

八通道经颅刺激脑电调控系统的设计

杨越琪¹, 郑小涵¹, 朱岩¹, 周志勇², 李晓欧^{1,3}

(1. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093;

2. 上海电机学院 设计与艺术学院, 上海 200240; 3. 上海健康医学院 医疗器械学院, 上海 201318)

摘要: 为提高经颅电刺激治疗的精确性和实现个性化治疗, 设计了一种八通道经颅刺激脑电调控系统, 在经颅电刺激的前和后监测并分析脑电信号, 根据脑电信号状况调整经颅电刺激的参数, 评价经颅电刺激治疗的效果; 以 STM32F407VET6 为核心控制器件实现经颅电刺激与脑电信号采集的功能切换, 软件上利用 C# 和 MATLAB 混合编程实现脑电信号的波形显示、频谱分析以及刺激参数的调整; 实验结果表明, 系统在输出经颅电刺激前和后成功地采集到脑电信号并进行数字处理; 脑电信号眨眼波形与静息态 α 波形明显, 系统可输出直流电刺激和标准方波、标准三角波以及自定义波形的交流电刺激, 刺激电流幅值 0~2 mA, 频率 0~1 000 Hz。

关键词: 经颅电刺激; 脑电采集; 功能切换; 脑电调控; 信号分析

Design of Eight Channels Electrophysiology Regulation System by Combining Transcranial Stimulation with EEG

YANG Yueqi¹, ZHENG Xiaohan¹, ZHU Yan¹, ZHOU Zhiyong², LI Xiaou^{1,3}

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology,

Shanghai 200093, China; 2. School of Design and Art, Shanghai Dianji University, Shanghai 200240, China;

3. College of Medical Instruments, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China)

Abstract: In order to improve the accuracy of transcranial electrical stimulation therapy and realize personalized therapy, an eight channels electrophysiology regulation system by combining transcranial stimulation with EEG was designed, which can monitor and analyze the EEG signals for before and after transcranial electrical stimulation, and adjust the parameters of transcranial electrical stimulation according to the EEG signals and evaluate the effect of transcranial electrical stimulation therapy. The core control device by STM32F407VET6 is used to achieve transcranial electrical stimulation and EEG signal acquisition function switch. The upper computer can display the EEG waveform by C# and MATLAB mixed programming, analyse EEG spectrum and adjust the parameter of electrical stimulus. The experimental results show that the EEG signals are successfully collected and digitally processed the before and after output of transcranial electrical stimulation. The blinking waveform and resting state α waveform are obvious. The system can output DC electric stimulation, standard square wave, standard triangular wave and user-defined waveforms of alternating current stimulation. The stimulus current is 0~2 mA and the stimulus frequency is 0~1 000 Hz.

Keywords: transcranial electrical stimulation; EEG acquisition; function switch; electrophysiology regulation; signal analysis

收稿日期:2021-05-27; 修回日期:2021-07-14。

基金项目:上海市科委科技创新行动计划项目(19441914900)。

作者简介:杨越琪(1997-),女,上海人,硕士生在读,主要从事医疗设备的应用和医学信号处理方向的研究。

通讯作者:李晓欧(1975-),男,黑龙江齐齐哈尔人,工学博士,教授,硕士生导师,主要从事人体智能感知技术与穿戴式医疗器械方向的研究。

引用格式:杨越琪,郑小涵,朱岩,等.八通道经颅刺激脑电调控系统的设计[J].计算机测量与控制,2022,30(1):161-167.

0 引言

随着社会的老齡化及人们压力的增加, 出现越来越多精神性及神经性疾病, 例如抑郁症、自闭症、失眠症、癲癇、帕金森症、老年性痴呆等, 此类疾病可通过脑功能检测方式被诊断^[1-3]。相较于其他脑功能检测方式, 如功能磁共振成像和脑磁图, 脑电图 (EEG, electroencephalogram) 凭其设备成本相对较低并且易于设置, 主要应用于脑机接口系统的开发^[4]。人体电生理信号是人在生理、心理、情绪、思维和运动及与外部环境信息交互时各部位器官、组织、细胞及其神经元集群所产生的电活动的时间与空间综合叠加结果, 含有丰富的思维意念、感知信息、动作意向等人体信息^[5]。EEG 含有丰富的大脑活动信息, 是评价脑功能状态的一个敏感指标, 已广泛应用于精神性和神经性疾病的诊断以及心理学等领域的研究^[6]。

