

分类号_____

学号 M201972537_____

学校代码 10487_____

密级_____

华中科技大学

硕士学位论文

基于 STM32 的 16 通道脑电信号 采集及无线传输系统设计

学位申请人： 屈炜

学科专业： 集成电路工程

指导教师： 刘冬生 教授

答辩日期： 2021 年 5 月 25 日

**A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering**

**The design of 16-channel EEG acquisition and
wireless transmission system based on STM32**

Candidate : Qu Wei

Major : Integrated Circuit Engineering

Supervisor : Prof. Liu Dongshen

Huazhong University of Science & Technology

Wuhan 430074, P. R. China

May, 2021

摘要

21 世纪是脑科学研究迸发的时代,脑电信号采集设备作为人类探索脑科学的窗口,在临床医学、脑-机接口等领域都有着重要的研究价值。针对目前市面上脑电采集设备存在精度低、体积大、价格昂贵等缺点,本文结合现有脑电采集系统设计方案,设计了一款低成本低噪声且便携式的 16 通道脑电信号采集及无线传输系统。该系统具备脑电信号的采集和滤波功能,并能够通过无线局域网(Wireless Local Area Networks, WLAN)将脑电信号发送至上位机进行实时波形显示。

本系统在硬件设计上基于右腿驱动电路和高精度模数转换原理,采用 ADS1299、STM32F207 以及 Wi-Fi 射频模块为核心完成了脑电信号采集及无线传输系统的硬件电路采集板设计。在硬件基础上,采用 MDK-ARM 集成开发环境设计了一套基于 STM32F207 微控制器的 C 语言驱动代码,实现对脑电采集板中其他外围设备的控制、监视和管理;在上位机端基于 LabView 进行了系统的图形用户界面(Graphical User Interface, GUI)设计,实现数据接收、数字滤波、波形显示及数据导出等功能,并提供了人机交互界面。

在完成整体设计后对系统底噪、功耗、传输距离等参数进行了测量,并设计了一套贴合实际应用场景的脑电信号测试方案,通过人体自发脑电及稳态视觉诱发脑电验证实验,对所设计系统采集脑电的可靠性进行了验证。最终实验结果表明,系统采样率为 1000SPS 时,传输距离可达 60 米,各个通道噪声均小于 $1\mu\text{V}$,满足脑电采集设备标准;同时人体脑电实测证明了本系统能够有效且准确的检测到人体脑电信息。

关键词: 脑电信号 数据采集 无线传输 验证实验

ABSTRACT

The 21st century is an era of burgeoning brain science research. As a window for human beings to explore brain science, EEG signal acquisition equipment has important research value in clinical medicine, brain computer interface and other fields. With the concept of "wearable medical device" proposed, users' requirements for the performance and portability of EEG signal acquisition equipment are gradually improved. In order to improve the accuracy, portability and endurance of EEG acquisition system, a 16 channel EEG signal acquisition and wireless transmission system based on STM32 was designed and developed. The system has the functions of EEG signal acquisition and filtering, and can send the EEG signal to the host computer through wireless local area networks (WLAN) for real-time waveform display.

The hardware design of the system was based on the right-leg drive circuit and high-precision analog-to-digital conversion principle, and used ADS1299, STM32F207 and Wi-Fi module as the core to complete the hardware circuit design of EEG signal acquisition and wireless transmission system. Based on the hardware, a set of C language driver code based on the STM32F207 microcontroller was designed using the MDK-ARM integrated development environment to realize the control, monitoring and management of other peripheral devices on the EEG acquisition board; The graphical user interface (GUI) design of the system was conducted based on LabVIEW on the upper computer side, which realized functions such as data reception, data processing, digital filtering and waveform display, and provided the human-computer interaction interface.

After completing the overall design, the system noise, power consumption, transmission distance and other parameters were measured, and a set of EEG signal test scheme was designed to fit the practical application scenario. The reliability of EEG collection by the designed system was verified through the verification experiments of human spontaneous EEG and steady-state visual evoked EEG. The final experimental results showed that when the sampling rate of the system was 1000SPS, the transmission distance can reach 60m, and the noise of each channel was less than $1\mu\text{V}$, which met the standard of EEG acquisition equipment; at the same time, the measurement of human EEG proved that the system can effectively and accurately detect human EEG information.

Keywords: EEG Data acquisition Wireless transmission Validation experiment

硕士学位论文

目 录

摘要	I
ABSTRACT	II
1 绪论	1
1.1 课题研究背景与意义	1
1.2 脑电信号采集设备国内外发展现状	2
1.3 论文主要研究内容	4
2 系统总体设计方案	6
2.1 脑电采集原理与方法	6
2.2 干扰分析	8
2.3 系统整体架构及技术指标	10
2.4 本章小结	11
3 系统硬件设计与实现	12
3.1 关键技术	12
3.2 模拟前端电路设计	14
3.3 数字电路设计	17
3.4 电源电路设计	20
3.5 印制电路板设计	21
3.6 本章小结	23
4 系统软件设计与实现	24
4.1 软件开发环境介绍	24
4.2 软件设计整体架构	24

硕士学位论文

4.3 嵌入式程序设计	26
4.4 上位机程序设计	34
4.5 本章小结	41
5 系统性能测试与脑电验证实验	42
5.1 系统性能测试	42
5.2 自发脑电验证	44
5.3 稳态视觉诱发脑电验证	48
5.4 本章小结	51
6 总结与展望	52
6.1 总结	52
6.2 展望	52
致谢	54
参考文献	55

1 绪论

1.1 课题研究背景与意义

人的大脑是人体最复杂的器官之一，同时也是所有神经系统的中枢，它的结构错综复杂，包含数十亿个神经元，神经元之间又有着百万亿个突触相连接^{[1][2]}。神经元细胞之间通过神经递质的释放和突触的连接来传递信息，在神经元释放神经递质过程中，突触会产生一个微弱的电脉冲，如果不直接接触神经元，这种电脉冲很难可靠的检测到，然而当数千个神经元同时放电时，它们就会产生一个强大的电场，足以穿过组织和头骨，形成了可以在头皮表面能够测量到的脑电信号^[3]。

近年来，随着人们对脑科学的研究逐步深入，对脑电的研究重视程度不断加大，脑电信号已应用于神经科学、临床医学以及心理学等多个领域，对研究人类生命科学、疾病诊断和治疗以及脑-机接口技术等方面都有着重要作用^[4]。在临床医学领域，对患者的脑电进行采集大部分都依赖于以下四种方法：功能磁共振成像技术（Functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI）、皮层脑电图（Electrocorticography, ECoG）、深度电极（Depth electrode）以及脑电图（Electroencephalography, EEG）^[5]。在以上四种方式中，fMRI 技术的时间分辨率不如脑电图，整个系统需要高强度的磁场，花费昂贵且不利于携带；皮层脑电图和深度电极需要神经外科手术植入电极，只有在有必要的时候才会考虑手术植入，且神经外科手术伴随一定风险；脑电图则通过头皮电极记录大脑电活动，电极通常嵌入脑电帽中，系统相对便宜和便携，是脑电研究中最常见的方法^[6]。

另一方面，AI 研究者利用计算机对实时采集到的脑电信号进行特征提取和分析，实现大脑与外部设备的信息交换，这种交互系统被称为脑-机接口（Brain-Computer Interface, BCI）^[7]。脑-机接口技术通过头皮电极或者颅内电极等传感器采集脑神经活动信号，对采集到的信号进行处理加工、模式识别等操作后，可以获得人的控制意图、认知和心理等状态，可以给肢体残缺者提供新的控制、交流等方式，也给健康人群提供了更多的信息输出渠道^{[8][9]}。诸如为高位截瘫、肌肉萎缩等运动功能障碍患者提供新的运动替代方案，为情绪、疲劳、意识状态的检测和识别提供客观指标^[10]；还可以用来

辅助一些特殊工作，比如在车辆行驶中，通过对驾驶员大脑活动的检测来评估驾驶员疲劳程度，以此来保证行车安全，或者在高危作业环境下，用脑-机接口技术来控制机器人代替人工操作^[11]。脑-机接口作为一种崭新的人机交互方式，在人工智能领域具有非常好的发展前景。

无论是在临床医学或是在脑-机接口技术里，脑电信号的准确采集是人类进行脑科学研究的前提和基础。但由于脑电信号是一种频率低于 100Hz，幅值在微伏到百微伏量级的非线性信号，在实际采集过程中，容易引入各种噪声，如采集器件自身热噪声、人体自身的各种干扰、50Hz/60Hz 工频干扰以及外部环境的高频噪声等。而且随着脑电行业的不断发展，国内外对脑电采集设备的便携性、用户体验感等要求也在逐渐增加，这就对脑电采集设备的研发提出了新的挑战^[12]。目前我国脑电信号采集设备尚处于起步发展阶段，少有自主知识产权的高精度便携式脑电信号采集设备。如果国内能够自主设计开发出便携式、高精度且佩戴舒适的多通道脑电信号采集系统，这将对我国脑科学研究和人工智能领域的发展产生深远的积极推动作用。

1.2 脑电信号采集设备国内外发展现状

早在十九世纪，英国科学家 Richard 就通过电流计发现了兔脑与猴脑的脑电震荡电位，并发表了相关论文，这是人类首次在历史上发现脑电的存在^[13]。在 1924 年，德国 Jena 大学的教授 Hans Berger 用两根白金针状电极测量到了外伤患者大脑皮层的规则电活动，他还进行了多种环境下皮层脑电的测量，这是人类首次针对人体脑电信号的研究^[14]。脑电信号采集设备是随着科学技术的发展而发展的，在第二次世界大战结束后，随着集成电路技术日趋成熟，脑电采集设备的制造技术也同步得到了迅速发展。在 1948 年制造出了实用的 8 通道脑电图机，1958 年制造出了诱发电位检测仪器^{[15][16]}，1980 年后，医疗领域陆续出现了睡眠脑电图和动态脑电图，在 1992 年，美国和德国联合研制出了脑电监测设备，利用计算机对脑电信号进行分析，提取可靠参数推断大脑功能，这也标志着人类对脑电的研究已经不再局限于医学领域，而是扩展到了行为认知学、心理学等各类学科^{[17][18]}。进入 21 世纪后，随着人们对医疗科技发展的不断重视，国内外研究人员不断致力于优化设备性能，提高脑电信噪比，现在已经出现了很多成熟的脑电信号采集产品。

目前市面上大部分高性能的脑电采集设备都是由国外研制的，常见且最具代表性的是美国 Neuro Scan、荷兰 Bio Semi 和德国 Brain Products 等公司生产的脑电图系统。美国 Neuro Scan 公司的 Syn-AmpsII 系统由 64 个单极、4 个双极和 2 个高电平输入组成，每通道采样率可达 20KHz，且都使用高分辨率的 24 位 A/D 模数转换芯片来处理数据，数据通过 USB 传送到 SCAN 计算机实现实时的数字信号处理，功能包括脑电时域和频域地形图的绘制、数据重组以及各种人体伪迹的同步去除等。荷兰 Bio semi 公司的 Active Two 型号脑电仪多达 256 个电极通道，是第一个采用活性电极的商用化产品，活性电极是一个低输出阻抗的传感器，可有效减少前端放大器的输入阻抗，解决了高电极阻抗和电缆屏蔽问题，可以更轻松的获得低噪声测量。德国 Brain Products 公司的 Brain Amp 系列放大器每个单体放大器导联数为 32 通道，可并联至最大 512 导的系统^[19,20,21]。下表 1-1 给出了三个公司的典型脑电采集设备的参数指标。

表 1-1 国外部分脑电仪参数对比

参数 \ 产品	Neuro Scan Syn-Amps amplifiers	Bio Semi Active Two	Brain Products amplifiers
采样率 (SPS)	20K	16K	5K
采样位数 (bit)	24	24	22
CMRR	108dB	105dB	110dB
带宽 (Hz)	DC-3500	DC-3000	0.05-1000
噪声电平	4 μ V	5 μ V	2 μ V
通道数	40-256	16-256	40-512

国内脑电采集设备发展起步比国外晚，但近年来随着我国对脑电研究的不断重视，也有一部分企业和公司开始自主研发脑电采集设备，其中比较具有代表性的是北京中科新拓、江苏康泰和上海诺诚等公司，北京中科新拓的 NT9200 型视频脑电图仪可将病人脑电信号与录像同步记录，支持 24 小时以上脑电同步监护，高速回放功能可及时全面的再现病人整个过程中脑电波的变化。江苏康泰的 KT88 脑电图仪同样也主要用于临床监测，具有丰富的数字滤波系统，可以将数据统计以及图文报告以 word 形式给出，方便医生诊断^[22]。上海诺诚的 Nation9128W 脑电图系统具有实时采集分析功能，并提供了 4 到 8 个可以自由设定的扩充通道来进行人体其他生物电的测量，如心电、肌电等。下表 1-2 给出了这三种型号脑电采集设备的参数指标。

硕士学位论文

表 1-2 国内部分脑电仪参数对比

产品 参数	北京新拓 NT9200	江苏康泰 KT88	上海诺诚 Nation9128W
采样率 (SPS)	1024	200	1024
采样位数 (bit)	16	16	12
CMRR	100dB	90dB	100dB
带宽 (Hz)	0.5-70	0.5-100	0.5-70
噪声电平	5 μ V	2 μ V	5 μ V
通道数	40	32	64

通过对比表格 1-1 和表格 1-2 国内外脑电采集设备的指标参数,可以看到我国自主研发的脑电采集设备性能相对落后,而且大部分都只能应用于临床诊断,因此,设计出具有自主知识产权的高性能脑电采集设备是国内脑科学研究工作者的重点研究方向。

1.3 论文主要研究内容

本文设计了一款基于 STM32 的 16 通道脑电信号采集与无线传输系统,系统包括脑电采集硬件电路板、嵌入式程序以及上位机程序,能够实现脑电信号的放大、模数转换、无线传输、上位机数字滤波及波形显示等功能,为脑电信号分析提供软硬件支持。

本文章节安排如下:

第一章:介绍了脑电采集设备在临床医学上的优势及在脑-机接口领域的用途,综述了脑电采集设备国内外发展现状以及论文主要研究内容。

第二章:阐述了脑电信号采集的原理与方法,分析了采集过程中可能引入的噪声干扰,提出了整体系统的设计架构和技术指标。

第三章:首先对系统硬件设计中涉及的关键技术进行了阐述分析,之后详细论述了本系统的硬件设计方案及实现过程,包括脑电信号采集电路、微控制器电路、Wi-Fi 模块电路以及电源模块设计等。

第四章:根据不同终端分别论述了与本系统硬件配套的嵌入式软件设计以及上位机的图形化用户界面设计。

第五章:对原型机进行了电气性能测试,同时对人体自发脑电及稳态视觉诱发脑电进行了实测,并对结果进行了研究与分析。

硕士学位论文

第六章：总结了本论文的主要工作和科研成果，并针对存在不足的地方提出了进一步的优化措施。

2 系统总体设计方案

本章分为三个部分，第一部分讨论脑电信号采集原理与方法，第二部分对脑电采集过程中的各类噪声干扰进行分析，第三部分提出系统的整体架构与技术指标。

2.1 脑电采集原理与方法

2.1.1 脑电采集原理

人体脑电的采集是指测量大脑上两点间的电压差，和我们测量电池的电压本质上没有区别^[23]。但鉴于脑电的低频低幅值的特点，在采集需求上就需要脑电采集设备的前置输入要有极高的输入阻抗以提高微弱电信号的索取能力，另外整个系统还需要有极强的抗噪能力，防止引入除脑电信号以外的各类干扰信号。

早期的脑电采集系统为走纸式记录设备，需要人工操作，现代的脑电采集系统多为计算机控制，便于脑电信号的高质量采集。典型的脑电信号采集系统一般都由以下三个功能模块组成：脑电获取、信号加工、保存显示。信号获取是采集脑电的第一步，通常由电极来完成，将电极一端与大脑头皮贴合，另一端通过导线与脑电加工设备的输入端连接，信号加工主要包括脑电信号放大、滤波、模数转换、算法处理等，脑电信号加工过程是最核心的部分，决定着整个系统的性能优劣，对硬件与软件设计上都有着很高的标准要求^[24]。在对原始脑电信号完成处理后，最后需要将数字化的脑电信号以脑电图的形式显示出来，同时也可以将数据以文件形式进行保存，以便于之后的查询和分析。

2.1.2 脑电采集方法

连接大脑与脑电采集设备最常用的工具是生物测量电极^[25]，在脑电信号采集中按测量电极与人体大脑连接方式不同可分为侵入式和非侵入式。侵入式测量是指将电极植入头皮或者颅内进行脑电采集，相比于在头皮表面直接进行采集的非侵入式测量可以更准确高效，但由于侵入式测量方法对人体有一定的创伤性而且价格昂贵，在非必要情况下，并不提倡采用。在目前的研究当中，非侵入式测量更易于被人们接受，应用也更加广泛^[26]。

非侵入式测量的电极种类分为湿电极与干电极，传统湿电极需要配合导电凝胶使用，在采集脑电时，将凝胶涂抹在电极与头皮相接触的位置以减少人体接触阻抗，实验准备过程较为繁杂^[27]。干电极是近年来随着材料科学的发展而提出的一种新电极，无需在采集时涂抹导电膏，可以显著减少实验准备时间和改善用户的舒适度^[28,29]。对于本文设计的 16 通道的多通道测量，我们使用可配合头戴式电极帽使用的阻抗式微结构表面干电极（毫米级），这种干电极可以有效穿过毛发，而且毫米级、厘米级的柱阵列干电极具有无创、制备成本低等优势。微表面结构干电极如图 2-1 所示。



图 2-1 微结构表面干电极

针对脑电测量中电极通道的数量不同，电极的固定位置也不同，通道数量越多，反应的脑电信息越丰富。在国际上有一套通用的脑电电极放置规则，即“国际 10-20 系统电极放置法”，电极放置位置示意图如下图 2-2 所示：

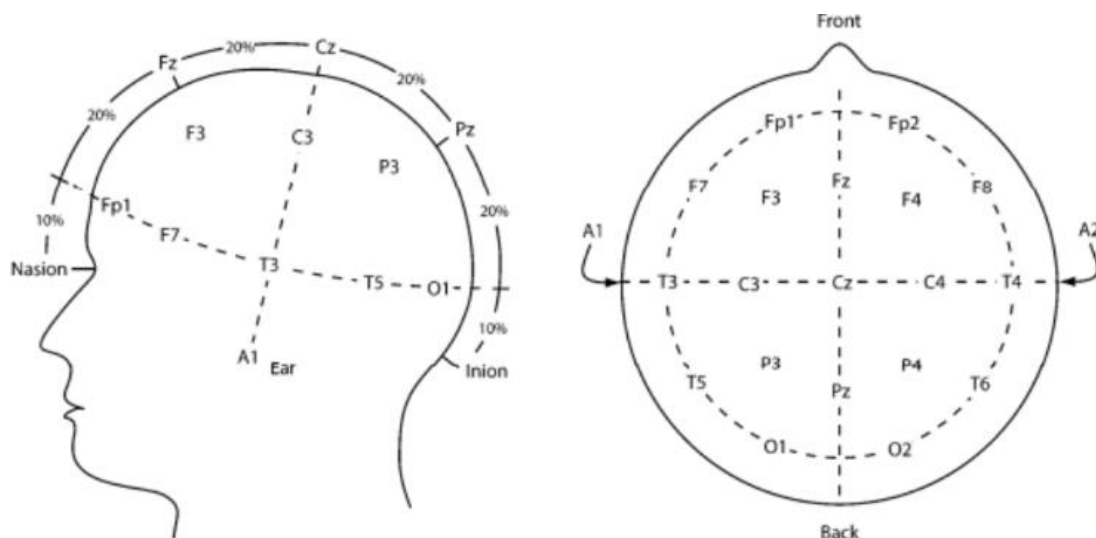


图 2-2 国际 10-20 导联系统示意图

10-20 的意思是指前额中点（Fp1）至鼻根（Nasion）的距离和枕点（O1）至枕外粗隆（Inion）的距离各占此连线全长的 10%，其余各点均占此连线全长的 20%，其中

