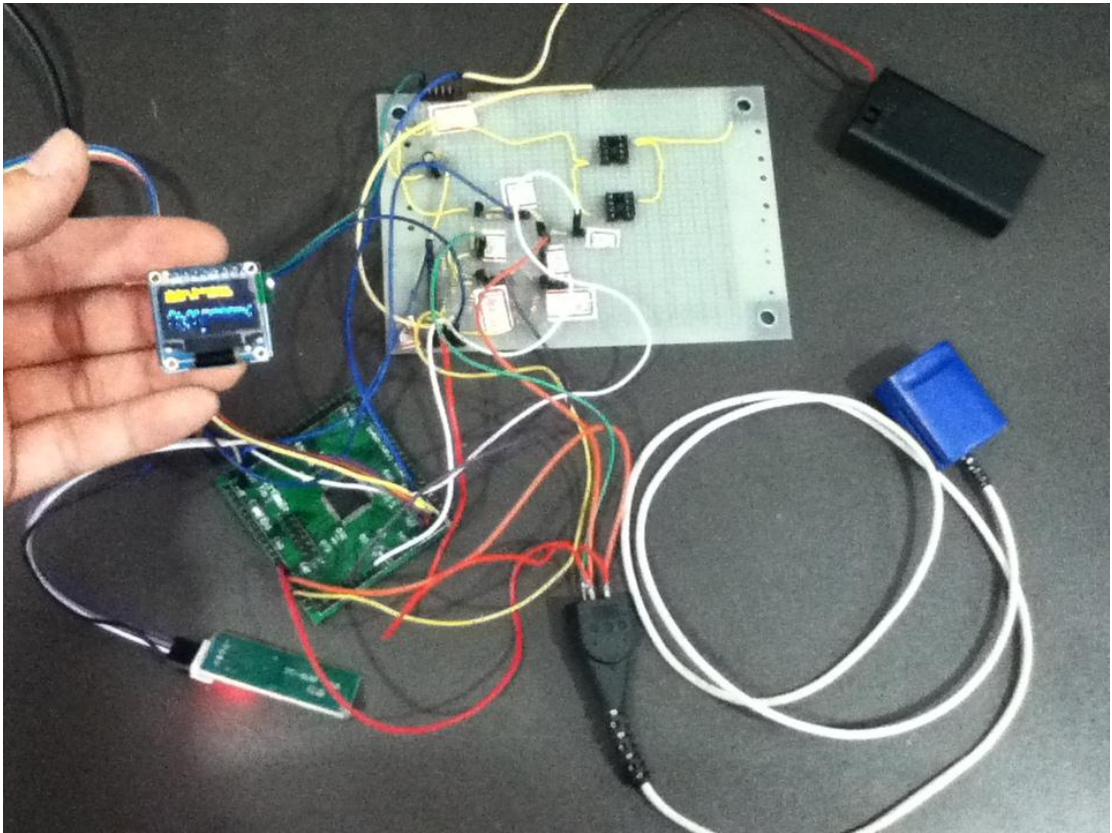


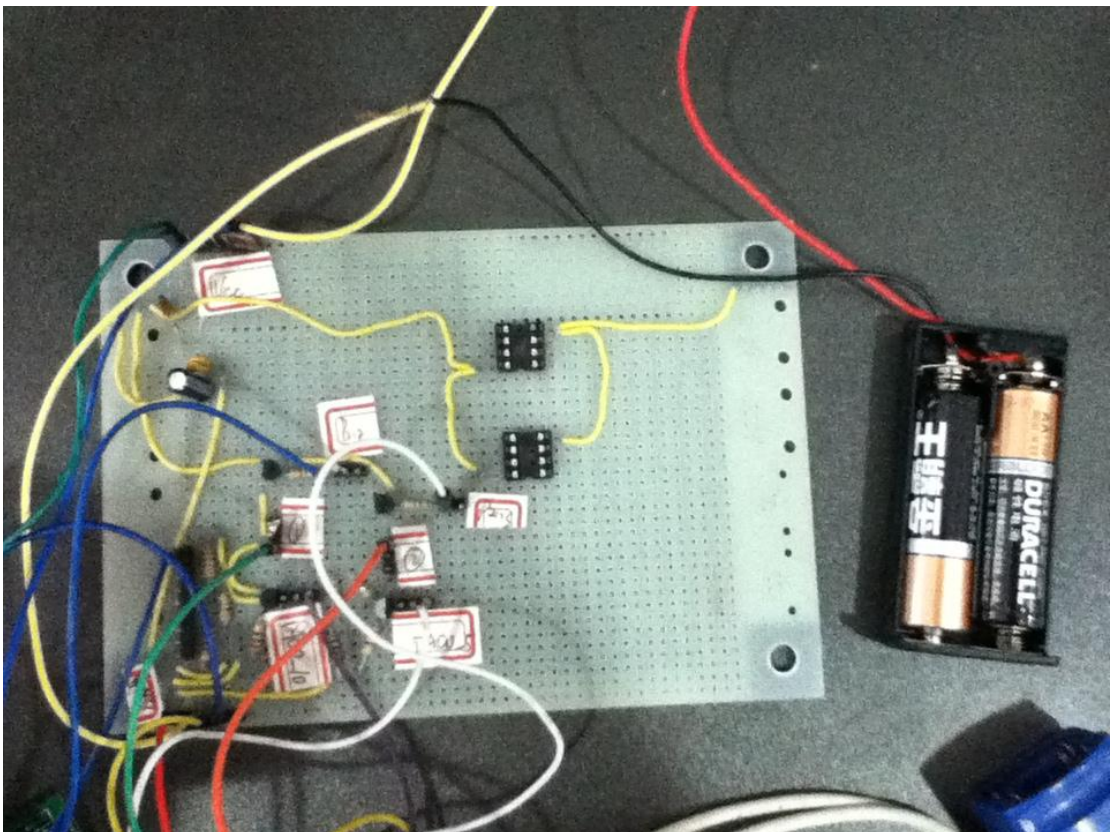
Figure 7. Empirical and Theoretical R to SaO₂

