近代无线电实验　心电信号的记录与回放电路　实验报告

12307130159　辛毅　电子信息科学与技术

一、前言

心律失常是许多心脑血管疾病的临床表现，常常体现为心动节律和频率的异常[1]，而心电图则是诊断和揭示心率失常发生机制的重要方法[2]。因此，借助这次实验设计一具有记录时间长、存储容量大等特性的心电信号的记录与回放电路，对于提高患者的健康水平具有重要的意义，并将有利于医生的诊治。

目前，心电信号的采集系统大多利用高性能的 DSP 芯片进行设计，采用 C 语言编程控制，具有记录精确、使用方便等优点[3-4]。本实验使用磁带记录心电信号，相比以上的方法，其优点是：①记录容量极大：工业级的磁带容量可达 TB 级，可记录很长时间的心电信息；②成本低廉，易于使用：磁带的价格远低于磁盘，而且便于标记记录的位置。其不足之处在于：读取速度慢，技术较为原始，并且采用机械装置，故障率较高[5]。

本实验采取纯硬件电路和磁带录音机对心电信号进行处理、放大、读取，人体的心电信号由心电信号发生器模拟产生。

二、实验目的与要求

1、实验目的：了解磁带录音机的性能，掌握低频信号的磁带记录及回放方法

2、实验要求：设计一心电信号的记录与回放电路，具体要求如下：

（1）设心电信号具有下列参数：频率范围 0.1～40Hz，幅度不小于 5mV，内阻 300kΩ；

（2）记录电路的电源电压为 3V；

（3）要求调制电路（包括前置放大器）的调制灵敏度大于 50Hz/mV，其线性度为 0.5%，回放电路输出的心电信号振幅大于 500mV。

三、实验设计

实验原理框图如下所示。电路主要分为两个部分，即记录电路和回放电路。记录电路的作用是产生心电信号的调频信号输入磁带，调频信号的频率范围应处于磁带的最佳频率范围内，以充分保证信号的幅度不会有过多衰减。回放电路则相对简单，只要将磁带中的信号正确解调放大即可。

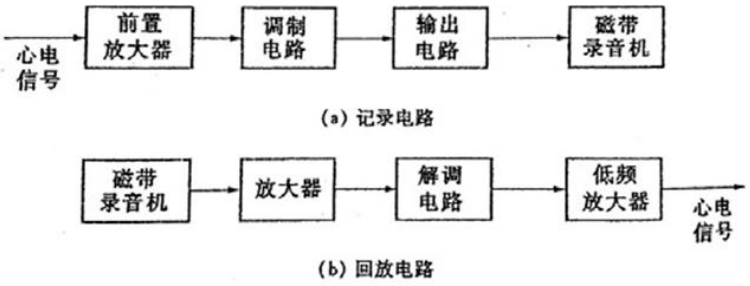


图 1　电路框图

1、磁带的频率特性

由于调频信号的频率范围应处于磁带的最佳频率范围内，所以应首先研究磁带的频率特性，再根据频率特性确定记录电路的参数。

首先，使用信号源产生不同频率、峰峰值为 2V 的正弦波输入录音机，再测量回放信号的峰峰值，实验数据如下所示。

可见，磁带的频率特性并非呈现一水平直线状，而是具有一定的通带范围。在此范围内，信号不会有较大衰减。其中，600Hz～1600Hz 是最佳的频率范围，而 200Hz～4000Hz 则是可选的频率范围。

表 1　录音机的频率响应

录音机频率响应　$(V_{ipp}=2V)$					
f/Hz	V_{opp}/V	f/Hz	V_{opp}/V	f/Hz	V_{opp}/V
50	1.28	900	4.88	3500	3.84
100	2.56	1000	4.88	4000	3.64
200	3.44	1200	4.76	4500	3.36
300	4.56	1400	4.76	5000	3.22
400	4.96	1600	4.76	6000	2.10
500	5.04	1800	4.44	7000	1.20
600	4.88	2000	4.52	8000	0.544
700	4.84	2500	4.44	9000	0.272
800	4.84	3000	4.32	10000	0.256

