

桂林理工大学 信息科学与工程学院
智能电子装置创新设计制造实习

设 计 报 告

设 计 题 目: 基于单片机及红外检测的心率计

专 业: 电子信息工程

班 级: 电子信息工程 班

学 生: K20

学 号: xmjtf@outlook.com

指导教师: _____

2019 年 9 月 22 日

摘要

基于红外光电传感器的心率传感器, 人体心室周期性的收缩和舒张导致主动脉的收缩和舒张, 使血流压力以波的形式从主动脉根部开始沿着整个动脉系统传播, 这种波称为脉搏波。根据郎伯—比尔定律, 物质在一定波长处的吸光度和他的浓度成正比, 当恒定波长的光照射到人体组织上时, 通过人体组织吸收、反射衰减后测量到的光强在一定程度上反映了被照射部位组织的结构特征。透过手指后检测到的光强相对较大, 因此光电式脉搏传感器的测量部位通常在人体指尖。该心率传感器使用光电三极管作为敏感元件和转换原件, 加上基本电路吧输入的模拟信号量转化为脉冲波信输出。后续用单片机计算和采集。

关键词: 郎伯—比尔定律; 红外光电传感器; 整形电路

Abstract

Infrared photoelectric sensor and heart rate sensor

XU mingjun

This heart rate sensor is based on the infrared photoelectric sensor, the periodic contraction and diastole of human ventricles lead to the contraction and diastole of aorta, which makes the blood pressure spread along the entire arterial system from the aortic root in the form of wave, which is called pulse wave. According to lambert - beer law, the absorbance of a substance at a certain wavelength is directly proportional to its concentration. When the light of a constant wavelength irradiates on human tissues, the light intensity measured after absorption and reflection attenuation of human tissues reflects the structural characteristics of the tissues irradiated to a certain extent. The light intensity detected through the fingers is relatively large, so the photoelectric pulse sensor is usually measured at the fingertips of the human body. The heart rate sensor USES a photoelectric triode as the sensing element and the conversion element, plus the basic circuit to convert the input analog semaphore into pulse signal output. Convenient for subsequent processor counting and processing.

Key words: Lambert beer's law; infrared photoelectric sensor; shaping circuit

目录

1. 概述.....	1
1.1 设计目标.....	1
1.2 相关技术的国内外现状.....	1
1.2.1 需求增加.....	1
1.2.2 技术现状.....	1
1.2.3 未来期望.....	1
2. 基本原理与设计思路.....	2
2.1 检测脉搏的基本原理.....	2
2.2 产生固定波长激励光源基本设计思路.....	2
2.3 根据接收波信产生脉冲波形基本设计思路.....	2
3. 电路设计.....	3
3.1 总体电路原理框图.....	3
3.2 恒流源 LED 驱动电路设计.....	4
3.3 敏感转换元件电路设计.....	5
3.4 放大低通滤波器电路设计.....	5
3.5 脉冲整形电路设计.....	6
3.6 心率传感器的总电路。.....	7
4. 仿真.....	8
4.1 仿真方法.....	8
4.2 仿真结果.....	8
4.2.1 红外发射模块仿真.....	8
4.2.2 放大滤波模块仿真.....	10
4.2.3 脉冲整形电路仿真.....	12
4.2.4 总体仿真测试.....	13
5. PCB 及传感器实物制作.....	13
5.1 不带单片机的传感器制作.....	14
5.2 传感器部分的测试.....	15
5.3 单片机心率检测装置的整体设计.....	16
5.4 下载程序和整体检测.....	19
5.5 减小体积和重量。.....	20
6. 总结.....	21
6.1 不足和改进.....	21
6.2 心得体会.....	21
7. 引用.....	21

1. 概述

1.1 设计目标

该设计的总目标是检测人体的心脏跳动的频率，把心脏跳动转化为输出的电压脉冲，用于后续的心率的检测和检测。从人的指尖进行检测，使用电信号进行脉冲的实时的输出检测。

1.2 相关技术的国内外现状

1.2.1 需求增加

由于社会的进步和经济的不断发展、生产力的不断提高，人们的生活也更加殷实富足。但随之而来，运动不足、暴饮暴食等一系列恶习也在损害着人们的身体健康，慢性疾病的患病人数也在不断增加，近几年来，人们也更加关注自己的身体健康问题，可穿戴式健康设备也越来越受到消费者的青睐。^[1]

1.2.2 技术现状

当前的心率检测原理，主要是利用光电式可穿戴设备的光电容积脉搏描记法（photo plethysmography, PPG）进行人体心率检测，其通过监测人体内血氧浓度的变化来对人体心电容脉搏波的变化进行实时检测，从而给出心率的变化值。但现有的光电式心率检测设备分为夹环型和透射型，前者测量精度较好，但穿戴不方便且价格较高，特别不利于运动状态下心率的检测；后者可以直接穿戴在手腕上，较为便捷，但是易受人体运动状态或身体状态的干扰，特别的是手臂的加速度摆动，会导致即使在人体心率变化不大的条件下，其所测心率值也会快速升高，不能准确给出心率值，且市面上所售透射型心率手环价格较高，不利于推广应用。^[2]

1.2.3 未来期望

可穿戴市场依然是一片前景可期的蓝海，结合市场需求及行业发展，未来可能的发展趋势如下：（1）对于国内无数蠢蠢欲动的可穿戴设备企业和科研人员而言，找准“医疗”这个突破口很重要。在找准这个突破口的基础上，做好产品和使用人群的精准定位，并提升设备数据采集的精准度；（2）从智能可穿戴整个产业链的角度考虑切入，如智能纺织、传感器、芯片、电池、虚拟现实技术、语音交互技术、算法、云服务等产业链的某个关键环节切入，形成技术优势^[3]

2. 基本原理与设计思路

2.1 检测脉搏的基本原理

根据郎伯—比尔定律，物质在一定波长处的吸光度和他的浓度成正比^[4]，当恒定波长的光照射到人体组织上时，通过人体组织吸收、反射衰减后测量到的光强在一定程度上反映了被照射部位组织的结构特征。通过产生固定频率的激励光源，然后使用光敏元件，本设计采用光敏三极管，接收反射和散射光，并且根据光的强度的不同转化为不同的电位输出，在经过后续电路的滤波和整形，使得传感器最终输出的波信为电压的脉冲，并且和脉搏的变化保持同步变化。

2.2 产生固定波长激励光源基本设计思路

传感器的设计分成两个主要的部分，分别是固定波长光源激励产生的电路和反射光的接收和转换电路。

为了产生固定波长的激励光源，所以使用恒定电流驱动红外的发光二极管^[5]，使用一个开关作为是否发出激励光源的控制信号。利用两个三极管作为驱动和控制使用，采用手动开关和单片机控制开关相结合的方式，对与激励光源的产生和中断进行控制，往往单片机只需要检测一小段时间，在其他时间可以保持在低功耗模式下，以便于集成在低功耗的便携式设备上。

2.3 根据接收波信产生脉冲波形基本设计思路

接收电路采用转换、放大、滤波和整形四个模块级联进行工作，首先是光电三极管把光强的变化转化为微小的输出的电位变化。为保证性能控制单个运算放大器的放大倍数不超过 100。所以采用两级的滤波放大，因为基本的信号具有直流成分，对之后的整形电路没有用处，所以在级联时，加入耦合电容，做到隔绝直流成分，另外有噪声产生的高次谐波或者静电现象会产生瞬间的脉冲，会影响到整形电路的判读，造成脉冲的过多触发和少触发，所以加入滤波电容滤除高次谐波，使得电路放大后的电信号更加的平整，最后的输出信号的电压值能够达到整形电路的门限值，并且滤除直流成分和高次谐波，得到比较纯净的一阶信号，以避免噪声影响整形电路，最后整形电路输出和上位 MCU 电位相匹配的脉冲信号。

3. 电路设计

3.1 总体电路原理框图

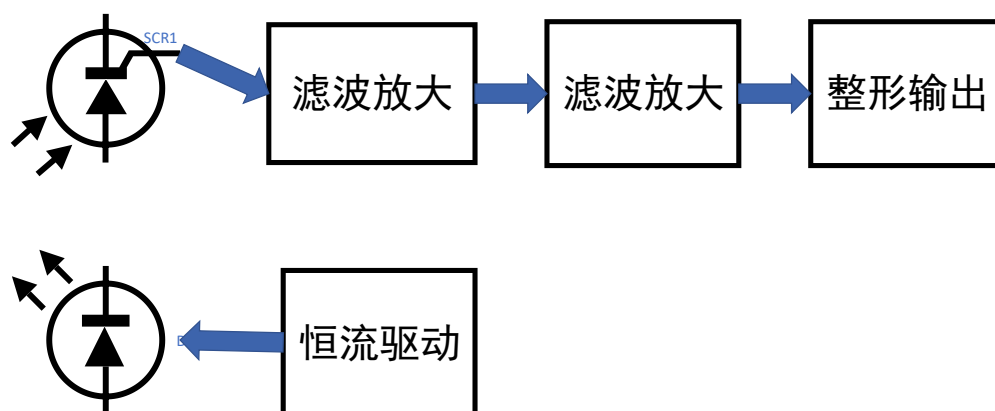


图 3-1：总体设计框图

使用恒定电流驱动红外发光二极管，选用稳压二极管与电阻并联产生较为稳定的电流，使得二极管的光照强度保持恒定。另外因为二极管的本身的特性不能产生连续的光谱，所以使用二极管作为激励光照，红外为不可见光，不会对正常的其他设备产生影响。接收部分的电路设计思路为，根据数据手册预计接收到的信号是 2V 左右的电压信号因为且具有直流成分，交流的变化部分很小，所以处理信号使用基连的滤波放大电路^[6]，使之放大能够达到整形电路门限电压，最后经过整型电路输出脉冲信号。设计框图如图（3-1）

