

文献引用格式: 王东庆, 董煜阳. 基于 ADS1299 的便携式 EEG 采集系统设计[J]. 通信技术, 2022, 55(8): 1090–1098.

doi:10.3969/j.issn.1002-0802.2022.08.019

基于 ADS1299 的便携式 EEG 采集系统设计^{*}

王东庆, 董煜阳

(昆明理工大学, 云南 昆明 650500)

摘 要: 针对现有高精度脑电设备成本高、便携性差的问题, 设计了一种 8 通道便携式无线脑电信号 (Electroencephalography, EEG) 采集系统。该系统硬件主要由预处理电路、模拟前端、主控芯片、数据传输模块、蓝牙接收标签模块、电源管理模块组成; 软件部分采用 MATLAB 软件设计人机交互界面, 实现对脑电信号的波形显示、频谱分析、阻抗测量以及系统参数设置。脑电信号通过硬件滤波与有限脉冲响应 (Finite Impulse Response, FIR) 数字滤波, 并进一步利用小波变换进行降噪处理。系统测试和人体生物电信号测试的实验结果表明: 所设计的采集系统满足人体生物电信号的采集要求, 且能够准确采集到被试心电和脑电信号。整个系统结构简单、制作成本低、便携性强, 为其他在线系统的开发提供了可靠平台。

关键词: ADS1299; 脑电信号; 采集系统; 无线传输; 低成本

中图分类号: TP391.8 **文献标识码:** A **文章编号:** 1002-0802(2022)-08-1090-09

Design of Portable EEG Acquisition System Based on ADS1299

WANG Dongqing, DONG Yuyang

(Kunming University of Science and Technology, Kunming Yunnan 650500, China)

Abstract: To address the problems of high cost and poor portability of existing high-precision EEG equipment, this paper designs an 8-channel portable wireless EEG (Electroencephalography) acquisition system. The hardware of the system is mainly composed of preprocessing circuit, analog front end, main control chip, data transmission module, Bluetooth receiving label module and power management module. In the software part, MATLAB is used to design the human-computer interaction interface, which realizes the waveform display, spectrum analysis, impedance measurement and system parameter setting of EEG signals. The EEG signals are filtered by hardware and FIR (Finite Impulse Response) digital filters, and wavelet transform is used to reduce the noise. Experimental results of system test and human bioelectric signal test indicate that the designed system can meet the requirements of human bioelectric signal acquisition, and can accurately collect ECG and EEG signals. The whole system has the advantages of simple structure, low cost and strong portability, which provides a reliable platform for the development of other online systems.

Keywords: ADS1299; EEG; signal acquisition system; wireless transmission; low cost

0 引 言

脑机接口技术 (Brain Computer Interface, BCI) 是一种通过电极采集人体大脑活动产生的生物电信

号, 并利用信号分解方法提取生物电信号时域和频域信息来进行分析, 实现脑电信息解码与外部设备直接交流的人机交互技术^[1]。脑电采集设备作为脑

^{*} 收稿日期: 2022-03-27; 修回日期: 2022-06-25 Received date: 2022-03-27; Revised date: 2022-06-25

机接口技术中脑电信号采集的工具, 是脑机接口技术的关键和基础。

近年来, 从人体头皮采集脑电信号的无创 BCI 技术得到了快速发展, 各种脑电采集设备不断涌现, 应用领域范围不断扩大^[2-3]。目前, 科研级的脑电采集设备价格昂贵、体积较大, 而商业级的产品测量精度较低。此外, 现有的产品集成度高且结构固定, 用户无法在形态和功能上进行自由开发。为此开发具有高精度、低成本、便携式的脑电信号 (Electroencephalography, EEG) 采集系统对科学研究、临床诊断、康复治疗以及大脑信息解码等具有重要的价值和意义。

本文设计的 EEG 采集系统采用高度集成的模拟前端芯片 ADS1299 设计电路, 并通过预处理电路和滤波算法提高信噪比。数据传输采用无线和有线两种方式, 可通过 STM32 主控程序切换数据传输方式。整个系统的硬件设计结构简单、成本低、便携性强, 且能够准确采集被试不同状态时的 EEG 信号,

为其他在线系统的开发提供了可靠平台。

1 系统硬件架构

EEG 采集系统硬件架构如图 1 所示。EEG 采集系统主要由脑电帽、预处理电路、模拟前端、主控芯片、数据传输模块、蓝牙模块、SD 卡、电源管理模块构成^[4]。

系统采集数据过程如下: 首先, 主控芯片接收上位机发送的采集命令后开始进行 EEG 采集, 脑电信号通过电极帽经预处理电路进入模拟前端, 模拟前端对 EEG 信号进行放大并对其数字化得到 8 通道原始 EEG 数据; 其次, 在采集信号的同时, 蓝牙模块接收听觉 / 视觉刺激器发出的触发信号; 最后, 主控芯片对 EEG 信号和触发信号进行打包, 通过 Wi-Fi 数据传输模块 (或 USB 数据传输模块) 将数据发送至上位机, 上位机对数据进行校验、解析、实时绘图和存储, 以便对脑电信号进行进一步的处理和解码。

