

# 2018 全国大学生生物医学工程创新设计大赛项目报告书

---

项目名称：

学校：

指导教师：

项目类别：命题项目组（医疗电子类 B 题）

保密性：☒公开 ☐保密

参赛队员名单：

名字	学校	学院	年级	联系方式

视频链接网址：

## 项目名称:

**摘要:** 本文基于 ADS1299 集成模拟前端设计了一套脑电、眼电、心电采集设备,该设备采用 ADS1299 进行滤波放大和 A/D 转换,通过 STM32 将数据打包,并用蓝牙发送数据到移动端进行后期处理与显示。

**关键词:** 脑电、眼电、心电采集, ADS1299, STM32

**Abstract:** This paper introduced a acquisition device which can measure EEG, ECG and EOG based on the ADS1299 ,an integrated analog front-end. This device can perform the filtering, amplification and ADC by ADS1299. Then the data will be packaged by STM32 and emitted to the personal mobile devices for the further processing and display.

**Keywords:** ECG, EEG, EOG, ADS1299, STM32

目录

一、引言..... 4

二、项目目标概述与需求分解说明..... 4

    2.1 目标简述 ..... 4

    2.2 需求分析..... 4

三、项目系统设计方案 .....5

四、硬件设计 .....6

五、软件设计 .....14

六、项目系统集成与验证 .....15

附录 .....19

# 一、引言

心电、脑电和眼电是医学监测的重要生理指标，能反应出人体的健康状态，很多心脑血管疾病与眼部疾病可以通过这些信号进行监测。自发脑电相对于诱发脑电，具有持续性且幅度较大，对设备的要求较低，易于测量。通过对眼电信号进行特征提取，我们可以对被测者的眼部动作进行辨识，为眼部状况的诊断或开发便携的人机交互提供数据。目前常规的心电图仪、脑电仪等的各种检测仪器往往价格昂贵，会加重患者经济负担，并且这些设备体积过大，无法实现随身携带实时监测；而市场上的可穿戴设备能够监测的生理信号种类有限，很难满足各类人群的需求。

为此，我们以 TI 公司的 ADS1299 与 ST 公司的 STM32F103C8T6 为核心，设计了低功耗高精度的便携监测设备，能将人体的心电信号、脑电信号与眼电信号实时的发送至 PC 和手机上进行整合。整套设备使用锂电池供电，能够随身携带而不影响使用者的日常生活，实现实时监测，在临床诊断与健康监测中也具有重要意义。

## 二、项目目标概述与需求分解说明

### 2.1 目标简述

- 1.项目预计能够监测心电、脑电和眼电三种生理信号；
- 2.硬件设计体积小且使用锂电池供电，实现便携化；
- 3.工作电流尽可能小，降低设备功耗；
- 4.设计多重隔离，以保证信号采集的精度；
- 5.通过外部程序可以对信号进行处理；
- 6.采集到的生理信号可以实时发送到手机端，达到远程监测的效果。

### 2.2 需求分析

该设计主要面向心血管疾病、脑疾病、眼疾病患者，这些人群有较大的基数，目前市场缺少价格较低的便携的对特定生理信号进行监测的设备，此类设备需求

较大。我们希望推出一款能够随身携带，实现全天候的心脑电监测设备，并且可以在移动端记录监测数据，也可以后期根据眼电心电信号对脑电信号进行降噪处理，得到噪声较小的脑电信号，为医生诊断提供依据。

## **2.3 对比方案：**

### **2.3.1 ADS1278 和 ADS1299 对比**

设计中 ADC 部分备选芯片有 ADS1278 与 ADS1299，二者都是 8 通道 24 位模数转换器，有兼容串行外设接口 (SPI) 的串行接口。

其中 ADS1278 采样率为 10KHz 到 144KHz，在高速模式下，工作电流为 100mA，信噪比 (SNR) 为 106dB。

而 ADS1299 采样率为 250Hz 到 16KHz，标准模式下工作电流为 10mA，信噪比为 121dB，且内置偏置驱动放大器。

考虑到两种芯片的采样率均满足设备的需要，为了控制功耗，选用功耗更低且信噪比更好的 ADS1299，而且 ADS1299 内置有偏置驱动放大器，可以极大程度降低电路的复杂度，降低系统的总功率。

### **2.3.2 STM32 和 MSP430**

信号经采集放大等一系列处理后，需要由 MCU 进行处理，打包后用蓝牙发送到 PC 端或手机端。MCU 计划使用 STM32 或 MSP430，二者均兼容 SPI 串行接口。

STM32 处理频率为 72MHz，32 位总线宽度，内部存储空间为 64KB 的闪存和 20KB 的 RAM，消耗 36mA(所有外设处于工作状态)，待机时下降到 2  $\mu$  A，在同等的工作频率下，工作电流比 MSP430 略低。

MSP430 处理频率为 25MHz，16 位总线宽度，有 128KB 的闪存和 8KB 的 RAM，工作电流为  $\mu$ A 级，功耗低。

STM32 的处理速度更快，有更大的闪存和 RAM，时钟频率相同时 STM32 功耗略低，所以 MCU 选择 STM32。

## **三、项目系统设计方案**

系统设计监测心电、脑电、眼电共三种生理信号，电极采集到信号后，将采集到的模拟信号输入 ADC 进行滤波放大、A/D 转换，得到的数字信号由 MCU 先进行处理，然后控制蓝牙模块将数据输出到外部设备，系统主要部分对应功能与关系如图 3.1 所示：

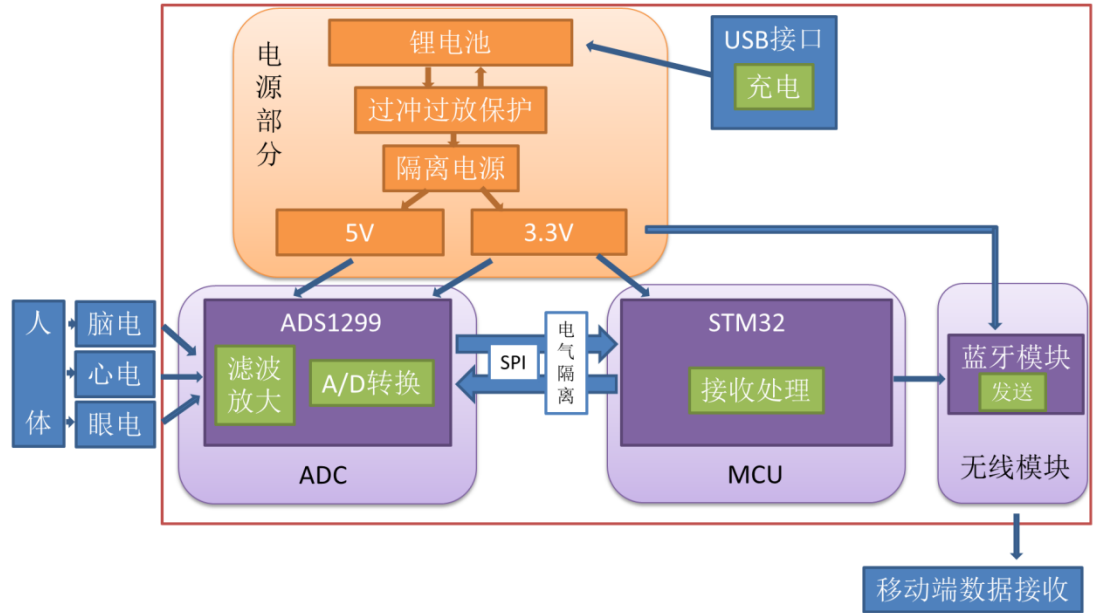


图 3.1

系统核心大致分为四个部分：

第一部分——信号预处理部分（即图中 ADC 框图）：

该部分对电极采集到的微弱信号进行放大、滤波和 A/D 转换操作。系统中选用 TI 公司的 ADS1299 芯片进行处理，该芯片具有高集成度、低噪声、高共模抑制比、低功耗等优点。

