



燕山大学  
YANSHAN UNIVERSITY

# 硕士学位论文

MASTER'S DISSERTATION

论文题目 基于 STM32 和 ADS1298 的 24 导脑电采集系统研究

作者姓名 贺龙

学位类别 工程硕士

指导教师 徐朝鹏教授

2018 年 5 月



中图分类号：TK519

学校代码：10216

UDC：535

密级：公开

## 工程硕士学位论文

(工程设计型)

# 基于 STM32 和 ADS1298 的 24 导脑电采集系统研究

硕士研究生：贺龙

导师：徐朝鹏教授

副 导 师：刘晨亮高级工程师

申 请 学 位：工程硕士

工 程 领 域：光学工程

所 在 单 位：信息科学与工程学院

答 辩 日 期：2018 年 5 月

授予学位单位：燕山大学



A Dissertation in Optical Engineering

**RESEARCH ON 24 CHANNEL ELECTRO  
ENCEPHALO GRAN ACQUIDSTION SYSTEM  
BASESD ON STM32 AND ADS1298**

by He Long

Supervisor: Professor Xu Zhaopeng

**Yanshan University**  
May, 2018



## 燕山大学硕士学位论文原创性声明

本人郑重声明：此处所提交的硕士学位论文《基于 STM32 和 ADS1298 的 24 导脑电采集系统研究》，是本人在导师指导下，在燕山大学攻读硕士学位期间独立进行研究工作所取得的成果。论文中除已注明部分外不包含他人已发表或撰写过的研究成果。对本文的研究工作做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式注明。本声明的法律结果将完全由本人承担。

作者签字：

日期： 年 月 日

## 燕山大学硕士学位论文使用授权书

《基于 STM32 和 ADS1298 的 24 导脑电采集系统研究》系本人在燕山大学攻读硕士学位期间在导师指导下完成的硕士学位论文。本论文的研究成果归燕山大学所有，本论文的研究内容不得以其它单位的名义发表。本人完全了解燕山大学关于保存、使用学位论文的规定，同意学校保留并向有关部门送交论文的复印件和电子版本，允许论文被查阅和借阅。本人授权燕山大学，可以采用影印、缩印或其它复制手段保存论文，可以公布论文的全部或部分内容。

保密 ，在 年解密后适用本授权书。

本学位论文属于

不保密 。

(请在以上相应方框内打“√”)

作者签名：

日期： 年 月 日

导师签名：

日期： 年 月 日





## 摘 要

随着社会的发展，人类对脑科学研究日益重视，科学家纷纷将 21 世纪称为“脑的世纪”，渴望能够尽快揭开脑的奥秘。近年来，虽然我国在该领域已取得部分成就，出现了几款脑电采集设备，但其性能指标和技术水平还远不如国外产品，并且核心部件主要依靠海外进口，导致设备价格昂贵，限制国内脑电研究，因此开发具有自主知识产权的脑电采集设备具有重大实际意义和应用价值。

首先，分析了课题的研究背景、意义以及国内外的研究现状，分析了脑电采集的工作机理，详细探讨了脑电信号的分类和脑电极的使用方法，分析得出了脑电采集系统的功能需求和性能需求，进而提出系统整体的设计方案。

其次，在 Altium Designer Release10 开发环境下，分别对 STM32 微控制器的外围电路如电源电路、串口通信电路、JTAG 电路以及阻抗检测电路进行了设计；对本文替代分立元件所用的集成芯片 ADS1298 的外围电路进行搭建，包括模拟前端部分、右腿驱动电路还有信号预处理部分。

再次，在 IAR Embedded Workbench 开发环境下，分别对下位机 STM32 主程序、A/D 转换程序、串口通信程序、SPI 程序和 ADS1298 的初始化部分以及寄存器模块进行了编译；在集成开发环境 Microsoft Visual Studio 帮助下编译了上位机软件的程序以及它的采集和存储过程。

最后，文中对设计的采集系统进行了初步验证，包括按照数字脑电图仪标准 JJG1043-2008 进行了部分关键性能测试及按照国家标准 GB9706.1 进行关键安全性测试，同时采用实验采集脑电信号验证系统可行性。测试结果说明本文设计的 24 导脑电采集系统性能指标较好，以用于脑功能研究和临床诊断中。

**关键词：**脑电采集；STM32 微控制器；ADS1298；脑电测试

## Abstract

With the advancement of society, people pay more and more attention to the brain research, and many scientists from all over the world regard the 21st century as the age of brain, which show that people want to find out brain's mystery's eagerly. Recently, China has produced several kind of EEG acquisition equipments in this field. However, there still is a large gap between the Chinese equipments and the foreign ones, further more the core components mainly rely on imports, which makes them more expensive and restricts the domestic study on EEG. Therefore, it is of great practical significance and application value to develop EEG acquisition devices with independent intellectual property rights.

Firstly, the research background, significance and research status at home and abroad were analyzed. The working mechanism of EEG acquisition was elaborated. The classification of EEG signals and the use of brain electrodes were pointed out. Finally, this paper put forward the overall design of the system, which focused on the functional requirements and performance requirements of EEG acquisition system.

Secondly, under the development environment of Altium Designer Release 10, this paper designed the peripheral circuits of the STM32 microcontroller respectively, which including the power circuit, serial communication circuit, JTAG circuit, and impedance detection circuit; Besides, set up the Peripheral circuit of integrated chip ADS1298 which replaced the discrete components in this article, that including the analog front end section, right leg drive circuit, and signal preprocessing section.

Again, in the IAR Embedded Workbench development environment, the STM32 main program, A/D conversion program, serial communication program, SPI program and initialization and register module of ADS1298 were compiled separately; Finally, with the help of the integrated development environment Microsoft Visual Studio , Compiling the program of the upper computer software and its collection and storage process.

Finally, this paper conducted a preliminary test in accordance to standard digital JJG1043-2008 national standards GB9706.1 key, while using experimental verification EEG acquisition system feasibility test, results show that the designed 24 channel

EEG acquisition system performance is good, and can be used to study rain function and clinical diagnostics.

**Keywords:** EEG Acquisition; STM32 Microcontroller; ADS1298; EEG Test



## 目 录

摘 要.....	I
Abstract .....	II
第 1 章 绪 论.....	1
1.1 课题背景及其研究意义.....	1
1.2 脑电采集系统的国外发展现状 .....	2
1.3 脑电采集系统的国内发展现状 .....	2
1.4 本论文的主要工作和结构安排.....	3
第 2 章 脑电信号和系统的设计方案.....	4
2.1 脑电信号基础知识 .....	4
2.2 脑电信号的特点和分类 .....	4
2.2.1 脑电信号的特点 .....	4
2.2.2 脑电信号的分类.....	5
2.3 脑电信号的采集方法 .....	6
2.4 系统总体设计方案 .....	8
2.4.1 脑电采集系统的性能要求.....	8
2.4.2 脑电采集系统总体设计方案.....	8
2.5 本章小结 .....	9
第 3 章 脑电信号采集系统硬件设计 .....	10
3.1 生物电极的选取 .....	10
3.2 主控芯片选型与特性 .....	11
3.3 STM32 处理器的外围电路设计 .....	13
3.3.1 电源电路设计.....	13
3.3.2 串口通信电路设计 .....	15
3.3.3 JTAG 电路设计.....	16
3.4 ADS1298 模数转换芯片 .....	17
3.4.1 ADS1298 选型与介绍 .....	17
3.4.2 ADS1298 模拟前端电路 .....	19
3.4.3 右腿驱动电路设计 .....	21
3.4.4 阻抗检测电路 .....	23
3.5 预处理滤波电路设计 .....	24
3.5.1 无源滤波网络 .....	24
3.5.2 低通滤波器 .....	25