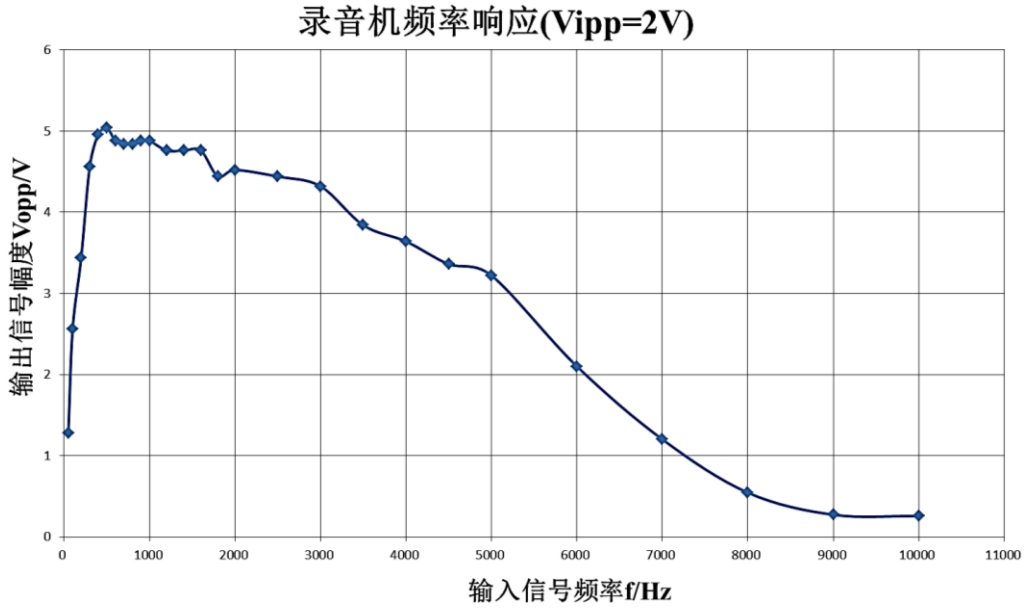


图 2　录音机的频率响应

2、记录电路设计

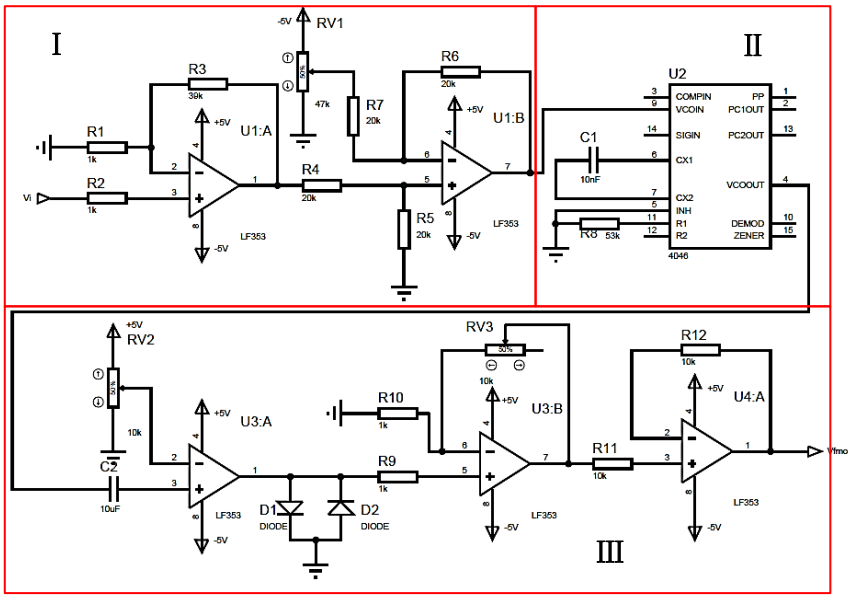


图 3　记录电路设计

（1）前置放大器（I）

前置放大器由两部分组成，如图所示。第一部分是由运放 LF353 构成的同相放大器，其增益为$K = 1 + R_3/R_1$，作用是放大心电信号的幅度。同时考虑到心电信号发生器内阻较大（约 300kΩ），故采用输入阻抗较大的同相放大器作隔离级[6-7]。