第二个部分——数字信号处理部分（即图中 MCU 框图）：

MCU 选用 STM32F103C8T6 芯片，该芯片处理频率为 72MHz，32 位总线宽度，内部存储空间为 64KB 的闪存和 20KB 的 RAM，MCU 通过 SPI 协议从 ADC 接收信号，中间设置电气隔离减小模拟信号干扰，处理之后将数据打包，控制蓝牙发送至移动端。

第三部分——电源部分：

该系统计划使用锂电池供电，标准电压 3.8V，通过隔离电源电路屏蔽干扰并变压得到 ADC、MCU 所需的工作电压，可用 USB 接口进行充电，电源设有

过充过放保护，保证锂电池充电放电电压在 2.5-4.3V 的安全范围内。

第四部分——无线传输模块：

将数据用蓝牙发送至移动端，进行信号滤波后实时的显示心电、脑电、眼电。

## 四、硬件设计

硬件要在保证测量效果的同时尽量降低功耗，并且实时监测心电、脑电和眼电三种生理信号，设计以 ADS1299、STM32F103C8T6 为核心，实现设计目标。

硬件需满足：

- 1.输入阻抗高于  $2M\Omega$
- 2.共模抑制比大于 100dB
- 3.心电、脑电、眼电信号无显著失真
- 4.保持较低功耗
- 5.通过移动端进行数据实时监测

电路硬件按照以上要求设计，可分为以下几个模块：

### 4.1 基于 ADS1299 的集成模拟前端

由 TI 公司生产的 ADS1299 器件是 8 通道低噪声、24 位同步采样  $\Delta$ - $\Sigma$  模数转换器(ADC)，结构如图 4.1。内置可编程增益放大器 (PGA)、内部基准以及板载振荡器。该芯片的采集速率范围在 250 每秒采样率 (SPS) 至 16 每秒千次采样 (kSPS)，可编程控制，能很好地满足频率均在千赫兹以下的心电、脑电和眼电的采样需求。该芯片的共模抑制比(CMRR)可达-110dB，采集到的信号噪声极低。

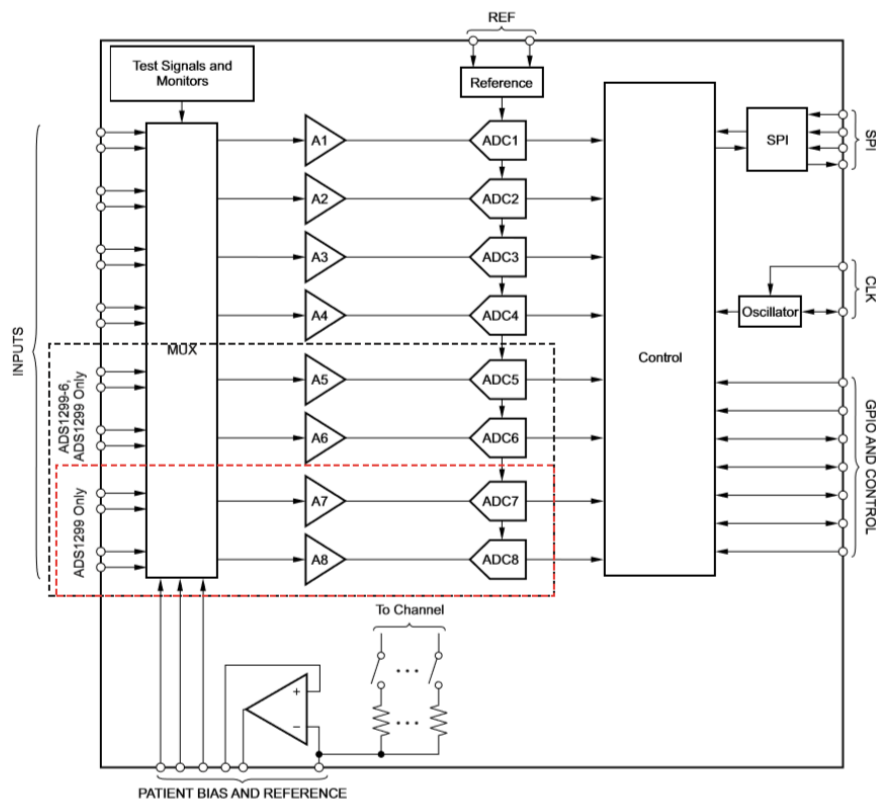


图 4.1ADS1299 内部原理图

该部分采用 ADS1299 集成芯片对生理信号进行采集和 A/D 转换，由于该芯片的高集成度和和优异的性能，经过 A/D 转换后的信号可直接通过 SPI 兼容的串行接口传输至 STM32 进行进一步处理，如图 4.2。



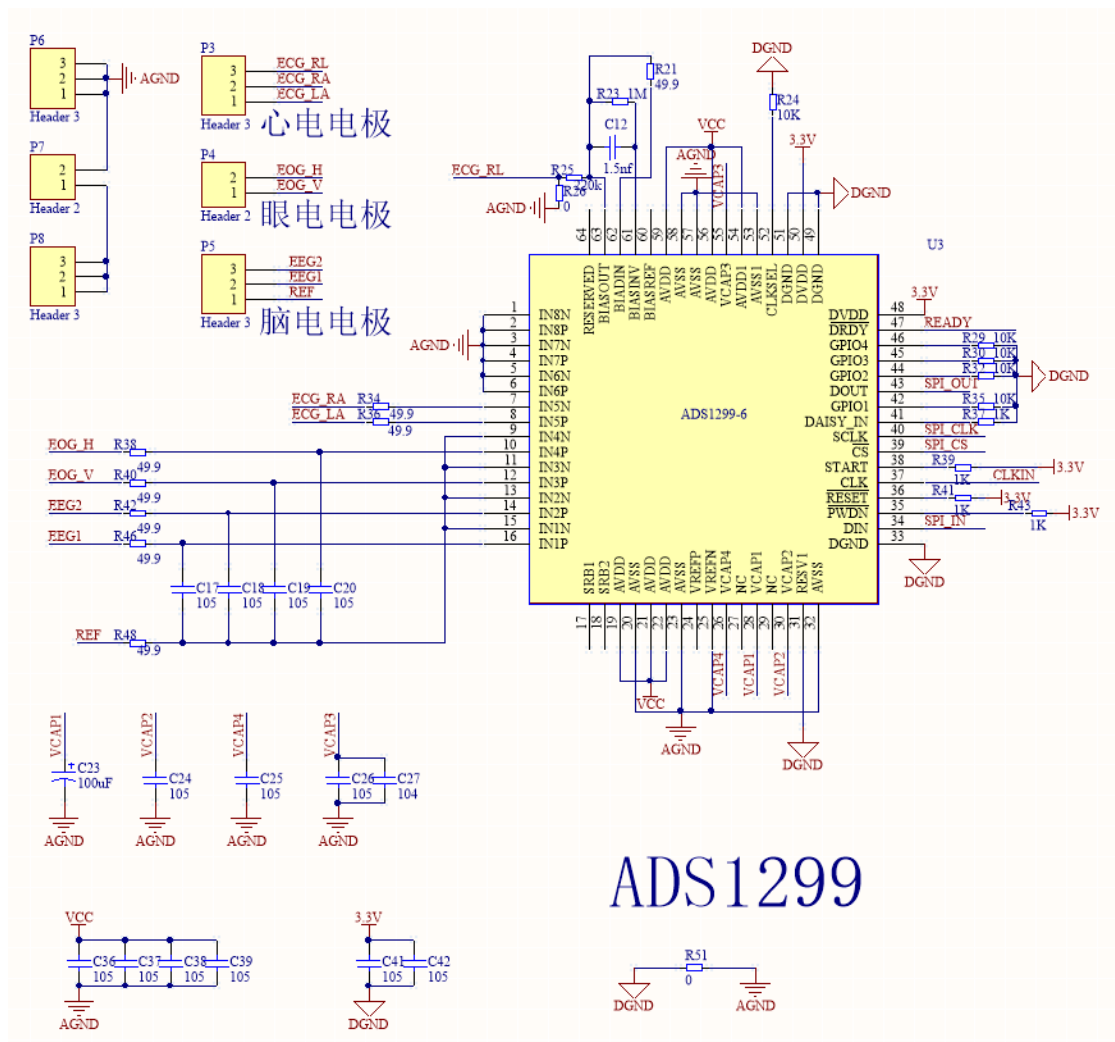


图 4.2 基于 ADS1299 的集成模拟前端

## 4.2 电源供电模块

本设备中电源模块分为给 STM32、ADS1299 供电和为隔离电源供电三部分。

该设备使用锂电池供电，电压在 3.8V 左右，使用同步降压转换器和 DC-DC 转换器来得到 3.3V 和 5V 的 ADC 与 MCU 工作电压与屏蔽噪声干扰。满足各芯片供电的同时也降低了电路的复杂度，有更好的噪声抑制和更好的驱动能力。