传统治疗精神性及神经性疾病的方式, 如服用药物、心理辅导、动手术等效果不佳, 近些年来, 大脑神经调控方法被应用于临床治疗此类疾病, 并取得了一定的效果^[7-8]。目前常用的大脑神经调控方法可以分为侵入性和非侵入性两种方式^[9]。侵入性的调控方式有深部大脑刺激法和迷走神经刺激法。非侵入性的调控方式有经颅磁刺激 (TMS, transcranial magnetic stimulation) 和经颅电刺激法 (TES, transcranial electrical stimulation)。侵入性的调控方式虽然具有高分辨率并且效果明显, 但是脑部手术存在着高风险和价格高昂等缺点, 患者还要忍受术后的痛苦, 所以大多数的患者不会选择此类方法。非侵入式的外部刺激就在此类疾病中发挥着重要的作用, TMS 基于无创的方式调节大脑深部区域的神经活动, TES 通过紧贴头皮的电极可将不同类型的电流作用于大脑皮层, 操作简单, 设备体积小, 非侵入性的大脑神经调控方式具有广泛的应用前景^[10-11]。

影响经颅电刺激治疗效果的重要因素为电流的参数以及电极的位置, 目前经颅电刺激参数的设定多为根据经典方案和临床医生的主观判断、经验指导, 而不是根据当前脑功能状态、经颅电刺激治疗的效果优化刺激参数, 无法提高治疗的精确性, 无法针对不同个体的不同症状实现个性化的治疗^[12-15]。许多学者研究了经颅电刺激参数的优化方案, 进行定向和定量

的刺激, 但是因为设备的限制, 脑功能状态的分析与刺激调控都是分开的, 反复穿脱两套设备十分繁琐, 并且经颅电刺激的后效应时间很短, 经过设备穿脱以及其他干扰, 所测脑电信号数据可用性下降^[16-21]。所以若将脑部状态分析与刺激治疗相结合将会对此类疾病治疗研究有很重要的意义^[22]。

从理论上讲结合经颅电刺激技术与脑电信号采集技术的好处是双重的, EEG 可为后续的 TES 优化刺激大脑的位置及参数, EEG 的高时间分辨率可以追踪 TES 前后区域神经元活动的变化^[23]。经颅刺激脑电调控系统在开始运行前设置脑电信号采集的通道以及经颅电刺激的通道与参数, 也可在运行过程中根据实时分析的脑电信号状态结果修改后续进行脑电采集或者经颅电刺激的设置, 经颅电刺激治疗结束后采集脑电信号分析治疗效果, 为下一次经颅电刺激治疗优化提供依据^[24-25]。

为优化经颅电刺激治疗, 提高经颅电刺激治疗后效应脑电图的有效性, 实现经颅电刺激的个性化治疗, 本文设计结合脑电信号采集技术和经颅电刺激技术的八通道经颅刺激脑电调控系统, 无需穿脱电极帽或切换设备即可实现脑电信号的采集以及经颅电刺激的治疗。本系统电极帽采用 10~20 脑电图系统, 可自行选择八个电极位置进行脑电信号采集或者经颅电刺激。每通道经颅电刺激可独立控制, 系统可输出直流电刺激以及交流电刺激 (方波、三角波及自定义波形)。经颅刺激脑电调控系统操作简单, 为实现精神性及神经性疾病经颅刺激治疗的个性化提供便利。

1 系统整体结构

经颅刺激脑电调控系统的整体框架如图 1 所示, 硬件主要由脑电采集模块和刺激输出模块构成, 微处理器 (MCU, microprogrammed control unit) 选用具有高性能和丰富外设功能的 STM32F407VET6, MCU 为系统切换经颅电刺激及脑电信号采集功能的核心元器件。MCU 通过串行外设接口 (SPI, serial peripheral interface) 控制 ADS1299 工作, MCU 读取脑电采集模块预处理后的脑电信号并传输至上位机进行显示和处理分析。MCU 通过双向二线制同步串行总线 (I²C, inter-integrated circuit) 控制 MCP4728 工作, 上位机设置经颅电刺激参数传输至 MCU, 由 MCU 控制刺激输出模块输出经颅电刺激。



