

光电系统课程设计

设计题目： 光电脉搏血氧计

指导教师： 吴裕斌

班 级： 光电 1201

设计者姓名： 陈天旻

设计者学号： U201217371

同组者姓名： 葛颖慧 谭必成 卢正

设计者联系电话： 13545380256

摘要

心率和血氧饱和度是人体最重要的健康状况指标，而传统的血氧仪功耗大、成本高。本文以 C8051F310 为控制核心，对信号进行滤波、放大，得到了可靠的脉搏波形，并充分利用片上资源对信号进行采样、处理。设计出了一个低功耗、高精度的脉搏血氧仪。

关键字： 心率 血氧饱和度 滤波 单片机

目 录

一、技术指标·····	(3)
二、基本原理·····	(3)
三、方案论证·····	(11)
四、硬件电路设计·····	(13)
五、软件设计·····	(21)
六、测试报告·····	(25)
七、结论·····	(30)
八、心得体会·····	(30)
九、参考文献·····	(31)
十、附录·····	(31)
(一) 原理图·····	(32)
(二)PCB 图·····	(34)
(三) 元器件清单·····	(36)
(四) 源程序·····	(37)

一、技术指标

- 1、供电：电池供电，输入电压允许范围 4.75V—12V。
- 2、测试时间：血氧饱和度 4 秒；脉搏 4 秒。
- 3、量程：血氧饱和度 0-99.9%；心率 60 次/min-192 次/min。
- 4、分辨率：心率 2 次/min；血氧饱和度 0.3%。
- 5、显示：数码管显示，按键 S2 切换显示，第一位字母 A 表示血氧，字母 B 表示脉搏。
- 6、提示功能：脉搏大于 160 次/min 或小于 60 次/min 时报错，血氧饱和度小于 80%时报错。

二、基本原理

利用光学方法进行生物组织的无损检测目前有光谱学和光成像学两种方法，其基本原理都是根据组织对光的固有特性，利用光在组织中传播的效应来获取和研究生物组织生理的、代谢的和结构的有用信息，定量确定组织在不同光谱区的光学特性，为临床实践和理论研究提供方便可靠的指标，具有安全、可靠、连续及无损的特点，具有广泛的研究、应用前景和重要的应用意义。

（一）郎伯—比尔(Lambert-Beer)定律

光通过人体组织及血液后，由于组织及血液对光的吸收作用，会使透射光强发生衰减。我们设计血氧饱和度仪的理论基础是郎伯—比尔(Lambert-Beer)定律，即光辐射通过样品后的透射光强 I 与初始光强 I_0 之比与吸收物质的摩尔浓度 c (单位是 $\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$)、光路长度 d (单位是 cm) 和摩尔消光系数 k (单位是 $\text{L} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) 之间有如下关系：

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-kcd) \quad (2-1)$$

(2-1) 式可变换为：

$$A = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = kcd \quad (2-2)$$

其中 I ——透射光强度

I_0 ——入射光强度

k ——摩尔消光系数

c ——吸收物质的摩尔浓度

d ——光路的长度，即吸收物质的厚度

A ——样品的吸光度（或光密度），无量纲

此定律使用要符合下列条件：

(1) 入射光为单色光。

(2) 吸收过程中各物质无相互作用。

(3) 辐射与物质的作用仅限于吸收过程，没有散射、荧光和光化学现象。

将式(2-1)利用级数展开公式

$$\exp(x) = 1 + x + \frac{x^2}{2!} + \frac{x^3}{3!} + \dots$$

当 $x \ll 1$ 时，有

$$\exp(x) \approx 1 + x$$

因为 $kcd \ll 1$ ，所以有

$$I = I_0(1 - kcd) \quad (2-3)$$

由(2-3)式可知，当光辐射穿过待测组织的长度 d 和初始入射光强度 I_0 一定时，由于摩尔消光系数 k 对某一种特定的待测组分是常数，故透过被测部位的透射光强度 I 仅是组分物质的密度 C 的单值函数。血液中不同成份对同一种波长光的吸收率各不相同，通过测量穿过血液的不同波长光的透射光强度，得出每种波长的光衰减程度，可换算出血液中不同成份的含量。

因为光线的变化是由血液中物质的变化量引起的，故有：

$$\frac{\Delta I(\lambda)}{I(\lambda)} = K(\lambda) \times \Delta C \quad (2-4)$$

式中 $\Delta I(\lambda)$ ——测量点处波长为 λ 的光线密度变化量

$I(\lambda)$ ——测量点处波长为 λ 的光线的平均密度

$K(\lambda)$ ——血液对波长为 λ 的光线的衰减系数

ΔC ——血液浓度的变化量

研究中取 $K(\lambda)$ 为血液中不同物质对光线衰减系数的线性组合，即：

$$K(\lambda) = \frac{K_1(\lambda) \times \Delta C_1 + K_2(\lambda) \times \Delta C_2 + \dots + K_m(\lambda) \times \Delta C_m}{\Delta C} \quad (2-5)$$

式(2-5)中下标 1 至 m 表示不同物质的相应量，且有：

$$\Delta C = \Delta C_1 + \Delta C_2 + \Delta C_3 + \dots + \Delta C_m \quad (2-6)$$

所以式 (2-4) 可具体表示为:

$$\frac{\Delta I(\lambda)}{I(\lambda)} = K_1(\lambda) \times \Delta C_1 + K_2(\lambda) \times \Delta C_2 + \cdots + K_m(\lambda) \times \Delta C_m \quad (2-7)$$

对应每一种波长的光线便可以得到一个 (2-7) 式, 如果采用 m 种不同波长的光线, 就可以得到 m 个线性方程, 并由此解得 ΔC_1 至 ΔC_m 有如下形式:

$$\Delta C_i = N_1 R(\lambda_1) + N_2 R(\lambda_2) + \cdots + N_m R(\lambda_m) \quad (2-8)$$

式中下标 i 表示 1 到 m 种光线中的第 i 个量, 而:

$$R(\lambda_i) = \frac{\Delta I(\lambda_i)}{I(\lambda_i)} \quad (2-9)$$

N_1 至 N_m 为各种物质对应于不同波长的常系数, 从而根据式 (2-9) 可算出每种物质的含量如下:

$$A_i = \frac{\Delta C_i}{\Delta C} \quad i = 1, \dots, m \quad (2-10)$$

在仅考虑氧合血红蛋白合还原血红蛋白吸收光的情况下, 可以推出血液中的氧含量为:

$$SaO_2 = \frac{N_1^{HbO_2} R(\lambda_1) + N_2^{HbO_2} R(\lambda_2)}{(N_1^{HbO_2} + N_1^{Hb}) R(\lambda_1) + (N_2^{HbO_2} + N_2^{Hb}) R(\lambda_2)} \quad (2-11)$$

将其表达形式化简, 即:

$$SaO_2 = \frac{X_1 R(\lambda_1) + X_2 R(\lambda_2)}{X_3 R(\lambda_1) + X_4 R(\lambda_2)} \quad (2-12)$$

式中 $X_1 \sim X_4$ 可以在已知相应物理常数的情况下推导出来, 也可以由比率 $\frac{R(\lambda_1)}{R(\lambda_2)}$ 相对于标准血气分析的曲线进行拟合得到。

一般来说, 任一物质的含量可表示为:

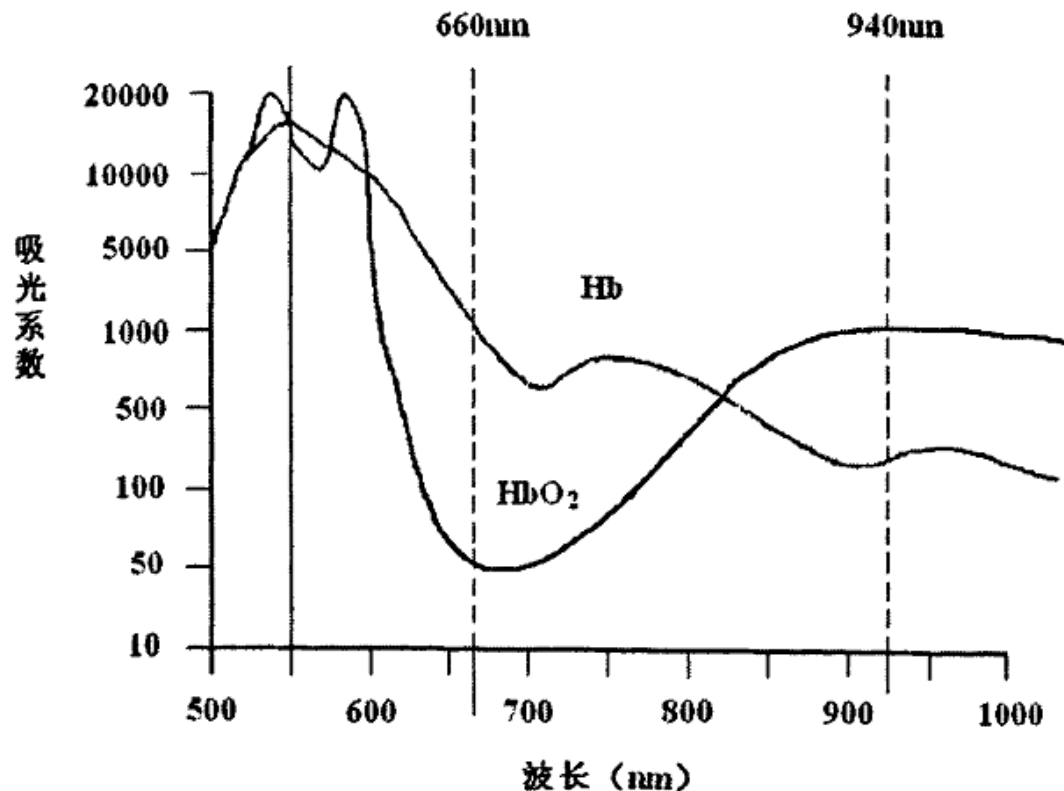
$$A_i = \frac{X_1 R(\lambda_1) + X_2 R(\lambda_2) + \cdots + X_m R(\lambda_m)}{X_{m+1} R(\lambda_1) + X_{m+2} R(\lambda_2) + \cdots + X_{2m} R(\lambda_{2m})} \quad (2-13)$$

式 (2-9) 中的 $\Delta I(\lambda_i)$ 和 $I(\lambda_i)$ 可以分别用检测信号的交流分量和直流分量来代换。

由上述推导可见, 要测量血液中多种物质的含量, 所使用的光线波长种类数必须至少等于物质的种类数。由于血氧饱和度主要由血液中氧合血红蛋白和还原血红蛋白的含量决定, 所以可以得出结论: 在无创血氧饱和度测量方法的研究中, 使用两种光线便可以测量血氧饱和度。

研究实验已经表明氧合血红蛋白和非氧合血红蛋白对光谱的吸收明显不同。为减少组织对测量精度的影响, 选择光波波长时, 要求氧合血红蛋白和非

氧合血红蛋白对该波长的吸光系数要大于非血液组织对它的吸光系数，但不要太大使透过部分难于检测。由于氧合血红蛋白和非氧合血红蛋白对 600nm 以下波长光吸光系数过大，不适宜血氧饱和度测量。



从上图中曲线上看出，在波长为 600nm~700nm 的红光区，还原血红蛋白的吸收系数远比氧合血红蛋白的大，660nm 波长处光对氧合血红蛋白和还原血红蛋白吸收系数之差近似最大。但在波长为 800nm~1000nm 的红外光区，还原血红蛋白的吸收系数要比氧合血红蛋白的小，其中在 920nm~950nm 这个波长段，两曲线变化较缓且接近重合，一般选 940nm 作为测量波长。当波长为 805nm 时，还原血红蛋白和氧合血红蛋白具有相同的吸收系数，称为等吸收点。理论上，这一波长也可以作为测量波长，但是该波长处的吸光系数随着波长变化的梯度较大，因此当发光器件存在个体差异时不利于调试。

血液的光吸收程度主要与血红蛋白含量有关，805nm 处吸光量的变化反映出血红蛋白总量的变化。红外光吸光量的变化主要反映氧合血红蛋白含量的变化；红光吸光量的变化主要反映还原血红蛋白含量的变化。因而红光吸光量的变化反映出较多的静脉特性，主要反映静脉血的变化；而红外光吸光量的变化反映出较多的动脉特性，主要反映动脉血的变化。手指末端组织中动脉成分含

量高，且组织耗氧量低，静脉血氧饱和度接近动脉血氧饱和度，因而测得的血氧饱和度反映出动脉血氧饱和度。

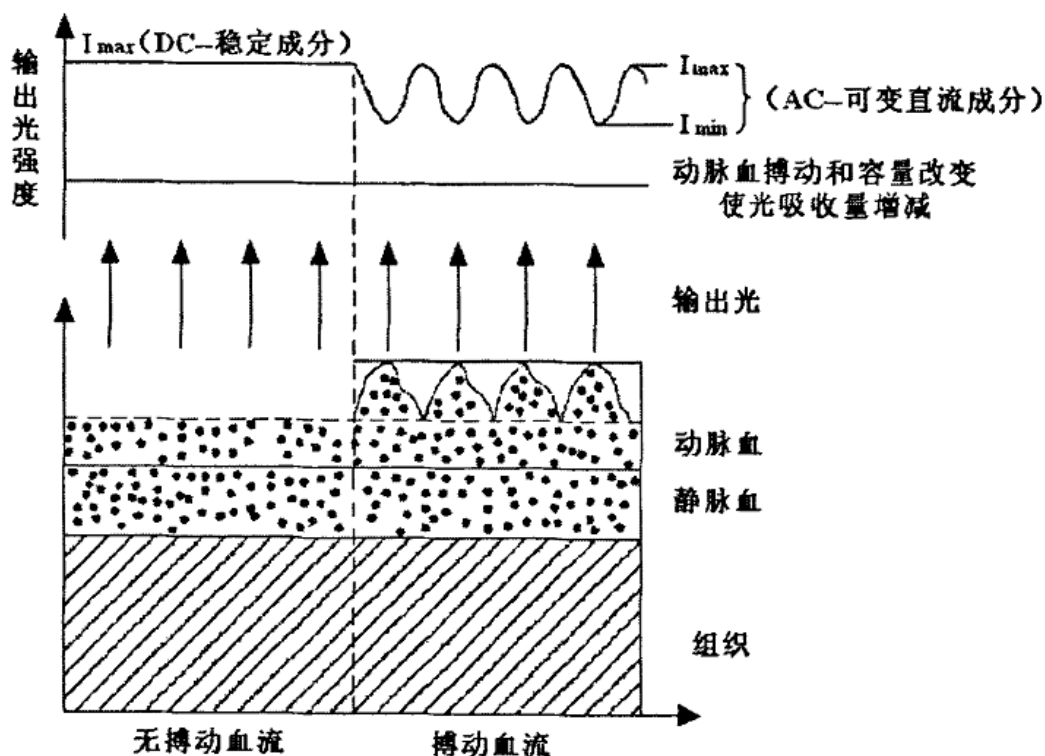
（二）脉搏容积描记法理论

人体组织由动、静脉血和皮肤、肌肉、骨骼、脂肪，色素和结缔组织等非血成分组成。血管在血液的冲击下有规律的波动，形成的脉搏波可看成是准周期信号，频率范围为 0.01~4Hz。脉搏波是心脏脉冲式射血导致的血管壁应力波。通常脉搏波动包括以下几个部分：

