文章编号：1671-7104(2022)04-0404-04

便携式多通道脑电信号采集系统

【作　　者】乐航宇[1,2]，朱子孚[1,2]，袁思念[1,2]，刘梓晨[1,2]，林高藏[1,2]，叶继伦[1,2,3]，张旭[1,2,3]
1 深圳大学 医学部 生物医学工程学院，深圳市，518000
2 深圳市生物医学工程重点实验室，深圳市，518000
3 广东省生物医学信息检测与超声成像重点实验室，深圳市，518000

【摘　　要】该研究介绍了一种便携式多通道脑电信号采集系统，系统主要由脑电电极连接座、信号调理电路、脑电采集部分、主控MCU与电源部分组成，采用低功耗脑电采集前端ADS1299和STM32组成信号采集和数据通信部分，所采集的脑电信号可传输至PC端进行实时显示。经过相关测试、该系统体积小、功耗低、信噪比高，可满足便携式可穿戴医疗设备的要求。

【关 键 词】便携式；脑电信号；ADS1299；信噪比高
【中图分类号】R197.39
【文献标志码】A
doi: 10.3969/j.issn.1671-7104.2022.04.011

Portable Multi Channel EEG Signal Acquisition System

【 Writers 】LE Hangyu[1,2], ZHU Zifu[1,2], YUAN Sinian[1,2], LIU Zichen[1,2], LIN Gaozang[1,2], YE Jilun[1,2,3], ZHANG Xu[1,2,3]
1 Health Science Center, School of Biomedical Engineering, Shenzhen University, Shenzhen, 518000
2 Shenzhen Key Lab for Biomedical Engineering, Shenzhen, 518000
3 Guangdong Key Lab for Biomedical Measurements and Ultrasound Imaging, Shenzhen, 518000

【 Abstract 】This study introduces a portable multi-channel EEG signal acquisition system. The system is mainly composed of EEG electrode connector, signal conditioning circuit, EEG acquisition part, main control MCU and power supply part. The low-power EEG acquisition front-end ADS1299 and STM32 are used to form the signal acquisition and data communication part. The collected EEG signal can be transmitted to the PC for real-time display. After relevant tests, the system has small volume, low power consumption, high signal-to-noise ratio, and meets the requirements of portable wearable medical devices.

【Key words 】portable, EEG signal, ADS1299, high signal-to-noise ratio

0 引言

随着新时代的发展，人们对于生物科学和脑科学的研究兴趣越来越强烈。脑电信号中包含大量丰富的脑活动信息，能够反映人体的某种特定状态，也能够反映出一些脑疾病相关的信息，是临床脑疾病诊断的重要手段[1-3]。

目前大多数脑电信号采集系统体积比较庞大，不便携带，且一般只能用于特定场合进行脑电信号的采集，对于实时地获取脑电信号极为不便[2]。为此，设计了一款便携式多通道脑电信号采集系统，该系统体积小、功耗低，脑电信号采集通道多达8路，非常适用于便携式可穿戴医疗设备，系统能够实时地采集脑电信号，并将脑电信号上传至上位机进行相关分析。

收稿日期：2021-07-19
基金项目：深圳市科创委项目支持（20190215140144982）
作者简介：乐航宇，E-mail: 2243402731@qq.com
通信作者：叶继伦，E-mail: Yejilun@126.com

1 脑电信号测量原理和方案设计

1.1 EEG信号的产生及其特点

大脑是一个有大量的神经元互相连接的复杂动力学系统，大脑的神经细胞在活动状态时会产生电生理现象，在大脑活动时，大量的神经细胞同时发生突触，这些神经细胞总的电位变化会引起人脑皮层表面的电位变化，这个时候，使用脑电电极记录下的人脑电波变化就是脑电波（electroencephalogram, EEG）信号[4-5]。

脑电信号的产生一般分为自发脑电和诱发脑电两种，脑电信号幅度极其微弱，源阻抗小，正常的脑电信号只有几十微伏特，并且具有很强的随机性和非平稳性，频率成分丰富，容易受到外部噪声干扰[2]。在现有的脑电学科中，通常根据脑电信号的频率和幅度将脑电信号分为α波（8～13 Hz，20～100 μV）、β波（13～30 Hz，5～20 μV）、θ波（0.5～4 Hz，20～200 μV）、δ波（4～8 Hz，100～150 μV）[5-7]。波形特征如图1所示。