图 1 经颅刺激脑电调控系统框图

2 系统硬件设计

2.1 脑电采集硬件设计

脑电采集模块框架如图 2 所示, 脑电信号非常微弱, 幅值范围为 $0.1 \sim 100 \mu\text{V}$, 故硬件电路需对脑电信号进行放大。由于输入的信号夹带噪声, 所以前置放大电路的放大倍数不宜过大, 本系统设计前置放大倍数为 25。脑电信号的频率主要为 $0.5 \sim 100 \text{ Hz}$, 为滤除信号中的高频干扰, 本系统设计了 100 Hz 的低通滤波电路。硬件电路中, 工频干扰会对所采集的信号干扰较大, 因此使用工频陷波电路来滤除 50 Hz 工频干扰。

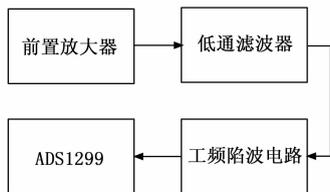


图 2 脑电采集模块框架

ADS1299 采样率为 250 Hz 至 32 kHz , 具有最大 24 倍的可编程增益放大器。ADS1299 采用外部参考电压, 满量程为 5 V , 电压分辨率的计算公式为:

$$V_{\text{RES}} = V_{\text{PP}} / (2^{23} - 1) \quad (1)$$

其中: V_{RES} 为电压分辨率, V_{PP} 为电压满量程。ADS1299 的高集成性缩小了电路尺寸, 它具有医疗标准的心电图和脑电图性能, 非常适合应用在便携医疗仪器系统中^[26]。如图 3 所示为脑电采集模块的实物图, 模块面积仅 16 cm^2 。

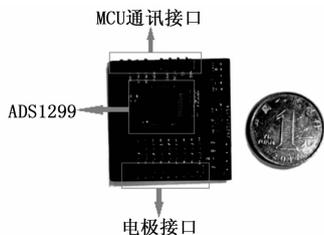


图 3 脑电采集模块实物图

2.2 电刺激硬件设计

如图 4 所示为刺激输出模块框图, 上位机将电刺激参数传输给 MCU, MCU 通过控制 DA 芯片输出的为电压, 人体阻抗会实时变动, 为保证电流恒定, 故需要恒流源, 当刺激电流大约为 4 mA 时需要对头部使用局部麻醉剂, 所以为了保证刺激治疗的安全, 电刺激设备输出的电流值不高于 2 mA , 正反恒流源与切换开关可提供双向刺激。电流密度过高会引起皮肤的不适, 所以通过分析接入的人体阻抗间接监测电流密度, 若阻抗低于阈值, 则系统停止输出经颅电刺激。

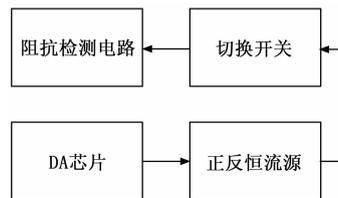


图 4 刺激输出模块框图

3 软件设计关键技术

3.1 下位机控制

使用 keil5 对 MCU 进行编程, STM32F407VET6 的部分功能引脚如图 5 所示。

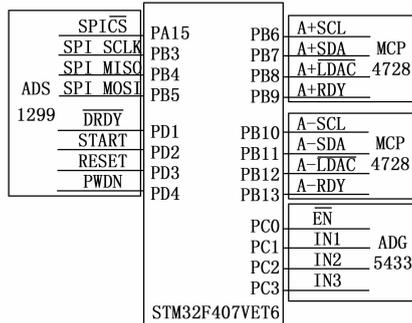


图 5 MCU 部分功能引脚

3.1.1 控制脑电采集模块

MCU 通过 SPI 控制 ADS1299, SPI 通过四根线进行高速、全双工、同步的通信, 节约了芯片的管脚。当 MCU 通过 SPI 指令对 ADS1299 开始转换时, START 引脚需要保持低电平, 通过连接 n 块 ADS1299 芯片可以实现 $n * 8$ 通道脑电信号采集, 在多个设备的配置中, START 引脚被用于同步这些设备。当 ADS1299 芯片数据准备就绪时, DRDY 引脚状态从高电平转换为低电平触发 MCU 中断, MCU