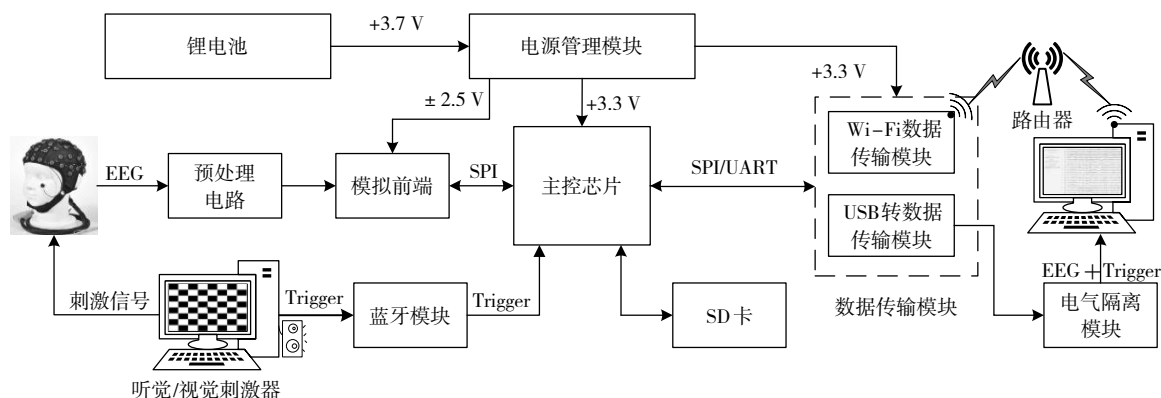


图 1 EEG 采集系统硬件架构

1.1 预处理电路

预处理电路包括静电防护电路和二阶阻容 (Resistance-Capacitance Circuits, RC) 滤波电路, 其中 ESD401 具有防护 ± 24 kV 接触放电功能。整个预处理电路在保护电路的同时滤除脑电信号中的高频成分, 预处理电路如图 2 所示。

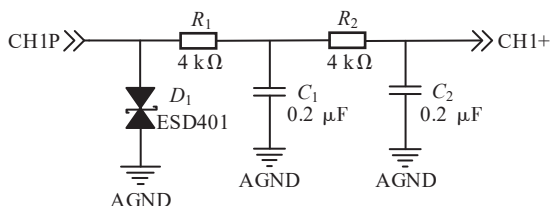


图 2 预处理电路

脑电信号的主要频率分布范围为 0.5~100 Hz, 可用信息主要分布在 50 Hz 以下^[5]。EEG 采集系统

阻抗在线测试所需频率为 62.5 Hz, 故设定预处理电路电阻 $R_1=R_2=4$ k Ω , 电容 $C_1=C_2=200$ nF, 通过计算可得 -3 dB 时的截止频率为 75 Hz。

1.2 模拟前端

EEG 采集系统通过 ADS1299 模拟前端进行 8 通道低噪声采样, 输入阻抗和共模抑制比较高, 无须对模拟前端配置额外阻抗变换电路即可实现 EEG 信号采集。ADS1299 内部功能架构如图 3 所示, 其主要特性如下:

(1) ADS1299 芯片内置可编程增益放大器、内部基准以及板载振荡器, 具备颅外脑电图 (EEG) 和心电图 (electrocardiogram, ECG) 应用所需功能, 集成度高、功能强大^[6]。

(2) ADS1299 芯片中的 8 个通道均具有 24 位

同步采样模数转换器 (Analog-to-Digital Converter, ADC), 电压分辨率最高可达 $0.022 \mu\text{V}$ 。

(3) ADS1299 通道中配有输入多路复用器, 与内部生成的信号独立相连, 可完成内部信号测试、温度测量和导联断开检测^[7]。

(4) ADS1299 芯片共模抑制比最高为 -110 dB , 数据传输速率范围为 $250 \text{ SPS} \sim 16 \text{ kSPS}$, 输入阻抗可达 $1\,000 \text{ M}\Omega$ 。

(5) ADS1299 芯片内部具有偏置电极, 用于减少噪声和抑制信号飘移, 可通过 SRB2 相关寄存器进行控制。

(6) ADS1299 芯片内部采用 $\Sigma-\Delta$ 调制器和数字抽取滤波器。 $\Sigma-\Delta$ 调制器基于过采样技术, 可把更多的量化噪声压缩到基本频带以外的高频区。数字抽取滤波器由采样速率可变的三阶 \sin 滤波器组成, 可有效降低高频区噪声^[8]。