### 4.2.1 STM32 供电方案：

采用 MP2143Dj 将 3.8V 锂电池电压转成 3.3V 为 STM32 供电。如图 4.3；

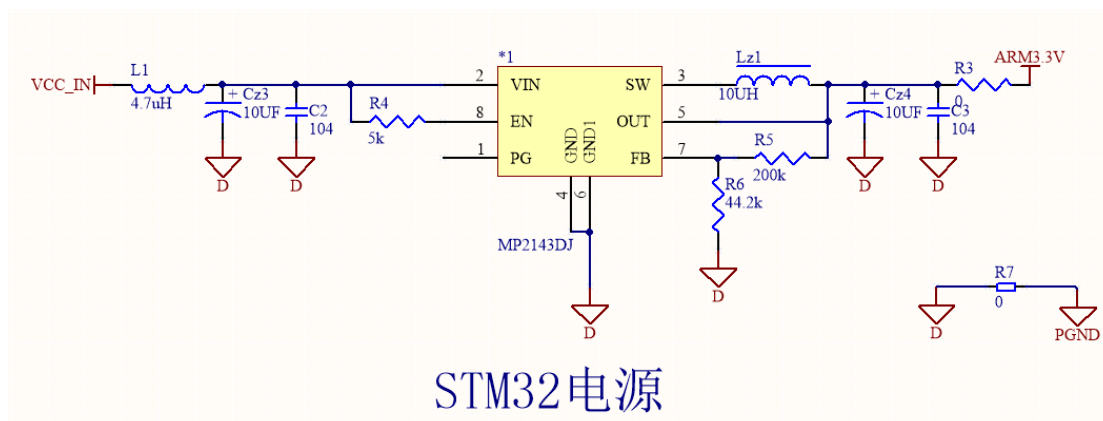


图 4.3STM32 供电电源

#### 4.2.2 ADS1299 供电方案:

模拟部分供电时采用金升阳公司的 WRB0505S-3WR2 隔离芯片将 3.8V 锂电池电压隔离并提升至 5V 为 1299 模拟端供电；数字部分供电是采用 MP2143Dj 芯片将前面得到的 5V 电压转成 3.3V 为 1299 的数字端供电。如图 4.4;

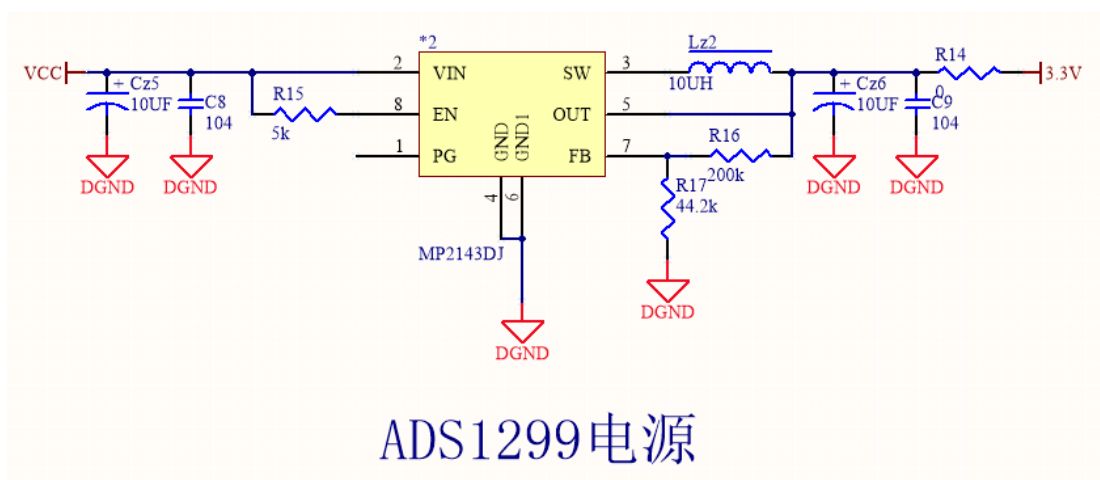


图 4.4 ADS1299 供电电源

#### 4.2.3 隔离电源供电方案

隔离器 ISO7140CC 的供电电压 Vcc1 和 Vcc2 分别采用为 ADS1299 数字端供电的 3.3V 电压和为 STM32 供电的 3.3V 电压。在 3.3V 电压下，最大数据传输速率可达到 40Mbps。

#### 4.3 电源保护及充电方案:

过充过放保护：为避免锂电池因过充电、过放电、电流过大导致电

池寿命缩短或电池被损坏，加入过充过放保护电路，用 DW01+和 FS8250 芯片分别将充电电压限制在 4.3V 以下，放电电压限制在 2.6V 以上。电路原理图如图 4.5：

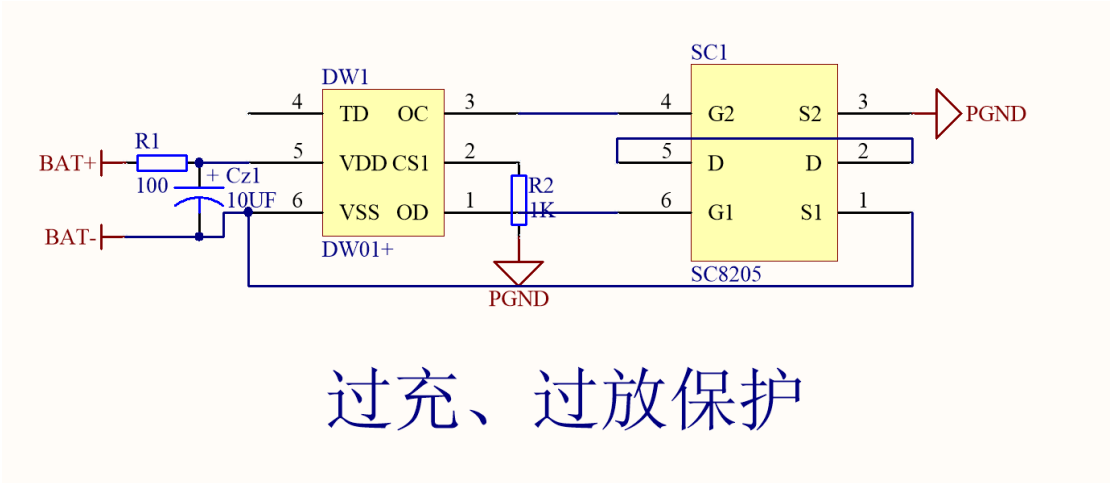


图 4.5 过充过放保护电路

充电方案：该部分主要对锂电池进行充电。我们使用的是充电电压

4.2V 的 600mA 单节线性锂离子电池充电器 TP4054。该充电芯片内置充电监控器，可以进行电池电量检测、自动再充电和热反馈调节充电电流。1 号管脚外接一个指示灯，可以指示充电是否结束。

