

南京邮电大学

专业学位硕士学位论文



论文题目: 脑电信号采集系统的设计与实现

学 号 1213022634

姓 名 温炜

导 师 张学军 教授

专业学位类别 工程硕士

类 型 全 日 制

专业(领域) 电子与通信工程

论文提交日期 二〇一六年三月

Design and Implement of EEG Signal Acquisition System

Thesis Submitted to Nanjing University of Posts and
Telecommunications for the Degree of
Master of Engineering



By

Wen Wei

Supervisor: Prof. Zhang Xuejun

March 2016

摘要

脑-机接口（BCI）技术作为最具有改变人类生活潜力的科学技术之一，已经成为了国内外研究的热点。BCI 技术应用前景广泛，有望在医疗、娱乐、军事等领域中发挥巨大作用。BCI 系统一般分为脑电信号采集、信号分析以及设备控制三个模块，其中信号采集是最关键的部分，它直接决定了 BCI 系统的性能。

论文设计并实现了一套便携的、价格低廉的脑电信号采集系统。系统分为信号采集端和上位机软件端，其中信号采集端是根据脑电信号的特性，设计了符合脑电信号放大与滤波要求的各级模拟电路以及基于 MSP430 的数字信号处理电路，并通过串口或者蓝牙与上位机实现通信的功能。在上位机软件端，实现了信号的实时显示、保存等功能。系统采用低功耗、低成本的元器件，采用便携式电池供电，有利于 BCI 设备普及应用。

论文最后对采集设备的系统性能进行了测试，将采集到的脑电信号保存并利用 Matlab 软件分析，并与专业脑电设备采集到的脑电信号进行比较，显示论文所设计的脑电信号采集系统运行稳定、性能良好。

关键词：脑电信号，脑机接口，脑电采集，频谱分析

Abstract

As one of the most life-changing potential of science and technology, Brain-Computer Interface (BCI) technology has become a hot topic at home and abroad. BCI technology, which has a wide application prospect, is expected to play an important role in many areas such as health care, entertainment, military and so on. Generally, there are three modules to the BCI system: EEG signal acquisition, signal analysis and control device. EEG signal acquisition is the most important part, which directly determines the performance of the BCI system.

A portable EEG acquisition system with low prices is proposed, which can be divided into signal acquisition module and PC software client. According to the characteristics of EEG signal, the paper designs analog circuits of all levels, meeting the EEG signal amplification and filtering requirements. A digital processing circuits based on MSP430 is also designed, which can communicate with PC via serial port or Bluetooth. On the PC software client, signal real-time display, save functions and others is implemented. Using low power consumption, low cost components, and the portable powered battery, this system is conducive to the popularization and application of BCI equipment.

Finally, the performance of the system is tested, using Matlab software to analysis the EEG signal. The acquired signal is saved. Then, compared with EEG signal which is acquired by the professional EEG acquisition equipment, the results show that the design of EEG signal acquisition system runs stably and has a good performance.

Key words: EEG, BCI, EEG acquisition, spectral analysis

目录

第一章 绪论	1
1.1 课题研究背景及意义	1
1.2 国内外脑电采集系统的发展现状	1
1.3 脑-机接口 (BCI) 技术	3
1.3.1 BCI 及其关键技术	3
1.3.2 BCI 的应用	4
1.4 论文主要工作及安排	5
第二章 EEG 以及系统总体设计	7
2.1 EEG 概述	7
2.1.1 EEG 产生机理	7
2.1.2 EEG 信号特性	7
2.1.3 EEG 信号研究方法	8
2.1.4 电极的导联	9
2.2 脑电信号采集系统总体设计	10
2.2.1 系统功能需求分析	10
2.2.2 系统技术指标	10
2.2.3 系统整体方案设计	11
2.3 本章小结	11
第三章 脑电信号采集系统的调理电路设计	12
3.1 调理电路总体设计方案	12
3.1.1 调理电路总体设计	12
3.1.2 脑电信号采集系统要求	12
3.1.3 调理电路设计框架	13
3.2 脑电信号采集系统的调理电路设计	13
3.2.1 前置级放大电路	13
3.2.2 高通滤波电路	15
3.2.3 低通滤波电路	17
3.2.4 陷波电路	18
3.2.5 后置级放大电路	19
3.2.6 电平抬升电路	20
3.2.7 其他可选电路	21
3.2.8 调理电路整体电路	22
3.3 本章小结	23
第四章 基于 MSP430 单片机的数字处理模块设计	23
4.1 MSP430 单片机概述	23
4.2 MSP430 单片机最小系统	24
4.3 定时器模块	25
4.3.1 定时器原理	25
4.3.2 定时器软件程序	26
4.4 ADC 模块	27
4.4.1 ADC 概述	27
4.4.2 ADC 技术指标	27
4.4.3 ADC12	28
4.4.4 ADC 软件设计	29

4.5 串口通信模块.....	31
4.5.1 通信方式.....	31
4.5.2 USART	31
4.5.3 RS232.....	32
4.5.4 串口通信软件设计.....	33
4.6 蓝牙模块.....	35
4.6.1 蓝牙技术及特点.....	35
4.6.2 蓝牙模块.....	36
4.7 本章小结.....	38
第五章 脑电信号采集系统的实现及测试	39
5.1 上位机软件	39
5.1.1 软件主界面.....	39
5.1.2 脑电信号实时波形及保存.....	39
5.1.3 上位机软件的设计.....	40
5.2 脑电信号分析	41
5.3 脑电信号系统测试.....	47
5.3.1 前置放大器测试.....	47
5.3.2 滤波器测试.....	47
5.3.3 陷波器测试.....	47
5.3.4 后级放大测试.....	48
5.3.5 脑电信号采集系统整体测试.....	48
5.4 实物制作展示	48
5.5 本章小结.....	50
第六章 总结与展望	51
6.1 总结.....	51
6.2 展望.....	51
参考文献	53
附录 1 攻读硕士学位期间撰写的论文	56
附录 2 攻读硕士学位期间申请的专利	57
附录 3 攻读硕士学位期间参加的科研项目	58
致谢	59

第一章 绪论

1.1 课题研究背景及意义

二十一世纪是生物学、脑科学的时代。现阶段常以脑磁信号或者脑电信号作为人脑信号分析识别的依据。脑磁信号虽然精准度高、抗干扰能力强，但是其采集原理复杂致使脑磁信号的采集设备-脑磁图仪体积极大、价格极高，不宜普及与使用。而脑电信号作为一种典型的生物电信号，包含了丰富的生理信息与病理信息，在当今的医学研究及其他科学领域之中，正越来越引起人们的重视。脑神经细胞群存在着非常频繁的生理电活动，生理电活动集中反映在大脑皮层中，于是形成了脑电信号^[1]。随着科学技术的发展，人们看到了脑电信号的巨大应用前景，它正越发成为当今科学工作者们争相研究的对象。而在最初的脑电信号研究中，受到当时信号采集及分析技术的限制，脑电信号分析只能采取目视分析，由于脑电信号非常微弱，并且极其不稳定，仅靠目视分析很难在复杂的脑电信号中提取出有意义的信号^[2]。进入二十世纪后，电子技术飞速地发展，脑电信号的采集和分析越来越精确，如今在医疗仪器中利用单片机作为控制单元，已经是广泛使用的先进技术。该技术可以使仪器设备更加智能，稳定性与精确性也会得到大幅提升。

1.2 国内外脑电采集系统的发展现状

1875 年，英国外科医师卡顿将电极直接插入猴子的头颅内部，试图记录猴子脑内电活动的情况，这是人类有记录的第一次对脑电检测工作的尝试^[3]。1903 年，德国医学家贝格尔使用针状电极成功对人类的大脑电流活动进行了记录，并将记录人脑电图的方法命名为脑电图描记术，成为脑电图临床应用的开端^[4]。二十世纪三十年代，模拟电子科技水平发展至新的高度，基于电子管技术的脑电图机被发明出来。二十世纪五十年代，电子计算机技术又被引入脑电信号研究领域。直至上世纪七十年代，集成电路和共模技术的出现使脑电图机的体积进一步缩小、性能进一步加强，脑电图机的发展从此进入了崭新的阶段。

科学发展至今，已有许多方式可以用来记录大脑电流活动状况：功能核磁共振成像（functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI），功能近红外成像（functional Near-infrared Imaging, fNIRI），正电子发射断层成像（Positron Emission Tomography, PET），脑磁图（Magnetoencephalogram, MEG），脑电图（Electroencephalogram, EEG）等。而脑电图具有

易用性高、时间分辨率较好、设备价格低、便携性强等特点，已经作为非侵入式脑-机接口得到了广泛深入的研究。脑电采集设备的基本原理与心电采集设备相同，心电信号的研究相对比较成熟，可以将心电信号采集领域的成熟技术进行移植，只不过脑电信号比心电信号微弱，所以对于放大和滤波的要求更高。

从二十世纪五十年代第一代基于真空管的脑电图机、六十年代之后第二代晶体管脑电图机、八十年代出现了以微处理器为核心技术的第三代脑电图机到如今的第四代数字脑电图机广泛使用，脑电图机至今已经历了六十多年的发展演变，并且期间出现了许多有代表性的设备，如日本光电公司的 EEG-4418，这是走纸式脑电图机的典型代表；再如美国尼高力公司的 Nicolet One，这是第一款第四代动态数字式脑电记录仪。

目前脑电信号采集设备的主要厂商有美国 NeuroScan 公司、美国 EGI 公司以及德国 Brain Products 公司。其中美国 NeuroScan 公司凭借其全球领先的技术优势不断推出新的高性能脑电信号采集产品，以其新一代产品 SynAmps2 为例：它是具有 70 个通道的脑电信号放大器系统，其中包括 64 个单电极、4 个双电极以及 2 个高等级通道；每一个通道都有一个专用的高质量 24 位 A/D 转换芯片，从而保证了极高的采样精度；采用了主动噪音控制技术，可以极大的抑制噪声对于脑电信号的干扰^[5]。

国内的脑电信号采集设备的研究工作虽然起步较晚，但也在有条不紊地推进之中。目前应用于国内临床的脑电图机的种类有：笔描式脑电图机、数字脑电图机、动态脑电图机以及高导联脑电图机。国内优秀厂商的代表有北京中科新拓，上海寰熙医疗等。但是与国外厂商的产品相比较，无论在性能上还是可靠性上都有很大差距。要想赶上甚至超越国外厂商的同类产品，仍需要继续投入大量时间与金钱。



图 1.1 脑电采集设备 SynAmps2

1.3 脑-机接口（BCI）技术

1.3.1 BCI 及其关键技术

脑-机接口（Brain Computer Interface, BCI）技术^[6]，是指人们无需通过语言或者动作等直接行为给计算机下达命令，而是对人脑信号进行采集与分析之后，再根据不同的信号特征，判断大脑意图并直接控制计算机或其他外部设备，从而实现了人脑与计算机之间的沟通与交流^{[7][8]}。可以看出，BCI 的核心思想就是用大脑控制机器设备，这能够极大的改变未来人类的生活。BCI 技术在最近十年已经逐步成为国际智能科学领域内的研究热点。

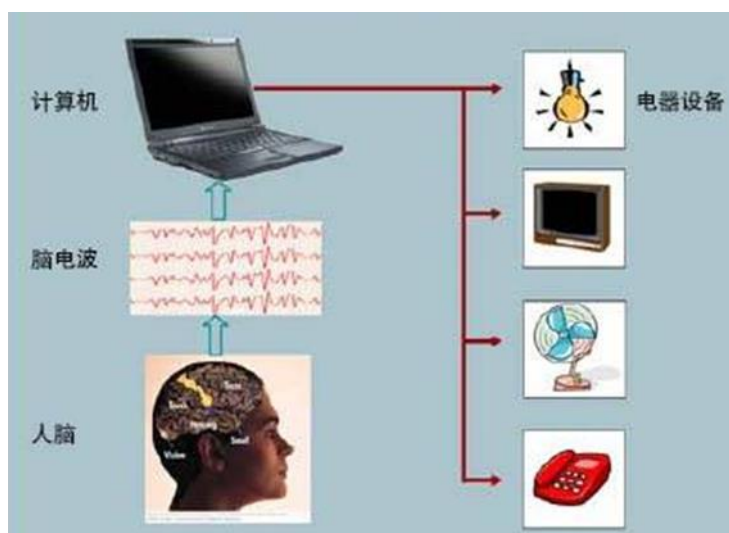


图 1.2 脑-机接口 BCI

由图 1.2 可以发现，BCI 技术实现的第一步就是将脑电信号从大脑中提取出来。被提取出的脑电信号的有效性与可靠性直接决定了该 BCI 系统的性能，因此脑电信号采集系统尤为重要。本文重点研究的就是图 1.2 中人脑到脑电波再到计算机的整个过程，即为用户提供可以进行二次开发的脑电信号采集系统，用户可以根据自身需求，利用本设备采集到的信号，开发出如电灯开关、视频操作、风扇控制、电话通信等具体 BCI 应用。

除了脑电信号的采集之外，BCI 系统的另一个重要研究内容和关键技术是从采集到的脑电信号中判断出人类大脑的真实意图，将与真实意图思维相关的特征参数识别出来，并进一步转换成计算机控制命令。从它的工作模式可以看出 BCI 系统应包括脑电读取模块、识别提取模块和翻译控制模块。

BCI 常用的关键技术有：运动想象、P300 事件相关电位、视觉诱发电位等^{[9][10]}。运动想象法^[11]是指大脑通过想象运动的方式，比如试图想象自己的左手在运动，在大脑进行想象的过程中，大脑会产生与想象该运动相符的特征脑电波形，通过识别该特征信号就能确认受试

者的意图; P300 事件相关电位法^{[12][13][14]}是指对大脑发出计划中的某些刺激信号, 刺激信号包括视觉信号、听觉信号或感觉信号等。大脑接收刺激信号之后, 会对该刺激做出特殊反应, 提取此时的反应信号。具体过程是大脑受到外界刺激, 会在 300ms 之后产生与该刺激相关的特殊脑电波形, 读取并分析 300ms 之后的脑电信号, 以推断实验者的意图; 最后一种方法为视觉诱发电位法^{[15][16][17][18]}, 与 P300 类似, 它同样需要外界的刺激, 但是刺激仅为视觉的刺激, 常用的方法之一是利用闪烁频率固定的画面作为视觉刺激源, 大脑受到闪烁频率不同的刺激时产生的脑电波形有区别, 分析该波形推断出此时人脑受到的是何种频率的刺激, 最终判断受试者的意图。以上三种方法的核心思想都是先识别出特征脑电波形, 再进行受试者意图的判断, 由此可见, BCI 技术的关键依然在于准确与可靠地信号采集。

1.3.2 BCI 的应用

2009 年上映的电影《阿凡达》中, 人类已经可以通过某种机器设备, 利用脑电波直接控制外星生物活动, 这一技术就是 BCI 的实用。虽然电影上的技术还没实现, 但是 BCI 确实已经在现实生活中得到应用。著名物理学家史蒂芬·威廉·霍金被渐冻症困扰, 无法自由活动身体, 不能用语言与旁人交流, 他身体唯一能动的部位只是眼睛与面部肌肉。他的衣食住行必须依靠特制的轮椅辅助完成, 目前这个轮椅的操作控制正是依赖于他的眼动。而随着霍金病情的恶化, 理论上最终他的眼睛也无法移动, 到那时霍金的日常生活只能依赖于 BCI 技术。英特尔公司已经在为霍金打造量身特制的 BCI 轮椅。不久之后, 霍金可以通过运动想象的方式控制轮椅移动, 并利用高速率 BCI 技术大幅提升与人交流的能力。目前, BCI 技术已经可以帮助残疾人恢复运动和与人交流^[19]。

BCI 的应用前景广阔, 除了设备控制和辅助残疾人生活等, 它同样应用于游戏娱乐、医疗保健、国防军事等领域。在设备控制方面, BCI 已经能够控制轮椅、打字机、机械臂等设备^{[20][21][22]}。BCI 在游戏领域的应用则可以使玩家只需要通过想象的方式, 不需要用身体动作或者语言就可以完成游戏的操作。在医疗保健领域其典型应用就是神经康复训练, 患者利用 BCI 技术训练并复健受损神经组织。国防军事上, 士兵可以远程控制无人机、机器人, 未来甚至可以实现《阿凡达》中对各种生物的控制, 能够大幅降低己方士兵伤亡的风险。

BCI 技术能够赋予人类无数双、无限长的手, 人类对大脑的依赖、对脑力的开发也将因 BCI 技术而发展至新的高度。



图 1.3 脑-机接口技术应用

1.4 论文主要工作及安排

论文的主要工作是设计并实现一套便携的、价格低廉的脑电信号采集设备。文章首先阐述了脑电信号在医学领域及其他各个领域的利用及研究价值，接着列举了国内外脑电信号采集设备的发展与现状，最后介绍了脑-机接口的关键技术及其典型应用。针对目前脑电信号采集设备价格昂贵、体积庞大等缺点，设计了小型化易于普及并二次开发的脑电信号采集设备。该采集设备可以分为三块：一是调理电路用来对脑电信号进行预处理工作、二是微控制处理器模块以完成脑电信号的 A/D 转换以及与其他设备通信的任务、三是上位机软件模块负责实时显示脑电波形，并且添加了对脑电信号数字化与保存为 txt 文本的功能。保存下来的 txt 数据可以被用户利用进行二次开发，按照其具体需求实现 BCI 各式各样的应用。

论文的组织结构安排如下：

第一章是绪论。在这一章节中论述了脑电采集系统的研究背景及意义，列举国内外脑电信号采集设备的发展与现状，综述了 BCI 关键技术及其相关应用成果。最后简述了本文主要的工作内容以及文章的组织结构。

第二章是脑电信号（EEG）以及系统总体设计。首先介绍了 EEG 产生机理、信号特性、研究方法以及导联方法，其次分析系统的功能需求，技术参数等。最后提出了系统的总体设计框架。

第三章是脑电信号采集系统的调理电路设计。这一章节是对采集到的原始脑电信号进行模电方面的处理，根据需求设计了模拟电路的各个模块。至此，脑电信号完成了模拟滤波以及放大的工作。