- 1、心脏快速射血期。动脉血压快速上升，管壁扩张。
- 2、心室射血后期。血液速度减慢，进入动脉的血量少于流至外周的血量，舒张的大动脉开始回缩，随后心室开始回缩，动脉血压开始降低，随后心室舒张，脉搏波出现“降中峡”。
- 3、主动脉内返流的血液受到关闭的主动脉瓣的阻挡使主动脉根部扩张，因此脉搏波出现一个短暂的压力增高的“降中波”。
- 4、在主动脉弹性恢复力作用下，血液继续向外周流去，血管的压力、容积按指数规律衰减。

冲击血管壁的血流脉动会使得血管容积发生变化，即引起了血液体积的变化，当入射光通过含有丰富动脉的组织时，这一变化将导致透过组织的光吸收量发生变化，进而使得组织另一侧接收到的光强也随之发生变化。如果采用光电二极管记录光强的变化也就记录到了脉搏波的变化，这种方法被称为光电容积描计法（Plethymography）。

经研究证实，静脉血和非血成分对红光和红外光的吸收系数是恒定的，不随脉动过程而变化，因此它们只对光信号中的直流分量大小发生影响。血液中的氧合血红蛋白和还原血红蛋白浓度随着血液的脉动作周期性的改变，因此它们对光的吸收量也在脉动地变化，由此引起光电检测器件输出的信号强度随血液中的氧合血红蛋白和还原血红蛋白的浓度比变化而脉动地改变，测量中需要的是脉动分量。从而可知，非血成分和静脉血对光的吸收量是不变的，动脉血对光的吸收量随脉搏同步振荡。光电信号的脉动规律与心脏搏动一致，因此检测出信号的重复周期，还能确定出心脏搏动频率。



脉动容积搏动引起光衰减量的变化，其结果导致光程的变化，可将这变化的部分看作交流成分，而静脉血和非血成分等吸收看作直流成分，由式（2-3）可得，光辐射穿过待测组织的入射光强度 I_0 和吸收物质的摩尔浓度 c 一定时，由于摩尔消光系数 k 对某一种特定的待测组分是常数，故透过被测部位的透射光强度 I 仅是透射光路的长度 d 的单值函数。

光线透过组织血管时，动脉血脉动引起光路长度 d 的变化 Δd ，此时透射光 I 有一个 ΔI 的改变，则此时吸光度 A 的改变量 ΔA 为：

$$\Delta A = \ln\left(\frac{I}{I-\Delta I}\right) = kc \times \Delta d \quad (2-14)$$

脉搏血氧测定中，基于血液中氧合血红蛋白(HbO_2)和还原血红蛋白(Hb)的吸收光谱的特性，运用 Lambert—Beer 定律，在体浅表动脉处用电容容积描记法获取动脉脉搏波。并使输出光强信号在 I_{max} 和 I_{min} 之间被调制而改变，将这两个透射光强信号中的脉动成分分离出来，经过放大和滤波后，分别由模数转换器转换成数字量，进行下一步的信号处理，进而得到血氧饱和度的值。根据理论分析，起决定作用的变量 ρ ，是两个波长(λ_1 和 λ_2)的吸光度变化的比值，即：

$$\rho = \frac{\ln[I_{max}(\lambda_1)/I_{min}(\lambda_1)]}{\ln[I_{max}(\lambda_2)/I_{min}(\lambda_2)]} = \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2} \quad (2-15)$$

式中 ΔA_1 和 ΔA_2 分别表示吸光度的变化。这一双波长比率 ρ 与 SaO_2 的值是紧密相关的。根据 Uon. K. Forstner 的公式有

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\% \\ = \frac{\rho \times k_{Hb}(\lambda_2) - k_{Hb}(\lambda_1)}{\rho \times [k_{Hb}(\lambda_2) - k_{HbO_2}(\lambda_2)] + k_{HbO_2}(\lambda_1) - k_{Hb}(\lambda_1)} \times 100\% \quad (2-16)$$

其中 $k_i(\lambda)$ 表示物质 i 在波长 λ 下的光吸收系数。对一定波长和一定的组织成分而言， $k_i(\lambda)$ 是确定的量。

式(2—16)中 $k_{Hb}(\lambda_1)$ 、 $k_{Hb}(\lambda_2)$ 、 $k_{HbO_2}(\lambda_1)$ 和 $k_{HbO_2}(\lambda_2)$ 可以通过实验或经验公式确定：

$$SaO_2 = A\rho^2 + B\rho + C \quad (2-17)$$

对同时测量的比率 P 与标准血氧计测量的血氧饱和度，利用最小二乘法二次曲线拟合技术，确定式(2—17)中的常数 A、B、C 得到血氧饱和度经验公式。如果脉动血液里有第三种光吸收物质 $HbCO_2$ ，只要含量不是很大，血氧饱和度仍可按照公式(2-17)计算。为了计算方便，也可适当选择使式中 SaO_2 和比率 ρ 之间的关系近似呈线性关系。

$$SaO_2 = a + b\rho = a + b\left(\frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}\right) \quad (2-18)$$

式中 $\rho = \left(\frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}\right)$ 是双波长的光吸收变化率，a 和 b 是一定传感器结构和生理条件下的系数，通过对实验数据的统计分析来确定。

从技术方法及实现的可能性上，脉搏血氧测定法所采用的双波长信号通常用红光和红外光两个波长。因为在红光区(如 660nm)， HbO_2 和 Hb 的分子吸光系数差别很大，主要反映 Hb 的吸收；而在红外光区(如 940nm)， HbO_2 和 Hb 的分子吸光系数差别很小，反映 HbO_2 和 Hb 吸收的综合效果。当血氧饱和度变化时，其值与 660nm 与 940nm 两个波长的相对光强之间存在较好的线性关系，因此选择这两种波长可使测量血氧饱和度的灵敏度最大。

将含动脉血管的被测组织部位放置在两个发光管和一个光探测器之间。光探测器所接收的光吸收或者光透射信号包含多种成分，主要分两类：一类是脉动成分(即交流信号 AC)，它是由脉动的动脉血的光吸收引起的交变成分；另一类是稳定成分(即直流信号 DC)，它是各类非脉动组织(如肌肉、骨骼等)光吸收的大小。能反映血氧饱和度变化的仅仅是两波长的交流信号幅度之比，两

波长的直流信号可用于对交流信号定标。两个成分中交流成分 AC 在整个复合信号中所占百分比很小，而且两波长的百分比也是同步变化的，因此式 (2-15) 中的两波长比率 ρ 可定义为两波长的光信号比值 R:

$$R = \frac{I_{660}}{I_{940}} = \frac{I_{660AC}/I_{660DC}}{I_{940AC}/I_{940DC}} \quad (2-19)$$

式中 I_{660} 和 I_{940} 是红光 (660nm) 和红外光 (940nm) 的脉动增量光强度，反映经动脉血后透射光的信号强度。 I_{660AC} 和 I_{940AC} 是光信号的交流成分， I_{660DC} 和 I_{940DC} 是光信号的直流成分。

其实组织内血管除了动脉搏动以外，静脉血管也有相应的搏动。现行脉搏血氧模型由于不能区分动静脉搏动的贡献，因而假设血管容积搏动完全来自动脉，并由此而推算出动脉血氧饱和度值。同一台脉搏血氧测量仪在同一人的不同部位测量，其测量结果和脉搏波波形也有明显不同；其中指尖测的血氧饱和度最高，脉搏波形较尖，高频成分含量多；其它部位测的血氧饱和度则相应降低，所得脉搏波形圆钝，高频成分含量少。这充分说明光电信号的脉动成分中有静脉血管搏动的贡献。

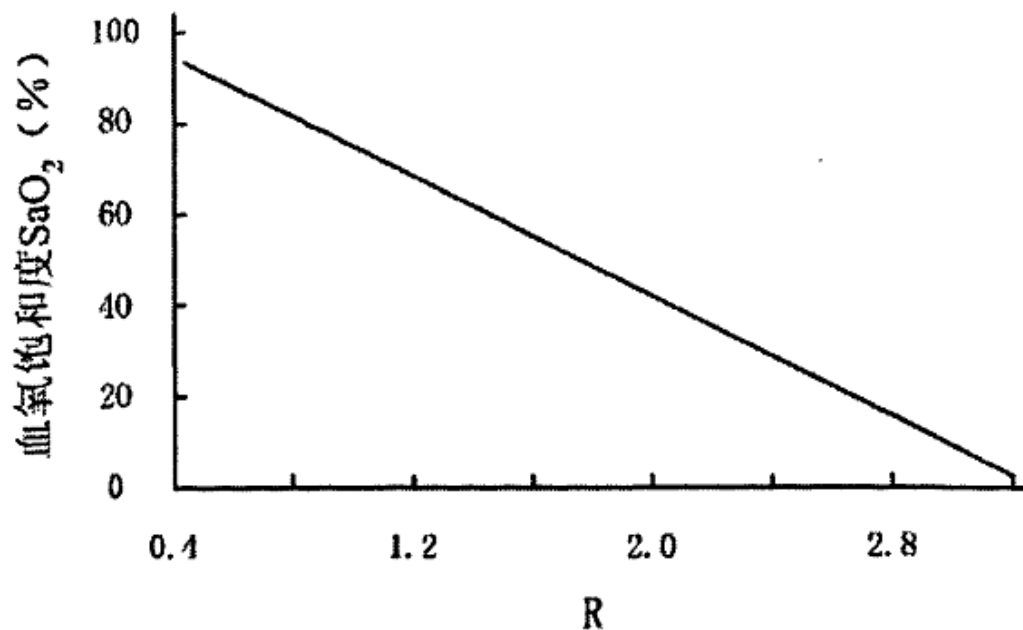
(三) R 特征值

由于 R 值与血氧饱和度的关系不能通过理论推导得出，所以在实际的应用过程中是通过采集不同血氧饱和度时的血液样本，然后做血气分析获得的精确的值作为特征值。

由上面各式：

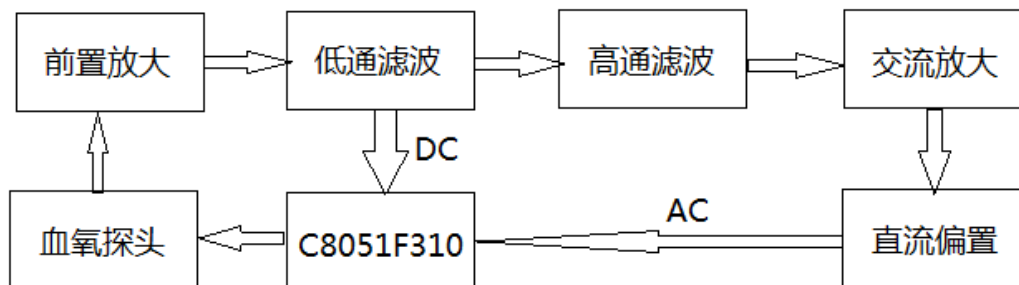
$$R = \frac{I_{660}}{I_{940}} = \frac{\Delta I_{660}/I_{660}}{\Delta I_{940}/I_{940}} \quad (2-20)$$