常见的几个重要点位有额中点（Fpz）、前额点（Fp1 和 Fp2）、额中点（Fz）、中央点（Cz）、顶点（Pz）、枕点（O1 和 O2）等^[30]，这些点是本文实验测试阶段重点关注的点位。

脑电采集根据导联方式不同还分为双端导联和单端导联，因为脑电实质是脑部两处的电位差，因此每个通道的脑电信号需要测量两个电极之间的电位差，单端导联有一个参考电极，即零电位参考点，参考电极同时连接所有通道前级放大器的一端，该电极位置实测中一般选择在耳垂；而双端导联则是根据需求选取任意位置两个电极进行测量。本设计中为提高通道利用率，采用单端导联方式，导联示意图如下图 2-3 所示：

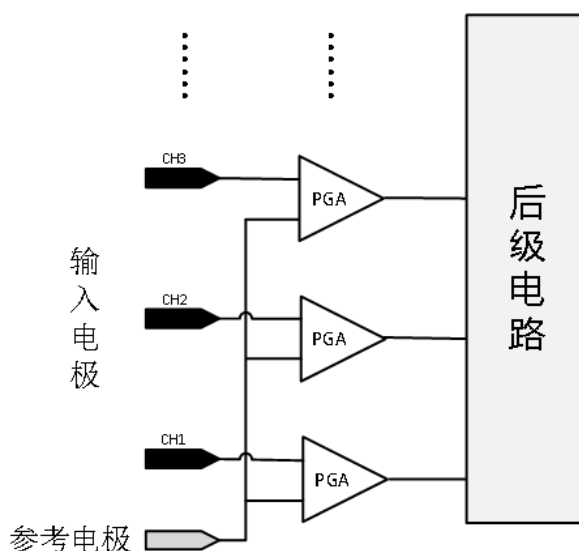


图 2-3 单端输入导联方式示意图

2.2 干扰分析

由于脑电信号是人体上最为微弱的一种生理电信号，在采集过程中容易受到采集系统内部噪声、人体自身状态、人体所处环境、生物电极等各类干扰影响，因此，想要实现高质高精度的脑电采集必须要对干扰进行分析并在系统设计中对于干扰进行抑制。脑电研究者通常将来自脑电外的电位活动称为伪迹（Artifact），伪迹干扰主要分为静电干扰、无线电干扰、电极直流失调以及系统内部噪声等^[31]。

静电干扰主要是指 50Hz（国内）的工频信号通过电源管理电路的耦合作用到脑电采集设备模拟电路上所产生的干扰，幅值一般在几毫伏到几十毫伏，干扰分析模型较

为复杂，下图 2-4 给出了工频静电干扰耦合路径的简易示意图，红色箭头表示工频信号的耦合路径。

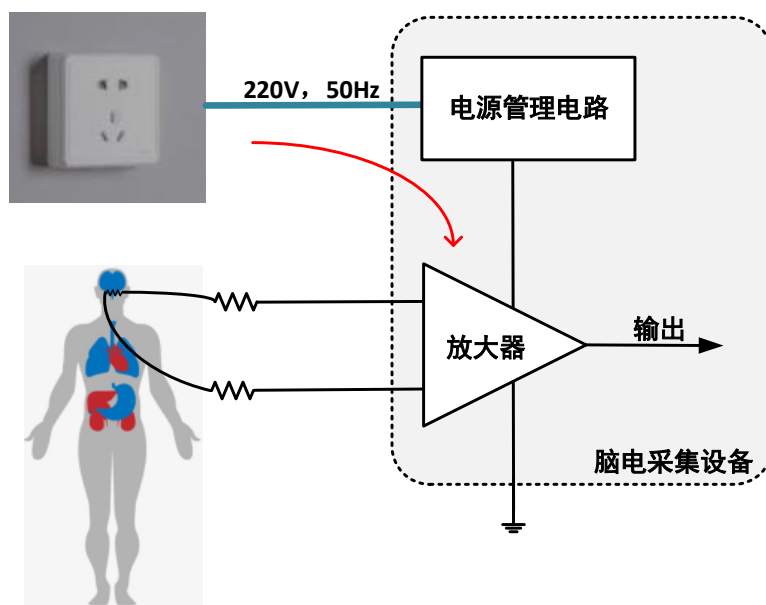


图 2-4 工频静电干扰耦合路径示意图

在电路设计中，如采用市电供电方式，需要在电源管理电路上做电气隔离，一方面可以阻断工频干扰的传导路径，同时也可以保障测试时的人体安全。本设计中，采用电池供电的浮地设计，隔离来自交流电源线的干扰，提高了系统的电磁兼容性能。

无线电干扰是指环境中存在的电磁能量通过耦合的方式作用在在人体以及脑电采集设备中产生的干扰，主要包括高频噪声和工频干扰，由于 50Hz 的工频对应的波长大约为 6000 千米，这个尺寸远大于 PCB 和导线的长度，因此工频通过这种耦合方式对脑电信号采集质量产生的影响很小，在电路设计中，可以通过减少 PCB 走线长度和增加滤波电容的方式来减少此类干扰^[32]，此外上位机软件也需要添加 50Hz 数字工频陷波器。对高频噪声的干扰可在信号进入放大器之前添加低通滤波预处理电路，对高频噪声进行滤除。

电极直流失调是指当采集电极与头皮接触时，电极材料会与人皮肤表面的汗液发生氧化还原反应，从而在电极与接触面之间形成了一个近似直流的偏移电压。每个电极产生的偏移电压都不同，而脑电信号采集的是两个电极之间的电势差，因此两个生物电极之间会存在直流失调，一般在几十 mV^[33]。电极直流失调原理图如图 2-5 所示。

通常运算放大器的供电电压为 5V，如此高的直流偏置会容易导致前级放大器饱和，无法采集有效信号，因此，在选用高增益放大器时，需要在放大器前端设计隔直电路。

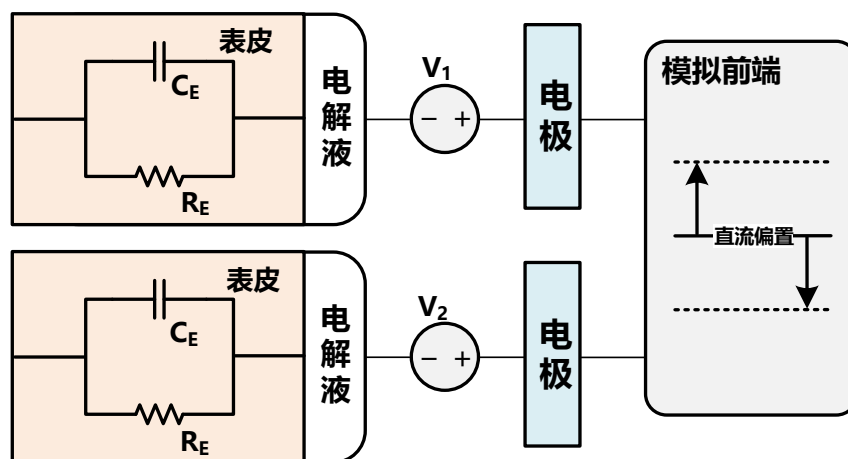


图 2-5 电极直流失调原理图

系统内部噪声是指系统内部元器件的固有噪声，其大小决定了系统可检测到的最小信号幅值，主要包括电阻热噪声、散弹噪声以及低频 $1/f$ 噪声等^[34]，电阻两端开路时的热噪声电压有效值计算公式为 $E_t = \sqrt{4kTRB}$ ， k 为玻尔兹曼常数， T 为温度， R 为电阻阻值， B 为带宽，由公式可知，在电路设计中，应尽量使用小电阻，必要时还需进行降温。散弹噪声以及 $1/f$ 噪声都来自于系统中的半导体器件，散弹噪声来源于 PN 结中电子与空穴的随即扩散， $1/f$ 噪声则来源于导体之间的接触不理想，且频率越低越明显。由于脑电信号为低频信号，因此 $1/f$ 噪声属于整体噪声中最主要的部分，在工艺上常通过增加导体接触面积来减少低频噪声^[35]。系统内部噪声由内部自身元器件产生，因此在进行系统设计时，应避免使用过多分立式元器件。

2.3 系统整体架构及技术指标

通过前期对脑电信号的调研和对噪声干扰的分析，本文设计了一款基于 STM32 的 16 通道脑电信号采集及无线传输系统，图 2-7 为系统的整体架构框图，由于模拟滤波电路会引入更多噪声干扰并会滤除一部分有效脑电信号，为提高脑电信噪比以及保留更多有效脑电信号，系统采用集成模拟前端和低通滤波搭配上位机数字滤波来对脑电原始信号进行采集，整个系统由脑电导联装置、脑电硬件采集板和上位机软件组成，脑电导联装置包括 16 个干电极、2 个 AgCl 耳夹电极及脑电帽，脑电硬件采集板使用

STM32F207、ADS1299、LM1117 等电源芯片和 Wi-Fi 模块为核心进行搭建，上位机软件为基于 LABVIEW 设计的人机交互界面，主要功能为完成脑电信号的放大、滤波、A/D 转换、数据打包、无线传输以及波形显示等。系统的技术指标由表 2-1 所示。

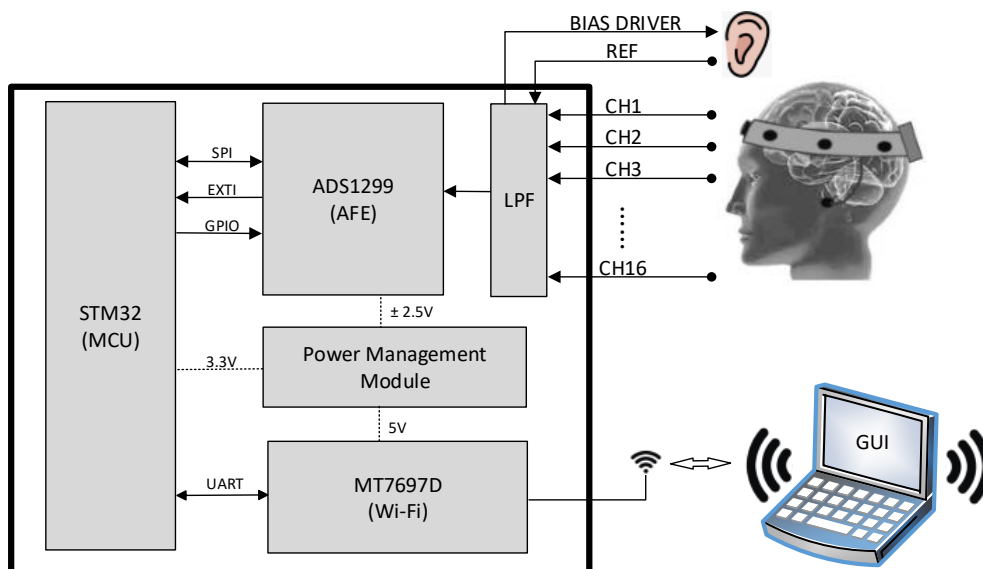


图 2-7 脑电信号检测板级系统结构图

表 2-1 系统技术指标

通道数	带宽	分辨率	采样率	底噪	功耗	传输距离
16	0.5-100Hz	24-bit	1000SPS	<1 μ Vpp	1050mW	\geq 60m

系统工作流程为：首先由生物干电极以单端导联方式采集原始脑电信号，经过无源式预处理滤波电路后由 ADS1299 将信号放大、采样并将转换后的数字信号传输至 MCU，MCU 对脑电数据进行打包后，将脑电数据通过 UART 串口发送给 Wi-Fi 模块，数据由 Wi-Fi 射频模块无线透传至上位机，由上位机对原始数据进行整理，并进行数字滤波和波形显示。

2.4 本章小结

本章首先对脑电信号的采集原理和采集方法做了简要介绍，说明了脑电采集的流程以及本设计中脑电电极的放置位置和导联方式，然后对脑电采集过程中可能引入的各类噪声干扰进行了分析并提出了解决方案，本章最后提出了该系统的整体结构，说明了系统的工作流程并给出了指标参数。

3 系统硬件设计与实现

硬件电路是整个系统的基础也是其核心部分，在很大程度上决定了整个脑电系统的性能优劣。本系统硬件电路由模拟前端电路、数字电路以及电源电路组成，模拟前端电路基于右腿驱动以及 24 位高精度模数转换原理设计，实现对原始脑电信号的滤波、放大以及模数转换，数字电路通过 MCU 和 Wi-Fi 模块完成对脑电数据的打包以及无线传输，电源电路主要是对前两个电路进行供电。电路采用 Altium Designer 软件进行原理图和 PCB 布线设计，PCB 打样后完成了电路焊接工作，本章将对系统硬件电路中涉及的关键技术以及详细的设计过程进行阐述与说明。

3.1 关键技术

3.1.1 基于右腿驱动的脑电采集技术

右腿驱动电路(Right-leg driver)本质上是一个负反馈电路，因在心电采集中测量电极放置于人体右腿而得名。该电路原理是当生物电极采集到包含共模干扰的原始信号后，将共模信号放大、反相后通过偏置电极接回人体，在人体上形成偏置电压，利用负反馈消除共模干扰，提高共模抑制比。右腿驱动电路通常用于生物信号放大器，由于脑电信号是脑部特定的点与点之间的电势差，电压信号十分微小，信号幅度在 $5\mu\text{V}\sim 100\mu\text{V}$ 之间，典型值为 $20\mu\text{V}$ 。由于受试者身体作为天线会受到测试环境的电磁干扰，如 50Hz 的家用供电工频干扰，这种干扰可能会掩盖人体的生物信号，使得信号难以测量。右腿驱动电路可以在不影响采集人体脑电的前提下有效抑制人体上的工频干扰，提高电路的共模抑制比，能够更容易的从噪声及干扰中分离出脑电信号，并具有实时动态调整能力^[36,37]。

ADS1299 芯片内部包含 8 个通道，每个通道里传输出的共模信号经过相应的等效电阻后进行叠加并输入到偏置电极通道。各通道叠加后的共模信号会统一经过反相偏置放大器调转极性，反相信号由偏置电极反馈输入到被测者脑部，进而消除一部分工频干扰的影响。

基于 ADS1299 设计的右腿驱动电路如图 3-1 所示：

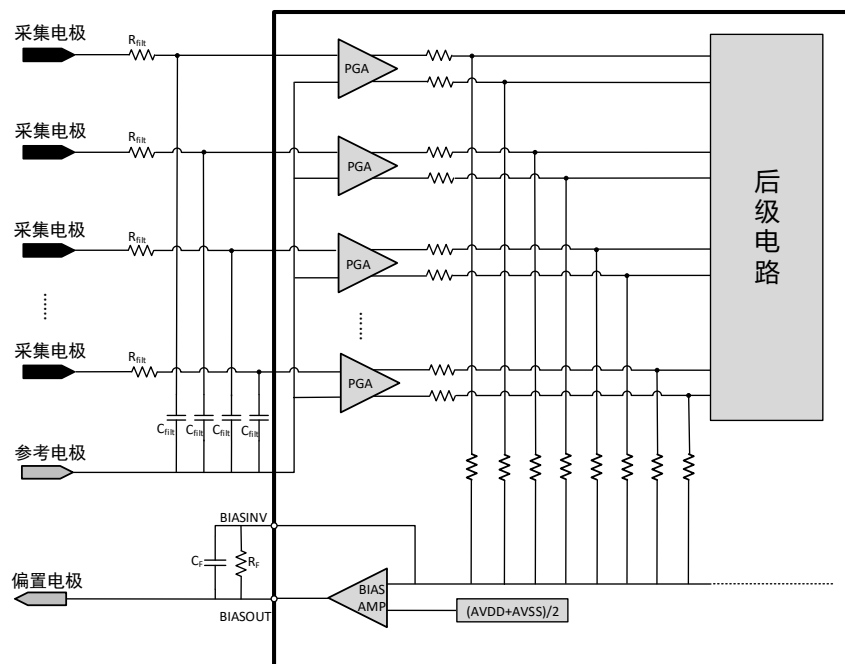


图 3-1 ADS1299 右腿驱动电路示意图

ADS1299 各通道内部可编程放大器一共有 7 个增益选择(1, 2, 4, 6, 8, 12, 24), 可通过修改寄存器来调节增益大小, 在接入右腿驱动电极后, 差分电极输入可保持在几十 mV, 因此在实际采集脑电时采用 24 倍最大增益, 前级放大器也不会处于饱和。

3.1.2 基于 24 位 Σ - Δ ADC 的高精度模数转换

ADS1299 内部集成 8 路低噪声的 24 位同步采样 Σ - Δ ADC, 主要功能是将采集到的脑电模拟信号转化为 MCU 能识别的数字信号。 Σ - Δ ADC 相较于一般 ADC 而言具有成本低、线性度好、分辨率高等优点, 随着 CMOS 向更小尺寸发展和集成电路工艺技术的成熟, Σ - Δ 结构的 ADC 已经越来越多的出现在像 ADS1299 此类的混合信号集成电路芯片中。

与传统 ADC 原理不同, Σ - Δ ADC 是根据抽样数据前后量值的差值即增量大小来进行量化编码。 Σ - Δ 型 ADC 由两部分组成, 第一部分为模拟 Σ - Δ 调制器, 第二部分为数字抽取滤波器。模拟 Σ - Δ 调制器以非常高的的抽样频率对输入信号进行抽样, 并对抽样之间的差值进行低位量化, 从而得到用低位数码表示的 Σ - Δ 码; 然后将 Σ - Δ 码发送给数字抽取滤波器进行抽取滤波, 最后得到高分辨率的线性脉冲编码调制的数字信号^[38]。一阶的 Σ - Δ 调制器结构图如下图 3-2 所示:

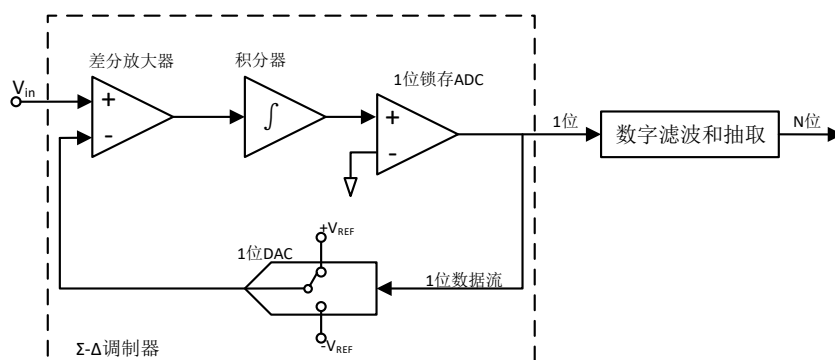


图 3-2 Σ - Δ 调制器结构图

Σ - Δ 调制器结构近似于双斜线 ADC，包含一个差分放大器、一个积分器、一个比较器以及一个由 1 位 DAC 构成的反馈环。反馈 DAC 是一个简单的开关，可将差分放大器的反向输入端连接至 DAC 的正负参考电压，使积分器的平均输出电压接近于比较器的参考电压^[39]。