---

3.6 系统硬件实物图 .....	27
3.7 本章小结 .....	28
<b>第 4 章 脑电信号采集系统软件设计 .....</b>	<b>29</b>
4.1 软件开发环境简介 .....	29
4.2 软件整体设计 .....	30
4.3 子模块软件设计 .....	30
4.3.1 STM32 模块 .....	30
4.3.2 ADS1298 模块 .....	36
4.4 上位机简介 .....	37
4.5 本章小结 .....	39
<b>第 5 章 脑电系统性能测试与分析 .....</b>	<b>40</b>
5.1 性能指标测试 .....	40
5.2 脑电采集测试 .....	42
5.3 本章小结 .....	44
<b>结 论 .....</b>	<b>45</b>
<b>参考文献 .....</b>	<b>46</b>
<b>攻读硕士学位期间承担的科研任务与主要成果 .....</b>	<b>50</b>
<b>致 谢 .....</b>	<b>51</b>

# 第1章 绪论

## 1.1 课题背景及其研究意义

近年来，随着信息技术的快速发展，人工智能领域的研究和应用成为计算机科学领域的重中之重，人工智能的本质是通过研究使计算机来模拟人的某些思维过程和智能行为(如学习，推理，思考和设计等)。而真正的做好人工智能，首先需要了解和深入研究作为人类在思维过程和智能行为的总控制中心的大脑的运作方式。大脑是人体结构和功能最复杂的器官之一，是控制整个身体的中心，主要通过大量的神经元细胞作为信息传递的介质来进行身体信息的反馈接收和指令的传达。这些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，从而组成了一个功能多样结构复杂的神经网络系统<sup>[1]</sup>。对大脑功能进行深入研究对于心理学，行为认知学以及精神类疾病的诊断和治疗都有着非常重要的指导意义<sup>[2]</sup>。脑电的研究过程是首先在大脑皮层产生的电活动，这些电活动能够控制人体的各种生理功能，脑电图机则能够记录电活动的电位来产生脑电图以了解大脑及中枢系统疾病，具体过程如图1-1所示。而脑电研究中最常使用的工具是脑电采集系统，相较于大型的核磁共振仪器等高端设备的高价格，高维护费等问题，脑电采集系统有着高分辨率，低成本和低维护费等优点，因此在科研和临床中有着非常广的应用<sup>[3]</sup>。

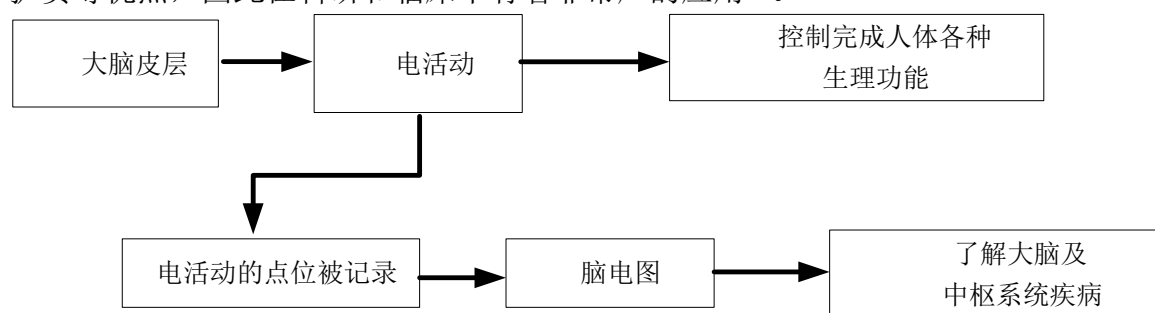


图1-1 脑电研究过程

脑电信号是利用脑电采集系统进行采集输出的信号，在人体的大脑中，脑电信号的强度很小，一般的脑电信号的幅值在毫伏到百毫伏的量级，同时脑电信号属于低频信号，频率不到100 Hz，且在人体之中除了脑电信号还有肌电信号和其他噪声等的干扰，这些都给脑电的准确采集带来了很大的难度，同时也对脑电采集系统精度等提出了更大的要求<sup>[4]</sup>。在进行脑电采集系统的设计和研发过程中所面临的最大难

点在于能否在肌电信号、心电信号、眼电信号等因素的影响下精确识别出脑电信号，并对其进行放大确保采集系统的高共模抑制比、高分辨率和稳定性<sup>[5]</sup>。同时还要注意阻抗检测功能的设置。

## 1.2 脑电采集系统的国外发展现状

早期，由于技术水平相对落后，脑电信号依靠研究人员的肉眼观察，这种方法依赖于观测者的经验和主观判断，因此与实际脑电信号存在着较大的差距，也给脑电信号的分析带来了较大困难<sup>[6]</sup>。伴随着技术水平的进步，尤其是电子信息领域的飞速发展，脑电采集设备也相继研发成功，这为科研人员准确获取脑电信号并对其进行分析提供了极大的便利性<sup>[7,8]</sup>。

国外对于脑电采集系统的研究开始于20世纪30年代，最开始记录脑电信号的仪器是脑电图机，它是随着差分放大电路的发明和使用而产生的。随着电子技术的快速发展，脑电图机的设计和性能也在逐步完善，集成电路和电子技术的引入使得脑电图机的体积和抗干扰能力都有了很大的提升<sup>[9]</sup>。脑电电子采集设备从最初的单级导联采集逐渐发展为了8级导联，16级导联，64导联等，并且能够实现实时监测并分析，去除噪声等更加智能的功能<sup>[10]</sup>。目前，国外自主研发的脑电采集设备因其精度高和性能稳定的优点在临床和其他研究领域有着广泛的应用，知名的设备生产商有日本的光电公司，德国的DEW公司，美国的EGI公司等。其中美国EGI公司研发的脑电采集系统导联数目为128导，采用24位A/D转换，系统精度为70 nV，采样率为20 KHz，并能够实现主动去噪的功能；日本的光电公司生产的脑电采集系统采用192导，采样频率为10 KHz，但与美国的EGI设备相比，暂未实现主动去噪的功能<sup>[11,12,13]</sup>。

## 1.3 脑电采集系统的国内发展现状

国内关于脑电采集设备的研发工作开始的较晚，但是随着研究的不断深入，也取得了比较不错的进步，从最早期的模拟脑电图仪到现在的数字脑电图仪，脑电采集设备的精度不断提高，目前国内生产此类仪器的公司主要有北京的中科新拓公司，成都的智能，以及南京的伟思公司等。这些公司生产的设备在国内的临床和科研工作领域中占据了一定的市场份额。其中北京的中科新拓公司采用31~41导，采样率为1 KHz，系统精度为500 nV，且不能实现主动去噪的功能<sup>[14,15]</sup>。通过与国外研发的相关脑电采集设备相比，我国自主研发的脑电采集系统与国际的高精度高水平的脑电



采集设备相比，无论从精度方面还是稳定性方面都还存在着一定的差距，落后10~15年左右，不能满足科研和临床使用的要求<sup>[16]</sup>。因此还是需要研发出具有自主知识产权的更高精度的采集设备。

## 1.4 本论文的主要工作和结构安排

针对目前国内电脑设备在精度等方面存在的不足，根据脑电的特点，本文设计一个基于STM32和ADS1298的脑电采集系统，该脑电系统利用生物电极将人体大脑产生的脑电信号传输至采集电路，脑电信号经过带通滤波、低通滤波处理后再经过ADS1298芯片模数转换处理后转换为数字量。数字脑电信号可以通过SPI通信传输给MCU，紧接着通过串口通信传到上位机存储起来。该脑电采集系统容易操作，具有很强的扩展能力，本文的重点部分为脑电信号的采集、传输和存储部分。

论文的具体安排有以下几个方面：

第1章简介本课题的研究背景和意义，并从脑电采集系统的技术发展水平上综述国内外的的发展状况，最后列出本文的研究内容。

第2章介绍了脑电信号的基础知识如脑电信号形成的原因，以及脑电信号的特点和分类，其中重点介绍了测量脑电信号的方法以及单极导联和双极导联的区别和优缺点，在本章的最后介绍了本研究的整体技术路线包括了硬件搭建和软件设计两个方面。