经过大量试验，得出 R 和 SaO_2 的标准关系曲线。研究表明：R 与血氧饱和度呈负相关，R 越小血氧饱和度越高，R 越大则血氧饱和度越低 (如下图所示)。



三、方案论证

(一) 系统框图



(二) 原理概述

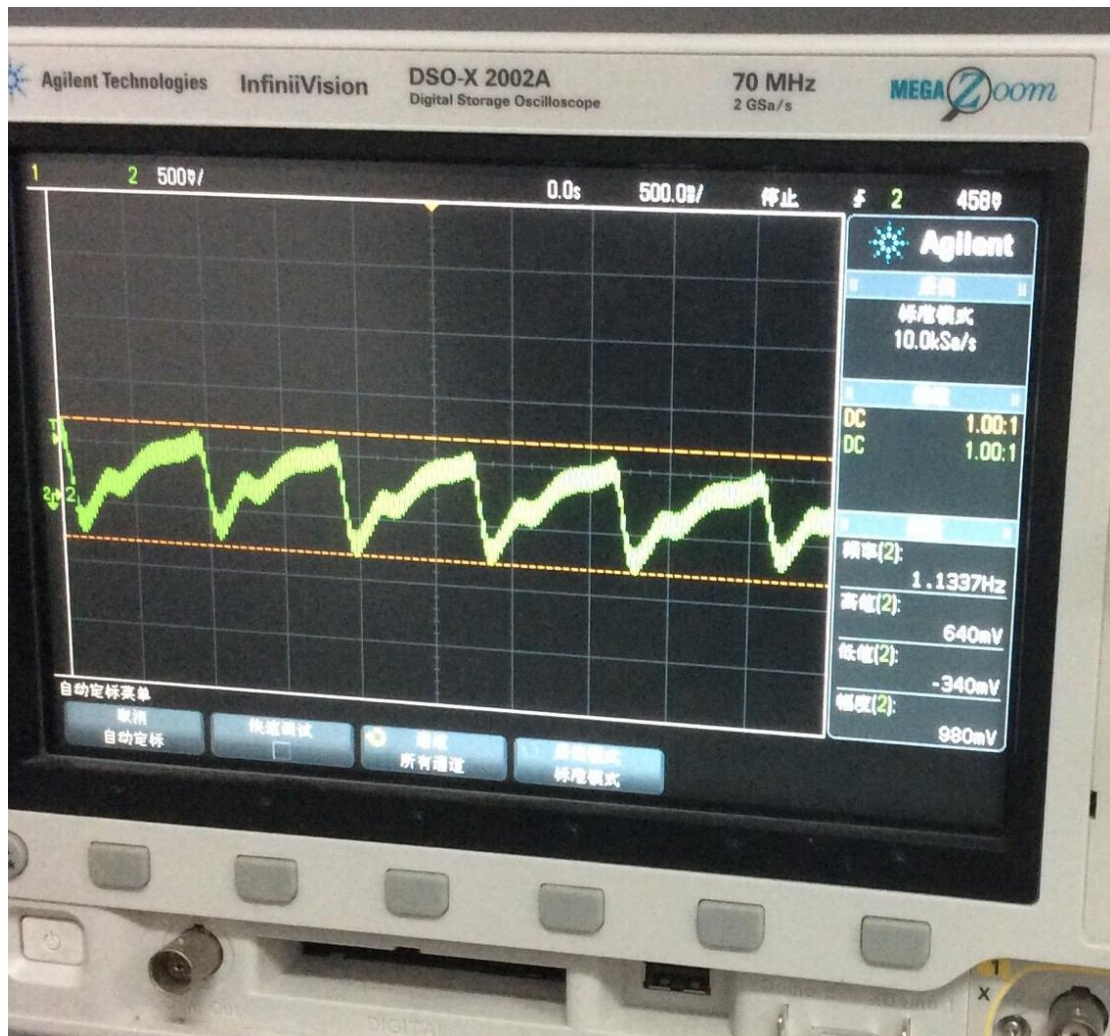
首先，由单片机控制血氧探头交替发出红光和红外光，血氧探头输出信号首先经过前置放大电路，然后通过低通滤波电路滤去高频噪声，将得到的直流成分输送回单片机，由于 C8051F310 内部有 10 位 ADC，可对直流信号进行采样。经过低通滤波的信号被送入高通滤波电路中，目的是得到与人体脉搏同频的交流成分，但该信号幅值较小，因此需要对该交流信号再次放大。由于该交流信号含有电压小于 0 的成分，无法对其进行 AD 转换，所以要经过直流偏置电路将电平整体抬升后再送入单片机。单片机对直流、交流成分处理后，将计算出的脉搏、血氧值通过数码管显示出来。

（三）可行性论证

我们首先购买了这款由 NELLCOR 公司生产的 DS-100 血氧探头：



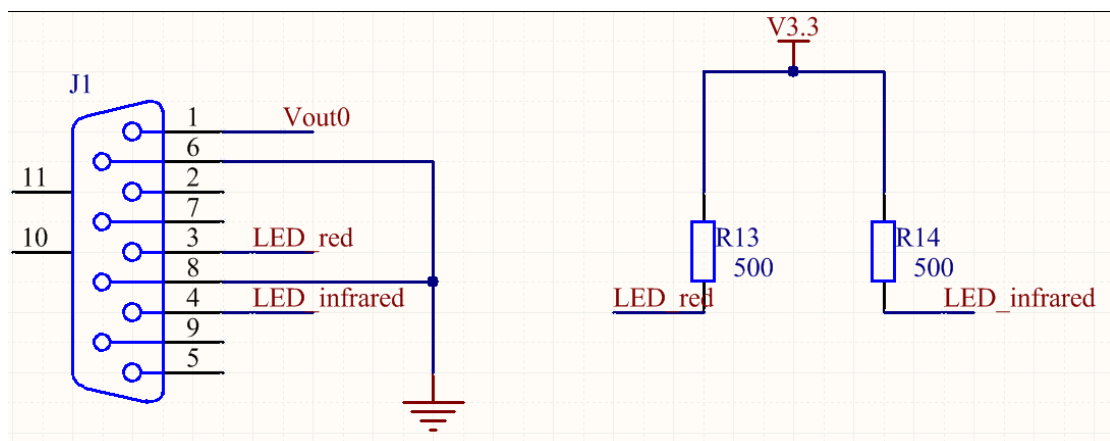
然后在面包板上搭建了前置放大、低通滤波、高通滤波、交流放大电路，并通过示波器成功观测到了脉搏信号波形：



在做实验的时候使用的是 LM324 这款运放，后来发现信号的毛刺较大，于是在后来的实物制作中改为了低噪声运算放大器 TLC2274。

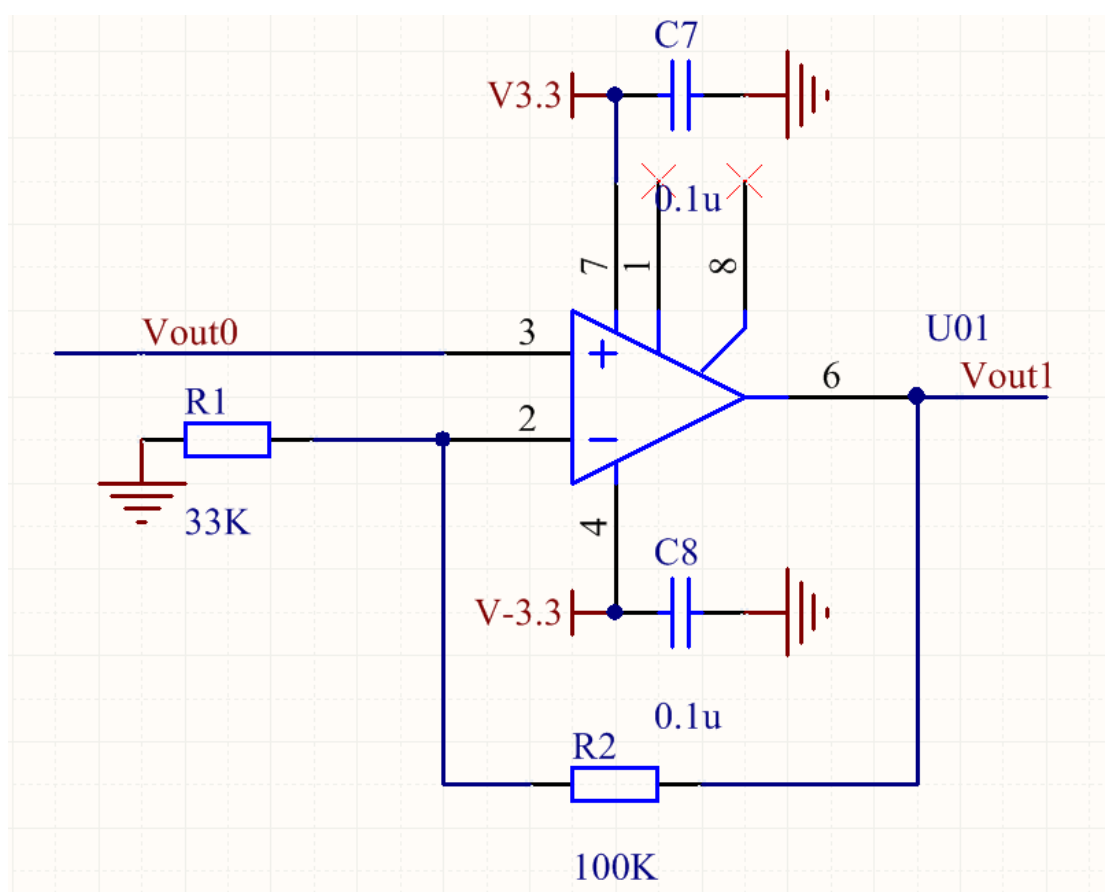
四、硬件电路设计

（一）血氧探头驱动电路



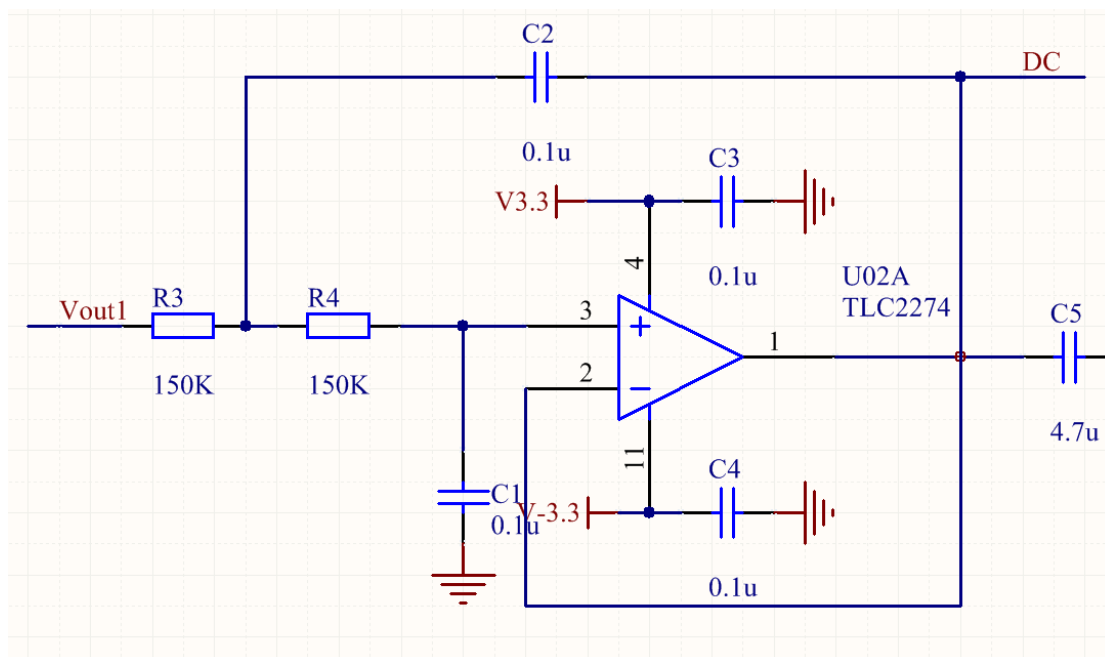
血氧探头驱动电路的设计是有些特别的。我们买到血氧探头后向卖家索要相关的技术文档，但卖家表示他们只负责销售，没有相关的技术文档。于是我们到网上查找资料，网上的资料显示，3, 4 脚间是接向相反的红光和红外光发射管，于是便想当然的采用了三极管桥式电路对其进行驱动，按这样的方式印制了第一块电路板，上电后却发现探头的亮度非常低，根本达不到要求。后来我用单片机开发板进行实验，发现单片机开发板上接有发光二极管的 P1 口直接驱动血氧探头效果非常好，相比于那些没有接外部电路的 P2 口，P1 口的驱动效果更好，于是便模仿着设计了这样的驱动电路。由于没有看过探头的内部电路，所以不是很清楚为什么单片机能直接驱动血氧探头，从实验结果来看，内部应该不仅仅是只有红光和红外光发射管这么简单。

(二) 前置放大电路



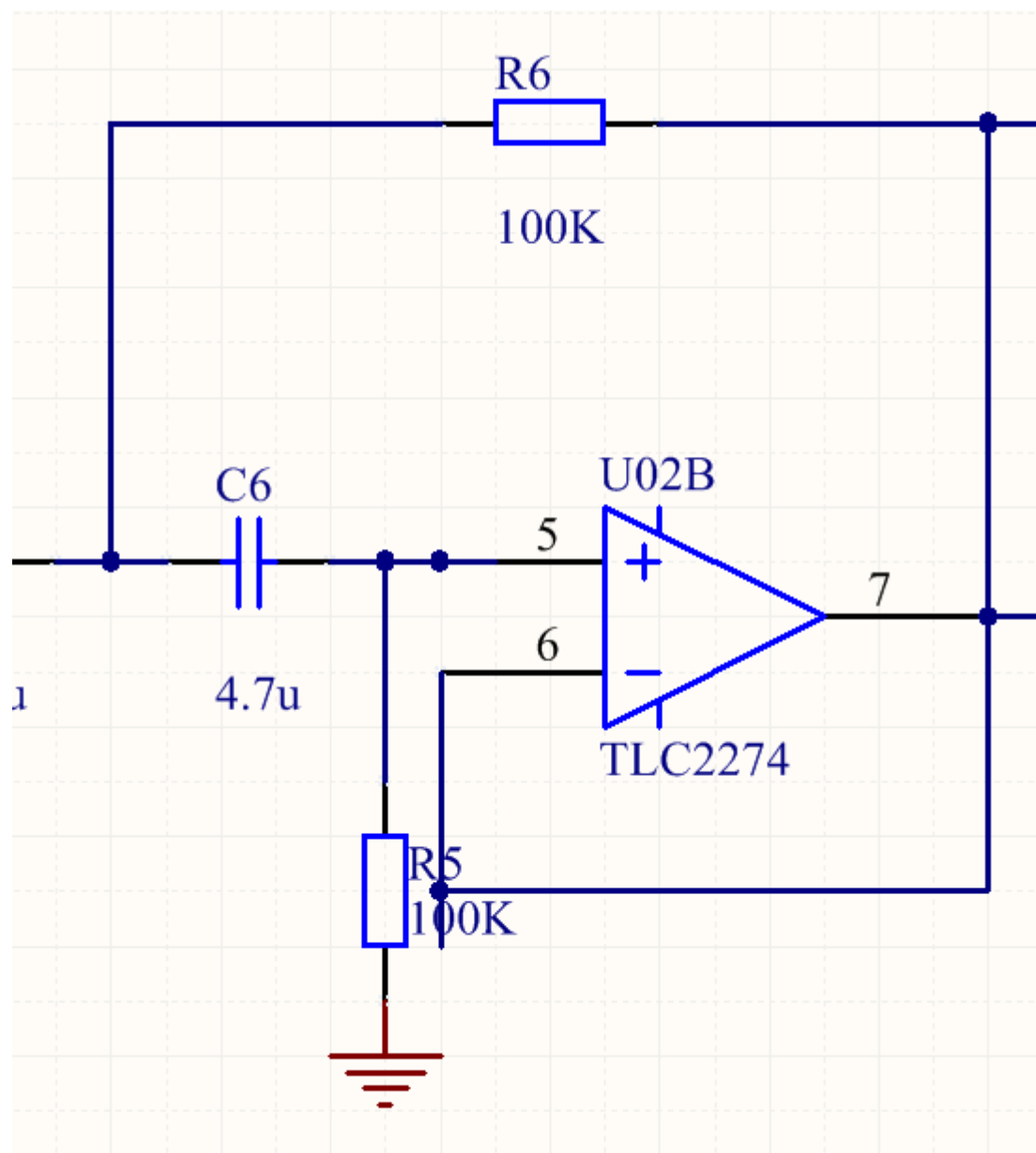
前置放大电路的运放采用 OP07。由于探头输出信号中不仅包括较小的脉搏交流分量，还有较大的直流成分，所以前置放大电路的放大倍数既不宜过大也不宜过小，本设计的前置放大电路放大倍数约为 4.33。