3.2 恒流源 LED 驱动电路设计

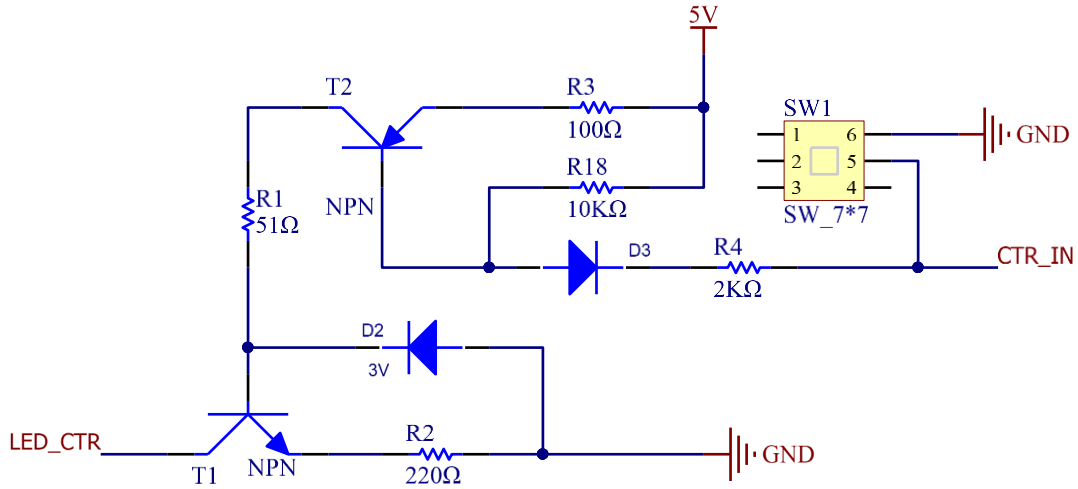


图 3-2: 恒流源 LED 驱动电路

使用外部微型控制器所发出的 CTR_IN 或者是传感器本身的开关作为激励光源产生的控制信号。如图（3-2）

a. 当 CTR_IN=1 时 ($U_{in} \geq 3V$)，晶体管 T2 截止，这时 T1 的基极为低电平，使得 T1 处于截止状态，所以基本不会有电流流过三极管 T1，这时红外发光二极管不发光。

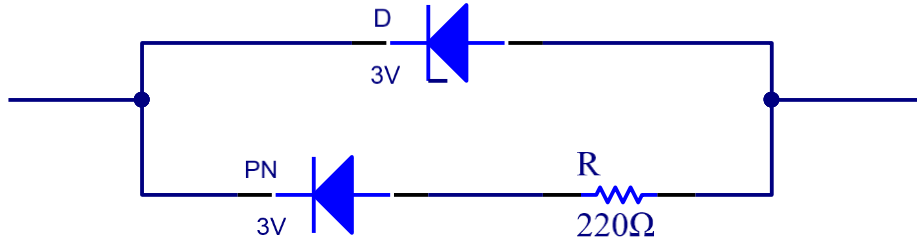


图 3-3: 等效电路图

b. 当控制信号 CTR_IN=0 时 ($U_{in} \geq 3V$)，晶体管 T2 导通，这时 T1 的基极为高电平 ($U_b \approx VCC$)，使得 T1 处于饱和状态，所以三极管 T1 只存在节压降 $U_{be} \approx 0.7V$ ，这时的电阻 R2 和 PN 结串联，并且一起和 3V 的稳压管 D2 并联，其等效电路图如图（3-3）

$$I_R \approx \frac{U_d - U_{PN}}{R} \quad (\text{式 3-1})$$

红外发射二极管的工作时的电流一般在 5~20mA 范围内这里我们选择 $I_R=10mA$ ，如果使用 3V 的稳压二极管，那么通过计算电阻 R 的阻值为 230Ω。

$$R \approx \frac{U_d - U_{PN}}{I_R} = \frac{3 - 0.7}{10} = 230\Omega \quad (\text{式 3-2})$$

所以选取 220Ω 的市场上常见的定值电阻，重新计算 $I_R=10.45mA$ 。所以确定使用 10.45mA 的恒定电流驱动红外发光二极管

3.3 敏感转换元件电路设计

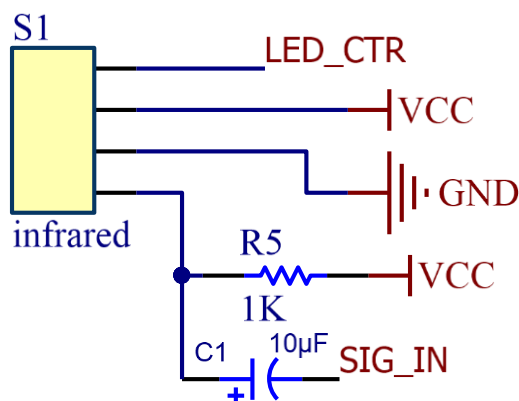


图 3-4: 敏感元件转换电路

红外光电传感器是有一个光电发射管和一个光敏三极管组成的，1 引脚连接工作的控制信号，2 引脚连接工作电源 5V^[7] 其中的红外二极管具有单向导通的特性不能反向连接。3 和 4 管脚是连接光敏三极管，其中 3 脚是接地，4 脚是信号输出并且需要连接上拉电阻提供基准源。如图（3-4）

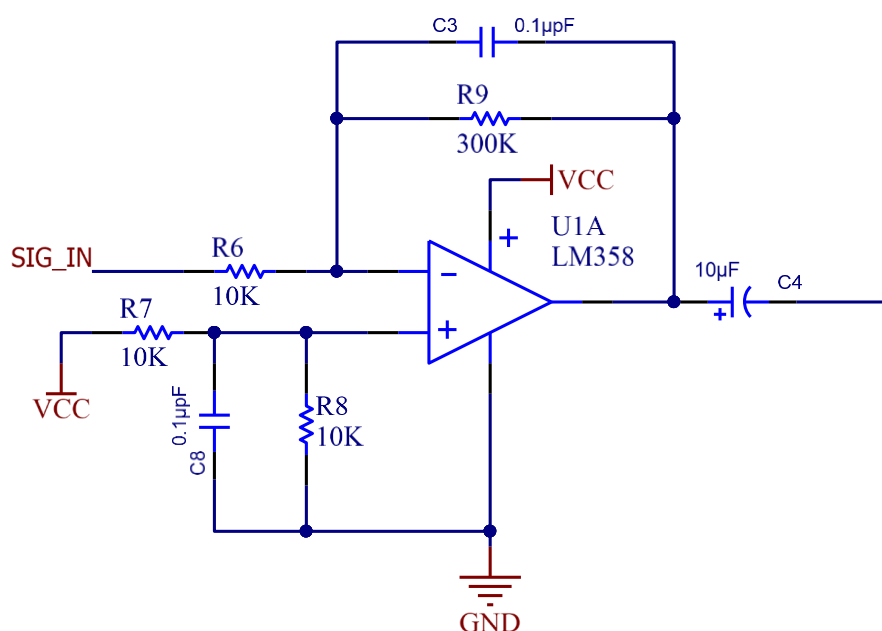


图 3-5: 放大低通滤波器电路

3.4 放大低通滤波器电路设计

设计的放大电路需要有放大和滤波的作用，隔绝直流成分，再滤除高次谐波。经过两级放大再加上 PC 滤波最后输出给，下一级整形电路。由于运算放大

器采用单电源供电，为了避免负向饱和所以再放大器的反相输入端加上信号，并且需要在同相输入端施加 2.25V 的偏置电压。构成运算放大器。为了减少噪声，所以单个放大器的放大倍数不宜过高，所以采用两个放大器级联，并且预计每一级的放大倍数为 30。总的放大倍数为 900。如图（3-5）

a. 对于同相输入的信号 U_+ ，因为电容是可以隔绝直流电成分的，所以可以等效成为阻值为无穷大的电阻，所以经过如下计算得到 U_{O+} 为 2.25V。

$$U_{O+} = \left(1 + \frac{R_9}{\infty}\right) \times U_+ = U_+ = 2.25V \quad (\text{式 3-3})$$

b. 对于反向输入的信号 U_- ，因为是交流信号所以，耦合电路相当于是短路，这时需要的 U_{O+} 的放大倍数为 30。计算式如式 3-4，所以 $R_9 = 30 \cdot R_6$ 。所以这里采用 10K 的 R_6 ，则 $R_9 = 300K$ 。

$$U_{O-} = \frac{R_9}{R_6} \times U_+ = 30 \cdot U_+ \quad (\text{式 3-4})$$

c. 两级进行叠加，形成交流直流混合的输出信号，但是因为之后有耦合电阻，直流成分无法传送到下一级，所以有效的放大倍数 $\beta = 30$ 。

d. 经过两级的放大 $U_o = 900$ ，输入的交流变化部分 U_{in} 约为 2mA。所以输出信号的变化 $\Delta U \approx 1.8V$ ，使用比较器进行整形输出。

