



本科实验报告

电设 2 课程设计报告

课程名称: 电子电路设计实验 2

姓名: 韩寒、谌梓轩

学院: 信息与电子工程学院

专业: 电子科学与技术

组号: Group 6

指导老师: 王子立

目 录

一、ECG 信号检测调理电路	3
1. 电路装配调试步骤	3
2. 电路测试数据分析	3
(1) 低通滤波部分	3
(2) 高通滤波部分	4
(3) 陷波部分	5
(4) 总体放大性能	6
(5) 人体测试	7
二、ECG 心电监测系统	8
1. 总体目标	8
(1) 系统框图及功能说明	8
2. 硬件设计	9
(1) 原理图设计	9
(2) PCB 设计	9
3. 硬件调试	10
(1) 共模抑制比	10
(2) 差模幅频特性	10
(3) 脉冲信号波形	11
(4) 生物电信号波形	12
(5) 发射信号功率	12
(6) 螺旋天线制作与测试	12
(7) 拉距实验结果分析	13
(8) 硬件电路整体性能分析	13
4. 软件设计与调试	13
(1) 软件工作流程框图	13
(2) 软件功能设计	14
(3) 软件调试	14
三、总结	14
1. 系统装调过程中遇到的问题和解决情况	14
2. 心得体会	14
(1) 韩寒:	14
(2) 谌梓轩:	14
3. 组员分工	15

一、ECG 信号检测调理电路

1. 电路装配调试步骤

<1> 前期 PCB 版图设计。在实际进行 ECG 心电信号测试之前，我们先对心电信号处理电路进行原理图设计，并生成 PCB 图，在仿真过程中，保证其能够正常工作并达到预期效果。

<2> demo 板焊接。根据元件装配表，依次进行元件的焊接，并在最后插上运算放大器和芯片。

<3> 进行低通滤波部分的测试。将示波器的传输线勾在 TP2 的针脚和 GND 上，设置波形发生器从 20Hz 到 140Hz 每隔 20Hz 依次增大，观察示波器上的波形变化，并记录峰峰值。

<4> 进行高通滤波部分的测试。将示波器的传输线勾在 TP4 的针脚和 GND 上，设置波形发生器从 20mHz 到 80mHz 每隔 20mHz 依次增大，观察示波器上的波形变化，并记录峰峰值。

<5> 进行陷波部分的测试。将示波器的传输线勾在 TP9 和 GND 上，设置波形发生器从 20Hz 到 140Hz 每隔 20Hz 依次增大，观察示波器波形，记录峰峰值。

<6> 进行总体放大性能的测试。将示波器的传输线勾在 TP11 和 GND 上，设置波形发生器从 20Hz 到 140Hz 每隔 10Hz 依次增大，观察示波器波形，记录峰峰值。

2. 电路测试数据分析

(1) 低通滤波部分

在测试低通滤波部分的效果时，我们主要测试 20Hz 到 140Hz 部分，部分测试图如图 1、2、3、4 所示，测量结果如表 1 所示。

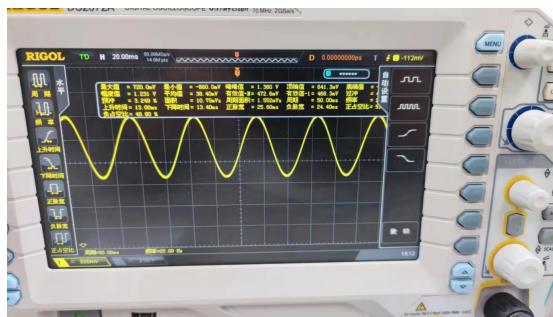


Figure 1: 低通滤波 20Hz

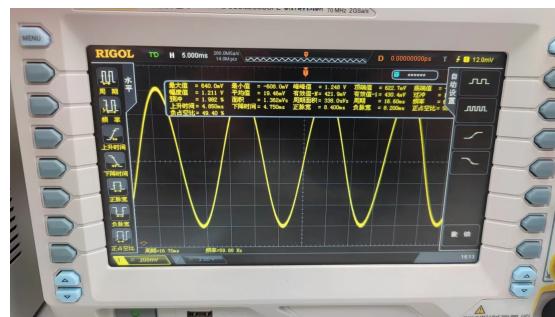


Figure 2: 低通滤波 60Hz



Figure 3: 低通滤波 100Hz

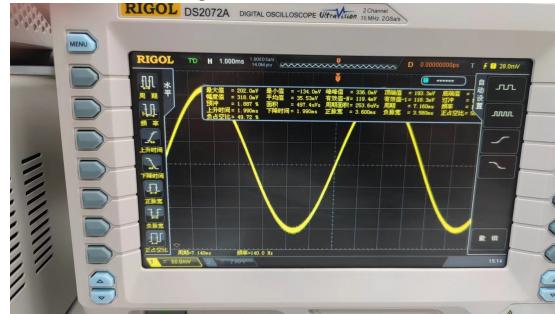


Figure 4: 低通滤波 140Hz

我们将表中的测试结果绘制成曲线图，能够更好地看出低通滤波的效果，曲线图如图 5 所示。从曲线图中，我们可以看出该低通滤波器是可以正常工作、达到低通滤波的效果，并且当其峰峰值下降至-3dB 时，频率为 84Hz 左右，所以该低通滤波器的效果还是不错的，带外的抑制效果也能达到要求。