(三) 低通滤波器



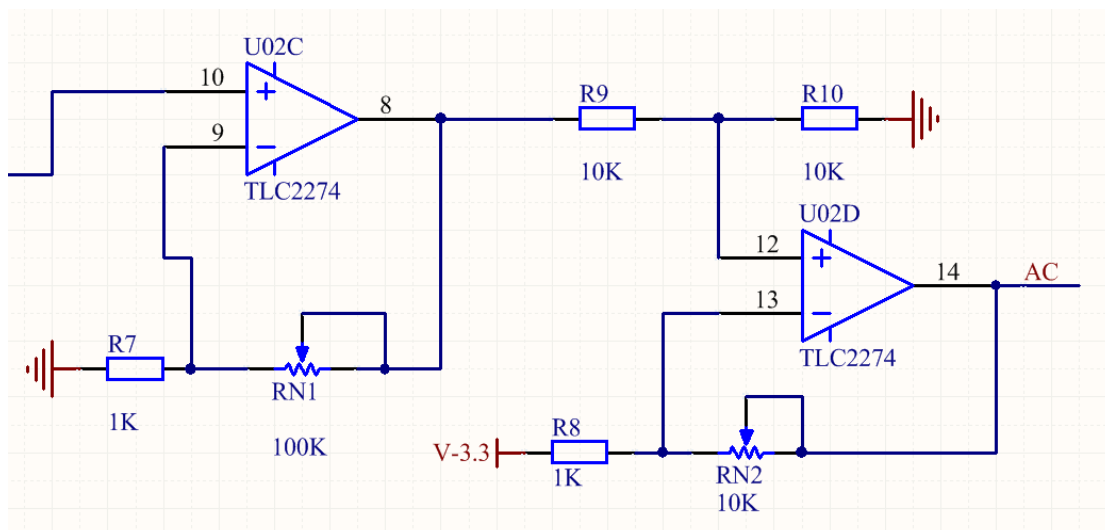
信号中含有高频噪声且需要将直流信号和交流信号分别提取出来，必须进行滤波。如图所示为二阶巴特沃斯低通滤波器，其截止频率约为 10Hz，之后将经过低通滤波的直流成分送入单片机进行采样。

(四) 高通滤波器



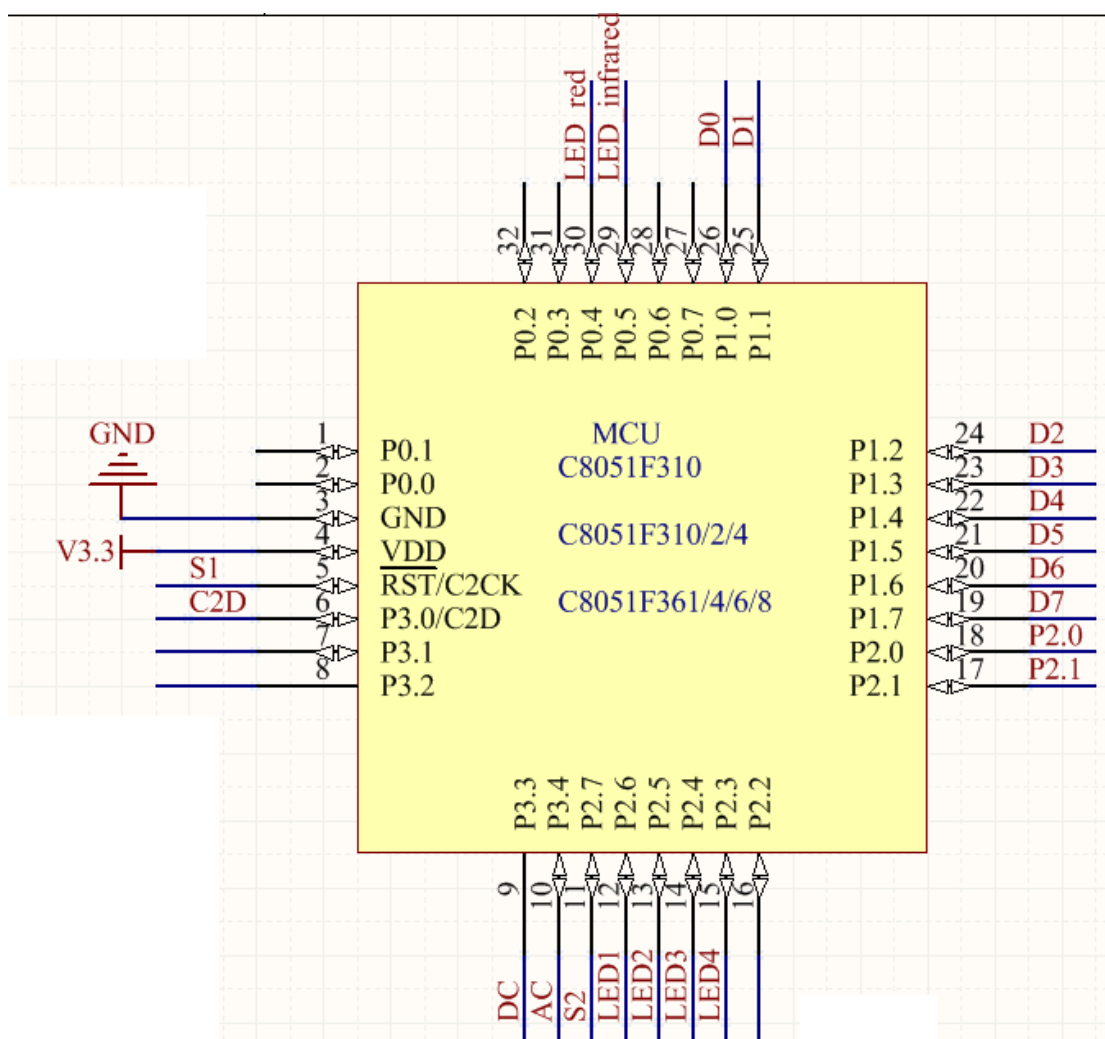
由于脉搏交流信号幅值较小，需要将它从直流成分中分离出来，正常人体的脉搏频率约为一点几赫兹，于是设计了上图所示的二阶巴特沃斯高通滤波器，其截止频率约为 0.1Hz。

（五）交流放大&直流偏置电路



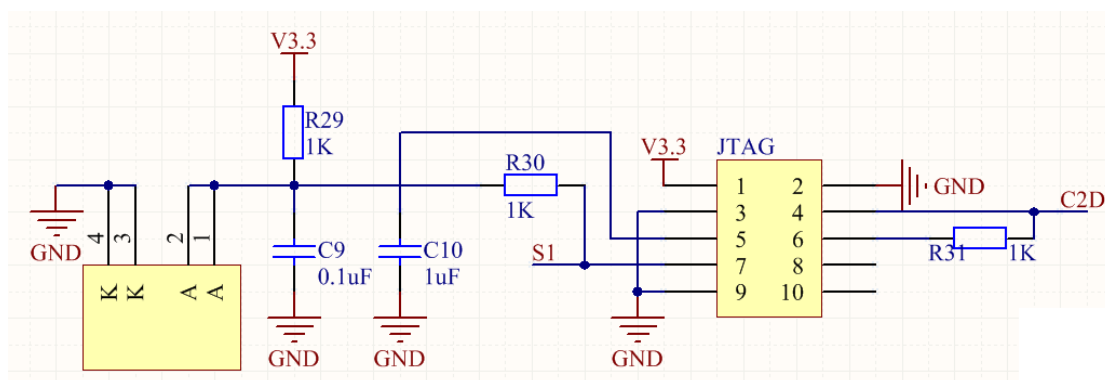
经过高通滤波的交流信号只有 mV 级，所以首先对其进行放大。放大后的信号中含有负分量，而 AD 无法对负分量进行转换，所以可以通过调节电位器 RN2 使交流信号整体抬升，幅值都位于 0-3.3V 之间，这样便可以对其进行采样。

(六) 单片机电路



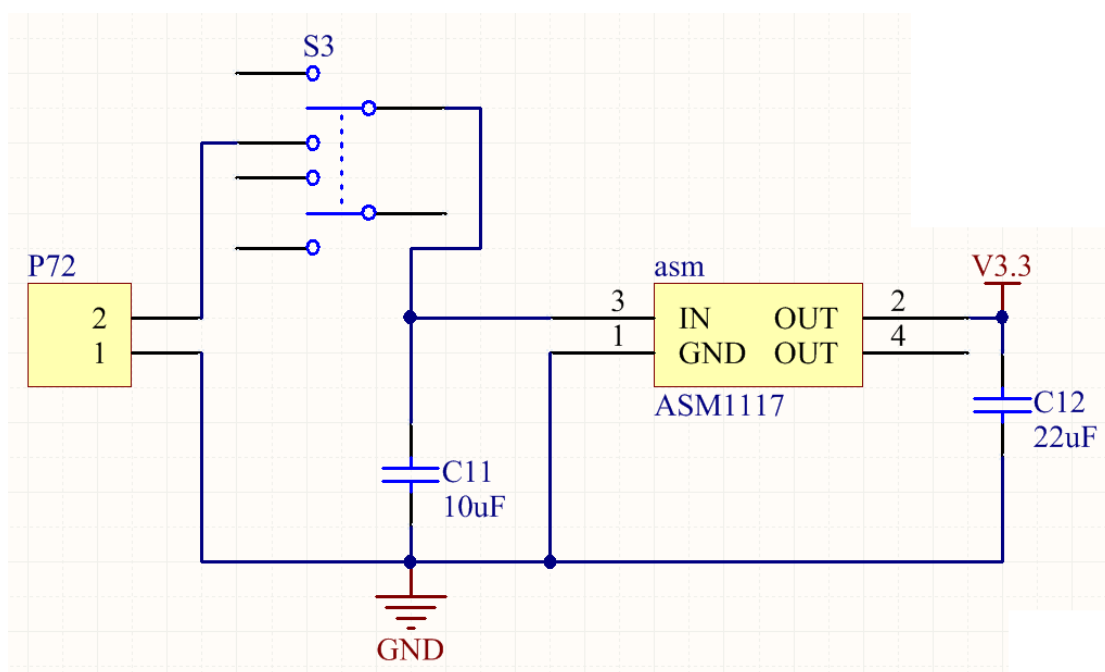
本设计选用了 C8051F310 单片机，由于其内部集成了 10 位 ADC，极大地简化了外部电路。通过 P0.4，P0.5 口控制探头发光，通过 P3.3 口对直流信号进行采样，通过 P3.4 口对交流信号进行采样。