第3章主要研究了脑电采集系统的硬件设计，包括生理电极、微控制器和模数转换芯片的选型。还有硬件电路各个子模块的设计包括：电源模块、串口通信模块、JTAG模块、模拟前端模块、阻抗检测模块、右腿驱动模块和信号预处理模块，最后展示了系统实物图。

第4章讲述了脑电信号采集系统的软件设计(上位机和下位机)，其中主要是下位机程序其包括两个部分：一是STM32模块其主要包括时钟模块、A/D转换模块、数据通信模块、SPI模块等；二是ADS1298模块其主要是芯片初始化和寄存器模块等。然后简介了上位机软件。

第5章为了检测本文设计的脑电采集系统的稳定性和准确性，设计了一系列的性能测试和脑电采集测试。其中性能测试有：增益测试、输入阻抗测试、共模抑制比测试、频率响应测试、直流漂移测试、阻抗检测精度测量、电气安全性测试。

在本文的最后介绍了系统存在的缺点，并提出了改善的方法和措施。

## 第 2 章 脑电信号和系统的设计方案

### 2.1 脑电信号基础知识

脑电信号是人体大脑中的神经细胞在皮层的电位变化的整体反映，脑电信号中有很多关于人类健康的生理信息，因此脑电信号的采集及特征分析是研究大脑的健康甚至脑部疾病诊断方案的选择的重要依据<sup>[17]</sup>。

大量的研究发现，大脑中神经元突触后电位与脑电信号的产生有着很大的关联。由于大脑的神经元主要浸浴在特殊的细胞外液(脑脊液)中，这些神经元的电活动可以被等效为一个偶极子。那么整个大脑皮层的电位变化就可以看作是所有偶极子电位的矢量和。其中，神经元细胞的电活动主要分为静息状态和兴奋状态。当细胞在静息状态下，细胞膜对  $K^+$  有着特殊的通透性， $K^+$  从膜内流向膜外，直到达成一种动态的化学平衡，这时膜内电位下降，膜外电位升高，形成电位差，可达 70~90 mV。同样的，当神经细胞兴奋时，此时细胞膜对于  $K^+$  的通透性不变而对于  $Na^+$  的通透性相较于静息状态大大提高，这就使得原本在细胞膜外的  $Na^+$  流向了细胞中，不再维持静息状态原有的动态平衡形成了新的动态平衡<sup>[18,19]</sup>，具体如图 2-1 所示。

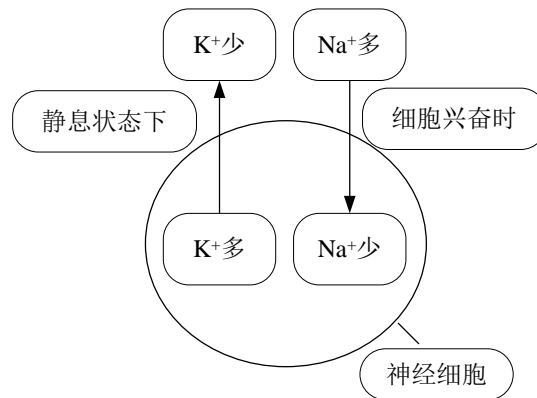


图 2-1 细胞膜电位变化图

### 2.2 脑电信号的特点和分类

#### 2.2.1 脑电信号的特点

脑电是一种生物弱电信号，有着作为生物电信号的普遍特性，同时也与其他生物电信号有着显著的差异，具体主要有以下几个特点：

(1) 弱强度 作为一种生物电信号,脑电与其他生物电信号相同,产生于人体中,而人体作为一个高阻抗的生物,脑电信号通常非常微弱,通常的幅度在 1-100  $\mu\text{V}$  之间,采集难度很大<sup>[20]</sup>;

(2) 干扰噪声 由于人体生命活动中不仅会产生脑电信号,还会产生心电、肌电、眼电等信号,这些生物电信号同时产生,与脑电信号相比幅度较大,且频带包括了脑电信号的频带范围,会对脑电信号产生干扰,这就给脑电信号采集后准确提取带来了很大的困难。同时,在脑电信号的采集过程中,工频干扰等也始终存在,这些都给脑电信号的采集和处理带来了极大的困难<sup>[21]</sup>;

(3) 非线性 与所有的生物电信号相同,产生的过程十分复杂,具有着非线性的特点<sup>[22]</sup>;

(4) 关联性 在脑电信号采集的过程中,往往采用多导联多个测量通路的方法进行采集,这主要就是利用各个通路之间的关联性,但是由于电极放置的位置不同,各个回路之间的关系也有着很大的不同,因此各个通路之间彼此并不仅仅是相似这么简单,这之间有着复杂的相干关系<sup>[23]</sup>;

(5) 频域特征明显 通过对脑电信号的大量分析,如频域分析,功率谱分析可以发现,与其他的生物电信号相比,脑电信号的频域特性最为显著<sup>[24]</sup>;

(6) 非平稳随机性 由于人体生命活动的复杂性导致脑电信号是一实时变化的随机信号<sup>[25]</sup>。人在不同的动作、情绪等情况下所产生的脑电信号有着非常明显的差异;

### 2.2.2 脑电信号的分类

根据之前的研究可以将脑电信号分为自发型脑电信号和诱发型脑电信号两种。自发型脑电信号就是大脑在平稳状态下没有受到任何外界的刺激时大脑内部的神经细胞所产生的电位变化。而诱发型脑电信号就是神经中枢系统在感受外在或者内在的刺激过程中产生的生物电活动,也就是中枢神经系统在特定功能状态下所产生的脑电信号。其中,诱发型脑电信号中的特异型诱发电位的形成与特定的刺激之间有着严格的对应关系,能够反映出神经系统的功能与病变,在临床上具有着非常重要的诊断价值<sup>[26,27]</sup>。