对于输入范围内的模拟信号， Σ - Δ 型 ADC 能输出离散数字信号值的个数，信号值通常用二进制数来存储，输出的离散信号产生一个变化所需的最小输入电压的差值被称作最低有效位(Least significant bit, LSB)电压。模数转换器的电压分辨率 Q 就等于最低有效位电压。关于电压分辨率 Q 的计算公式如下：

$$Q = \frac{V_{RefHi} - V_{RefLow}}{2^M}$$

V_{RefHi} 和 V_{RefLow} 是模数转换过程允许电压的上下限， M 是模数转换器以比特为单位下的分辨率。在本系统中，ADS1299 的 ADC 输入参考电压为 4.5V，根据上述公式可算得此时 ADC 的最小电压分辨率为 $4.5/2^{24}$ V，约为 0.268 μ V。而 ADS1299 内置可编程增益放大器，最大增益为 24 倍，因此可算得 ADS1299 可测的最小电压大约为 0.0124 μ V，这个数值完全满足脑电研究中对脑电信号采集的分辨率要求。

3.2 模拟前端电路设计

3.2.1 前置低通滤波电路

由于原始脑电信号微弱，容易收到实验环境的高频信号干扰，本文在 ADS1299 芯片的差分输入端，设计了由 RC 组成的无源低通滤波器，用于对脑电信号进行滤波，一般研究人员关注的脑电信号频率在 0.5Hz~100Hz 范围内，根据截止频率公式 $f = \frac{1}{2\pi RC}$ ，

选取电阻电容值分别为 $20\text{k}\Omega$ 和 22nF ，同时为了防止静电击穿毁坏芯片，需要对输入信号进行限压处理，在前级输入端并联了稳压二极管，接入模拟地。电路设计如下图 3-3 所示：

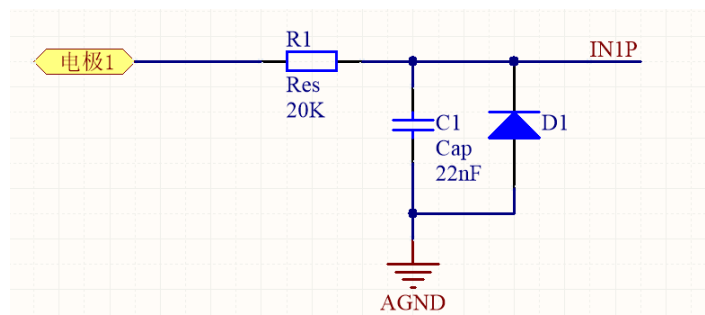


图 3-3 前置低通滤波电路

在实际设计过程中，由于通道数较多，采用单个电容电阻方式占用面积太大，为节约 PCB 面积，采用了排阻排容以及 4 通道瞬态抑制二极管来进行设计。

3.2.2 脑电信号采集电路

模拟前端模块以 ADS1299 生物电采集专用芯片为核心搭建，ADS1299 芯片除了具有 8 路低噪声的 24 位 Σ - Δ ADC 外，还内置 EMI 滤波器、可编程增益放大器（PGA）、输入复用器、时钟振荡器和偏置放大电路与内部测试源以及导联脱落检测电路^[40]。ADS1299 可通过配置输入复用器将输入信号配置为单端或差分输入。在测试阶段可以将输入信号配置为内部方波测试信号和输入短路测试信号。本设计采用单端导联方式，脑电采集电极连接至所有通道正输入端，所有负输入端连接到耳夹电极作为参考电极。ADS1299 单通道结构示意图如图 3-4 所示：

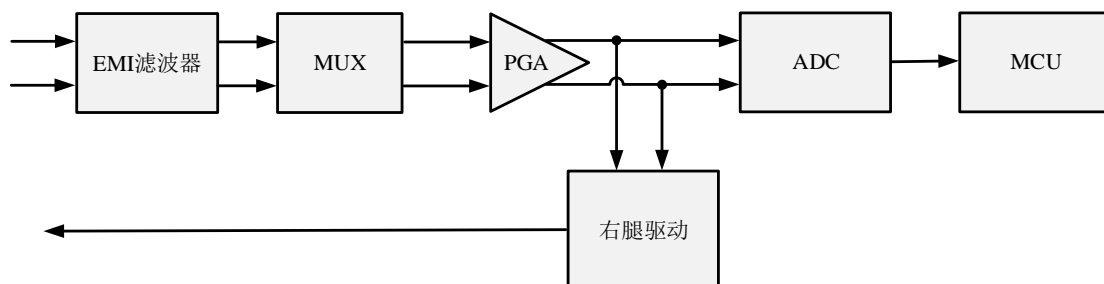


图 3-4 ADS1299 单通道电路图

芯片内部集成的 EMI 滤波器能够有效抑制共模干扰与差模干扰，多路复用器可用于进行内部方波以及芯片内部热噪声测试，可编程增益放大器可以自行通过嵌入式程

序进行 1、2、4、8、12、24 倍增益配置，最终脑电信号通过 A/D 转换器将模拟信号转换成数字信号输入到芯片内部控制模块也即 MCU，系统主控模块通过与该芯片内部 MCU 的 GPIO、SPI 进行逻辑控制与数据通信。

芯片整体外围电路如下图 3-5 所示：

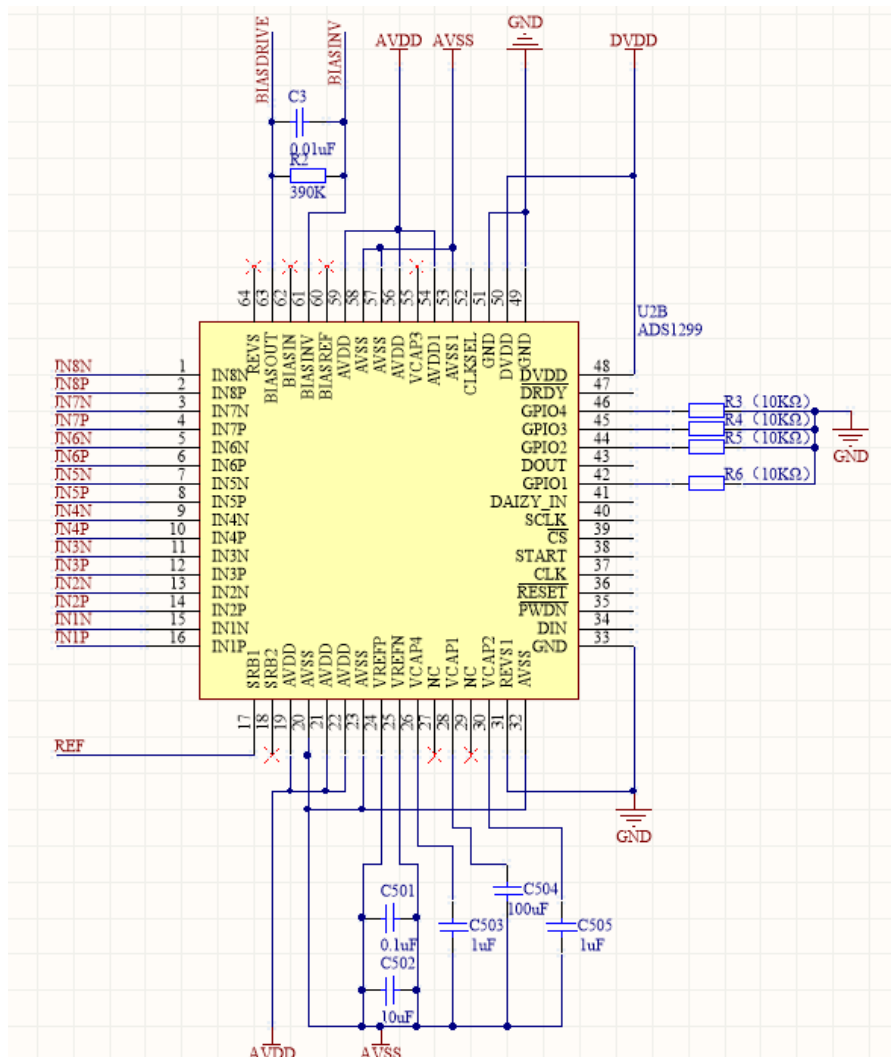


图 3-5 ADS1299 外围电路

3.2.3 菊花链拓扑电路

单片 ADS1299 内部只有 8 路电极通道，因此需要 2 片 ADS1299 级联来扩展通道数，ADS1299 支持 DAISY_CHAIN(菊花链)拓扑模式来扩展系统通道，通过在 CONFIG1 寄存器中设置 DAISY_EN 位，启用 DAISY-CHAIN 模式。图 3-6 显示了 DAISY-CHAIN 模式的各端口连接方式。

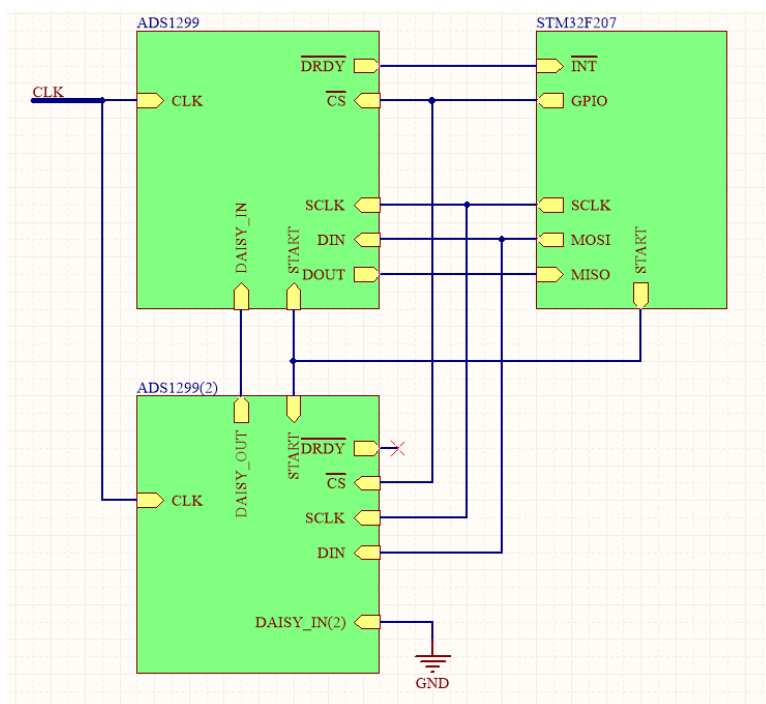


图 3-6 DAIZY-CHAIN 模式端口连接方式图

在这种模式下，SCLK、DIN 和 CS 片选在多个芯片之间共享。第二片 ADS1299 的 DOUT 连接到第一片的 DAISY_IN，从而创建一条数据传输通道，第二片需将 DAISY_IN 引脚短接到数字地。16 通道数据将由第一片 ADS1299 的 DOUT 输出。

3.3 数字电路设计

3.3.1 主控模块

脑电采集系统对于主控模块的处理速度、存储空间、通信接口以及便携性稳定性都有一定需求，且整体性能要求较高。微处理器(MCU)是主控电路的核心，控制着整个系统，本设计中微处理器必须具备以下特性：

- (1) 运算速度快，可满足多通道快速采集任务；
- (2) 片上资源丰富，兼容 SPI 与 UART 等通信协议；
- (3) 功耗较低，满足无线便携式设备对功耗的要求；
- (4) 易于开发，可扩展性强。

通过对处理能力、成本、功耗以及开发难易度等方面的综合考虑，选用意法半导体公司生产并推出的微处理器 STM32F207 作为主控芯片，该芯片集成 Cortex-M3 内核，

主频高达 120MHz，具有丰富片上外设资源，且能够可以通过编程实现睡眠模式、停机模式和待机模式的自由切换以达到降低功耗的目的。

MCU 正常工作需要 JTAG 程序烧写接口、外部晶振以及复位按键，设计中还添加了两个用于手动进入中断程序改变采样率的按键。各外设电路图如下图 3-7 所示：

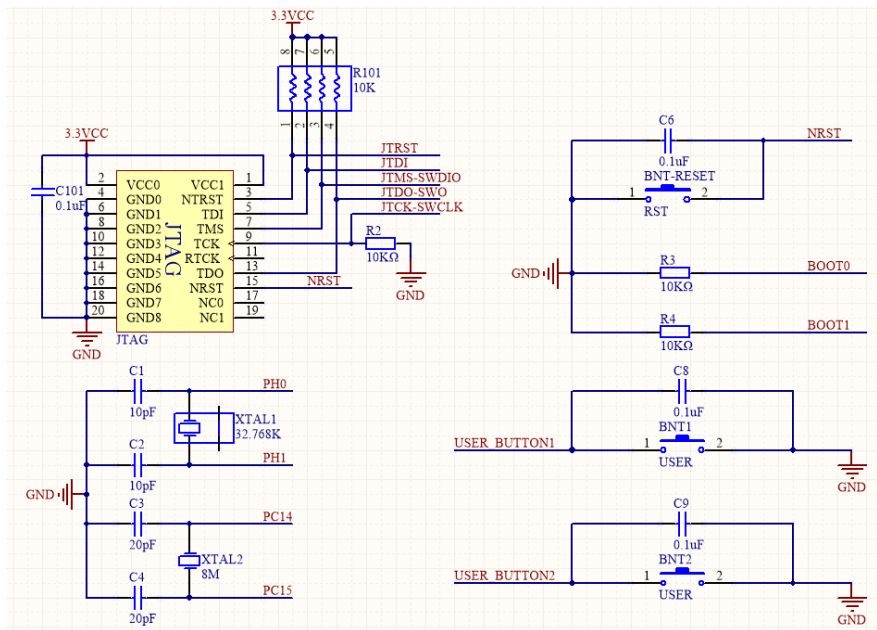
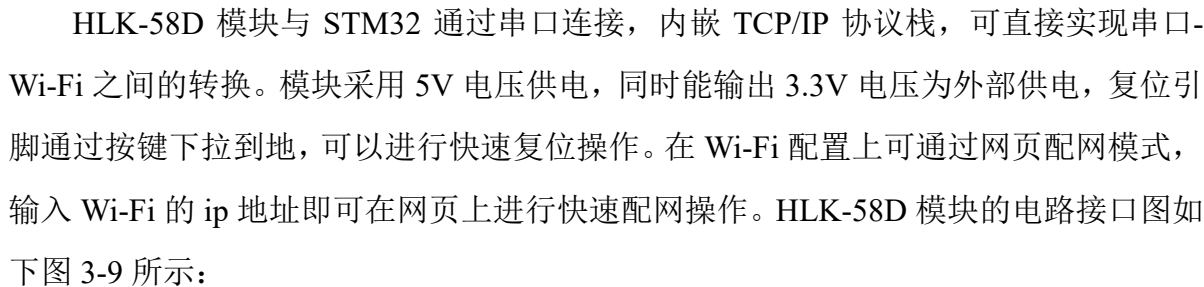


图 3-7 STM32F207 外围支持电路

JTAG 仿真调试接口需外接 J-LINK 仿真器，因此在 VCC 电源引脚并联滤波电容滤除高频噪声，根据芯片手册查阅可知，JTAG 除时钟引脚 TCK 需外接下拉电阻外，其余四个引脚接上拉电阻。XTAL1 和 XTAL2 分别为频率 8MHz 的高速晶振以及 32.768KHz 的低速晶振，STM32 片内集成晶体谐振电路，因此选用无源晶振然后分别并联 20pF 与 10pF 的负载电容即可。复位电路与 USER BUTTON 电路原理相同，通过查阅芯片手册可知，复位引脚和 GPIO 内部有上拉电阻，外部按键接地后，在按键按下瞬间，IO 口状态会由高变低，MCU 通过检测电平变化来进行复位和中断操作，此外在硬件上采用并联电容来消除按键机械抖动。BOOT0 与 BOOT1 引脚为 STM32 的启动配置引脚，我们使用 JTAG 烧写程序时将程序写入 MCU 的闪存，因此需要芯片从闪存存储器启动，此方式对应的引脚状态为 BOOT[1:0]=00，在电路设计上将两个引脚下拉到地。

本系统对抗干扰能力要求较高，因此在 STM32F207 芯片的所有电源引脚外部并联

本设计在传输方式上采用了 Wi-Fi 传输方式, Wi-Fi 传输可以实现真正的无线便携, 同时相较于蓝牙无线传输方式提高了传输距离。Wi-Fi 模块在本系统设计中承担着将 MCU 串口数据流稳定、准确及时的传输至上位机的任务, 本设计最终选用 HLK-58D 模块, 该模块以 MT7697D 集成 Wi-Fi 单芯片为核心搭建, 兼容 IEEE 802.11a/b/g/n 协议, 支持 2.4G/5.8G 双频段无线收发。



19

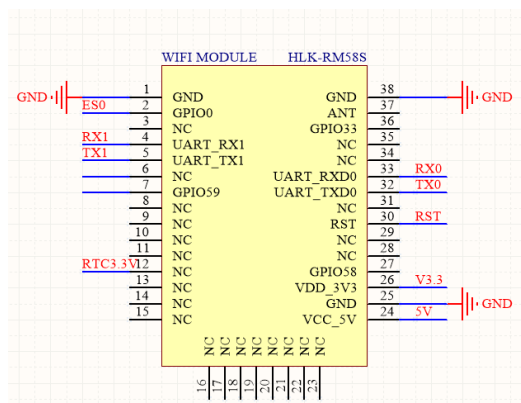


图 3-9 HLK-58D 模块电路图

3.4 电源电路设计

系统硬件电路电源为浮地设计，由 4 节 1.5V 干电池供电，此设计既提高了便携性也增加了系统抗干扰性。脑电采集对于电源纹波要求较高，一旦设计的电源电路滤波效果不理想，就有可能会造成电压跳变从而引入更多高频噪声耦合到脑电采集电路的模拟部分。硬件电路板由 6V 输入电压供电，主控 MCU 的供电电压为 3.3V，Wi-Fi 模块供电电压为 5V，查阅数据手册可知，STM32F207 处于最大功耗时电流为 120mA，Wi-Fi 模块持续发送数据时电流为 110mA，通过对常见的电源芯片进行调研和比较后，本文采用了一款电源纹波抑制比可达 75dB 的低压差线性稳压器 (Low Dropout Regulator, LDO) LM1117 来进行电压转换，输出电流最大可达 800mA，完全满足系统功耗需求。模拟前端需要模拟电源与数字电源两部分分别供电，模拟电源为 $\pm 2.5V$ 电压向芯片内的运算放大器供电，数字电源为 3.3V 电压向内部数字部分供电。根据此设计思路，设计板级系统电源树如下图 3-10 所示：

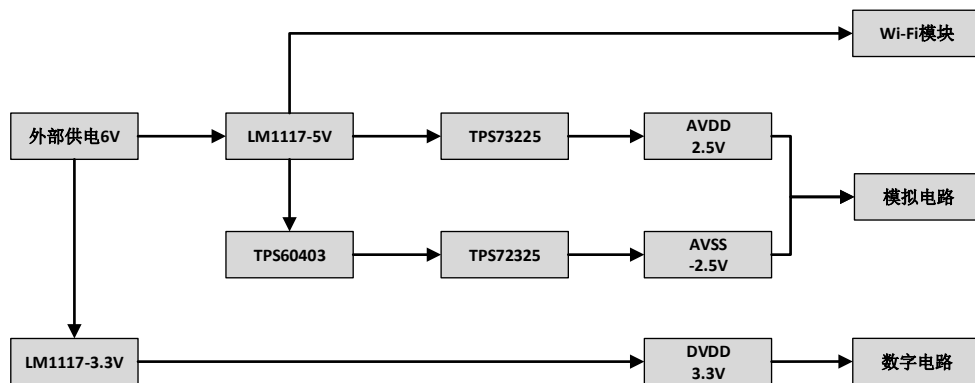


图 3-10 硬件电路电源树示意图

为提高电源效率，将 6V 电压通过低成本的 LDO 转换为 5V 和 3.3V 电压，3.3V 数字电压可直接向 ADS1299 数字部分供电，5V 电压通过 TPS60403 电压逆变器转为 -5V， $\pm 5V$ 电压分别通过 LDO 芯片 TPS73225 和 TPS72325 将电压稳定在 $\pm 2.5V$ 。电路原理图如图 3-11 所示：