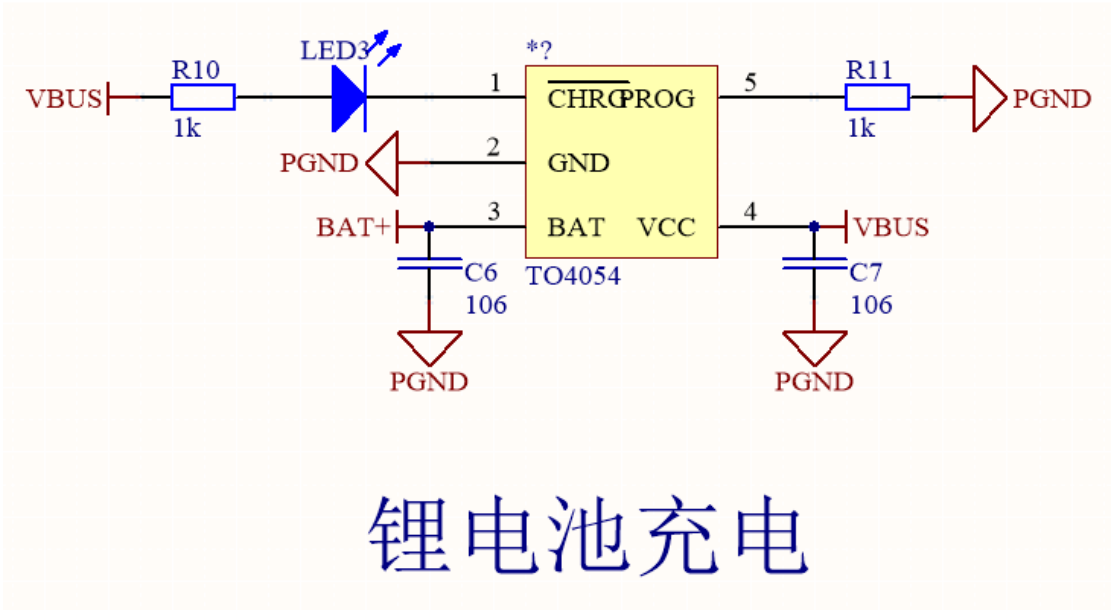


图 4.6 锂电池充电电路

4.4 信号隔离模块

为减少电源电路和信号传输电路之间的干扰、提高电路的性能，我们增加信号隔离模块。该模块采用 TI 公司的 ISO7140CC 低功耗四通道隔离器，如图 4.7。该隔离器采用 SiO<sub>2</sub> 隔离格栅，具有 50kV/ $\mu$ s 瞬态抗扰度，最大信号传输速率为 50Mbps。使用该隔离器进行隔离，可防止其他电路，尤其是数据总线的噪声电流流入对信号电路造成干扰。

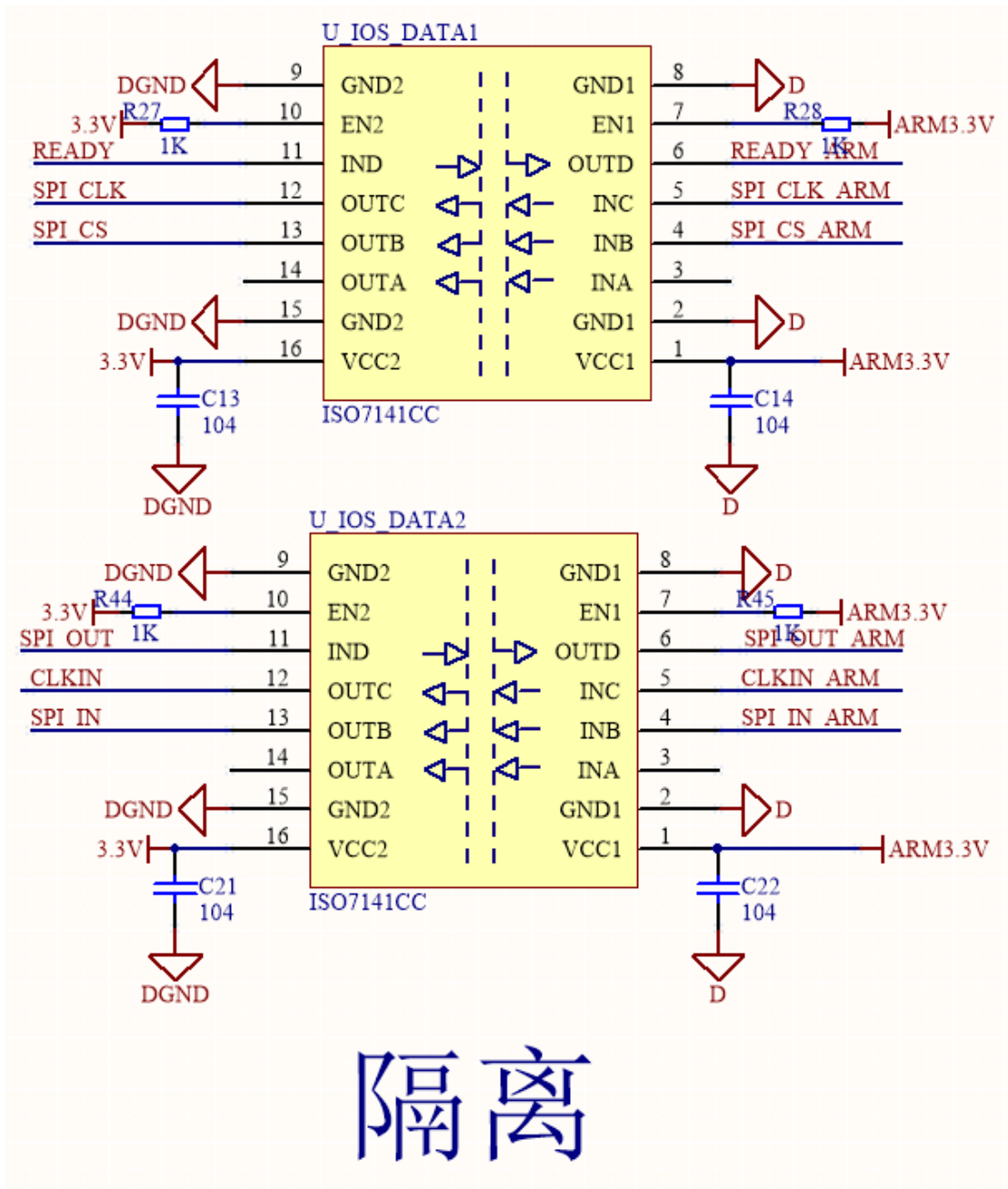


图 4.7 信号隔离模块

#### 4.5. MCU (STM32F103C8T6)

本装置采用 32 位的 STM32F103C8T6 MCU (如图 4.8)，该单片机满足

本设计要求的传输速率和数据处理等基本需求。STM32 接收 ADS1299 通过 SPI 接口传输过来的数据，并将数据打包控制蓝牙发送到上位机，然后在上位机实时显示出心电、眼电、脑电波形。