第四章是基于 MSP430 单片机的数字处理模块设计。脑电信号经过调理电路预处理后，需要转换为数字信号以便与上位机或其他设备进行通信。

第五章是脑电信号采集系统的实现及测试。实现包括上位机软件的编写工作以及该采集系统的实物制作。制作完成之后，对设备的整体及各部分性能进行了检测。并用 **Matlab** 软件分析了四种节律波，观测了其能量分布的情况。

第六章是总结与展望。总结了本脑电采集系统的优势，提出了它的不足以及未来的改进方向。

第二章 EEG 以及系统总体设计

论文主要设计一套完整的、便携的、易于普及并可供使用者二次开发的脑电信号采集系统。为此首先必须充分了解脑电信号，即 EEG 信号的产生机理、信号特性以及研究方法。其次，根据 EEG 信号特性对该脑电信号采集系统进行功能需求分析、技术性能指标分析并最终给出系统总体框架设计。

2.1 EEG 概述

2.1.1 EEG 产生机理

EEG 概念是由德国生理学家 Hans Berger 在 1924 年第一次成功发现并记录下人类脑电图后提出的。1934 年英国科学家 Douglas Adrian 和 Matthews 对 Hans Berger 的理论做了进一步证实及发展。直至 1936 年，世界上第一个关于研究 EEG 信号的实验室于美国麻省总医院正式成立，从此关于 EEG 的研究与发展步入了快车道^{[23][24]}。

在人类的大脑中有数十亿个神经元细胞，它们在不断进行着充电或者放电的活动。单个神经元的此类活动会导致其电位发生变化，但是该电位变化极其微弱甚至无法被普通的生物信号采集设备检测到。而上百万个神经元活动导致的总体电位变化是可以被检测到的。因此，通常脑电信号采集设备采集到的脑电活动是大脑某区域内上百万个神经元同步活动的结果。描述脑电活动的平面图称为脑电图，通常横轴代表时间，纵轴代表电位变化。观测脑电图特征的三要素分别是频率、振幅及相位。

2.1.2 EEG 信号特性

EEG 信号的主要频率集中在 0.5~100Hz，信号幅值范围为 5~100 μ V^[25]。它是极其微弱的生物电信号，按信号产生方式的不同可大致分为两类，一是自发 EEG，二是诱发 EEG。

自发 EEG 是指由大脑自身节律性的电位变化而产生的脑电信号，该信号不依赖于外界的刺激而产生^[26]。目前科学界将这种由人脑自发而产生的 EEG 信号分成了五个频带并分别称为： α 波、 β 波、 θ 波、 δ 波以及 γ 波。它们的关系如表 2.1 所示。

表 2.1 脑电信号五种节律

节律	频率	幅度
α 波	8-13Hz	20-100 μ V
β 波	14-30Hz	5-20 μ V
θ 波	4-7Hz	10-50 μ V
δ 波	0.5-3.5Hz	20-50 μ V
γ 波	30-100Hz	2 μ V 以下

从表 2.1 中可以看出 γ 波虽然占有较宽的频带范围，但是其幅值十分微弱，脑电信号的主要能量并不是集中在 γ 波中，而较宽的频带反而可能引入更大的噪声干扰，所以脑电信号采集系统设计时可以适当的滤除该节律波。最终，脑电信号的主要节律只考虑四种，分别是： α 波、 β 波、 θ 波以及 δ 波。

经研究发现， α 波经常出现在人类闭眼放松的时候，当处于睁眼或者人脑兴奋的状态则会被削弱，在顶叶或者枕叶后部最为强烈。 β 波多与人类运动行为相关，大脑处于兴奋时更容易被检测到。 θ 波通常是在幼儿困倦或者成年人觉醒时容易被发现。最后 δ 波在成人熟睡时候最为活跃，所以这类波又被称为睡眠波^[27]。

诱发 EEG 是指当大脑受到外界刺激，比如视觉、听觉或体感等刺激而产生的脑电电位的变化。因刺激的不同，大脑对其反应即脑电信号也会产生明显的不同。产生明显的特征区别，可以易于特征信号的提取并进行相关分析工作。所以诱发 EEG 信号比自发 EEG 信号具有更高的稳定性与实用性。诱发 EEG 信号在 BCI 系统中已被广泛使用^[28]。

影响 EEG 信号的因素很多，年龄和个体的差异非常大，不同个体或者同一个体生命的各个阶段其脑电信号都不完全相同。此外，情绪或者外界的刺激也是影响 EEG 信号的重要因素。研究发现，病理状态下的人脑信号会与常人的脑电信号大不相同，因此用 EEG 信号做医学诊断已经被广泛接受。

2.1.3 EEG 信号研究方法

EEG 信号无论是医学应用还是科学研究都有极大的应用价值，但是价值都是建立在对信号的分析基础之上，所以科学家们对于信号的研究分析方法也在不断的改进。

由于大脑的活动极其复杂、规律性较少所以无法作为有规律的信号进行数据分析。面对复杂信号，傅里叶变换的方法是值得考虑的主要方式之一^[29]。目前，常用的 EEG 信号的分析方法有：快速傅里叶变换、参数模型估计、小波变换、Wigner-Ville 分布以及近些年来出现的

人工神经网络、混沌分析、独立分量分析法等等^{[30][31]}。

2.1.4 电极的导联

目前头皮上电极的定位放置有一整套国际标准方法，该方法称为国际 10-20 系统法^[32]。该方法利用了解剖学原理规定了电极放置的标准位置。左奇右偶的标号方式利于用户观测。常见的几个重要的点位包括：前额点（Fp1, Fp2）、额点（F3, F4）、枕点（O1, O2）、中央点（C3, C4）、顶点（P3, P4）等。具体点位如图 2.1 所示。

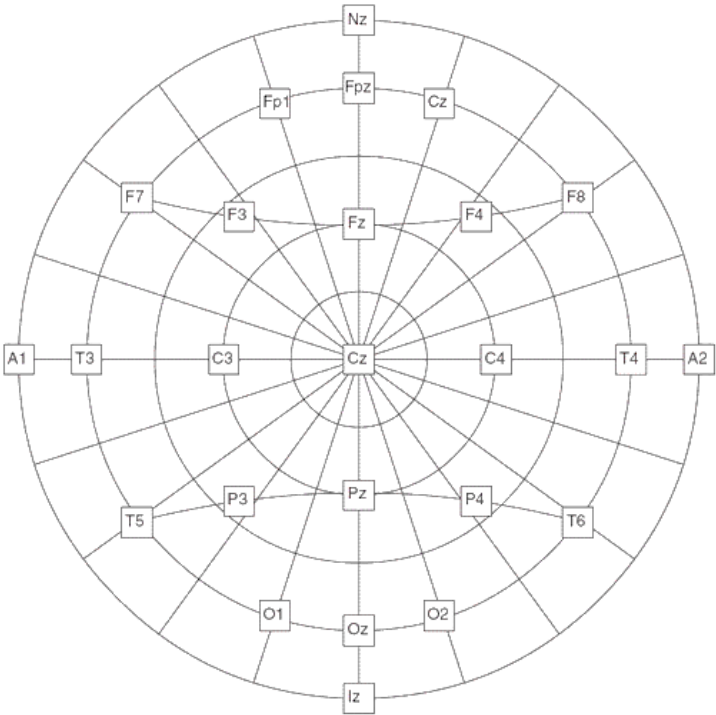


图 2.1 国际 10-20 系统

本文的脑电信号采集方案并不需要同时采集大脑上所有点位的信号，只是单通道的记录。导联也就是电极的连接方式，按连接方式的不同可以分为双极导联和单极导联^[33]。

- （1）双极导联。是指将电极的两极分别置于人体表皮的两点上，该点间的连线称为导联轴，它能够测量出两极之间的电位差并且具有一定的方向性。
- （2）单极导联。如果将双极导联中负极接地，这样的连接方式称为单极导联。测量出的电位差是正极与地之间的电位差值^[34]。在脑电信号的测量中，耳垂的位置可以认为是接地。

2.2 脑电信号采集系统总体设计

2.2.1 系统功能需求分析

本文设计的脑电信号采集系统提供了一种实时采集并记录脑电信号的方式。该设备能够将采集到的信号实时传送给上位机，并由上位机进行记录与处理等工作。相比于传统的临床或科学实验所用的脑电信号采集设备，该设备体积小、价格低并且可以为使用者二次开发。在 PC 端提供了波形实时显示以及保存数据的功能，使用者可以根据自身需求对文本形式的脑电信号进行二次开发。本文脑电信号采集设备具以下特性：

(1) 具有便携性：设备体积小采用微处理器对信号进行处理，用户可以实时采集脑电信号。

(2) 低功耗：由于采用电池供电的形式，设备功耗不宜过大。

(3) 数据通信：能够将采集到的脑电信号通过串口或者蓝牙传输给计算机，以便做进一步的信号处理或二次开发等工作。

(4) 实时波形显示：在计算机上能够直观的体现脑电信号的波形，具有实时显示与保存的功能。

2.2.2 系统技术指标

(1) 脑电信号调理电路指标

信号放大倍数满足能将 μV 级原始脑电信号放大至 V 级，也就是至少放大上万倍；脑电信号的频率范围为 $0.5\text{-}100\text{Hz}$ ，但是由于 30Hz 以后的信号即 γ 波极其微弱，波幅小于 $2\mu\text{V}$ ，因此带宽可以定为 $0.5\text{-}100\text{Hz}$ 或者 $0.5\text{-}30\text{Hz}$ ；根据人体表面阻抗估算，差模输入阻抗大约在 $20\text{M}\Omega$ ^[35]；前置端共模抑制比大约为 110dB 左右。

(2) AD 采样技术指标

MSP430 单片机中自带 AD 转换器，采样位数为 12 位。采样频率设置为 500Hz 。

(3) 与 PC 端通信方式

采用 RS232 串口或者蓝牙通信的方式与 PC 端连接。

(4) 供电模式

采用 3 节五号 1.5V 干电池串联的方式对整个系统进行供电。

2.2.3 系统整体方案设计

脑电信号采集系统的设计框图如图 2.2 所示。主要包括电极采集端口、调理电路、A/D 转换及数字信号处理和上位机四个模块。

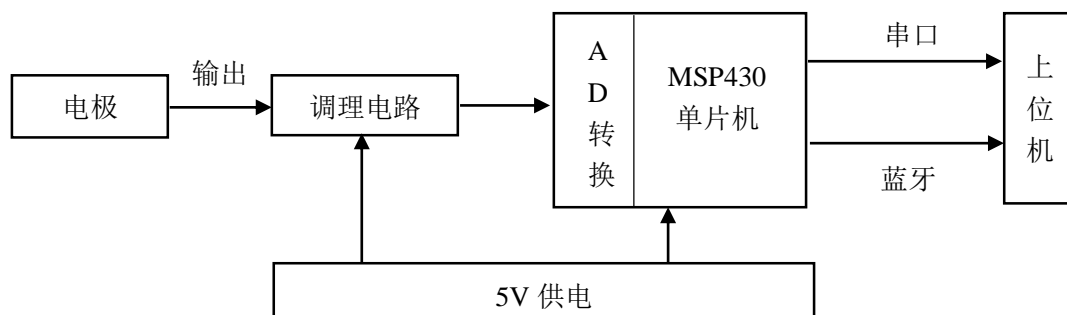


图 2.2 系统总体框图

首先将电极置于头皮待测位置，用来直接采集脑电信号。采集到的脑电信号送入调理电路中，调理电路主要是指模拟信号处理电路，包括放大电路、滤波电路、电平抬升电路等。经过调理电路的信号被三级放大，由 μV 级放大至 V 级，即达到上万倍放大。放大的同时还需滤除噪声以便使噪声的干扰降至最低程度。滤波电路滤除了 $0.5\text{-}100\text{Hz}$ 以外的信号。该调理电路完成了脑电信号的预处理工作，使得此时的脑电信号具备被数字化的条件。之后信号会被送入 AD 转换器中，该 AD 转换器是 MSP430 单片机中自带的 12 位转换器，这样的好处是不需额外的转换模块，可以减少设备的体积与功耗。MSP430 的主要功能是保证与上位机通信的正常进行。通信前需要单片机规定好通信模式及通信速率等，可以通过 MSP430 自带的串行接口或者是外接蓝牙模块完成通信任务。最后，数字化的信号会在上位机端由软件还原成脑电信号的实时波形。用户可以根据需求做后续的信号特征识别、分析等工作。此外，整个系统采用的是 4.5V 电池供电，由电池供电也是便携式脑电信号采集设备的典型特征。

2.3 本章小结

本章首先对 EEG 信号做了概述，包括其产生机理，特性以及研究方法。之后对系统需求进行了预测与分析，给出了各项技术指标并在最后提出了脑电信号采集系统的整体框图。

第三章 脑电信号采集系统的调理电路设计

了解脑电信号的产生机理与其特点之后, 需要根据其不同于其他生物信号的特征, 设计专用的硬件调理电路, 以得到较为准确、清晰的原始脑电信号。本章重点阐述了脑电信号采集系统调理电路的原理、设计及实现。

3.1 调理电路总体设计方案

3.1.1 调理电路总体设计

脑电信号是极其微弱的生物电信号, 其频率范围为 $0.5\sim 100\text{Hz}$, 信号幅值约是 $5\sim 100\mu\text{V}$, 因而极易受到噪声的干扰。干扰主要包括两个方面, 一是来自外部环境, 如人体与大电流电磁耦合产生的噪声, 周围某些高压电源发出的噪声等。二是来自内部环境, 如脑电信号从电极引出时会产生一定噪声, 电路内部各个器件工作时发出热噪声等。噪声的存在对系统的去噪能力提出了较高的要求。信号采集电路必须具备“三高两低”的特性, 即高增益、高输入阻抗、高共模抑制比; 低噪声、低漂移^[36]。

由于脑电信号极其微弱, 单级放大的形式远不能满足信号采集的要求, 所以考虑采用分级放大的方式^[37]。信号极易受到噪声的干扰, 必须要充分滤波以达到降噪提纯的目的, 滤波电路包括滤除脑电信号频带外噪声的带通滤波电路及滤除 50Hz 工频干扰的双 T 型陷波电路。采集到的模拟脑电信号需要转换为数字信号才能进行相关的信号处理工作。因此, 电路中还应设计后续的电平抬升电路。至此, 得到较为干净的模拟脑电信号, 此外还需将其送入 MSP430 单片机内进行 A/D 转换和收发通信的工作。最后, 在 PC 端或移动端得到数字脑电信号, 从而可以开展进一步的信号分析处理。

3.1.2 脑电信号采集系统要求

脑电信号的特点是振幅极小、信噪比很低、信号源阻抗较大, 而它本身的频率又较低。根据它的特点, 预处理电路应该满足以下要求:

(1) 高增益。脑电信号是十分微弱的生物电信号, 信号幅值范围为 $5\sim 100\mu\text{V}$, 为了能够达到可以进行 A/D 采样的电压范围, 即 $0\sim 3.3\text{V}$ 或者 $0\sim 5\text{V}$, 需要将脑电信号放大上万倍。由于放大倍数要求过于大, 且零点漂移等不利因素的存在, 因此必须采用逐级放大的形式。

(2)高输入阻抗^[38]。输入阻抗是指电路输入端的等效阻抗。人体本身具有高阻抗的性质，为了使人体与采集设备之间的阻抗相匹配，减小脑电信号失真的可能，设备需要具备高输入阻抗的特性。

(3) 高共模抑制比^{[38][39]}。共模抑制比是衡量差分放大电路抑制共模信号以及放大差模信号能力的一种指标。一般情况下，共模抑制比越高，系统的性能越好。尤其对于微弱的信号而言，具有高共模抑制比的设备往往能减少噪声的干扰。

(4) 低噪声、低漂移。在对小信号进行采集放大的过程中。由于温度的变化，采集设备会产生电压漂移的现象，即使是微弱的漂移也会对小信号产生较大的影响，为了获得较高的信噪比，提高采集及放大的精确程度，应当使用低噪声、低漂移的采集设备。

脑电信号的主要频率集中在 0.5~100Hz，从大脑采集脑电信号的同时会采集到夹杂在其中的各种干扰信号，如工频干扰（50Hz）、电磁干扰（100Hz 以上）、极化电压干扰（0~1Hz）等^[40]。其中工频干扰是最为严重的干扰之一，所以除了设计采用带通滤波之外，设计工频干扰滤波器也是重要的任务之一。

3.1.3 调理电路设计框架

系统将脑电信号提取出来，通过模拟电路进行预处理后送入单片机进行进一步的数字化处理，最终再由 PC 端或者移动端完成用户的各项工作要求。这一过程就是脑机接口技术的实现。其中，本章节将重点介绍脑电信号预处理的部分。如图 3.1 所示，预处理电路主要由信号输入、前置级放大、高通滤波电路、低通滤波电路、50Hz 陷波电路、后置级放大以及电平抬升电路组成。

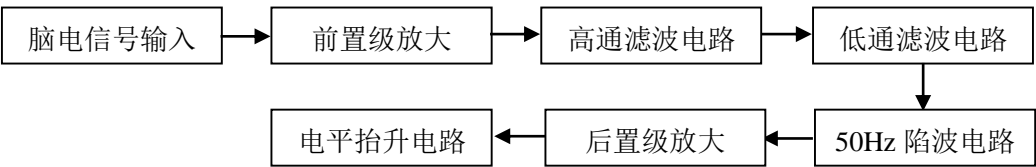


图 3.1 预处理电路框图

3.2 脑电信号采集系统的调理电路设计

3.2.1 前置级放大电路

前置级放大电路，除了电极之外，它是首先接受并调理脑电信号的模块，起着极为重要

的作用。脑电信号本身是极其微弱的生物信号，所以它极易受噪声影响，而通过医用电极所采集到的头皮信号则会被引入额外的噪声。

另一方面，电极与体表连接时所产生的电极阻抗会伴随连接点压力的不同而变化，通常认为电极从体表提取到的信号是具有高内阻性质的。

最后，放大器由于温度的变化会产生零点漂移的现象，它极易对微弱的脑电信号造成干扰，所以应当采用差分放大电路来克服零点漂移的干扰。

综上，前置放大电路应该能起到以下两方面的作用，一是对脑电信号进行一定程度的放大作用，二是应具备抗干扰的作用。它的特点应该是具有高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、低漂移等，且信号以差分放大的方式接入^[41]。