四、实物展示

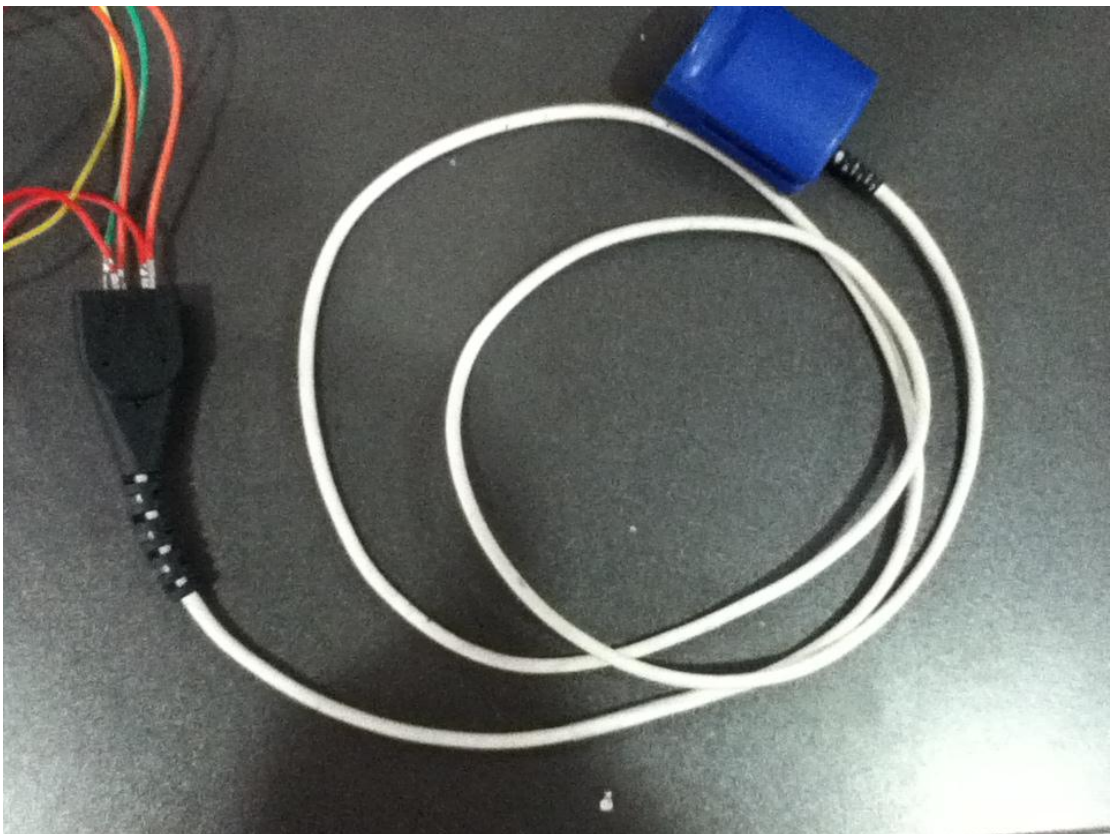
1. 系统总体



2. 供电及 H 桥驱动电路（本设计采用采用 2 节 1.5V 电池供电）



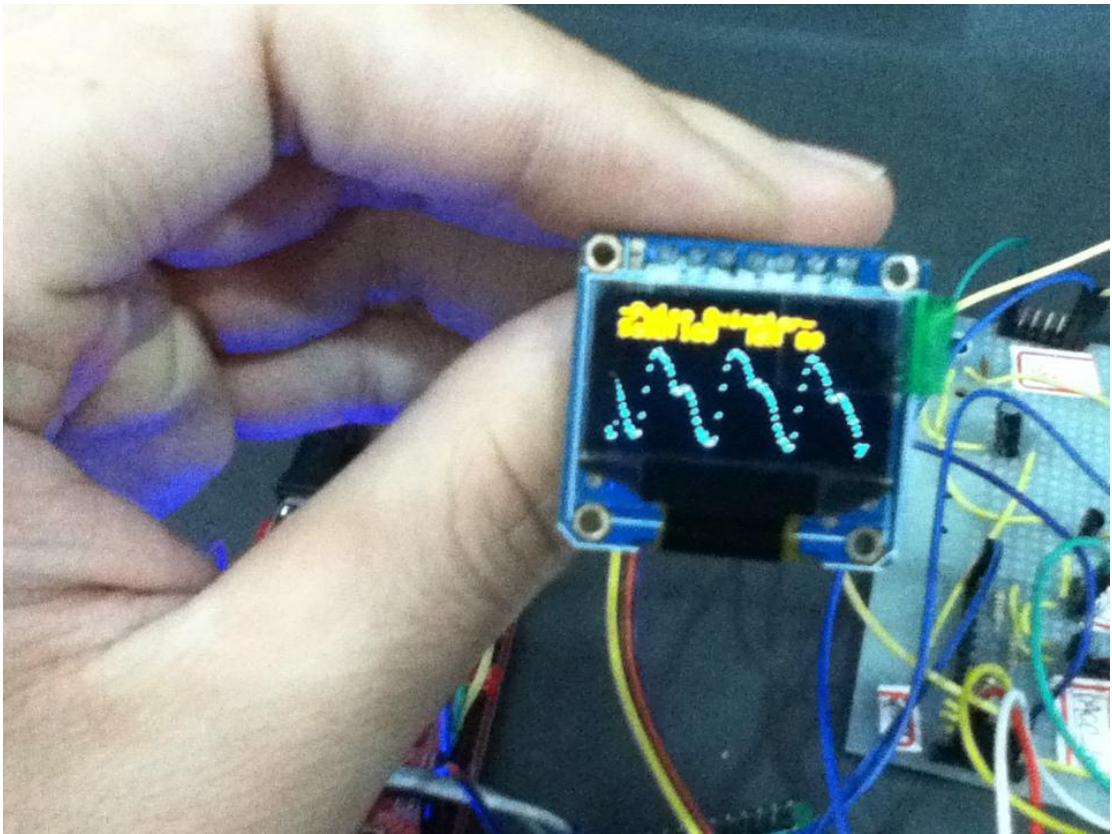