由于脑电信号的特殊性,目前对于脑电信号有着不同的分类方法,其中最简单和被广泛接受的方法是按照脑电信号频率的不同将自发型脑电信号分为四种不同的

波形  $\alpha, \beta, \theta, \delta$  [28], 其具体形状如图 2-2 所示。

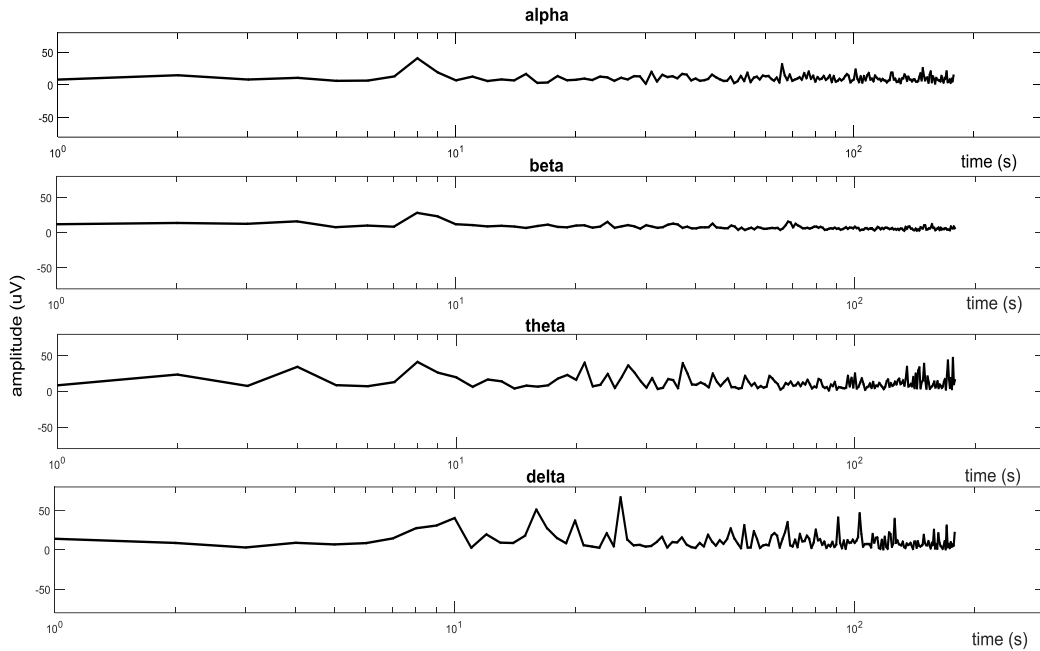


图 2-2  $\alpha, \beta, \theta, \delta$  脑电波

具体分类和每种脑电的特点如表 2-1 所示。

表 2-1  $\alpha, \beta, \theta, \delta$  波的特点及分类

脑电波	检测部位	频率(Hz)	振幅( $\mu V$ )	特点
$\alpha$ 波	头颅枕骨	8~13	20~100	在清醒/安静闭眼时出现
$\beta$ 波	额部颞部	18~30	5~20	它的出现意味着大脑比较兴奋
$\theta$ 波	—	4~7	10~50	在困倦时, 中枢神经系统处于抑制状态所记录的波形
$\delta$ 波	—	1~3.5	20~200	在睡眠、深度麻醉、缺氧或大脑有器质性病变时出现

## 2.3 脑电信号的采集方法

在脑电采集中最常使用的作为脑电信号采集与外接电子设备之间相互通信的工具是生物电极, 生物电极具有选择性好、成本低廉且便于级联等优点 [29]。在使用生物电极采集脑电的过程中, 不同的电极连接方式直接对脑电信号的采集结果有着很大的影响。目前常用的是通过多对电极来同时对脑电信息进行记录, 并通过他们之间的联系计算提取出真正的脑电信号, 这就使得常见的脑电采集设备有 6 导、16 导、

32 导等，其级联方式主要分为单级导联(参考导联)和双级导联两种<sup>[30]</sup>。电极在头部的测量的位置主要按照 1956 年的“10-20-国际标准导联系统”进行设置，详细位置信息如图 2-3 所示。

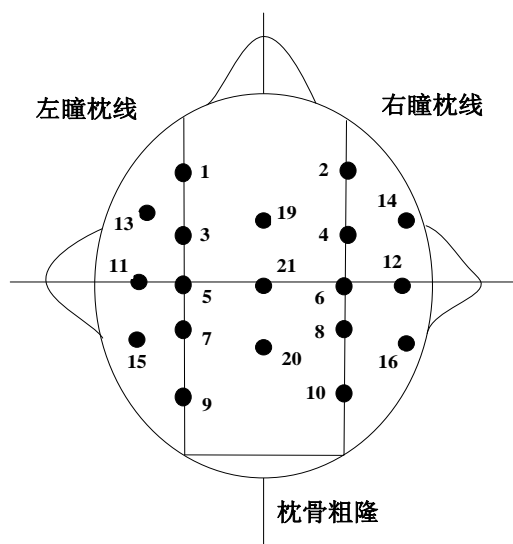


图 2-3 10/20 国际标准导联系统

如图 2-3，为了便于清楚的介绍电极放置的位置，分别对电极的位置进行了编号且放置于右脑的电极通常用偶数编号，放置在左脑的电极用奇数表示。并且根据电极位置的不同主要分为 8 种：(1) 左右枕极(9,10)，从枕骨粗隆向上约 2 cm，左右旁开 3 cm 与左右瞳枕线相交处；(2) 左右额前极(1,2)，沿瞳枕线入发际约 1 cm 处；(3) 左右中央极(5,6)，左右外耳道连线与左右瞳枕线相交处；(4) 左右额极(3,4)，左右额前极与中央极的中点处；(5) 左右顶极(7,8)，左右中央极与枕极之中点处；(6) 左右颞中极(11,12)，左右中央极与外耳道之中点处；(7) 左右颞前极(13,14)，左右瞳孔与外耳道中点处；(8) 左右颞后极(15,16)，左右乳突上发际内约 1 cm 处<sup>[31,32]</sup>。

脑电采集设备记录的是头皮两电极间电位差的波形。放于零电位上的电极称为参考电极，放于非零电位上的电极为作用电极。单极导联连接方式的参考电极通常选择耳垂，是将作用电极置于头皮上同时参考电极置于耳垂。优点是可以记录活动电极下脑电位变化的绝对值，其波幅较高且较稳定，有利于病灶的定位。缺点是参考电极(无关电极)不能保持零电位，易混进其它生物电干扰，异常波常常较局限<sup>[33,34]</sup>。

双极导联方式是将全部的电极放置在人体头皮上测量出脑电信号，该导联法能够减小共模干扰，并可以去除非检测电极带来的误差。但是，双极导联必须要保证两电极相距 3~6 cm 以上，不然记录的信号波幅将会很低。双极导联的优点记录下来

的是两个电极部位脑电变化的差值，因此可以大大减少干扰，并可排除无关电极引起的误差，异常波定位较准。缺点是如果两活动电极的距离在 3 cm 以内时记录的波幅较低，也不恒定，测量不准确<sup>[35,36]</sup>。

两种脑电极连接方式可以根据需求来调整以采集准确完整的脑电数据。

## 2.4 系统总体设计方案

### 2.4.1 脑电采集系统的性能要求

(1) 脑电信号的幅值范围为 1~100  $\mu\text{V}$ ，因此对脑电采集的相应电路要求更高，如：1、放大增益要调节准确；2、要求脑电放大器有更高的共模抑制比(大于 100 dB)；3、对电极有严格的要求(提高极化电压的稳定性)<sup>[37,38]</sup>。

(2) 脑电电极小，具有较高的信号源阻抗。相应的电路要求放大器有更高的输入阻抗和要求具有电极-皮肤接触电阻测量装置，以估测接触电阻<sup>[39]</sup>。

(3) 导联数较多，并且要求进行同步记录。相应的电路要求必须有多通道的放大器，常见的一般有 8、16、32 导等<sup>[40,41]</sup>。

(4) 脑电信号频率差别变化显著。相应的电路要求应有各种不同频率的低通和高通滤波器，随时都可以转换<sup>[42]</sup>。

### 2.4.2 脑电采集系统总体设计方案

本文根据脑电信号的特性和系统功能的需要设计的 24 导脑电采集系统流程图，其整体框图如图 2-4 所示。

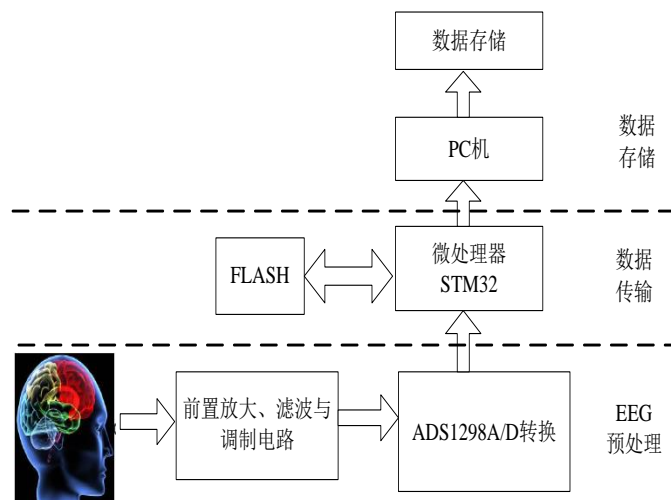


图 2-4 脑电采集系统流程图

其具体流程为：在检测到脑电生理电极与人体头部皮肤接触良好的情况下，开始发送脑电采集命令，脑电信号经过带通滤波器和带通滤波器初级处理过后传输给模拟前端放大，然后信号传到 ADS1298 模数转换。最后经过 STM32 处理后的脑电数字信号通过串口通信传输给上位机，可以通过上位机来进行采集和存储。