本文考虑初级放大采用的芯片可选 LM324、OP07 以及 AD620。三者都具备功耗低、成本低的优点，符合系统设计理念。但是考虑到脑电信号微弱的特性，它极易受外界干扰，所以确定使用的前置放大器为集成度更高的 AD620 仪表放大芯片。AD620 是一款设计精良、用途广泛、性能优异的仪表放大芯片，其引脚如图 3.2 所示。

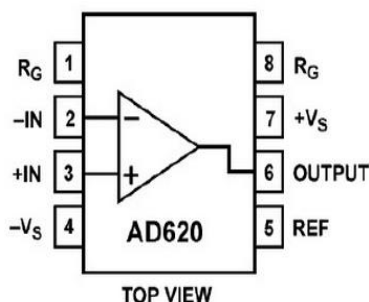


图 3.2 AD620 引脚

AD620 具有低功耗、高精度、低电压漂移、高共模抑制比等特性。十分适合做为小信号低功耗的放大电路芯片^[42]。AD620 采用了绝对值调整技术，即在 1、8 两个引脚之间外接了增益反馈电阻 R_G ，所以只要用一个电阻即可精确的设置它的增益大小。AD620 放大倍数计算公式为：

$$G = 49.4k\Omega/R_G + 1 \quad (3.1)$$

其中 G 为放大倍数， R_G 为外接电阻。从 3.1 中可以看出，改变 R_G 的值就可以调整 G 的大小。不接入 R_G 电阻的情况下，AD620 的放大倍数就为 1。通常情况下，前置放大电路的放大倍数不易过大，控制在 1~100 倍之间。

表 3.1 AD620 增益大小与共模抑制比的关系表

AD620 放大倍数	AD620 的共模抑制比
G=1	90dB
G=10	110dB
G=100	130dB
G=1000	130dB

虽然放大倍数越大，AD620 的共模抑制比也越高，但是此时的信号还缺少滤波的过程，其中依然包含大量干扰信号，不宜盲目提高放大倍数。而较小的放大倍数又会降低 AD620 的共模抑制比。本文最终确定的首级放大增益 G 取 20 左右，即外接电阻 R_G 大小为 $2\sim3k\Omega$ ，此时的共模抑制比大约为 110dB。

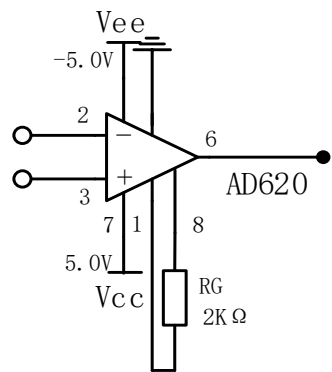


图 3.3 AD620 前置放大电路

从图 3.3 可以看出，脑电信号通过引脚 2、3 输入进 AD620，引脚 4、7 分别接 $\pm 5V$ 电压构成了双电源供电，引脚 1、8 之间外接电阻 R_G 以确定放大倍数，引脚 6 将放大后的信号送给下一级。

3.2.2 高通滤波电路

本文设计了频带为 $0.5\sim100Hz$ 的带通滤波电路，用来滤除脑电信号之外的部分噪声。滤波电路主要从三个方面考虑，包括：高通滤波电路、低通滤波电路以及陷波电路，本节介绍高通滤波电路。

由于基线漂移、极化电压等低频干扰的存在，会严重干扰脑电信号的正常采集。因此需要设计高通滤波电路以滤除上述低频噪声。高通滤波电路的作用就是保留高频信号，在本设计中的作用是将低于 $0.5Hz$ 以下的信号滤除。为此设计了通用的压控电压源二阶高通滤波器如图 3.4 所示。

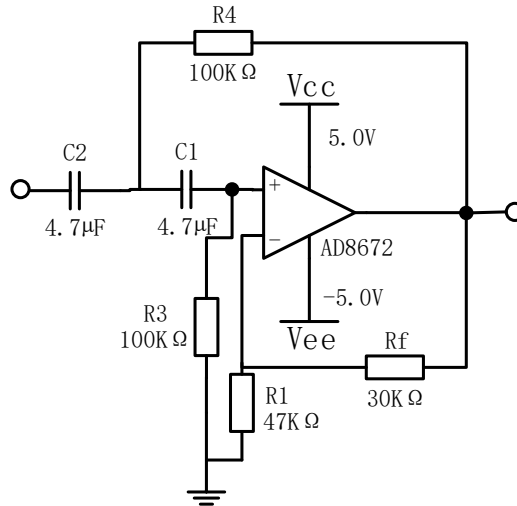


图 3.4 高通滤波电路

压控电压源二阶高通滤波器的传输函数为：

$$A_u(S) = \frac{A_{u0}S^2}{S^2 + \left(\frac{1}{R_2C_1} + \frac{1}{R_2C_2} + (1-A_{u0})\frac{1}{R_1C_1}\right)S + \frac{1}{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.2)$$

通带增益为：

$$A_{u0} = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (3.3)$$

截止频率：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{RC}} \quad (3.4)$$

将数值 $C_1=C_2=4.7\mu\text{F}$ 、 $R_1=47\text{ k}\Omega$ 、 $R_f(R_2)=30\text{ k}\Omega$ 、 $R_3=R_4=100\text{ k}\Omega$ ，代入截止频率公式中计算得到：

$$f_0 \approx 0.45\text{Hz} \quad (3.5)$$

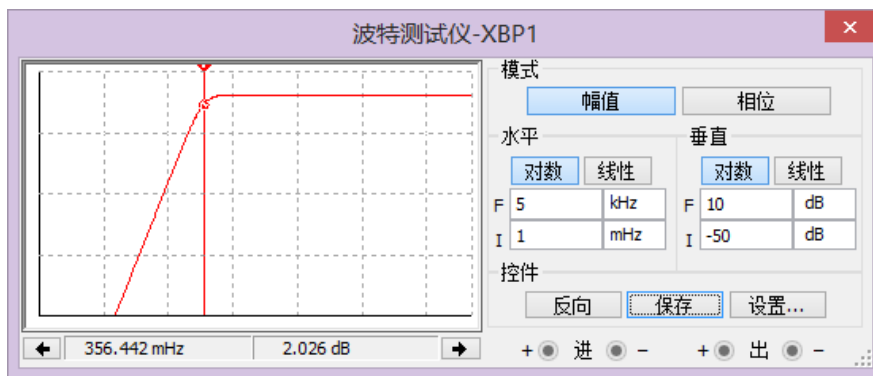


图 3.5 压控电压源二阶高通滤波电路波特图

所设计高通滤波电路的下限截止频率在中频增益下降 3dB 处读取，而中频增益约为 5dB。由图 3.5 可以看出截止频率约等于 0.356Hz，可以满足滤除 0.5Hz 以下噪声的要求。

3.2.3 低通滤波电路

低通滤波电路的作用是用来滤除高频干扰，对于脑电信号的采集来说，主要的高频干扰是肌电干扰和电磁干扰。其中肌电干扰的频率可达 150~250Hz，而电磁干扰的频率甚至可以高达 3MHz。所以，本文设计了低通滤波电路来滤除 100Hz 以上的干扰信号。设计了和高通滤波电路相匹配的压控电压源二阶低通滤波器，如图 3.6 所示。

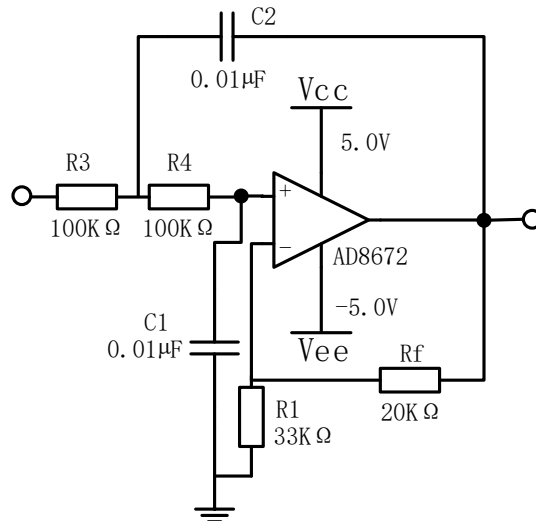


图 3.6 低通滤波电路

压控电压源二阶低通滤波器的传输函数为：

$$A_u(S) = \frac{A_{u0} \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{S^2 + \left(\frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} + (1 - A_{u0}) \frac{1}{R_1 C_1} \right) S + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3.6)$$

通带增益为：

$$A_{u0} = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (3.7)$$

截止频率：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{RC}} \quad (3.8)$$

将数值 $C_1=C_2=0.01\mu\text{F}$ 、 $R_1=33\text{ k}\Omega$ 、 $R_f(R_2)=20\text{ k}\Omega$ 、 $R_3=R_4=100\text{ k}\Omega$ ，代入截止频率公式中计算得到：

$$f_0 \approx 106\text{Hz} \quad (3.9)$$

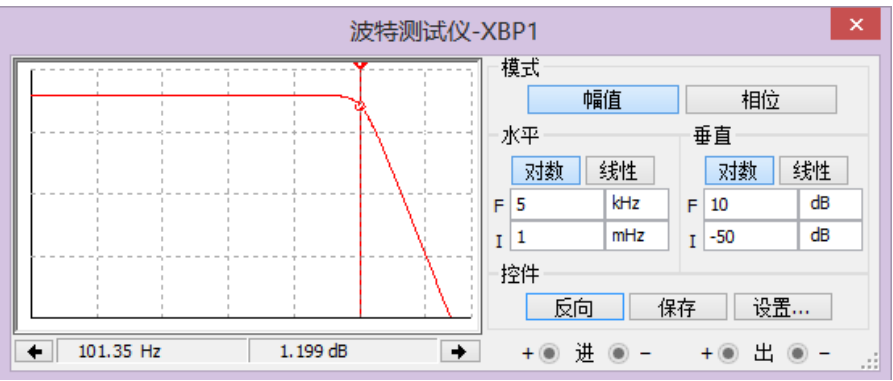


图 3.7 压控电压源二阶低通滤波电路波特图

所设计低通滤波电路的上限截止频率在中频增益下降 3dB 处读取，而中频增益约为 4dB，由图 3.7 可以看出截止频率约等于 101Hz，设计基本满足滤除 100Hz 以上噪声的要求。

将高通滤波电路与低通滤波电路结合在一起，就能组合成一个频带范围是 0.5~100Hz 的带通滤波器，它包含脑电信号的所有频率。

3.2.4 陷波电路

信号在通过高通及低通滤波器之后，成功将 0.5~100Hz 以外的噪声滤除。但是，0.5~100Hz 频带之内本身也有相当的噪声干扰，其中最为严重的干扰就是 50Hz 工频干扰。在前置放大端，虽然采用了抑制共模干扰能力较强的电路，但是有一部分的共模干扰信号是以差模信号的形式直接穿过前置放大端的，因此需要设计一个滤波电路来滤除这 50Hz 噪声^[43]。通常情况下，采用的解决方案是“双 T”陷波电路^[44]。电路图如图 3.8 所示。

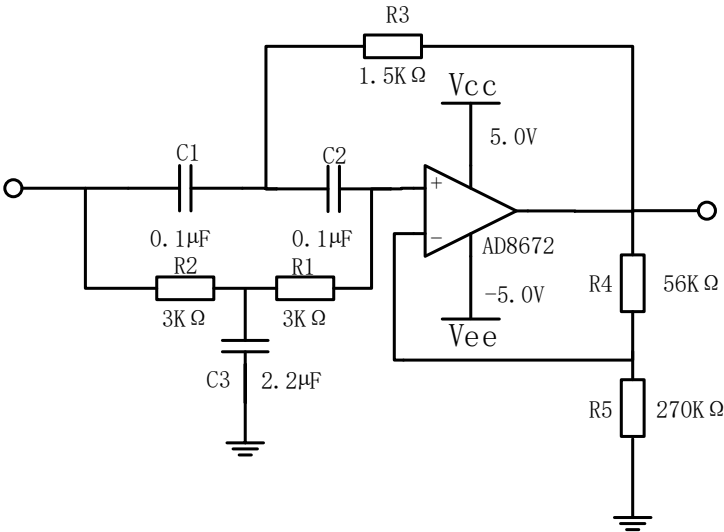


图 3.8 50Hz 陷波电路

其中带通放大倍数为：

$$A_{up} = 1 + \frac{R_4}{R_5}$$

(3.10)

50Hz 陷波电路的传递函数为:

$$A_u(S) = \frac{A_{up} \cdot \left[1 + \left(\frac{j\omega}{\omega_0}\right)^2\right]}{1 + \frac{1}{Q} \frac{j\omega}{\omega_0} + \left(\frac{j\omega}{\omega_0}\right)^2} \quad (3.11)$$

其中, 阻带中心频率: $\omega_0 = \frac{1}{RC}$, 品质因数: $Q = \frac{1}{2(2-A_{up})}$, 阻带带宽: $B = \frac{f_0}{Q}$

通过计算得出中心频率结果为:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \approx 53\text{Hz} \quad (3.12)$$

值得注意的是, 品质因数 Q 的选择并不是越大越好。选取较大的 Q 造成的不利影响之一是自激振荡效应, 即输入端不加信号, 输出端仍会产生持续振荡信号, 因此会造成额外的干扰。为了避免此效应, 通常取:

$$Q \leq 10$$

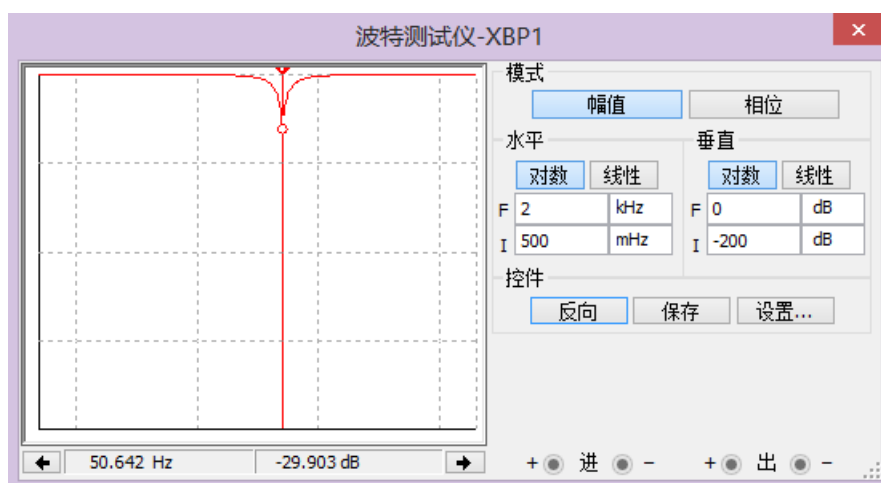


图 3.9 50Hz 陷波电路波特图

从图 3.9 中可以看出, 频率大约在 50Hz 左右, 滤波器有明显的陷波效应, 表明该滤波器的仿真效果是满足设计要求的。

3.2.5 后置级放大电路

整个系统的预计放大倍数需要达到上万倍。信号经过初次放大约 20 倍左右。因此后置级放大器的放大倍数至少需要达到 500 倍。后置级放大电路如图 3.10 所示。

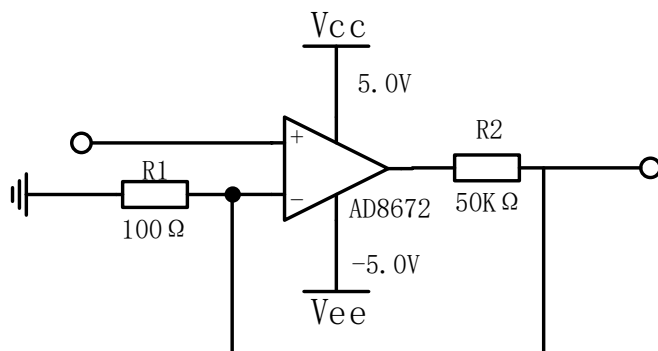


图 3.10 后置级放大电路

后置级电路放大倍数为：

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 501 \quad (3.13)$$

如果使用滑动变阻器来代替固定电阻 R_2 ，则可以实时调节整个调理电路的放大倍数。

3.2.6 电平抬升电路

脑电信号由医用电极采集，经过了放大和滤波电路的初步处理，变为了识别度较高的模拟信号。而上位机能识别的信号必须是数字信号，所以下一步就是信号数字化的过程。在此之前必须将模拟信号的电压抬升到数/模转换器能识别的幅值范围之内。A/D 转换器采用的标准电压是 0~3.3V，仅为单极信号。为了避免脑电信号负值电压部分的丢失，需要提升负值电压至正值。电平抬升电路图如图 3.11 所示。

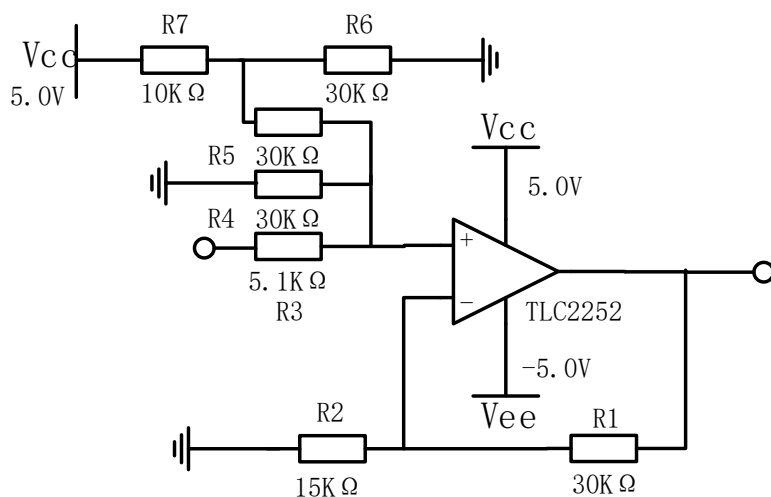


图 3.11 电平抬升电路

电平抬升电路表达式为：

$$V_o = V_i + V_x \quad (3.14)$$

其中 V_o 为输出电压， V_i 为输入电压， V_x 是由电阻 R_4 、 R_5 、 R_6 以及 R_7 共同由 +5V 分压所

得，大小为+1.5V。

此电平抬升电路能够将电压抬升 1.5V，使采集到的脑电信号电压范围全部落在 0~3.3V 之间，满足了 A/D 转换的要求。

3.2.7 其他可选电路

(1) 缓冲电路

缓冲电路在人体和电路之间制造了一个缓冲间隔，既能保护人体不受电路漏电伤害，又能提高采集信号的质量。缓冲电路具有较大的输入阻抗有利于降低信号的损耗。其次，上文中提到了 50Hz 的工频干扰，采用缓冲电路之后能够降低共模干扰信号以差模信号的形式直接穿过前置放大端的几率，减小噪声干扰。缓冲电路如图 3.12 所示。