第二部分为运放 LF353 构成的减法器，其作用是抬高心电信号的直流电平。考虑到调制电路多用压控振荡器 VCO 调频，其输出频率和输入电压有关，故这一级的作用是使后级 VCO 的输出频率和磁带的频率特性相匹配。电路参数的具体选择还应根据 VCO 的特性确定。之所以选运放而不用 JFET 作前置放大器，是因为运放构成的电路结构简单、参数选取容易。

（2）调制电路（Ⅱ）

调制电路使用集成数字锁相环 MC14046 的 VCO 实现 FM 调制。使用 FM 调制是因为 FM 调制相对于 PM 调制而言，带宽不随调制信号频率的变化而变化[8]，而且 FM 调制对信号幅度的变化不敏感，适合作幅频特性并不“理想”的磁带的调制方式。使用数字锁相环是由于其相对于模拟器件 LM565 的工作频率范围更宽、使用更方便、灵敏度更高[6]。MC14046 的 VCO 的输出振荡频率$f_o = (V_d - V_{GS})/8R_8\,C_1$。$V_d$为 VCO 的输入控制电压，$V_{GS}$为场效应管 GS 之间电压，当其他参数取定时，$f_o$和输入电压$V_d$呈线性关系。

（3）输出电路（Ⅲ）

输出电路由四部分组成，其作用是使电路在接上录音机后调制电路不受影响，起到隔离作用。第一部分是比较器，将 VCO 输出的 0V～5V 的信号转成-5V～+5V 的信号。第二部分使用二极管构成限幅电路，方便后级放大电路输出幅度可调的调频信号。第三部分是增益可变的同相放大器；第四部分是同相跟随器，其特点是可以避免后级从前级吸收电流，从而影响前级工作[9]。这一部分起到隔离作用，消除负载变化对前级的影响。考虑到所使用器件的一致性，这里使用运放构成比较器，而未采用专门的比较器，如 LM311、LM339 等。