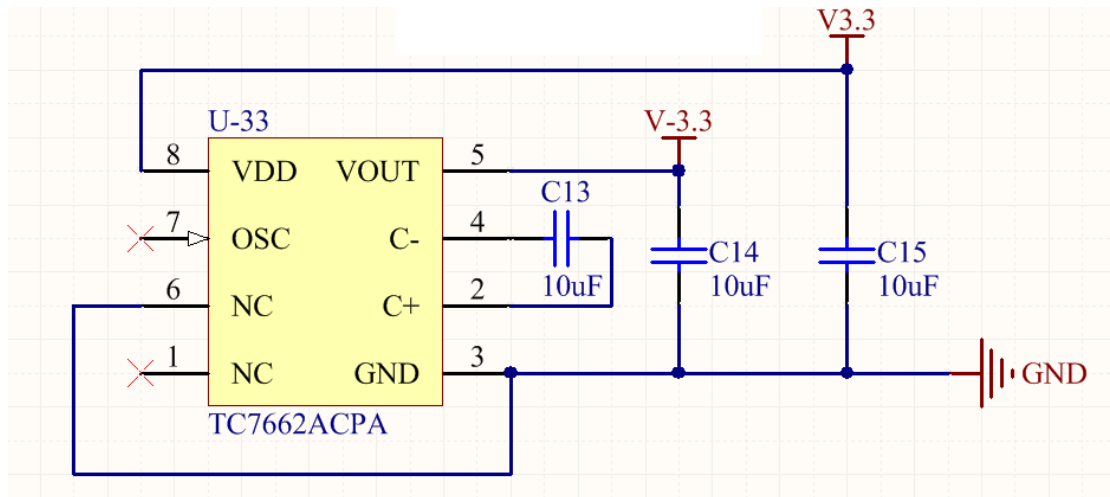
(七) JTAG 电路



通过 JTAG 将程序烧写进单片机，其中开关 S1 为复位开关。

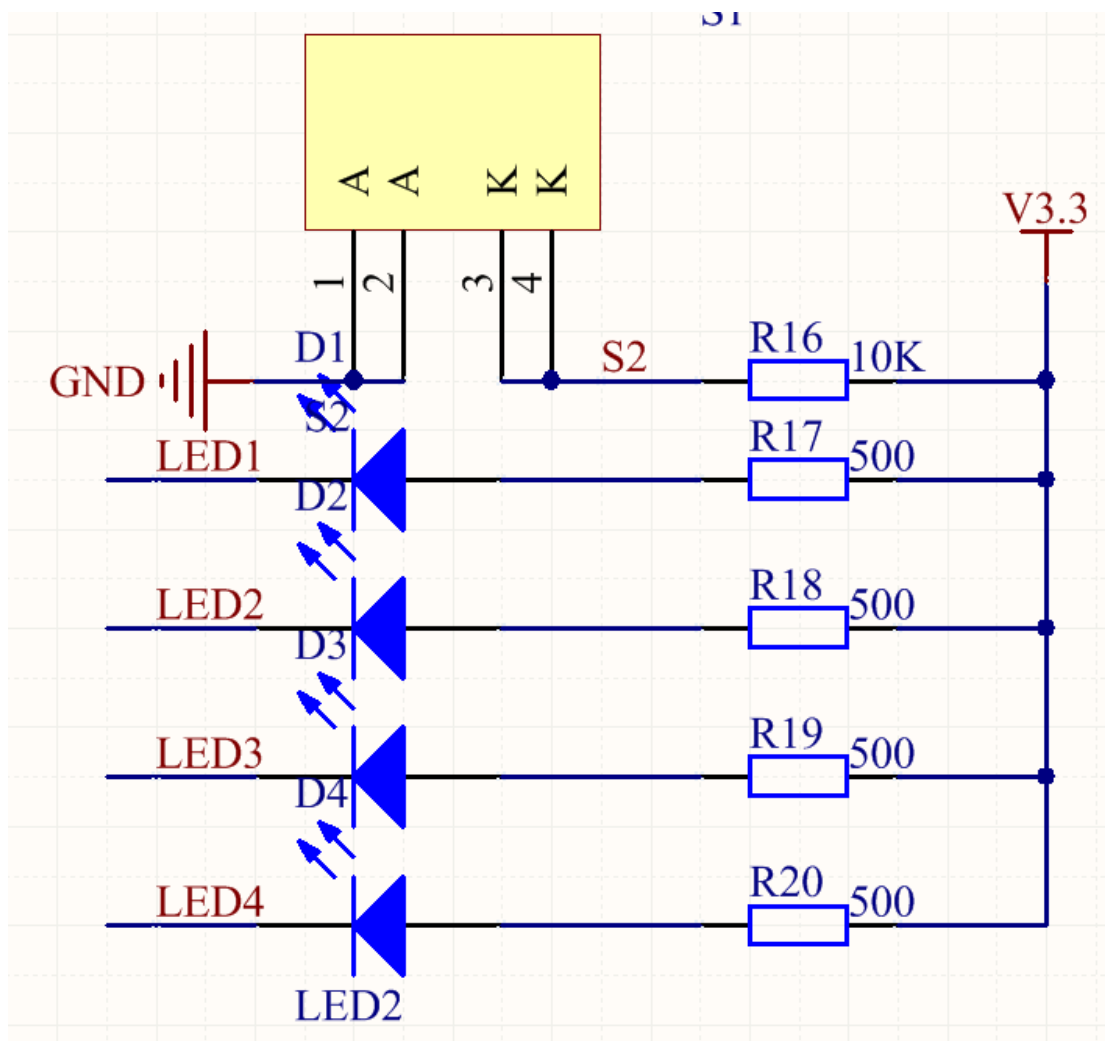
(八) 电源电路



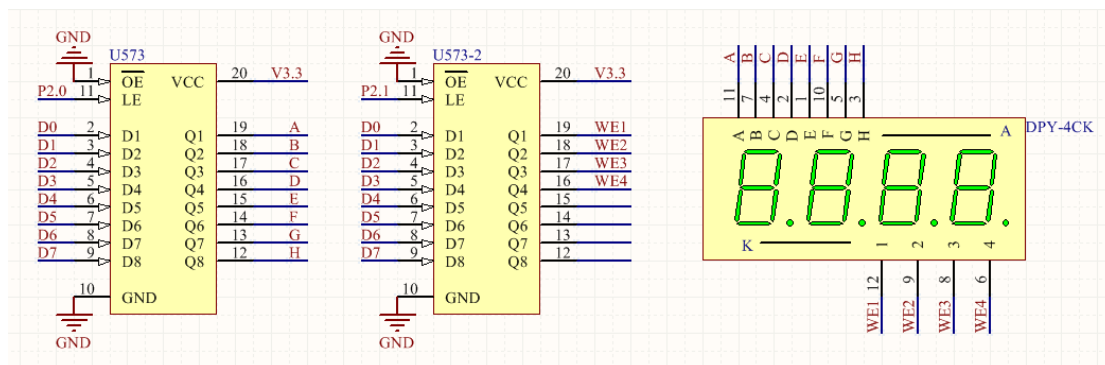


本设计采用电池供电，稳压芯片 ASM1117-3.3 可提供稳定的 3.3V 输出电压，其允许的输入电压范围为 4.85V~12V。通过自锁开关 S3 将电池和 ASM 接通。由于运放 OP07 和 TLC2274 都需要采用双电源供电，因此采用 TC7662 将电压转换为-3.3V。

（九）人机交互电路



随着互联网等信息技术的发展，时至今日，所有的产品设计师乃至普通用户都越来越能体会到用户体验的重要性。本人一向崇尚简洁的设计，所以在设计之初就决定——在满足功能最基本要求的情况下，按键越少越好。所以，除了一个电源按键，一个复位按键之外，我们只设计了一个按键 S2 用来实现所有的操作。该按键不仅用来作为采样开关，还作为数据显示的切换按键。此外，4 盏 LED 用来显示当前的工作状态。



两片 573 控制四位共阴数码管。其中 P2.0 控制段选信号, P2.1 控制位选

信号。

五、软件设计

（一）整体思路

整个程序由几大部分组成：

①血氧饱和度数据采样及处理：

A、直流分量采样：分别驱动红外光和红光亮以采集探测器接收到的两种光透射的直流分量，直流分量通过 P3.3 端口输入到单片机，由单片机片内 AD 完成采样，直流分量采样结果存入 21H、22H 单元。

B、交流分量采样：分别驱动红光和红外光亮两秒，交流分量通过 P3.4 端口输入到单片机进行 AD 采样，由定时器 0 控制采样间隔，采样间隔为 1/32s。分别找到两种光所产生的交流信号对应的最大值和最小值，并计算出二者之差即交流信号峰峰值，分别存入 25H、26H 单元。

C、数据处理：将采样得到的 I_{660AC} 、 I_{940AC} 、 I_{660DC} 、 I_{940DC} 带入计算公式算出 R 值，再经过统计试验得到的线性定标函数算得血氧饱和度值，将计算结果存入 35H、36H、37H 单元。

②脉搏数据采样及处理：

A、采样：驱动红外光亮 4 秒，经滤波放大后的信号经 P3.4 输入到单片机进行 AD 采样，由定时器 1 控制采样间隔，采样间隔为 1/16s。将采样得到的数据依次存入 40H-7FH。

B、数据处理：首先对采样得到的 64 个数据求和取平均，将得到的平均值存入 2AH。然后对采样数据进行判决，大于均值的判为 1，小于均值的判为 0。找到从 0 到 1 跳变的单元位置并存入从 40H 起的数据单元中，将两跳变位置作差求得跳变间的间隔并存入 40H 起的数据单元中（由于在实际测验中发现采样数据受信号噪声影响会在平均值周围有波动，因此此处还令增加判断程序，将跳变间隔值在理论范围内的保留，否则删去）。测出 4 次跳变的时间间隔，再除以 4，求出脉搏的周期，再由此周期求出一分钟内的脉搏数，将计算结果存入 32H、33H、34H 单元。

③数码管显示：三个显示小程序均采用动态扫描方式

A、上电复位时滚动显示“HELLO”。

B、显示测量的血氧脉搏结果，A 代表血氧值，b 代表脉搏值，通过查询方式判断按键 S2 是否按下并以此来切换显示。

C、当测量结果超出正常范围则显示“Err”。

④其他：

A、AD 配置：

(1) 驱动：写‘1’到 ADC0CN 的 AD0BUSY 位驱动 AD 采样，AD0BUSY 位的下降沿触发中断并置 ADC0CN 中的中断标志 (AD0INT)，通过查询标志位判断 AD 转换是否完成；

(2) 置 AD0LJST 位 (ADC0CN.) 为 0，即采样数据左对齐方式，每完成一次采样后将得到的数据低八位存入一个地址单元（通过多次试验发现本系统信号采样数据的高两位均为 1，故程序中仅选取低八位作为每个信号的采样数据）；

(3) SAR 转换时钟周期保持默认值；

(4) 正输入通道为 P3.3 或 P3.4，负输入通道为 GND。

B、Config Wizard 配置：

(1) I/O 配置：

将 AD 采样输入端口（即 P3.3、P3.4）改为 Analog 模拟输入；

将数字输出 P0.4、P0.5（分别驱动红光和红外光）、P1.0-P1.7（数码管段选和位选信号）、P2.0、P2.1（分别控制两片 573 芯片使能）、P2.3-P2.6（驱动四个 LED 灯）、P2.7（按键 S2）改为 Push-Pull 推挽输出模式；

其余引脚保留默认模式，即 Digital 数字输入、Open-Drain 开漏输出模式；

选择 Enable Crossbar 使能。

Port_IO_Init:

```
mov  P3MDIN,    #0E7h
mov  P0MDOUT,    #030h
mov  P1MDOUT,    #0FFh
mov  P2MDOUT,    #0FBh
mov  XBR1,       #040h
```

```
ret
```

(2) 定时器设置:

定时器 0 和定时器 1 均选择方式 1 工作;

时钟源选择分频的内部时钟 (SYSCLK/12)。

Timer_Init:

```
mov  TMOD,    #011h
```

```
ret
```

(3) 时钟设置:

选择内部时钟并设置为二分频。

Oscillator_Init:

```
mov  OSCICN,   #082h
```

```
ret
```

(4) PCA:

关看门狗。

PCA_Init:

```
anl  PCA0MD,   #0BFh
```

```
mov  PCA0MD,   #000h
```

```
ret
```

(5) 参考电压:

电压基准采用 VDD;

