

基于模拟前端 ADS1299 的脑电信号采集系统

陈悦^{1,2}, 罗锦宏³, 何可人^{1,2}, 邹凌^{1,2}

(1. 常州大学 信息科学与工程学院, 江苏 常州 213164; 2. 常州市生物医学信息技术重点实验室, 江苏 常州 213164;
3. 常州信息职业技术学院, 江苏 常州 213164)

摘要:设计了一套脑电信号采集系统,能够便捷地采集人体脑电信号,具有体积小、精度高、简单易用的特点。系统包括硬件和软件两大部分,硬件部分主要由最新的 24 位模拟前端 ADS1299 和 AVR 单片机构成。系统能够采集 8 通道的脑电数据,通过 USB 转串口模块上传数据至上位机。软件部分使用 Java 编程实时显示与存储采集到的脑电信号,随后通过 Matlab 对采集到的脑电信号进行后续分析。实验结果显示:本系统能够精确显示出眼电波形,当被试者闭眼时,枕叶电极的 α 波段波形尤为明显。

关键词:脑电采集;模拟前端;信号分析

中图分类号:TP274.2 **文献标识码:**A **文章编号:**1000-8829(2015)08-0055-03

EEG Acquisition System Based on Analog Front-End ADS1299

CHEN Yue^{1,2}, LUO Jin-hong³, HE Ke-ren^{1,2}, ZOU Ling^{1,2}

(1. School of Information Science & Engineering, Changzhou University, Changzhou 213164, China;
2. Changzhou Key Laboratory of Biomedical Information Technology, Changzhou 213164, China;
3. Changzhou College of Information Technology, Changzhou 213164, China)

Abstract: The system is designed to acquire high-accuracy EEG signals, which has the advantages of small size, high precision and is easy to use. The whole system is consisted of two main sections, hardware and software. The hardware section make up of a 24-bit high-precision chip ADS1299 and an AVR microcontroller, which can capture 8-channel EEG data. The data are transmitted via a USB to serial module. The software is programmed by Java, which realizes the functions of real-time display and storage EEG signals. The signals are analyzed with Matlab. The results show that the system can accurately show the EOG waveform, when subjects eyes closed, α -band waveform is particularly evident.

Key words: EEG acquisition; analog front end; signal analysis

脑电信号(EEG, electroencephalogram)是人体重要的生物电信号,它包含大量的人体生物信息,近年来其应用越来越广泛。脑电信号与大脑认知过程一起变化,能够对外部刺激做出迅速响应,可以提供非常有用的人体数据^[1]。

脑电信号波幅微弱,通常在 $0 \sim 100 \mu\text{V}$ 之间(比心电小 100 倍,比肌电小 500 倍)。与脑-机接口和临床应用相关的 EEG 信号频率范围为 $0.5 \sim 50 \text{ Hz}$ ^[2]。

因此,准确、便捷地采集脑电信号是脑电研究的一个重要方面。脑电信号采集系统能够有效获取脑电信号并进行数据处理,在脑电研究领域尤为重要。目前市场上的脑电采集设备大多体积庞大,对工作环境的要求较高,并且价格昂贵,一定程度上成为了脑电研究的障碍。

本课题针对脑电信号的特点,基于最新的高性能模拟前端(AFE, analog front end) ADS1299,设计出一套完整的高分辨率脑电信号采集系统。相比于市场上的脑电信号采集系统,本系统具有简单易用、体积小、精度高的特点,能够为进一步的脑电研究提供保障。

1 系统整体设计方案概述

本系统的整体框架如图 1 所示。首先,使用标准脑电图帽采集 8 通道的模拟信号,利用 24 位高精度模

收稿日期:2014-08-28

基金项目:国家自然科学基金项目(61201096);常州市科技项目(CE20135060, CJ20130026, CM20123006);江苏省青蓝工程资助

作者简介:陈悦(1989—),男,江苏盐城人,硕士研究生,主要从事嵌入式系统应用方向的研究;邹凌(1975—),女,江苏常州人,博士,教授,主要从事脑-机接口方向的研究。