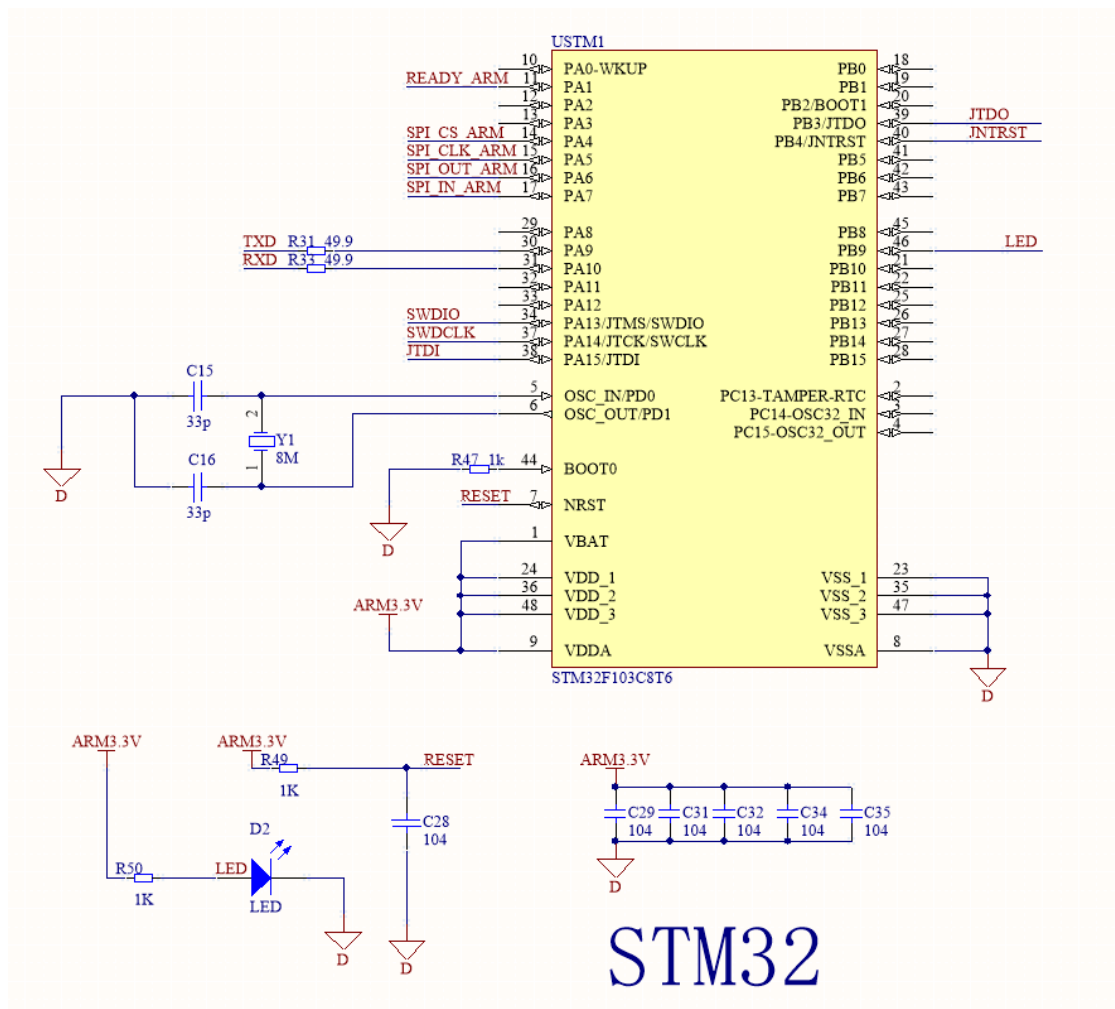


图 4.8MCU

## 4.6. 蓝牙

我们采用待机功耗为 3.3mA 的 FBT06 蓝牙将数据传送至手机和电脑。该模块使用 Bluecore4-Ext 芯片，采用 V2.1+EDR 标准协议，内置天线，有效通讯速率到 2.1Mbps，可以满足实时快速收发数据的要求。

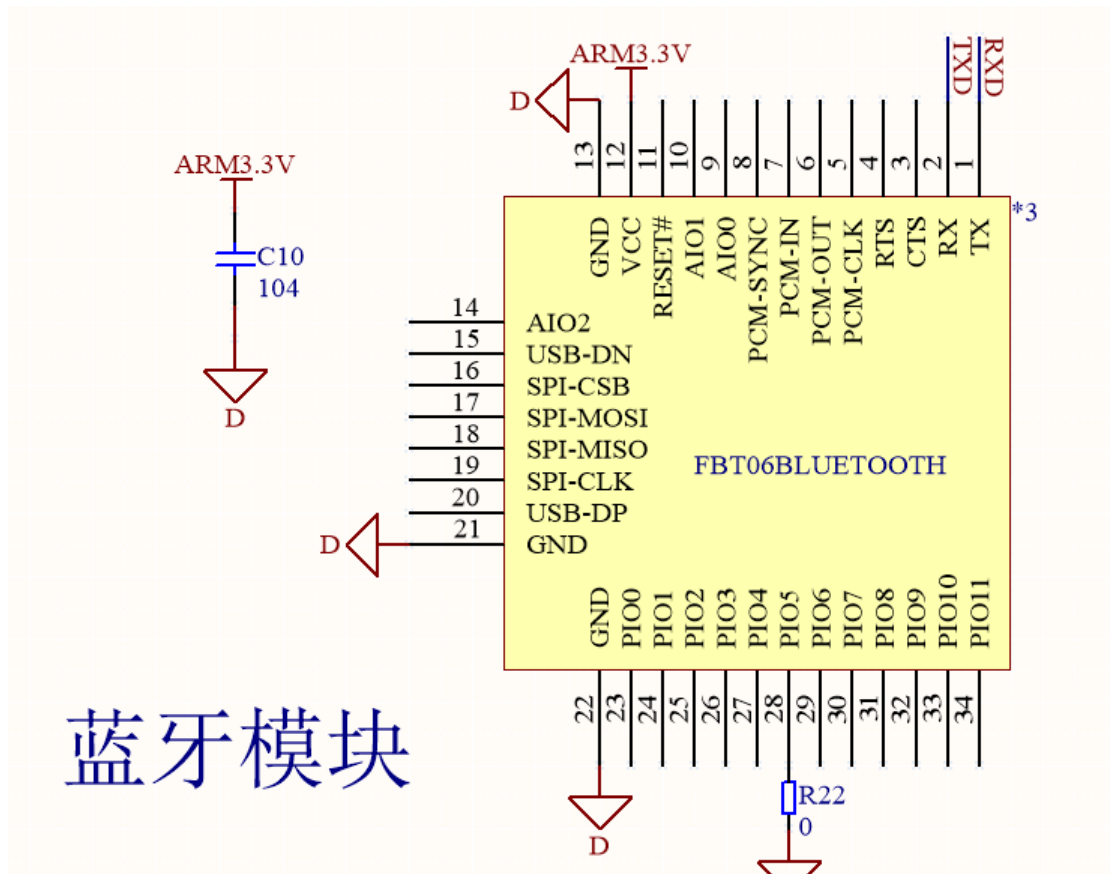


图 4.9 蓝牙模块

## 五、 软件设计

系统流程图如下

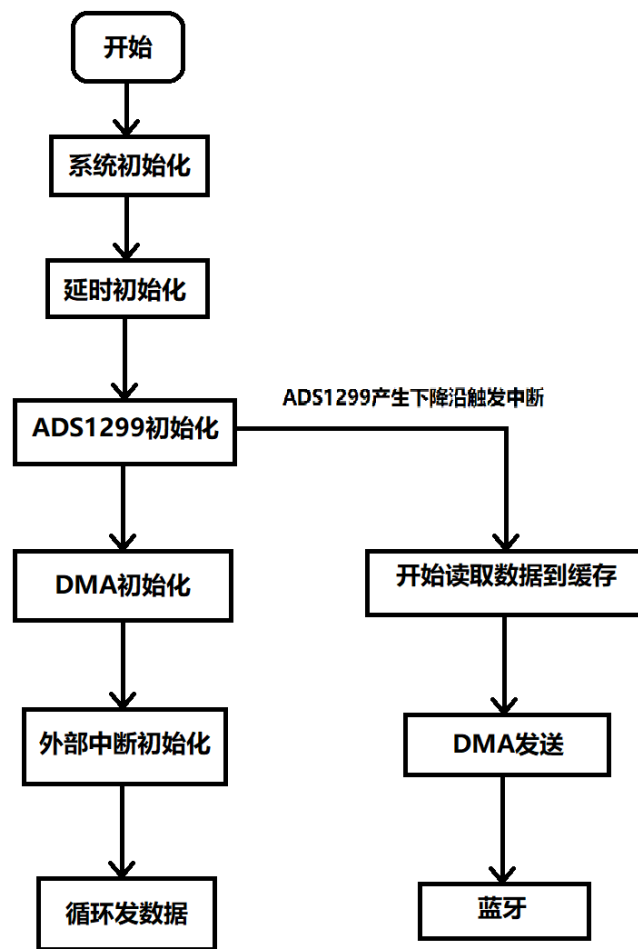


图 5.1

先进行系统初始化配置，首先对 ADS1299 与 MCU 进行初始化，然后进行 DMA 初始化和外部中断初始化并循环发送数据。当 ADS1299 产生下降沿触发中断，开始读取数据到缓存，并采用 DMA 方式发送到蓝牙，再通过 FBT06 蓝牙将数据发送至电脑或手机。