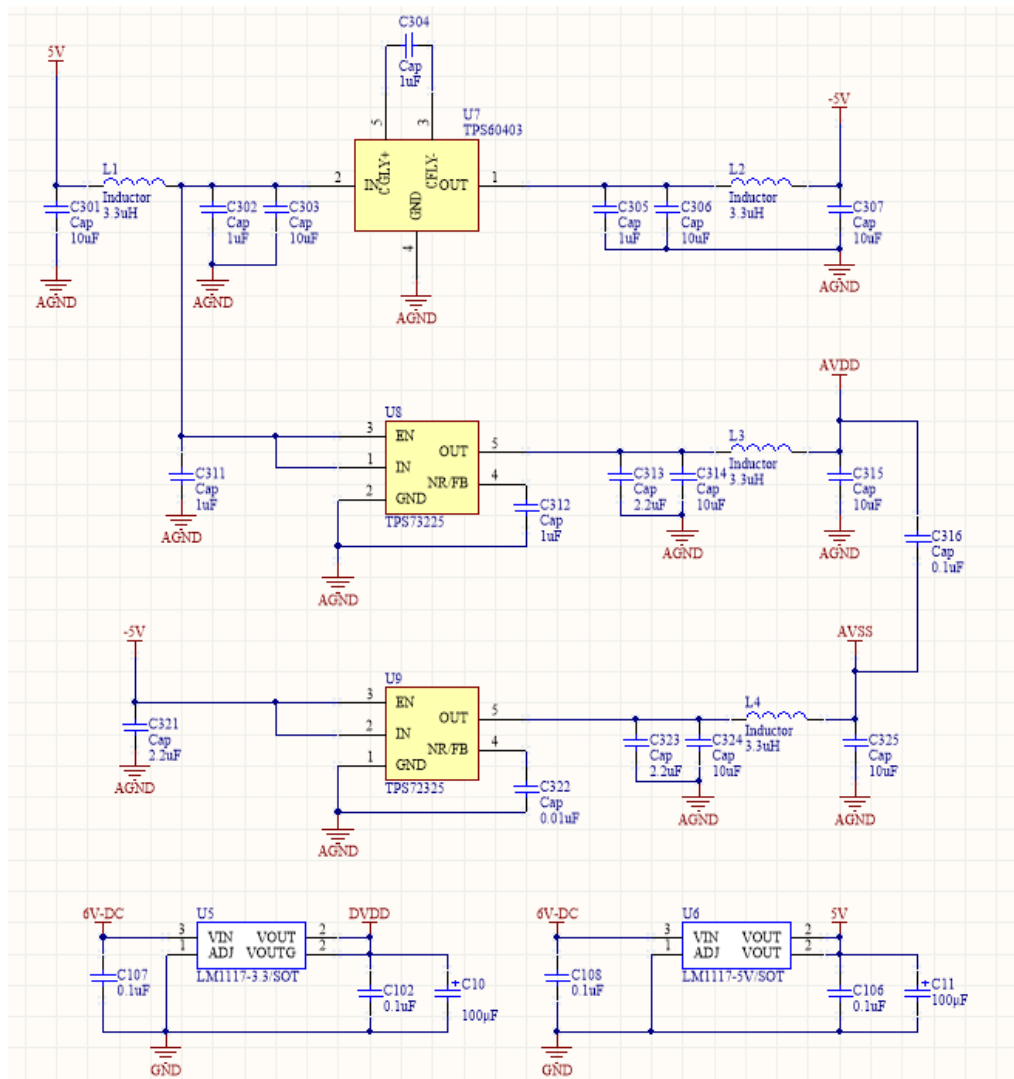


图 3-11 电源电路原理图

3.5 印制电路板设计

3.5.1 元器件布局

合理的器件布局不仅能够减小 PCB 的使用面积，还能够改善设备的电磁干扰特性。过于密集的布局一方面会在临近线路产生信号耦合效应，另一方面会阻碍功率器

件的散热；过于稀疏的器件布局则会造成器件之间连线过长，进而增加了线路的阻抗，抗噪能力降低^[41]。不同功能的电路对布局要求不尽相同，本设计主要应该考虑抗噪能力、敏感器件位置以及 PCB 体积等因素的影响。

脑电信号硬件采集板含有较多元器件，若对模拟和数字器件没有合理的分类放置，会使得 PCB 引入不必要的噪声且不方便后续的布线设计。因此把器件按照功能特性来分类，分成不同的模块，既方便布线，也能提高电路抗噪性能。同时为减少 PCB 面积，所有元器件均采用 SMT 贴片封装。PCB 板上的器件布局如下图 3-12 所示：

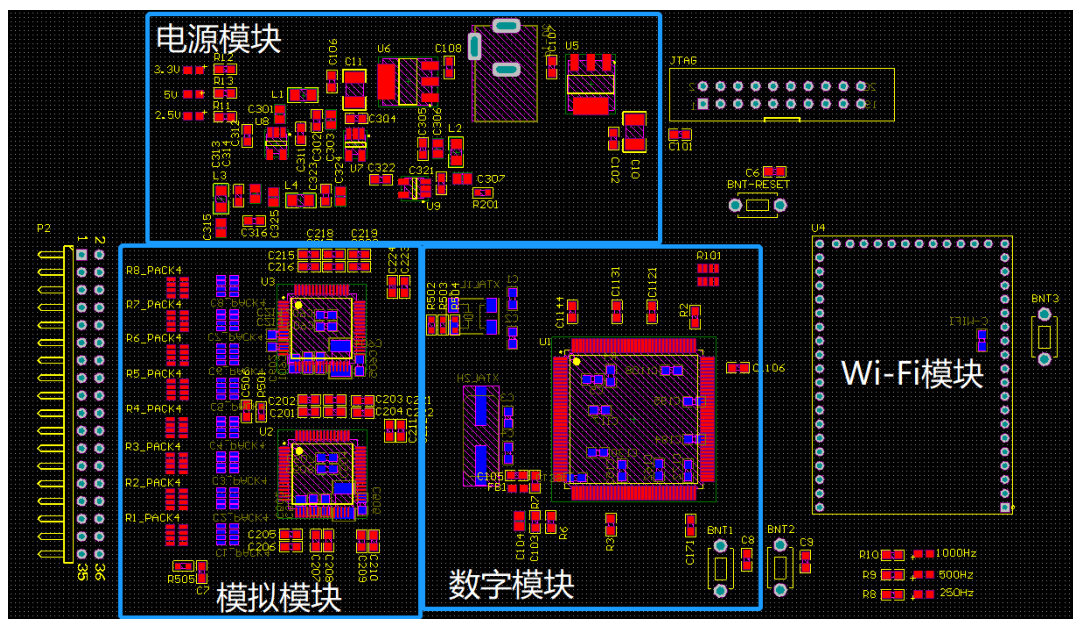


图 3-12 PCB 布局设计图

(1) 电源模块：电源部分含有低压差线性稳压芯片、DC-DC 接口以及滤波电容电感等。为减少走线长度，各芯片与滤波元器件采用密集排列，模拟供电和数字供电部分分别位于各模块上端；

(2) 数字模块：数字部分主要为 STM32F207 芯片及其外围电路组成，各滤波电容分别放置于芯片电源引脚；

(3) 模拟模块：ADS1299 集成模拟前端属于敏感元件，极易受到温度和噪声的影响，为了避免受到数字电路和电源电路的噪声影响，将模拟器件与数字器件以及电源电路元器件放在不同区域并用 0Ω 电阻隔离，模拟电路由 16 个通道构成，前置低通滤波使用排阻和排容减少噪声影响及 PCB 面积。

3.5.2 印制电路板布线规则

PCB 器件布局完成后，下一步需进行 PCB 布线工作。EDA 软件带有自动布线功能，但在对噪声要求较高的电路上需要使用手动布线，PCB 布线时，需要先对敏感的模拟信号线布线，再对数字信号布线，在布线时，需要遵守以下原则：

- (1) 输入和输出线尽量避免长距离平行走线，多层板不同层走线最好垂直；
- (2) 线路拐角处尽量使用 135° 角或者弧形拐弯；
- (3) 尽量减少接地回流路径长度；
- (4) 石英晶振外壳要包地，且晶振下面尽量不要走线；
- (5) 增加走线的宽度降低电路的阻抗。

脑电检测板级电路 PCB 采用双层板设计，外部采用 DC-DC 接口供电，电源模块的电源线均将线宽增至 30mil，其余线宽 18mil。数字部分和模拟部分走线分开布线，覆盖铜箔操作时对数字地和模拟地进行了分离，同时在铜皮上增加过孔减少电流回流路径。设计成品电路板如下图 3-13 所示：

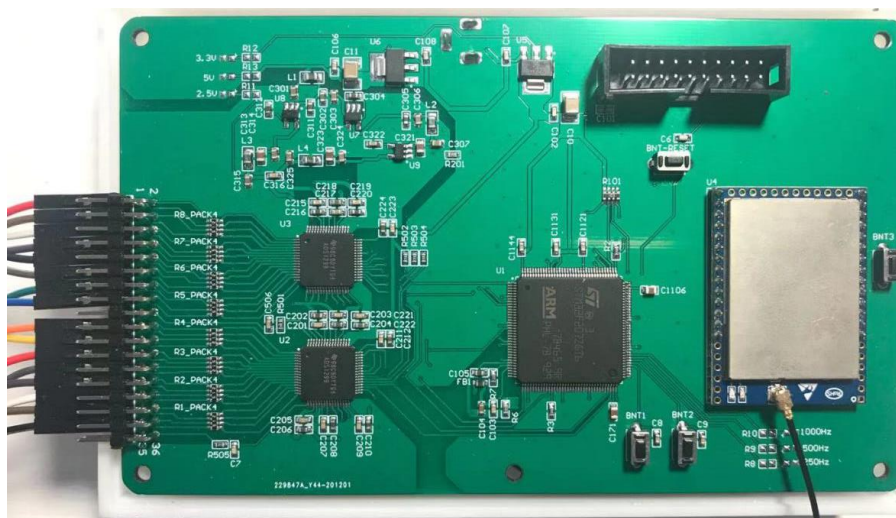


图 3-13 系统硬件电路板

3.6 本章小结

本章主要介绍系统的硬件电路设计，首先对系统设计中涉及到的关键技术进行了说明，然后分模块介绍了各模块原理图以及设计依据，此外还对 PCB 的设计原则进行了阐述与分析，最后展示了硬件电路板的实物图。

4 系统软件设计与实现

软件部分是整个系统的灵魂，硬件与软件相互搭配才能实现系统功能。本章将对系统软件设计进行详细介绍，按照运行终端不同分为嵌入式软件和上位机图形用户界面（Graphical User Interface, GUI），嵌入式软件使用 MDK-ARM 进行开发，编程语言采用 C 语言，主要实现各模块间的相互配合工作，完成数据收发。上位机 GUI 使用 LABVIEW 编写，负责监听通信端口，接受脑电数据，并进行数字滤波和实时显示。

4.1 软件开发环境介绍

嵌入式开发环境采用了 Keil 公司基于 ARM 核系列的微控制器嵌入式集成开发环境 MDK-ARM 来进行程序的编写，该软件兼容性好、效率高、方便易用、用户广泛，可以大大提高开发人员的工作效率。在开发语言选择上，综合开发周期、难易程度以及对于后期二次开发的程序可移植性等多方面因素，最终采用 C 语言进行编写，同时在实际开发过程中，使用了 STM32CubeMX 图形化芯片配置工具，使用图形化向导生成 C 语言初始化代码，大大减轻开发工作和开发周期，提高了开发效率。

上位机 GUI 以 LabView 为开发环境编写，使用图形化编程语言 G 语言，以程序框图形式来进行程序编写。选取 LabView 作为上位机软件开发框架是因为 LabView 拥有着真实性高、数学波形处理与工业控制成熟等诸多优秀的特点，开发出的上位机软件无论是易用性还是专业性都足以满足设计需求。其自带的波形图表（PC 虚拟示波器）非常适宜本次设计需求中的波形显示中的一些高级操作。同时 LabView 自身数据流式的开发方式有效降低了二次开发的难度，可以在当前版本基础上较为简单的增加所需要的其他功能。

4.2 软件设计整体架构

系统嵌入式软件主要实现的功能有 MCU 各外设初始化，外部中断配置，ADS1299 寄存器配置，对脑电数据通过 SPI 进行读取并打包，并从 UART 接口发送至 Wi-Fi 模块，最终完成对整个系统的逻辑控制功能。其整体流程图如图 4-1 所示：

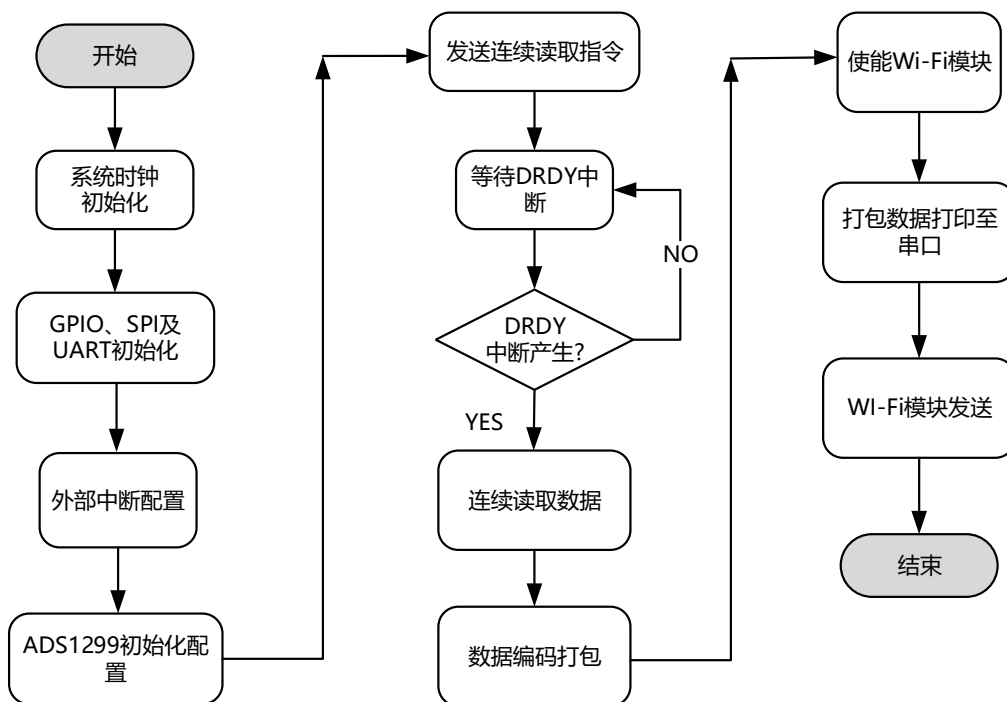


图 4-1 嵌入式软件整体流程图

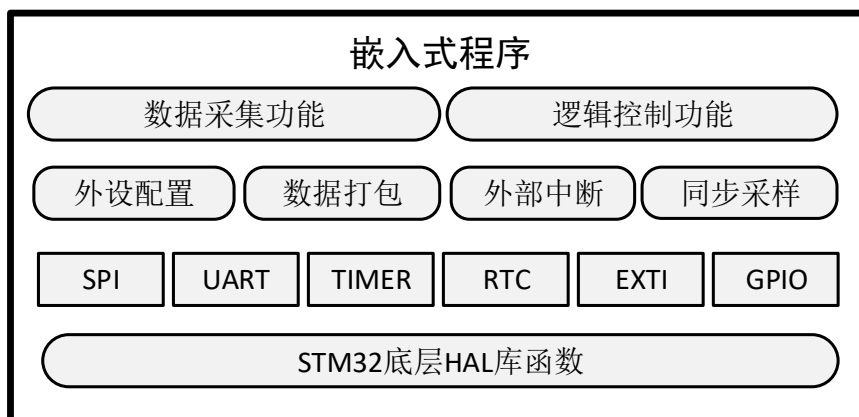


图 4-2 系统嵌入式软件层次图

系统软件设计需要搭建软件系统的整体结构框架，并对各个模块所需要的接口协议进行配置，然后需要对各个子模块中的底层驱动进行设计和验证，从而确保每个子模块都可以顺利工作，最后对子模块程序进行整体调整，从而保证整体软件顺利运行。图 4-2 是系统软件整体程序结构图，主要包括数据采集功能及逻辑控制功能，各外设 SPI、UART、TIMER、EXTI、GPIO 等，通过调用所封装的 STM32 底层 HAL 库函数，实现 ADS1299 的寄存器配置、原始数据打包、MCU 外部中断以及同步采样。

设计上位机程序的主要目的在于接收来自脑电采集电路板采集并转换的脑电信号，

本次设计采用的是基于 2.4Ghz/5.8Ghz 双频段 Wi-Fi 的无线传输方式,通过 TCP 协议发送并接收数据并将接收的数据进行整理、显示以及进一步分析处理等。基于实际应用场景需求进行考虑,主要设计模块为以下六个模块:接收原始数据、通道数据分离、数据转换、滤波处理、波形显示和数据导出。如下图 4-3 为上位机软件整体框架图。

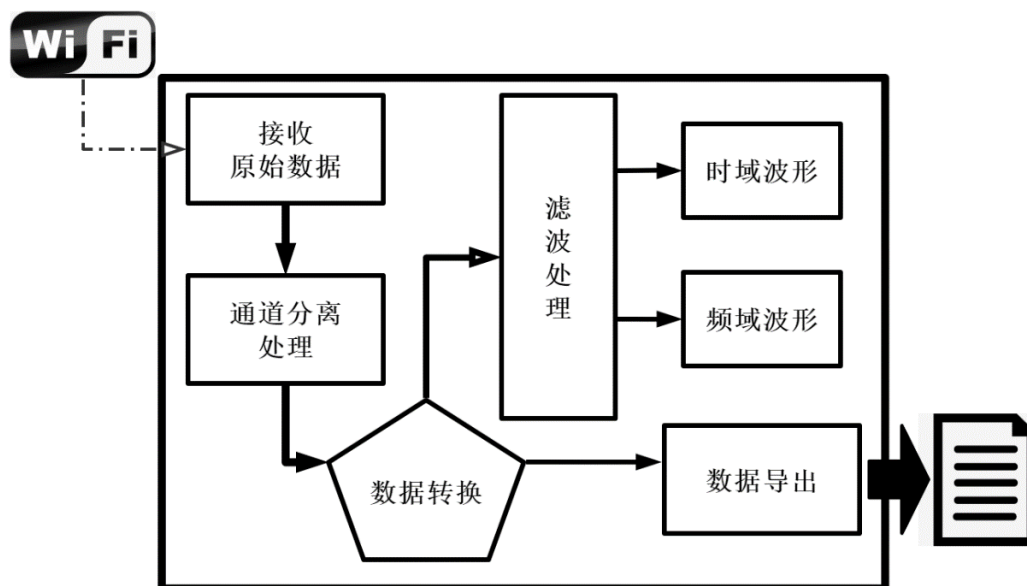


图 4-3 上位机软件整体框架图

4.3 嵌入式程序设计

4.3.1 脑电数据流传输实现

ADS1299 芯片内部提供了串行外设接口(Serial Peripheral Interface, SPI)接口,为实现与 MCU 间的数据通信提供了方便。在本系统中 SPI 接口主要功能是配置 ADS1299 寄存器以及二进制脑电数据的接收。SPI 以主从方式工作,这种模式通常有一个主设备和多个从设备,本系统中虽然使用了两片 ADS1299 芯片作为从机,但由于硬件电路中采用 DAIZY-CHAIN 模式,因此仅用到主控芯片的一个 CS 片选引脚,等同于只用到了一个从设备,不需要考虑其他复杂情况,采用 4 线制。