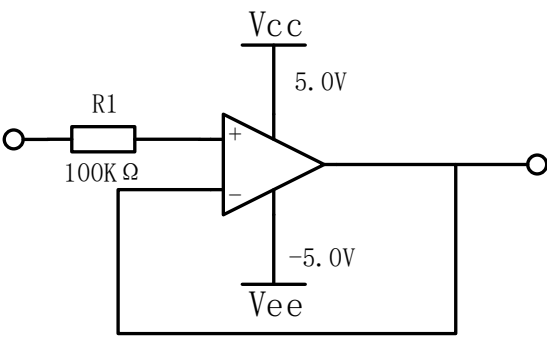


图 3.12 缓冲电路

(2) 右腿驱动电路

电极片和导联线之间存在的电容耦合会产生位移，位移电流经人体流向地面，对人体产生非常大的危害，降低位移电流干扰的有效方法就是采用右腿驱动电路^[45]。

其原理是将脑电信号中的共模部分取出来，经反相放大器，接着连接一个限流电阻，最后接回人体中。这样就能形成电压并联负反馈电路，能消除基线漂移、去除共模干扰。电路如图 3.13 所示。

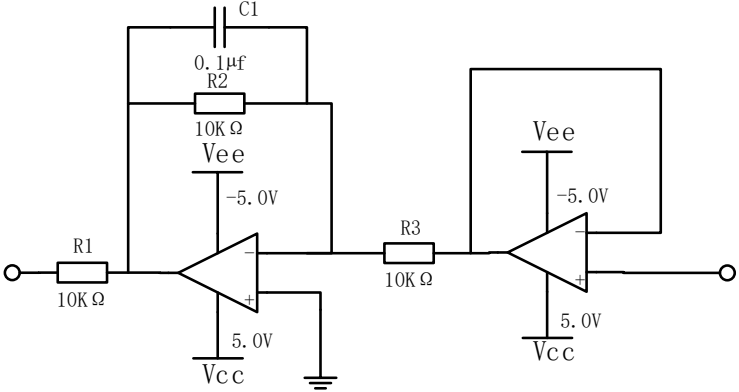


图 3.13 右腿驱动电路
21

3.2.8 调理电路整体电路

整体模拟电路模块电路图如图 3.14 所示。

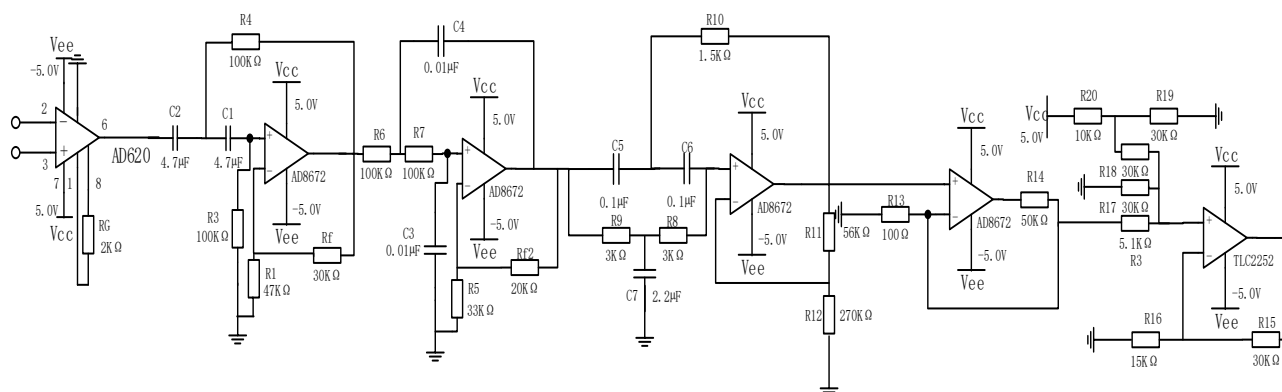


图 3.14 调理电路整体电路

3.3 本章小结

本章对系统的调理电路部分进行了详细地设计。针对脑电信号的信号特性，提出了调理电路具体设计指标及总体设计思路。分部分详细论述了调理电路的设计过程。包括：前置放大电路、高通滤波电路、低通滤波电路、陷波电路、后置级放大电路以及电平抬升电路。为了完善和提高采集系统的性能，提出了额外两种可选的电路，缓冲电路和右腿驱动电路。最终，完成了脑电采集系统的调理电路的设计。

第四章 基于 MSP430 单片机的数字处理模块设计

采集到的原始脑电信号，经过了上一章中调理电路的放大与滤波之后，变成了有一定辨识度、较为清晰的模拟信号。下一步工作是将模拟信号转换为数字信号，并且通过 MSP430 单片机模块发送给计算机进行信号处理、保存及显示波形等工作。MSP430 同时具备信号 A/D 转换及串口通信的功能，使用简单，应用广泛。

4.1 MSP430 单片机概述

MSP430 单片机是美国 TI 公司推出的一种 16 位超低功耗的混合信号处理单元。在它的芯片内部集成了常用的模拟电路外设和数字模块，包括 ADC、DAC、SPI、UART、定时/计时器等^[46]。因此可以减少外围电路的搭建工作，提高了系统的稳定性与可靠性。MSP430 单片机具备以下的主要特点：

（1）低电压、超低功耗

MSP430 单片机具有超低的功耗。它可以根据其所处的不同工作模式而自动调整相应的功耗。MSP430 单片机采用 1.8~3.6V 电源电压，并且可在 1MHz 的时钟条件下工作。此时芯片的最低电流大约是 165 μ A，而在 RAM 保持模式下甚至仅为 0.1 μ A。

另外，MSP430 单片机有三个不同的时钟系统：基本时钟系统、锁频环时钟系统和 DCO 数字振荡器时钟系统^[47]。时钟系统的作用是对单片机中各个模块的工作时间进行统一控制，能够降低系统功耗。

（2）处理能力强

MSP430 系列是 16 位的单片机，采用了精简指令集（RISC）结构，具有丰富的寻址方式（7 种源操作数寻址、4 种目的操作数寻址）、简洁的内核指令以及大量的模拟指令和寄存器^[48]。时钟选择为 8MHz 晶振时，它接收命令的时间间隔仅为 125 μ S。

（3）具有丰富的片内外资源

MSP430 单片机的外围模块丰富，包括 A/D 转换器、SPI 总线、两个串口（USART1、USART0）、两个定时器（Timer_A、Timer_B）、看门狗定时器等。其自带的 12 位 A/D 转换器具有很高的转换速度，最高可达 200kb/s。其性能可以满足脑电信号采集器的设计要求，不需要额外搭建 A/D 转换模块。SPI 模块或 UART 模块可以使单片机与其他设备，如 PC 机，进行同步或异步通信。看门狗的作用是当系统发生故障处于死机状态时，看门狗会引导单片机进行软件重启。

（4）系统工作稳定

MSP430 单片机采用了数字控制振荡器（DCO）模块，当时钟发生故障时，单片机会选择 DCO 作为临时时钟从而继续执行任务。此外，看门狗也起到了稳定系统工作的作用。

（5）开发灵活

MSP430 系列有 2 种不同类型的器件：ROM 型和 Flash 型。ROM 型的器件是将程序通过仿真器开发并烧入芯片的，而 Flash 型则可通过单片机内的 JTAG 调试接口实现在线编程和调试。

综上 MSP430 单片机的各种优点，本文最终选择了它作为脑电信号采集系统的 MCU。

4.2 MSP430 单片机最小系统

MSP430 单片机最小系统是指用最少的原件组成的单片机可以工作的系统。主要包括：微处理器单元、晶振电路、复位电路、电源电路、串口通信电路以及 JTAG 调试接口电路等^[49]。如图 4.1 所示。

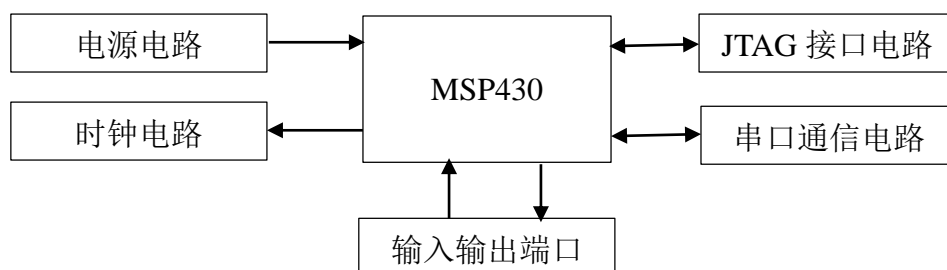


图 4.1 MSP430 单片机最小系统

（1）MSP430 微处理器单元

它是整个信号处理模块的核心部分。

（2）晶振电路

MSP430 单片机时钟模块主要有高速晶振振荡器、低速晶振振荡器和数字控制振荡器三种^[50]。根据不同任务选择不同振荡器，因此，可以在高速处理数据与低功耗之间达到平衡。低速振荡器（LFXT1）能保持低功耗，且工作在低频 32768Hz 处。高速振荡器（XT2）以相对较高的功耗换取了高工作频率，其最高工作频率可达 8MHz。

（3）复位电路

该电路有两个功能，一是系统的上电或去电的初始化，二是用户的按键复位。该电路运用了简单的 RC 电路。单片机复位引脚在高电位时候，就认为系统是在正常的工作状态；当按下按键，复位引脚变为低电位时，系统处于复位的状态。

(4) 串口通信电路^[51]

MSP430 的专用接口 USART 用来实现上位机与单片机的数据传输。值得注意的是, MSP430 单片机的逻辑电平标准与 PC 机不相同。单片机的逻辑 1 对应的电压为 3.3V, 逻辑 0 对应的是 0V。而 PC 机的逻辑 1 对应的是负电平, 逻辑 0 对应的是正电平。因为逻辑电平不相同就无法正常交换信息, 需要电平转换芯片将其逻辑电平统一起来, 一般常用的芯片是 MAX232。

(5) JTAG 接口电路

单片机通过 JTAG 仿真器直接下载在 PC 端上编写的程序指令, 能够实现在线编程和调试。

以上 5 部分电路是组成 MSP430 最小的工作系统, 下面从软硬件两方面介绍在本系统中重点使用的模块。

4.3 定时器模块

4.3.1 定时器原理

单片机中定时器起计时、中断等重要的作用。MSP430 的定时器有三类: Timer_A、Timer_B 以及看门狗定时器^[52]。其中, 定时器 B 比定时器 A 增加了一个比较锁存器, 其余结构完全相同。在本系统中主要使用 Timer_A 作为脑电信号 A/D 转换时的定时装置。

Timer_A 是一个 16 位的定时/计数器。它由计数单元、捕捉/比较单元以及输出单元共同组成。工作方式如下:

(1) Timer_A 的计数模式有四种

停止模式: 在这种情况下, 定时器 A 停止工作但是不会复位, 寄存器中已经存在的数据不会被改变, 停止终止即可继续使用。

增加模式: 计数器重复增加计数, 直到其值大于比较寄存器 CCR0 中的内容, 计数器才会清零。

连续模式: 计数周期从 0H 到 0FFFFH, 即 0 到 65536 进行连续的增加计数方式工作。

加/减模式: 此模式主要是用来产生对称的波形。计数器先重复增加到 CCR0 后再减少至 0, 周期等于 CCR0 的两倍。

(2) 捕捉/比较单元

捕捉模式: 当捕捉/比较单元寄存器 CAP=1 时, 即为捕捉 (CAP) 模式。该模式主要用于记录时间的发生时间, 测量脉冲宽度等。

比较模式：当捕捉/比较单元寄存器 CAP=0 时，即为比较模式。该模式主要用来产生特定时间间隔的中断，生成脉宽调制（PWM）输出信号等。

（3）输出单元

输出单元包括 8 条输出并行线。8 类信号的区分依靠输出位（OUTMODx）的不同，如 000、001 等。

4.3.2 定时器软件程序

定时器的作用是为了给 A/D 转换器提供一个精确的时钟周期。具体设置周期的数值与选择的采样周期有着直接的关系。脑电信号的主要频率集中在 0.5~100Hz 之间，理论上采样频率越高，将模拟信号转换为数字信号的精度也就相应的提高。但是并不是越高越好，较高的采样精度伴随的是较大的数据量，实际情况下并不能做到无限大的数据量。所以，根据奈奎斯特采样定律，系统的采样频率大于等于信号频率的两倍时，采样过后的数字信号即可无失真的恢复出原始信息。最终采样频率设置为 500Hz，即每两个采样点之间的时间间隔为 2ms。

MSP430 单片机包含三个时钟系统，分别是 MCLK、SMCLK 以及 ACLK。由于采用 ACLK 作为时钟的功耗最低，所以选择 ACLK 为 Timer_A 配置时钟。配置完成后，定时器 Timer_A 输出端 OUT1 会产生上升沿脉冲，将其送入 A/D 转换器中即可为提供采样所需的精确周期时钟。时钟 ACLK 连接的是 32768HZ 的晶振。而判断是否输出上升沿脉冲需要通过捕捉/比较单元来实现。捕捉/比较单元有两个寄存器，分别是捕捉/比较寄存器 0（CCR0）和捕捉/比较寄存器 1（CCR1），当计数器的值与 CCR1 的值大小相同时，认为 Timer_A 输出了高电平，当计数器的值与 CCR0 的值大小相同时，认为 Timer_A 输出了低电平。具体方法是先将捕捉/比较寄存器置于复位状态，Timer_A 置于增加模式。然后设 CCR0 的初始值大小为 $CCR0=32768/500 \approx 65.5$ ，值取 66。在增加模式下，计数器由 0 开始累加并与 CCR0 的值相比较。CCR1 同理，大小设为 70。定时器应用程序如下：

```
void Init_Timer_A()  
{  
    TACTL=SSEL1+MC_1+CLR;           //时钟为 ACLK+增加模式+数值归零  
    CCTL1=OUTMOD_3;                 //捕捉/比较寄存器置于复位状态  
    CCR0=66;  
    CCR1=70;  
}
```

4.4 ADC 模块

4.4.1 ADC 概述

ADC (Analog-to-Digital Converter) 即模/数转换器, 是数据采样模块的核心器件, 能够将模拟信号转换为数字信号。A/D 转换分为抽样、保持、量化及编码 4 个步骤。上文中设置了采样率为 500Hz, 采样与保持在 ADC 模块中是同时完成的。采样后, 幅值与时间都连续的模拟信号转化为了幅值连续而时间离散的抽样 (PAM) 信号。量化则将 PAM 信号转化为幅值与时间都离散的量化信号, 即多电平信号。最后是编码, 将量化信号转化为二进制的数字信号 (PCM)。

4.4.2 ADC 技术指标

在 ADC 的选择上主要考虑的指标有: 信噪比 (SNR)、速率、分辨率、位数以及通道数等。本系统要求的指标如下:

(1) 信噪比

由于检测的是极其微弱的脑电信号, 所以对信噪比的要求极为高, A/D 转换器本身的噪声必须十分有限。一般来说, SNR 至少达到 50dB 以上。

(2) 速率

根据奈奎斯特采样定律, 将采样频率设置为 500Hz。在实际程序当中, 数据传输的方式是通过高 8 位与低 8 位相组合, 共同形成 16 位的数据格式来发送的。所以可以计算出 1s 内产生的数据量为:

$$500 \times 16 = 8000 \text{ bit} \quad (4.1)$$

因此, A/D 转换器的转换速率至少为 8kb/s。

(3) 分辨率

原始脑电信号的幅值范围为 5~100 μ V, 经过上万倍的放大并通过电平抬升电路后, 得到 A/D 转换器的工作电压为 0~3.3V, 分辨率至少为 1mV, 即 A/D 转换器的位数至少为 12 位。

(4) 通道数

根据所设计的采集系统的要求而定, 本系统满足单通道的模数转换即可。

综上, 本系统需要信噪比较高, 转化速率至少为 8kb/s, 转换位数至少为 12 位的 ADC 模块。

4.4.3 ADC12

MSP430 单片机内嵌了 ADC12 模块，它是一个 12 位精度的 A/D 转换模块。ADC12 模块主要由以下部分组成：ADC12 内核、ADC 时钟源模块、参考电压发生器、采样保持电路、ADC 数据输出部分、控制寄存器等。特点如下：

(1) 信噪比较大。通过 ADC 信噪比计算公式：

$$\text{SNR} = 6.02 \times \text{ENOB} + 1.76 = 6.02 \times 12 + 1.76 = 74 \text{ dB} \quad (4.2)$$

其中 ENOB 是指采样的有效位数，最终得出 ADC12 的信噪比约为 74dB，性能较好。

(2) 采样速率较快，可高达 200kb/s。远远大于本系统所需要的 8kb/s 的采样速率。

(3) 12 位的转化精度，1 位的非线性积分误差。

(4) 有 8 个独立的外部输入信号，满足 8 通道的条件。

(5) 可以通过编程的方式去控制采样保持时间。

(6) AD 转换的初始化过程可以由软件或者定时器来控制。

(7) 采样模式多样。

由上述特点可以看出，MSP430 内嵌的 ADC12 模块完全满足本系统的设计要求，因此无需额外配置 ADC 转换模块。

ADC12 采用逐次比较逼近原理进行 12 位的 A/D 转换，定义两个参考电压 V_{R+} 与 V_{R-} 来表示转换能够达到的最大值与最小值。利用公式 (4.3) 可以计算出输入的模拟电压的 A/D 转换结果。

$$N_{ADC} = 4095 \times \frac{V_{in} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}} \quad (4.3)$$