拟前端 ADS1299 得到高分辨率的数字信号。随后将数字信号通过 SPI 接口传至以 ATmega128 为核心的主控模块。主控模块通过 SPI 总线可以对 ADS1299 进行相关控制,同时将数字信号通过串口转 USB 模块传至上位机采集程序。通过 Java 编写的上位机采集程序能够实现对脑电信号的实时显示及存储,为进一步的分析与研究提供便利。

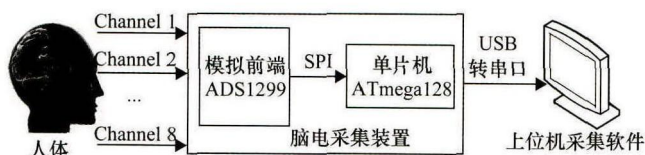


图1 系统整体设计方案框图

2 脑电采集系统的硬件设计

2.1 采集模块设计

脑电信号具有幅值微弱、随机性强、易受干扰等特点。为准确提取脑电信号,脑电采集设备必须具备高输入阻抗、高工模抑制比(CMRR)和高安全性能等特点。相对于采用分立元件搭建采集电路,集成化的模拟前端芯片具有抗干扰能力强的特点,同时还有着低功耗、功能模块化、便携等优势,为生物电信号采集装置的设计提供了新的思路。

本系统的核心 ADS1299,是德州仪器最新出产的用于测量生物电势的模拟前端。它有着极低的等效输入噪声,具有脑电应用所需的所有常用特性,主要包括:

- ① 8 个低噪音的 PGA 和 8 个高分辨率的 ADC;
- ② 工模抑制比为 -110 dB;
- ③ 采样频率为 250 S/s ~ 16 kS/s;
- ④ 可编程增益为 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12 或 24;
- ⑤ 低功耗,每通道 5 mW;
- ⑥ 串行外设接口(SPI),兼容串口^[3]。

ADS1299 有着 24 位的分辨率。本设计中 ADS1299 的参考电压为 4.5 V,因此最低可分辨的电压可达到 0.536 μ V。而脑电信号的幅度通常为 0.001 ~ 0.1 mV,所以模拟信号在进入 ADS1299 芯片之前,不必经过复杂的放大处理。这样大大缩小了采集电路的体积,也在一定程度上减小了信号干扰^[4]。

本设计中 ADS1299 采用双极电源,外部晶振。芯片上的 8 个 INN 引脚作为输入端,分别连接脑电图帽上的 8 个电极,采集模拟信号。SRB2 端连接参考电极,在芯片内部与所有 INP 引脚相连。脑电信号记录的是每个电极与参考电极之间的电压差,但是大多数系统中还有第三类电极,ADS1299 把它称作偏置电极(Bias)。这个导联有助于减少噪声,如果没有它,采集

到的脑电信号将会漂移,可能会导致输入饱和。算上偏置电极和参考电极,本设计共有 10 个电极置于人的头部进行数据采集。

ADS1299 的内部寄存器能够使其实现主要功能,比如改变信号输入模式、放大倍数、采样速率等。采集数据之前要对 ADS1299 进行初始化。首先拉高 PWDN 引脚,芯片内部上电;拉低 RESET 引脚,芯片复位;拉低 CS 引脚,片选 SPI 接口。然后发送 SDATAC 命令,停止连续读取模式。随后发送 START 命令以及 WREG 命令,配置 CONFIG1、CONFIG2、CONFIG3 寄存器和各个通道的寄存器,设置额外功能。最后进行数据采集,ADS1299 等待读取,初始化流程结束。

ADS1299 通过 SPI 接口与主控模块进行通信,实现数据的同步收发。ADS1299 的 SPI 通信方式采用四线制,包括时钟信号线 SCLK、数据输入线 DIN、数据输出线 DOUT 和片选线 CS。ADS1299 只能工作在 SPI 通信的从模式下。实际调试过程中需要注意以下几点:

- ① SPI 通信时,必须保持 CS 为低电平;
- ② 在 SCLK 下降沿锁存数据,上升沿更新数据;
- ③ DRDY 的下降沿信号通知主控模块数据准备完毕。

主机从 DIN 线发送 RDATA 命令,然后 DIN 线一直拉低。DOUT 线上读取 ADS1299 发出的 216 位数据包(包括状态寄存器的 24 位和 8 个通道的 24 位数据)。经过 ADS1299 的处理之后,每通道的数据都转换成 24 位的补码格式,最高有效位在前。最终将数据通过 SPI 传送至外部处理器。