3. 外围探头



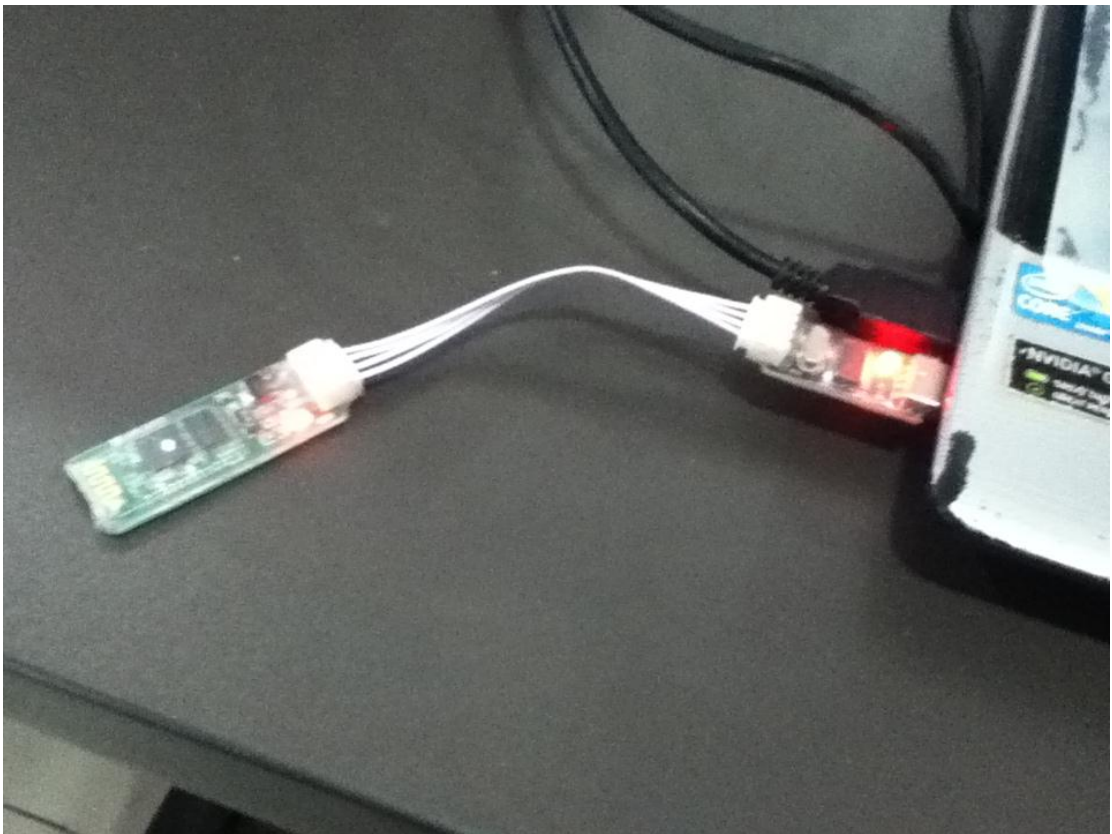
4. 血氧仪端蓝牙（从机）



5. OLED 显示（实时显示心跳波形、血氧值和心率值）



6. 电脑端蓝牙（主机）



7. PC上位机通过蓝牙模块实时显示心跳波形