3.5 脉冲整形电路设计

该比较器的参考电压 $U_{ref} = 1.98V$ ，通过反向输入的信号和参考信号进行比较，如果小于参考电压那么，输出高电平，反之输出低电平。这样输出的高低电平的脉冲信号就可以和脉搏进行同步，方便后续的基础和分析。如图（3-6）

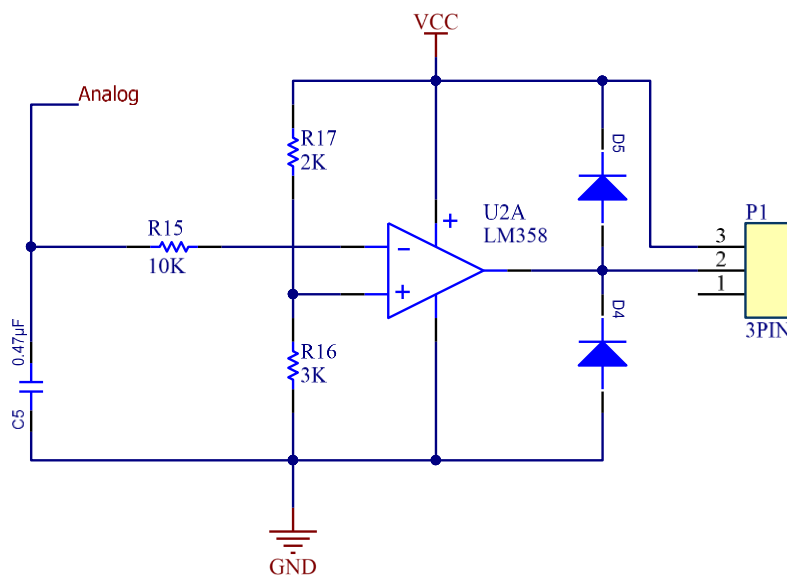


图 3-6:脉冲整形电路

3.6 心率传感器的总电路。

如图（3-7）式该心率传感器的总的原理图设计。

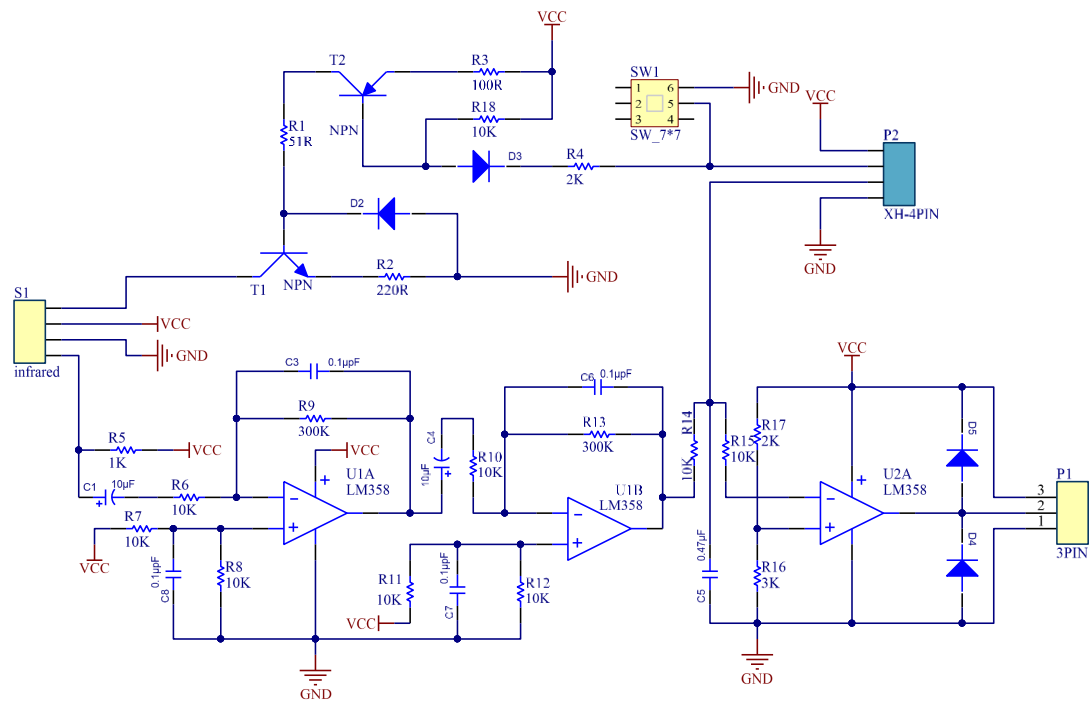


图 3-7：总电路图设计

管正常发光，并且电流恒定可以使得 LED 发出的光的亮度恒定。满足激励光源的要求。

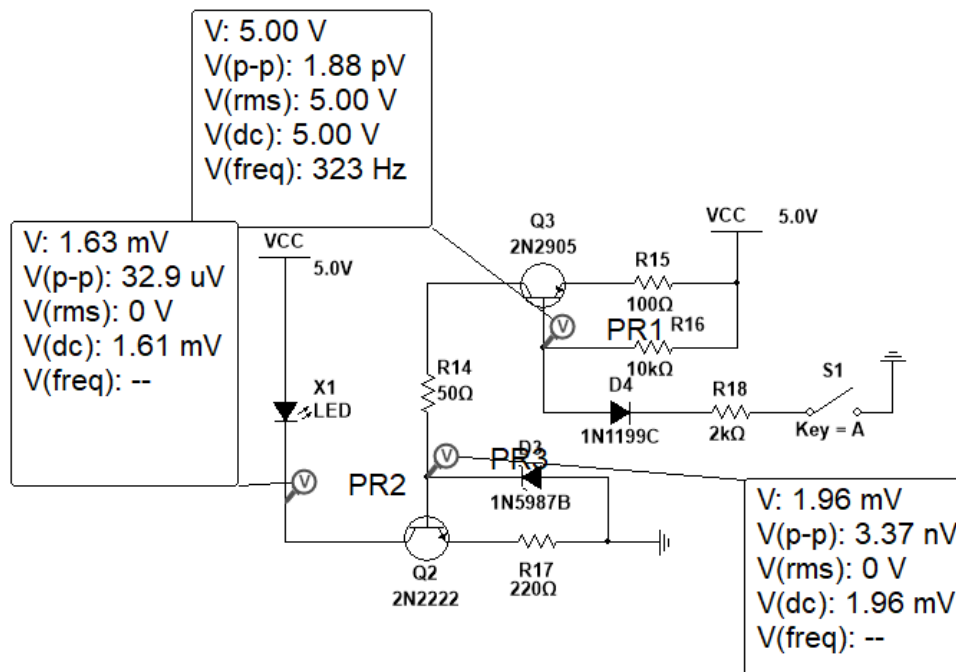


图 4-2: S1 断开

b. 如图（4-2）是开关 S1 断开时的电路状态，S1 断开的时候，三极管 Q3 的基极为高电平（5V），使得三极管 Q3 处于截止状态，进而使 Q2 的基极处于低电平（1.96mV），使得三极管 Q2 也处于截止状态。这时红外 LED 所在的回路处于截止状态，可以使得发光二极管不能发光，这时心率检测不工作。