通过使用 STM32CubeMX 对 SPI 进行初始化后,调用 HAL 库的 SPI 收发函数(HAL_SPI_TransmitReceive),为便于后期进行 SPI 通信操作,将该函数封装至对 ADS1299 进行字节读写操作的函数 ADS_ReadWriteByte。该函数采用查询方式收发,是阻塞式操作,函数执行完即可使用收发缓冲区的数据。函数封装如下:

```
uint8_t ADS_ReadWriteByte(uint8_t TxData)
{
    uint8_t Rxdata;
    HAL_SPI_TransmitReceive(&hspi3, &TxData, &Rxdata, 1, 100);
    //每次发送接收1字节，超时时间为100
    return Rxdata; //返回收到的数据
}
```

定义每次读写数据大小为 1 字节，TxData 为 SPI 发送端 1 字节数据，RxData 为 SPI 接收端 1 字节数据，在 SPI 发送端发送 1 字节后，返回读取到的数据。

模拟前端采集的原始脑电数据经由 MCU 添加包头之后，由 UART 传输至 Wi-Fi 模块，UART 属于异步串行通信，只使用两根线 Tx 与 Rx 就可以在设备之间传输数据，由于没有时钟，为了保证数据传输的正确性，UART 采用 16 倍数据波特率的时钟进行采样。一般 UART 的有效数据位数为 8，这样即使每个数据有一个时钟的误差，接收端也能正确地采样到数据。

UART 数据帧格式如图 4-4 所示。

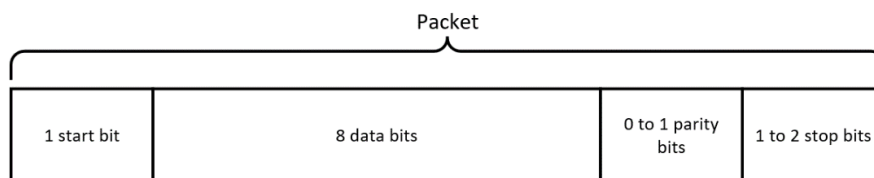


图 4-4 UART 传输数据帧结构图

UART 传输的数据包包含 1 个起始位，5 至 9 位有效数据，可选的奇偶校验位以及 1 或 2 个停止位。在本设计中采用 8 位有效数据位，无奇偶校验位，和一位停止位，每个数据包包含 10 位数据。同样 UART 配置可直接通过 STM32CubeMX 进行配置，实现的主要功能有设置 UART 波特率为 921600Baud/s，有效数据位为 8 位，无奇偶校验以及一位停止位，使能 Tx 和 Rx 双向通信模式，采用过采样模式减少数据传输误码率。

根据芯片数据手册可知，每采样一次，DOUT 传输 216 位数据，其中 24 位状态位以及八通道每通道 24 位原始脑电数据，系统采用 DAIZY-CHAIN 模式，DOUT 每采样一次传输 432 位数据，原始脑电数据流格式及 DAIZY-CHAIN 模式时序图如下图 4-5 与图 4-6 所示：

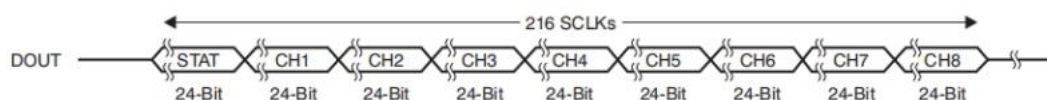


图 4-5 原始脑电数据流格式图

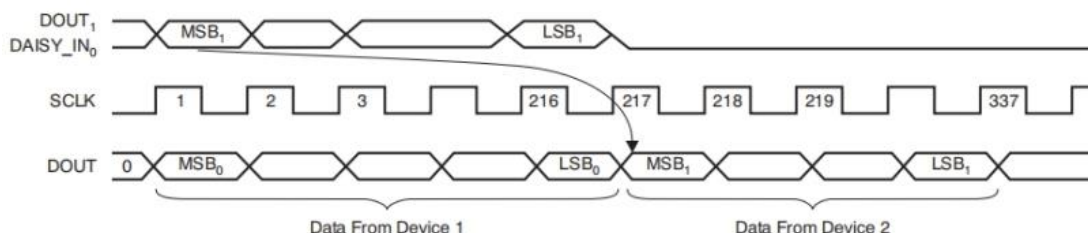


图 4-6 DAIZY-CHAIN 模式时序示意图

ADS1299 每采样一次，SPI 需做 432 位数据（54 字节）的读取，调用 SPI 字节读取函数做循环即可。SPI 在采样一次读取完成后，将 54 字节数据缓存在一维数组 HEX 中，在与上位机进行通信时，需加上帧头让上位机识别，系统定义了 EEGSTART={0xAB,0xCD,0xEF} 这 3 个字节数组为帧头。

由于 54 字节数据中存在两个无用的状态字节，因此分别取指针地址 *EEGDATA 与 *EEGDATA1，并调用 HAL 库 UART 串口发送函数进行发送，代码如下：

```
unsigned char* EEGDATA = HEX + 3;
unsigned char* EEGDATA1 = HEX + 30;
HAL_UART_Transmit(&huart5, EEGSTART, 3, 100);
HAL_UART_Transmit(&huart5, EEGDATA, 24, 100);
HAL_UART_Transmit(&huart5, EEGDATA1, 24, 100);
```

*EEGDATA 为 HEX 数组中第 3 个字节地址，*EEGDATA1 为 HEX 数组中第 30 个字节地址，UART 分别从该两个地址开始发送 24 字节数据。

4.3.2 ADS1299 寄存器配置

ADS1299 寄存器配置需通过 SPI 接口通信，芯片支持 SPI 接口命令定义，各命令定义如下图 4-7 所示，其中 RREG 和 WREG 为读写寄存器命令，有两个字节长度，第一个字节为读写寄存器的起始地址，第二个字节为读写寄存器个数，其余命令为一个字节长度。

COMMAND	DESCRIPTION	FIRST BYTE	SECOND BYTE
System Commands			
WAKEUP	Wake-up from standby mode	0000 0010 (02h)	
STANDBY	Enter standby mode	0000 0100 (04h)	
RESET	Reset the device	0000 0110 (06h)	
START	Start and restart (synchronize) conversions	0000 1000 (08h)	
STOP	Stop conversion	0000 1010 (0Ah)	
Data Read Commands			
RDATA	Enable Read Data Continuous mode. This mode is the default mode at power-up. ⁽¹⁾	0001 0000 (10h)	
SDATA	Stop Read Data Continuously mode	0001 0001 (11h)	
RDATA	Read data by command; supports multiple read back.	0001 0010 (12h)	
Register Read Commands			
RREG	Read <i>n nnnn</i> registers starting at address <i>r rrr</i>	001 <i>r rrr</i> (2xh) ⁽²⁾	000 <i>n nnnn</i> ⁽²⁾
WREG	Write <i>n nnnn</i> registers starting at address <i>r rrr</i>	010 <i>r rrr</i> (4xh) ⁽²⁾	000 <i>n nnnn</i> ⁽²⁾

图 4-7 ADS1299 寄存器功能表

为便于程序开发、调用和移植，在进行 ADS1299 寄存器配置时，可以调用 ADS_ReadWriteByte 函数进一步做对寄存器读写功能函数的封装。ADS_REG 函数封装代码如下：

```

unsigned char ADS_REG(unsigned char com, unsigned char value)
{
    unsigned char i, data_return;
    SPI_CS_LOW; //拉低CS使能SPI通信
    for (i = 0; i < 45; i++); //延时
    ADS_ReadWriteByte(com); //发送ADS1299控制命令
    for (i = 0; i < 45; i++);
    ADS_ReadWriteByte(0X00); //读写一个寄存器
    for (i = 0; i < 45; i++);
    if ((com & 0x20) == 0x20); //判断是否为读寄存器指令
    {
        data_return = ADS_ReadWriteByte(0X00);
        for (i = 0; i < 45; i++);
    }
    if ((com & 0x40) == 0x40)
    {
        data_return = ADS_ReadWriteByte(value); //发送写入寄存器值
    }
}

```

```
SPI_CS_HIGH; //拉高CS  
return (data_return);  
}
```

其中 com 可以为读写寄存器命令，根据不同需求使用 RREG、WREG 命令，并对发送命令进行判断。如为读命令则发送空数据，返回读写寄存器值，如为写寄存器，则发送寄存器值。ADS1299 的初始化需要传入一些不同的参数去配置不同的脑电采样模式，寄存器配置的参数主要有采样速率、采集模式、各个通道的脑电增益等。

4.3.3 外部中断嵌套

STM32F207 外部中断控制器支持 23 个中断/事件线，其中 16 条是 GPIO 管脚中断线，分别是 EXTI0~EXTI15。中断线和引脚的对应关系：EXTI0~EXTI15 和 GPIOx0~15 对应（x:A~G）。每个中断/事件线都对应有一个边沿检测器，可以实现输入信号的上升沿检测和下降沿的检测。EXTI 可以实现对每个中断/事件线进行单独配置，可以配置为中断或者事件，以及触发事件的属性。

模拟前端在每次采样完成后，会在 DRDY 引脚上出现一个低电平脉冲，MCU 需对其上升沿或下降沿进行检测，当检测到脉冲边沿时，便进入相应中断程序里进行读取和发送。外部中断产生时序图如下图 4-8 所示。

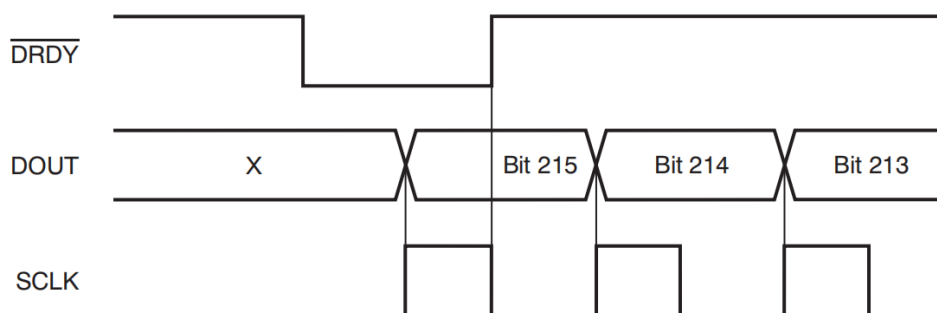


图 4-8 外部中断时序图

本系统中用来检测 DRDY 低电平脉冲的管脚为 PA3，因此中断线为 EXTI3，另外采用按键形式来改变 ADS1299 采样率，两个按键分别采用 EXTI8 和 EXTI9 管脚中断线，由于系统中存在多个中断，因此需调用嵌套向量中断控制器 NVIC 来设置中断优先级。

中断抢占优先级设置越小，则优先级越高，因此按键中断优先级>DRDY 中断优先

级，如 MCU 在 EXTI3 的中断程序里读取 SPI 数据时触发按键外部中断，则程序进入 EXTI8 或 EXTI9 的中断服务程序进行采样率的修改。HAL 库中自带外部中断服务函数 HAL_GPIO_EXTI_IRQHandler，各中断最后都会进入 HAL_GPIO_EXTI_IRQHandler 函数，使所有中断最后都进入同一个回调函数，在回调函数里进行外部中断线的识别。此函数的功能为清除中断标志位并进入中断回调函数，在中断程序在回调函数中编写。程序代码如下所示：

```
void HAL_GPIO_EXTI_IRQHandler(uint16_t GPIO_Pin)
{
    /* EXTI 中断检测 */
    if (__HAL_GPIO_EXTI_GET_IT(GPIO_Pin) != 0x00u)
    {
        __HAL_GPIO_EXTI_CLEAR_IT(GPIO_Pin); //清除中断标志位
        HAL_GPIO_EXTI_Callback(GPIO_Pin); //进入中断回调函数
    }
}

void HAL_GPIO_EXTI_Callback(uint16_t GPIO_Pin) //中断回调函数
{
    if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_3) //EXTI3中断线识别
    {
        ADS1299_READ(HEX); //SPI读取原始脑电数据
        HAL_UART_Transmit(&huart5, EEGSTART, 3, 100);
        HAL_UART_Transmit(&huart5, EEGDATA, 24, 100);
        HAL_UART_Transmit(&huart5, EEGDATA1, 24, 100); //发送数据包
        e = 1;
    }
    else if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_9) //EXTI9中断线识别
    {
        CMD_START_LOW;
        USER_DELAY(20);
    }
}
```

```
    ADS_ReadWriteByte(SDATAC);
    USER_DELAY(10);
    ADS_REG(WREG | CONFIG1, 0xB5); //使能内部晶振输出 0xB5为500SPS
    USER_DELAY(10);
    temp = ADS_REG(RREG | CONFIG1, 0X00);
    CMD_START_HIGH;
    SPI_CS_LOW;
    ADS_ReadWriteByte(RDATAC);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOD, GPIO_PIN_11, GPIO_PIN_SET);
}
else if (GPIO_Pin == GPIO_PIN_8) //EXTI8中断线识别
{
    CMD_START_LOW;
    USER_DELAY(20);
    ADS_ReadWriteByte(SDATAC);
    USER_DELAY(10);
    ADS_REG(WREG | CONFIG1, 0xB4); //使能内部晶振输出 0xB4为
1000SPS
    USER_DELAY(10);
    temp = ADS_REG(RREG | CONFIG1, 0X00);
    CMD_START_HIGH;
    SPI_CS_LOW;
    ADS_ReadWriteByte(RDATAC);
}
```

HAL_GPIO_EXTI_IRQHandler 函数的功能为中断检测与中断标志清除，如不清除中断标志位，则程序无法再次进入此中断。在回调函数里通过 if 语句进行外部中断线的识别，数据的读取和发送以及采样率的修改都是在中断中完成，在执行完中断程序之后，程序回到主程序继续执行下一步操作。

4.3.4 模拟前端同步采样

系统中包含两片 ADS1299 芯片，由于需要实时同步显示 16 通道脑电波形，因此在进行采样时，需要对芯片的工作状态进行同步。在硬件设计上，由于采用了 DAIZY-CHAIN 模式，则必须将一个 ADS1299 的 CLKSEL 引脚置为 1，来设置为启用内部振荡器的时钟源，并通过将 CLK_EN 寄存器位设置为‘1’，将此芯片的时钟输出用作第二片的外部时钟源。引脚连接示意图如图 4-9 所示。

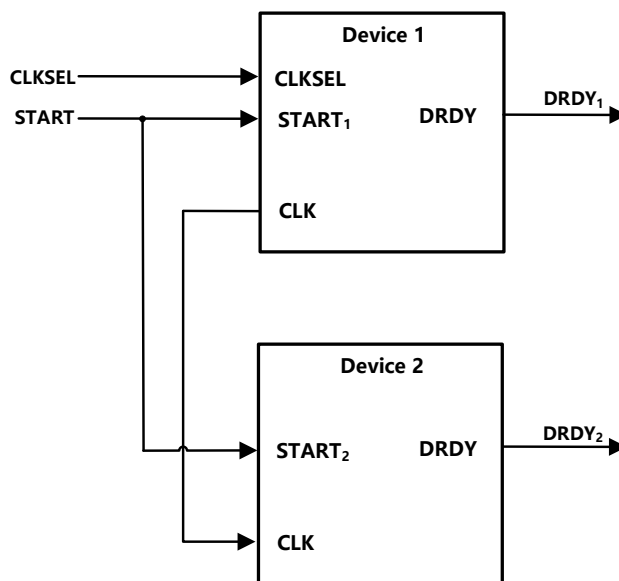


图 4-9 同步采样引脚连接示意图

当使用多芯片时，通过 START 信号进行同步采集。START 信号高电平有效，通过在 START 引脚上发送一个大于 1 时钟周期的高电平脉冲，在采样完成后，各芯片会同时在 DRDY 引脚上产生低电平脉冲，同步采样时序如图 4-10 所示：

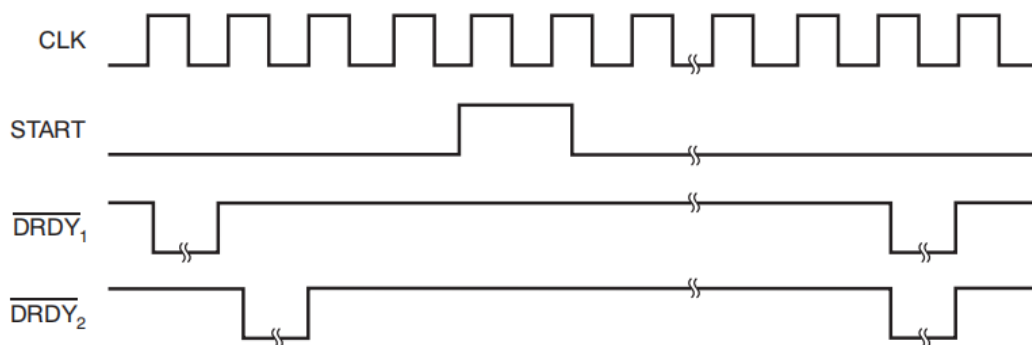


图 4-10 同步采样时序图

芯片上电后，首先需初始化芯片各功能引脚为低电平，两片 ADS1299 芯片 DAIZY-

CHIAN 模式同步采样代码如下:

```
INIT_GPIO_LOW();  
HAL_Delay(1000); //1ms延时  
POWER_UP; //上电模式  
RESET_HIGH; //复位引脚为高电平  
CLKSEL_HIGH; //时钟选择内部振荡器  
HAL_Delay(1000);  
CMD_START_HIGH; //同步采样  
SPI_CS_LOW;  
ADS_ReadWriteByte(RDATAC);
```

上电后初始化所有功能引脚为低电平, 复位引脚置高(低电平有效), 将 CLKSEL 引脚置高选择芯片内部晶体振荡器作为时钟源, 等待内部振荡器稳定后, 拉高 START 引脚进行同步采样, 拉低 CS 片选后发送连续读写命令后, 主控 MCU 即可通过 SPI 进行脑电数据的读取。

4.4 上位机程序设计

4.4.1 接收原始数据

在网络传输协议上有传输控制协议(Transmission Control Protocol, TCP)以及用户数据报协议(User Datagram Protocol, UDP), 其中 UDP 协议为不可靠传输协议, 为保证数据传输的稳定性和准确性, 最终选取 TCP 传输作为系统的数据交互协议, 将上位机预设为服务端(TCP_SEVER), 将脑电采集电路板预设为客户端(TCP_CLIENT), 从而组建一个完成的 C/S 架构。