整理 ADS1299 上传的数据，通过 DMA 输出至上位机进行显示和分析。

3.1.2 控制电刺激数模转换模块

MCU 通过 I²C 控制 MCP4728，I²C 通过两根线与连接在总线上的器件传送信息。MCP4728 具有 12 位四通道电压输出数模转换器，每个通道可独立工作，支持内部及外部两种参考电压模式，单次数模转换设置时间典型值为 6 μs。MCU 接收上位机设置的刺激参数，通过 SDA 将数据传输给 MCP4728。

MCP4728 使用基准电压 3.3 V，电压分辨率为 0.000 806 V。本系统设计定时器初值为 50 μs，可输出频率 1 000 Hz 的波形。输出波形频率通过 MCU 计数实现，计数总值计算公式为：

$$N_{SUM} = 1 / (F_s \times COUNT) \quad (2)$$

其中：N_{SUM} 为计算总值，F_s 为所需频率，COUNT 为定时器初值。输出方波时，当计数值等于计数总值与占空比的积时，使输出为 0 并切换极性，当计数值等于计算总值时，使输出为 0 并切换极性，计数值为 0 重新计数，重复以上步骤。直流电刺激使用占空比为 100% 的方波。三角波分为上升状态及下降状态，三角波电压值根据一次函数计算后输出，频率实现方法同方波计数法。自定义波形的电压上升与下降时采用一次函数计算后输出，顶端为固定值输出，整个阶段为上升状态，顶端和下降状态，占空比为顶端时的占比。

3.1.3 控制极性切换模块

MCU 通过逻辑输入控制 ADG5433，ADG5433 是三通道单刀双掷模拟开关芯片，ADG5433 输入端 SxA 和 SxB 连接正反恒流源输出的电流，MCU 通过 IN1、IN2 和 IN3 逻辑输入进行电流极性的选择，ADG5433 提供 EN 输入，经频电刺激治疗时需实时检测阻抗，若阻抗低于阈值要及时停止电刺激的输出。

3.2 上位机控制

上位机软件流程图如图 6 所示，上位机具有选择通道功能、接收脑电信号数据、绘制脑电波形、处理并分析脑电信号、设置并输出经颅刺激参数等功能，上位机界面使用 Visual Studio 2013 软件开发环境。