4.2.2 放大滤波模块仿真

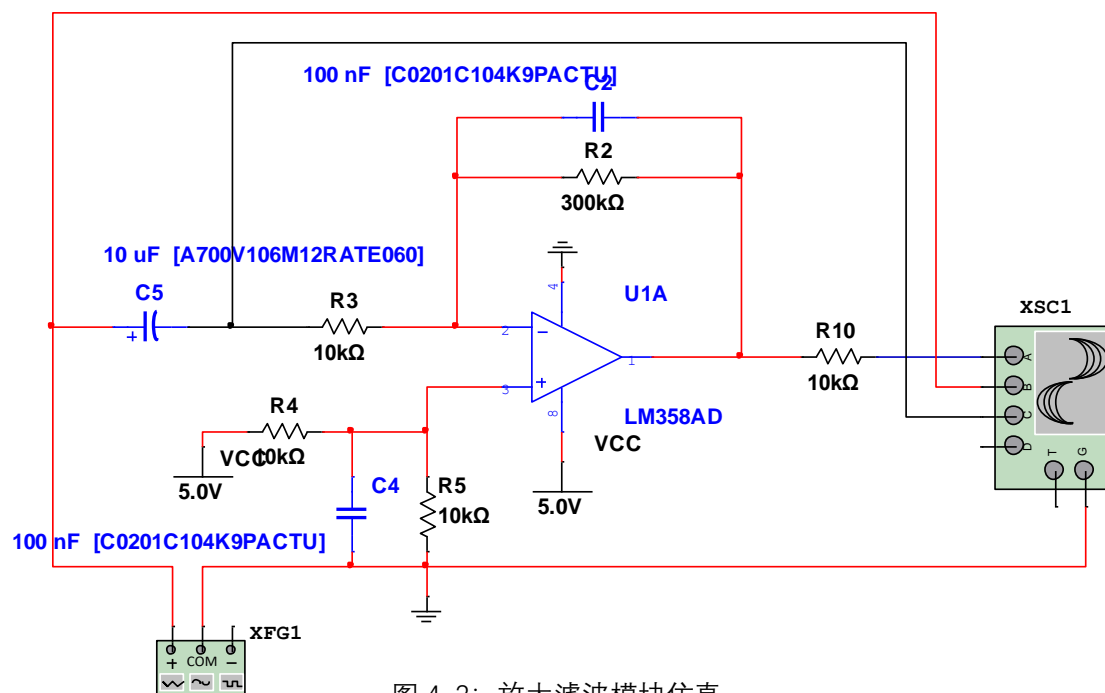


图 4-3：放大滤波模块仿真

本模块的每一级的电路构成如图（4-3），用波形发生器产生一个 1.5Hz 的信号模仿人的脉搏的频率，大概是 90~100 次/min。用示波器同时检测放大器的输入和输出，还有一路检测经过电容之后的信号的幅值，因为 1.5Hz 的信号频率较低，电容会有一定的阻抗，信号会有一定的衰减。

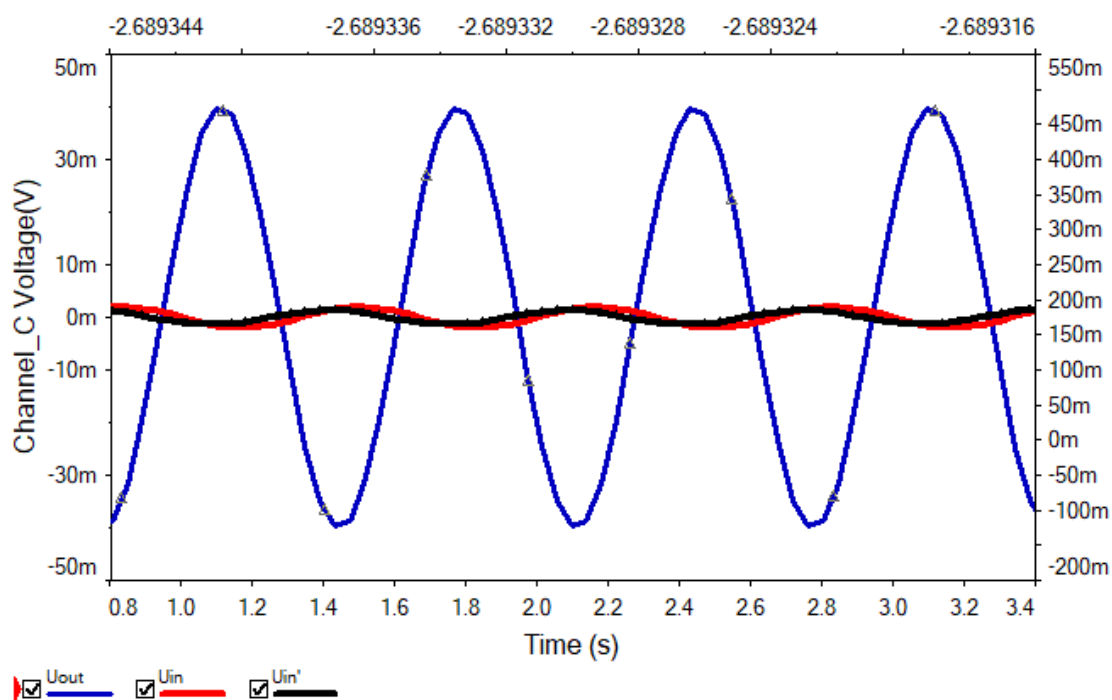


图 4-4：输入输出波形

测试结果如图（4-4），幅值较大的为放大器的输出信号，中间有两条分别是未经过电容的输入和经过电容器的输入信号。从仿真图形上来看输入信号和输出信号反相，和理论推导相同。输出信号的幅值 $U_o=40\text{mV}$ 。

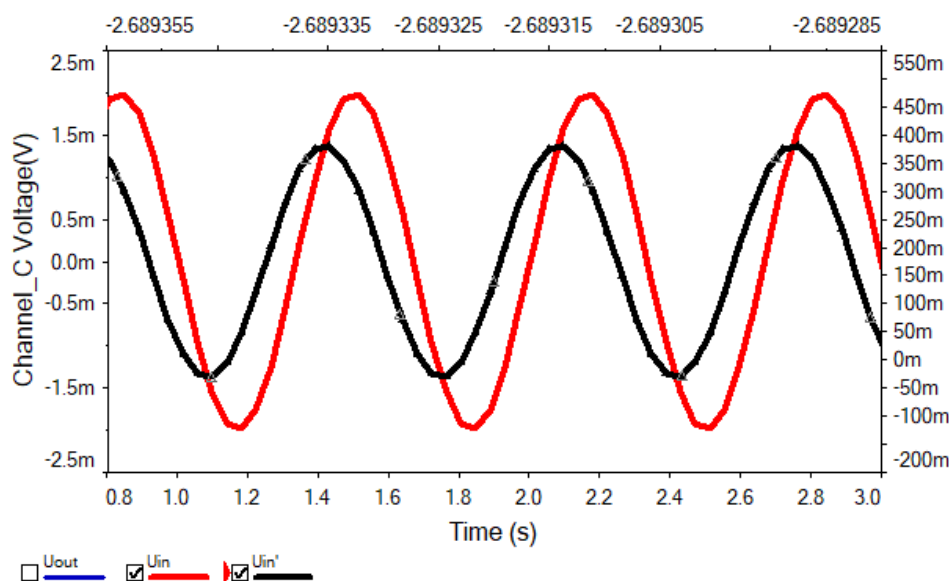


图 4-5：耦合电阻前后波形

图（4-5）是未经过耦合电阻和经过耦合电阻之后的信号的波形，信号在经过耦合电阻之后会有轻微的相移滞后并且幅值会衰减。在经过耦合电容之后的信号的幅值为 $U_i=1.5\text{mV}$ 。和输出信号幅值进行比较（如式 4-1），得到放大倍数 $\beta \approx 27$ 。和理论推导值基本相同。

$$\beta = \frac{U_{out}}{U_{in}} = \frac{40}{1.5} \approx 27 \quad (\text{式 4-1})$$

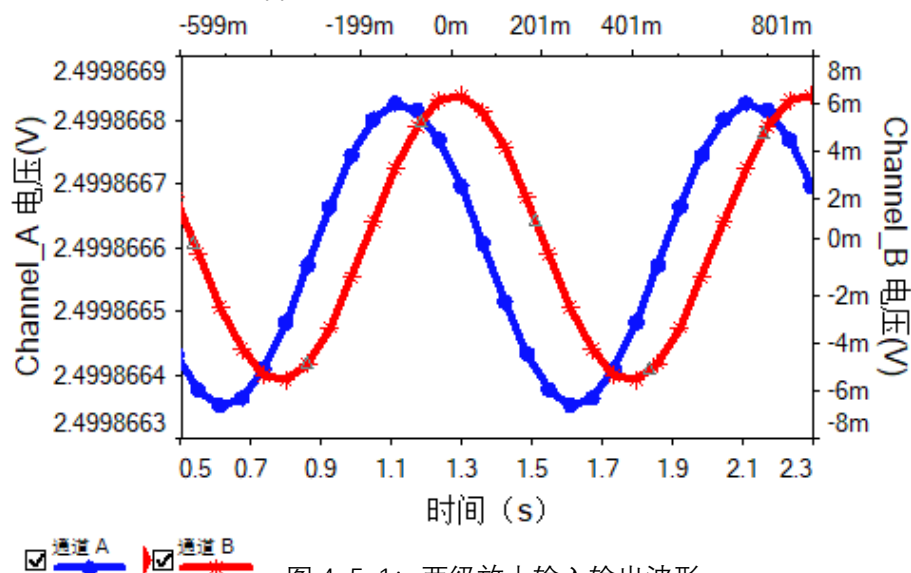


图 4-5-1：两级放大输入输出波形

两级放大后的放大倍数为 833。

$$\beta = \frac{U_{out}}{U_{in}} = \frac{2500}{3} \approx 833 \quad (\text{式 4-2})$$