通过操作 ADC12 寄存器的值来实现具体功能，操作步骤为：

(1) 选择 ADC 的转换时钟、转换模式以及参考电压。

(2) 打开中断并开始 A/D 转换程序。

(3) 程序进入中断或查询转化，得到完成标志之后，将采样值存储到相应寄存器中，以备查询。

寄存器模块可以分为：转换、中断、存储和存储器 4 类。转换控制包括的寄存器有：ADCCTL0 与 ADCCTL1；中断控制则包括 ADC12IFG、ADC12IE 和 ADC12IV；存储控制含有：ADC12MCTL0~ADC12MCTL15 共 16 个寄存器；存储器也有 16 个寄存器：ADC12MEM0~ADC12MEM15。

4.4.4 ADC 软件设计

软件设置主要需要考虑两点：一是频率的设置，二是 ADC12 的转换方式。采样频率的设置是根据脑电信号的固有频率结合奈奎斯特采样定律而决定的，最终设置为 500Hz。ADC12 的转换方式有 4 种，上文中特点 7) 采样模式包括单通道单次，单通道多次，序列通道单次以及序列通道多次。本系统只需对一个通道的脑电信号进行处理，所以选择单通道的方式。单次转换指发送一次指令就进行一次转换，不发送则不会发生转换。多次转换也可称为连续转换，即只需发送一次指令就可以完成连续的自动 A/D 转换过程。考虑到本系统需要对连续的脑电信号进行采样，最终选择了单通道多次的采样模式。

A/D 转换程序主要包括：初始化（端口、时钟、串口的设置）、采样率的设置、采样方式的选定、设置参数及中断以及结果的保存。流程如图 4.2 所示。

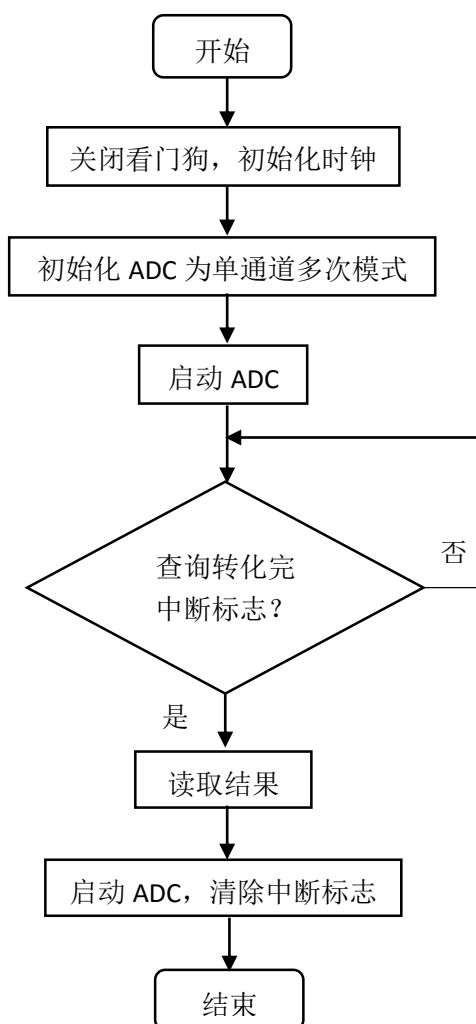


图 4.2 A/D 采集流程图

单通多次转换是在选定的某一通道上进行连续的多次的采样，直到程序发布中断或者停止命令为止。转换的结果会存入 ADC12MEMx 寄存器中。

ADC12 的初始化及单通道多次转换分程序如下：

```
void Init_ADC()
{
    P6SEL=0X01;                //设置输入端口
    ADC12CTL0&=~ENC;           //使 ENC 归零
    ADC12CTL0=ADC12ON+ADC12SHT0_2+MSC+SREF_1+REFON + REF2_5V;
                                //打开 ADC12 内核，开启参考电压，选择 2.5V
    ADC12CTL1 =CONSEQ_2 +SHP    //单通道多次转换模式
    ADC12AE0= 0x01;            //转化中断
    ADC12CTL0=ENC;              //使能 A/D 转换器
}
```

以上程序完成了 ADC12 的采样过程，模拟信号会在 ADC 中顺利转换成数字信号，提取转换结果有两种方式：一是查询，二是中断。这里选择了中断的方式，当中断标志位出现时，系统进入中断模式，当前程序会被自动暂停挂起，中断服务程序会优先处理 ADC 中的转换结果，结果处理完毕之后，暂停的程序会继续运行。ADC12 具有 18 个中断源，其中 ADC12MENx 寄存器会接受到当前 A/D 转换的结果，一旦结果有存入，ADC12IFGx 便会处于标志位的状态，此时外部的通用中断使能位（GIE）也处于标志状态的话，ADC 就会向 CPU 发出中断的申请。值得注意的是，如果上一次的 A/D 转换结果没有被顺利读出的时候，则 ADC12OV 寄存器即转换结果溢出寄存器会处于标志位，表示结果的溢出。如果是当前的 A/D 转换过程还在进行的话，转换时间溢出寄存器 ADC12TOV 会处于溢出状态。

ADC12 中断部分程序如下：

```
#pragma vector = ADC12_VECTOR
__interrupt void ADC12_ISR(void)
{
    int results[6];
    ADC12CTL0&=~ENC;           //使 ENC 归零
    ADC_flag=1;
    results[p]=ADC12MEM0;       //读取 AD 转换结果
    p++;
}
```

4.5 串口通信模块

4.5.1 通信方式

单片机和 PC 机进行数据交换的过程称之为通信。通信方式又分并行和串行通信。并行通信的传输线路较多，速度较快，尤其适合短距离高速率信息交换过程。串行通信则是一位一位按顺序进行传输，适合传输距离长，速度要求不高的通信过程。单片机与上位机间的通信可以使用串行通信的方式。串行通信的传输方式也有三种：单工、半双工以及全双工^[53]。MSP430 单片机配置了通用全双工串行通信模块。其通信模式分为同步通信与异步通信两种。

(1) 同步通信模式

通信双方必须使用同一个时钟，发送速率与接收速率必须一致。MSP430 单片机提供的同步通信的接口是串行外围设备接口（Serial Peripheral Interface，SPI）。SPI 可在主机或从机模式下工作。

(2) 异步通信模式

异步通信双方的时钟互相独立，双方通过规范的数据格式来保证时钟的同步^[54]。这种数据格式称为帧格式，它包含了起始位、数据位、奇偶校验位以及停止位。起始位可以保证双方时钟的同步。传输模块是通用异步收发传输器（Universal Asynchronous Receiver/Transmitter，UART）。

本设计中单片机与 PC 机的通信方式采用的是异步通信模式。

4.5.2 USART

MSP430 单片机提供的通信接口是通用同步/异步收发传输器（Universal Synchronous Asynchronous Receiver /Transmitter，USART）。将 UxCTL 寄存器中的 SYNC 位置零，可以设置 USART 工作在异步串行通信的模式下。其工作特点如下：

- (1) 支持 7 位或者 8 位数据位、各种校验位。
- (2) 拥有独立的收发寄存器，收发中断功能，收发时低位在前。
- (3) 具有错误检测功能，支持多机通信。

异步串行通信的数据格式如表 4.1 所示。

表 4.1 异步串行通信数据格式

ST	D0~D7	AD	PA	SP1	SP2
----	-------	----	----	-----	-----

其中 ST 是 1 位起始位，D0~D7 是数据位（可以选择 7 位或者 8 位数据位），AD 是地址位，PA 是奇偶校验位，SP1~SP2 是 1 位或者 2 位停止位。

实现通信的关键点有两个：一是通信双方的时钟被设置在同步的状态下，二是统一双方的调制速率，即波特率。

波特率是指数字信号对载波的调制速率，表示为单位时间内载波调制状态的改变次数。它是对信号传输速率的一种度量，通常单位是波特每秒，即 Bps。USART 模块的波特率主要有以下 3 个参数决定：UxBR0,UxBR1,UxMCTL。波特率=BRCLK/N，其中 BRCLK 为时钟源，即前文所确定的 32.768kHz，N 称为分频因子，其大小为 UxBR0、UxBR1、UxMCTL 的和，其中 UxBR0 与 UxBR1 的和就是 N 的整数部分，UxMCTL 则为小数部分。目前阶段，大部分 PC 机最高的串口波特率可达到 115200b/s。

4.5.3 RS232

RS232 是异步传输标准接口，是 UART 的一种^[55]。单片机与 PC 机都遵循这个串行物理接口标准的话就能实现不同设备间的通讯。RS232 通常为 9 引脚（DB-9）或 25 引脚（DB-25）两种方式连接。其中 9 引脚的串行通信接口图如图 4.3 所示，图中最重要的两个引脚为引脚 2（RXD 接受数据引脚）和引脚 3（TXD 发送数据引脚）。表 4.2 为 RS232 接口的 DB9 引脚配置情况。

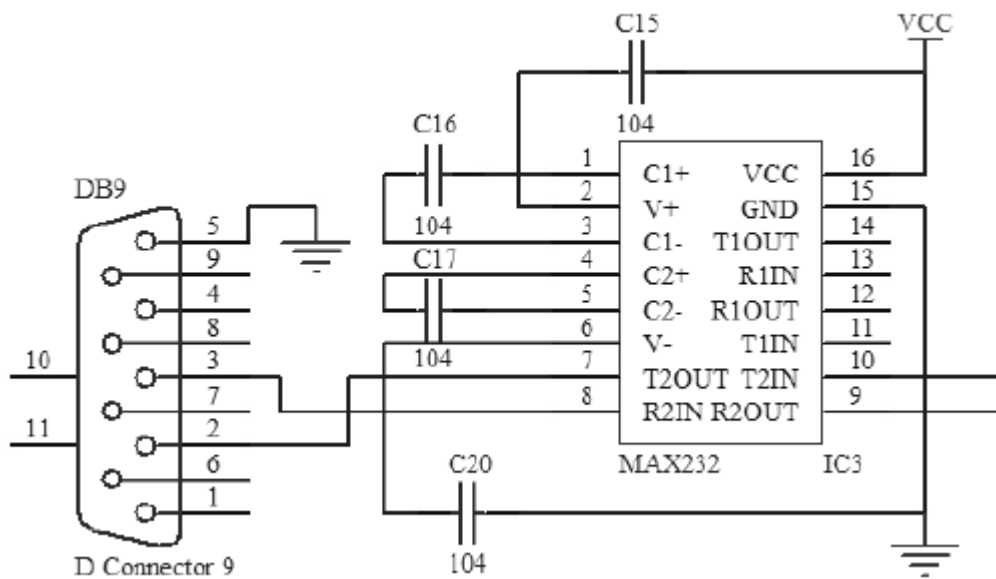


图 4.3 9 引脚 RS232 串行通信接口

表 4.2 RS232 接口 DB9 引脚配置表

引脚	信号	说明
1	DCD	载波检测
2	RXD	接受数据
3	TXD	发送数据
4	DTR	数据终端就绪
5	SGND	信号地
6	DSR	数据设备就绪
7	RTS	发送请求
8	CTS	清除发送
9	RI	振铃提示

RS232 与单片机并不是直接连接即可进行数据传输。通常单片机采用的逻辑电平是 TTL 电平，此逻辑电平是指+5V 表示逻辑“1”，0V 表示逻辑“0”。而 RS232 的逻辑是负电压表示逻辑“1”，正电压表示逻辑“0”。显然两者不能直接相通。采用的解决方法是将 USART 的 TTL 电平转化为 RS232 的逻辑电平。使用的转化芯片为 MAX232，如图 4.3 为 RS232 与转换芯片相接的示例。

4.5.4 串口通信软件设计

在异步串行通信的过程中，串口有着严格的操作流程，具体的操作步骤大致如下：将软件复位使能位（SWRST）置 1，复位串口；初始化并使能所有 USART 寄存器；SWRAT 置 0 结束。串口通信的软件设计与操作流程大体一致，可以分为 3 个部分：初始化模块、串口中断模块以及主程序模块。

初始化模块是用来设置串口的波特率、时钟、工作模式、数据位、校验位以及停止位等。前文涉及 MSP430 有两个串行接口，本系统使用其中之一 USART0 串口。通信波特率设置为 115200b/s，时钟采用 ACLK，数据格式定为 8 位传送。串口初始化模块流程如图 4.4 所示。

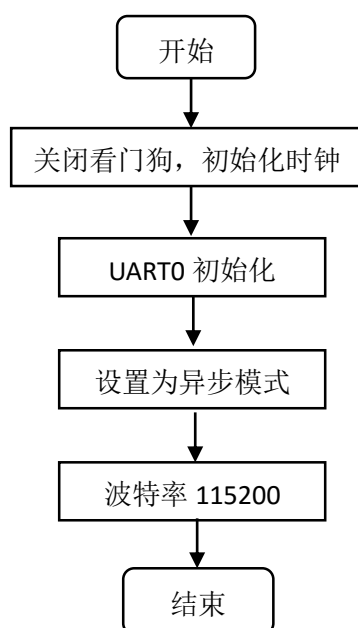


图 4.4 串口初始化流程图

串口初始化的部分程序如下：

```
void int_usart0( )
{
P2SEL|=BIT4;
P2SEL|=BIT5;
P2DIR|=BIT4;           //选择 I/O 口
U0TCTL=SSEL1;          //确定 USART 的时钟,波特率设置为 115200
UBR0_0=0x09;
UBR1_0=0x00;
UMCTL_0=0x08;
U0CTL=CHAR;            //设置为 8 位数据
ME1|=UTXE0+URXE0;     //使能接收与发送
IE1|=URXIE0;          //接受中断使能
}
```

中断服务程序用来控制单片机信号的发送与接收，程序分为发送中断和接收中断两个部分。默认主程序首先处于等待的状态下，在进行发送中断的过程时，系统检测是否出现中断标志，检测到则执行中断，从寄存器中取出相关数据并发送；在执行接收中断时，等待 PC 机传送的数据，接收成功后设置中断标志位以通知主程序继续运行。简化成流程图如图 4.5 所示。

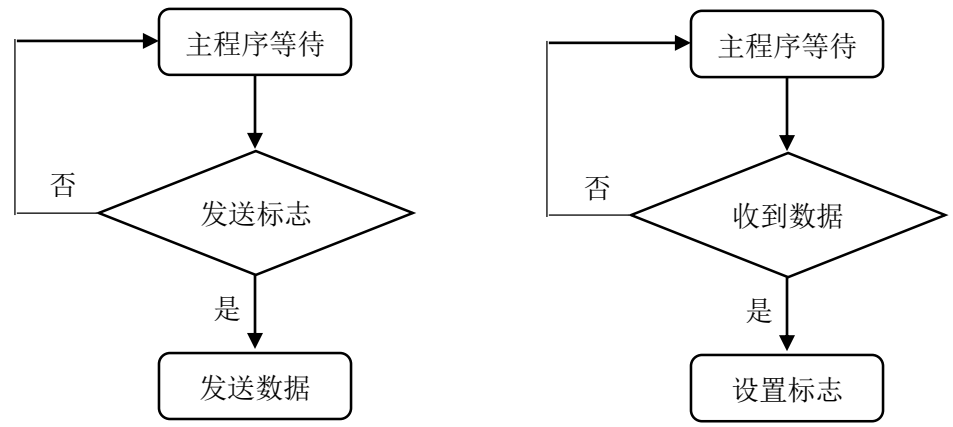


图 4.5 发送中断和接收中断流程图

串口中断服务部分程序如下：

```
sent_byte(char data)
{
while((IFG1&UTXIFG0)==0);           //判断发送缓冲区是否结束
U0TXBUF=data;
}

#pragma vector =UART0RX_VECTOR
__interrupt void void UART0RX_ISR(void)
{
uchar data=0;
data= U0TXBUF;                       //接收数据
sent_byte(data);
}
```

4.6 蓝牙模块

为了提高脑电采集系统的便携性，可用蓝牙模块替代传统的串口模块。更换蓝牙模块之后，脑电信号采集系统便可与各种移动终端如手机、PAD 等进行通信，能极大扩展该脑电信号采集系统的功能。

4.6.1 蓝牙技术及特点

蓝牙（Bluetooth）是一种短距离的无线通信的技术规范^[56]。其设备体积小、功耗低、便

携性及通用性强，十分适合用在脑电信号采集系统当中。技术特点可以归纳如下^[57]：

- （1）蓝牙工作频段在 2.4GHz，满足全球大部分国家的工业、科学和医学（Industrial, Scientific and Medical, ISM）频段的使用要求。
- （2）采用了两种交换技术，可以同时传输两种信号。
- （3）抗干扰能力强。蓝牙采用了跳频（Frequency Hopping）技术，用伪随机码序列进行频移键控，从而使载波频谱不断跳变，以达到扩展频谱（Spread Spectrum）的目的。
- （4）模块小，功耗低，成本低，便于集成。
- （5）接口及其技术标准全部公开。

4.6.2 蓝牙模块

前文中串口通信模块使用的是 RS232，为了保证串口通信及蓝牙通信都能使用，本系统没有去除 RS232，而是增加了 RS232 转蓝牙的模块。该模块选用由博陆科电子生产的 BLK-MC-BC04，模块由 9 针串口、电平转化芯片以及蓝牙模块组成。其中的蓝牙模块使用的是 CSR 公司的 BlueCore4-Ext 芯片，遵循蓝牙 2.1 规范，支持 UART、USB、SPI 以及 SPP 蓝牙串口协议。与 MSP430 单片机连接方式如图 4.6 所示。

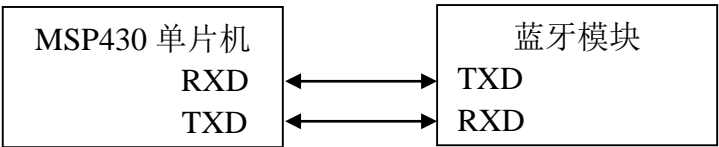


图 4.6 单片机与蓝牙连接

单片机与蓝牙模块连接成功之后，通过 AT 指令设置蓝牙模块的参数，如通信波特率设置为 115200b/s，再将蓝牙与同样事先设置完成的移动终端相连即可实现通信。这里让其与 PC 机建立通信以完成蓝牙设置。具体步骤：