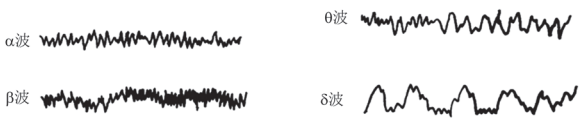

图1 脑电四种波形
Fig.1 Four kinds of EEG waveforms

1.2 EEG采集电极导联方式

EEG测量是头皮上两点之间的电势差。在EEG采集中，按照测量电极是否用到参考电极，一般将电极导联分为两种：单级导联法和双级导联法。单级导联法是将一个电极作为参考电极，另一个电极作为作用电极，一般选择右耳作为参考电极；双级导联法不使用参考电极，两个电极均为作用电极，双极导联法一般要求两个左右电极间距在3 cm以上[7-9]。本系统EEG采集方式是单级导联方式，单级导联法如图2所示。

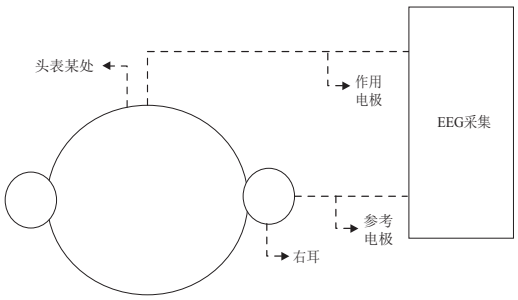

图2 单级导联法
Fig.2 Single lead connection

1.3 系统整体方案

系统总体结构如图3所示。本系统由电源部分、信号预处理电路、信号采集电路、信号接收及处理器（microcontroller unit, MCU）等部分组成。

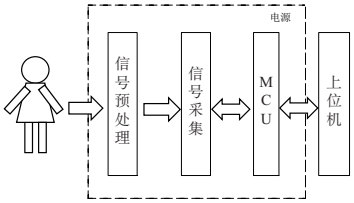

图3 系统总体结构
Fig.3 System overall structure

2 系统硬件设计

2.1 电源部分

板卡电源输入电压为7 V。本设计的信号采集部分模拟集成芯片ADS1299供电可采用单级或者双级电源，ADS1299模拟电源范围为4.75~5.25 V，数字电源范围为1.8~3.6 V。本设计选择的MCU芯片STM32F103RCT6供电范围为2~3.6 V。为此系统硬件电路上设计5.0 V、3.3V、2.5 V、−2.5 V电源给各芯片供电。5.0 V电源作为板卡的二级电源，3.3 V电源分别给MCU和ADS1299数字部分供电，2.5 V、−2.5 V电源给ADS1299模拟部分供电。

TI公司的电源芯片MIC5219、MIC5205、TPS60400具有低压降、低噪声、高电源抑制比（PSRR）、低静态电流等要求，输入输出电压范围可以满足电流电源要求。因此，本设计选用以上芯片作为系统硬件的电源部分。

2.2 信号预处理部分

脑电信号能量极其微弱且其信噪比很低，在脑电信号的采集过程中，信号很容易受到环境噪声以及被测者本身的干扰，因此在脑电信号采集前一般需要对脑电信号进行预处理，以消除各种噪声和各种干扰，提高脑电信号的信噪比[10-12]。

2.3 信号采集部分

脑电信号具有很强的随机性和非平稳性，可以通过脑电电极提取人体脑电信号。脑电采集部分选用的是TI公司的ADS1299模拟采集前端，ADS1299的控制和数据传输接口采用串行外设接口（serial peripheral interface, SPI），芯片内部集成了24 bit模数转换器（analog-to-digital converter, ADC），采样频

率可以提供最小250 Hz/s、最大16 kHz/s的同步采样频率，同时芯片集成了8路低噪声可编程增益放大器（programmable gain amplifier, PGA）和反馈信号处理电路，且ADS1299具有电极状态检测功能，可以通过程序编写激励电流源在器件内部实现导联脱落检测。

2.4 单片机部分

本系统选用ST（意法半导体）公司的STM32F1系列单片机中的STM32F103RCT6，这是一款基于ARM Cortex-M3内核的微处理器。其具有64个外部引脚、256 kB的FLASH和48 kB的SRAM。其外设资源丰富，最大运行速度可达72 MHz，能够保证整个系统的流畅工作以及后续的系统功能扩展。