频率 (Hz)	20	40	60	80	100	120	140
峰峰值 (V)	1.380	1.328	1.248	1.040	0.776	0.528	0.336

Table 1: 低通滤波 20Hz 到 140Hz 测量结果

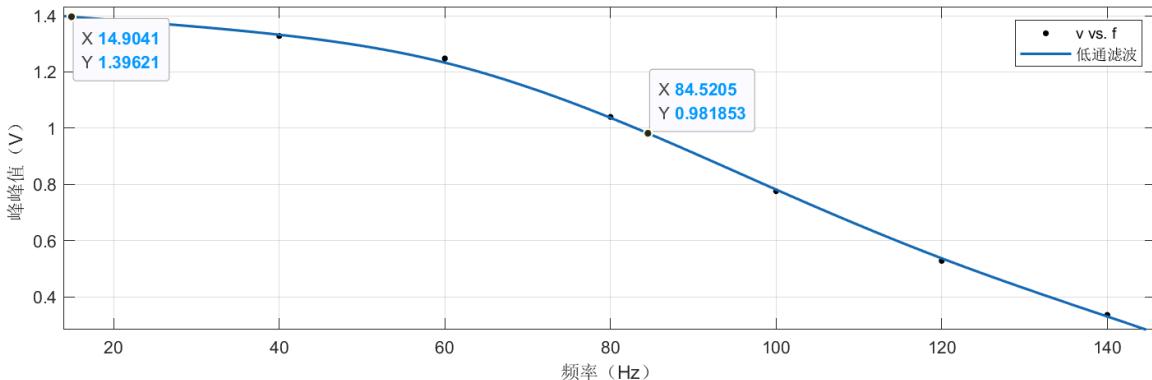


Figure 5: 低通滤波

(2) 高通滤波部分

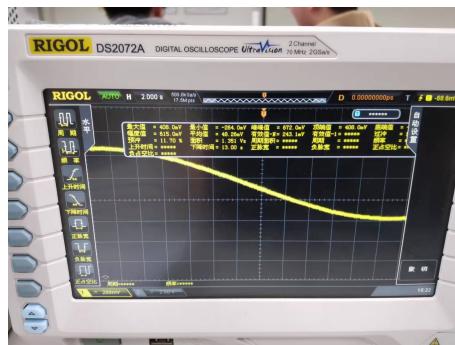


Figure 6: 高通滤波 20mHz

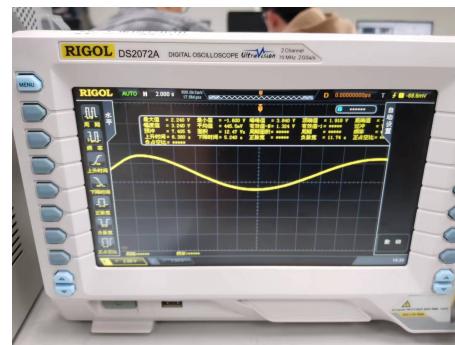


Figure 7: 高通滤波 40mHz



Figure 8: 高通滤波 60mHz

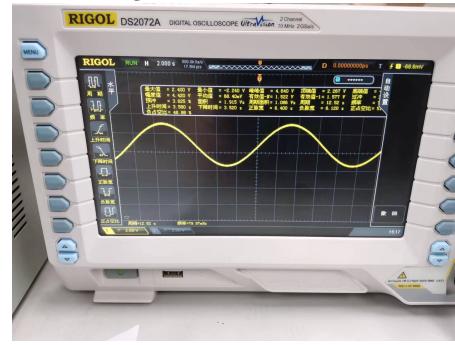


Figure 9: 高通滤波 80mHz

在测试高通滤波部分时，主要针对 20mHz 到 80mHz 部分，测试图如图 6、7、8、9 所示，测试的数据如表 2 所示。将测试数据绘制成图像，能得到如图 10 所示的曲线图。