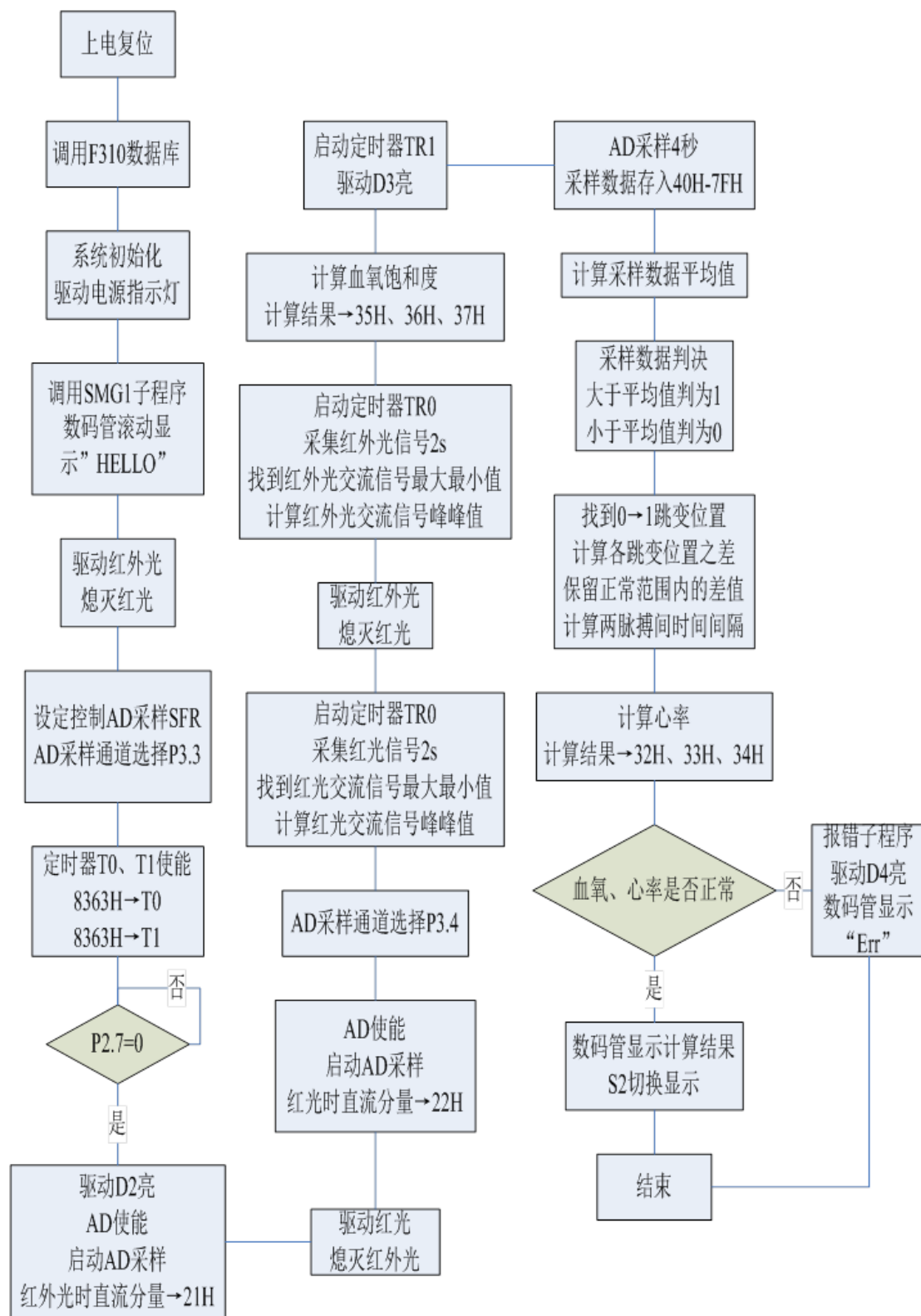
内部偏压发生器使能。

Voltage_Reference_Init:

```
mov  REF0CN,   #00Ah
```

```
ret
```

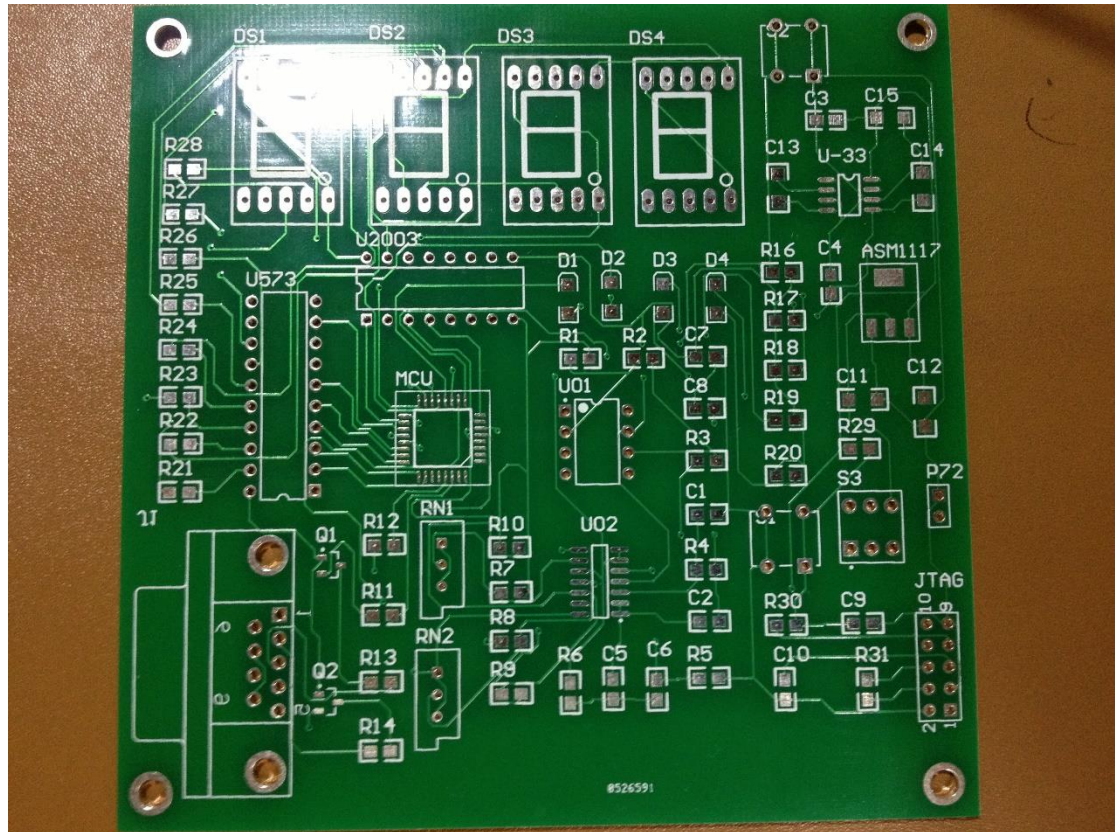
(二) 程序流程图



六、测试报告

（一）第一块电路板

13周的时候，我们印制了第一块电路板，由于时值考试周，时间比较仓促，第一块PCB主要以自动布线为主，样板如下：

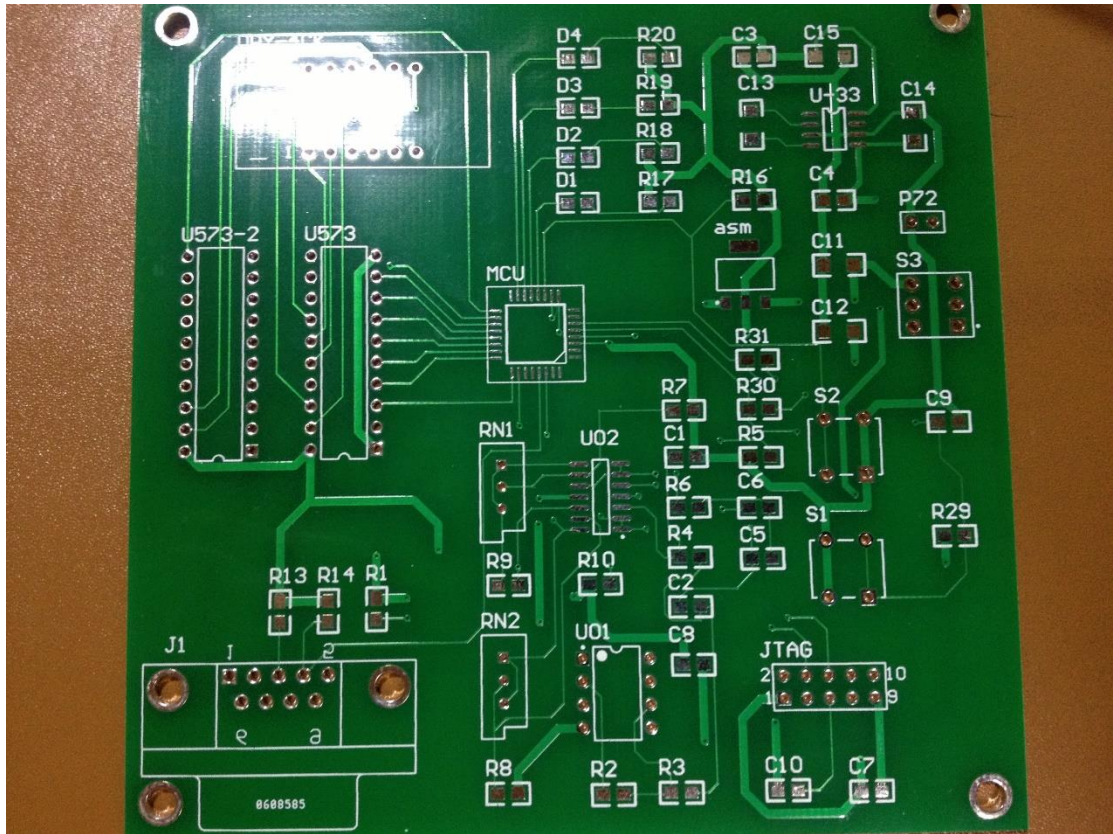


在对元件进行焊接之后，发现如下问题：

- 1、ASM1117 的原理图和封装引脚对应有误
- 2、数码管的封装引脚有误
- 3、DB-9 接头的标号画反了，导致 DB-9 接头需要焊到反面
- 4、第一块板采用三极管桥式电路驱动血氧探头，效果非常差

（二）第二块电路板

由于问题众多，我们在14周的时候重新修改了原理图，重新布线，这次以手动布线为主，对电源线和地线进行了加粗，得到了下图的电路板：



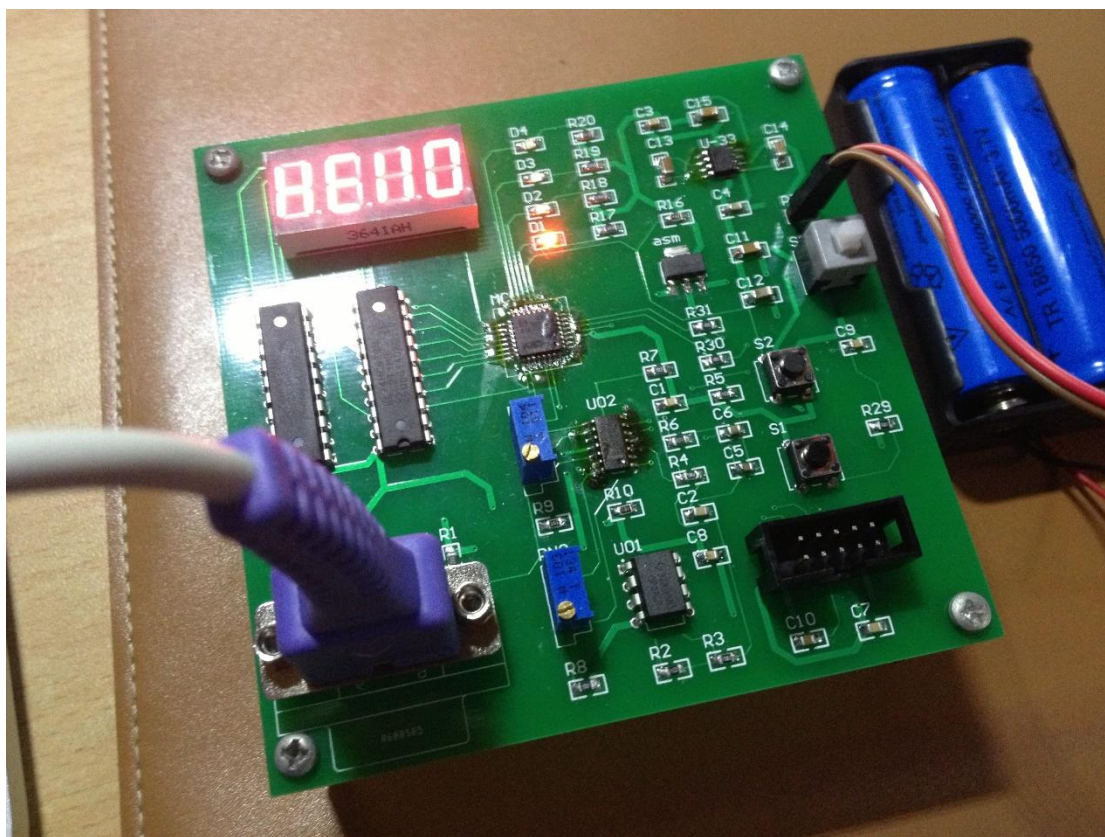
拿到电路板后，又发现电位器的原理图和封装的引脚对应情况有误，于是在焊接 RN1 和 RN2 时，剪断其中一个引脚不焊接，以使其与原理图相符。

焊接好元件后，首先对几个关键位置的电压及波形进行了测试：

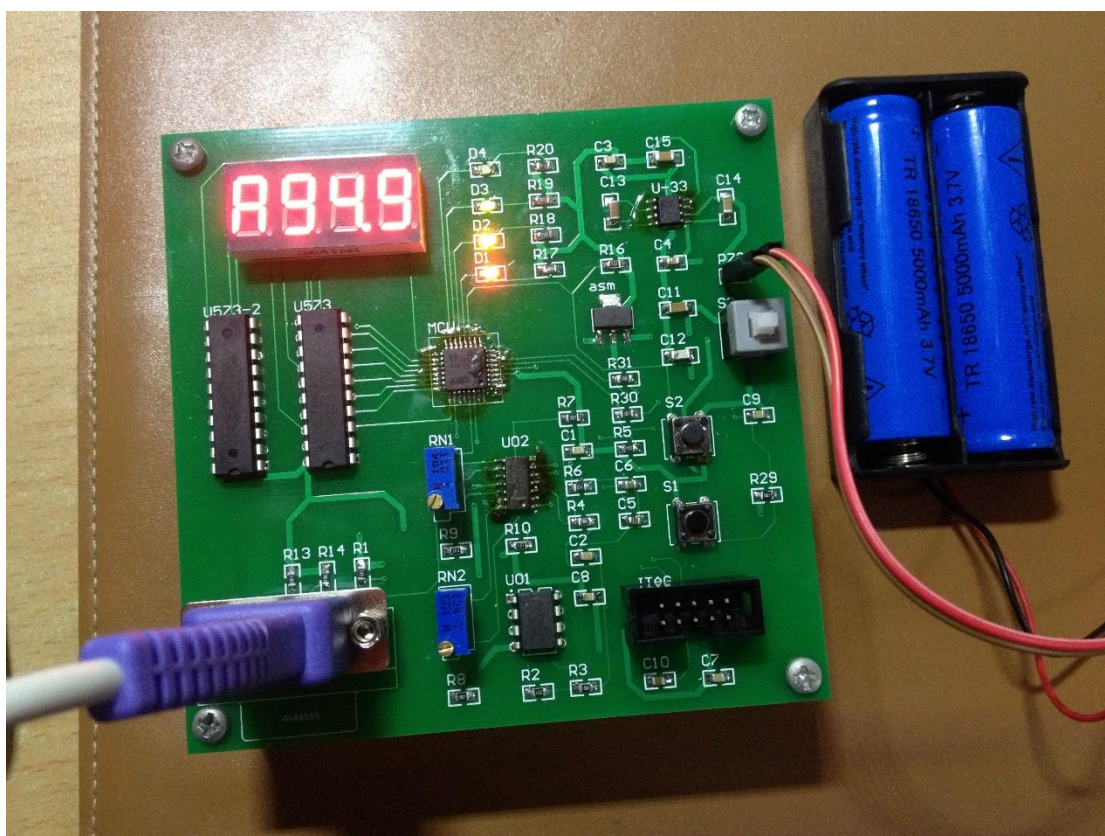
- 1、ASM1117 的 2 脚成功输出了 3.3V 的电压
- 2、TC7662 并没有精确的转换出-3.3V 的电压，得到的电压约-2.9V
- 3、对交流信号的波形进行查看，适当的调节了两个电位器的阻值，最终得到了峰峰值约 350mV 的交流信号