4.2.3 脉冲整形电路仿真

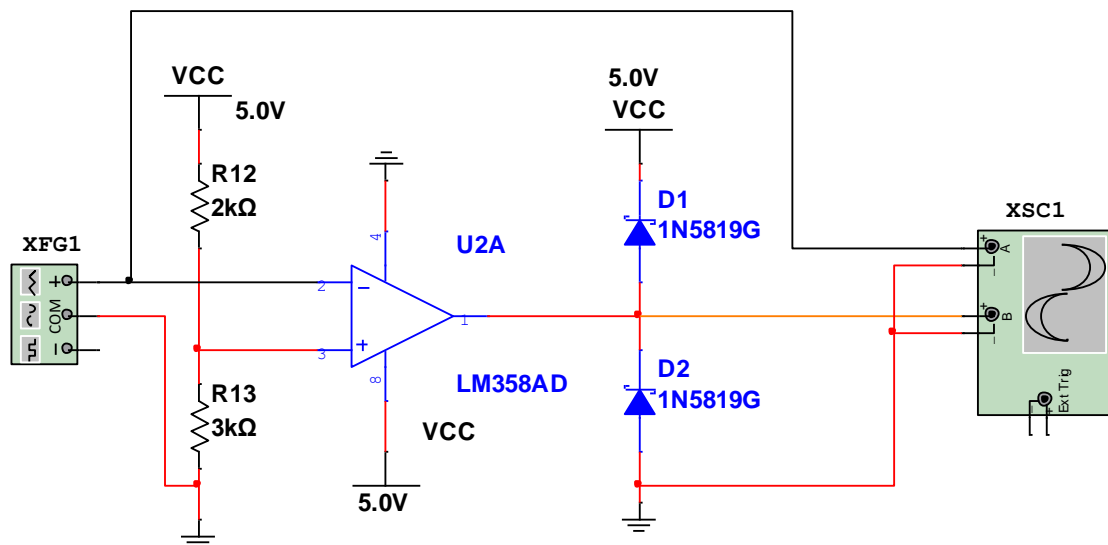


图 4-6：整形电路仿真

如图（4-6）是连接在两级放大电路之后的整形电路，经过理论推导推测经过前两级放大的信号会超过 3V，所以使用 $U_{vpp}=4V$ 的正弦信号并且最低点的电压为 0，进行仿真，仿真结果用虚拟示波器进行显示并且导出。可以看到在输入信号超过 3V 的部分，输出信号为低电平，在输入信号小于 3V 的部分输出信号为高电平，所以该设计基本满足设计要求。输出可以用作后端的 MCU 计数并且计算相关的脉搏的频率。如图（4-7）

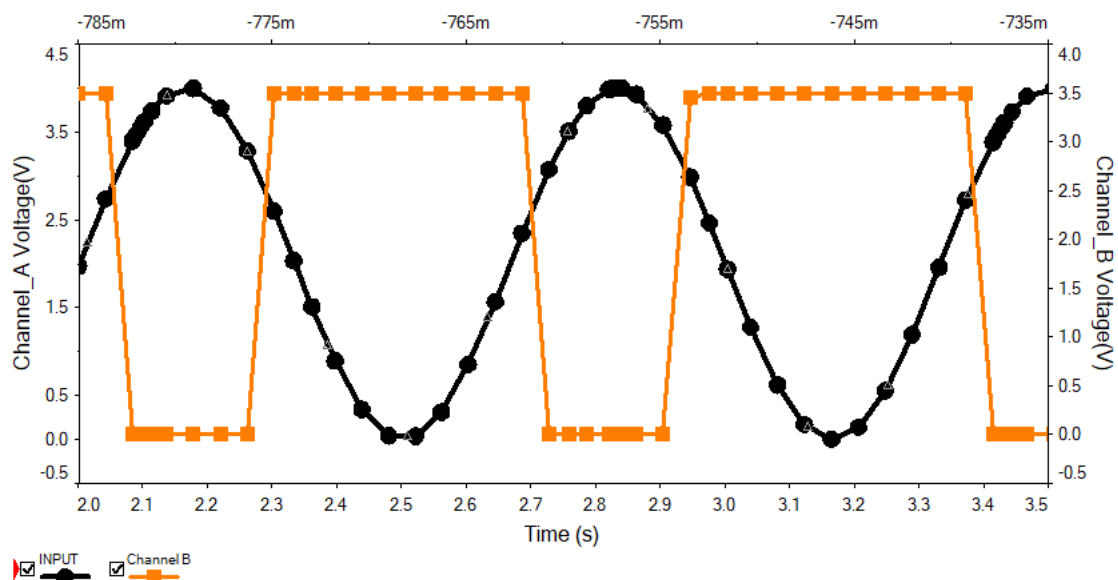


图 4-7：整形电路输入输出

4.2.4 总体仿真测试

把已经测试完成的相应模块按照总流程框图进行搭建，模块之间可能需要相应的耦合电容或者是 RC 滤波电路滤除高频信号，以免对最后的整型电路干扰。完成连接后的总电路如图（4-8），上半部分是红外发射的原理图保持独立，下半部分是传感器输出的放大滤波整形电路。加入一个具有直流成分（ $V_{\text{直流}}=4\text{V}$ ）和交流成分（ $V_{\text{交流}}=3\text{mV}$ ）的正弦波信号。在整形电路之后进行总的电路输出脉冲的测试，测试最后输出的脉冲波形的频率是否和输入所添加的信号频率相同。

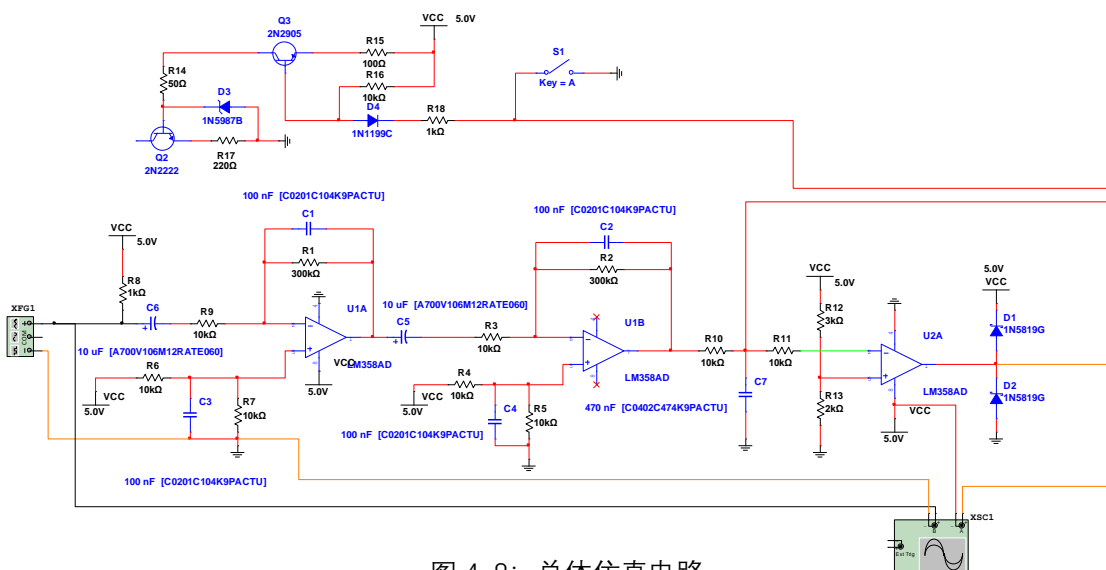


图 4-8：总体仿真电路

把输出的脉冲波形和输入的波形在同一张图片上进行对比。如图（4-9），可以看到对于 $V_{\text{PP}}=6\text{mV}$ 的小变化量信号的频率，可以很好的由输出波形进行反应，频率相同，可应用脉冲计数来测量我们的心率。所以该模型测试完成。