3、回放电路设计

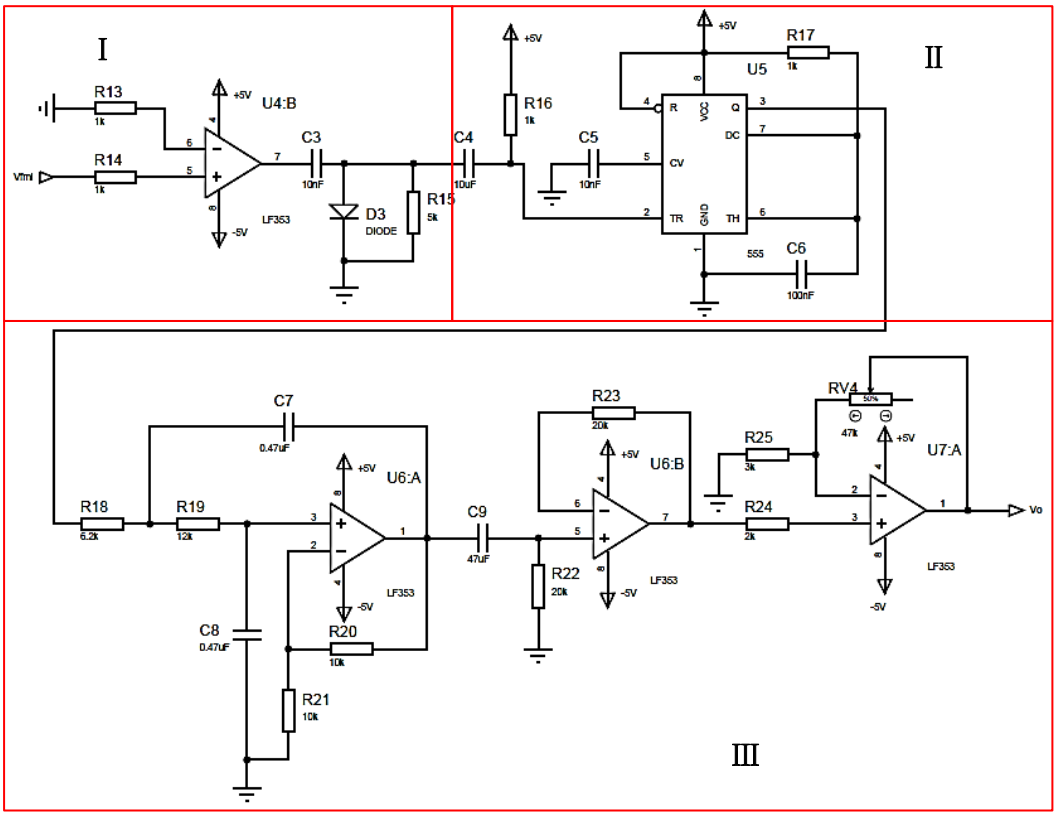


图 4　回放电路设计

（1）放大器（Ⅰ）

放大器采用运放构成的开环放大器，输出-5V～+5V 的调频方波。

（2）单稳态电路（Ⅱ）

单稳态电路由两部分构成，其作用是解调调频信号。第一部分是由 RC 和二极管构成的微分整形电路，RC 起到微分作用，产生正负的尖峰脉冲，二极管用于去除正的尖峰脉冲。第二部分是由 LM555 构成的频率-占空比转换电路，输出一方波脉冲，其宽度为$t_{pw} = 1.1R_{17}C_6$。在t_{pw}不变的情况下，输入频率越高，输出波形的占空比越大，经后级低通滤波输出的直流分量亦越大，起到了 FM 解调的作用。并且，此电路输入频率和输出直流电压之间具有良好的线性关系。同时需要注意的是，t_{pw}不得大于输入调频方波的最小周期，否则不能正常解调。

FM 信号的解调方法有振幅鉴频法（采用双失谐回路）、锁相鉴频法（采用锁相环）、脉冲平均鉴频法（采用单稳态电路）等多种方法[8]。其中，脉冲平均式鉴频方法构造方便、准确度高、适应的中心频率范围宽、不受寄生调幅的影响[6，8]，适合作为从录音机输出的调频信号的解调方法。

（3）低通滤波电路（Ⅲ）

低通滤波电路由三部分组成。第一部分是由运放构成的二阶低通滤波器，其截止频率为 40Hz，以去除高频干扰。第二部分是由运放构成的隔直电路，使得输出没有直流分量。第三部分是由运放构成的增益可变的同相放大器，使得输出信号的幅度可变。

四、实验实现、测试与分析

1、心电信号发生器

用示波器观察心电信号发生器的输出波形（如图 5 所示），可见其峰峰值为 53.6mv（-10.4mV～43.2mV），周期约为 1.040s，频率约为 0.9615Hz，并且噪音较大。