3.2.1 串口通信

上位机与 MCU 进行通信，接收 MCU 上传的脑电信号数据并将刺激参数传输至 MCU，上位机需设

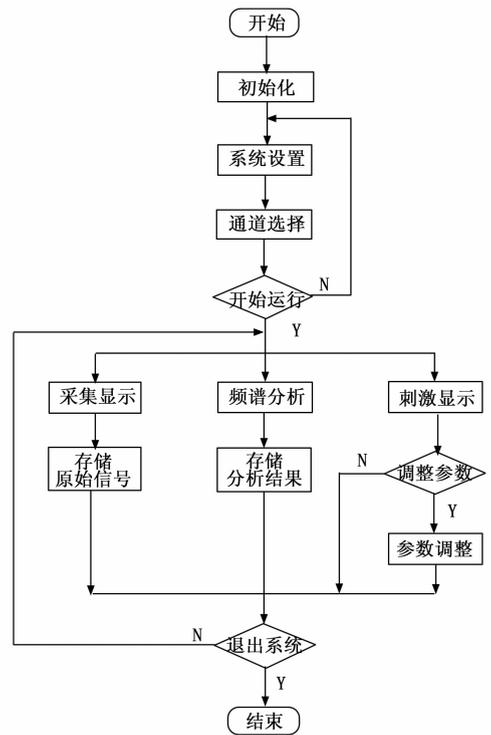


图 6 软件流程图

置与 MCU 相对应的通讯串口、波特率等属性。在数据接收线程中对 MCU 上传的数据包根据通讯协议进行解析，本系统 MCU 发送数据至上位机的通讯协议如表 1 所示，每个数据包由 31 个字节组成。当上位机接收数据字节大于 31 字节时通过包头定位每一包数据。为避免数据包错误影响后续数据处理及分析，在通讯协议中定义了帧号，确认数据是否有丢失。ADS1299 每个脑电采集通道的数据由 3 个字节组成，数据为低字节序的有符号整数。将每通道脑电信号的低位与高位拼接后放入缓冲数组，以待后续的波形显示、存储、频谱分析等操作。

表 1 脑电信号数据通信协议

名称	长度/字节	说明
包头	2	0x55, 0xAA
包长度	1	31
帧号	2	范围 0~999
脑电数据	3×8	每通道数据 3 字节
包尾	2	0xAA, 0x55

上位机发送给 MCU 的刺激参数通讯协议由包头、包长度、指令、数值和包尾构成，每包数据含有 8 个字节，每调整一个参数发送一次命令，指令 01~

09 分别对应电流强度、频率、脉冲宽度、占空比、上升时间、下降时间、休息时间、治疗次数和刺激波形,00 为开始刺激,FF 为结束刺激。

3.2.2 交互界面设计

上位机通过主窗体的按钮控件来切换系统不同功能的窗体。上位机对接收到的脑电数据进行原始波形显示、原始数据的存储、滤波波形显示以及频谱分析。本系统主要关注脑电的四个节律,频率为 1~30 Hz,为使显示的波形具有可观性,通过抽点进行降低采样率。本系统硬件的采样率为 500 Hz,根据奈奎斯特采样定理,采样率必须为所需波段的两倍,最好在三到四倍,所以本系统通过每 5 个点进行抽样降低采样率至 100 Hz,在波形显示界面显示 7 s 内的脑电信号波形。

上位机可在线实时对脑电信号进行频谱分析,界面显示脑电信号 0~60 Hz 内的频率分布图以及脑电信号的四种节律 δ (1~4 Hz)、 θ (4~8 Hz)、 α (8~13 Hz) 和 β (13~30 Hz) 占比的直方图,通过按钮控件选择存储频谱分析结果。

刺激显示界面可对刺激输出参数进行调整并显示刺激波形包络图。C# 中的 System.Drawing 类具有多种画图命令,Draw Line (pen, point, point) 用指定的笔绘制指定两点之间的直线,系统通过 Drawing 连接刺激参数,绘制 8 s 内的刺激波形的包络图,每调整一个参数刷新一次波形。刺激输出模块可输出的波形有直流电刺激和交流电刺激,交流电刺激有标准的方波、三角波以及自定义的波形。

3.2.3 数据处理

因脑电信号非常微弱并且容易受到外界干扰,所以需要脑电信号进行滤波处理。本系统使用 C# 和 MATLAB 进行混合编译,Visual Studio 直接调用编译后的 M 文件,可在线实时处理脑电信号。本系统使用的滤波器为巴特沃斯滤波器,巴特沃斯滤波器在通频带内的频率响应曲线最大限度平坦,没有波纹,而在阻频带则逐渐下降为零。滤波器通过 MATLAB 编译并生成动态链接库 (dll, dynamic link library) 文件供 Visual Studio 调用,滤波方式有低通滤波,高通滤波,带通滤波以及带阻滤波,在波形显示界面及频谱分析界面均具有滤波选项,滤波方式、时间及参数可在 Visual Studio 窗体上设置。考虑到波形显示的实时性和连续性,本系统每 1 000 个点进行一次

滤波处理,即每次处理 2 s 的数据,因经 MATLAB 巴特沃斯滤波器处理后的数据前段和后段无效,故取中间的 500 点进行抽样显示,例如第一次处理 0~1 000 点的数据,第二次处理 500~1 500 点的数据,以此类推,将 250~750 点数据与 750~1 250 点数据进行抽样显示即可实现波形的连续性。