- （1）完成蓝牙模块与 PC 端蓝牙的配对。

（2）蓝牙配对完成之后，在 PC 端设备管理器中寻找 PC 机分给蓝牙通讯所用的端口。如图 4.7 所示。

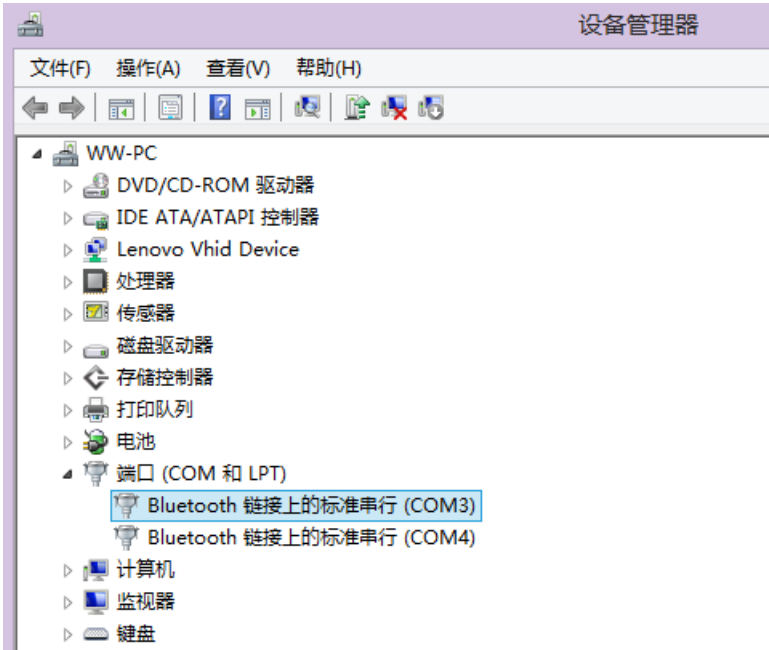


图 4.7 蓝牙配对端口

（3）确定 PC 机分给蓝牙的端口号之后，打开串口调试工具，通过 AT 指令修改蓝牙模块的通信波特率，更改端口号，数据位以及校验位等操作。如图 4.8 所示。红灯亮起表示连接成功。

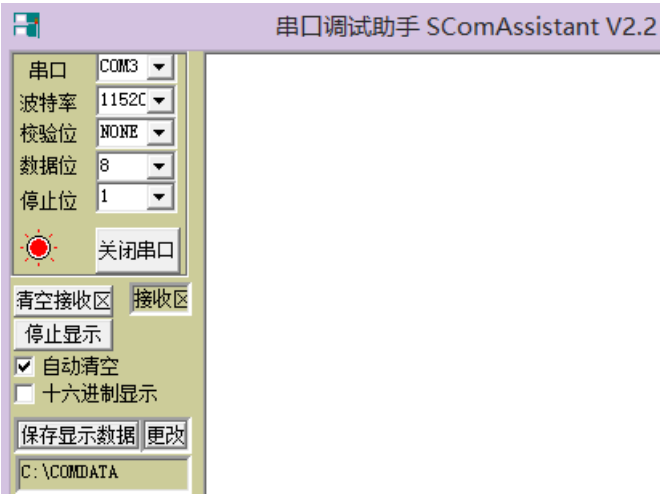


图 4.8 串口调试工具

（4）蓝牙通讯建立成功，电源指示灯红色常亮，蓝牙指示灯蓝色常亮。

4.7 本章小结

本章阐述了单片机的各个模块的软硬件及使用，包括定时器模块、ADC 模块和串口通信模块。最后，为了提高脑电信号采集系统的便携性，增加了串口转蓝牙的功能。

第五章 脑电信号采集系统的实现及测试

本章分别对脑电信号采集设备各个模块进行测试分析。

5.1 上位机软件

5.1.1 软件主界面

上位机实现的主要目标是脑电信号波形的实时显示。采样频率选择为 500Hz，即大约 2ms 一个点。主界面横轴代表“时间”，其长度有 1500 个采样点的时长，即能动态展示大约 3 秒钟的脑电信号波形；纵轴代表“幅值”，单位为毫伏。

软件第二个重要功能是：脑电信号的存储。将采集到的脑电信号保存为“txt”的格式，以便之后利用 Matlab 软件对其进行信号处理等工作。

此外，软件负责实时显示脑电信号波形，因此必须考虑与单片机的通信功能，并且设计了可更改的波特率以及可变的通信端口。如图 5.1 所示。

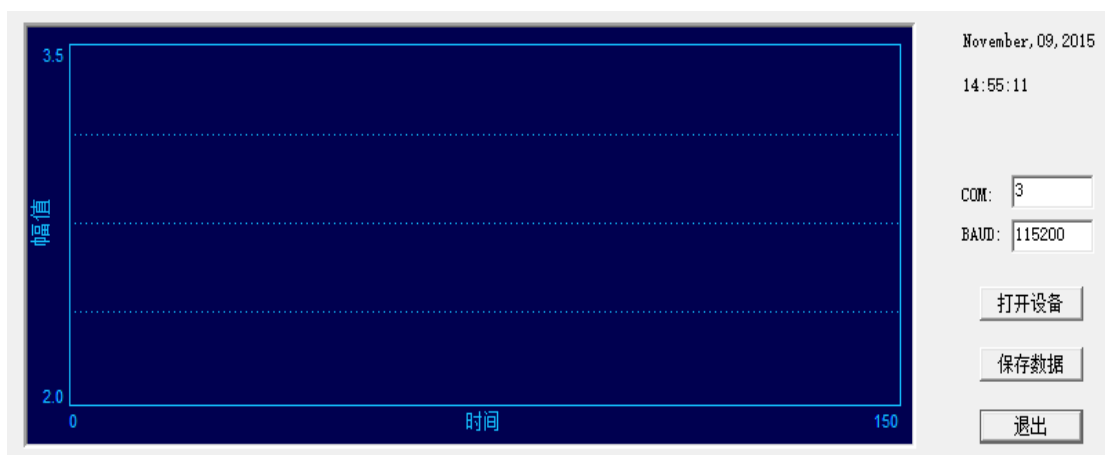


图 5.1 上位机软件界面

5.1.2 脑电信号实时波形及保存

电极贴片贴于前额两侧，第三片贴在耳垂处起到与接地相同的作用。集中注意力，记录脑电信号如图 5.2 所示。可以看出脑电信号的振幅大约有 1mV 左右。而原始的脑电信号处于 μV 级别，可见采集到的脑电信号经过采集设备的处理之后放大了上万倍。

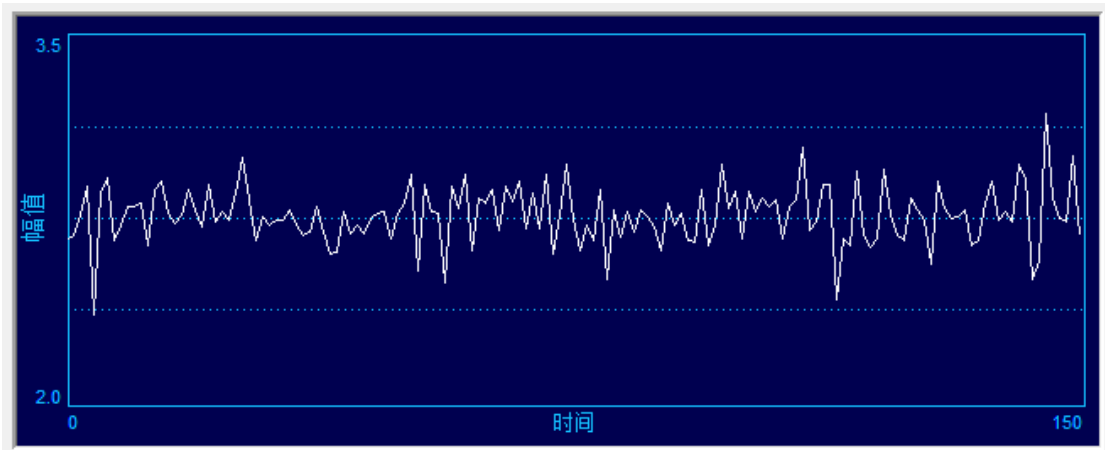


图 5.2 脑电信号实时波形

点击“保存数据”按钮，将脑电信号以“txt”的格式保存下来，再次点击“停止保存”按钮，结束数据保存。如图 5.3 所示，保存了时间长度为 20S 的脑电数据，大约 10000 个点。

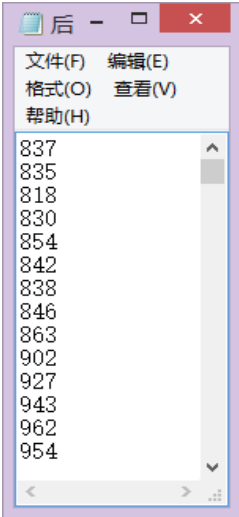


图 5.3 脑电信号存储

5.1.3 上位机软件的设计

上位机软件使用的微软基础库类（Microsoft Foundation Classes，MFC）架构了该应用程序^{[58][59]}。按照前文所述功能需求，分为三大模块：初始化模块，实时显示模块，以及数据保存模块。其中初始化模块包含串口通信及其相关部分，主要用来设置与 MSP430 单片机通信的各个参数，如串口号，通信波特率等。实时显示模块则将处理完成的信号重新由软件恢复并以原始信号的形式同步显示。数据保存需要设置保存的格式以及路径。此外，为了方便用户分辨，数据保存时会以当前的时间自动命名保存文件。软件设计流程图如图 5.4 所示。

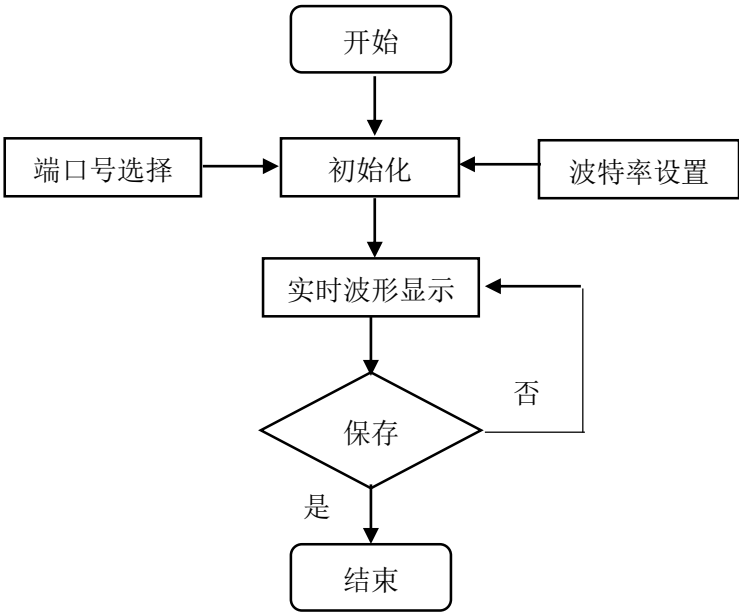


图 5.4 上位机软件流程图

5.2 脑电信号分析

脑电信号是一种随机性强、复杂度高的生物信号，国际上根据脑电信号频率的不同，划分为五种不同节律^[60]，分别是 α 波、 β 波、 θ 波、 δ 波以及 γ 波。其中四种节律波特性如下：

α 波的频率为 8-13Hz，振幅为 20-100 μ V。通常在人处于安静的状态下出现，尤以在大脑顶、枕区活动更为明显^[61]。

β 波的频率为 14-30Hz，振幅为 5-20 μ V。精神集中，大脑皮质兴奋时候易于出现。

θ 波的频率为 4-7Hz，振幅为 10-50 μ V。多见于颞区，大脑处于困倦的情况下^[62]。

δ 波的频率为 0.5-3.5Hz，振幅为 20 μ V。

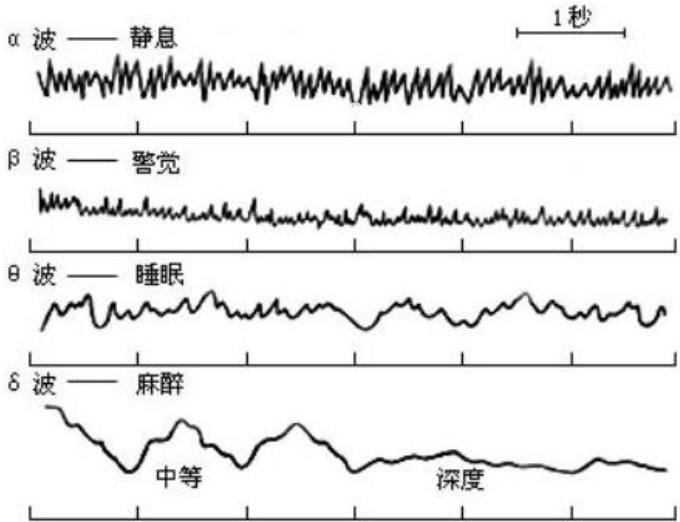


图 5.5 脑电信号四种节律波形

以上为脑电信号的四种节律，对脑电信号进行分析时候，使用的工具为 **Matlab**。为了证明本脑电信号采集系统的准确性，引进了第二届国际脑-机接口竞赛提供的标准脑电信号数据作为参照。图 5.6 为竞赛脑电数据导入 **Matlab** 软件后的展示图。

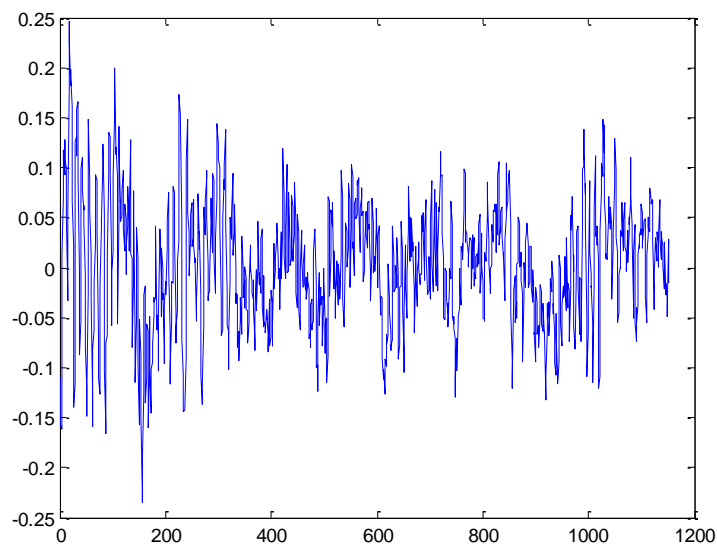


图 5.6 参照组脑电信号波形

该参照组信号为未经放大的原始脑电信号，其振幅极其微弱，大约为 $50\mu\text{V}$ 左右。对其频谱分析^[63]，采用快速傅里叶变换的方法，观测其能量分布的情况，结果如图 5.7 所示。

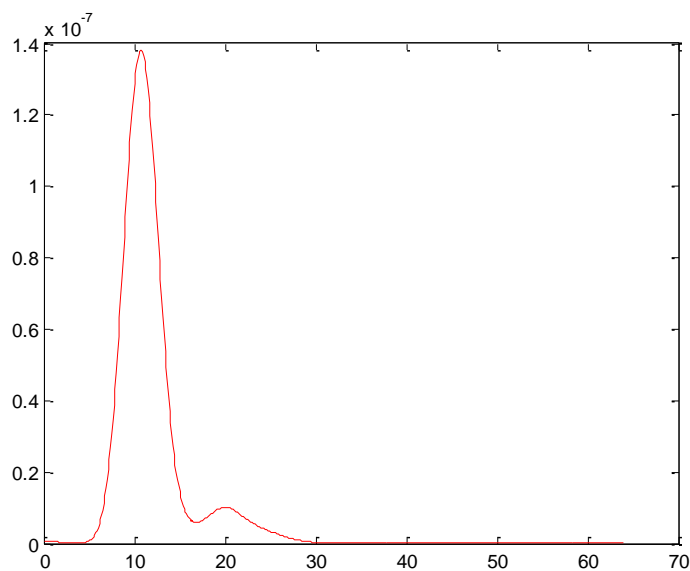


图 5.7 参照组脑电信号能量分布

由图 5.7 可见，参照组脑电信号的能量主要集中在 10Hz 左右，其次，在 14-30Hz 频率段之内也有较为明显的能量反馈，而频率大于 30Hz 的信号被滤除，所以之后的能量保持为零。

在得到参照组的初步信号分析结果之后，对本系统采集到的数据做相同的分析工作。利用上文提到上位机软件中的信号存储功能，将采集到的脑电信号数据保存为“txt”格式，之

后导入 Matlab，结果如图 5.8 所示。

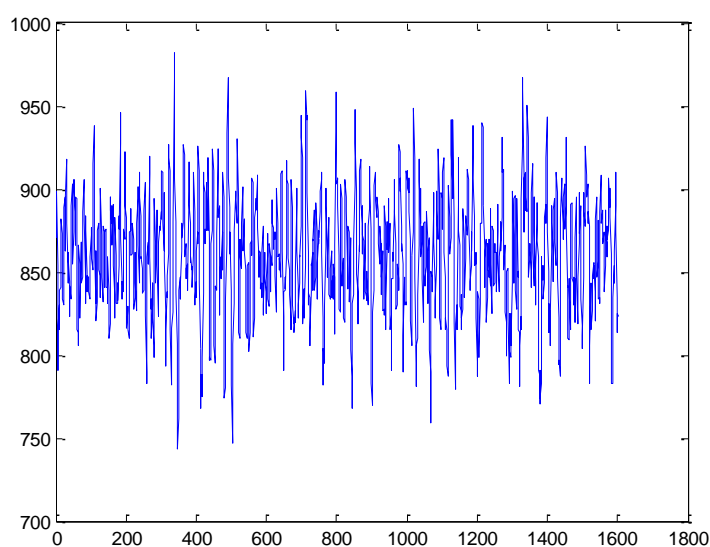


图 5.8 本系统脑电信号波形

图 5.8 显示的并不是原始的脑电信号波形，而是经过本脑电信号采集系统滤波以及放大之后的波形，原始脑电信号处于 μV 级别，经过放大上万倍之后达到 mV 级别。图 5.8 的纵坐标单位为 $10\mu\text{V}$ ，即最高点大约为 10mV 左右。从图中可以看出经过放大后的脑电信号的振幅最大在 $1\text{-}2\text{mV}$ 之间，证明已经达到放大上万倍的需求。