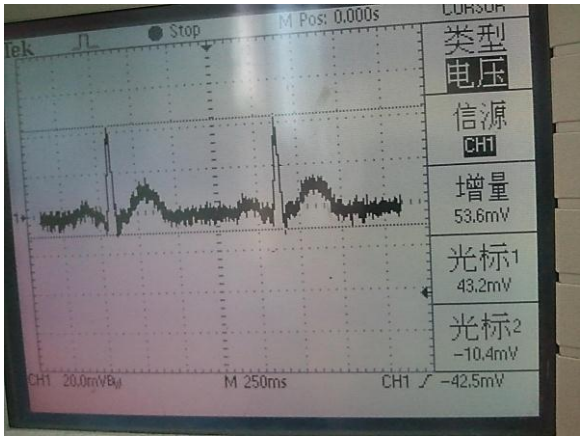


图 5　心电信号发生器输出波形

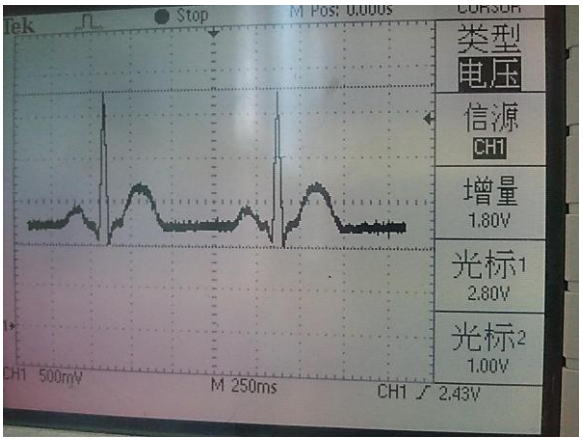


图 6　前置放大器输出波形

2、前置放大器（记录电路）

按图 3 所示的参数搭建电路，可以计算这一级增益的理论值为$A = 20lg(1 + R_3/R_1) = 32.04dB$，由于采用同相放大器设计，故这一级的输入阻抗理论上趋于无穷大。用示波器观察这一级的输出波形，可见其峰峰值为 1.80V（1.00V～2.80V）（如图 6 所示），增益为 30.52dB，满足大于 20dB 的要求。

输入阻抗测算：在输入端输入频率为 1kHz、幅度为 50mV 的正弦波，输出峰峰值为 4.20V 的正弦波。接着在输入端串联 1MΩ 的电阻，输出信号的峰峰值仍大于 2.10V。可见这一级电路的输入阻抗大于 1M Ω，满足要求。

低半功率点频率测算：在输入端输入频率为 0.1 Hz、幅度为 50mV 的正弦波，输出的正弦波峰峰值仍为 4.20V，可见这一级电路的低半功率点频率小于 0.1Hz，符合设计要求。

3、调制电路（记录电路）

按图 3 所示的参数搭建电路。在输入端（不包含减法器，但包含同相放大器）用信号源

输入不同的直流电压，在输出端用万用表测量 VCO 的输出频率并作出其 V-f 曲线，如图 7 所示。（同相放大器的增益已适当减小以便作图。）根据数据计算得出，调制电路的实测线性度为$\delta = \Delta Y_{max}/Y \times 100\% = (3252.7 - 3214.3)/4328.8 = 0.887\%$。由于 MC14046 的理论线性度约为 1%[10]，故实际和理论较为相符。同时根据不含前置放大器 VCO 的 V-f 曲线（图 8），可推算出 VCO 输出信号的频率约在 272.20Hz～2564.5Hz 之间，故调制灵敏度为$S = (2564.5 - 272.20)/53.6 = 42.77Hz/mV$，较为符合设计要求。但通过用万用表实际观测 VCO 的输出频率发现，VCO 输出信号的实际频率范围要略小于通过 V-f 曲线计算得到的范围，故实际的调制信号灵敏度要比理论值略小。VCO 输出由中间向两边抖动的方波，峰峰值为 5.04V（0.00V～5.04V），如图 9 所示。

