

一、实验目的

- 1. 熟悉 555 方波发生电路、AM 调制与包络检波解调方法，熟悉迟滞比较器、滤波器、同相放大器等电路。
- 2. 熟悉单片机定时器和中断系统相关知识；

二、实验任务

- 1) 利用 555、LM324、红外发光二极管和接收管等搭建电路，通过手指尖血液透光度的变化生成心率信号。
- 2) 利用 51 单片机设计频率计，通过测量模拟电路生成的心率信号，将心率显示在七段数码管。

三、电路设计

3.1 方波发生电路

实验中通过 555 产生 1k~5kHz 的方波信号作为载波，以此驱动红外发光二极管。

3.1.1 电路图

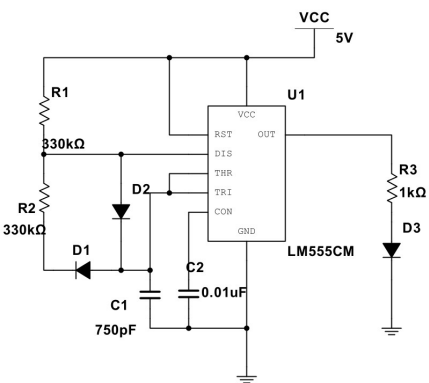


图 1 方波发生电路

3.1.2 电路原理分析

555 计时器工作原理可由下图概括。

TH	TR	R	S	Q	/Q	状态
<2/3	<1/3	0	1	1	0	置1
<2/3	>1/3	0	0	不变	不变	保持
>2/3	>1/3	1	0	0	1	置0
>2/3	<1/3	1	1	x	x	不定

图 2 555 计时器工作原理

电路只要一加上电压 VCC，振荡器便起振。刚通电时，由于电容上的电压不能突变，即 2 脚电位的起始电平为低电平，使 555 置位，3 脚呈高电平。电容通过 R_1 、 D_2 对其充电，充电时间 $t_{\text{充}} \approx 0.7 \times C_1 R_1$ 。电压充到阈值电平 $2/3V_{CC}$ 时，555 复位，3 脚转呈低电平，此时 C_1 通过 D_1 、 R_2 、555 内部的放电管放电，放电时间 $t_{\text{放}} \approx 0.7 \times C_1 R_2$ 。则振荡周期为

$$T = t_{\text{充}} + t_{\text{放}}$$

占空比

$$D = \frac{t_{\text{充}}}{T} = \frac{R_1}{R_1 + R_2}$$

频率

$$f = \frac{1}{T} \approx \frac{1.43}{(R_1 + R_2)C}$$

因此，只要为保证占空比为 50%，需取 $R_1 = R_2$ ，对上述电路理论计算得到频率为

$$f = \frac{1}{T} \approx \frac{1.43}{(R_1 + R_2)C} = \frac{1.43}{(330 + 330) \times 750 \times 10^{-9}} = 2.89 \text{kHz}$$

实验测得结果约 2.5kHz。

用该方波信号驱动红外发光二极管 D_3 ， D_3 压降约 1V，555 输出最高电压约 4V，则由 D_3 的电流等于 R_3 的电流，算出通过发光二极管的最高电流约为

$$I_{D_3} = I_{R_3} = \frac{4 - 1}{1k} = 3 \text{mA}$$

3.2 放大、解调及比较电路

红外发光二极管发出的光经手指后被接收管接收，因手指中血液的透光性随心跳而规律性变化，因此接收到的信号相当于被心率信号经 AM 调制的方波。经过放大和包络解调后即可得到低频心率信号，再经过一级迟滞比较器，可输出与单片机输入管脚电平兼容的方波信号。

3.2.1 电路图

(电路图见图 3)

3.2.2 电路原理

- D_4 为光接收管，接收经 AM 调制的红外光信号， C_3 、 R_4 、 R_5 构成高通滤波器，滤除如自然光产生的直流分量，使第一级放大器仅放大交流信号，同时滤除外界灯源等产生的 50Hz 干扰。 D_4 的电流经 R_4 产生输入给滤波器和放大器电压，因此 R_4 稍大可减少放大器的放大倍数，但由于 R_4 过高可能引起饱和失真，因此 R_4 选择 15kΩ。