C# 中的 System.IO 类将字符串写入文件,为后续进一步的数据处理,通过 StreamWriter 命令将数据分通道写入 TXT 格式文件,文件内记录脑电信号采集的时间、通道和数据,文件名默认以时间命名。

脑电信号是一种时变的非平稳信号,不同状态下的脑电信号具有不同的频率成分。通过时域可以分析脑电信号的几何性质,如幅值等,通过频域可以分析脑电信号中不同节律的频率分布变化情况,通过节律的占比修改经颅刺激的参数。系统调用 MATLAB 编写的傅里叶变化 dll 文件分析脑电信号的频率分布情况,为保证傅里叶变换的要求和频率分布情况的实时性,系统每 1 024 个点进行一次傅里叶变换。

4 实验结果与分析

为验证八通道经颅刺激脑电调控系统的有效性,本文先采集信号发生器发出的标准正弦信号,因信号发生器能设置的最小幅值为 4 mV,而脑电信号的幅值范围为 0.1~100 μ V,所以理论上使用 999 Ω 和 1 Ω 的电阻进行分压。上位机波形显示清晰,幅值准确,可以在线进行数字处理以及保存原始信号供后续离线处理。

本文对 1 名 24 岁健康男性进行测试,脑电采集电极使用 Ag-AgCl 触盘的脑电干电极,有效解决头发对脑电采集的干扰,穿戴方便。实验设置 Fp1、Fp2、C3、C4、T3、T4、O1 和 O2 电极位置进行脑电信号采集,耳电极为 A1 和 A2。将 8 个采集电极利用具有弹性的电极帽固定在受试者的头上,通过蓝牙连接至 PC 机,将原始数据以规定的格式在 TXT 文件中保存,供后续离线分析。

如图 7 所示为上位机对原始数据进行存储,后续离线 MATLAB 处理后的受试者脑电信号,脑电信号首先通过 0.1~30 Hz 的带通滤波,再每 5 点取平均值画图。图 7 (a) 为受试者眨眼波,该信号为前额通道 Fp1 所采集的信号,眨眼波形明显清晰,图 7 (b) 为受试者在闭眼休息情况下采集的脑电信号,

该信号为枕部通道 O1 所采集的信号，静息状态下 α 波形明显。

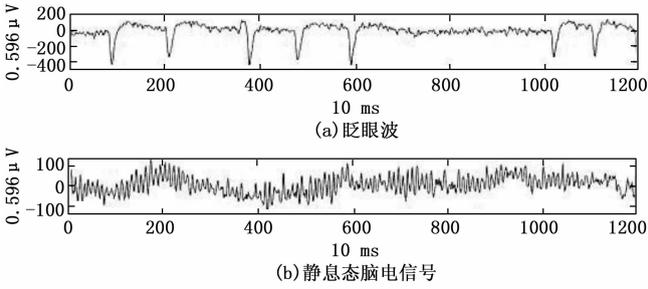


图 7 受试者脑电信号

图 8 所示为系统在线处理的脑电信号频谱图和节律占比图，脑电原始信号经过上位机调用 MATLAB 的 `dll` 进行傅里叶变换，系统在傅里叶变换后对直流分量以及 50 Hz 工频干扰处进行了处理。图 8 为受试者通道 C3 所采集的信号，从频谱图中可以看出除直流分量以及工频干扰处能量较大外，10 Hz 及 20 Hz 处有明显的波峰，符合健康人的脑电测试情况。

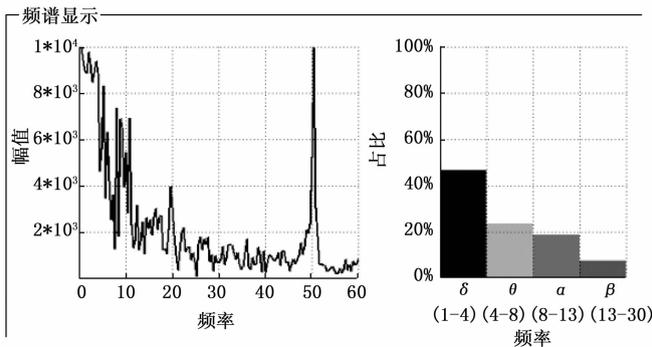


图 8 频谱图和节律占比图

MCU 控制刺激输出模块输出电流，一个刺激通道通过 5 k Ω 电阻与示波器相连。自定义刺激波形电流强度 1 mA、频率 50 Hz、脉冲宽度 1 s、上升时间 1 s、下降时间 0.5 s、休息时间 1 s。系统设置刺激参数的波形包络图如图 9 所示，图 10 所示为示波器记录的真实刺激波形，示波器数据与上位机参数一致。