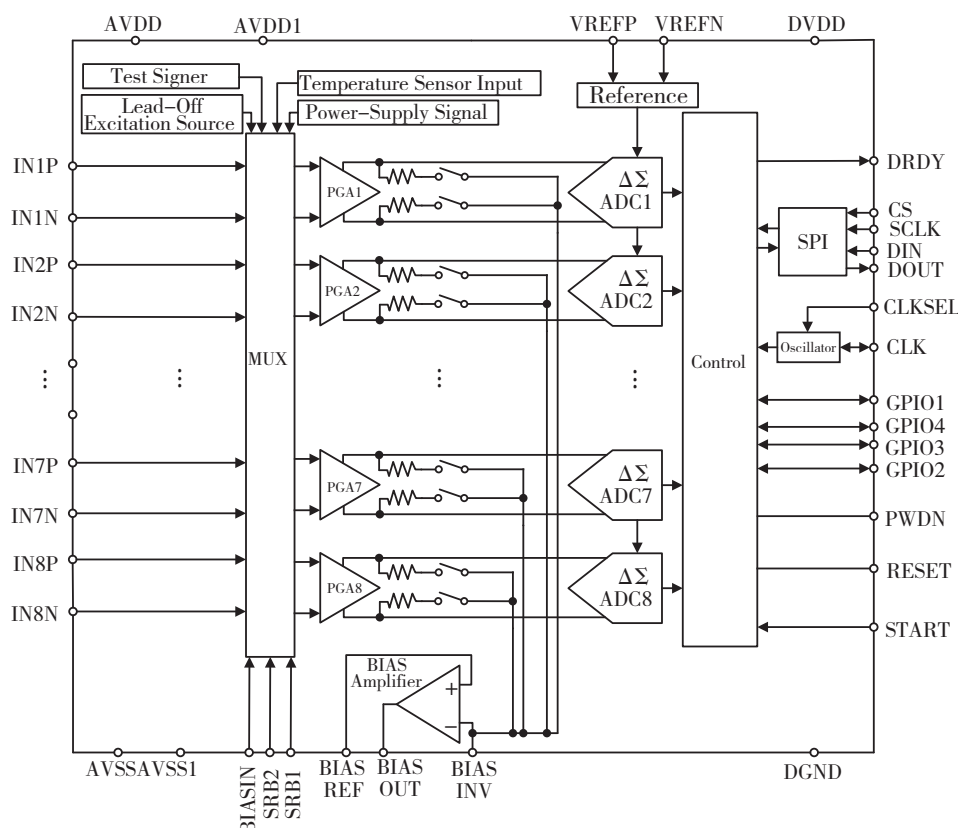


图 3 ADS1299 内部功能框

1.3 主控芯片

主控芯片采用 ST (意法半导体) 公司生产的内核为 Cortex - M4 的 STM32F407ZGT6。该芯片工作电压为 3.3 V , 时钟频率为 168 MHz , 内含完整 DSP 指令集, 具有快速运算能力。芯片具有 192 KB 的随机存取存储器 (Random Access Memory, RAM) 和 1 MB 的只读存储器 (Read-Only Memory, ROM), 具有串行外围设备接口 (Service Provider Interface, SPI)、通用异步收发传输器 (Universal Asynchronous Receiver and Transmitter, UART)、通用串行总线 (Universal Serial Bus, USB)、安全数字输入输出 (Secure Digital Input and Output, SDIO) 等接口, 便于系统开发。主控芯片部分功能

引脚与其他模块的连接如图 4 所示。

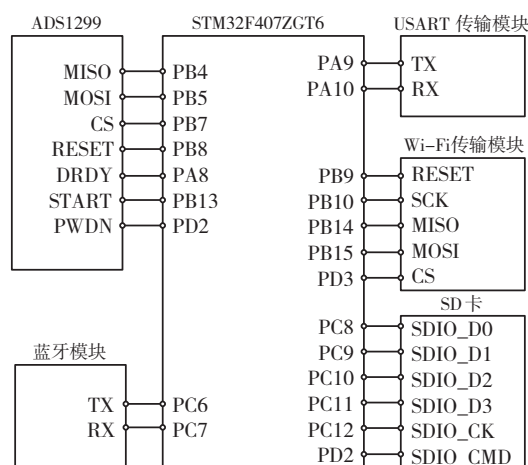
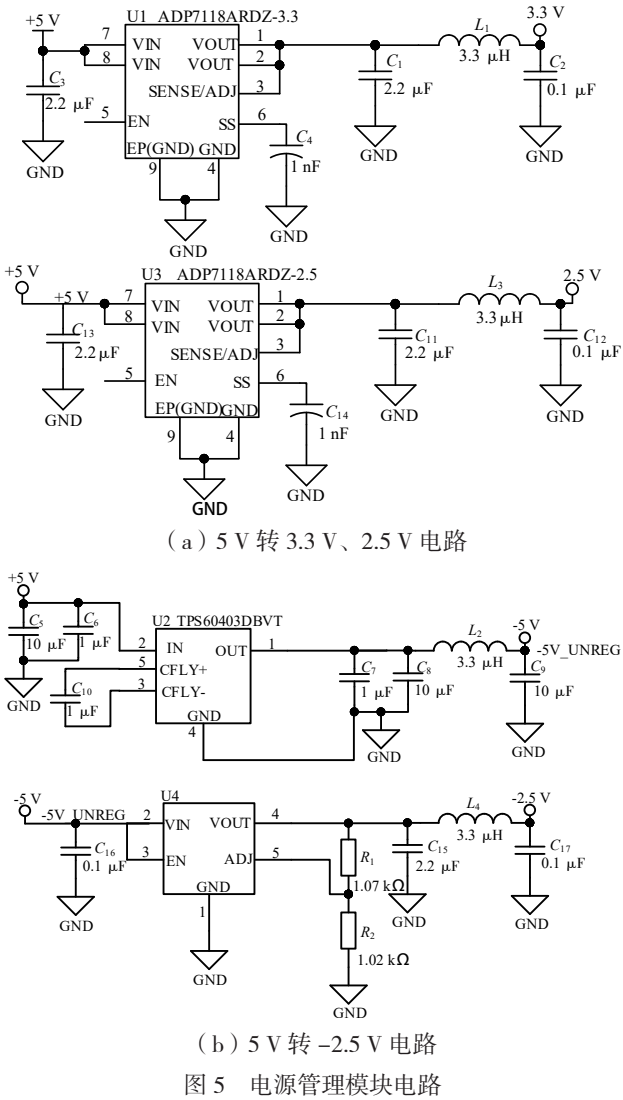


图 4 主控芯片部分功能引脚

1.4 电源管理模块

EEG 采集系统采用锂电池供电, 以减少交流电供电带来的工频干扰, 选用 ADP7118ARDZ-3.3、ADP7118ARDZ-2.5、TPS60403、ADP7182AUJZ 电压模块将直流 +3.7/5 V 转换为 +3.3 V、+2.5 V、-3.7/-5 V、-2.5 V 对 EEG 采集系统进行供电^[9]。电源管理模块的电路如图 5 所示。