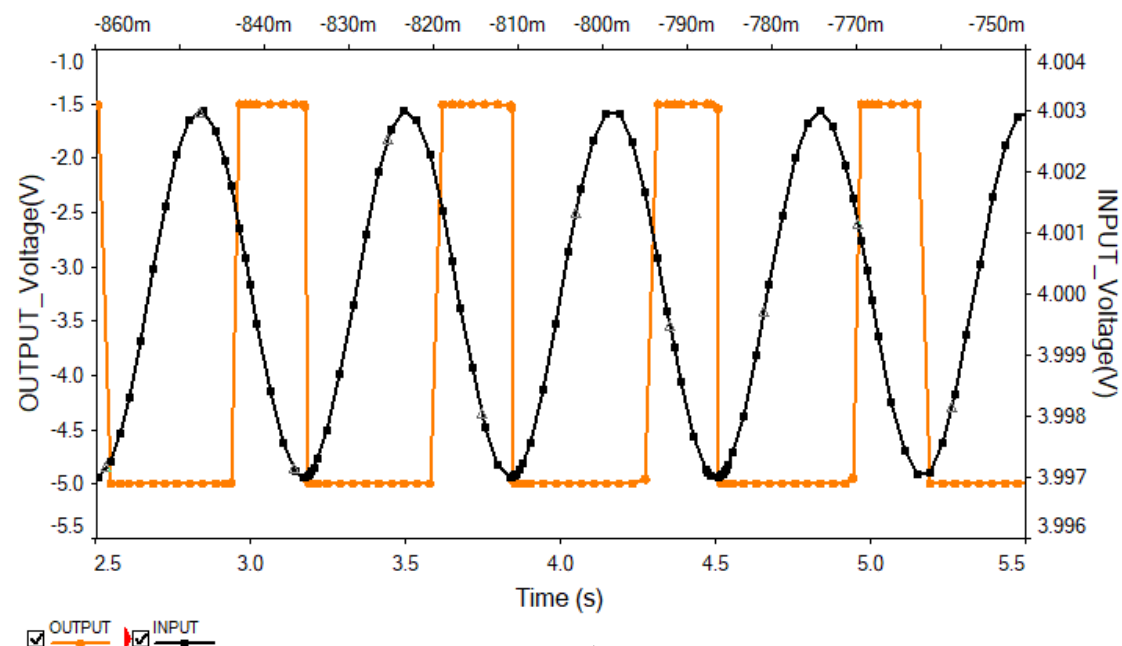


图 4-9：总输入输出波形

5. PCB 及传感器实物制作

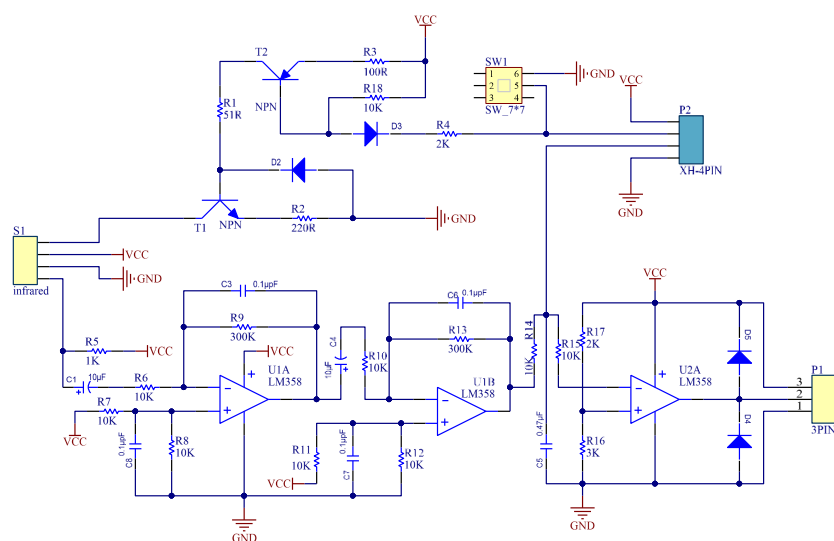


图 5-1：AD 绘制的原理图

5.1 不带单片机的传感器制作

根据仿真得到的最后的原理图，在 AD 软件中进行原理图的绘制原理图如图（5-1），根据原理图进行 PCB 板的设计，所用的电阻采用直插的电阻，带有极性的电容也采用直插的直径为 5mm 的电容，其他的电容采用 0603 的贴片式传感器。

PCB 最后的设计图如图（5-2），采用单面板布线减少制作的复杂

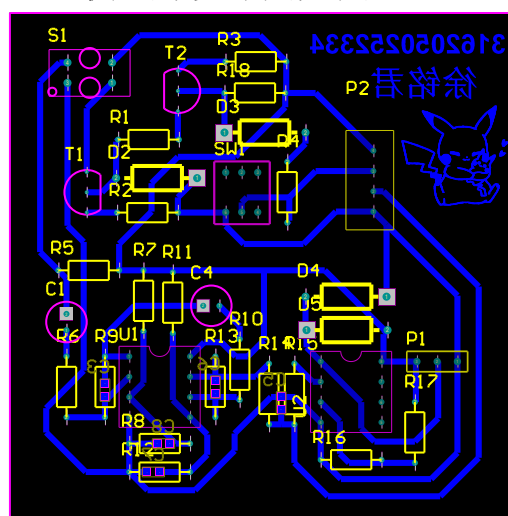


图 5-2：PCB 绘制

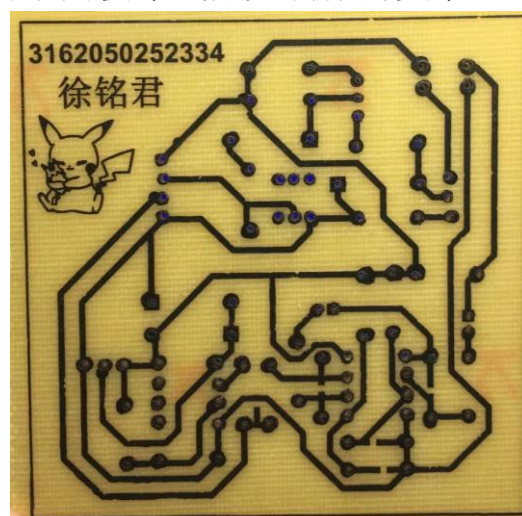


图 5-3：PCB 板

度，也可以减少两层间的杂散电容。然后进行热转印，并且进行板子的印制得到如图（5-3）的 PCB 板。

按照仿真得到的可以使用的原理图上的器件排布，进行 PCB 板的焊制，最后得到的成品如图（5-4）。

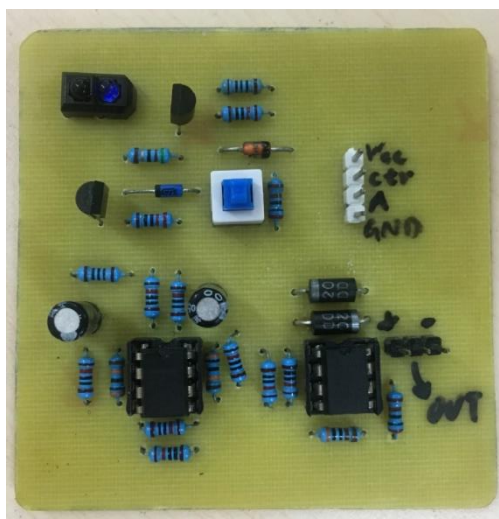


图 5-4: PCB 成品

5.2 传感器部分的测试

如图（5-5）蓝色的波形为光电传感器测试得到的原始波形，幅值约为 5mV，周期约为 0.6s，故频率为 1.67Hz，心率为 100 BPM。

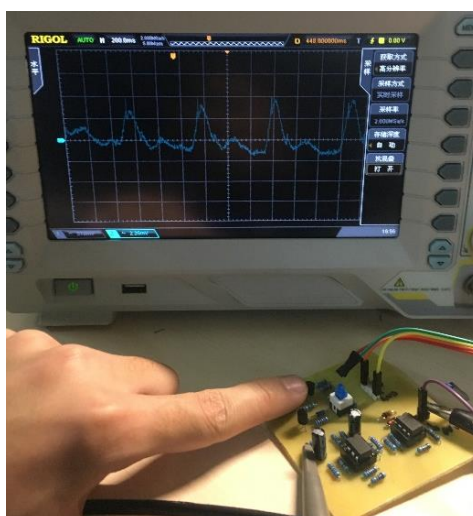


图 5-5: 原始波形

经过两级放大的信号如图（5-6）的蓝色波形，幅值约为 2V，实际放大约为 400 倍，比理论值低的原因应该是耦合电容滤除了波峰处的高频信号。黄色的波形为经过比较和整形之后的输出电压，幅值为 5V 左右。频率为 1.6Hz，心率为 96BPM。

波形发达和整形均正常。可以利用此传感器得到相应的心率。

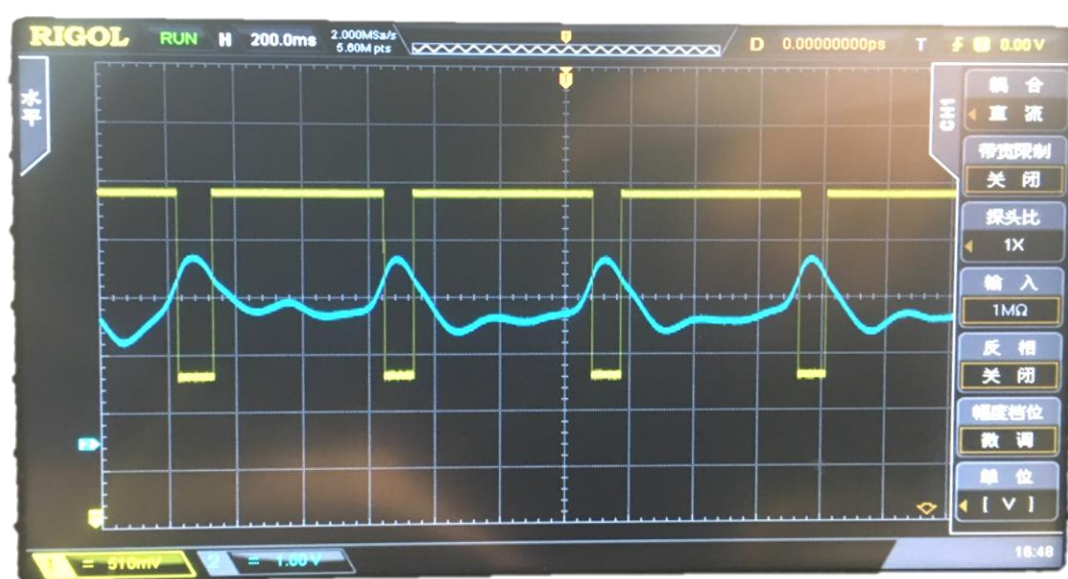


图 5-6：放大和整形波形

5.3 单片机心率检测装置的整体设计

根据上述的传感器和转换电路得到的波形设计了对应的单片机控制电路。添加了 1602 液晶显示电路，按键电路，STC15F2K60S 最小系统电路，5V 电源稳压电路。如图（5-7，5-8，5-9）