3 系统软件设计

3.1 下位机程序设计

下位机程序开发环境是基于Keil uVision5软件，流程如图4所示。上电后进入系统初始化，主要包括串口初始化、SPI初始化、外部中断初始化、相关GPIO初始化以及ADS1299初始化。当ADS1299采集数据完毕，ADS1299的DRAY引脚会输出一个高电平，高电平会触发单片机外部中断，之后进入脑电数据采集，每次数据采集都进行相应的数据处理，数据处理主要包括数据格式处理和信号滤波处理，数据处理后将数据通过串口发送至上位机。信号滤波处理的目的是滤除相关噪声，信号滤波处理的相关参数设置是基于Matlab的Filter Designer工具箱自动生成的。

3.2 上位机程序设计

上位机开发平台基于微软公司开发的Visual Studio软件的C++语言编写。上位机平台可以实现8通道脑电波形实时显示、存储，还可以进行某通道信号实时分析频率特性以及系统自检功能。当脑电电极脱落时，上位机平台也会提示。图5为便携式多通道脑电采集系统的上位机主界面。

4 系统实现与测试

4.1 系统实现

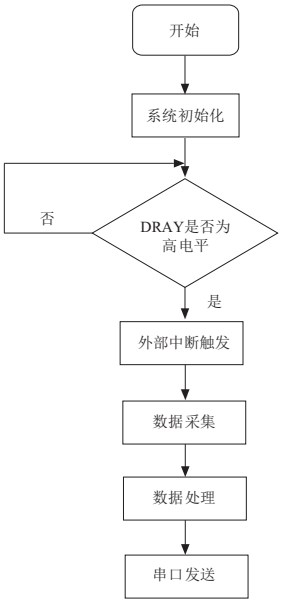

图4 脑电下位机流程
Fig.4 EEG lower machine flow

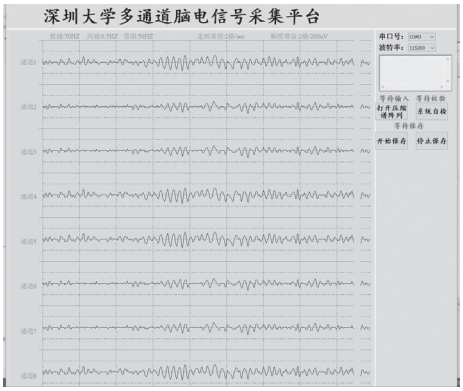

图5 上位机界面
Fig.5 Host computer interface

通过上述设计，最终的便携式多通道脑电采集板卡实物如图6所示。板卡整体长80 mm，宽80 mm，厚约5 mm，板块通过外部串口板卡可实现供电和串口收发功能，通过外部的电极线可进行脑电信号的采集。

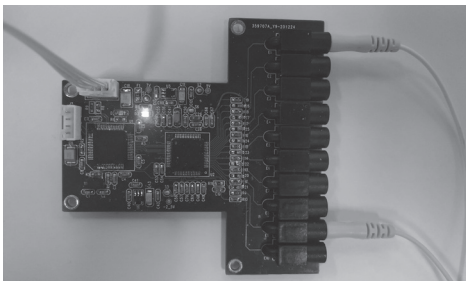

图6 多通道脑电采集板卡实物
Fig.6 Physical diagram of multi-channel EEG acquisition sectino on board

经测试整个系统上电自检时间为3~4 s，经测量系统整体工作电流为45 mA，工作电压为7 V，系统总功耗为0.315 W，能够满足快速响应、实时测量的需求。

4.2 系统关键技术指标测试

为了验证系统的关键指标是否达标，按照JJG 1043—2008[13]、JJG 749—2007[14]等标准对脑电板卡基本性能进行测试，并与标准要求进行对比，如表1所示。