从图中，我们能看出，高通滤波器能够正常工作并起到滤波的效果，当其峰峰值下降为-3dB 时，频率约

频率 (mHz)	20	40	60	80
峰峰值 (V)	0.672	3.840	4.560	4.640

Table 2: 高通滤波 20mHz 到 100mHz 测量结果

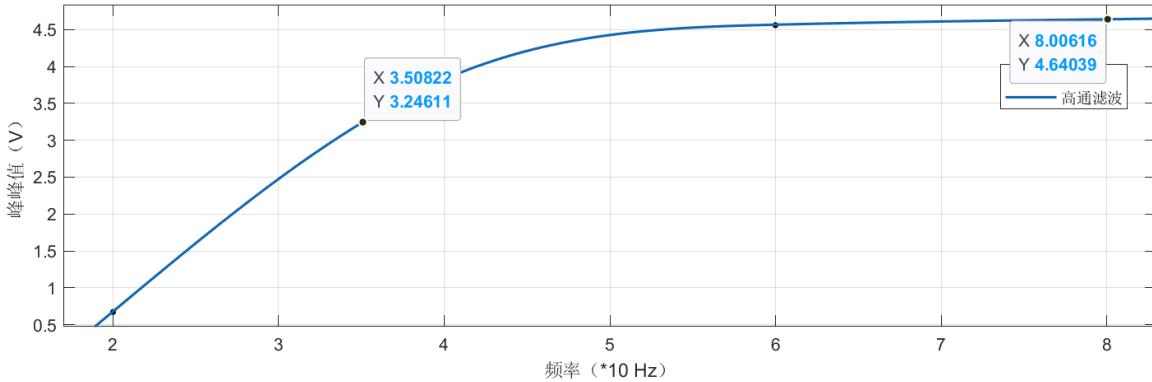


Figure 10: 高通滤波

为 35mHz，基本满足需求，同时带外抑制的效果也比较好。

(3) 陷波部分

在陷波部分，我们为得到陷波的频率，设置了从 50Hz 到 35Hz 的测试范围，如图 11 所示是测试时峰峰值最低点的图像。最终得到的测试数据如表 3 所示。根据表中测试数据，我们绘制出陷波曲线，如图所示，能够更好地看出陷波地效果。



Figure 11: 陷波最低点

频率 (Hz)	50	49	48	47	46	45	44	43
峰峰值 (V)	3.040	2.960	2.840	2.720	2.600	2.480	2.300	2.140

42	41	40	39	38	37	36	35
1.980	1.800	1.640	1.560	1.460	1.520	1.640	1.880

Table 3: 陷波测试结果

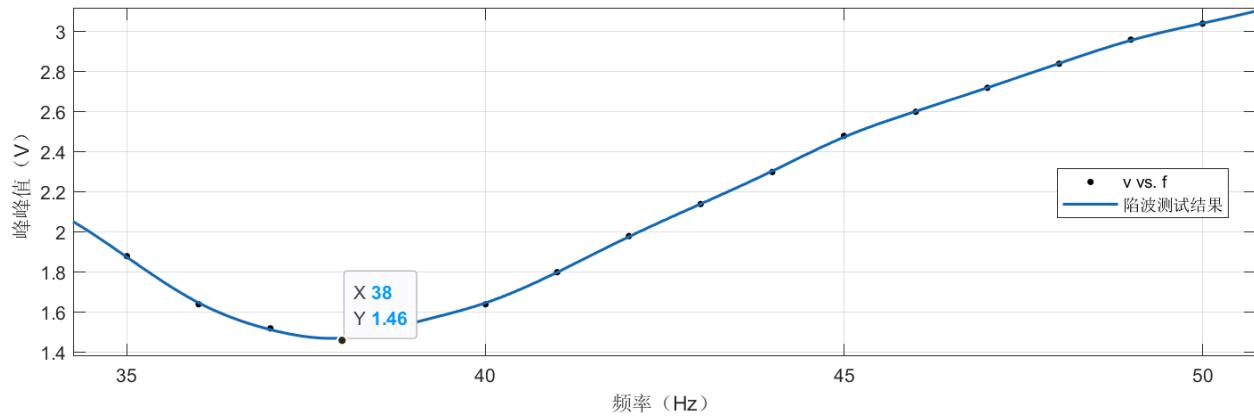


Figure 12: 阻波测试结果

从图中，我们可以看出，阻波的中心位置为 38Hz，更细致应该是在 37 到 38Hz 之间，而我们希望的阻波位置应该为 40 到 50Hz 之间，且该滤波测试结果中，阻波带宽比较大，合格的阻波器的阻波位置应该是比较窄的，因此，阻波部分地效果并不理想。效果不理想的原因，最主要的原因应该是焊接使用的电容的电容值偏离指定值，导致阻波位置发生了偏移。

(4) 总体放大性能

在心电信号处理电路各个单独部分测试完成后，我们进行电路总体放大性能的测试，设置了 20Hz 到 140Hz 的测试范围，其测试结果如表 4 所示。根据表中数据，绘制得到如图 13 所示的曲线。

频率 (Hz)	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140
峰值 (V)	2.580	2.120	0.900	1.780	2.160	2.200	2.060	1.840	1.580	1.380	1.140	0.960	0.752