1.5 数据传输模块

数据传输模块包括 USB 数据传输模块和 Wi-Fi 数据传输模块。USB 数据传输模块采用 CH340G 芯片实现串口转 USB; Wi-Fi 数据传输模块采用 ALK8266 Wi-Fi 模块, 与上位机通信时有效吞吐速率高于 1 MB/s, 满足 8 通道 EEG 数据的传输。

上位机与采集系统通信时, 上位机需设置与采集系统相对应的通信属性, 本文所设计的 EEG 采

集系统传输的单个数据包由 39 个字节组成, 包括帧头、功能码、数据长度、脑电数据、数据标签、校验位和帧尾。主控芯片发送脑电数据至上位机的通信协议如表 1 所示。

表 1 脑电数据通信协议		
名 称	长度 / 字节	说 明
帧 头	2	0xAAAA
功能码	1	正常采集 (0xF1) 短路测试 (0xF2)
数据长度	1	脑电数据长度 (默认为 0x20)
脑电数据	4 × 8	每个通道数据类型为 int32
数据标签	1	蓝牙接收的刺激标签
校验位	1	除帧头和帧尾所有数据和校验
帧 尾	1	0xAB

当上位机接收到数据时, 需要对接收到的数据包根据表 1 的通信协议进行校验、解析、实时绘图和存储。

1.6 蓝牙模块

EEG 采集系统选用 HC-42 蓝牙模块与 PC 进行通信, 通过调用 PC 端蓝牙串行通信端口 (Cluster Communication Port, COM) 将听觉 / 视觉刺激器产生的触发信号传输至 EEG 采集系统, 采集系统对 EEG 信号和触发信号进行打包并发送至上位机。

2 软件设计

EEG 采集系统软件部分由 STM32 主控程序和 人机交互界面组成。STM32 主控程序实现系统初始化、ADS1299 参数设置、数据转换读入控制、原始 EEG 数据打包、数据收发功能^[10]。人机交互界面包括参数设置、波形显示和阻抗测量, 主要完成阻抗在线测量和波形的实时显示与存储功能。

2.1 STM32 主控程序

STM32 主控程序基于 Keil uVision5 软件编写完成, 其流程如图 6 所示。

STM32 主控程序具体流程如下:

(1) 初始化 STM32 主控芯片时钟、通用输入输出端口 (General Porpose Input Output, GPIO)、定时器、SPI、UART。

(2) STM32 主控芯片依次发送 “WAKEUP” 和 “RESET” 命令唤醒 ADS1299, 并将 ADS1299 内部寄存器复位。

(3) STM32 主控芯片发送“SDATAC”命令停止连续数据读取,然后发送“WREG”命令配置ADS1299 寄存器。

(4) STM32 主控芯片发送“RDATAC”启动连续读取模式,等待 DRDY 产生中断,并通过 SPI 读取转换后的数据,所读取每个通道的原始数据将以 24 位补码的形式存储于寄存器中。

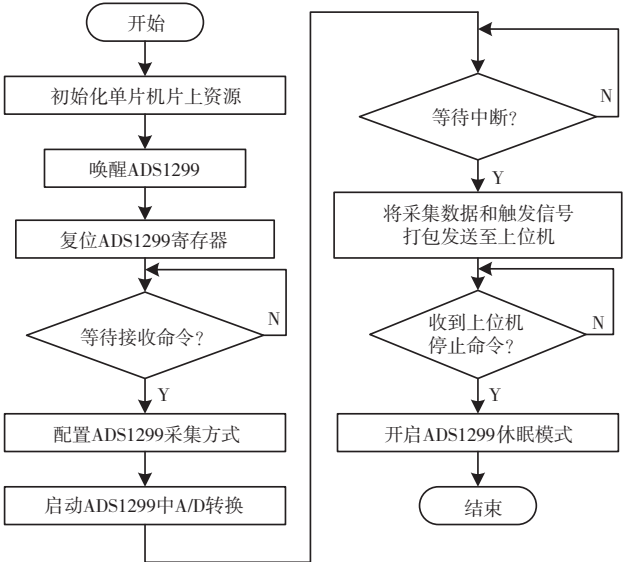


图6 主程序流程

(5) STM32 主控芯片将原始数据转换成 int32 类型并根据通信协议对数据打包,通过 Wi-Fi (或 UART) 将数据发送至上位机,最后判断是否接收

到上位机发送的“STOP”命令。

2.2 人机交互界面

EEG 采集系统中的人机交互界面通过 MATLAB 软件中的 APP 设计工具进行设计。利用按钮、文本、图像、下拉框、坐标区、工具栏基本控件设计人机交互界面前面板,并对相应基本控件编写回调函数实现对应动作。

采集系统的人机交互界面主要由参数设置界面和波形显示与阻抗测量界面组成。参数设置界面用于串口参数和网络参数的设置;波形显示与阻抗测量界面用于显示指定通道波形和所有通道的阻抗数据,整个采集系统人机交互界面如图 7、图 8 所示。

使用人机交互界面时,首先需要在参数设置界面中设置网络参数或串口参数实现下位机与上位机的通信。当下位机选择无线模块作为数据传输时,需将上位机中的网络参数设置为服务器模式,并设置本地主机端口号;当下位机选择串口作为数据传输时,上位机中只需在串口参数中选择端口号,其他参数保持软件默认。进入正式采集时,将界面调至波形显示与阻抗测量界面,打开开始采集按钮,选择所要显示波形的通道,波形将实时显示于界面的坐标区,点击数据保存按钮,数据将开始保存至默认文件存储位置,采集结束时,点击停止采集按钮并退出程序。