### 2.5 本章小结

本章开始是先介绍了脑电信号的基本知识，主要是脑电信号产生的机理。然后讲述了脑电信号独有的几个特点以及根据频率分类法得到的四种脑电波。紧接着叙述了国际上常用的两种脑电极导联摆放方式以及安放标准。在本章的最后结合脑电采集的技术重点，简介了系统总体设计构架和流程。

## 第 3 章 脑电信号采集系统硬件设计

硬件系统是进行脑电信号采集的基础，其性能决定了整个脑电系统的优劣，接下来将针对硬件设计的各个部分进行详细的介绍。

### 3.1 生物电极的选取

人体内的脑电信号都是脑细胞产生的，因为细胞周围每分每秒都会产生电势的变化来传达信号并且以离子形式来传输，而电子则是电路中传递信号的主要方式<sup>[43]</sup>。由于电子导体表面与电解液(生理盐水等)接触时，会形成一层电偶层，并发生电位跳跃。因此电极与电解液两者的接触部分非常容易产生极化现象，影响脑电流的采集，所以电极的性能好坏能直接影响到所采集脑电信号的质量<sup>[44,45]</sup>。

电极分为很多种，经常使用的有扁平盘形电极或杯形电极(金质或银质)，连接有绝缘导线，意识不清醒的病人可用针电极，根据具体情况选择不同的种类来使用。下面是脑部电极的几种分类，如图 3-1 所示。

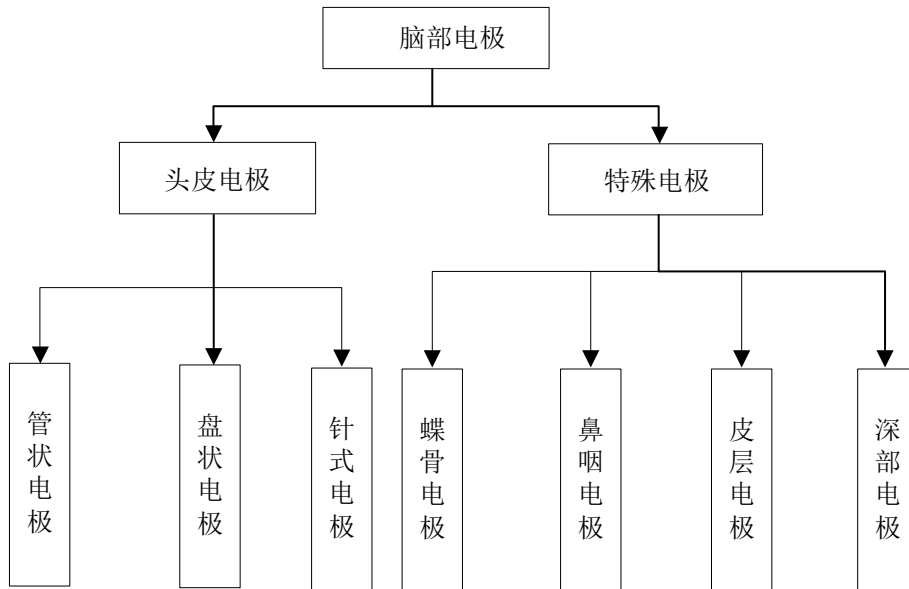


图 3-1 脑部电极分类

脑电图机主要是采集头皮脑电，而采集头皮脑电的电极中又分为干电极和湿电极。其中管状电极为湿电极，盘状电极和皮层电极均为干电极。干电极的优点主要是不需要导电介质，而且能够有效的减小采集准备过程的复杂度，缩短很大一部分



采集准备时间。但是干电极的缺点是不易制造、成本高，而且它的接触阻抗较大，易引入外界噪声，进而影响脑电采集的效果<sup>[46]</sup>。湿电极使用的方法是在头皮与电极之间加入液态或者糊状的导电介质，使头皮和电极之间不直接接触，从而降低电极阻抗，提高采集到的脑电信号的质量<sup>[47]</sup>。虽然湿电极使用的方法稍微复杂一些，但是会得到更精确的结果。因此本系统主要采用管状电极如图 3-2 a)所示。图 3-2 是几种不同脑电电极的实物照片。

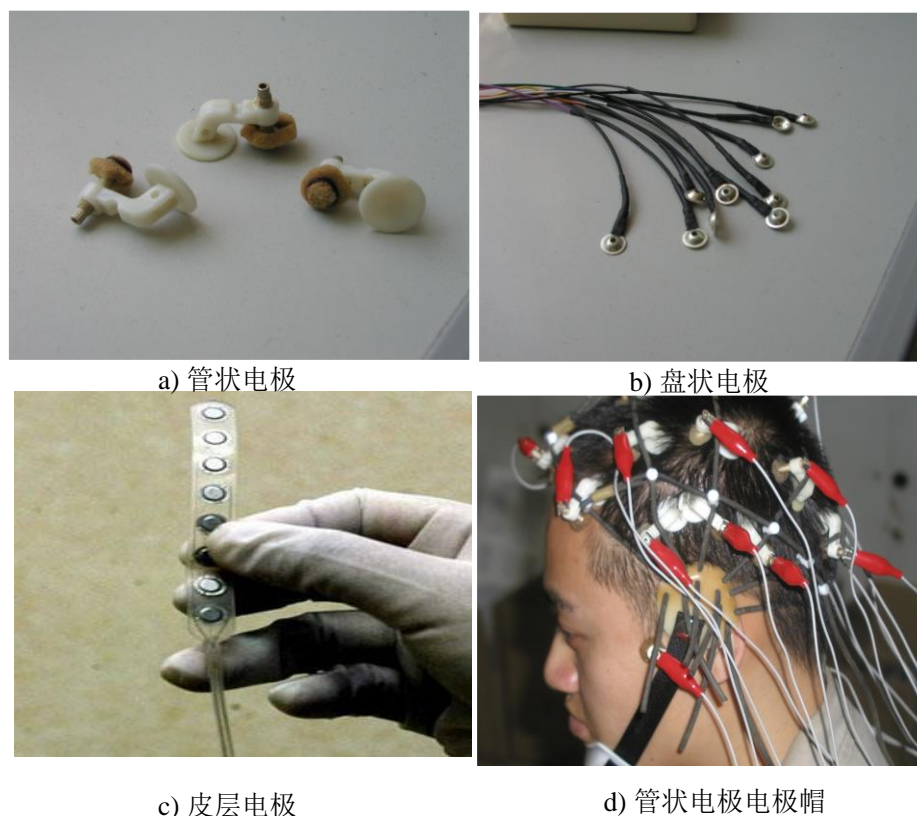


图 3-2 电极实物

## 3.2 主控芯片选型与特性

嵌入式微处理器(CPU)在信息家电、家庭智能管理系统和医用脑电领域等很多领域都得到了发展和应用。其原因在于 CPU 性能较好，优点很突出，比如它的软件代码较小，用少量的程序就可以完成很多功能；还有就是高度自动化使用方便；另外还有指令集较为先进、主频高等性能使其响应速度很快<sup>[48]</sup>。CPU 特别适合于要求不同处理器优化设计的高效率实时多任务内核。但是由于芯片内部并没有集成 RAM、ROM、I2C 总线、定时器、计数器、看门狗、GPIO、PWM 等外设资源，降低了系统的可靠性，导致其在脑电采集领域所占的市场份额十分少。为了解决这样的问题

微控制器(MCU)应运而生。CPU 和 MCU 的主要区别在于后者功能十分齐全相当于一个单芯片微型计算机，而前者则是一个集成电路组成的中央处理器，CPU 缺乏的功能 MCU 全都包括。而且 MCU 与 CPU 相比，体积大大减小，功耗和成本也大幅下降，可靠性提高而且还是单片化<sup>[49]</sup>。因此选用了功能强大、成本较低能够满足本文设计要求的 STM32F103VET6 微控制器来作为主控芯片。其结构框图如图 3-3 所示。