Table 4: 总体性能测试结果

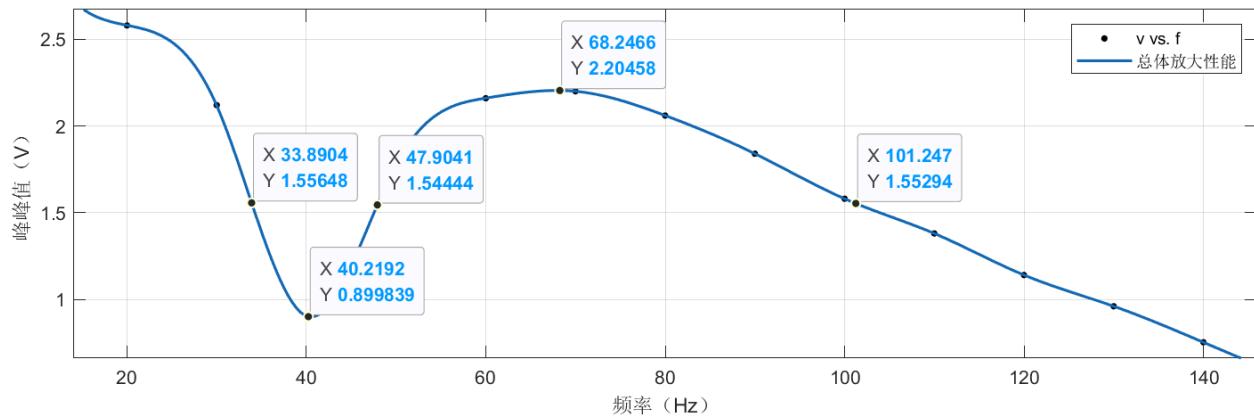


Figure 13: 总体放大性能

从图中可以看出，在 40Hz 左右发生阻波，在 30Hz 之前和 45 到 101Hz 之间增益较高，其余位置的抑制都较为明显，基本符合我们设计的初衷，能够起到总体处理和放大心电信号的作用。

(5) 人体测试

在测试完 ECG 信号检测调理电路的各类参数性能之后，我们进行人体测试，观察该电路实际能否起到处理心电信号，最终输出合格波形的作用。测试结果如图 14 所示。

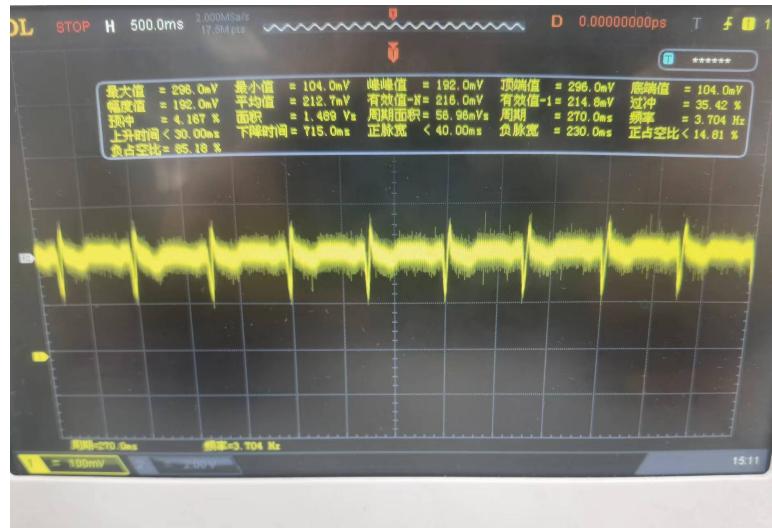


Figure 14: ECG 信号检测调理电路-人体测试

在示波器上，我们已经可以看出心电信号的波形，但同时，也发现其中混叠的杂波较多，心跳与心跳之间干扰明显，心电信号的增益还不够大，容易和杂波混在一起。

二、ECG 心电监测系统

1. 总体目标

(1) 系统框图及功能说明

ECG 心电检测系统是由 ECG 信号检测调理电路同通信模块集成而成，主要用于实时检测人体心电信号，并发送到监测端，从而达到远程的心电监测。该 ECG 心电监测系统的系统框图及功能说明如图 15 所示。