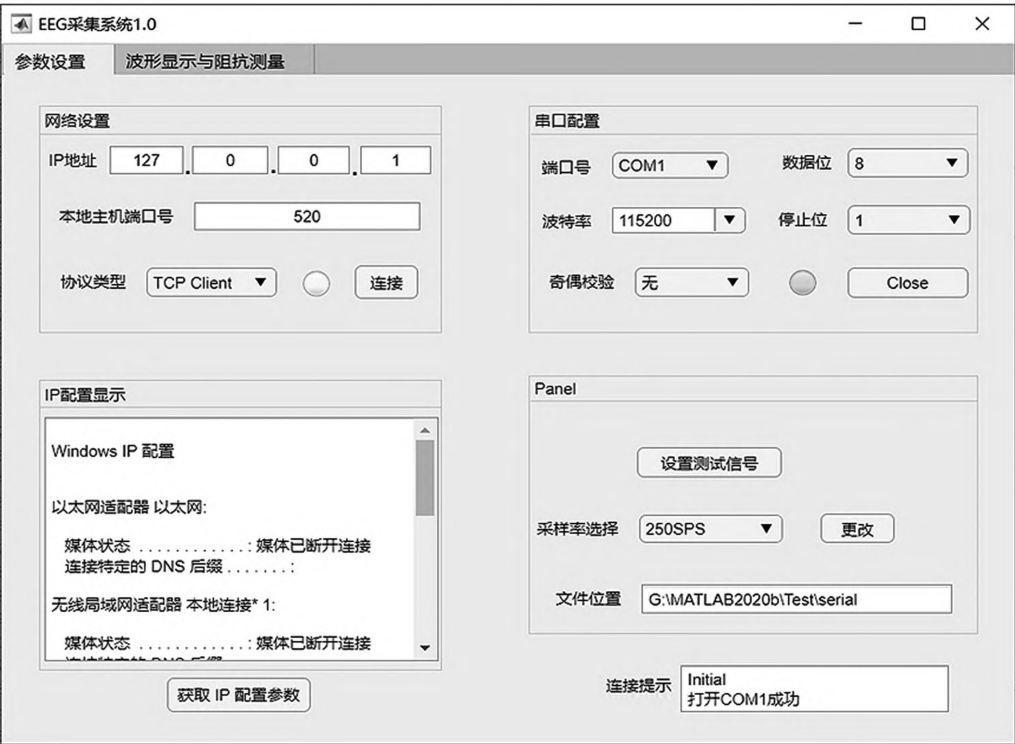


图7 参数设置界面

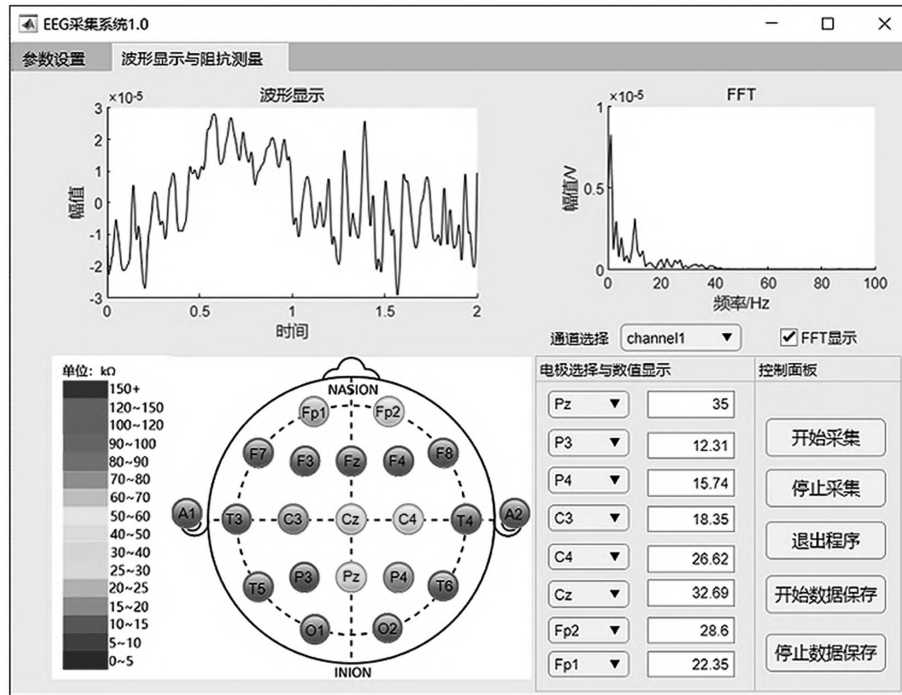


图 8 波形显示与阻抗测量界面

3 阻抗测量原理

阻抗测量是基于 ADS1299 芯片内部提供的引线检测功能, 即在选定的放大器输入端注入具有一定幅值和固定频率的方波电流用于阻抗测量。当采样率为 250 SPS 时, 电流源的大小有 6 nA、24 nA、6 μ A、24 μ A 可选, 频率有 7.8 Hz、31.25 Hz、62.5 Hz 可选。对于连续监测, 注入电流源频率不能落在可用的脑电图信号带内并且不能影响脑电信号。考虑到脑电的频率和幅值范围, 故采用 6 nA 的小电流和 62.5 Hz 的信号用于脑电连续记录中的阻抗测量^[1]。