系统中同时发送两片 ADS1299 的数据, 在保证数据传输安全的前提下为保证传输速度, 删除了两组状态位并在首部增加 3bits 帧验证位(0xAB, 0xCD, 0xEF)以供上位机解包并识别使用。最终发送 TCP 数据帧组成如下图 4-11 所示的数据帧组成结构图, 可见数据帧长度为 51bits, 首部为 3bits 帧验证位, 其次 24bits 为第一片 ADS1299 输出数据(CH1 ~ CH8), 最后为 24bits 为第二片 ADS1299 输出数据(CH9 ~ CH16)。

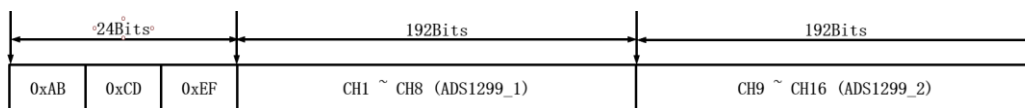


图 4-11 TCP 数据帧设计结构图

原始数据读取的 TCP 服务端搭建的核心单元在于 TCP Sever.VI（创建 TCP 服务器），下图 4-12 为 TCP Sever.VI 官方文档说明图，下图 4-13 为本次设计所使用的参数图。

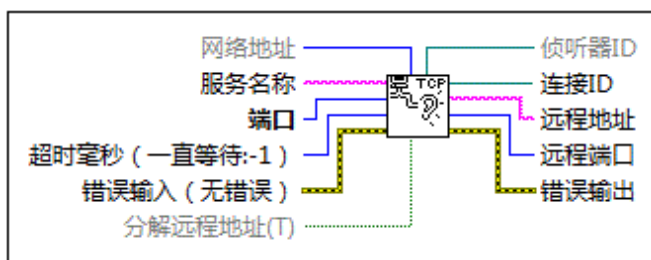


图 4-12 TCP Sever 官方说明图

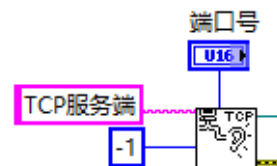


图 4-13 设计所用参数图

根据系统设计规则，需要构建一个 TCP 服务端与系统所构建的 TCP 客户端进行 TCP C/S 链接，服务端所使用的端口根据实验人员在前面板输入的端口号而决定。启动 TCP 服务端后，会持续监听指定 TCP 端口并与射频连接的板机系统进行读写交互直到 TCP 连接中断或者人为关闭 TCP 连接为止。

原始数据流读取的核心单元在于 TCP Read (TCP 读取)，下图 4-14 为 TCP Read 官方文档说明图，下图 4-15 为本次设计所使用的参数图。

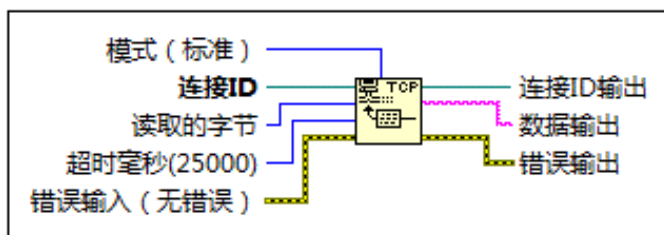


图 4-14 TCP Read 官方说明图

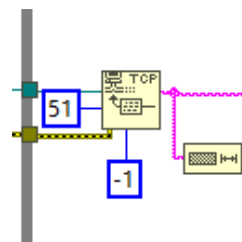


图 4-15 设计所用参数图

根据 TCP 数据帧设计规则，“读取的字节”为 51bytes，读取等待模式为等待 51bytes 填充完整或者超时等待，这样可以在第一步原始数据接收过程进行一次检查，以保证本次接收的 TCP 数据帧长度正确才被允许进入下一步验证处理阶段。

4.4.2 通道分离处理

对原始脑电数据流，需要将各通道数据进行分离并分别拷贝至对应通道进行后续

处理。LabView 虽然内置了字符串截断以及十六进制字符串转数值等自带控制单元，但是实现速度以及实现效果都是不是非常理想，无法满足本次设计的时间以及格式控制需求，依然使用内嵌 C 代码形式实现对于字节数组的方式将十六通道数据进行分离并转换为可以计算的数据。其核心处理思想为两部分：常规处理代码和意外处理代码，常规处理代码处理帧验证位在数组首部情况；意外处理代码处理帧验证位在中间的任何位置情况。图 4-16 为通道分离实现流程图。

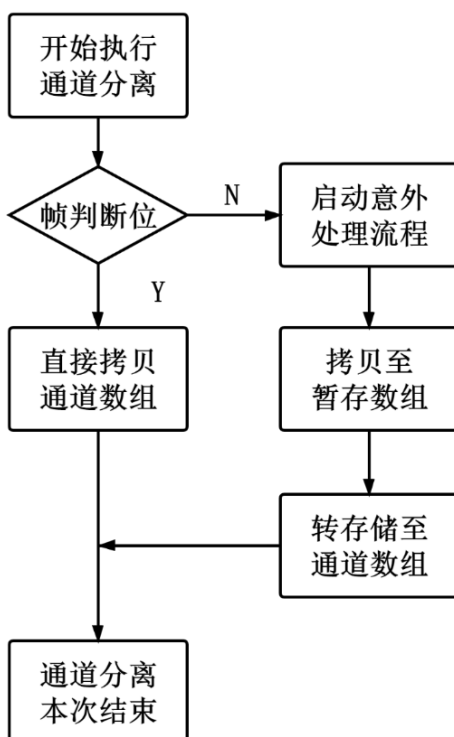


图 4-16 通道分离实现流程图

常规处理代码直接在帧头进行三个字节的帧验证位比对，若比对成功则通过数组拷贝形式将各通道数据依此拷贝至对应通道数组中并输出。意外处理代码部分为通过寻找数据帧验证位的方式，计算出当前位置之前存在多少完整的通道数以及被截断的通道，并根据预先设计的算法依次拷贝至对应通道数组并输出。

4.4.3 数据转换

原始脑电数据为 2 进制数据流，在进行波形绘制之前需要将原始数据转换为十进制幅值数据。根据 ADS1299 采集原理，脑电信号存在正负符号的问题，在芯片中有符号数通常是使用补码形式来表示，也即我们这里得到的数值是原始数据的补码形式，

本次设计中为减少运算量并没有在此处转换为二进制数值进行最高位 0/1 判断，而是使用第一个 1bit 数据位也即字符串前两位与 80H(1000_0000b)进行大小比较，若小于 80H 则说明为正值无需处理反之若大于等于 80H 则需要补码运算。如下图 4-17 补码运算判断过程 LabView 实现图。

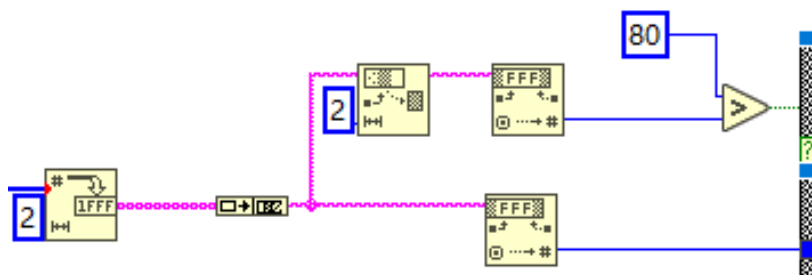


图 4-17 补码运算判断 LabView 实现图

同时在完成补码运算判断后需要使用条件结构对于正值负值分别进行处理，设计的判断结构是小于 80H 为 TRUE 故将正值处理放入 TRUE 子集中，同时将负值处理放入 FALSE 子集中。正值处理只需要将数据流转换为 32 位带符号整数型数据流，负值处理则需要使用 100_0000H 减去数据并添加相反数符号（补码运算）。正负值处理实现结构如图 4-18 所示。

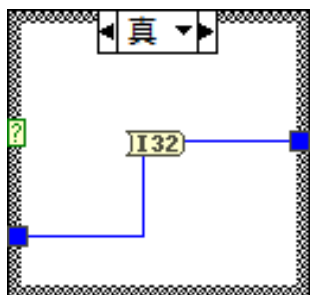


图 4-18(a)TRUE 处理实现图

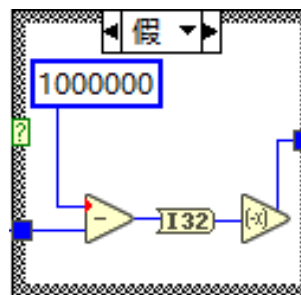


图 4-18(b) FALSE 处理实现图

原始的二进制的需要转换为十进制数并经过权值运算才能得到最终数据，根据 ADS1299 数据手册可知，当前级放大器为 24 倍增益时，实际电压值=V_D*(4.5)/(8388607*24)，V_D为二进制数转换后的十进制数，单位为伏特，根据公式换算可以得出乘法器系数为 0.022351744...，保留至 0.022351744，计算结果单位为微伏，权值运算实现流程图如下图 4-19 所示。

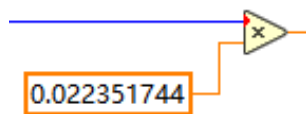


图 4-19 权值运算 LabView 流程图

经过以上数据处理环节,数据流从二进制原始输出数据转变为可以处理的以 μV 为单位的电压幅值数值,这些数据同时进入下一部分滤波处理以及作为原始测试数据写入文件进行保存。

4.4.4 滤波处理

采集的原始脑电数据中,仍然还包含由前级放大器的直流偏移量以及一部分工频干扰,因此,在上位机程序设计中还需要添加带通滤波以及工频陷波器。由于滤波处理只能对于一段连续模拟波形数据或者表示一段连续模拟波形的离散采样点处理,因此在滤波前需要将离散采样点连续化还原。本次设计中通过“单向队列”+“创建波形”的方式还原波形数据,单向队列将转换完成十进制数据从队列首部推入,同时将队列尾部数据被推出,推出数据通过数据流形式送入文件 I/O 部分,推入一定数量后,将当前队列拷贝进入下一步创建波形流程。

队列部分具体 LabView 实现过程如下图 4-20 为官方文档说明,下图 4-21 为本次设计参数图,初始队列元素全 0 避免初始空队列对于后续滤波等造成较大振荡,考虑到本次设计最大采样率为 1kHz,时域波形显示范围为 5 秒,8000 的长度空间能够有效保证使用环境下数据准确性以及时效性。

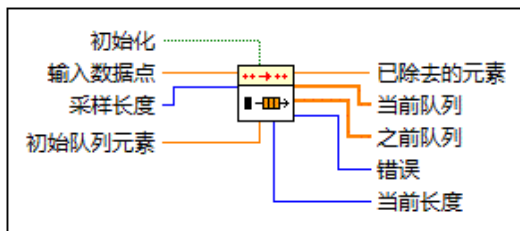


图 4-20 单向队列官方文档图

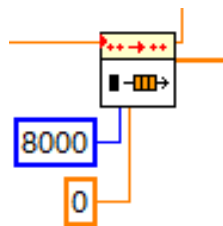


图 4-21 设计所用参数图

还原波形通过“创建波形”核心单元,该单元通过将数组、矩阵等数据集添加时间戳转换为波形数据集。下图 4-22 为创建波形官方文档图,图 4-23 为本次设计中所选用的参数。

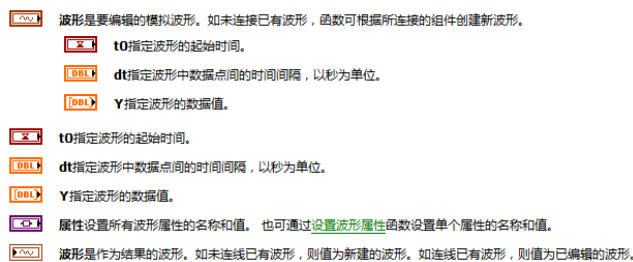


图 4-22 创建波形官方文档图

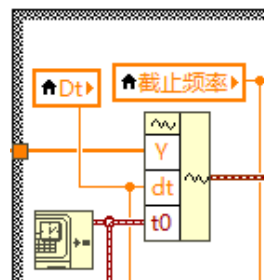


图 4-23 设计所用参数图

如上图 4-21 所示，还原波形的主要参数就是输入数据集(Y)即单向队列，波形初始时间(t0)通过“当前系统时间”获取作为还原波形开始时间，时间间隔(dt)可根据输入数据集的采样率获得，采样率使用一个事件判断集完成自动切换时间间隔的效果。如图 4-24 为 dt 切换条件 LabView 实现结构图，根据不同的采样率设定不同的 dt 参数，同时根据采样率调节滤波计算以及频谱计算的频率。

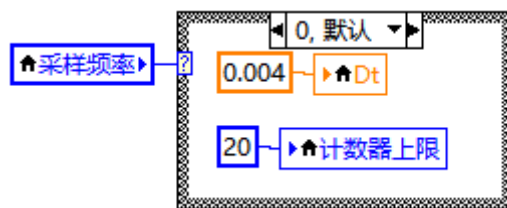


图 4-24 dt 切换条件 LabView 实现结构图

波形创建完毕之后，可将波形输入带通滤波和工频陷波器，为最大限度降低脑电有效信息丢失，必须保证信号通带内的通带平坦，没有明显突脊、凹陷区域，在通带内最高增益系数与最低增益系数差值必须尽可能的小，且需要阻带增益系数较低以保证尽可能过滤直流部分以及高频干扰部分。最后结合本次设计需求，选取了巴特沃斯数字带通滤波器和 IIR 工频数字陷波器，带通滤波器低截止频率设定在 0.5Hz 处，高截止频率设定在 100Hz，通带增益倍数为 1 倍，滤波器阶数为 10。工频陷波器低截止频率为 49Hz，高截止频率为 51Hz，IIR 滤波器阶数为 10。连接方式如下图 4-25 所示。

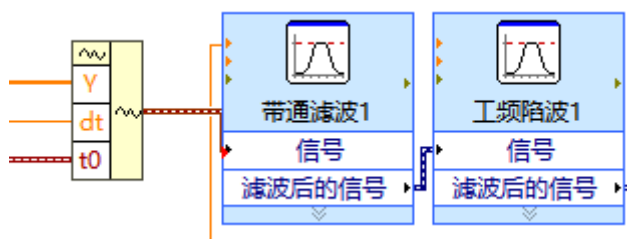


图 4-25 数字滤波器连接示意图

4.4.5 波形显示和数据导出

经过之前数据处理流程将滤波器导出的时域波形输入示波器，示波器显示范围为 5S，波形从左向右随时间流动，同时通过频谱测量单元对时域波形进行 FFT 变化，所得结果以振幅均方根为纵轴，频率为横轴。下图为 4-26 为设计完成的人机交互界面显示窗口。当输入频率为 5Hz，幅值为 $100\mu\text{V}$ 的正弦波时，FFT 显示窗在 5Hz 存在能量尖峰。考虑到 16 通道数据分开显示将占用太大面积，因此在右侧设置通道选通按键，能够切换任意通道时域波形显示。

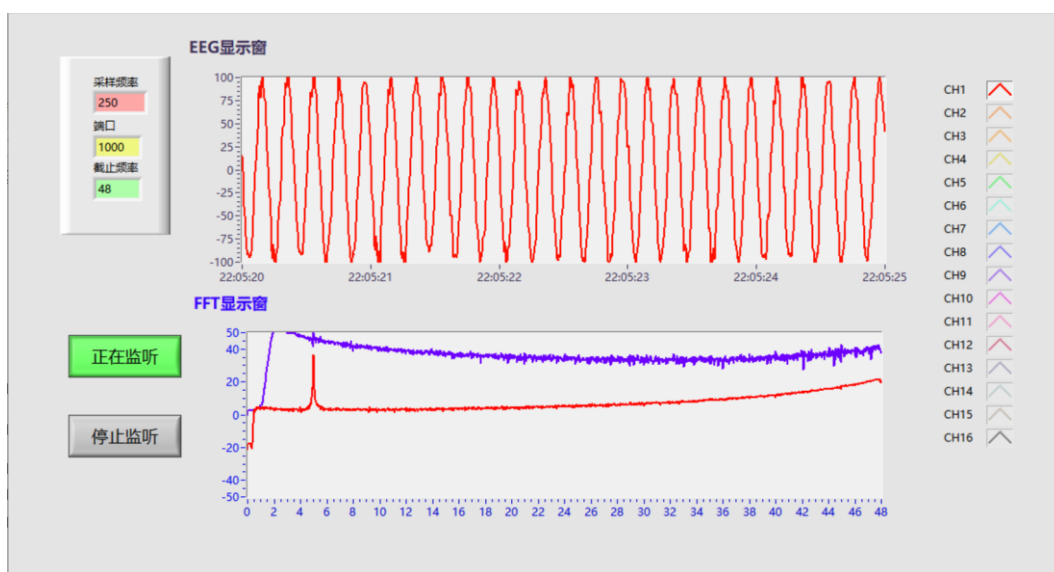


图 4-26 上位机界面

同时为方便之后的脑电研究工作，上位机添加了数据导出功能，输出格式为一行输出一次 16 通道数据，各通道数据以制表符分割，一次 16 通道数据输出完成后输出一个换行符以表示一次数据导出完成。具体实现过程如下图 4-27 所示。

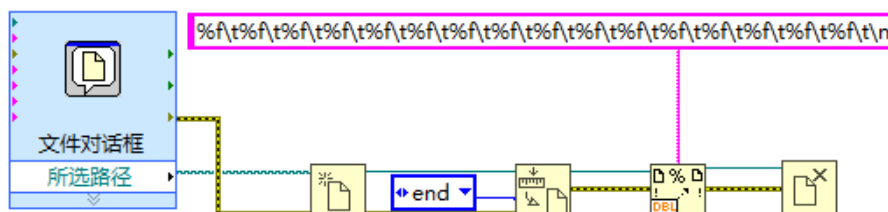


图 4-27 输出文件 LabView 实现图

首先使用文件对话框向用户询问预保存文件位置，并使用输入的文件路径打开文件处理节点，以创建或者打开的形式打开文件，将文件读写指针指向文件首部，选择循

环结构循环执行写入操作，首先将文件指针指向已打开文档的最后(end)，并按照将 16 通道数据形成固定格式字符串写入至文件指针处，直到停止接收来自系统发送的数据，此时结束写入操作（循环），清空文件读写指针，保存并关闭文件释放 I/O 资源，文件输出全过程结束，实现了未滤波数据的数据导出功能。

4.5 本章小结

本章具体阐述了系统的软件设计过程，主要包含以下两个部分：嵌入式软件设计，实现了脑电数据传输功能和系统的逻辑控制功能；上位机 GUI 设计，实现了对脑电信号的接收、处理、滤波和实时显示。

5 系统性能测试与脑电验证实验

为保证自主设计脑电信号采集及无线传输系统的稳定性及可靠性，在硬件电路及软件平台搭建完备后，本文对系统进行了科学规范的性能测试以及脑电信号验证性实验。性能测试的系统指标参数主要有系统噪声、功耗、传输距离等，此外还使用系统对人体的自发脑电与稳态视觉诱发脑电进行了采集，通过多次重复实验来检验系统对于人体脑电检测的准确性。

5.1 系统性能测试

5.1.1 系统噪声测量

系统本底噪声会影响整个系统的最低测量电压分辨率，脑电信号幅值极其微小，因此对于系统的噪声要求很高。根据国际标准，噪声电平不得大于 $3\mu\text{V}$ 。按照测量系统本底噪声方法，测试中将单个通道的正负输入和右腿驱动输出三个端口短接，然后让上位机接收 30 秒噪声数据并保存，重复以上实验三次取平均值。测试时采用了 1000SPS 采样率，由于数据量较大，因此将数据导入 MATLAB 进行辅助分析和波形绘制，利用每通道电压最大值以及最小值求出差值即为噪声电压峰峰值。表 5-1 给出了系统 16 个通道的噪声峰峰值，图 5-1 为第一通道 30 秒内的系统本底噪声时域波形图像，通过实验测试结果可知系统各通道本底噪声均 $<1\mu\text{Vpp}$ ，满足设计需求。