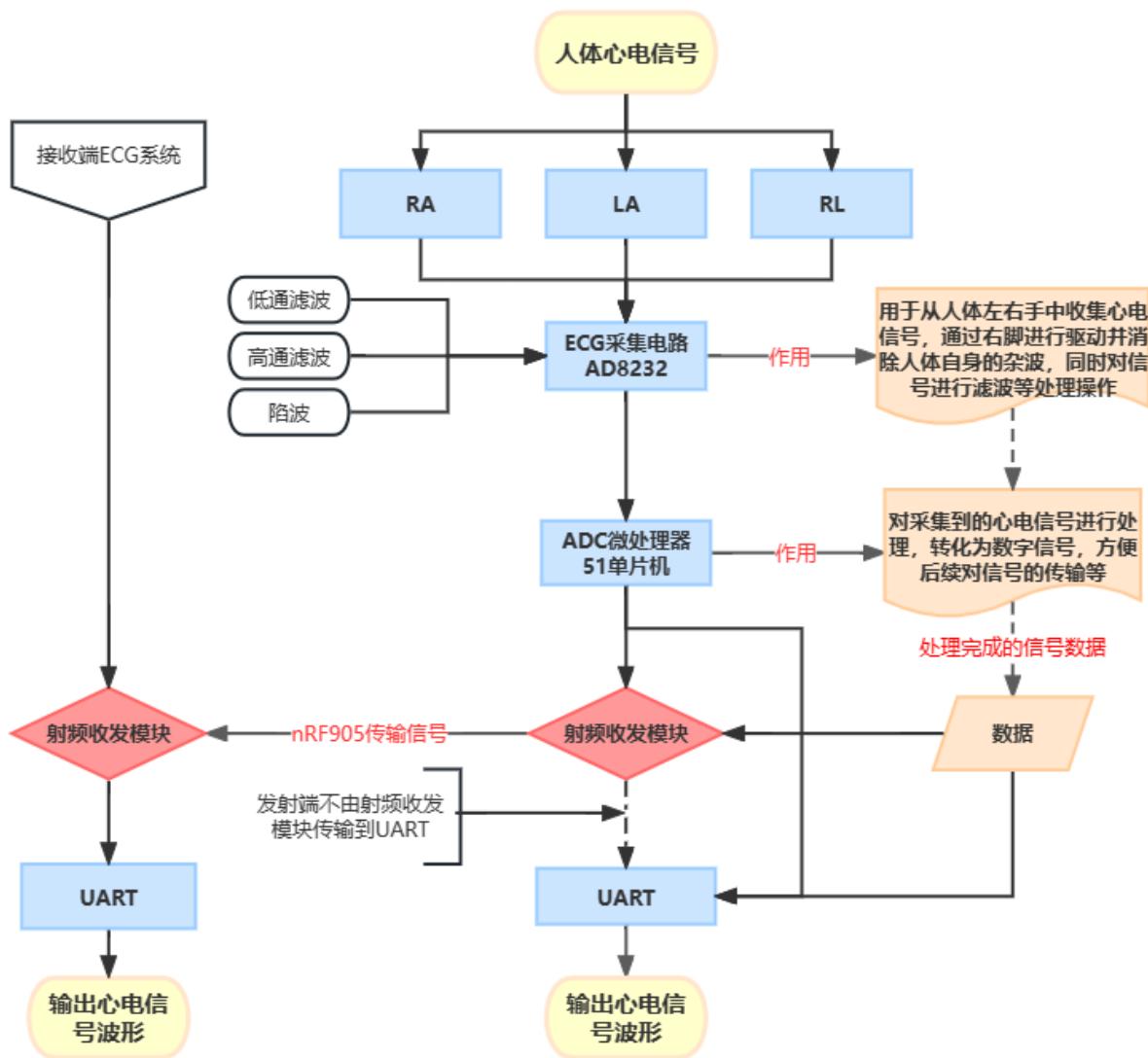


Figure 15: ECG 系统框图

2. 硬件设计

(1) 原理图设计

根据 ECG 心电监测系统的系统框图，我们也可以将系统设计大体分为三个部分，其具体设计及电路连接如图 16、17、18 所示。

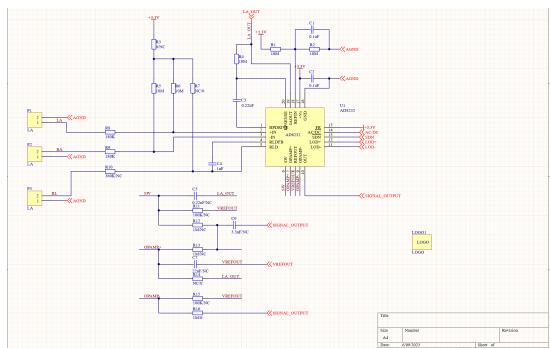


Figure 16: ECG 电路原理图-前端信号接收处理部分

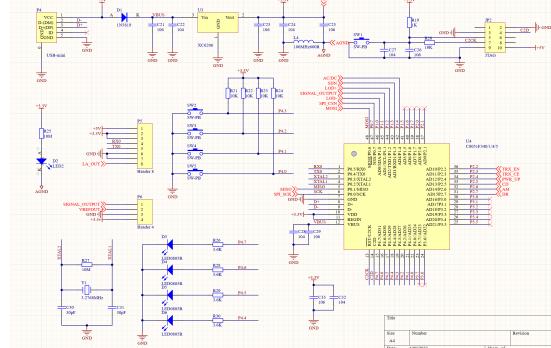


Figure 17: ECG 电路原理图-ECG 电路原理图-中间滤波处理部分

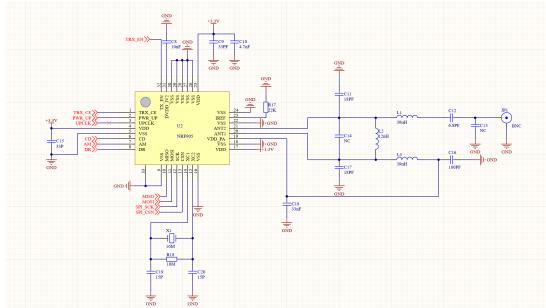


Figure 18: ECG 电路原理图-后端通信与输出部分

从原理图中，我们可以看出，每一个模块都集成了一块芯片分别负责不同的功能：AD8232 主要用于采集人体电信号，并对其进行滤波、放大等操作；中间部分的 51 单片机主要负责将处理的信号进行 ADC 转换；NRF905 主要用于射频收发，进行信号的远程传输。