通过在选定的放大器输入端注入具有一定幅值和固定频率的方波电流进行阻抗测试。将欧姆定律应用到阻抗测量得到:

$$Z = \frac{\sqrt{2}\pi \times V_{\text{RMS}}}{4 \times I_{\text{peak}}} \quad (1)$$

式中: V_{RMS} 为实测电压的均方根 (Root Mean Square, RMS), 即执行快速傅里叶变换 (Fast Fourier Transform, FFT) 后获得的激励信号的频率所对应的幅值; I_{peak} 为激励电流源的峰值幅值。

在阻抗测量中, 误差主要来自电流源产生的公差, 即 $\pm 20\%$ 。考虑这一公差, 在实际测量之前, 本文使用已知数值的精确电阻进行了测试, 并编写校准程序。校准程序主要通过计算时加入权值系数 k 对测量误差进行补偿, 系统校正后阻抗计算公式如下:

$$Z = k \frac{\sqrt{2}\pi \times V_{\text{RMS}}}{4 \times I_{\text{peak}}} \quad (2)$$

4 EEG 采集系统测试

4.1 输入参考噪声测试

将 EEG 采集系统所有电极输入端短接并接地, 设定 ADS1299 芯片放大倍数和芯片采样率分别为 24 Hz 和 250 Hz。通过 EEG 采集系统采集 10 s 数据计算均方根和峰值, 重复 10 次得到峰值为 $1.48 \pm 0.2 \mu\text{V}$, 输入参考噪声 (均方根) 为 $1.44 \pm 0.35 \mu\text{V}$ 。

4.2 信噪比测试

采用信号发生器产生频率为 10 Hz、幅值为 50 mV 的正弦信号作为输入信号。信噪比公式^[12]为:

$$\text{SNR} = 10 \log(P_{\text{Signal}}/P_{\text{Noise}}) \quad (3)$$

式中: P_{Signal} 为输入信号基频对应的功率; P_{Noise} 为去除基频及 2~6 次谐波后的信号功率, 即噪声功率。利用式 (3) 计算信噪比, 重复 10 次取均值, 得到系统在 10 Hz 处的信噪比为 $75.28 \pm 0.95 \text{ dB}$ 。

4.3 共模抑制比测试

采用信号发生器生成频率为 10 Hz、幅值为 1 V 的正弦信号作为共模输入信号, 采集 30 s 的数据进行计算^[13]。共模抑制比的计算公式为:

$$CMRR=20\log_{10}(A_d/A_c) \quad (4)$$
式中： $CMRR$ 为系统的共模抑制比； A_d 为差模放大； A_c 为共模放大倍数。由式（4）计算得出， $CMRR$ 可达 -94 dB 。

4.4 阻抗测试

选用精密电位器模拟人体阻抗对采集系统进行阻抗测试，其中精密电位器电阻调节范围为 $10\sim35\text{ k}\Omega$ ，阻抗间隔为 $5\text{ k}\Omega$ 。阻抗测试实验中系统采样率、放大倍数、阻抗测试电流幅值和频率分别设置为 250 Hz 、 24 、 6 nA 以及 62.5 Hz 。系统采集通道 1~4 实测阻抗数据如表 2、表 3 所示。

表 2 校正前实测阻抗数据 kΩ				
理论阻值	CH1	CH2	CH3	CH4
10	8.330 4	8.384 5	8.318 1	8.890 2
15	12.278 1	13.861 4	13.804 7	14.139 1
20	16.130 3	15.691 3	15.753 1	16.763 0
25	20.076 0	20.220 8	20.274 5	20.485 9
30	23.575 4	24.768 1	24.179 3	24.228 8
35	28.237 0	27.945 2	28.779 9	28.122 4

对系统校正前每个通道阻抗计算比例系数 k ，并对 8 个通道的比例系数进行平均，可得权值系数 $k=1.198\text{ 1}$ 。通过式（4）重新测量系统阻抗并计算测量误差，校正后实测阻抗数据如表 3 所示。

表 3 校正后实测阻抗数据 kΩ				
理论阻值	CH1	CH2	CH3	CH4
10	9.834 5	9.906 8	9.993 4	10.095 5
15	14.079 2	14.808 5	14.336 5	14.664 3
20	19.321 4	19.494 3	19.625 0	19.961 9
25	23.887 4	23.451 5	23.540 6	24.094 4
30	28.452 7	28.034 4	28.625 4	28.183 1
35	33.680 1	33.516 9	33.600 2	33.930 5

从表 2 和表 3 可以看出，系统未校正前阻抗测试的阻值整体偏小，通过计算可得校正前最大误差为 21% ；校正后的阻抗数值接近理论阻值，最大误差为 5% 。因此，通过对阻抗计算的校正实现了更加准确的阻抗测量。

4.5 脑电信号测试

脑电信号测试实验中，系统采样率设置为 250 Hz ，放大倍数设置为 12 ，参考电极接于耳后乳突处，地电极与测量电极置于额头处不同位置，偏置电极贴于右手背面。在电极涂抹导电膏的同时，观察人机交互界面中接触阻抗颜色和数值的变化，以确保电极的接触阻抗低于 $30\text{ k}\Omega$ 。正确安装电极后进入数

据采集模式，对典型的脑电信号进行观察，如眨眼信号和清醒闭眼时的 α 波。实验场景如图 9 所示，被试者坐在屏幕正前方 60 cm 处保持静息状态，实测数据如图 10 所示。