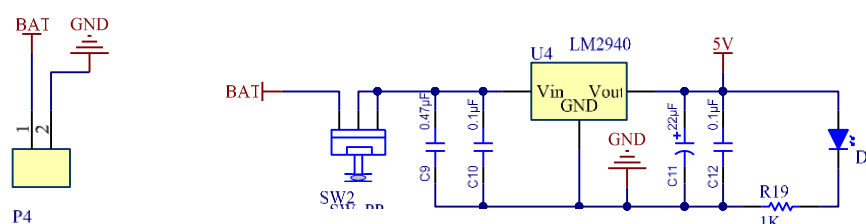


图 5-7：5V 稳压电路

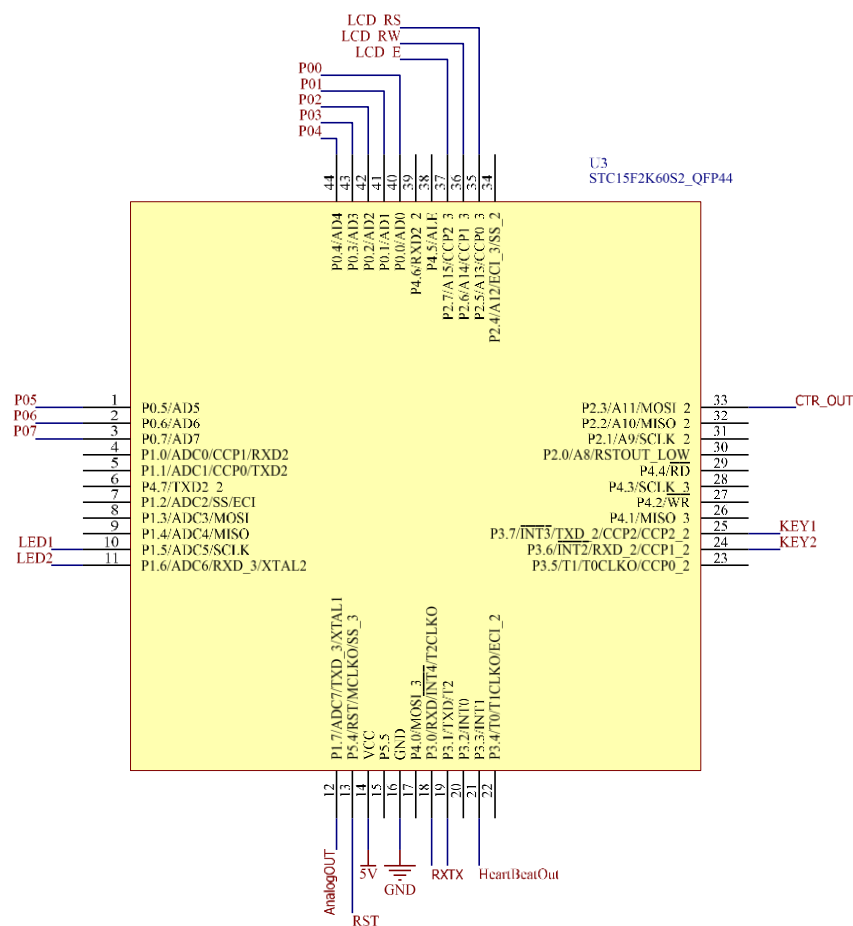


图 5-8：单片机接口链接

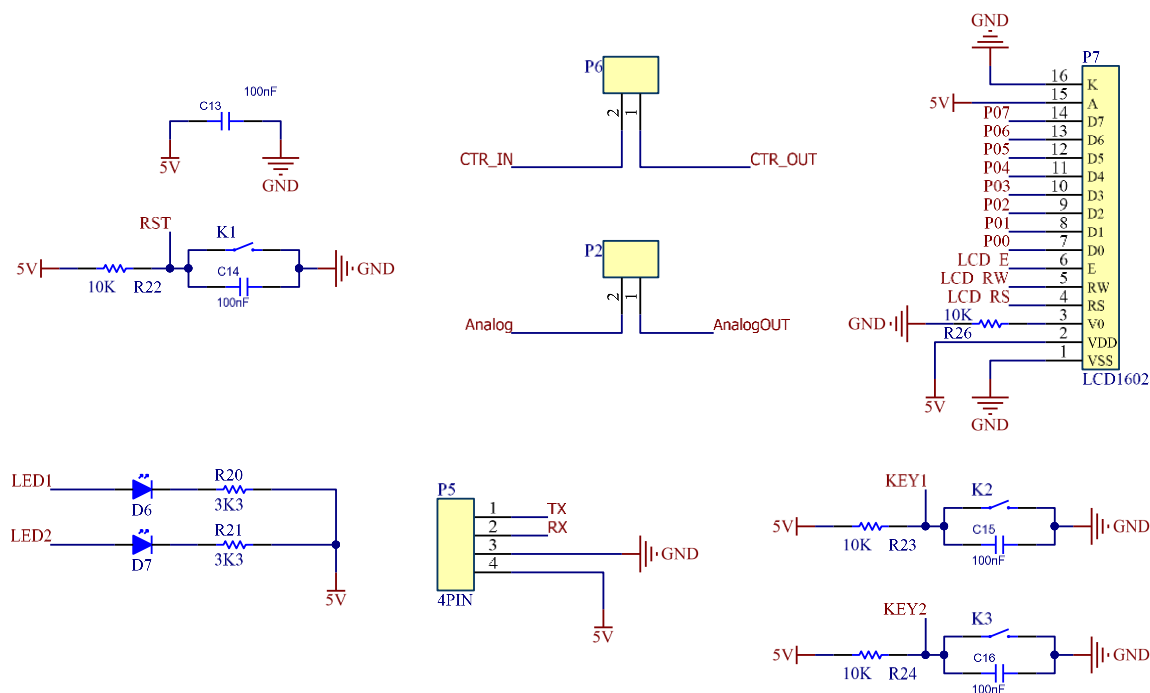


图 5-7：单片机其他电路

根据原理图进行 PCB 的布局 and 链接，得到的 PCB 如图（5-8）。

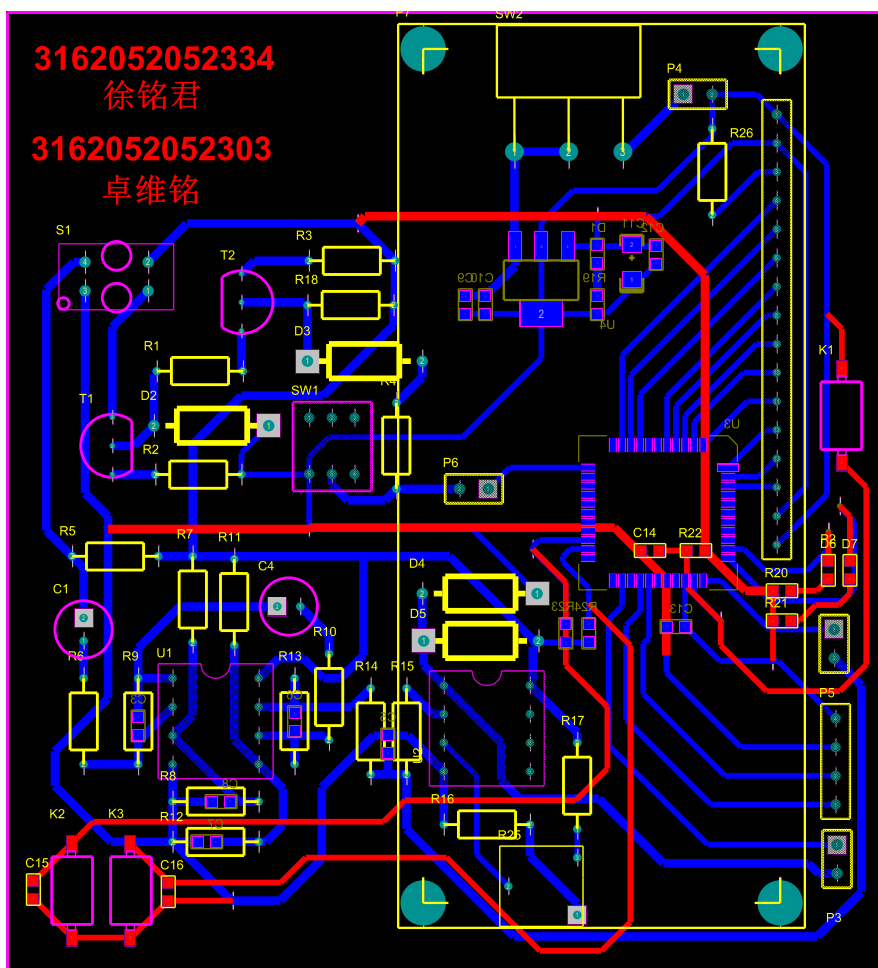


图 5-8: PCB 图

经过焊接后的成品如图（5-9）：

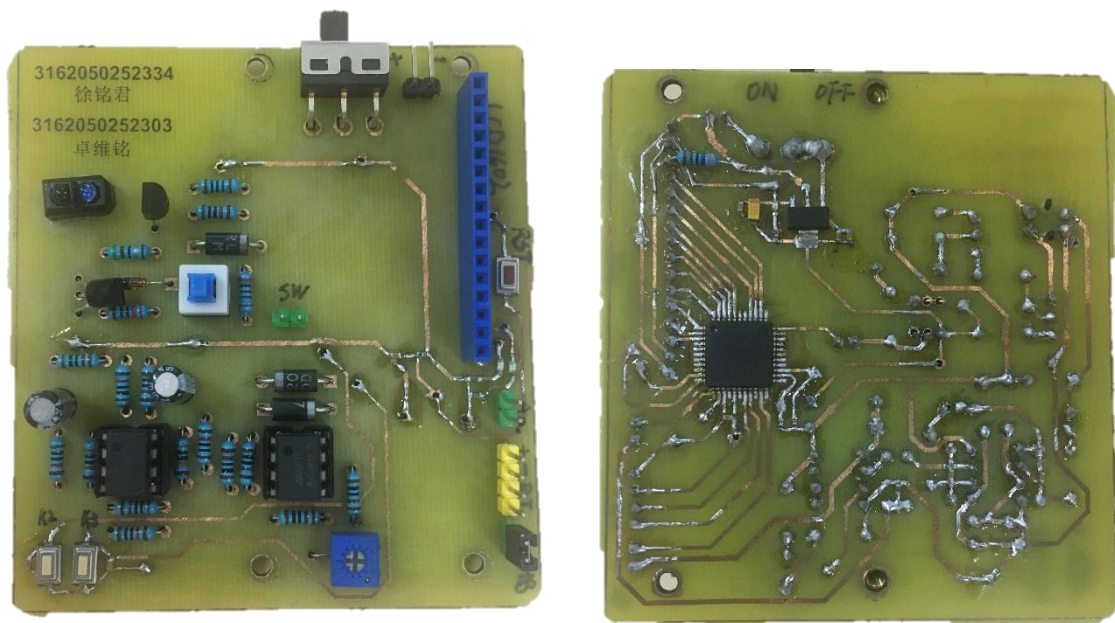


图 5-9: 成品图

5.4 下载程序和整体检测

链接 7.2V 的供电电池，插入 1602 液晶显示屏，测试心率。显示心率与示波器的读数相同。检测正常。如图（5-10）



图 5-10：心率检测中

5.5 减小体积和重量。

尝试使用贴片元件和更小的封装进行电路的设计。PCB 如图，实物如图（5-11）。

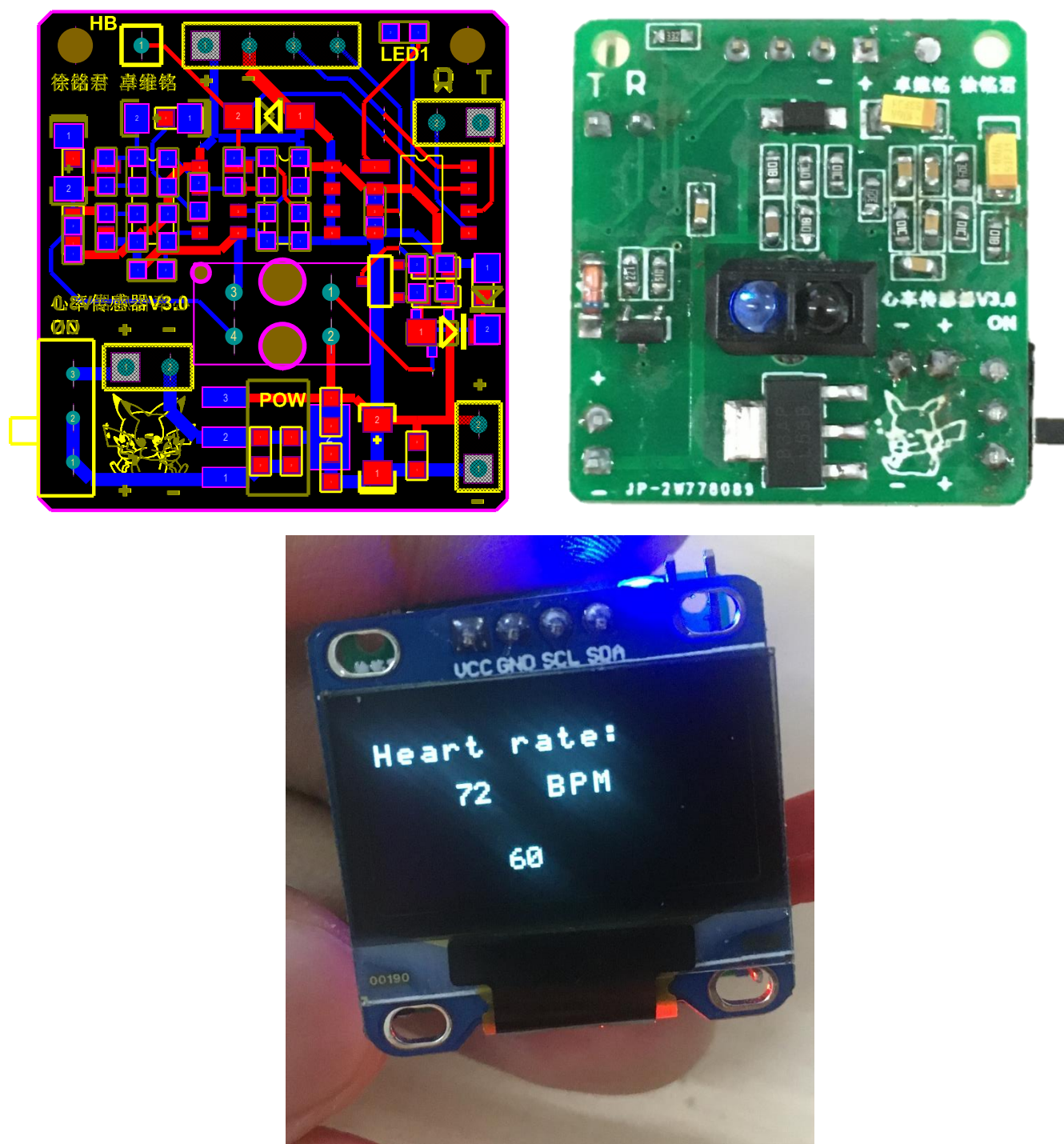


图 5-11：紧凑版

6. 总结

6.1 不足和改进

- 1、该传感器只是适用于 5V 的系统，对于 3.3V 的系统需要进行电平的转换，并且供电还需要升压。在设计的时候课以采用电压兼容比较好的系统。
- 2、该电路设计功耗过高，无法满足便携式的穿戴设备的电池待机需求。需要进行低功耗的设计，满足长续航的需求。