(2) PCB 设计

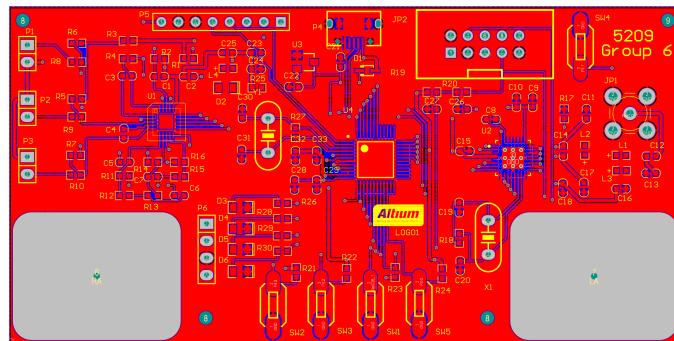


Figure 19: ECG 电路 PCB 图

根据原理图，借助 ADdesigner 软件，生成 PCB 图，并将元件进行排布、连接和敷铜等操作，最终形成 PCB 设计图，如图 19 所示。

3. 硬件调试

(1) 共模抑制比

将信号以差模和共模连接方式分别输入，频率为 20Hz，差模信号输入幅度为 5mVp-p，共模信号输入幅度为 1000mVp-p，右脚驱动作为公共端，将输出信号接到示波器上，可以得到如图 20、21 所示的波形结果。



Figure 20: 共模输入

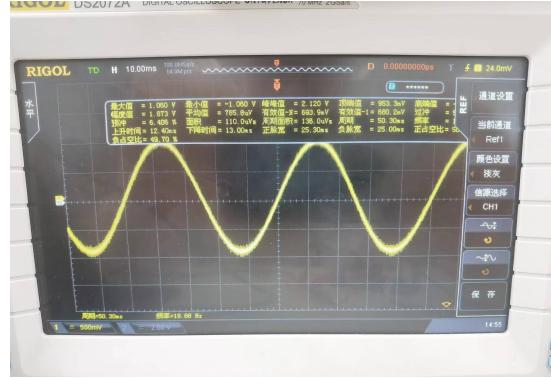


Figure 21: 差模输入

从图中我们可以看出，差模增益为 420，共模增益为 1.12，所以可以算出，共模抑制比为：

$$CMRR = 20 \log\left(\frac{420}{1.12}\right) = 51.48dB \quad (1)$$

但从 CMRR 看，共模抑制的效果是不错的，但事实上，可以发现共模部分的增益是大于 1 的，这主要是由于元件本身质量导致共模抑制的效果不好，且由于杂波信号的毛刺导致测量偏大，故而使得共模增益大于 1.

(2) 差模幅频特性

信号差模输入并调整合适的输入信号幅度，使得输出不失真，测试频率范围：5Hz-100Hz，输出接入到示波器中，逐步调节输入频率，就可以得到差模幅频特性的大致变化，部分信号输出结果如图 22、23 所示，实验数据如表 5 所示。