EEG 信号因其具有较强的随机性，时域特征不明显，需通过频域特征进行验证。人体在闭眼时，大脑内部振荡频率（大约为 10 Hz α 波）对 EEG 频率成分的影响占主导作用^[14]；在睁眼时，外部视觉刺激产生的频率成分占主导地位。通过比较被试睁眼和闭眼时 α 波强度来验证系统采集的信号是否为脑电信号^[15-16]。

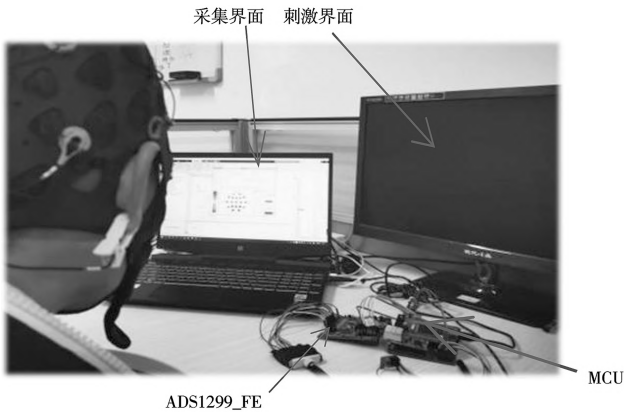


图 9 实验场景

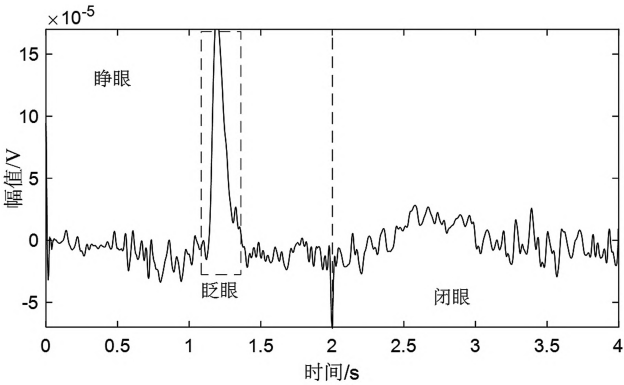


图 10 被试 FP1 电极实测 EEG 信号

图 10 为被试 EEG 信号经过小波变换去噪后得到的信号，其中 $0\sim2\text{ s}$ 被试处于睁眼状态， $2\sim4\text{ s}$ 被试处于闭眼状态。对上述去噪后的信号采用直接法计算相应的功率谱，被试在睁眼、闭眼时功率谱密度变化如图 11 所示。

在图 11 中，虚线和实线分别为被试睁眼和闭眼时的 EEG 信号功率变化。从功率谱中可以看出，在闭眼时 EEG 信号 10 Hz 处的信号功率明显大于睁眼（大约为 20 dB ）。因此，实验表明本文所设计的 EEG 采集系统能够采集被试大脑在不同状态时

EEG 信号的不同频域特征。

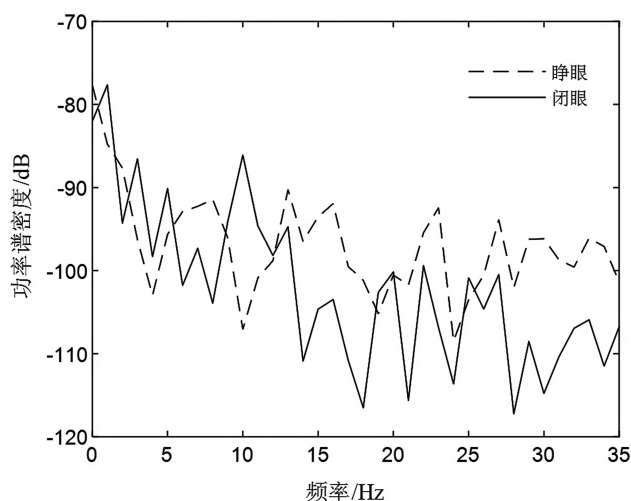


图 11 被试睁眼 / 闭眼时信号的功率谱

4.6 心电信号测试

由于脑电信号时域特征不明显,为进一步直观验证采集系统的有效性,对心电信号进行测试。心电信号测试实验中,系统采样率设置为 250 Hz,放大倍数设置为 12,电极采用标准导联中的 I 导联^[17]方式进行连接,测量电极和参考电极分别连接被试的左上肢和右上肢。系统通过低通滤波器和 50 Hz 陷波器对原始 ECG 信号进行滤波,并采用小波变换进一步去噪^[18],采集到被试的 ECG 信号如图 12 所示。

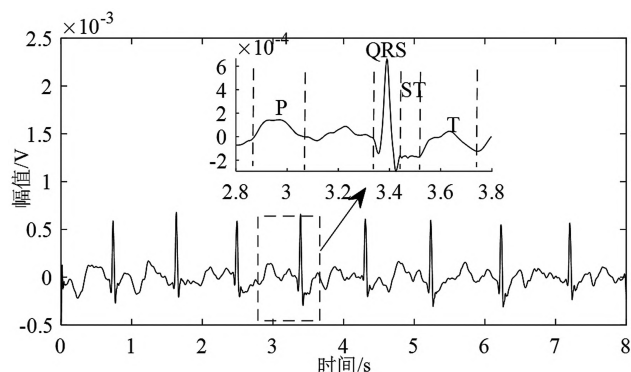


图 12 被试实测 ECG 信号

从图 12 可以看出,滤波后的 ECG 信号呈周期性变化,P 波、QRS 波、T 波和 ST 段等特征均较为明显,表明 EEG 采集系统能够采集到与脑电信号相比幅度较大、时域特征更显著的 ECG 信号。