其次，进行与参照组相同的频谱分析方法，观测其能量分布的情况，得到结果如图 5.9 所示。

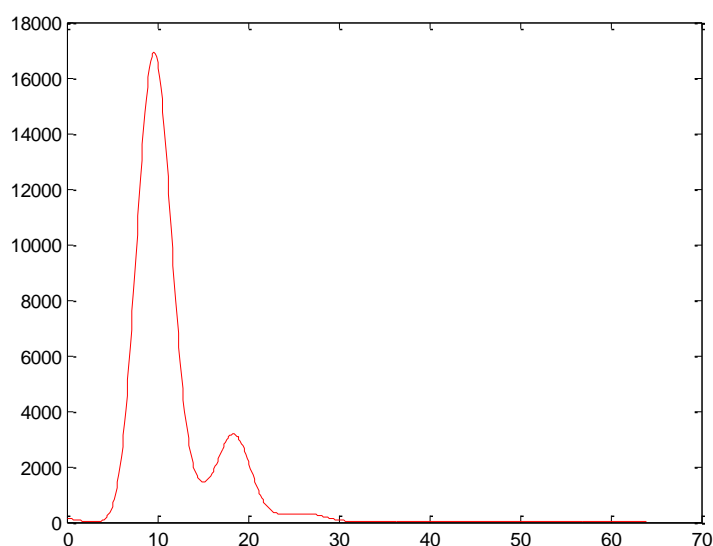


图 5.9 本系统脑电信号能量分布

从图 5.9 中可以看出实验结果符合预期，本系统采集到的脑电信号的主要能量集中在 α 节律波与 β 节律波，且 α 节律波能量更强。可以推测得出，能量峰值较大的部分，即在频率

为 10Hz 处, 由 α 节律波组成; 而在 20Hz 处的能量则为 β 节律波提供, 总能量则由 α 节律波, β 节律波, θ 节律波以及 δ 节律波的能量功能叠加组成。

下面对脑电信号进行各个节律频段的分析, 首先利用 Matlab 对其进行滤波处理, 之后分别做快速傅里叶变换。图 5.10 与 5.11 分别是 8-13Hz α 节律的脑电信号及其频谱分析。

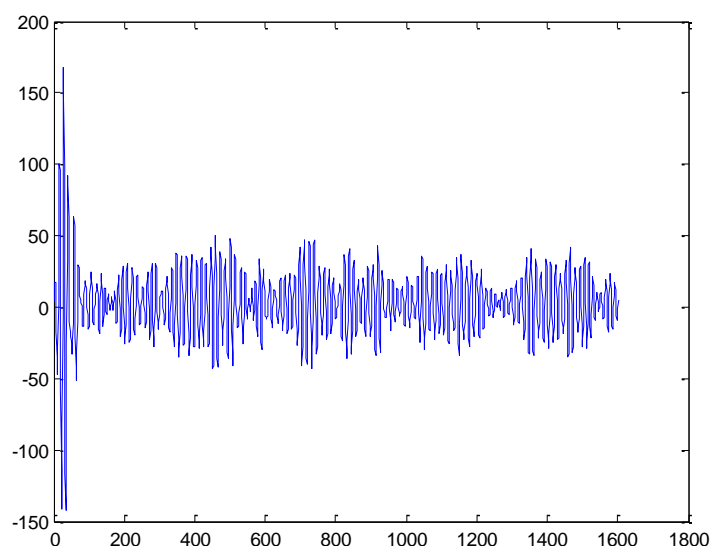


图 5.10 8-13Hz 脑电信号

图 5.10 是脑电采集系统中采集到的 α 节律的脑电信号, α 节律波是本采集系统采集到的最主要的节律, 该图纵轴单位同样为 $10\mu\text{V}$, 因此它的振幅集中在 1mV 左右。

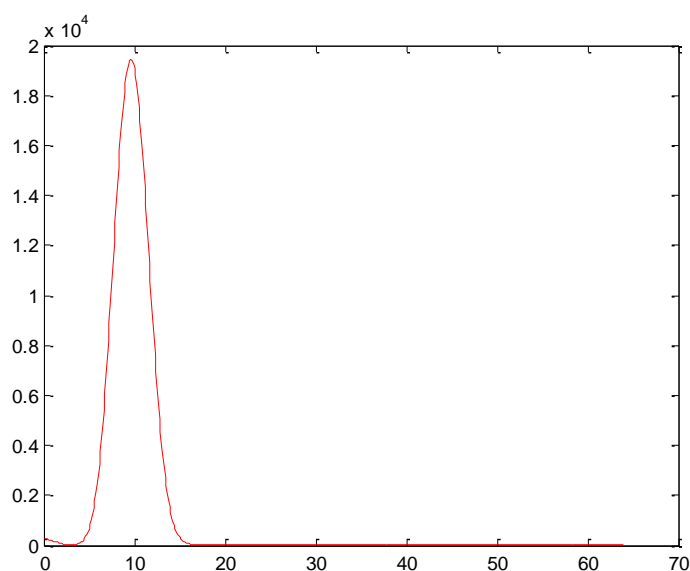


图 5.11 8-13Hz 脑电信号频谱

上图是对 α 节律波的频谱分析, 可见该节律波的能量确实是集中在 10Hz 左右, 其能量大小与图 5.9 没有经过 8-13Hz 滤波的脑电信号能量相当, 说明本脑电信号采集系统采集到的

脑电信号主要是 α 节律波。

下面对脑电信号的 β 节律波进行分析。 β 节律波主要频段集中在 14-30Hz。图 5.12 与 5.13 分别是 14-30Hz 的脑电信号及其频谱分析。

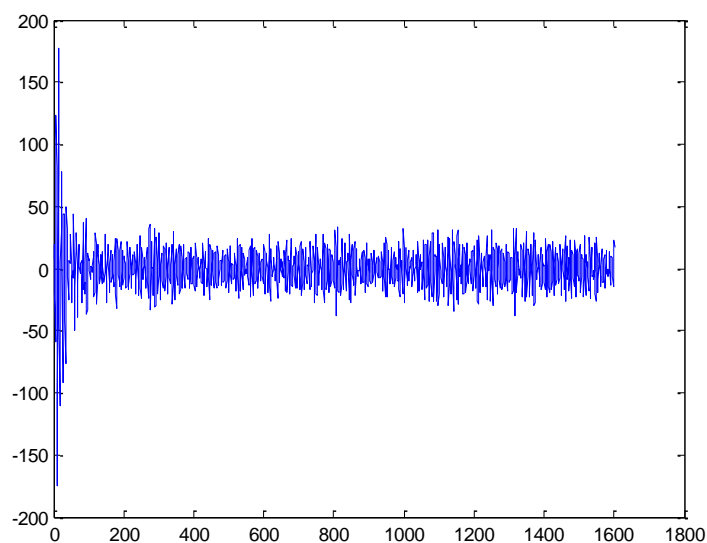


图 5.12 14-30Hz 脑电信号

与 α 节律波类似， β 节律波也是本脑电信号采集系统采集到的重要节律之一，振幅也在 1mV 左右。图 5.13 是对其进行频谱分析，观测能量分布。

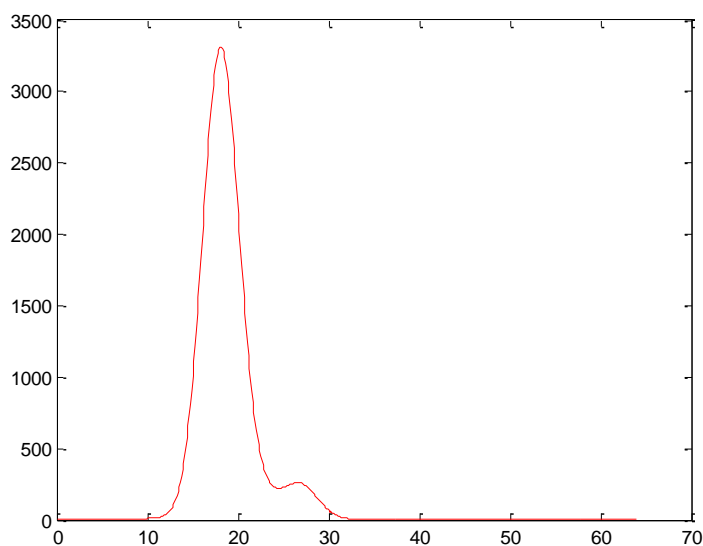


图 5.13 14-30Hz 脑电信号频谱

从图中观察到能量在 10Hz 之后开始出现，峰值在 18Hz 左右，当频率大于 30Hz 之后能量锐减至零。从其能量分布的角度看，可以确认该信号为 β 节律波。此外，能量峰值明显小于 α 节律波，这点与图 5.9 即本系统脑电信号能量分布图的第二个波峰相一致。

前两种节律波是脑电信号采集系统采集到的主要节律波，而后两种节律波则十分微弱，

下面分析 θ 节律波。

图 5.14 与 5.15 分别是 4-7Hz 的脑电信号与及其频谱分析。

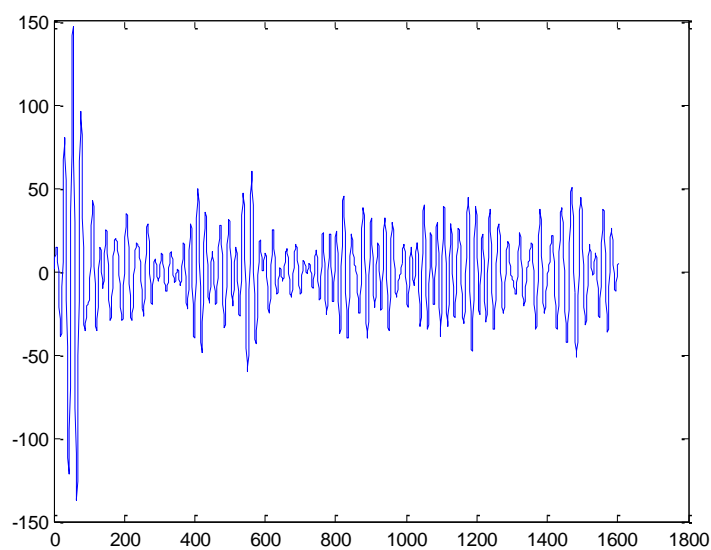


图 5.14 4-7Hz 脑电信号

经由 Matlab 滤出的 θ 节律波与前两种节律相比明显更为稀疏，说明 θ 节律波很少。图 5.15 是其能量分布图。

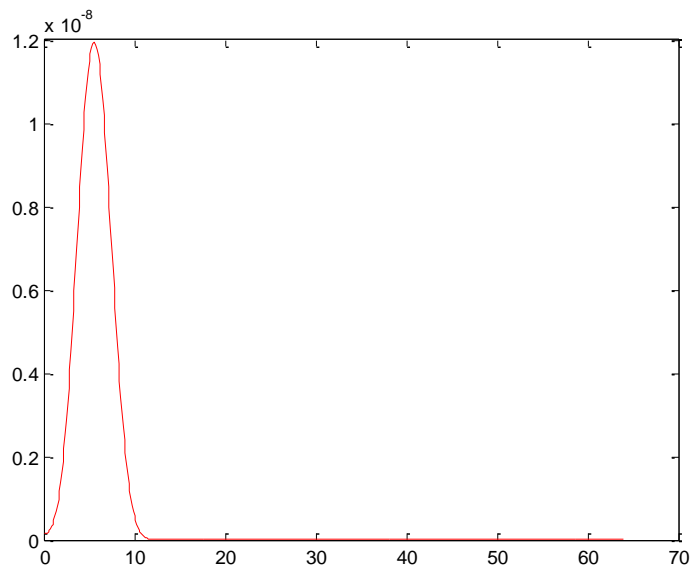


图 5.15 4-7Hz 脑电信号频谱

虽然可以看出 θ 节律波的能量是集中在 5Hz 左右的，但是从图 5.15 的能量幅值来观测，可知该节律波的能量已经极其微弱，相比于前两种节律波的能量几乎可以忽略不计。

最后一种节律波为 δ 波，该节律波只会在睡眠时出现且极其微弱，因此本采集系统暂不涉及。

5.3 脑电信号系统测试

5.3.1 前置放大器测试

本文第三章设计的前置放大部分，采用的是 AD620 作为主放大器。AD620 输入失调电压极小，只有为 $50\mu\text{V}$ ；并且它对共模信号抑制作用明显，只要保证输入端的各电路对称即可产生良好的放大效果。但是，需考虑到噪声的影响，噪声同样会经过前置级放大而被放大，综合考虑设计放大倍数为 20 倍。

测试时，将输入端接入大小为 1mV 的正弦信号，引脚 4 与 7 接+5V 供电，引脚 5 参考电压接地，在输出端即 AD620 的 6 号引脚测得输出信号幅值约为 20mV ，符合放大预期。

5.3.2 滤波器测试

系统设置低通滤波器的截止频率为 100Hz 。测试时，使低通滤波器输出端的电压大小为 10V ，保持此时的输入电压不变，改变输入信号的频率，输入信号频率分别为 80Hz ， 90Hz ， 95Hz ， 100Hz ， 105Hz ， 110Hz 以及 120Hz 的信号，测量记录此时输出端电压的大小。结果如表 5.1 所示。

表 5.1 低通滤波器输出端电压

频率	80Hz	90Hz	95Hz	100Hz	105Hz	110Hz	120Hz
峰峰值	10V	10V	9.8V	9.5V	7.2V	3.5V	0.4V

电压在 100Hz 截止频率之后出现快速的衰减，在 95Hz 的时候仍能保持较高的峰峰值。

5.3.3 陷波器测试

陷波器的测试方式与滤波器相同，其在 50Hz 截止频率处有快速衰减。测试陷波器时，保证输出端电压大小为 5V ，输入信号的频率分别为 30Hz ， 40Hz ， 45Hz ， 50Hz ， 55Hz ， 60Hz 以及 70Hz ，结果记录为表 5.2。

表 5.2 陷波器输出端电压

频率	30Hz	40Hz	45Hz	50Hz	55Hz	60Hz	70Hz
峰峰值	5V	4.8V	3.6V	0.5V	3.5V	4.7V	5V

电压在 40Hz 之后出现衰减，到 50Hz 处衰减至最低点，之后电压开始回升，整体呈 50Hz 处对称。

5.3.4 后级放大测试

信号经过初步放大之后，其放大倍数仍无法满足系统预计的放大需求，因此设计了两段后置放大电路，一级是固定增益的电路，另一级则是由滑动变阻器组成的可调节增益的放大电路。设计成可调放大倍数主要是满足不同用户使用时的各个需求。下面对这两级放大电路整体进行放大倍数的测试。测试方式与前置级放大电路的测试方式相同。

测试时，将输入端接入大小为 1mV 的正弦信号，在输出端测得输出电压可以达到 500mV ，具体大小可以通过调节滑动变阻器确定。因此，后置级放大电路的放大增益已经达到 500 倍。

5.3.5 脑电信号采集系统整体测试

脑电信号很微弱，易受噪声影响。为了获得较为干净，能为用户所用的脑电信号，需要将 100Hz 之外的噪声全部滤除。本系统可采用 4.5V 干电池供电，因此可以不用去克服 50Hz 工频的干扰。最后，脑电信号处于 μV 级别，放大至单片机可以识别的 mV 级别需求增益为 10000 倍。如果按上文中测试结果，前置级放大电路增益为 19，后置级放大器增益为 578 来计算，全系统放大增益达到 10982。满足设计需求。

5.4 实物制作展示

本文设计的脑电采集设备已被制作成实物并完成测试。设备实物如图 5.15 所示。

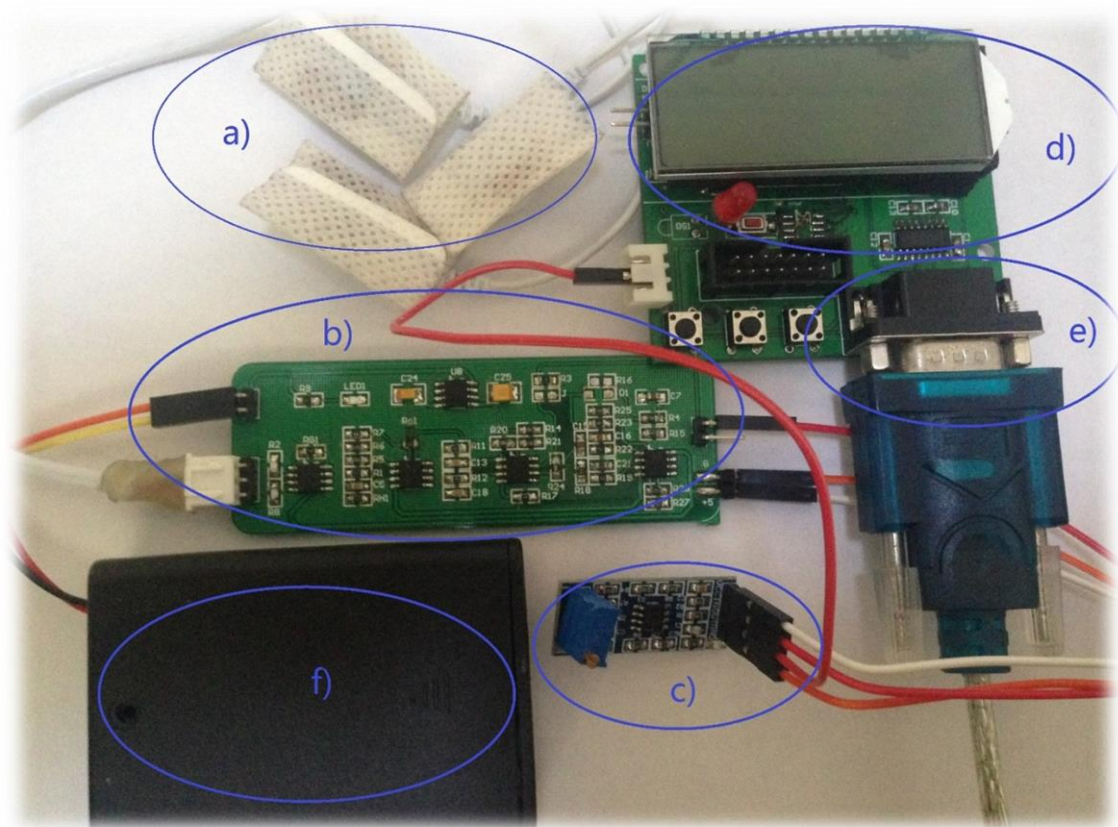


图 5.15 设备实物图

首先，图 5.15 中的 a) 部分就是本文第二章中涉及的信号采集电极。它是银/氯化银医用电极，该电极的交流阻抗小于 $3\text{ k}\Omega$ ，直流失调电压低于 100 mV ，内部噪声也比较小，适合作为脑电信号采集端。b) 部分就是该设备的调理电路，它完成了由头皮信号到可识别的脑电信号的转化工作，但此电路不包括最后一级可以调整增益大小的后置放大电路。最后一级放大电路是图中 c)。该放大电路采用了可以调节的滑动变阻器，用户可以根据实际情况，实时调节最后一级增益的大小。a) b) c) 完成了信号所有模拟阶段的处理工作，而 d) 则是 MSP430 单片机为本系统的数字化模块，数字转换利用的是 MSP430 中自带的 ADC。当信号被数字化之后就具备了与其他设备通信的条件。通信方式可以采用串口或者蓝牙，串口为 RS232，即图中的 e) 部分。如果需要无线通信则可以使用串口转蓝牙的模块，通过蓝牙与其他设备连接，该模块的接口同样是图中的 e) 部分。最后，本设备可以采用 4.5 V 电池供电的方式，电池盒就是图中的 f) 部分，采用该方式供电不仅证明本系统的功耗较低，而且为能便携地使用设备打下了基础。