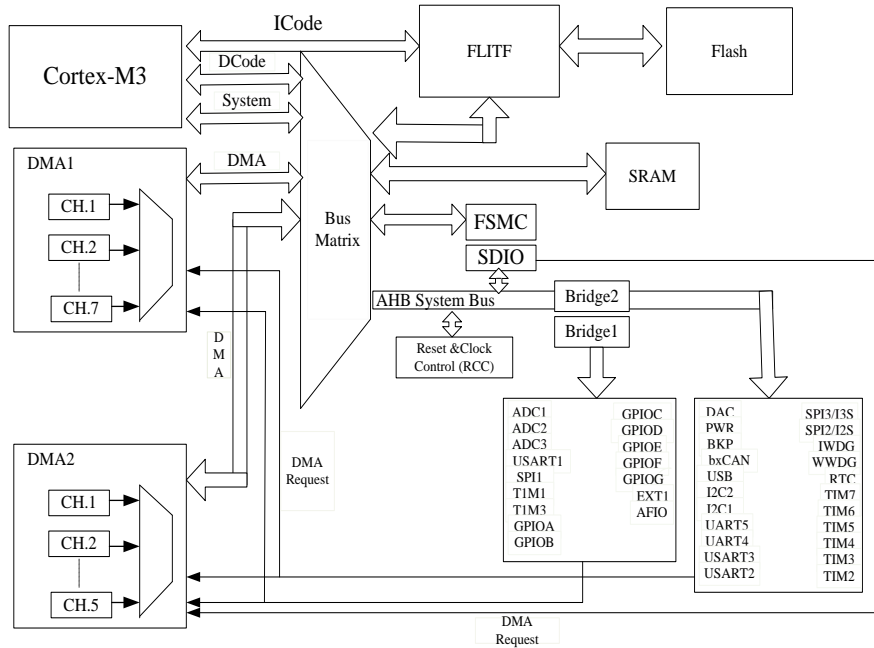


图 3-3 STM32 结构框图

脑电采集系统对于 MCU 的整体性能要求比较高，无论是处理速度方面、存储空间、便携性方面还是通信接口等方面都要达到很高的配置才能完成脑电的采集。但是系统对 MCU 的 A/D 转换部分没有什么特别要求，只是在系统的阻抗检测部分需要对其进行配置。但是由于脑电信号通常都是  $\mu\text{V}$  级别，基本上没有任何的 MCU 的 A/D 转换部分的精度能够达到要求，所以本文会选取精度更高的 ADS1298 作为模数转换器和放大器配合 STM32F103VET6 微控制器来使用。STM32F103VET6 微控制器的具体参数如下：

(1)内核部分 Cortex-M3 的 CPU 和 32 位的 ARM 体系框架，工作频率可以达到 72 MHz，具体频率大小可以根据程序分频来调节，既可以运行单周期乘法也能够操作硬件除法。

(2)存储器部分 拥有 512 KB 的闪存程序存储器(Flash)和 64 KB 的静态随机存取存储器(SRAM)。

(3)振荡器部分 控制器自带有 4 到 16 MHz 的高速晶体振荡器、8 MHz 的 RC 振荡器以及 32 KHz 的 RTC 振荡器，其中 RTC 振荡器是带有校准功能的。

(4)低功耗部分 控制器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。

(5)DMA 部分 STM32F103VET6 具有 7 个通道的 DMA，同时 DMA 可以支持的外设包括定时器、SPI、IIC 和 USART 等。

(6)定时器部分 具有 3 个 16 位定时器而且每个定时器含有 4 个用于输入捕获/输出比较/脉冲计数的通道，还有一个 16 位 6 通道高级控制定时器、2 个看门狗定时器和一个系统时间定时器。

(7)通信接口部分 多达 5 个 USART 接口、2 个 SPI 同步串行接口、CAN 接口和 USB 2.0 全速接口、2 个 IIC 收发器和 2 个复用 IIS<sup>[50]</sup>。

STM32F103VET6 微控制器的价格非常低，但是却具有极其丰富的库函数，能够降低开发人员的工作量加快开发进程性价比很高。而且控制器还有多达 80 个多功能双向 5V 兼容的 I/O 口，另一方面还有串行线调试和 JTAG 接口调试模式可供选择，使用起来特别方便。另外芯片具有足够的存储空间，通常情况下，如果 CPU 的片内静态 RAM 和片上 FLASH 控制器具有较大的存储空间，开发系统时就不需要扩展 RAM 和 FLASH，程序可以直接在微控制器的内部进行存储和运行，不仅方便，而且系统的速度也较高。该微控制器具有一个丰富的总线系统，大致分为 DCode 总线、System 总线、通用 DMA1 及 DMA2 总线四个驱动单元。由以上了解可知 STM32F103VET6 微控制器非常适合作为脑电采集系统的主控芯片，完全可以满足本文设计的需要。

### 3.3 STM32 处理器的外围电路设计

#### 3.3.1 电源电路设计

电源是为脑电采集系统提供动力的重要器件，就如同水是万物之源一样，在系统电路开发中具有举足轻重的价值。一旦设计的电源电路滤波效果不理想，就有可能造成电压跳变而影响整个系统的正常运转，更甚者会损坏稳压芯片，造成一些不必要的损失，因此电源电路的设计是系统的根本。

系统采用 USB 供电，供电的过程是通过 USB 的初级滤波之后得到+5 V 的直流

电压。由于医疗器材在使用时必须与人体直接连接，为了保障安全在设计电路时需要保证电路板与人体连接的部分需要与电源部分进行隔离，所以本系统提供了 LT3439EFE 隔离式变压转换器，将 +5 V 直流电转变成交流电接着传给变压器再转变为直流电以达到隔离人体与电源电路部分的目的。隔离电路如图 3-4 所示。

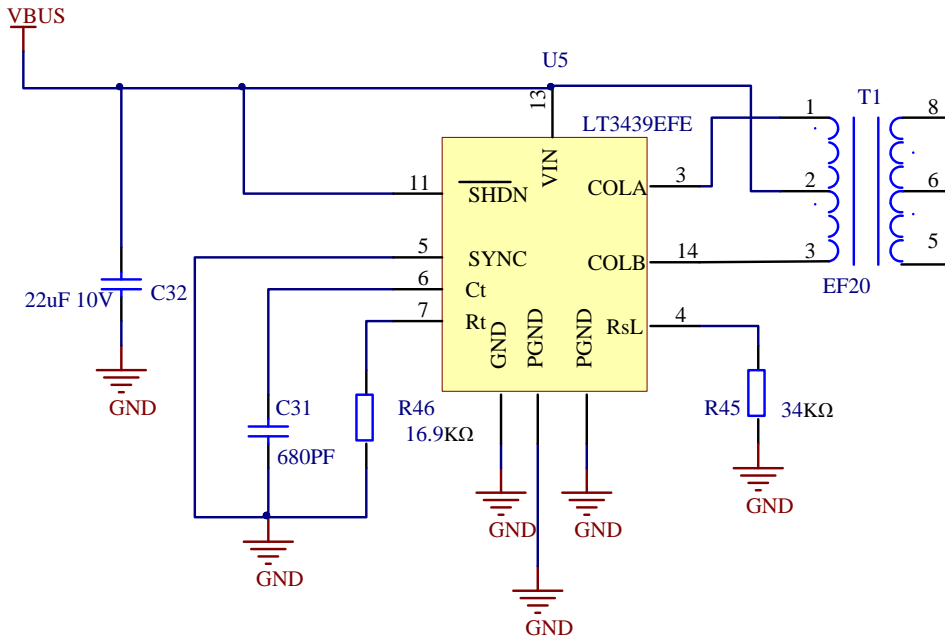


图 3-4 隔离电路

除此之外，系统还需要 3.3 V 电压。3.3 V 电压用于 ADS1298 的数字部分供电和板卡上的各芯片供电，5 V 用于 ADS1298 模拟电路部分供电。系统 3.3 V 的电压可以利用电压稳压源 LD1117 用 5 V 电压转换得到。同样为了保证系统的准确性和电源在脑电采集系统中的重要性，也要在它的 3 管脚输出接地端连接电解电容进行滤波，如图 3-5 所示 +5 V 的电压通过 LD1117 的 2 管脚输入端通过降压转换器后在 3 管脚输出端就会得到 +3.3 V 的电压。