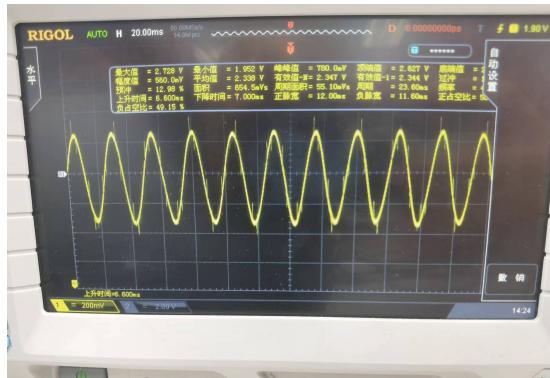


Figure 22: 幅频特性 40Hz



Figure 23: 幅频特性 80Hz

频率 (mHz)	5	10	20	40	60	80	100
峰峰值 (V)	0.230	0.350	0.450	0.780	2.100	1.840	0.920

Table 5: 差模幅频特性数据

根据表中数据，我们可以得到如图 24 所示的幅频特性曲线图，可以看出，随着频率的增大，信号幅度先增大后减小。

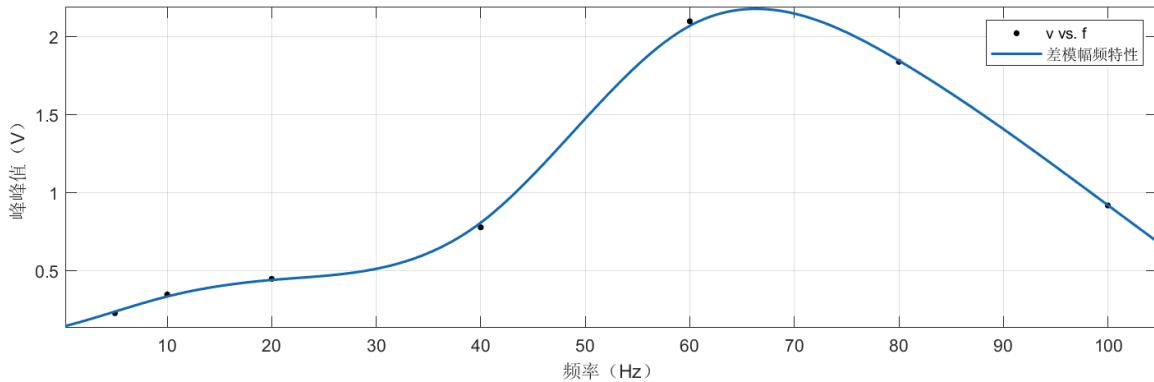


Figure 24: 差模幅频特性

(3) 脉冲信号波形

输入信号幅度为 5mVp-p、频率为 2Hz，占空比为 50% 的脉冲波，能够在示波器上得到如图所示的脉冲波信号。

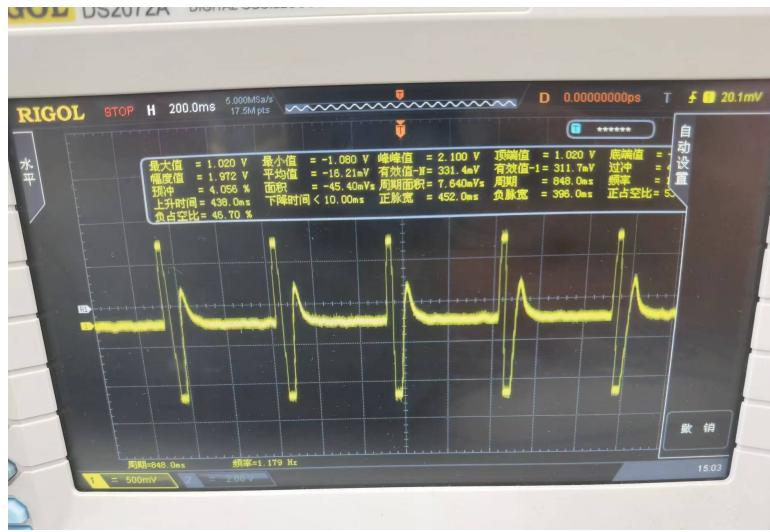


Figure 25: 脉冲波特性

可以看出，输出的脉冲信号特征明显，并且经差模增益，峰峰值变为了 2.1V，说明该系统对脉冲信号的处理效果很好。

(4) 生物电信号波形

将手指搭到测试点，并增加右脚驱动后，能得到如图所示的生物电信号波形。从图上看，能够看出明显的心电信号，但同时也发现杂波较多，容易干扰心率测量。



Figure 26: 生物电测试

(5) 发射信号功率

如图 27 所示，系统工作在 432MHz 左右，发射功率为 5.02dB，是满足 ECG 系统设计需求的。

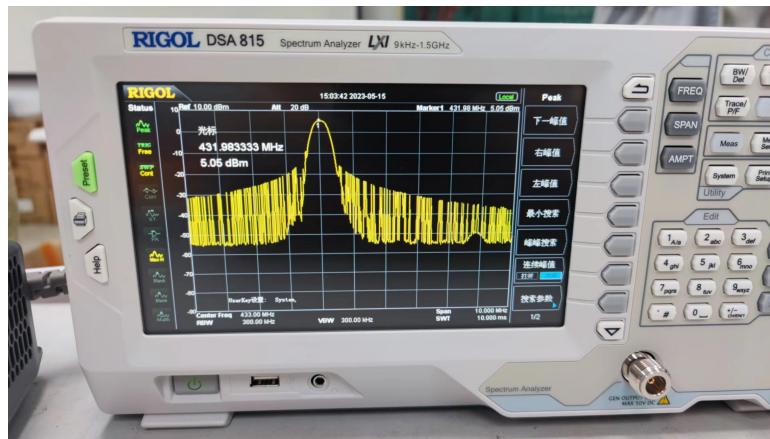


Figure 27: 发射信号功率与工作频率

(6) 螺旋天线制作与测试

对于工作于一定中心频率的通讯机来说，其所需绕的线圈数 N 可以由下式近似算出：

$$N = \frac{30}{fD} \left(\frac{L}{D} \right)^{(1/5)} \quad (2)$$

式中， f 是工作的中心频率， D 是螺旋天线的直径， L 是螺旋天线的长度， N 是螺旋的圈数。

在实验中，我们选取线径为 0.6mm 左右，长度为 350mm 的漆包线，在 5mm 左右的圆棒上紧密绕制，之后通过矢量网络分析仪测量天线的 S11。在最终，我们得到了两个中心频率为 436MHz 的螺旋天线。