表 5-1 系统各通道噪声峰峰值

通道	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8
μVpp	0.884	0.874	0.866	0.883	0.876	0.890	0.885	0.881
通道	CH9	CH10	CH11	CH12	CH13	CH14	CH15	CH16
μVpp	0.864	0.876	0.867	0.875	0.883	0.878	0.891	0.882

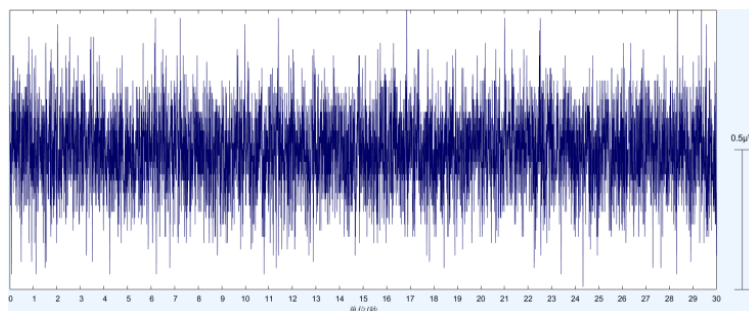


图 5-1 第一通道 30 秒本底噪声时域波形

5.1.2 系统功耗

实验中将灵敏电流计以串联方式接入电源线路以测量系统平台总工作电流大小；将电压表以并联方式接入回路地以及电源正向输出以测试其通路电压大小。计算测试系统平台总功耗以此预估系统续航能力。

表 5-2 ADS1299 电气参数测试结果表

采样频率	3.3V 电流(mA)	±2.5V 电流(mA)	功率 (mW)
250SPS	2.38	14.3	39.69
500SPS	2.41	14.3	39.73
1000SPS	2.45	14.3	39.79

通过多次测试可以得出，采样率越高，ADS1299 芯片的功耗略微上升，实测结果与官方手册上的 42mW 相近。同理可根据测得输入供电电压与总回路电流计算得出系统总功耗，如下表 5-3 所示：

表 5-3 系统总功耗测试结果表

供电电压	平均电流 (mA)	峰值电流(mA)	平均功耗 (mW)
6V	175	200	1050

5.1.3 Wi-Fi 传输距离

Wi-Fi 传输距离测试我们任意选取 250SPS、500SPS、1kSPS 内部测试方波任意一段对其数据点进行统计，根据 ADS1299 内部测试方波输出规则，在 1 秒周期内会输出 50%正向最大值以及 50%负向最大值，可以根据分析其数值点是否满足要求来判断传输最大距离以及稳定性。（理论 250SPS 工作频率下采样点为 256，同理 500SPS 和 1000SPS 分别为 512 和 1024），图 5-2 为传输距离测试示意图。

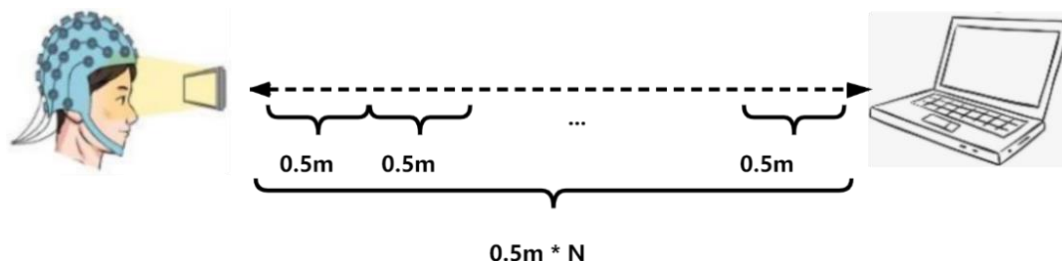


图 5-2 传输距离测试示意图

实际测试中，经过反复多次实验，最终测得在硬件电路板与上位机距离 60 米测得结果如下表所示：

表 5-4 选取 3 段数值点比对表

采样频率	正向数量	负向数量	相加结果	是否满足
250SPS	128	128	256	满足
500SPS	256	256	512	满足
1000SPS	512	512	1024	满足

根据直接观察与分析表格可知，在采集系统与上位机间隔 60 米时，数据传输速度与数据稳定性可以保证，采集系统完全可以满足在 60 米传输距离情况下的正常工作。

5.2 自发脑电验证

5.2.1 自发脑电介绍

自发脑电是指是在安静的、没有特殊刺激条件下，或者在连续恒定负荷的条件（如阅读状态）下，稳定变化的脑电活动。研究表明，人脑的自发性电生理活动至少存在有五个重要的波段^[42]。如图 5-3 所示为人脑五种最常见的节律波形特征。

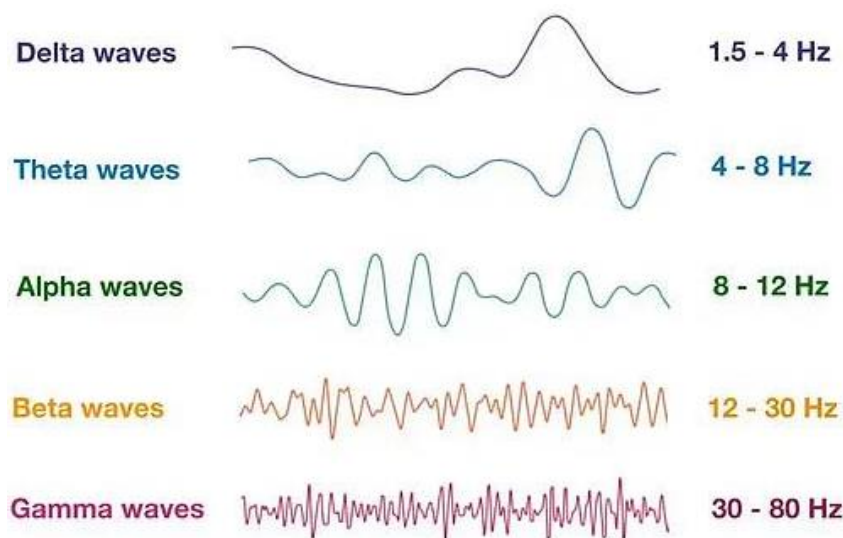


图 5-3 五种常见自发脑电节律波形特征

(1) δ 波：频率为 1.5~4Hz，成年人在极度疲劳和昏睡状态下会出现，婴儿和患有严重器质性脑病患者也能检测到此波存在。

(2) θ 波：频率为 4~8Hz，随年龄增长 θ 波成分逐渐减少，正常成年人脑电只会出现少量 θ 波，在感情受挫或失望时，会产生接近 20 秒明显的 θ 波。

(3) α 波：频率为 8~12Hz，大多数健康成年人脑电以 α 波为主要成分，在清醒

闭眼时振幅最高,当进入睡眠时, α 波完全消失。清醒睁眼状态下,成分变少并由较高频率 β 波代替。 α 波的频率、振幅和空间分布是反映大脑机能状态的重要指标。

(4) β 波:频率为12~30Hz, β 波遍及整个大脑,一般女性比男性多,老年人比年轻人多,它在中枢神经系统强烈活动或者紧张时出现,反映了大脑皮层的兴奋状态。

(5) γ 波:频率大于30Hz, γ 波是由注意或感觉刺激引起的一种高频波,反映了神经细胞的兴奋性。在额区、顶区中部最为显著。

脑电信号本质是一种随机信号没有比较规律的波形,但是脑电信号在特定的状态下仍然有较为明显的规律出现,称其为节律特征。根据目前公开论文与资料表明,受试者在保持身体放松状态下闭眼时ALPHA节律为主要成分,在睁眼时是以BETA节律为主要成分的混合节律,ALPHA节律范围为8~12Hz,其中心频率为10Hz也即理论上闭眼状态下10Hz能量会产生一个局部尖峰(Peak);反之在睁眼时8~12Hz并不会会有明显的能量尖峰,各区域能量分布较为平均。

5.2.2 自发脑电实验验证

自发脑电实验是设备制作完成后检验脑电检测系统性能的基本实验,通过对睁眼和闭眼脑电数据的对比,可以预估脑电检测系统在实际脑电采集过程中设备的性能状况。本次自发脑电实验主要目的是对比受试者睁眼与闭眼的差异,旨在通过以上两个过程自发脑电的差异验证该采集平台的实际脑电信号的侦测能力以及采集效果;同时根据实验结果分析自发脑电分布情况、时域波形特征以及伪迹对于脑电数据的影响。

实验中需关闭测试环境不必要的电力设备,保持测试环境安静以及无严重电磁波射频干扰,连接系统采集接口至对应脑电帽的干电极,指定受试者在测试工位保持放松状态并佩戴脑电帽等待测试,指定三名受试者在实验人员的命令下执行对应动作并同步计时:

- (1) 保持身体松弛,使思维进入放松状态并保持1分钟以上;
- (2) 缓慢闭上双眼,继续保持思维为放松状态并保持30S;
- (3) 缓慢睁开双眼,同时使思维进入活跃状态并保持30S;
- (4) 缓慢闭上双眼,继续保持思维为活跃状态并保持30S;
- (5) 以上(2)(3)(4)过程按照原有顺序再重复实验五次。

实验完毕后保存相关数据,将实验中采集的脑电数据导入MATLAB,利用EEGLAB工具箱进行辅助分析。在EEGLAB中进行了脑电时域波形的绘制,并截取了受试者两段3秒内的睁眼脑电波形以及两段3秒内闭眼脑电波形进行观察对比。时序波形图如下图5-4与5-5所示:

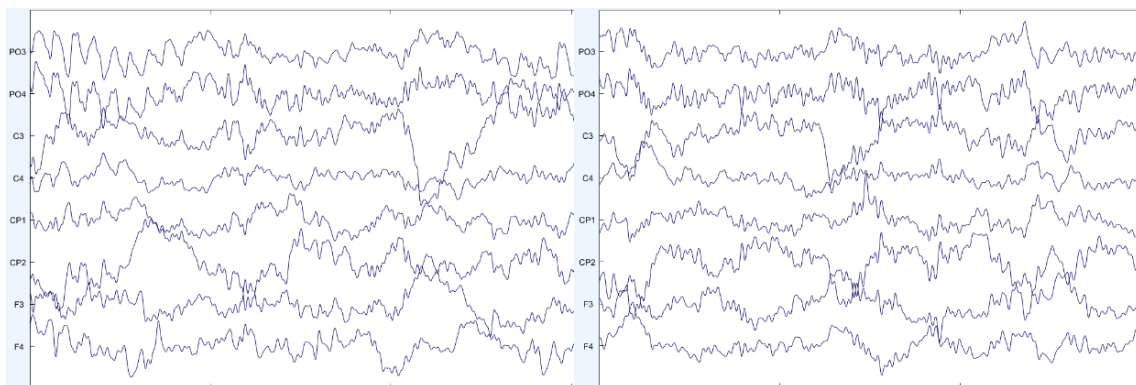


图 5-4(a) 3 秒睁眼状态下时域波形图

图 5-4(b) 3 秒睁眼状态下时域波形图

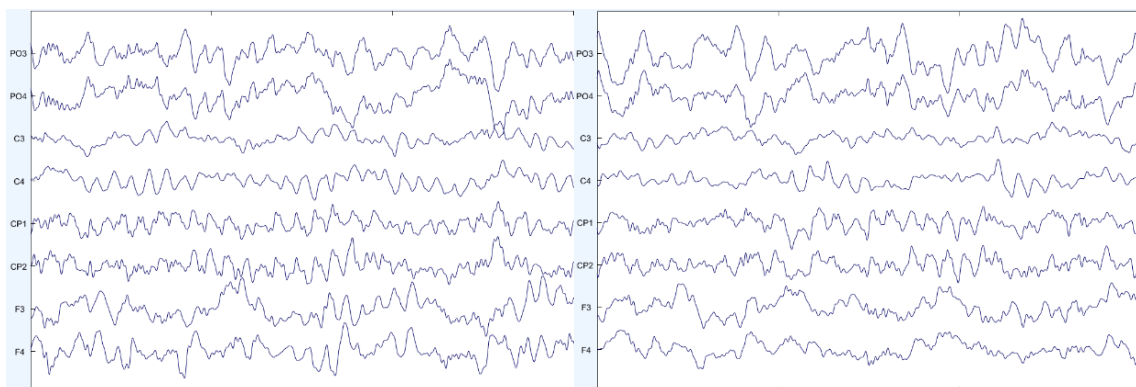


图 5-5(a) 3 秒闭眼状态下时域波形图

图 5-5(b) 3 秒闭眼状态下时域波形图

通过对比观察受试者睁眼与闭眼状态的脑电时域波形,可以明显看到睁眼时刻的时域波形倾向于 BETA 节律,其中混杂一些其他种类的节律信号,还有一些异常电位信号,这些异常电位以单向波、多棘慢波为主;闭眼状态下波形更倾向于 ALPHA 节律,大部分波形都是以 ALPHA 节律为基础的多棘波呈现,其中混杂了一些其他的节律波形以及异常电位,整体较睁眼状态下 ALPHA 节律信号表达较为明显。

为进一步验证受试者睁闭眼状态下脑电波形的节律特征不同,实验使用 MATLAB 分别对受试者睁眼与闭眼状态下 30 秒的脑电数据做了 FFT 处理,得到的频谱图如下图 5-6 与 5-7 所示:

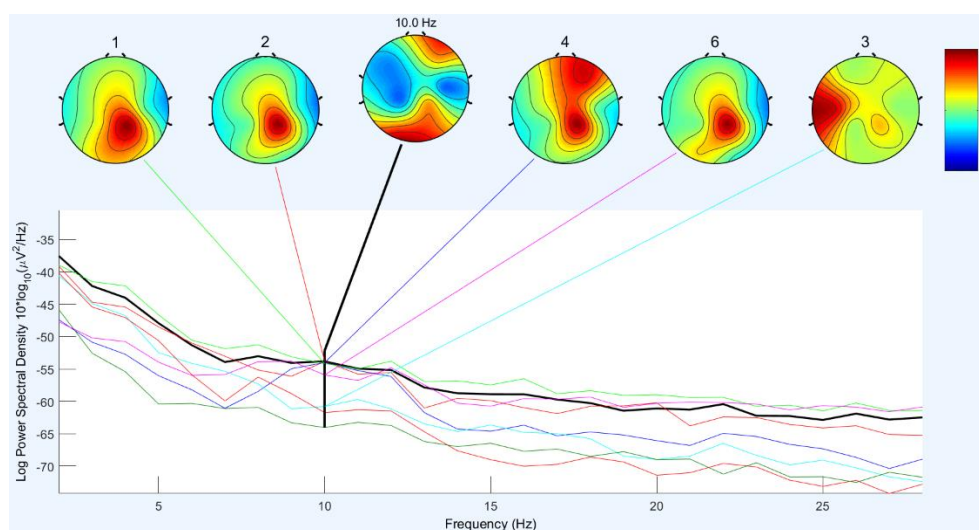


图 5-6 受试者睁眼频谱图

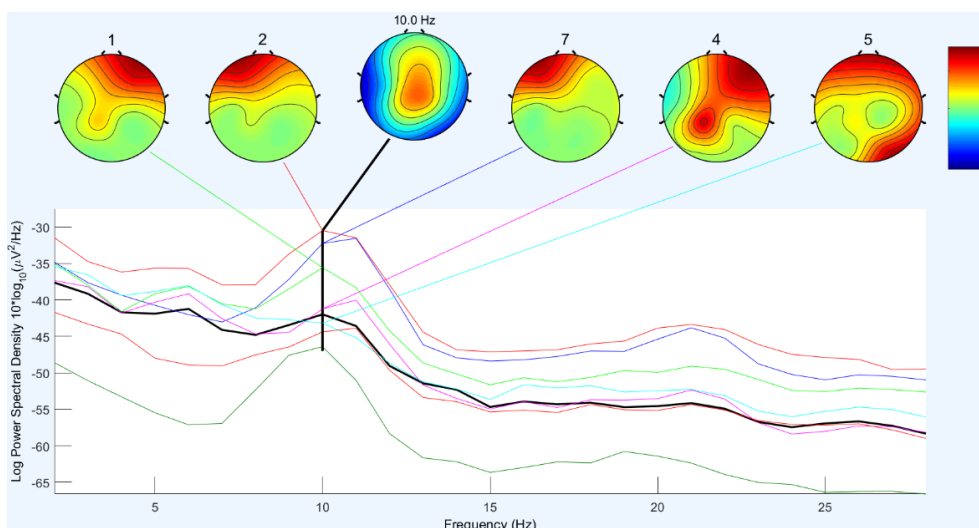


图 5-7 受试者闭眼频谱图

10Hz 频率点分析：10Hz 为 ALPHA 节律中心频率，也是自发脑电实验状态分析最为关键的一个区域，通过对睁眼、闭眼两种状态实际测试结果的频谱图进行对比，在睁眼状态下 8~12Hz 相较于整体的平缓下降趋势有了一个略小而平滑的回升，这说明在睁眼状态中 ALPHA 节律也有存在，同时根据 10Hz 点头皮图可知，睁眼状态下的自发脑电在全脑呈现弥散性，额叶、颞叶、枕叶等区域都有较为明显的表现。在闭眼状态下，在频率幅度谱 8~12Hz 频段较睁眼状态的略微上升变成了能量尖峰，在 10Hz 附近为 1~30Hz 中的最高点，足以说明在闭眼状态下 ALPHA 节律的存在以及占比足够大，其次根据头皮图可知 ALPHA 节律在全脑均有所分布，在额叶部分较为集中。

5.3 稳态视觉诱发脑电验证

5.3.1 稳态视觉诱发脑电介绍

诱发脑电不同于自发脑电,是指在有外界刺激下,大脑周边神经系统与中枢神经系统在信息传递的过程中产生的脑电信号。诱发脑电主要分为触觉诱发电位、视觉诱发电位及听觉诱发电位三种,研究表明视觉诱发电位在实验中较其他两种诱发电位实验信号特征更加明显,且实验过程也更简单方便,因此被大量用于脑电信号研究中。

当人的视觉接受到光或者图形闪烁刺激时,脑电信号的电位会产生与之相对应的脑电成分,这些电位变化即为视觉诱发电位。稳态视觉诱发电位(Steady-State Visual Evoked Potential, SSVEP)是指当视觉刺激为一个固定频率时,大脑皮层的电位活动会产生一个与刺激频率基频或谐波频率有关的响应。其原理是因为人体大脑内的各种神经网络都有其固定的谐振频率,在施加持续稳定的外界视觉刺激时,人体大脑内谐振频率与刺激频率相同的神经网络会产生谐振,该神经网络的电位强度将会大大加强,与之相近的大脑皮层会产生明显的诱发电位^[43,44]。

稳态视觉诱发电位是人脑的初级视觉皮层对外界大于 4Hz 频率调制的周期性视觉刺激的作用下所产生的一种物理响应,是一种周期性响应。视觉诱发电位的持续会占据一定时程,当闪烁频率需大于 4Hz 时,视觉刺激出现的间隔小于诱发电位的时程,诱发电位信号才能在时间轴上相互叠加、干扰,由此在脑电中形成与刺激频率或者谐波频率相同频率的 SSVEP 信号。各诱发电位相互叠加,信号幅度会增大,SSVEP 具有信噪比高和频谱稳定等特点,可直接在频谱中观测到 SSVEP 信号^[45]。SSVEP 信号的频谱能在光源闪烁频率或者谐波频率上出现谱峰,研究人员通过分析谱峰处对应的频率,即能检测到受试者视觉注视的刺激源,从而能识别受试者的意图。