本实验测试结果表明八通道经颅刺激脑电调控系统可实现脑电信号采集及经颅电刺激功能，脑电信号采集方便，脑电特征波形明显，刺激输出波形与上位机显示波形一致，系统操作方便。

5 结束语

本文设计了一种八通道经颅刺激脑电调控系统，

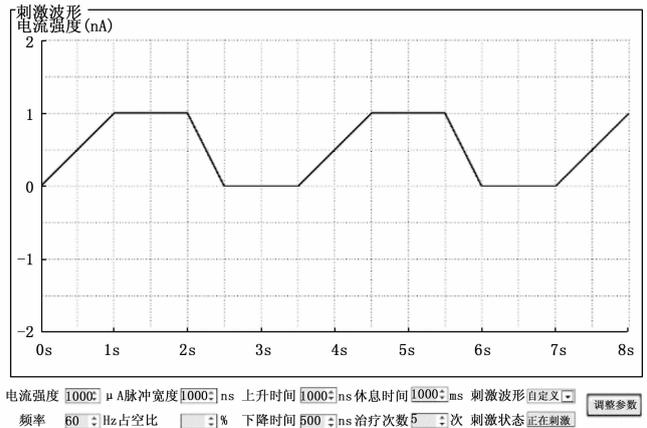


图 9 刺激波形包络图

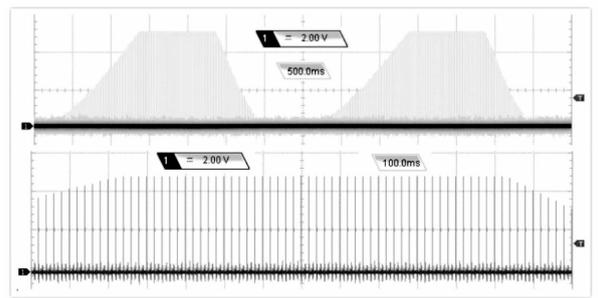


图 10 示波器记录的刺激波形

系统基于 ADS1299、滤波电路、恒流源电路等硬件和上位机软件实现无需穿脱、转换设备即可实现经颅电刺激与脑电信号采集功能。经实验验证系统能够在经颅电刺激的前和后采集脑电信号，对脑电信号进行数字处理，存储数据，经颅电刺激的输出与上位机设置的参数保持一致。经颅电刺激前的脑电信号分析可优化电刺激参数，经颅电刺激后的脑电信号可评价治疗效果，本系统为提高经颅电刺激治疗的有效性和经颅电刺激个性化的治疗提供了思路，搭建了有效的平台。

参考文献:

[1] 刘潇雅, 刘爽, 郭冬月, 等. 抑郁症脑电特异性研究进展 [J]. 中国生物医学工程学报, 2020, 39 (3): 351-361.

[2] 李军, 程卉怡. 结合光学脑成像及机器学习分类算法对自闭症大脑活动特征的研究进展 [J]. 华南师范大学学报 (自然科学版), 2018, 50 (5): 1-13.

[3] 张瑞, 宋江玲, 胡文凤. 癫痫脑电的特征提取方法综述 [J]. 西北大学学报 (自然科学版), 2016, 46 (6):