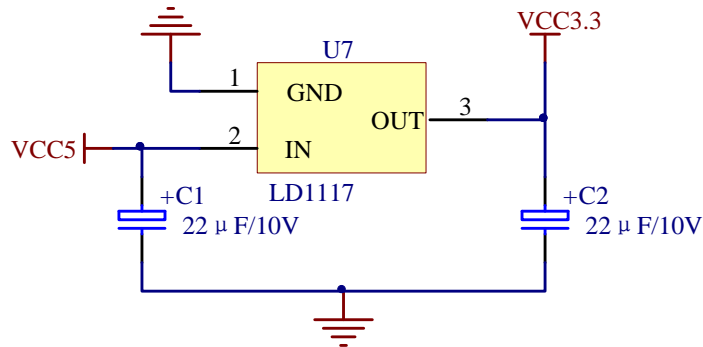


图 3-5 降压电路

### 3.3.2 串口通信电路设计

在 STM32 芯片中，串口被描述成通用同步异步收发器(USART)。它支持同步单向通信和半双工单线通信同时还能够多处理器通信，它发送和接受数据是通过位来计算的。串口通信电路是为了实现传输简洁方便而设计的一种电路。虽然 USART 的传输速度比不上并行通信(并行通信接收数据通过字节计算)，但是串口通信的优点在于它可以实现远距离通信且布线较为简单。为了本文的脑电采集下位机能与 PC 机进行通信，系统采用了 RS232 串口技术，实现异步串行传输的目的。除此之外 RS232 还有很多用途，像连接鼠标、打印机和工业仪器仪表等。其电路如图 3-7 所示。

其中 CH340G 是作为 USB 总线的转换芯片用的，具有 USB 转串口或者 USB 转打印口等功能。而且 CH340G 使用起来也非常方便，它具有全速 USB 接口，兼容 USB V2.0 且外围电路搭建也不复杂都是常用的元器件。VCC 是正电源，通常需要在其外部介入一个  $0.01\ \mu\text{F}$  的去耦电容。由于在芯片内部进行开关操作或者当输出发生变化时，会造成电流的突变而引起电源线上电压的降低，因而造成对电源本身和其它器件的干扰。为了降低这种干扰需要设置去耦电容来作为蓄能电容以减小电流的变化，最终达到减小电源噪声和减少纹波对电路的影响。通常情况下，对去耦电容大小的要求并不是特别高，可按  $C=1/F$ ， $100\ \text{MHz}$  即可取  $0.01\ \mu\text{F}$ 。GND 是公共接地端，把它直接连到 USB 总线的地线。V3 引脚在 CH340G 采用  $5\ \text{V}$  供电时需要接  $0.01\ \mu\text{F}$  电容接地，当芯片采用  $3.3\ \text{V}$  供电时则必须先接 VCC 再接电源。XI 和 XO 是晶振的输入端和反相输出端，需要接入晶体和并联两个振荡电容构成电容三点式振荡器，其中晶体起到电感的作用。RTS#和 DTR#均为调制解调器的联络输出信号，通过控制它们两个可以使 BOOT0 始终保持高电平，从而实现一键下载的功能。UD+和 UD-是 USB 信号线，他们直接连接到 USB 总线的 D+和 D-数据线来实现数据传输。CH340G 在串口转换中的具体作用如图 3-6 所示。

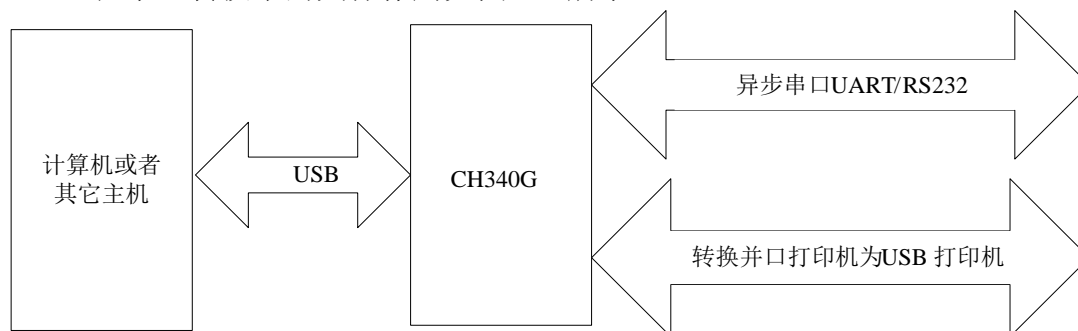


图 3-6 串口转换

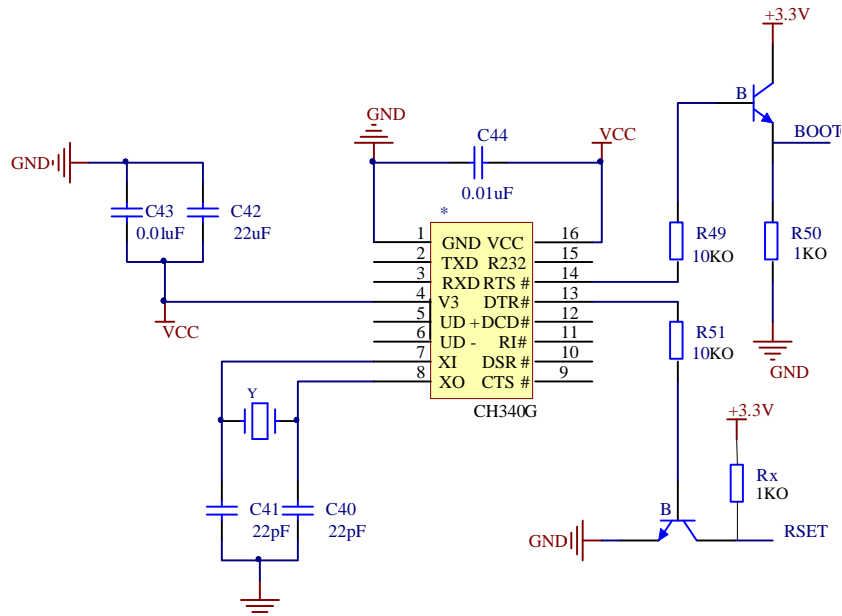


图 3-7 串口通信电路

CH340G 实际上在串口通信中是起到上位机和下位机的联络员的作用,方便它们两个之间进行数据传输和交换。而 USB 则相当于联络员联络所使用的工具。本文所设计的 USB 电路如图 3-8 所示。

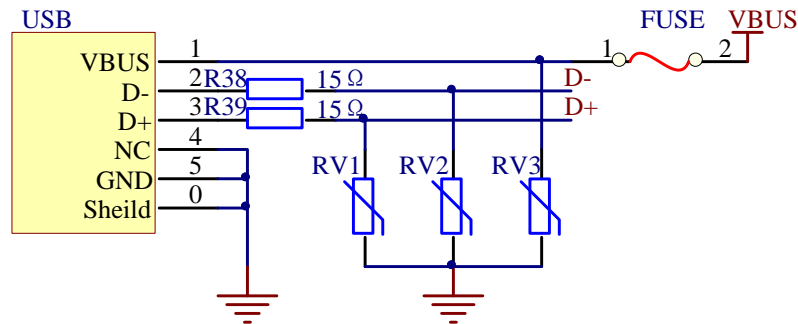


图 3-8 USB 电路

芯片由+5 V 电压供电并连接一个 FUSE(保险丝)防止电压过大烧毁芯片, D+和 D-则分别连接 CH340G 的 UD+和 UD-。

### 3.3.3 JTAG 电路设计

JTAG 是一种国际标准测试协议(IEEE 1149.1 兼容),其主要功能是测试芯片 Debug。它允许多个器件通过 JTAG 连接在一起构成一个 JTAG 链,并访问 MCU 的寄存器和 Flash、RAM 等外设。根据 JTAG 协议的需要,四根信号线均连接一个 10 K 电阻上拉至 3.3 V,并且复位引脚由 MCU 的 GPIO 引脚控制,其电路如图 3-9 所示。