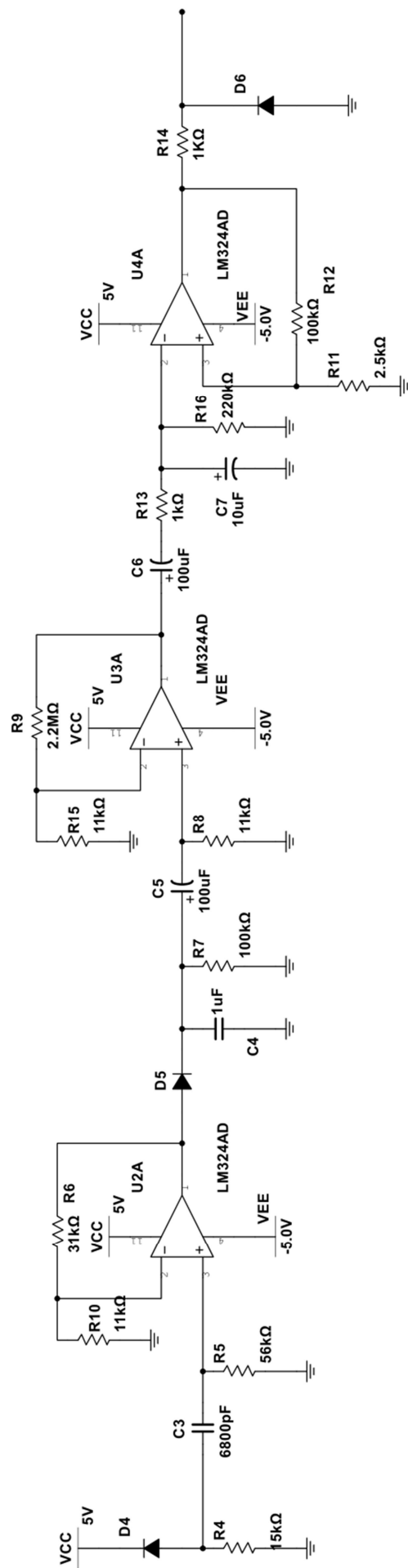


图 3 放大、解调及比较电路

- R_5 、 R_6 、 R_{10} 和 U2A 构成第一级同相放大器。该放大器目标放大信号是使之大于包络检波器中二极管的导通压降，同时要避免放大倍数过高引起的削波失真，此级电路放大倍数理论值为：

$$\frac{R_6}{R_{10}} = \frac{31k}{11k} \approx 2.8$$

- D_5 、 C_4 、 R_7 、 C_5 构成包络检波器。同时 C_5 进一步滤除高频分量。
- R_8 、 R_{15} 、 R_9 和 U3A 构成第二级同相放大器。 R_8 提供直流回路。该放大器将放大心率信号，使之能够达到后一级迟滞比较器的门限电压。该级放大器的理论放大倍数为

$$\frac{R_9}{R_{15}} = \frac{2.2M}{11k} = 200.$$

- C_6 、 C_7 进一步滤波。 C_6 滤除前级放大过程中引入的直流偏移，提高心率信号稳定性，使心率信号电压正负峰值较为一致，避免为迟滞比较器添加偏置电压，简化电路；因此 C_6 选择较大的 100uF 电容。 C_7 参与低通滤波，进一步滤除前一级未滤除的载波（~2.5kHz）分量，在示波器上效果为使心率信号线条更细，以此可减少迟滞比较器因高频噪声发生误判的概率。
- R_{16} 、 R_{11} 、 R_{12} 和 U4A 构成迟滞比较器， D_6 用来限制幅度。因后一级电路要接入单片机，因此用 D_6 将迟滞比较器输出的高低电平限制为 $U_{omH} \approx 4V$ 和 $U_{omL} \approx -0.7V$ 。由此可计算得到迟滞比较器的两个门限为：

$$U_- = \frac{R_{11}}{R_{11} + R_{12}} U_{omL} \approx -17mV$$

$$U_+ = \frac{R_{11}}{R_{11} + R_{12}} U_{omH} \approx 98mV$$

3.3 频率计

使用 51 单片机测量频率并将频率显示在七段数码管上。

3.3.1 原理及实现方案简述

使用单片机的两个 timer，其中一个(timer1)用来计时间 $T1=15s$ ，另一个(timer0) 用来计由迟滞比较器输出的高电平个数 N_q 。最终的心率为

$$N = N_q \times \frac{60s}{T1} = 4N_q$$

其中 timer1 还需负责七段数码管各位轮换显示的任务。因此 timer1 计时 5ms，由 200 个 5ms 得到 1s。

源代码可见：<https://github.com/cantjie> 中的 EELC530705-Electronic-System-Design1 仓库。

四、实验结果

4.1 各级电路输出波形：

(图 5~图 9 中黄色的较为稳定的信号为经第二级放大和滤波后的心率信号，若为特殊说明，图下的注释指蓝色的 channel2 的信号)

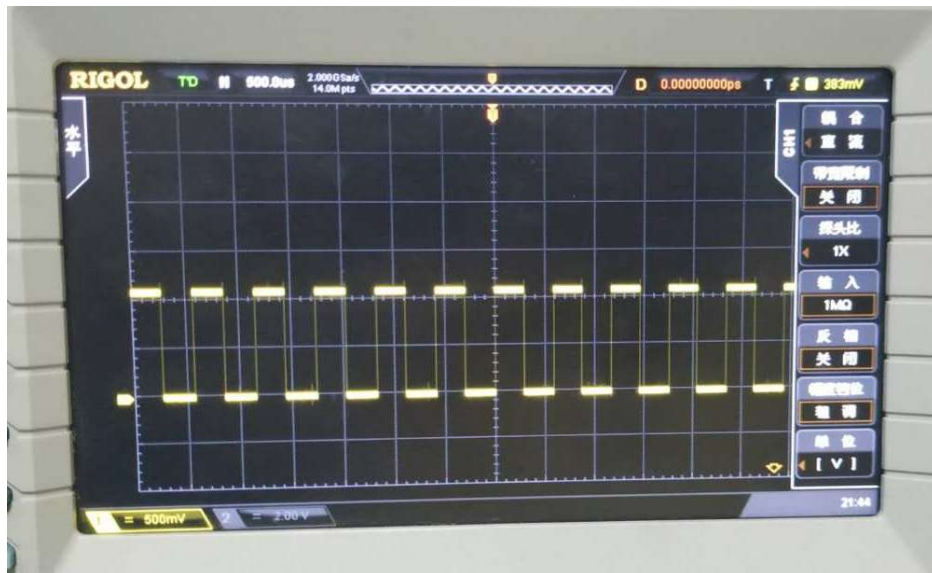


图 4 555 输出波形 (发光二极管电压信号)



图 5 接收二极管接收到的 AM 信号 (R_4 两端电压)



图 7 第一级放大器输出信号 (U_{2A} 输出端信号)



图 8 包络检波后的信号 (R₈ 两端电压)



图 9 心率信号与迟滞比较器输出信号 (R₁₆ 两端电压及 D₆ 两端电压)