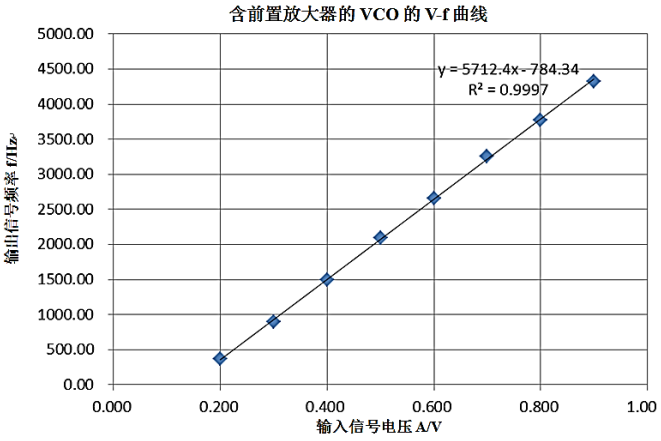


图 7　含前置放大器的 VCO 的 V-f 曲线

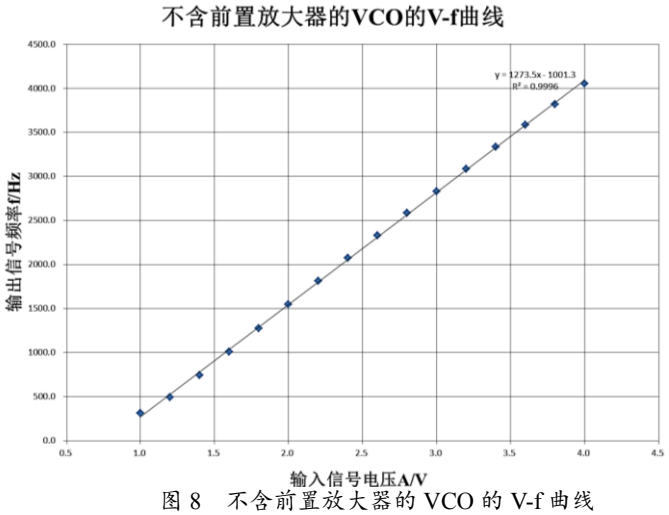


图 8　不含前置放大器的 VCO 的 V-f 曲线

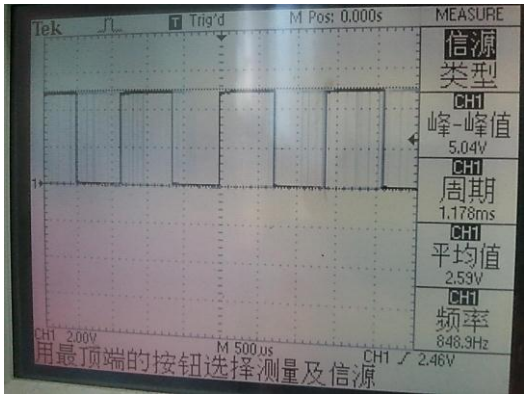


图 9　VCO 的输出波形

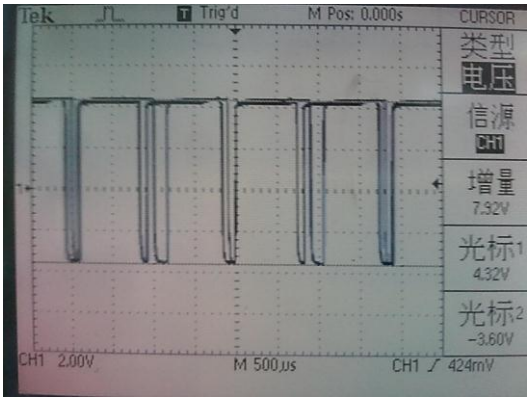


图 10　回放电路放大器的输出波形

4、输出电路（记录电路）

输出电路输出（峰峰值为-720mV～820mV）的调频方波。将此信号记录进磁带，等待后级解调。

5、放大器（回放电路）

将录音机输出连接放大器。得到峰峰值为 7.92V（-3.60V～4.32V）的调频方波，如图 10 所示。其增益为$A = 14.22dB$。

6、解调电路（回放电路）

LM555 的输入波形为去除正脉冲的微分尖峰负脉冲信号，如图 11 所示。解调输出为电压为-80.0mV～3.56V，占空比约为 12.12%的正脉冲。

7、低频放大器（回放电路）

整个系统最终输出为幅度为 2.96V（-560mV～2.40V）且不含直流分量的心电信号，振幅大于 500mV，达到设计要求，如图 12 所示。

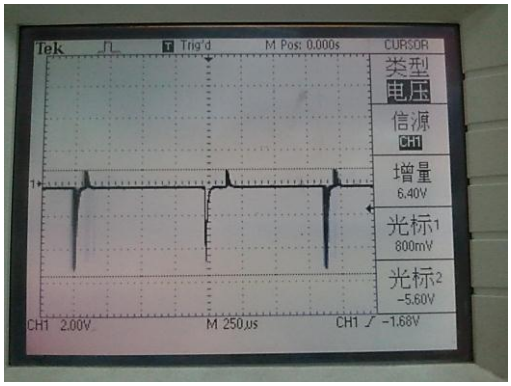


图 11　LM555 的输入波形

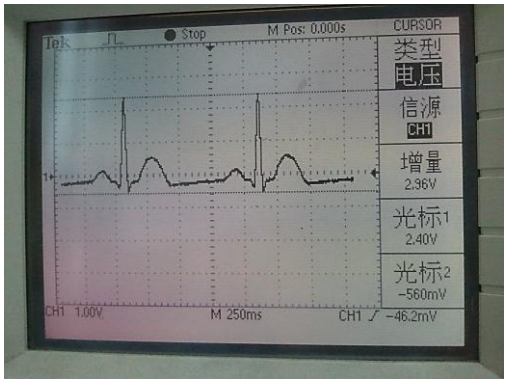


图 12　回放电路的输出波形

五、实验结论

本次实验考虑到心电信号发生器的供电要求，全系统以±5V 供电，同时为充分保障输出信号的稳定性而不至于被录音机过多的衰减，调制灵敏度最终为 42.77Hz/mV，和目标较为接近。调制电路的线性度为 0.887%，略低于实验要求，接近且优于 MC14046 的 VCO 的理论线性度。输出心电波形幅度为 2.96V，并且相当稳定，实现了设计要求，实验成功。