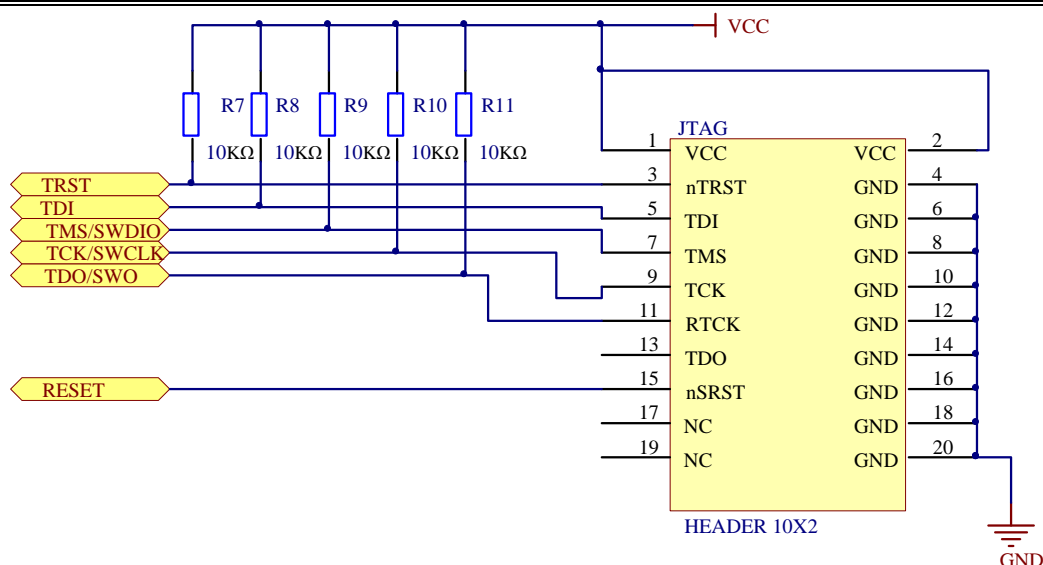


图 3-9 JTAG 电路

## 3.4 ADS1298 模数转换芯片

### 3.4.1 ADS1298 选型与介绍

通常脑电采集系统主要包括脑电信号采集与初级处理、信号放大、A/D 转换、信号传输与进一步处理等。由于 STM32F103VET6 微控制器的 A/D 转换模块的精度达不到采集脑电信号的要求，所以本文必须寻求精度更高的芯片来采集脑电信号。但是由于脑电信号是一种极其微弱的电位反应大部分都处于微伏级别，以及外界噪声和芯片内部噪声干扰的复杂性，导致分立元件组成的信号放大与调理的电路十分复杂而且体积大、功耗高，制造的时候非常不方便。由 TI 公司研发的 ADS1298 高精度 A/D 转换芯片则解决了这些问题，芯片集成了大部分生物电采集功能，其中包括放大器、A/D 转换、滤波器和陷波器等<sup>[51]</sup>。大多数分立元件组成的放大器的共模抑制比不会超过 80 dB，但是集成芯片 ADS1298 将共模抑制比提高到了 115 dB，抗干扰能力更强。所以 ADS1298 能够完美的替代分立元件组成的模拟前端，满足本文设计的需要。

近几年来 ADS1298 成为医疗器械市场上非常受欢迎的一款产品。基本上，ADS1298 模数转换芯片可以应用于脑电采集、心电采集包括肌电采集等。而且 ADS1298 是一个低功耗、8 通道、24 bit 的模拟前端芯片，从精度上来讲完全符合本文设计的需要<sup>[52]</sup>。下面是 ADS1298 的一些参数数据：

- (1) 具有 8 个低噪声的可编程增益放大器(Programmable gain amplifier, PGA)和 8



个具有高分辨率的模拟数字转换器(ADC);

- (2) 数据传输速率可以从 250 SPS 到 34 KSPS，具体大小可以通过编程调节;
- (3) 可编程增益可根据需求调节大小为 1，2，3，4，6，8 或者 12;
- (4) 内置放大电路、导联脱落检测和测试信号等;
- (5) 集成度高，大幅降低尺寸，能够实现微型化;
- (6) 超低的功耗，低至 0.75 mW/每通道;
- (7) 输入静置电流为 200 pA;
- (8) 共模抑制比为-115 dB;

综合考虑以上因素，最终，本文选用德州仪器半导体生产商推出的模数转换芯片 ADS1298，其提供了丰富的库函数，加快了开发进程。芯片采用 64 引脚 TQFP 封装，封装结构如图 3-10 所示。

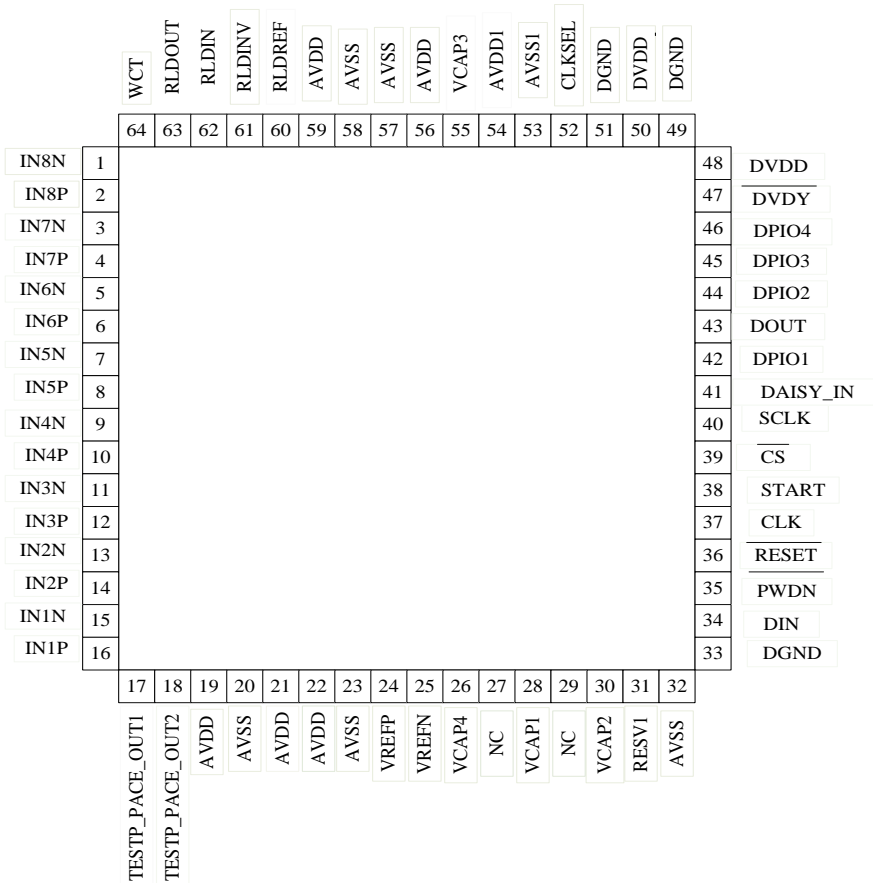


图 3-10 TQFP 封装

本文所做的脑电采集系统共有 19 导脑电和 5 导多参(1 导心电、1 导肌电、1 导呼吸、2 导眼电)，因而本文为了采集完整的脑电信号使用了 3 片 8 通道的 ADS1298。它们是借助 SPI 通过菊花链模式首尾进行连接的如图 3-11 所示。通过这样的方式可



以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：<https://d.book118.com/635221131341011124>