表1 系统关键指标测试对比
Tab.1 System key index test comparison

参数	标准要求	测试结果
输入噪声/μV	<3	2
共模抑制比/dB	>80	92
输入阻抗/MΩ	>1	103
耐极化电压（%）	<±5	±3

由表1可知，本系统的脑电采集性能指标均达到标准或在其之上，可以满足基本的脑电信号采集功能。

4.3 系统其他技术指标测试

选用系统通道2进行信号精度测试，将ADS1299通道2将ADS1299输入连接方式配置为方波信号输入模式。通过修改配置寄存器2，设置测试信号峰峰值为$4\times(V_{REFP}-V_{REFN})/2\ 400$，即$4\times(2.5-(-2.5))/2\ 400\approx4.166$ mV；设置测试信号频率为$f_{CLK}/2^{21}$，f_{CLK}=2.048 Hz，则测试信号频率为$2.048/2^{21}\approx0.98$ Hz。上位机进行数据保存，用Matlab进行数据处理，测得信号峰峰值为4.162 mV，信号频率为1 Hz，与测试信号设置结果基本一致。信号精度测试结果如图7所示。

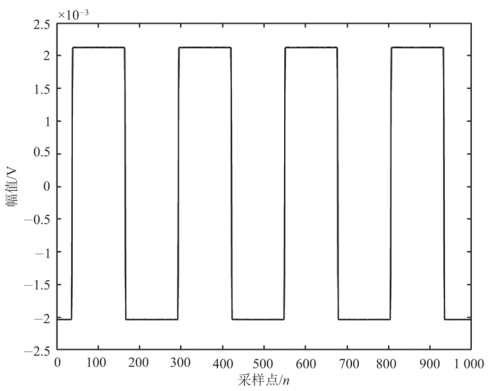

图7 信号精度测试结果
Fig.7 Signal accuracy test result

5 总结与展望

本研究介绍了一种便携式多通道脑电信号采集系统，选用模拟集成芯片和微处理器相结合的方式，降低了系统的整体体积和功耗。经过相关测试和验证，系统可实现多通道脑电信号采集功能，符合脑电测量系统相关标准，可以满足当前绝大多数脑电检测设备的检测需求，对于脑电信号采集系统的研究具有很好的参考价值。

此外，系统在供电部分还略有不足，后续采用标准电源供电方案继续完善，进一步降低系统噪声和功耗。另外，系统还存在舒适性、特征计算等有待提高的问题，下一阶段将会继续加大对数据处理算法的研究，提高传感系统的集成化程度，使其能更好地适用于相关脑电信号采集分析应用场景。

参考文献

[1] 高佳锐. 脑机接口: 新时代的信息革命[J]. 中国新通信, 2020, 22(9): 44-45.
[2] 中华人民共和国科技部. 科技部关于印发《“十三五”国家社会发展科技创新规划》的通知[EB/OL]. (2016-12-22)[2021-07-18]. http://www.most.gov.cn/xxgk/xinxifenlei/fdzdgknr/fgzc/gfxwj/gfxwj2016/201703/t20170315_131996.html.
[3] SMITH S J M. EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2005, 76(S2): 2-7.
[4] 刘志超. 基于脑电与头姿混合接口的机器人轮椅交互方法研究[D]. 南京: 南京邮电大学, 2020.
[5] 梁志明. 用于植入式脑电记录的低噪声高输入阻抗模拟前端芯片的研究与设计[D]. 广州: 华南理工大学, 2020.
[6] 刘志超. 基于脑电与头姿混合接口的机器人轮椅交互方法研究[D]. 南京: 南京邮电大学, 2020.
[7] 余学飞, 叶继伦. 现代医学电子仪器原理与设计[M]. 广州: 华南理工大学出版社, 2013: 150-154.
[8] TATUM W O, Ellen R. Grass lecture: extraordinary EEG[J]. Neurodiagn J, 2014, 54(1): 3-21.
[9] 刘乃河. 脑电图记录中不同导联方式对图形分布特征的影响[J]. 现代电生理学杂志, 2002, 9(3): 135-147.
[10] 王成. 医学仪器原理[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2007: 27.
[11] 王凡. 基于脑电的麻醉深度监测系统的研制[D]. 深圳: 深圳大学, 2015.
[12] 顾家军. 基于多通道脑电信号的麻醉深度监测系统中的关键技术研究[D]. 深圳: 深圳大学, 2016.
[13] 国家质量监督检验检疫总局. 脑电图机: JJG 1043—2008[S].
[14] 国家质量监督检验检疫总局. 心、脑电图机检定仪: JJG 749—2007[S].