- 781-788, 794.
- [4] CHOI S I, CHOI G Y, LEE H T, et al. Classification of mental arithmetic and resting-state based on Ear-EEG [C] //International Conference on Brain & Computer Interface. 2018: 1-4.
- [5] 刘万阳, 李晓欧. 基于表面肌电信号的虚拟现实控制系统设计 [J]. 计算机测量与控制, 2019, 27 (3): 107-111.
- [6] 冯玉宏, 白义宝, 黄文琴. 无抽搐电休克联合抗精神病药物治疗精神分裂症住院患者的临床疗效 [J]. 实用临床医药杂志, 2020, 24 (17): 92-95.
- [7] 刘光启, 吴祖河, 卓子寒, 等. 多通道经颅交流电刺激仪的设计 [J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30 (3): 4179-4183.
- [8] 朱明预, 余凤琼, 张 骏, 等. 经颅直流电刺激的研究进展 [J]. 中国神经精神疾病杂志, 2017, 43 (6): 382-385.
- [9] 张 迪, 于 猛, 刘 霞. 神经调控技术简述 [J]. 山东大学学报 (医学版), 2020, 58 (8): 50-60.
- [10] 张 懿. 经颅直流电刺激在精神疾病治疗中应用的研究进展 [J]. 临床合理用药杂志, 2020, 13 (18): 178-180.
- [11] 郑亚利, 白家赫, 于永鹏. 神经调控技术在帕金森病冻结步态治疗中的应用进展 [J]. 山东医药, 2020, 60 (7): 90-93.
- [12] 穆思雨, 许敏鹏, 何 峰, 等. 经颅电刺激在卒中后运动康复领域的研究进展 [J]. 中国生物医学工程学报, 2018, 37 (1): 106-111.
- [13] KERRIE-ANNE H, JANET L Taylor, et al. The Effect of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) Electrode Size and Current Intensity on Motor Cortical Excitability: Evidence From Single and Repeated Sessions [J]. Brain Stimulation, 2016, 9 (1): 1-7.
- [14] 王 婕. 经颅直流电刺激的定向优化及机制研究 [D]. 北京: 清华大学, 2016.
- [15] MURRAY L M, EDWARDS D J, RUFFINI G, et al. Intensity Dependent Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on Corticospinal Excitability in Chronic Spinal Cord Injury [J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2015, 96 (4): S114-S121.
- [16] 关龙舟, 魏 云, 李小隼. 经颅电刺激——一项具有发展前景的脑刺激技术 [J]. 中国医疗设备, 2015, 30 (11): 1-5, 9.
- [17] KRISTOFFER D Fehér, MORISHIMA Y. Concurrent Electroencephalography Recording During Transcranial Alternating Current Stimulation (tACS) [J]. Journal of Visualized Experiments: JoVE, 2016 (107): e53527+1-11.
- [18] NEULING T, RUHNAU P, WEISZ N, et al. Faith and oscillations recovered: On Analyzing EEG/MEG signals during tACS [J]. Neuroimage, 2017, 147: 960-963.
- [19] NOURY N, SIEGEL M. Analyzing EEG and MEG signals recorded during tES, a reply [J]. Neuroimage, 2017, 167: 53-61.
- [20] DMOCHOWSKI J P, DATTA A, BIKSON M, et al. Optimized multi-electrode stimulation increases focality and intensity at target [J]. Journal of Neural Engineering, 2011, 8 (4): 046011.
- [21] SADLEIR R J, VANNORSDALL T D, SCHRETLEN D J, et al. Target Optimization in Transcranial Direct Current Stimulation [J]. Frontiers in Psychiatry, 2012, 3: 1-13.
- [22] ANNA L M, MARCO E, ANGELO E. Transcranial Direct Current Stimulation and Power Spectral Parameters: a tDCS/EEG co-registration study [J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2014 (8): 00601.
- [23] TASHIRO S, SIEBNER H R, CHARALAMPAKI A, et al. Probing EEG activity in the targeted cortex after focal transcranial electrical stimulation [J]. Brain Stimulation, 2020, 13 (3): 815-818.
- [24] ZHOU A, JOHNSON B C, MULLER R. Toward true closed-loop neuromodulation: artifact-free recording during stimulation [J]. Current Opinion in Neurobiology, 2018, 50: 119-127.
- [25] BERGMANN T O, KARABANOV A, HARTWIGSEN G, et al. Combining non-invasive transcranial brain stimulation with neuroimaging and electrophysiology: Current approaches and future perspectives [J]. Neuroimage, 2016, 140: 4-19.
- [26] 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.