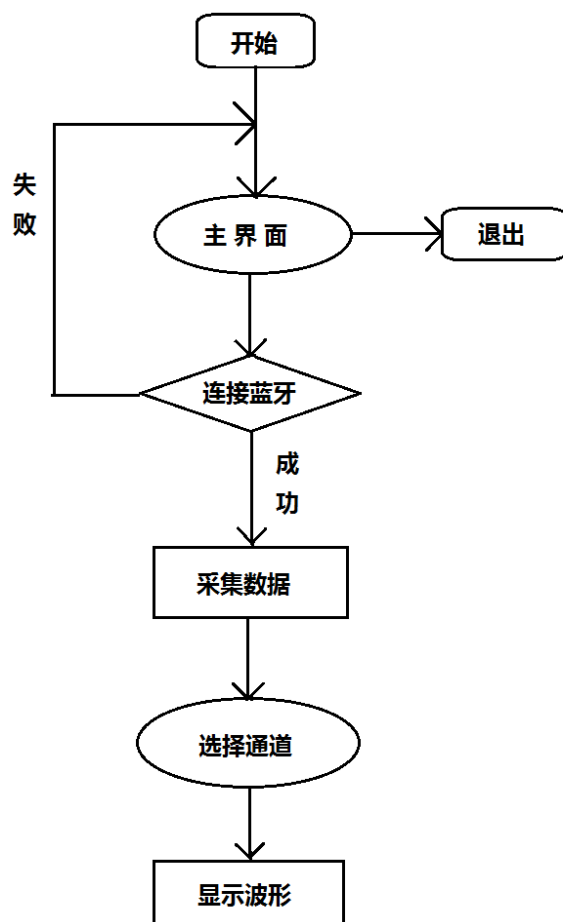


图 5.2

,我们开发了一个 APP 用来处理接收到的数据，进行心电、脑电和眼电的显示。在 APP 上可以选择心电、脑电和眼电三个不同通道并调整信号的周期和幅度，这款 APP 上还内置了计算心率的算法，可以对采到的心电信号进行心率计算并实时显示。

## 六、项目系统集成与验证

整机系统制作完成后，进行功能与性能测试，现制定方案如下行系统验证：

### 6.1 软件测试

打开设备电源并将蓝牙接收端连接至 PC 端，若蓝牙模块指示灯亮，表明正常连接；PC 端接收到连续的信号，表明已接收到信号。打开手机 APP，配置有关设置，屏幕上显示连续的红色信号，说明已连接。调整通道、幅度



和频率，观察显示的信号是否正常变化。

## 6.2 功能测试

心电信号用心电模拟器输入，观察 APP 界面显示的心率，和心电模拟器产生的信号频率进行比对，观察是否一致。选一位健康状况良好的被测，接入电极，用本设备采集心电、脑电和眼电。观察 PC 端和 APP 界面波形，如果心电波形稳定无明显失真、眼电能明显观察到眼部活动时的波形变化、闭眼时脑电信号能观察到  $\alpha$  波，表明系统功能正常。