5.5 本章小结

本章首先介绍了脑电信号采集系统的上位机软件，设计了初始化模块、实时显示模块以及数据保存模块。然后利用 Matlab 对采集到的脑电信号进行四种节律以及能量分布的分析。在本章最后对脑电信号采集系统进行了分部和总体测试，测试结果满足设计预期。

第六章 总结与展望

6.1 总结

脑-机接口技术作为未来最具潜力的技术之一，将造福人类未来生活的各个方面。“隔空取物”会成为可能，残疾人将因 BCI 重获新生，娱乐方式会被重新定义，医学、教育、军事等领域都会发生翻天覆地的变化^{[64][65]}。本文研究的就是脑-机接口技术中最为重要的一部分，即脑电信号采集系统的设计与实现。后续一切开发工作都要基于能够便捷地采集到脑电信号的基础之上。而现有的脑电采集设备普遍体积庞大且价格昂贵，不利于设备的普及，会阻碍 BCI 技术的发展。针对这种现象，本文设计了便携式、价格低廉、精确度较高的脑电信号采集设备，并做了如下工作：

(1) 首先对脑电信号采集设备做了简述，引出了 BCI 技术。

(2) 概述了 EEG 信号的产生机理、信号特性以及研究方法。根据脑电信号的综合性质提出了脑电信号采集设备的总体功能需求以及各项技术指标，最后给出了系统设计的总体方案。

(3) 完成了总体方案中的调理电路设计工作，包括放大电路、滤波电路、电平抬升电路等。将原始脑电信号预处理并达到满足被数字化的要求。

(4) 预处理后的脑电信号被送入 A/D 转换器，并由单片机进行与 PC 端通信的工作。通信方式可以是串口或者蓝牙。

(5) 在上位机上实现了脑电信号的实时显示与保存功能，对保存下来的脑电信号进行了频谱分析的实验，将结果与标准脑电信号数据进行对比，证明该采集设备采集结果较为精确。最后，分别对脑电信号采集设备的各个模块进行了性能测试与分析。

6.2 展望

本文旨在设计出便携式、价格低、易于普及的脑电信号采集设备，其中仍有很大的改进空间，有许多问题需要更加深入的研究：

(1) 设备采集到的脑电信号的精确程度有待提高，本文采用了低功耗、价格低的元器件，相比于临床或科学研究使用的大型脑电信号采集设备的精确度有所下降。

(2) 本系统采用了串口转蓝牙的模块，对于蓝牙驱动开发^[66]知识掌握要求较低，但是为了进一步缩小该采集设备的体积并进一步减小功耗，需将蓝牙与采集设备彻底一体化，抛弃

串口转蓝牙的方式。

（3）采用串口或者蓝牙通信方式的前提是短距离通信，后续工作可以加入 WIFI 或者 GSM 模块，从而实现远距离通信的功能^{[67][68]}。

（4）本文设计的数据保存功能是基于 PC 端的，如能在设备上加入保存数据的模块：如 SD 卡，可以大大增加该采集设备的便携性。

参考文献

- [1] 李福武. 脑电信号处理软件的设计与开发[D]. 广西师范大学, 2008
- [2] 侯俊钦. 基于 FPGA 的脑电信号采集系统的设计[D]. 安徽大学, 2007
- [3] 佟安时. 思维脑电的采集和特征提取方法初探[D]. 东北大学, 2010
- [4] 陈雅楠, 杨德武. 脑电图机的进展[J]. 中国医学装备, 2009,6(7):64 -65
- [5] 王志华. 基于全带宽的便携式 EEG 采集系统[D]. 燕山大学, 2013
- [6] Gao S, Wang Y, Gao X, Hong B. Visual and Auditory Brain-Computer Interfaces[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(5): 1436-47
- [7] 庞小飞. 脑电信号控制机器人的脑计算机接口系统设计[D]. 东北大学, 2004
- [8] Scherer R, Faller J, Balderas D, Friedrich E.V.C, Prull M, Allison B, Müller-Putz G. Brain-computer interfacing: More than the sum of its parts[J]. Soft computing: A fusion of foundations, methodologies and applications, 2013, 17(2): 317-331
- [9] 尧德中, 刘铁军, 雷旭, 杨平, 徐鹏, 张杨松. 基于脑电的脑-机接口:关键技术和应用前景[J]. 电子科技大学学报, 2009, 38(5) :550-554
- [10] 高楠, 傅俊英, 赵蕴华. 人机结合的研究现状与进展[J]. 高技术通讯, 2015, 25(2) :205-218
- [11] 徐宝国, 宋爱国, 费树岷. 运动意识任务的模式识别方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2011, 32(1) :13-18
- [12] Yin E, Zhou Z, Jiang J, Chen F. A Speedy Hybrid BCI Spelling Approach Combining P300 and SSVEP[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(2): 473-483
- [13] Li Y, Pan J, Wang F, Yu Z. A Hybrid BCI System Combining P300 and SSVEP and Its Application to Wheelchair Control[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(11) :3156-3166
- [14] 吴边, 苏煜, 张剑慧, 李昕, 张吉财, 陈卫东, 郑筱祥. 基于 P300 电位的新型 BCI 中文输入虚拟键盘系统[J]. 电子学报, 2009, 37(8) :1733-1738+1745
- [15] Ortner R, Allison B, Korisek G, Gaggl H, Pfurtscheller G. An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011, 19(1):1-5
- [16] 闫铮, 宾光宇, 高小榕. 基于左右视野双频率刺激的 SSVEP 脑-机接口[J]. 清华大学学报(自然科学版),2009,49(12) :2013-2016
- [17] 王洪涛. 视觉诱发电位脑机接口关键技术研究[J]. 重庆文理学院学报(自然科学版), 2010,29(1):69-74
- [18] Zhang Y, Zhou G, Jin J, Wang M. L1-Regularized Multiway Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based BCI[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2013, 21(6) :887 - 896
- [19] Panicker R. C, Puthusserypady S, Sun Y. An Asynchronous P300 BCI With SSVEP-Based Control State Detection[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011, 58(6) :1781-1788
- [20] 苏井桥. 基于稳态视觉诱发电位的文字输入系统的设计与实现[D]. 电子科技大学,2012
- [21] Chae Y, Jeong J, Jo S. Toward Brain-Actuated Humanoid Robots: Asynchronous Direct Control Using an EEG-Based BCI[J]. IEEE Transactions on Robotics: A publication of the IEEE Robotics and Automation Society, 2012, 28(5) :1131-1144
- [22] Hasan B.A.S, Gan J.Q. Hangman BCI: An unsupervised adaptive self-paced Brain-Computer Interface for playing games[J]. Computers in Biology and Medicine, 2012, 42(5):598-606
- [23] Muller-Putz G R, Pfurtscheller G . Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008, 55(1) :361-364
- [24] Tam W, Tong K, Meng F, Gao S K. A Minimal Set of Electrodes for Motor Imagery BCI to Control an Assistive

- Device in Chronic Stroke Subjects: A Multi-Session Study[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011, 19(6):617-627
- [25] 陈长伟, 谷秀凤等. 备考江苏省计算机等级考试策略[J]. 经济研究导, 2010(04):85-86
- [26] 罗尚清. 小波变换在脑-机接口技术中视觉诱发电位提取的应用[D]. 重庆大学, 2008
- [27] 高海波, 崔建新, 洪文学, 郝连旺. 用基于平行坐标图的可视化人机交互技术提取 EEG 信号特征的方法[J]. 高技术通讯, 2010, 20(5):518-523
- [28] Xinyang Yu, Pharino Chum, Kwee-Bo Sim. Analysis the effect of PCA for feature reduction in non-stationary EEG based motor imagery of BCI system[J]. Optik: Zeitschrift fur Licht- und Elektronenoptik: = Journal for Light-and Electronoptic, 2014, 125(3):1498-1502
- [29] O Bodini, D Gardy, A Jacquot. Asymptotics and random sampling for BCI and BCK lambda terms[J]. Theoretical computer science, 2013, 502 (13):227-238
- [30] 徐光华, 张锋, 谢俊, 李叶平, 韩丞丞, 李黎黎. 稳态视觉诱发电位的脑机接口范式及其信号处理方法研究[J]. 西安交通大学学报, 2015, 49(6):1-7
- [31] 王力, 张雄, 仲雪飞, 樊兆雯, 张玉, 孙瀚. 时频分析在语言想像脑机接口中的应用[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2014, (6):1126-1130
- [32] 蔡佳. 16 导脑电采集系统硬件设计[D]. 电子科技大学, 2013
- [33] 刘乃河. 脑电记录中不同导联方式对图形分布特征的影响[J]. 现代电生理学杂志, 2002, 9(3):135-148.
- [34] 许原, 李中健等. 食管导联心电图[J]. 临床心电学杂志, 2008, 17(2):81-94
- [35] 徐宝国, 宋爱国, 费树岷等. 在线脑机接口中脑电信号的特征提取与分类方法[J]. 电子学报, 2011, 39(5):1025-1030
- [36] 钟文华. 基于 ARM 的脑电信号采集系统[J]. 国外电子元器, 2008, (2):13-15
- [37] 姚林, 张定国, 王颖. 脑机接口控制的下肢功能性电刺激系统研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(5):690-696
- [38] 李念强, 魏长智等. 数据采集技术与系统设计[M]. 机械工业出版社, 2009: 310-320.
- [39] 罗勇, 师黎, 周亮杰, 樊红琨, 杨春. 动物机器人新型智能监控系统设计[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(11):2429-2435
- [40] 张玉霞. 基于 P300 和 SSVEP 的混合型脑机接口的分析与研究[D]. 山东大学, 2015
- [41] 陈光建. 心电信号放大滤波电路的研究与设计[M]. 四川理工学院学报, 2009, 22(4):107-109.
- [42] 李永建, 李舜韶, 郝青青等. 微弱振动信号自适应采集系统设计[J]. 现代电子技术, 2009, 32(5):187-190
- [43] 魏彬, 贾存良. 脑电信号预处理电路的设计[J]. 中国仪器仪表学会医疗仪器分会 2006 年学术年会, 2006
- [44] 史骏彭, 静卫. 基于双 T 网络的 50Hz 陷波电路设计[J]. 科技信息. 2011, (21):121-122.
- [45] 成清清. 实时心电采集及分析系统的研究与实现[D]. 南京邮电大, 2013
- [46] 黄麟. 基于 MSP430 单片机的互感器检测装置 USB 接口的开发[J]. 中国高新技术企业, 2010, (1):33-35.
- [47] 洪利, 章扬, 李世宝等. MSP430 单片机原理与应用实例[M]. 北京:北京航空航天大学出版社, 2010: 227-295.
- [48] 陈榕福, 李建波等. 基于 MSP430 单片机的电容测试仪[J]. 福建电脑 2014, 30(11): 23-24
- [49] 梁辰. 多通道心电采集系统设计[D]. 武汉理工大学, 2012
- [50] 谢宏, 肖承勇等. 基于 MSP430 的 RFID 实验系统的设计[J]. 信息技术 2008, 32(11):22-25
- [51] CC Wang, YH Hsiao, MC Huang. Development of MSP430-based ultra-low power expandable underwater acoustic recorder[J]. Ocean Engineering, 2009, 36(s 6-7):446-455
- [52] CPL Gouvea, LB Oliveira, J Lopez. Efficient software implementation of public-key cryptography on sensor networks using the MSP430X microcontroller[J]. Journal of Cryptographic Engineering, 2012, 2(1):19-29
- [53] 杨红宇, 徐鹏, 陈彦. 异步脑机接口技术现状及发展趋势[J]. 中国生物医学工程学报, 2011,

- (5):774-780
- [54] 邓志东, 李修全, 郑宽浩, 姚文韬. 一种基于 SSVEP 的仿人机器人异步脑机接口控制系统[J]. 机器人, 2011, 33(2):129-135
- [55] X Han, X Kong. The Designing of Serial Communication Based on RS232[J]. International Symposium on Cryptography, & Network Security, Data Mining & Knowledge Discovery, E-commerce & Its Applications, & Embedded Systems, 2010:382-384
- [56] A Sierszeń, S Przyłucki, R Wojciechowski, Łukasz Sturgulewski. System of Distance Measurement and Localization of Wireless Devices Communicating Based on Bluetooth Technologies[D]. Springer International Publishing, 2016
- [57] GV Zaruba, S Basagni, I Chlamtac. Bluetrees-scatternet formation to enable Bluetooth-based ad hoc networks[J]. IEEE International Conference on Communications, 2001, 1:273 – 277
- [58] 何相锦. 基于 DirectShow 的脑机接口视觉刺激器的设计与实现[D]. 重庆大学, 2010
- [59] Cincotti F, Bianchi L, Birch G, Guger C, Mellinger J. Scherer R. BCI meeting 2005-workshop on technology: hardware and software[C]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, 14(2):128-131
- [60] Wang B, Wang X, Ikeda A. Automatic reference selection for quantitative EEG interpretation: Identification of diffuse/localised activity and the active earlobe reference, iterative detection of the distribution of EEG rhythms[J]. Medical engineering and physics, 2014, 36(1):659-665
- [61] Blankertz B, Muller K.-R, Krusienski D.J, Schalk G, Wolpaw J.R, Schlogl A. The BCI competition III: validating alternative approaches to actual BCI problems[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, 14(2):153-159
- [62] Lee P L, Yeh C L, Cheng J Y S, Yang C Y. An SSVEP-Based BCI Using High Duty-Cycle Visual Flicker[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011, 58(12):3350-9
- [63] Lin C, Wu R, Huang T. Estimating Driving Performance Based on EEG Spectrum Analysis[J]. EURASIP Journal on Applied Signal Processing, 2005:19, 3165–3174
- [64] 杨帮华, 颜国正, 丁国清, 于莲芝. 脑机接口关键技术研究[J]. 北京生物医学工程, 2005, 24(4):308-310
- [65] Grychtol B, Lakany H, Valsan G, Conway B. A. Human Behavior Integration Improves Classification Rates in Real-Time BCI[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2010, 18(4):362-8
- [66] CF Zheng, LX Zheng, JH Shi. USB bluetooth device driver based on embedded Linux system[D]. Electronic Design Engineering, 2010
- [67] 曹艳, 郑筱祥. 植入式脑机接口发展概况[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(6)
- [68] 谢宏, 董洋洋, 姚楠, 颜林. 基于 ADS1298 与 WiFi 的脑电信号采集与传输系统设计[M]. 现代电子技术, 2013(6):150-153

附录 1 攻读硕士学位期间撰写的论文

- (1) 张学军、温炜，脑电信号调理电路设计[J]. 微型机与应用（已录用）；
- (2) 张学军、温炜，新型脑电信号采集前端设计[C]. 第 30 届南京地区研究生通信年会；

附录 2 攻读硕士学位期间申请的专利

(1) 张学军、温炜、丁钰涵、朱丽敏，一种便携式脑电信号采集系统，2015.09，实用新型，待公开；

附录 3 攻读硕士学位期间参加的科研项目

- (1) 江苏省邮电规划设计院：南京电信 LTE 通信基站勘察设计；
- (1) 江苏省邮电规划设计院：FDD-LTE 室分规划设计方案研究；

致谢

时光荏苒，不知不觉研究生三年的校园生活即将划上句号。这三年是我人生中过的最充实、最满足、最幸福的时光。我即将离开校园，踏上新的旅程。在离别之际，我想对帮助过我的人表示感谢。

首先，我要感谢导师张学军教授。张老师治学严谨，德才兼备。在课业上对我们严格要求，不断丰富我们的实践能力和科研水平；在生活中，和蔼可亲，对我们照顾有加。既教授我们科研知识，更教会我们为人处世。张老师的教诲将在今后的工作中给予我极大的帮助和鼓励，在此我向张老师表示最诚挚的感谢！

其次，我要感谢一起努力的同门兄弟姐妹们，丁钰涵、朱丽敏、田静、彭丽艳、林文通等。是你们在我遇到困难时提供了及时的帮助，给了我战胜困难的动力。在课题的研究上，大家一起努力，提出观点，共同探讨，良好的学习氛围是大家共同进步的前提。

再次，我要感谢我的舍友们，感谢他们陪我度过了有滋有味的研究生生活，建立了深厚的友谊。

感谢我的亲友们，他们是最坚强的后盾，给予了我最大的鼓励，无论是在物质上还是精神上，有了他们的帮助，才能让我全力实现自己的目标。

最后，衷心感谢参加评阅及答辩的各位教授、专家，以及他们的宝贵意见。