(7) 拉距实验结果分析

安装好天线后，将软件发射功率调整到 436MHz，利用两台电脑进行拉距，最后我们得到的拉距距离为 130m，大于设计要求的 100m 由于实验时是通过数地砖的方式测量距离，所以测量的数据会有一定的误差。

(8) 硬件电路整体性能分析

通过之前的各项测试，我们可以大致分析出电路整体的工作性能。

在前端测试部分，系统的共模抑制比符合设计要求，但是共模增益较大，能够得到较为明显的心电信号波形，会导致实际的信号测量时存在一定的杂波，影响心电信号的分析和诊断。

而通过脉冲波测试和实际的生物电测试，可以看出，该系统处理得到峰峰值较大的波形是没有太大问题的，但是在脉冲和脉冲之间的环境噪声也还是较为明显。

最后的发射信号功率测量和拉距实验的实验结果都较为理想，保证了信号在发射端通过射频发射到接受端的过程能够很好地进行。

4. 软件设计与调试

(1) 软件工作流程框图



Figure 28: 软件工作流程框图

(2) 软件功能设计

- (1) 时序设计，如定时器，AD 采样时间规划
- (2) AD 功能
- (3) 串口功能
- (4) nRF905 功能
- (5) 其他

(3) 软件调试

- (1) 调试环境和方法
- (2) 波形采样，串口显示
- (3) 模块之间数据通讯

三、 总结

1. 系统装调过程中遇到的问题和解决情况

2. 心得体会

(1) 韩寒：

在这个学期的电子电路设计实验中，我学到了很多有用的新知识。

首先，我们完成了上个学期绘制的两块 PCB 的装配与调试，在调试过程中，我发现人体信号的检测很困难，在老师的指导下，我了解到在电路中接入右脚屏蔽端的重要性。同时，在进行两块 PCB 的小信号性能测试过程中，我又对信号发生器、模拟心电信号发生器等设备的使用掌握的更加熟练。

在软件设计部分，我在之前的学习中已经接触过 C51 及 Keil 的开发使用，而一学期的设计下来，我对使用 Keil 与 Debugger 联调、以及利用串口调试助手进行检验等技能掌握的更加熟练。同时老师提供的 *Silicon Lab* 以及 *Config2* 软件也提高了我进行开发的效率。

在软件设计完成后，我们小组反复进行调试，最终实现了按照 100hz 发送心电数据、借助按键实现射频工作频率及发射功率的调节、以及利用天线进行远距离射频传输等功能。实验课最后，我们还使用 *MATLAB* 开发了一个读取串口数据并实时绘图、计算心率的小程序。这些工作都很大程度上提高了我的编程水平以及调试能力，对我以后的学习生活有很大的帮助。

总而言之，一个学期的电设实验下来，我对 ECG 监测、调试等内容都有了更加形象、深刻的认识，也大大提高了硬件调试、软件编程等方面的能力。通过实践结合理论的方式，我对之前电子电路基础课程中的学习内容也有了更加深入的理解，我相信我能将从电设实验课程上学会的知识充分地运用到我之后的学习之中，成为一名更加优秀的信电学子！

(2) 谌梓轩：

在前一个学期，因为疫情，所以只进行了 PCB 设计的内容，所有的软硬件测试都在这个学期，因此，在这个学期的电子电路设计实验中，我主要学习到了各类软硬件测试的方法和流程。

在硬件的调试、测试部分，我们先将上学期设计的 PCB 板焊接并保证其能正常工作，接着对硬件的各项指标进行测试，最后进行人体的心电信号测量。在这样的过程中，我对信号处理系统有了更深的认识，强化了对硬件测试的能力，掌握各种测试设备的使用方法。

在进行软件设计的过程中，由于我是第一次接触单片机编程，所以上手时比较生涩，所幸在队友的耐心帮助下，最终也能够熟练使用 Keil 进行 C51 的开发，并且完成软件的各项调试。同时通过老师提供的串口

助手等工具，我们进行了发送频率、发送功率调节，设计天线进行拉距实验。这些都提升了我软件设计和调试的能力。

之后，我们利用设计了 *MATLAB* 根据之前设计的软件，自己开发一个能够实时读取串口数据并绘制图像，同时根据缓冲区数据进行心率测量的小程序，并且也为它添加了报警的额外功能。在这一过程中，我熟练掌握了 *MATLAB* 与串口的数据连接，并和软件数据的发送格式相契合，很好地锻炼了自己编程和设计的能力。

通过一整个学期的电子电流设计实验，我不仅对整个 ECG 系统的工作原理、处理过程有了详细的了解，也极大地提升了自己的动手能力和编程能力。理论和实践的结合对我之后的学习有着很大的帮助。

3. 组员分工

姓名	主要任务	分工占比
韩寒	硬件：装配与调试，软件：基本收发、模式切换、频率功率调节等，撰写实验报告	50%
谌梓轩	硬件：装配与调试，软件：心率自动测量、波形绘制 APP，撰写实验报告	50%