（三）整体系统测试

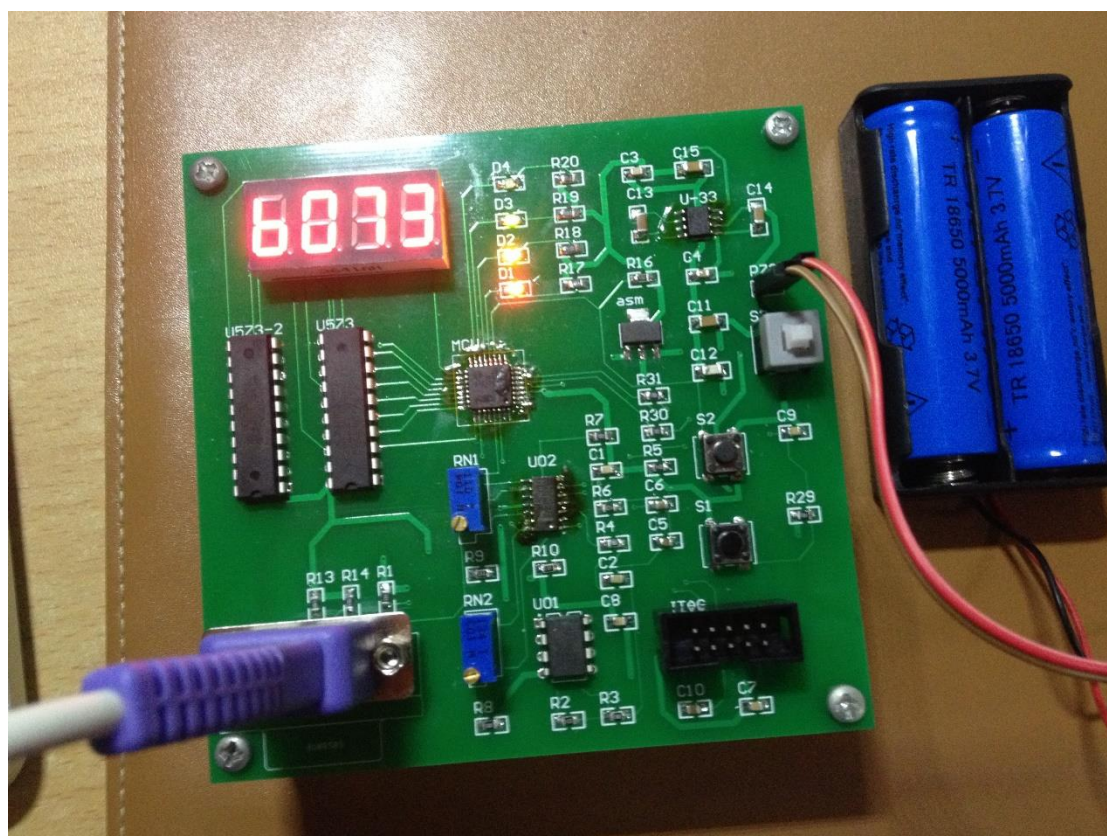
按下电源按键，数码管滚动显示“HELLO”。



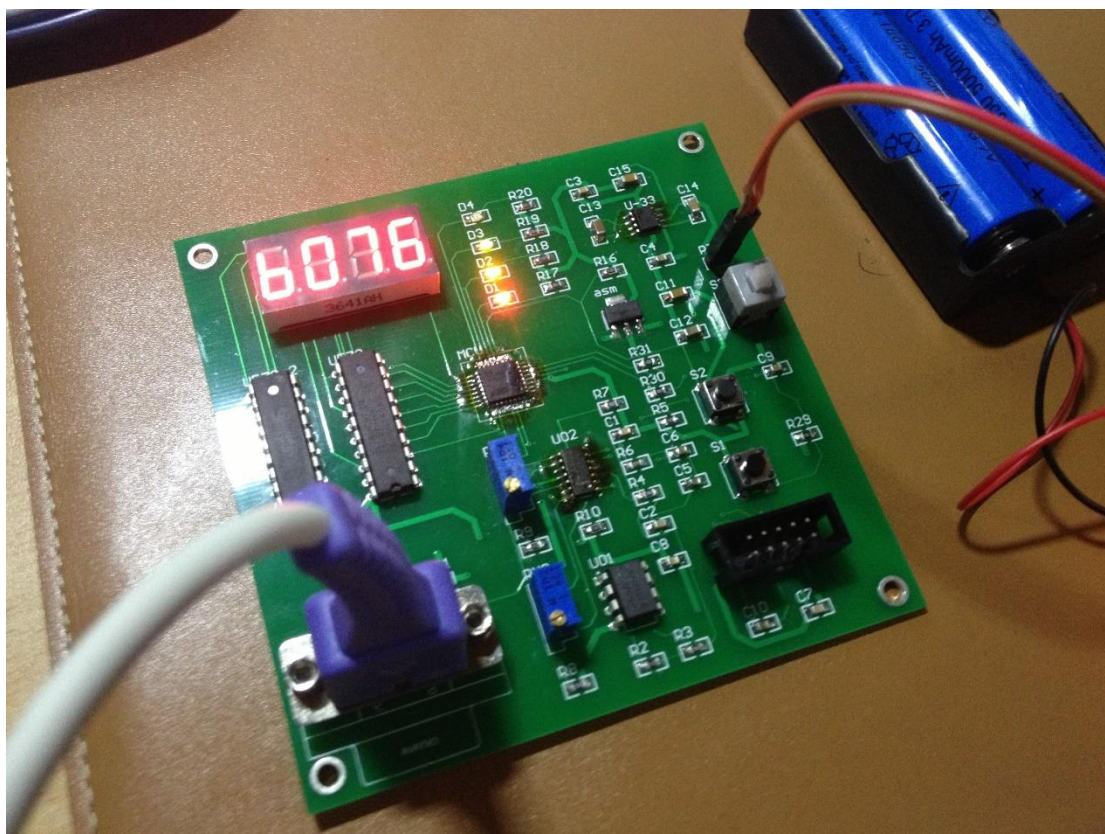
经过一段时间后，D2，D3 先后亮起，数码管显示出血氧值 94.9%。



按下 S2 按键，切换到脉搏显示：73 次/分。



由于血氧值没办法进行检验，只能对脉搏进行检验。于是又连续进行了两次测量，两次测量的结果均为 76 次/分，随后，又用手表计时人工计数的方法对自己的脉搏进行了测量，结果为 76/分，事实证明，脉搏的测量结果是比较精确的。



除此之外，还用该血氧仪对另外五名测试者进行了测试，结果如下：

	第一次测量		第二次测量	
	血氧饱和度 (%)	脉搏 (次/分)	血氧饱和度 (%)	脉搏 (次/分)
测试者 1	94.9	76	95.1	74
测试者 2	95.4	80	94.6	77
测试者 3	93.6	72	94.8	76
测试者 4	94.3	83	94.9	79
测试者 5	95.4	68	93.9	73

检测结果表明血氧仪测量得到了可用的脉搏信号，血氧和脉搏值都在正常范围内。

七、结论

6月18日，经过最终的调试，我们小组的脉搏血氧仪可以实现正常的测量和显示，其精度都在误差允许范围内，可以说是一次成功的设计。美中不足的是，如测量时人的手指有晃动，可能会导致波形不稳定，导致测量结果出现较大误差。在接下来的工作中，可以适当优化 PCB 面积，改进算法，以使产品更具实用性。

八、心得体会

光电系统课程设计这门课即将结束，在这一学期的课设制作过程中，学到了很多，也收获了很多。

之前上过电子线路测试这门实验课，不过当时只是在面包板上插一些简单的模拟或数字电路，并没有尝试做过一个系统。后来也用 FPGA 做过智能小车，不过我当时主要做的都是软件方面的工作。于是，在光电课设到来时，我决定给自己一些挑战，便负担起了硬件方面的工作。

在这个过程中，很多经历都给我留下了深刻的印象——五一假期的时候曾经整日整日的泡在南五楼插面包板，调电路，还记得最后波形出现时那一瞬的喜悦。Altium Designer 对我来说是一个完全陌生的软件，从零开始，学一点做一点，还记得曾经通宵画原理图，通宵画 PCB，曾经在凌晨 5 点的时候兴奋地在我们的群组内的群里大吼“我做完了！”。感谢一路走来不曾放弃的自己，也感谢一直以来都没有放弃，没有停止努力的组员——葛颖慧、谭必成、卢正。还要感谢自始至终都耐心指导我们的吴裕斌老师。

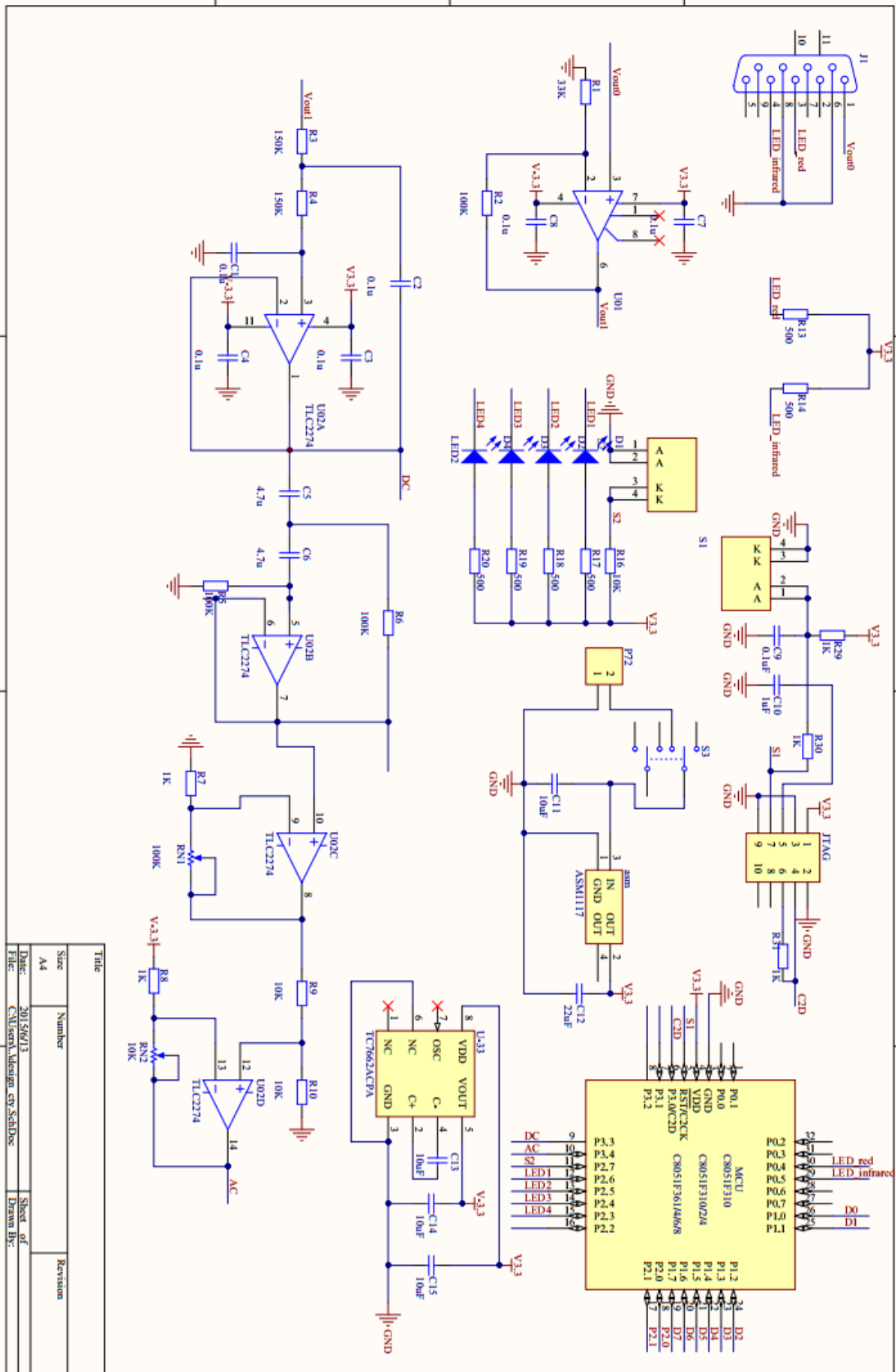
寒假的时候，我曾经去深圳的创客空间参观过，那里聚集着一群出于兴趣爱好，努力把各种创意转变为现实的人，或许，这就是创客精神吧。我觉得他们真的很酷，他们用自己的双手实现着自己的想法，不奢求真的能改变世界，只希望这世界能因为自己的存在而变得更美好那么一点点。听说我们学校也开设了自己的创客空间，我大四的时候一定会加入他们，尝试做一些很酷的事情。最后，感谢这次光电课设，感谢它在我心中种下了一颗创客的种子，感谢开源硬件，也感谢这个飞速发展的时代，因为这对我们来说，正是最好的时代！

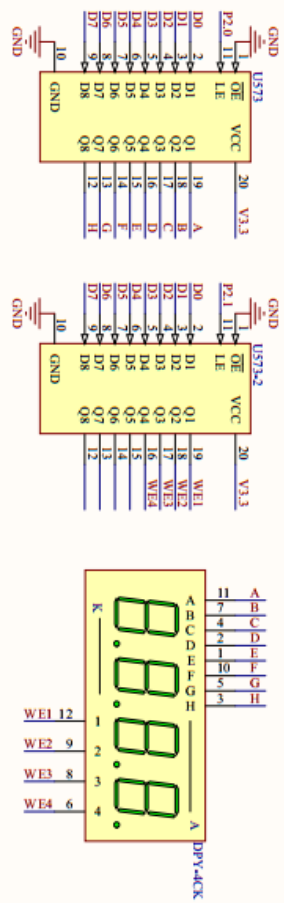
九、参考文献

- 【1】郑万挺，陈付毅 光电脉搏血氧心率仪电路设计 电子器件 2010-12
- 【2】刘俊微，庞春颖 光电脉搏血氧仪的设计与实现 激光与红外 2014-1
- 【3】游荐波 基于 C8051F021 单片机的脉搏血氧饱和度测量仪的研制 国防科学技术大学 2008
- 【4】高歌 Altium Designer 电子设计应用教程 清华大学出版社 2011
- 【5】潘琢金译 C8051F310 数据手册 2004
- 【6】徐汉斌等 单片机原理及应用 华中科技大学出版社 2013