- 3、供电方案体积庞大。没有实时时钟功能。

6.2 心得体会

在这次的课程设计中，通过心率传感器的设计体会到了传感器的三大基本组成：敏感元件，转换原件，基本电路。在设计之中基本前两项是厂家提供的成品，我设计的最主要的部分是基本电路，体会到传感器的基本电路最主要的特点往往是几点：1、小信号的放大，本次设计采用了两级放大达到要求的放大倍数。2、直流成分和高次谐波的滤除。3、模拟量到数字量的转化，本次实验采用了整形电路，利用和参考电压的对比，把输出分为只有高电平和低电平的两种状态。并且在本次设计中自己绘制和制作电路，提高了自己的 PCB 布线的能力，和动手能力。

7. 引用

- [1] 崔宇, 僊金环. 便携式可穿戴医疗健康设备市场分析[J]. 时代金融. 2018. 6
- [2] 涂亚庆, 张政丰, 李明, 童俊平, 赵运勇. 一种光电式可穿戴设备心率检测方法及应用[A]. 重庆 401311
- [3] 石用伍. 可穿戴医疗设备的研究进展[A]. 贵州省人民医院设备处. 2018-3-31
- [4] 薛云伟. 朗伯—比尔定律和光[J]. 产业与科技论坛. 2013
- [5] 刘承芳, 孙鹏, 高昊昊, 夏云, 左慧玲, 陈万军. 二极管光生电流影响因素的仿真研究[A]. 电子科技大学. 成都 610054
- [6] Reflective Optical Sensor with Transistor Output (TCRT5000). Vishay Semiconductor GmbH, P.O.B.
- [7] LM358 Datasheet. Motorola. Inc