## 6.3 性能测试

项目性能测试主要包含信号通频带、共模抑制比、设备噪声、输入阻抗、信号幅度输入范围、系统功耗等指标的测量，如果测量结果达到预期要求，表明系统性能合格。

## 6.4 验证结果：

系统软件能够正常启动，蓝牙能够传输数据，PC 端接收到连续的零信号，系统正常工作；手机端能接收到心电、脑电、眼电信号并显示心率。

心电波形稳定无明显失真、眼电波形可以观察到眼部运动、脑电可以观察到  $\alpha$  波，系统功能正常，结果如图 6.1-图 6.5；

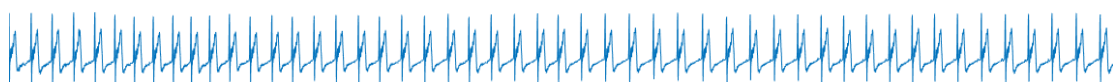


图 6.1 心电时域图



图 6.2 眼电时域图（连续眨眼）

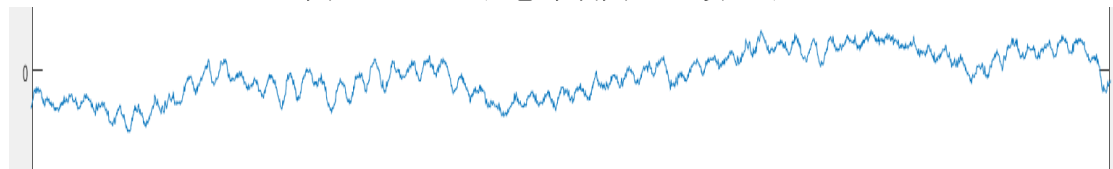


图 6.3 脑电  $\alpha$  波时域图

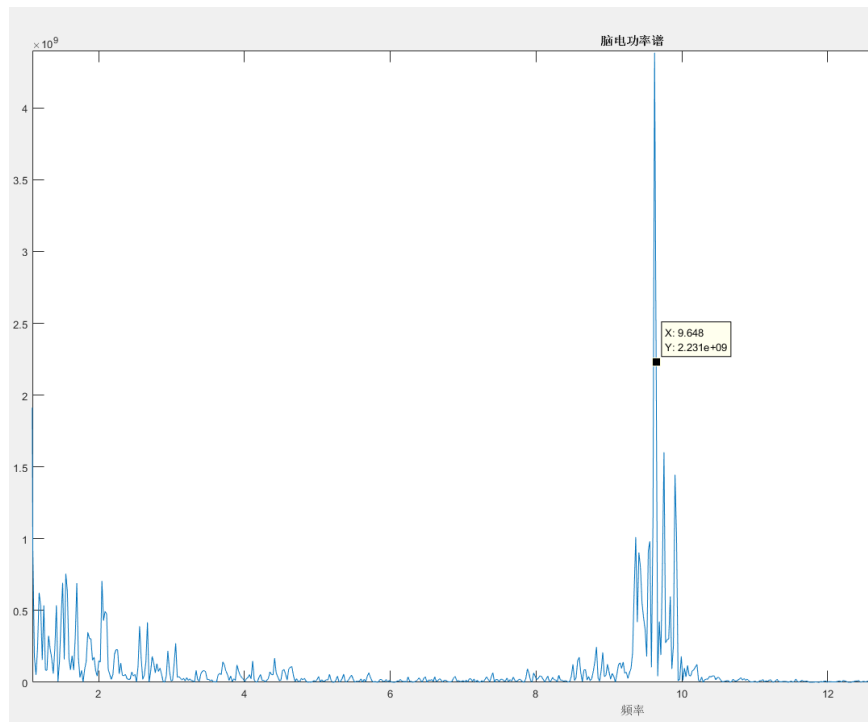


图 6.4  $\alpha$  波功率谱（主要集中在 10Hz 附近）

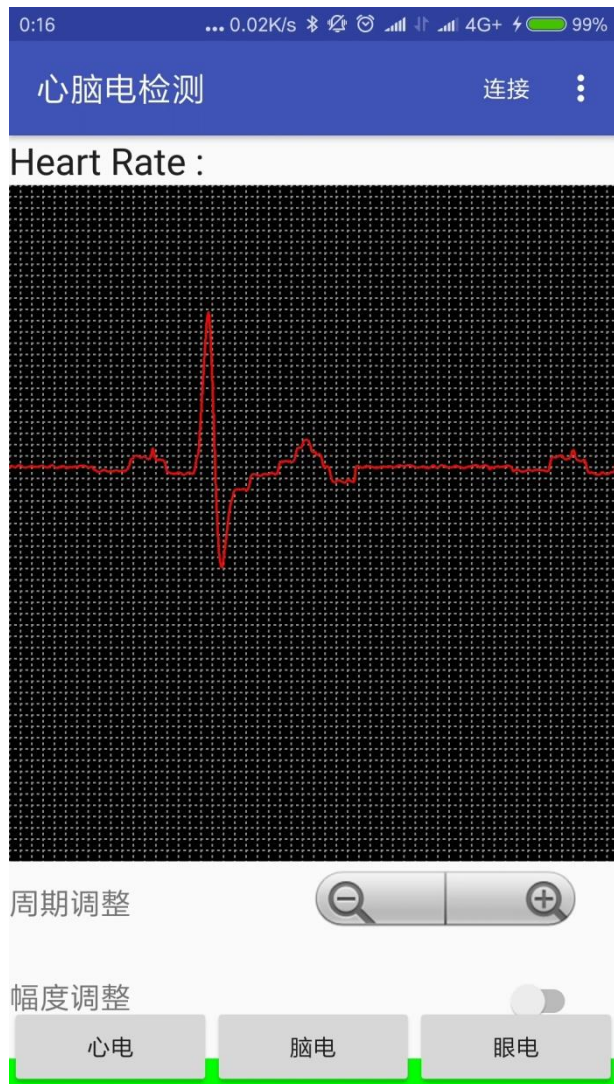
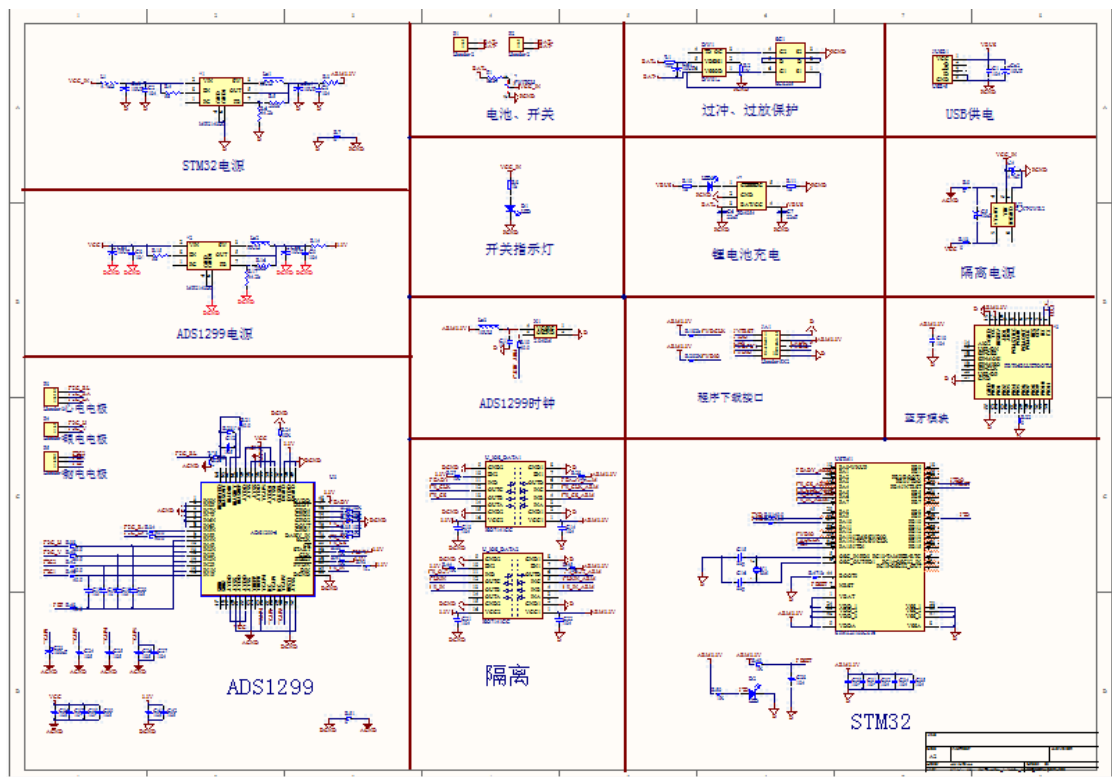


图 6.5 手机端 APP 界面

经过测量（测量过程详见自测报告），该设备的功耗约为 155mW，信号通频带为 0.5Hz~131Hz，共模抑制比约为 105dB，输入阻抗大于 500MΩ。设备硬件指标满足预期，系统性能合格。