十、附录

（一）原理图

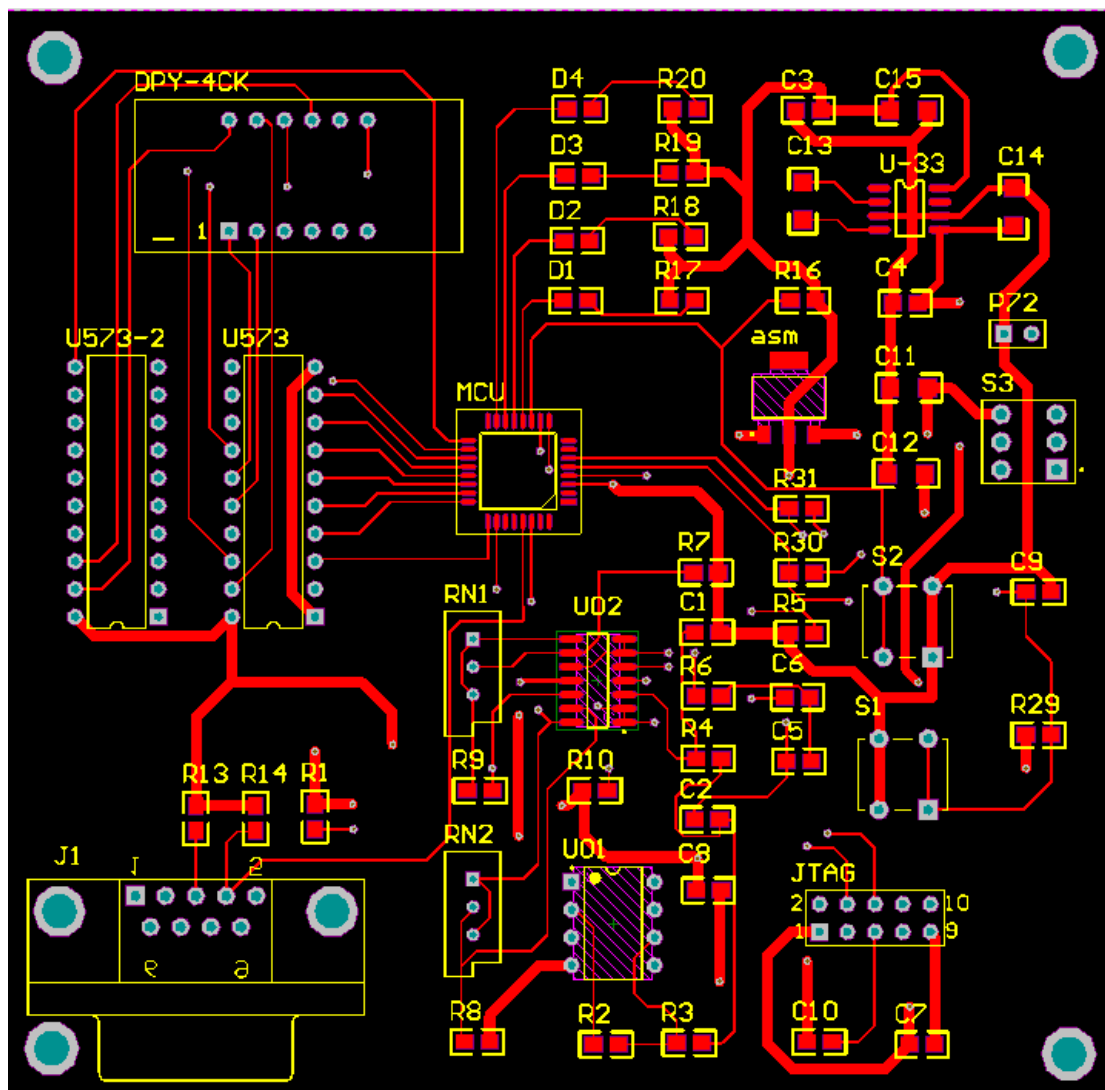




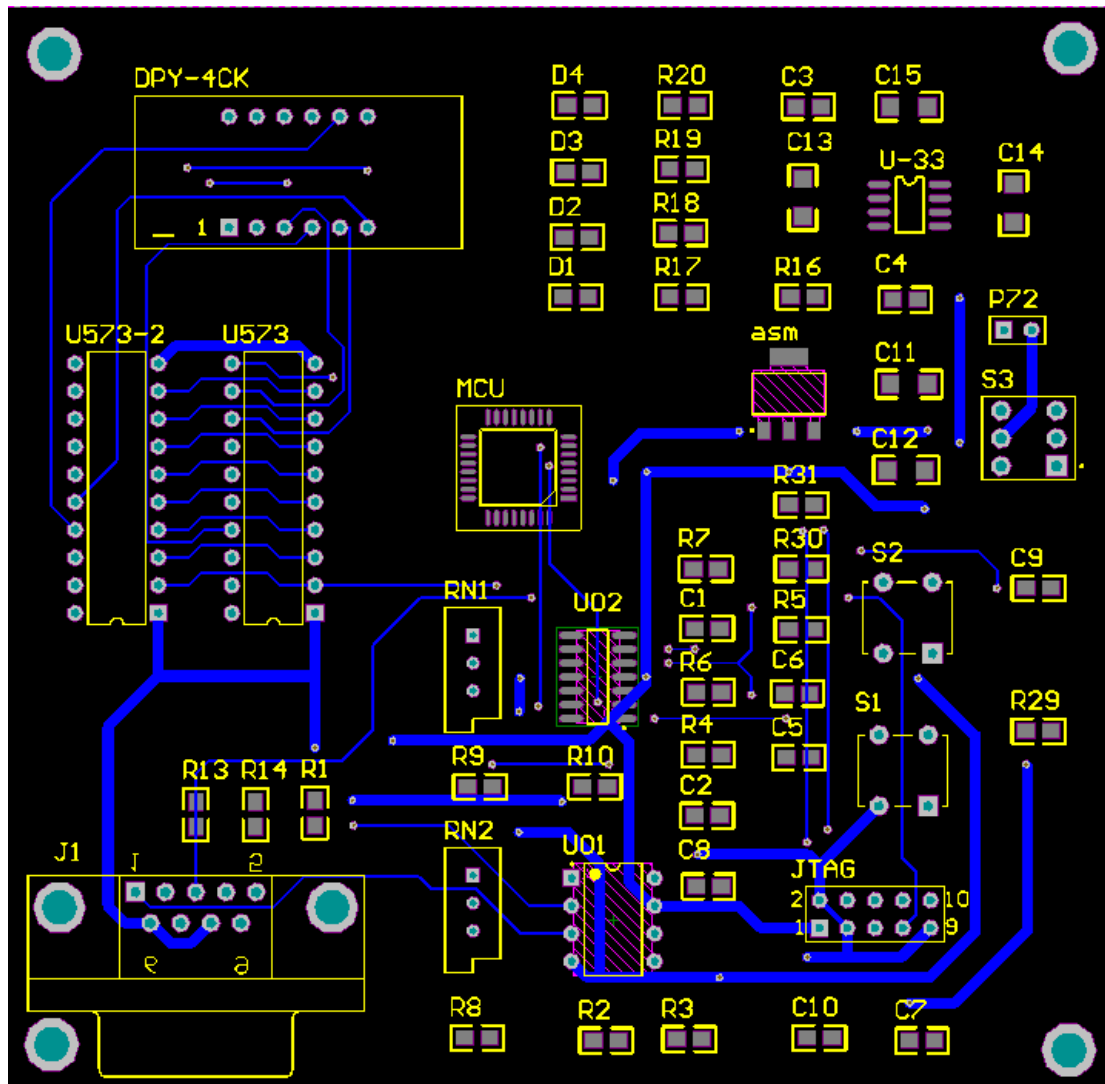
Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	2015/06/13	
File:	C:\Users\Isabel7\Schöbe	
	Sheet of	Drawn By:

(二) PCB 图

Top Layer:



Bottom Layer:



(三) 元器件清单

名称	编号	封装	值
电阻	R1	0805	33k
	R2, R5, R6		100k
	R3, R4		150k
	R7, R8, R29, R30, R31		1k
	R9, R10, R16		10k
	R13, R14, R17, R18, R19, R20		500
	RN1	VR5	100k
	RN2		10k
电容	C1, C2, C3, C4, C7, C8, C9	0805	0. 1u
	C5, C6		4. 7u
	C10		1u
	C11, C13, C14, C15	1206	10u
	C12		22u
TLC2274	U02	SOP-14	
OP07	U01	DIP-8	
TC7662	U-33	SOP-8	
74HC573	U573, U573-2	DIP-20	
ASM1117-3. 3	asm	SOT-223	
四位共阴数码管	DPY-4CK	DYP-4BIT	0. 36 英寸
C8051F310	MCU	LQFP-32	
轻触开关	S1, S2	KEY1	6*6. 5mm
自锁开关	S3	DPDT-6	8. 5*8. 5mm
牛角座	JTAG	HDR2*5	
DB9	J1	DSUB1. 385-2H9	母头
LED	D1, D2, D3, D4	0805	

（四）源程序

由于本程序采用汇编语言编写，因此代码较长，此处仅粘贴部分关键代码。

①主程序代码

```
;-----  
;-  Generated Initialization File  --  
;-----  
  
$include    (c8051F310.inc)  
  
        ORG 0000H  
        LJMP MAIN  
  
        ORG 000BH  
        LJMP T0I0  
  
        ORG 001BH  
        LJMP T1I1  
  
        ORG 0100H  
;-----初始化设置-----  
MAIN:   LCALL Init_Device  
  
        CLR P2.6           ;指示电源，常亮  
        CLR P0.4           ;驱动红外光发光  
        SETB P0.5  
  
        LCALL SMG1         ;调用数码管滚动显示“HELLO”小程序  
  
        MOV ADC0CF,#0FCH   ;AD0LJST 设为 1 表示左对齐，转换时钟保持默认，  
        MOV AMX0N,#1FH     ;负输入 GND  
        MOV AMX0P,#13H     ;正输入 P3.3,即 DC 输入  
  
        MOV    R0,#40H      ;存放交流信号的地址首位  
        MOV R2,#64          ;采样次数  
  
        MOV TMOD,#11H      ;定时器 0/1 选择方式 1 工作  
        MOV TH0,#83H       ;定时器 0/1 初值  
        MOV TL0,#63H  
        MOV TH1,#83H  
        MOV TL1,#63H  
  
        SETB ETO           ;T0 开中断  
        SETB ET1          ;T1 开中断
```

```

SETB EA                ;CPU 开中断

;-----按键 S2 控制开始采样-----
WAIT: JB P2.7,WAIT      ;KEY2 是否按下
      LCALL DEL10MS
      JB P2.7,WAIT
      CLR P2.5
      SETB AD0EN        ;AD 使能
      SETB AD0BUSY      ;启动 AD

;-----血氧饱和度采样及计算-----

      LCALL DC1          ;调用红外光直流信号采样小程序
      CLR P0.5           ;驱动红光发光
      SETB P0.4
      LCALL DC2          ;调用红光直流信号采样小程序

      MOV AMX0P,#14H     ;正输入 P3.4，即 AC 输入
      SETB TR0

      LCALL AC1          ;调用红光交流信号采样小程序

      CLR P0.4
      SETB P0.5          ;切换为红外光
      SETB TR0           ;开始定时
      MOV R2,#64

      LCALL AC2          ;调用红外光交流信号采样小程序

      LCALL SJCL1        ;调用血氧饱和度数据处理小程序

;-----脉搏采样及计算-----

      CLR P2.4           ;驱动 LED3 亮
      MOV R2,#64
      MOV R3,#2
      SETB TR1           ;开始定时

      LCALL MB           ;调用脉搏采样及数据处理小程序

;-----结果显示-----
      LCALL SMG          ;调用数码管显示小程序

```

②脉搏采样及数据处理部分代码

;-----脉搏采样及数据处理小程序-----

```
MB:    MOV A,R2          ;等待采样完成
        JNZ MB
        MOV R0,#40H
        MOV A,38H

MB1:    CLR C             ;求取采样数据平均值
        RRC A
        DJNZ R4,MB1
        MOV 38H,A
        MOV R4,#6
        MOV A,39H

MB2:    RR A
        DJNZ R4,MB2
        ADD A,38H
        MOV 2AH,#00
        SUBB A,2AH
        MOV 2AH,A
        MOV R1,#0

        MOV R2,#64
PJ:     MOV A,@R0         ;判决，如果 A 大于等于均值，则判为 1，否则判为 0
        CJNE A,2AH,PJ1
        MOV @R0,#1
        INC R0
        DJNZ R2,PJ
        SJMP TB

PJ1:    JC PJ2
        MOV @R0,#1
        INC R0
        DJNZ R2,PJ
        SJMP TB

PJ2:    MOV @R0,#0
        INC R0
        DJNZ R2,PJ
        SJMP TB

TB:     MOV R2,#64        ;跳变，记下从 0 到 1 的跳变时刻
        MOV R0,#40H
        MOV R1,#40H
```


	MOV A,@R0 JNZ TB2 INC R0 DEC R2	;第一个数为 1，跳转到 TB2
TB1:	MOV A,@R0 JNZ TB3 INC R0 DJNZ R2,TB1 SJMP SJ	;从 0 开始，遇到 1 时记下跳变时刻
TB2:	INC R0 DEC R2 MOV A,@R0 JNZ TB2 SJMP TB1	
TB3:	MOV A,R0 MOV @R1,A INC R1 INC R0	;第一个 0 到 1 跳变时刻存入 R1 指向位置
TB4:	MOV A,@R0 JZ TB1 INC R0 DJNZ R2,TB4	
SJ:	CLR C MOV R1,#41H MOV R0,#50H MOV R2,#5	;将跳变的时刻作差，找出其时间间隔
SJ1:	MOV A,@R1 SUBB A,40H MOV @R0,A INC R0 INC R1 DJNZ R2,SJ1	
	CLR C MOV R1,#42H MOV R2,#4	
SJ2:	MOV A,@R1 SUBB A,41H MOV @R0,A	

```

INC R0
INC R1
DJNZ R2,SJ2

CLR C
MOV R1,#43H
MOV R2,#3
SJ3: MOV A,@R1
      SUBB A,42H
      MOV @R0,A
      INC R0
      INC R1
      DJNZ R2,SJ3

CLR C
MOV R1,#44H
MOV R2,#2
SJ4: MOV A,@R1
      SUBB A,43H
      MOV @R0,A
      INC R0
      INC R1
      DJNZ R2,SJ4

CLR C
MOV R1,#45H
MOV R2,#1
SJ5: MOV A,@R1
      SUBB A,44H
      MOV @R0,A
      INC R0
      INC R1
      DJNZ R2,SJ5

SJ6: MOV R0,#50H
      MOV R1,#40H
      MOV R2,#15
D1:  MOV A,@R0      ;判定时间间隔的大小，删去超出范围的时间间隔
      CJNE A,#8,D2
      MOV @R1,A
      INC R0
      INC R1
      DJNZ R2,D1
      SJMP SJA

```

D2: JC D3
CJNE A,#16,D4
MOV @R1,A
INC R0
INC R1
DJNZ R2,D1
SJMP SJA

D3: INC R0
DJNZ R2,D1
SJMP SJA

D4: JC D5
INC R0
DJNZ R2,D1
SJMP SJA

D5: MOV @R1,A
INC R0
INC R1
DJNZ R2,D1
SJMP SJA

SJA: MOV A,40H ;通过所求时间间隔求取 1min 内脉搏数量
ADD A,41H
ADD A,42H
ADD A,43H

MOV R5,#0FH
MOV R4,#00H
MOV R3,#00h
MOV R2,A
CLR A
MOV R7,A
MOV R6,A
MOV B,#10H

DIVA: CLR C ;双字节除法
MOV A,R4
RLC A
MOV R4,A
MOV A,R5
RLC A
MOV R5,A

```

MOV A,R6
RLC A
MOV R6,A
XCH A,R7
RLC A
XCH A,R7
SUBB A,R2
MOV R1,A
MOV A,R7
SUBB A,R3
JC DIVB
INC R4
MOV R7,A
MOV A,R1
MOV R6,A
DIVB: DJNZ B,DIVA
CLR OV

MOV A,R4
CJNE A,#55,SJB
SJB: JC ALARM1
MOV B,#100
DIV AB
MOV 32H,A
MOV A,B
MOV B,#10
DIV AB
MOV 33H,A
MOV 34H,B
RET

```

;判定结果是否在正常范围内，否则报错