2.2 主控模块设计

本系统选用 ATmega128 单片机作为主控制器,它是 Atmel 公司 8 位 RISC 系列微控制器的最高配置的一款单片机,不但具有极高的稳定性,还有高性能、低功耗等特点。ATmega128 单片机采用哈佛结构,通过在一个时钟周期内执行一条指令,使其可以取得 1MIPS/MHz 的性能,一定程度上缓解系统在功耗和处理速度之间的矛盾^[5]。

ATmega128 工作在 SPI 的主模式下,主要负责配置 ADS1299 各个输入端的通断,设置 ADS1299 的寄存器、可编程放大器(PGA)的放大倍数以及采样频率的值等。本系统中,PGA 的放大倍数为 24,采样频率为 250 Hz。单片机在检测到 DRDY 下降沿信号后,开始读取 ADS1299 转换出的高分辨率数字信号。数据的上传传输速率为

$$\text{throughput} = x \times 3 \text{ (B/ch)} \times 8 \text{ (bit/B)} \times \frac{1}{T} \quad (1)$$

式中,throughput 为每秒传输的数据位数(bit/s); T 为

一个采样周期; x 为导联数量^[6]。本设计中的采样频率是 250 Hz, 因此 T 为 0.004 s, x 为 8。通过式(1)可以计算出要求的上传速率为 48000 bit/s。串口一般最大波特率可以达到 115200 bit/s, 符合本系统传输速率的要求。串口还有着简单易用、方便开发的优点。由于现在很多 PC 已没有 RS232 串口, 为了方便与计算机相连接, 系统采用一个基于 PL2303 芯片的 USB 转串口接口模块, 进行上下位机间的通信。本设计的脑电采集装置体积小, 如图 2 所示。

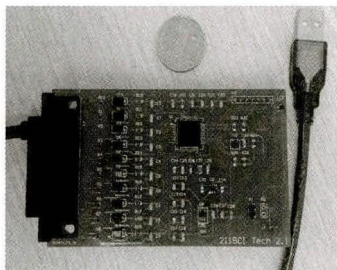


图 2 脑电采集装置的实物图

3 脑电采集软件的设计

考虑到 Java 跨平台的特点, 本设计的采集软件使用 Java 编程, 使得程序可以运行在多种平台, 以方便将来开发移动设备端的采集系统。本采集软件主要实现对脑电信号实时显示以及数据存储的功能。

本设计使用 comm.jar 开发包, 实现 Java 程序与脑电采集设备的串口通信。comm.jar 是 J2SE 的标准扩展, 提供了对 RS232 串口通信的支持^[7]。在脑电采集软件的图形应用界面, 用户单击“开始”按钮来触发事件, 上位机与下位机进行串口通信。采集软件通过串口通知单片机启动采集的消息。单片机接收到消息后, 将 ADS1299 的数据通过串口发送给脑电采集软件作为响应。最终, 脑电波形实时显示在应用界面中, 脑电数据保存在指定位置的 txt 文档中。

脑电信号微弱, 采集过程中很容易受到外界的干扰。50 Hz 工频干扰便是最大的干扰之一^[8]。脑电采集软件采用一个 50 Hz 数字陷波器来去除工频干扰。使用双二阶滤波器, 它是一种二阶递归线性滤波器, 包含两个极点和两个零点, 可以由如下公式实现。

$$y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n-1] + b_2 \cdot x[n-2] - a_1 \cdot y[n-1] - a_2 \cdot y[n-2] \quad (2)$$

式中, $x[n]$ 、 $x[n-1]$ 和 $x[n-2]$ 为陷波器的输入; 系数 b_0 、 b_1 和 b_2 用来确定零点; a_1 、 a_2 用来确定极点的位置。这些系数的值可以由以下公式确定。

$$d = \exp(-\pi B_W f_{\text{sample}}) \quad (3)$$

$$a_1 = b_1 = -(1 + d^2) \cos(2\pi f_N / f_{\text{sample}}) \quad (4)$$

$$a_2 = d^2 \quad (5)$$

$$b_0 = b_2 = 2(1 + d^2) \quad (6)$$

式中, f_N 为工频, 取 50 Hz; f_{sample} 为采样频率, 取 250 Hz; B_W 为工频陷波器的带宽, 本设计中为 10 Hz。

4 实验测试结果

由于 α 波段脑电信号特征较为明显, 能够在人脑枕部位置被较为准确地采集, 所以经常被用来测试脑电采集设备。为验证本采集系统的性能, 设计一个 α 波采集实验对其进行初步测试。实验分为 3 个阶段, 每个阶段持续 30 s。阶段 A 要求被试者保持眼睛睁开; 阶段 B 要求被试者闭上眼睛, 身体放松; 阶段 C 则要求被试有规律地眨眼。