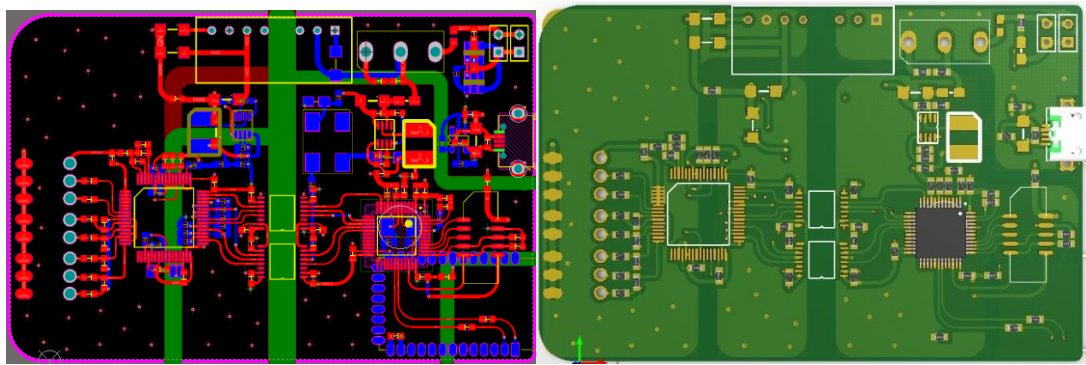
附录

1. 电路原理图



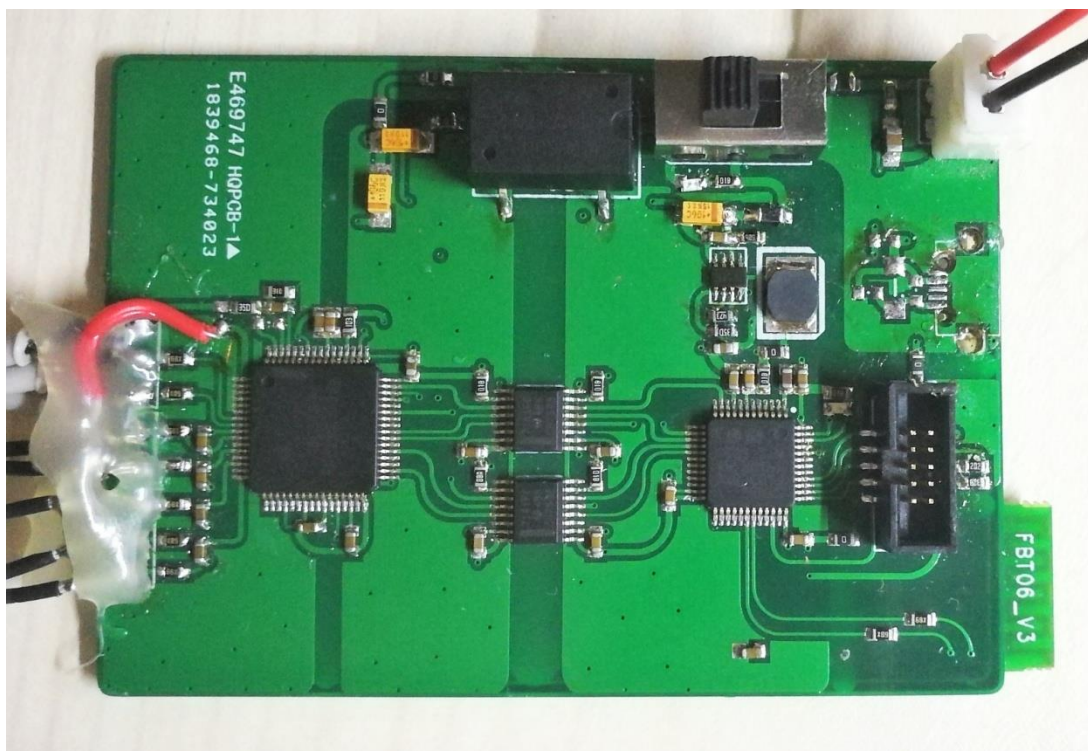
附图 2 系统电路原理图

2. PCB 图和 3D 图

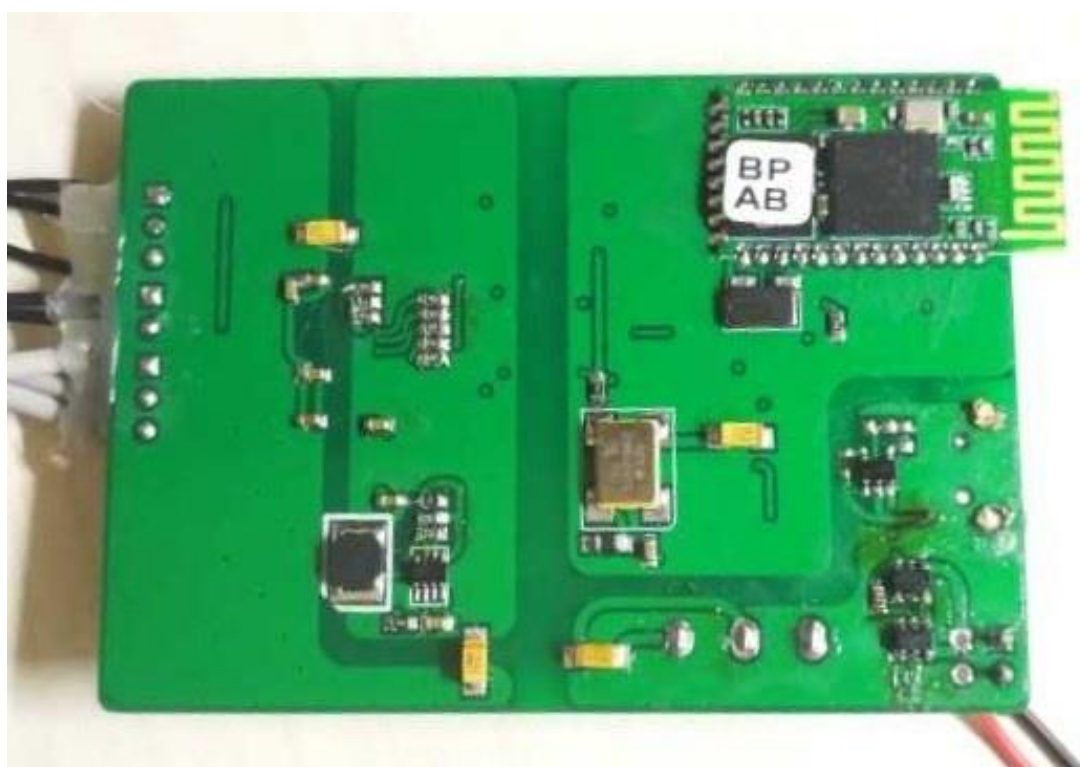


附图 2 系统电路 PCB 图(左)      系统电路 3D 图（右）

3. 系统实物图



附图 3 实物图正面



附图 4 实物图反面

#### 4. 核心代码:

##### (1) ADS1299 采集配置

```
void ADS1299_Configuration_Register(void)
{
```

```

while(ADS1299_ReadID())
{
    printf("Chip can not connected!\r\n");
    LED_H;
}
printf("Chip connected!\r\n");

ADS1299_Write_OneByte_Reg(CONFIG1,0X95);           //不使能菊花链，使能时钟输出，采样率为 101=500
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CONFIG2,0XD0);           //test 源为内部，测试信号幅度为 1*-(VREFP-VREFN)/2400,测试信号频率为 fclk/2^21
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CONFIG3,0XEC);           //使能内部参考
ADS1299_Write_OneByte_Reg(LOFF,0X00);              //使能内部参考
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH1SET,0x60);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH2SET,0x60);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH3SET,0x60);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH4SET,0x60);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH5SET,0x60);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH6SET,0x00);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH7SET,0x00);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CH8SET,0x00);            //PowerDown = 0(Normal Operation),GAINn = 000(PGA),SRB2 = 1(close),MUXn = 101(test signal)
ADS1299_Write_OneByte_Reg(BIAS_SENSP,0X0f);        //所有 P 通道偏置均不使
能
ADS1299_Write_OneByte_Reg(BIAS_SENSN,0X0f);        //所有 N 通道偏置均不使
能
ADS1299_Write_OneByte_Reg(LOFF_SENSP,0X00);        //所有 P 通道脱落检测均
不使能
ADS1299_Write_OneByte_Reg(LOFF_SENSN,0X00);        //所有 N 通道脱落检测均
不使能
ADS1299_Write_OneByte_Reg(LOFF_FLIP,0X00);         //INxP = AVDD,IN1N =
AVSS
ADS1299_Write_OneByte_Reg(GPIO,0XF0);              //GPIO 输出均为高
ADS1299_Write_OneByte_Reg(CONFIG4,0X00);           //Continuous conversion
mode
ADS1299_Write_OneByte_Reg(MISC1,0X00);
#endif Print_Regsiter_Value

```



```

        ADS1299_Print_AllRegBuf();
#endif
        ADS_START_H;
        ADS1299_Start_Read_Data_Continuous();

}

```

## (2) DMA 配置

```
void MYDMA_Config(DMA_Channel_TypeDef *DMA_CHx,u32 cpar,u32 cmar,u16 cndtr)
```

```

{
    RCC->AHBENR|=1<<0;        //开启 DMA1 时钟
    delay_ms(5);                //等待 DMA 时钟稳定
    DMA_CHx->CPAR=cpar;          //DMA1 外设地址
    DMA_CHx->CMAR=(u32)cmar;     //DMA1,存储器地址
    DMA1_MEM_LEN=cndtr;          //保存 DMA 传输数据量
    DMA_CHx->CNDTR=cndtr;        //DMA1,传输数据量
    DMA_CHx->CCR=0X00000000;     //复位
    DMA_CHx->CCR|=1<<4;          //从存储器读
    DMA_CHx->CCR|=0<<5;          //普通模式
    DMA_CHx->CCR|=0<<6;          //外设地址非增量模式
    DMA_CHx->CCR|=1<<7;          //存储器增量模式
    DMA_CHx->CCR|=0<<8;          //外设数据宽度为 8 位
    DMA_CHx->CCR|=0<<10;         //存储器数据宽度 8 位
    DMA_CHx->CCR|=1<<12;         //中等优先级
    DMA_CHx->CCR|=0<<14;         //非存储器到存储器模式
}

```

//开启一次 DMA 传输

```
void MYDMA_Enable(DMA_Channel_TypeDef*DMA_CHx)
```

```

{
    DMA_CHx->CCR&=~(1<<0);      //关闭 DMA 传输
    DMA_CHx->CNDTR=DMA1_MEM_LEN; //DMA1,传输数据量
    DMA_CHx->CCR|=1<<0;          //开启 DMA 传输
}

```

## (3) 主函数

```
int main(void)
```

```

{

    Stm32_Clock_Init(9);
    uart_init(72,9600);
    delay_init(72);
    // IO_Init();
    Led_Init();
    Set_Bluetooth();

    ADS1299_PowerOn_Init();
}

```

```

        MYDMA_Config(DMA1_Channel4,(u32)&USART1->DR,(u32)DMA_Data_Buffer,DMA_Se
nd_Length);//DMA1 通道 4,外设为串口 1,存储器为 DMA_Data_Buffer,长度 27

```

```

        EXIT_Init();

```

```

        while(1)
        {
            GPIOB->BRR|=1<<9;
        }
    }
}

```

#### (4) MATLAB 数据处理

```

function power_sp_HE()
    path = 'EEG_channel(3).txt';
    EEG_data = load(path);
    figure(1)
        plot(EEG_data);
    EEG_data=EEG_data(6000:10000);
        max(EEG_data)-min(EEG_data)
    sample_rate = 500;
    EEG_data = filter(eeg, EEG_data);
    EEG_data = EEG_data(10*500 : end);
    [p,Fr]=pwelch(EEG_data,length(EEG_data),sample_rate,length(EEG_data),sample_rate);
    figure(2)
    plot(Fr, p)
        title('脑电功率谱')

xlabel('频率')
ylabel('功率')
axis([0, 30, 0, 300]);
    path = 'EEG_channel(5).txt';
    EEG_data = load(path);
    sample_rate = 500;
    seg_time = 30;
    signal_len = length(EEG_data);
    total_seg = floor(signal_len / sample_rate / seg_time);
    for epoch = 1 :total_seg
        EEG_epoch = EEG_data((epoch-1)*seg_time*sample_rate+1 : epoch*seg_time*sample_rate);
        [p,Fr]=pwelch(EEG_epoch,length(EEG_epoch),sample_rate,length(EEG_epoch),sample_rate
    );
    figure(2)
    plot(Fr, p)
        title('脑电 30s 信号功率谱')
    xlabel('频率')

```



```
ylabel('功率')  
axis([0, 30, 0, 300]);  
pause(0.5)  
    end  
end
```