5 结 语

本文设计了一种基于 ADS1299 的 8 通道 EEG 采集系统。系统的硬件部分采用高度集成的元件进行设计,模拟前端采用 ADS1299 进行信号

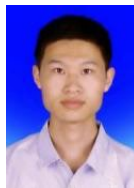
放大与模数转换,使用具有高性能、低功耗的 STM32F407ZGT6 作为主控芯片;使用 ALK8266Wi-Fi 模块实现无线高速数据传输,提高了系统的便携性;使用 HC-42 蓝牙模块实现触发信号的接收。系统的软件部分使用 MATLAB 中的 APP 设计工具设计了人机交互界面。系统的测试结果证明:平均输入参考噪声为 1.44 μV ,共模抑制比可达 -94 dB,实现了人体脑电信号的在线采集和处理,该采集系统满足一般脑电信号的采集要求,为其他在线系统的开发提供了可靠平台,有较强的推广价值。

参考文献:

- [1] 尧德中. 脑机接口:从神奇到现实转变[J]. 中国生物医学工程学报,2014,33(6):641-643.
- [2] 贺庆,郝思聪,司娟宁,等. 面向脑机接口的脑电采集设备硬件系统综述[J]. 中国生物医学工程学报,2020,39(6):747-758.
- [3] 陈小刚,杨晨,陈菁菁,等. 脑机接口技术发展新趋势——基于 2019—2020 年研究进展[J]. 科技导报,2021,39(19):56-65.
- [4] 杨善阳,张学军. 脑电信号在线采集系统设计与实现[J]. 微型机与应用,2017,36(22):112-114.
- [5] 王慧聪,尹玉岗. 基于脑电反馈的失眠康复仪设计和研究[J]. 电子测量技术,2021,44(11):22-27.
- [6] ACHARYA D,RANI A,AGARWAL S.EEG data acquisition circuit system based on ADS1299EEG FE[C]//2015 4th International Conference on Reliability,Infocom Technologies and Optimization (ICRITO) (Trends and Future Directions),2015:1-5.
- [7] 刘亚,伍倚明,李承炜,等. 基于 ADS1299 的穿戴式脑电检测装置设计[J]. 中国医学物理学杂志,2019,36(11):1317-1324.
- [8] 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[J]. 电子测量与仪器学报,2016,30(5): 694-701.
- [9] 朱亮庆,黄斐,薛萌,等. 便携式拉曼光谱仪数字化电源管理系统设计[J]. 电子测量技术,2021,44(12): 149-155.
- [10] 谭发江,赵德春,孙齐峰,等. 便携式脑电信号采集与处理系统[J]. 航天医学与医学工程,2016,29(3): 157-162.
- [11] ZHAO Z C,IVANOV K,LUBICH L,et al.Signal quality and electrode-skin impedance evaluation in the context of wearable electroencephalographic systems[C]//2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering

- in Medicine and Biology Society,2018:4965-4968.
- [12] 仲文远,李大海,张进华,等.可穿戴式干电极脑机接口系统设计[J].西安交通大学学报,2020,54(6):66-74.
- [13] 肖君,廖中熙,王智东,等.穿戴式多通道生理信号采集系统的研究与设计[J].国外电子测量技术,2021,40(10):98-102.
- [14] 陈丰,吴裕斌,曹丹华.基于STM32和USB虚拟串口的EEG信号采集仪设计[J].仪表技术与传感器,2016(12):65-68.
- [15] 张力新,郝鑫宇,刘爽,等.脑电反馈放松训练系统研究及有效性验证[J].仪器仪表学报,2019,40(9):199-205.
- [16] PALVA S,PALVA J M.New vistas for α -frequency band oscillations[J].Trends in Neurosciences,2007,30(4):150-158.
- [17] 郭继鸿.EASI导联衍生12导联的原理[J].临床心电学杂志,2008,17(3):163-167.
- [18] 苑尧尧,曹佃国,迟祥,等.基于低功耗、双模蓝牙通信的心电监护系统设计[J].通信技术,2019,52(10):2573-2580.

作者简介:



王东庆(1995—),男,硕士研究生,主要研究方向为嵌入式技术应用、脑机接口;
董煜阳(1996—),男,硕士研究生,主要研究方向为脑机接口、脑机智能融合。

声 明

近期,我编辑部发现有不法分子冒充本刊编辑部进行非法采稿、虚假宣传,以刊发稿件为由收取所谓“审稿费”及“版面费”,还有人声称《通信技术》已暂停收稿,对我刊声誉和正常工作造成了严重的不良影响,扰乱了正常学术秩序,极大地损害了作者、读者的利益。

为此,编辑部郑重声明如下:

一、本刊从未授权任何单位和机构代理《通信技术》的征稿业务,而且本刊一直正常对外收稿,切勿上当受骗。

二、冒充本刊进行违法活动者,请立即停止一切侵权行为和非法活动。

三、为提升服务质量、保障作者权益,《通信技术》已停用原投稿邮箱,启用新投稿邮箱:txjstgyx@163.com。

四、请广大作者提高警惕,保护个人的合法权益,投稿时请务必核实投稿邮箱及地址。本刊官方投稿渠道如下:

唯一官方投稿网址:www.txjszz.com

唯一官方投稿邮箱:txjstgyx@163.com

联系人:李老师

联系电话:028-85169918

如有其他形式,均为假冒,本社将保留法律诉讼的权利。

特此声明。

《通信技术》编辑部

2022年8月15日