采用 10-20 国际标准导联的电极帽, 采集 O1、O2 两导联的数据, 偏置电极与参考电极分别连接左右耳后乳突位置。在阶段 C 中, 放置两个电极在被试者左眼的上下位置, 采集垂直眼电。采样频率 250 Hz, 高于奈奎斯特采样定理的要求^[6]。被试者为 24 岁成年男性, 坐在采集装置前 1 m 处。

实验结束后, 使用 Matlab 读取 txt 文档, 绘制出 EEG 波形。发现阶段 B 出现了明显的 α 波, 阶段 C 中的眨眼波形也十分明显, 能够精确显示, 如图 3 所示。实验结束后采用 Matlab 的 EEGLAB 工具箱对数据进行处理分析, 如图 4 所示, 发现阶段 B 的 α 波段能量明显强于阶段 A。

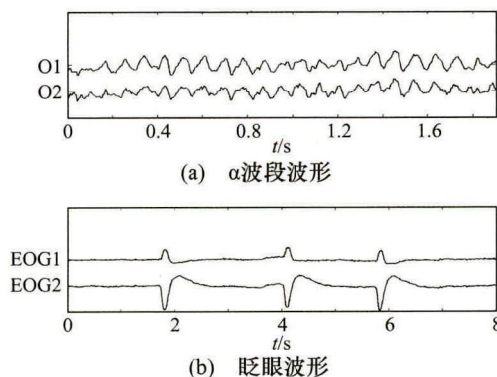


图 3 α 波形与眨眼波形

5 结束语

脑电研究领域近年来发展迅速, 简单便捷地采集脑电信号成了很多研究者的诉求。本文提供了一种便捷采集脑电信号的思路, 使用最新的模拟前端集成芯片技术, 设计出的脑电采集系统有着体积小、简便易用等特点。系统能够以较高分辨率同时测量八导联的脑电数据。实验结果表明, 本系统可以正常工作, 能够为后续脑-机接口应用研究提供技术基础。

(下转第 92 页)

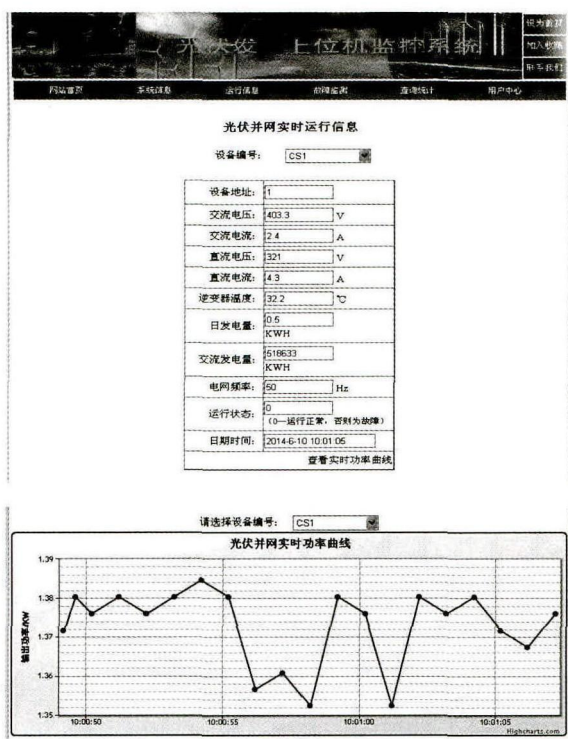


图5 光伏并网发电实时运行界面

4 结束语

介绍了基于 B/S 结构的光伏并网发电监控系统的设计方法,利用 ASP.NET 技术实现了监控系统客户端网站的创建,并对监控系统主要模块的设计及关键技术的实现进行了详细阐述;整个系统实现了跨平台