5.3.2 稳态视觉诱发脑电实验验证

稳态视觉诱发脑电实验需要有固定频率闪烁的刺激源,目前可用于生成视觉刺激的主要设备有三种:阴极射线管显示器(Cathode Ray Tube, CRT)、液晶显示器(Liquid Crystal Display, LCD)以及发光二极管(Light Emitting Diode, LED)。相关研究表明 LED 诱发的 SSVEP 基频成分明显要强于 CRT 和 LCD 诱发的 SSVEP。所以,基于 LED

的视觉刺激源为三种刺激源中最好的选择。同时考虑实验测试的可行性问题，本次实验采用 LED 进行稳态视觉诱发脑电实验刺激源的设计，并使用任意波形发生器输出固定频率正弦波给 LED 供电，使其产生任意频率的周期性闪烁。LED 刺激光源如下图 5-8 所示：

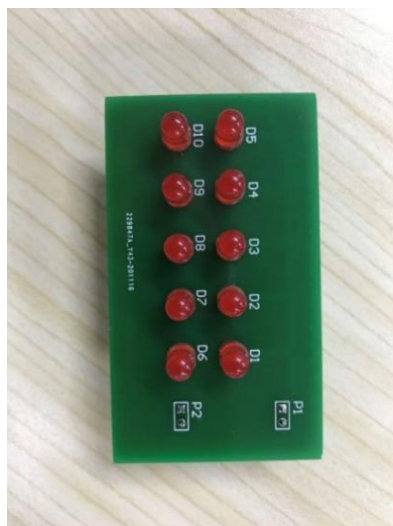


图 5-8 稳态视觉诱发脑电实验 LED 刺激源

稳态视觉诱发脑电主要是以大于 4Hz 低频信号为主的混合波，故本次实验采用 8Hz 以及 9Hz 的正弦波作为 LED 刺激光源的输入信号，在昏暗且无其他明显光源的前提下，让受试者观察实验所设计刺激 LED 光源，诱发脑电实验与自发脑电流程相似，故不再赘述。

将采集数据导入 MATLAB 后，分别截取了 5 秒内受试者观察 8Hz 和 9Hz 刺激光源时的诱发脑电数据，利用 EEGLAB 工具箱绘制的稳态视觉诱发脑电时域波形分别如下图 5-9 与 5-10 所示：

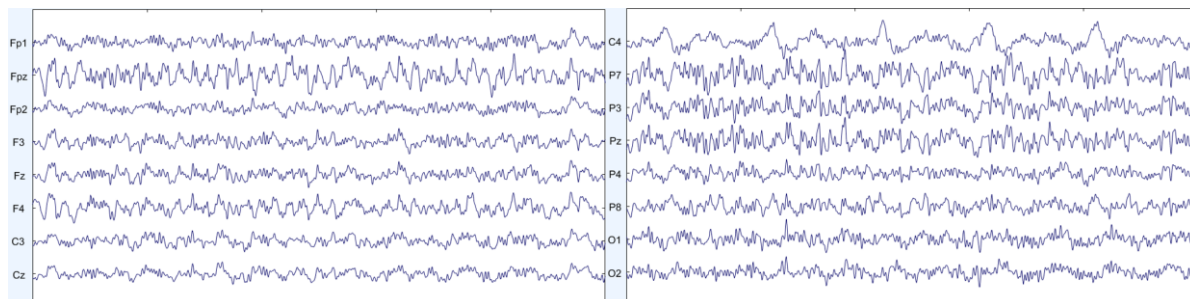


图 5-9 8Hz 视觉稳态诱发脑电时域波形

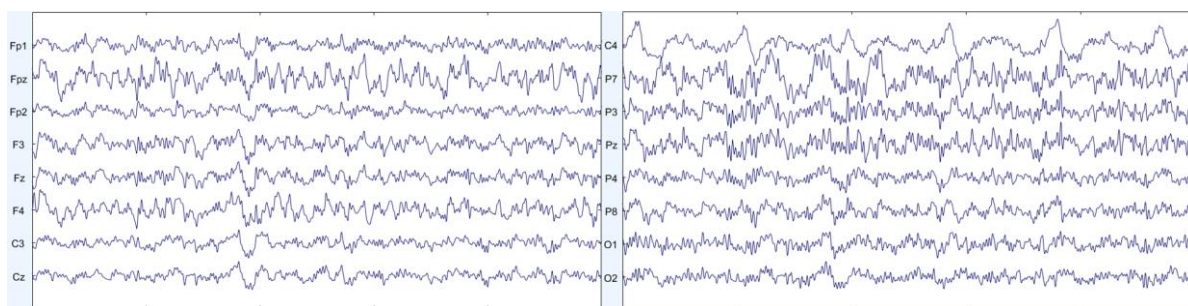


图 5-10 9Hz 视觉稳态诱发脑电时域波形

通过对比多次重复实验下的受试者在观察 8Hz 和 9Hz 刺激光源阶段的脑电波形，可看到几乎每个电极通道都存在相对应的稳态视觉诱发脑电波节律，其中 F_{pz} 通道（靠前额）产生了幅值较大且较为明显的 8Hz 及 9Hz 节律脑电波形。通过对其经过 FFT 处理后的频谱图如下图 5-11 与 5-12 所示：

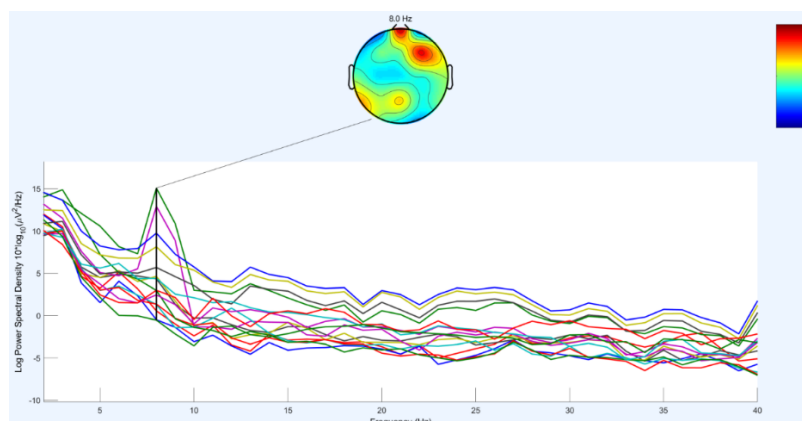


图 5-11 8Hz 稳态视觉诱发脑电频谱图

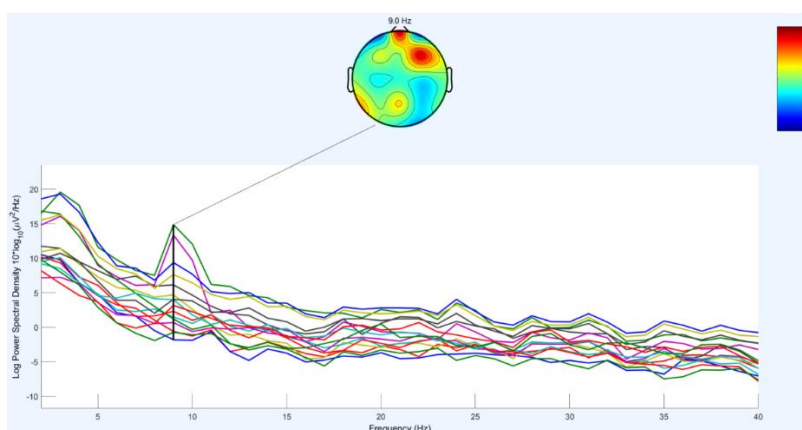


图 5-12 9Hz 稳态视觉诱发脑电频谱图

观察频谱图可得，部分通道如 F_{pz} 通道的频谱图在 8Hz 以及 9Hz 处出现了能量尖峰，大部分电极通道在对应频率也存在波峰，与预期结果相一致。

5.4 本章小结

本章详细介绍了系统性能测试与人体脑电实测的相关过程与实验结果分析，性能测试的指标参数有：信噪比、内部噪声、系统功耗和 Wi-Fi 传输距离。此外进行的辅助性验证实验有人体自发脑电和稳态视觉诱发脑电测试，测试结果均符合预期，这也证明了该系统对于人体脑电检测的准确性和可靠性。

6 总结与展望

6.1 总结

本文设计的这款便携式 16 通道脑电采集及无线传输系统,是在调研了现存市面上的无线脑电采集设备以及参考了大量文献的基础上提出的,舍弃了传统的分立式元器件搭建方案,而采用集成的生物电采集专用芯片设计,电池供电的浮地设计搭配上位机数字滤波在降低成本的同时,大大减少了在采集脑电过程中引入的外界噪声,在数据收发方面,创新性的采用了双频段的 Wi-Fi 收发模块,增加了受试者可活动范围的灵活性。干电极配合高性能脑电信号采集电路,避免了传统湿电极在实验过程中需涂抹导电膏的繁琐过程。总结本文完成的工作主要有以下四个方面:

- (1) 在分析脑电信号特征以及脑电采集设备功能需求之后,确定了整体系统的设计方案。
- (2) 以模块化设计思想将系统硬件电路分为模拟前端电路、数字电路、电源电路进行设计,根据右腿驱动和 24 位高精度模数转换原理采用了 STM32F207 和 ADS1299 等芯片为核心搭建系统脑电采集硬件电路,并进行了印刷电路板的设计。
- (3) 完成了系统嵌入式程序和上位机软件设计,采用 MDK-ARM 编写了一套可实现多通道数据同步采集和数据通信等功能的 C 语言驱动代码,可利用按键形式改变采样率。基于 LABVIEW 设计的上位机软件能够提供人机交互界面,可在线实时显示脑电信号的时域波形。
- (4) 完成了对整体系统的综合性能测试和人体脑电实测,综合评估其实际可用性。设计并进行了睁眼、闭眼自发脑电和稳态视觉诱发脑电实验,对获取的大量实验数据进行统计和分析,结果表明实验测得脑电数据与预期相一致,证明了本系统的实际可用性。

6.2 展望

本文设计的这款 16 通道脑电信号采集与无线传输系统在性能方面表现良好,为国内脑电采集设备研究提供了新的方法与思路,同时也可以为基于脑机接口研究的二次

开发提供真实可靠的原始脑电数据，但由于时间和个人能力有限，系统还可以进一步进行优化和改进：

- （1） 系统电源供电采用充电锂电池，充电时需将锂电池拆卸进行单独充电，过程较繁琐，后期需要改进充电方式。
- （2） 增加系统阻抗检测功能，对测试电极进行脱落检测，让上位机便于准确的监测皮肤与电极的接触情况。

硕士学位论文

致谢

时光如白驹过隙，转眼间，忙碌而充实的两年研究生生活已经接近尾声，两年间，我憧憬过，欣喜过，奋斗过，同时也彷徨迷茫过，经历了很多，也收获成长了很多。我的进步离不开身边的良师益友，在这里，我谨向这两年里帮助过我，关心过我，支持过我的老师，同学和朋友致以最真诚的谢意。

首先，我要感谢我的研究生导师刘冬生教授，从我的毕设开题到中期检查再到最终毕业论文的撰写和修改都离不开刘老师的悉心指导，在此过程中提出了很多有用的意见和建议。记得刚考上研的时候，由于我基础较差，刘老师跟我说光看理论不够，需要在做工程中学习，将理论和实践相结合，这使我受益匪浅。

然后我还要感谢同实验室的师兄师姐，在我刚来实验室时，有很多专业性的问题不清楚，他们都特别热情帮我解答，非常感谢实验室的师兄师姐两年来对我学习和生活上的照顾。其次还要感谢我的两位室友，俗话说远亲不如近邻，在生活上帮助我解决了不少燃眉之急。

最后我还要感谢我的父母和姐姐，一直以来你们都给予我最大的鼓励和关怀，血浓于水的亲情是我求学期间最坚强的后盾，感谢你们一直为我付出，你们是我永远爱的人。

再次感谢所有曾经帮助过我的人，祝你们身体健康，一切顺利！

硕士学位论文

参考文献

- [1] 张发华, 舒琳, 邢晓芬. 头皮脑电采集技术研究. 电子技术应用, 2017, 43(12): 3~8
- [2] 支丹阳, 杜秀兰, 赵靖, 等. 基于便携式脑电信号采集器的脑-机器人交互系统. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(5): 694~701
- [3] 许飞飞. 基于机器学习算法的精神分裂症听觉稳态诱发脑电研究:[硕士学位论文]. 北京: 中国人民解放军医学院, 2019
- [4] R. Pasion, T. O. Paiva, P. Pedrosa, et al. Assessing a Novel Polymer-wick Based Electrode for EEG Neurophysiological Research. Journal of Neuroscience Methods, 2016, 267: 126~131
- [5] F. Nijboer, B.V.D. Laar, S. Gerritsen, et al. Usability of Three Electroencephalogram Headsets for Brain-Computer Interfaces: A Within Subject Comparison. Interacting with Computers, 2015, 27(5): 500~511
- [6] J.E. Huggins, P.A. Wren, K.L. Gruis. What would brain-computer interface users want Opinions and priorities of potential users with amyotrophic lateral sclerosis. Amyotrophic Lateral Sclerosis & Other Motor Neuron Disorders, 2011, 12(5): 318~329
- [7] 施少杰. 基于 EEG 的听觉脑-计算机接口研究: [硕士学位论文]. 上海: 上海交通大学, 2010
- [8] 王斐, 张育中, 宁廷会, 等. 脑-机接口研究进展. 智能系统学报, 2011, 6(3): 189~199
- [9] 黄安湖. P300 脑电诱发电位的分类识别及在脑机接口中的应用: [硕士学位论文]. 山东: 山东大学, 2008
- [10] N. Birbaumer. Neurobiology: Rain Man's revelations. Nature, 1999, 399(6733): 211~212
- [11] 万柏坤, 高扬, 赵丽, 等. 脑-机接口: 大脑对外信息交流的新途径. 国外医学: 生物医学工程分册, 2005, 28(1): 4~9
- [12] 瞿倩. 无线便携式脑电信号采集系统设计及实验验证分析: [博士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2018
- [13] R. Aton. The Electric Currents of the Brain. American Journal of Eeg Technology, 1970, 10(1): 12~14

硕士学位论文

- [14]张雪燕, 冯姚震, 马敏飞, 等. 脑电信号的分析和监测. 电子技术应用, 2011, 7(1): 128~131
- [15]L. W. Ko, W. K. Lai, W. G. Liang, et al. Single channel wireless EEG device for real-time fatigue level detection. International Joint Conference on Neural Networks(IJCNN). IEEE, Killarney, Ireland, 2015: 1~5
- [16]V. Mihajlovid, B. Grundlehner, R. Vullers, et al. Wearable wireless EEG solutions in daily life applications: what are we missing. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2015, 19(1): 6~21
- [17]鲁在清. 脑电图的发现与发展简史. 现代电生理学杂志, 2012, 19(11): 113
- [18]贾中山. 可穿戴式医疗设备成新宠. 北京晚报, 2013(11): 2
- [19]王志华. 基于全带宽的便携式 EEG 采集系统: [硕士学位论文]. 秦皇岛: 燕山大学, 2013
- [20]蔡佳. 16 导脑电采集系统硬件设计: [硕士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2010: 9~10
- [21]魏厚杰, 官金安, 方浩. ADS1298 模拟前端的便携式生理信号采集系统. 单片机与嵌入式系统应用, 2012, 12(2): 36~39
- [22]唐兴峰. 64 通道脑电放大器设计: [硕士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2019
- [23]刘晓燕. 临床脑电图学. 北京: 人民卫生出版社, 2006, 32~40
- [24]黄河涛, 杜玉晓, 董建. μV 级脑电信号采集系统的关键技术. 实验室研究与探索, 2009(9): 72~76
- [25]盖淑萍, 刘军涛, 刘欣阳, 等. 新型 EEG 检测干电极设计制备和测试研究. 仪器仪表学报, 2016, 37(1): 144~151
- [26]M. Teplan. Fundamentals of EEG measurement. Measurement science review, 2002, 2(2): 1~11
- [27]Y.H. Chen, B. M. Op, L. Vanderheyden, et al. Soft, comfortable polymer dry electrodes for high quality ECG and EEG recording. Sensors, 2014, 14(12): 58-80
- [28]Y.M. Chi, T.P. Jung, G. Cauwenberghs. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2010, 3:106~119
-

- [29] M.A. Lopezgordo, D. Sanchezmorillo, V.F. Pelayo. Dry EEG electrodes. *Sensors*, 2014, 14(7): 12847~12870
- [30] K. Whitehead, L. Jones, P. L. Dray, et al. Full 1020 eeg application in hospitalised neonates is not associated with an increase in stress hormone levels. *Clinical neurophysiology practice*, 2018, 3: 20
- [31] Hio-Jun Yoo and Chris van Hoof. Bio-medical CMOS ICs. Springer, in *Integrated Circuits and Systems*, 2011
- [32] Pakorn Prasopsin, Bhirawich Pholpoke, Samattachai Tepwimonpetkun. A compact low-power mixed-signal architecture for powerline interference rejection in biopotential analog front ends. 2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS): 196-199, Lausanne, Switzerland, 2014
- [33] Namita Lokare, Laura Gonzalez, Edgar Lobaton. Comparing wearable devices with wet and textile electrodes for activity recognition[C]. 2016 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC): 3539-3542, Orlando, FL, USA, 2016
- [34] 白文斌. 用于生物医疗设备的超低功耗模拟前端电路关键技术研究: [博士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2018
- [35] 孙建辉, 刘军涛, 徐声伟, 等. 高精度微弱脑电检测数模混合控制芯片系统. *仪器仪表学报*, 2016, 17(5): 1025~1033
- [36] M. Guermandi, E. F. Scarselli, R. Guerrieri. A driving right leg circuit (DgRL) for improved common mode rejection in bio-potential acquisition systems. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2016, 10(2): 507-517
- [37] S. Kumar, D. Panigrahy, P.K. Sahu. Denoising of Electrocardiogram (ECG) signal by using empirical mode decomposition (EMD) with non-local mean (NLM) technique. *Biocybemetics and Biomedical Engineering*, 2018, 38(2): 45~56
- [38] 林凌, 吴晓爽, 王慧泉, 等. 软件定义仪器的数字化前端和 ADC 的等效分辨率. *电子设计工程*, 2010, 18(8): 48~51
- [39] 刘胜洋, 魏星. 高精度高速度的模数转换器. *电子技术*, 2008, 45(4): 34~37
- [40] U. Rashid, I. K. Niazi, N. Signal, et al. An eeg experimental study evaluating the performance of texas instruments ads1299. *Sensors*, 2018, 18(11): 3721
-

硕士学位论文

- [41]陈丰. 便携式 EEG 信号采集仪硬软件设计: [硕士学位论文]. 武汉: 华中科技大学, 2016
- [42]张莉. 基于自发脑电信号的脑-机接口的研究: [硕士学位论文]. 重庆: 重庆大学, 2008
- [43]Lin Z, Zhang C, Wu W, et al. Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006, 53(12): 2610~2614
- [44]杨俊宇. 基于 SSVEP 的脑机接口系统研究与设计: [硕士学位论文]. 南京: 南京邮电大, 2015
- [45]李健芃. 基于稳态视觉诱发电位的脑机接口系统的设计与实现: [硕士学位论文]. 兰州: 兰州大学, 2017