在这次实验中，发现了 MC14046 的 VCO 温漂较为严重，并且心电信号发生器产生的波形也并非一成不变，这都给实验造成了一些误差和困难。但是在此次实验中，得到了陆老师和一些同学的帮助，通过自身努力克服了以上困难，也学习到了很多知识，在此表示感谢。

六、实验展望

本次实验最大的不足即是电源电压过高，且磁带、录音机较为笨重，使用不便。为此，考虑到使用心电监测的病人大多会安装心脏起搏器，不妨将心电记录电路和心脏起搏器相结合，用心脏起搏器的锂-碘电池供电、特殊的存储芯片记录，电压可低至 2.8V，并且功耗极低。同时可进一步优化电路，将心电信号通过网络无线传输到医疗机构，使患者足不出户亦可了解自身健康情况。

参考文献

[1]余承高，白融，陈栋梁，等．心脏电生理学基础与临床[M]．武汉：华中科技大学出版社，2008．

[2]Tom Kenny．心脏起搏器基础教程[M]．郭继鸿，张玲珍，李学斌，译．天津：天津科技翻译出版公司，2009．

[3]张飞，赵于前，王烨，等．心电信号采集记录系统的设计[J]．计算机测量与控制，2005（07）．

[4]曾宏，方祖祥，罗强．一种基于语言 ISD2500 系列芯片的心电信号记录装置的设计[J]．中国医疗器械杂志，1998（01）．

[5]Randal E.Bryant，David R.O'Hallaron．深入理解计算机系统[M]．龚奕利，雷迎春，译．北京：机械工业出版社，2010．

[6]王勇．模拟与数字电路实验[M]．上海：复旦大学出版社，2013．

[7]陆起涌，周国辉，张加珍，等．近代无线电实验[M]．上海：复旦大学出版社，2004．

[8]陈光梦．高频电路基础[M]．上海：复旦大学出版社，2011．

[9]康华光，陈大钦，张林．电子技术基础模拟部分（第五版）[M]．北京：高等教育出版社，2006．

[10]张微，柳梁．一种用锁相环 MC14046 构成的新型频率合成器[J]．江西电力职工大学学报，2002（01）．