运行,运行效果良好。下一步将继续优化系统编码,进一步提高系统的运行效率和性能。

参考文献:

- [1] 尹小恩. 光伏并网发电网络化监控系统设计[J]. 船电技术, 2011, 31(6): 40-42.
- [2] 马富华. 基于以太网通信和 $\mu C/OS-II$ 的微网监控系统[D]. 合肥: 合肥工业大学, 2012.
- [3] 叶琴瑜. 基于 DSP 和 NET 的光伏并网发电监控系统的设计与实现[D]. 成都: 电子科技大学, 2012.
- [4] 邱萌. B/S 模式的流程工业实时信息系统和智能故障诊断的研究[D]. 南京: 南京工业大学, 2003.
- [5] Gamsa B J, Krieger O, Stumm M. Optimizing IPC performance for shared-memory multiprocessors[C]//Proceedings of the 1994 International Conference on Parallel Processing. 1994: 208-211.
- [6] Milojević D S, Langerman A, Black D L, et al. Concurrency: a case study in remote tasking and distributed IPC[C]//Proceedings of the 29th Annual Hawaii International Conference on System Sciences. 1996: 160-169.
- [7] 任绪伟. 基于工控机的热风炉状态监控系统的设计[D]. 保定: 华北电力大学, 2008.
- [8] 汪娟. 基于 Web 的工业远程监控系统研究与实现[D]. 武汉: 武汉理工大学, 2008. 14-15.
- [9] 田玉林. 基于 B/S 结构的塔机监控系统设计及关键技术研究[D]. 沈阳: 沈阳理工大学, 2012: 59-60.
- [10] 韩颖, 卫琳, 邵玉梅. ASP.NET 动态网站开发教程[M]. 3 版. 北京: 清华大学出版社, 2013.

□

(上接第 57 页)

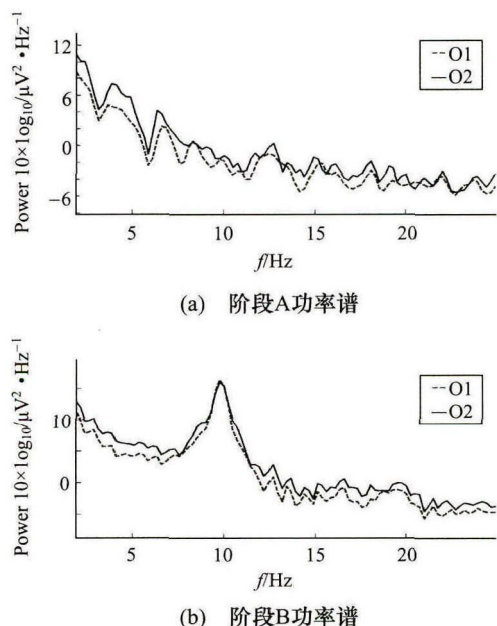


图4 阶段 A 和阶段 B 的功率谱对比

参考文献:

- [1] Szafir D. Non-Invasive BCI through EEG[D]. Boston: Boston College, 2010.
- [2] Yang M L, Ai Q S, Liu Q. Design of a highperformance EEG acquisition system for unshielded environment[C]//2012 IEEE/ASME International Conference on Mechatronics and Embedded Systems and Applications. 2012: 202-206.
- [3] TI. ADS1299 Datasheet[Z]. 2012.
- [4] 谢宏, 董洋洋, 姚楠, 等. 基于 ADS1298 与 WiFi 的脑电信号采集与传输系统设计[J]. 现代电子技术, 2013, 36(6): 150-153.
- [5] 徐君, 王雪梅. 基于 AVR 的机载应答机射频功率探测模块设计[J]. 测控技术, 2011, 30(12): 1-3.
- [6] Davies P J, Bohorquez J. Design of a portable wireless EEG system using a fully integrated analog front end[C]//2013 29th Southern Biomedical Engineering Conference. 2013.
- [7] 李良, 朱善安. 基于 Java 的串口通信[J]. 电子器件, 2007, 30(2): 714-716, 720.
- [8] 刘国立, 王一丁. 脑电遥测监护系统的设计[J]. 测控技术, 2008, 27(10): 91-95.

□