

面向神经肌肉功能康复的电刺激系统设计<sup>\*</sup>吴 腾<sup>1,2</sup> 董明刚<sup>1</sup> 李光林<sup>2</sup> 曹江浪<sup>2</sup> 方 鹏<sup>1,2</sup>

(1. 桂林理工大学计算机科学与工程学院 桂林 541004; 2. 中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

**摘 要:** 电刺激技术在运动功能的临床康复上有重大应用价值,开发先进的电刺激系统对实现精准、高效的神经肌肉电刺激非常关键。本工作结合数字信号合成和恒流源电路模型,设计了一种多参数可调、输出电流误差较小的电刺激系统。该系统可输出方波、三角波、正弦波 3 种波形,输出电流误差 $<0.5\%$ ,最大输出阻抗达  $4\ 000\ \Omega$ ,在  $10\sim 500\ \text{Hz}$  范围内的频率误差为方波 $\leq 0.5\%$ 、三角波 $<1.0\%$ 、正弦波 $\leq 3.0\%$ 。与 KT-90A 和 PE1-2 医用级电刺激器相比,系统在最小输出阻抗  $2\ 000\ \Omega$  时仍然保持了较高的电流精度,且波形不失真。将该系统应用于神经肌肉功能电刺激实验,通过分析脑电波形及能量谱,验证了系统在临床康复应用中的有效性。本工作有望为电刺激康复干预的临床应用提供技术支持。

**关键词:** 电刺激;神经肌肉;康复

**中图分类号:** TN98;TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.6130;510.99

## Design of an electrical stimulation system for neuromuscular function rehabilitation

Wu Teng<sup>1,2</sup> Dong Minggang<sup>1</sup> Li Guanglin<sup>2</sup> Cao Jianglang<sup>2</sup> Fang Peng<sup>1,2</sup>

(1. College of Computer Science and Engineering, Guilin University of Technology, Guilin 541004, China;

2. Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract:** Electrical stimulation technology has significant application value in clinical rehabilitation of motor function, and the development of advanced electrical stimulation systems is crucial for achieving precise and efficient neuromuscular electrical stimulation. This work combines digital signal synthesis and a constant current source circuit model to design a multi parameter adjustable electrical stimulation system with small output current error. The system can output three waveforms: square wave, triangular wave, and sine wave. The output current error is less than  $0.5\%$ , and the maximum output impedance is  $4\ 000\ \Omega$ . The frequency error in the range of  $10\sim 500\ \text{Hz}$  is less than  $0.5\%$  for square wave, less than  $1\%$  for triangular wave, and less than  $3\%$  for sine wave. Compared with KT-90A and PE1-2 medical grade electric stimulators, the system still maintains high current accuracy at a minimum output impedance of  $2\ 000\ \Omega$ , and the waveform is not distorted. The system was applied to neuromuscular functional electrical stimulation experiments, and the effectiveness of the system in clinical rehabilitation applications was verified by analyzing the waveform and energy spectrum of EEG waves. This work is expected to provide technical support for the clinical application of electrical stimulation rehabilitation intervention.

**Keywords:** electrical stimulation; neuromuscular; rehabilitation

## 0 引言

肌肉运动功能障碍常见于脑卒中后偏瘫患者,这类患者呈现出肢体运动能力的下降和功能失调,对其日常生活质量产生显著的负面影响<sup>[1]</sup>。运动功能康复应用中,电刺激是一种主流有效的治疗手段<sup>[2-4]</sup>。常见的电刺激有功能

性电刺激(functional electrical stimulation, FES)、经皮神经电刺激(transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS)等<sup>[5-7]</sup>。广州医科大学的研究人员<sup>[8]</sup>采用多通道功能电刺激下四肢联动干预脑卒中偏瘫患者,可有效改善脑卒中患者的下肢运动功能和步行功能。美国华盛顿大学团队<sup>[9]</sup>采用经皮神经电刺激对四肢瘫痪患者进行上肢功能康复实

收稿日期:2024-01-26

<sup>\*</sup> 基金项目:国家自然科学基金(U21A20479, 81927804)、中国科学院青年创新促进会项目(Y2022094)资助

验,其结果表明电刺激能明显改善偏瘫患者运动能力。

电刺激有恒压和恒流两种模式。由于人体阻抗不是纯电阻,恒压电刺激很难给神经细胞或肌肉细胞提供稳定的电荷量。因此,为精确控制皮肤和肌肉组织中电荷的流入和流出量,电刺激多为恒流电刺激。常见电刺激仪器多采用电压电流转换电路和升压电路相结合的方式来实现刺激电流的恒定输出。比如,福州大学的研究人员<sup>[10]</sup>采用微控制控制 H 桥型电压电流转换电路的方式,研制了一款可实时调整刺激参数的功能电刺激仪。日本东京工业大学团队<sup>[11]</sup>采用基于 PWM 放大器的电压电流转换电路方案,通过功率集成电路(PIC)来实现电压调整,设计了一款两通道的肌肉电刺激装置。基于这类方案的电刺激仪,虽然能做到体积小,但其电路方案复杂,输出的电流多为单一波形,刺激电流的精度容易受到升压电路或温度等因素的影响,并且由于其输出阻抗较低而难以保证电刺激应用的效果。

针对电刺激的应用验证,其常见方式是记录受试者在不同参数下进行电刺激时的主观感受,或者让受试者在电刺激作用下根据指令做出对应的动作。该种方式可检测出电刺激相关参数的精确性,但无法客观验证电刺激应用的有效性。中国科学院深圳先进技术研究院、华南理工大学等单位<sup>[12-13]</sup>使用脑电图(electroencephalogram, EEG)信号的事件相关电位(event-related potentials, ERP)特征来评估由电刺激诱发的感觉反馈。参考该方法,电刺激应用场景中可引入 EEG 信号的特征分析,这样能更为客观地评估电刺激应用的有效性。

针对现有电刺激系统电路复杂、输出电流波形单一、刺激电流精度底等不足,本文将数字信号合成与恒流源电路模型相结合,设计了一种具有 3 种波形、输出电流误差 $<0.5\%$ 、最大输出阻抗达 4 000  $\Omega$  的电刺激系统,以解决多波形输出下的高阻抗输出和电流精度保持等问题,并通过电刺激应用中的 EEG 信号特征来客观验证该系统的有效性,从而提升其临床实用价值。

## 1 系统方案

本文所述电刺激系统采用恒流刺激的模式,由控制信号生成、数模转换、电压电流转换等模块组成。该电刺激系统的组成框图如图 1 所示,其工作过程为:控制信号生成模块根据刺激频率、脉宽等参数生成基于电压特征的数字控制信号  $U_D$ ,随后数模转换模块将  $U_D$  转换为具有双极性的模拟控制信号  $U_A$ ,之后电压电流转换模块根据  $U_A$  输出对应的电流刺激信号  $I_O$ ;其中,电压电流转换模块包括跨导放大器电路和功率补偿电路,其作用是将电压信号转换成电流信号,并提高输出功率,以增大电刺激系统的输出阻抗。

### 1.1 硬件设计

#### 1) 控制信号生成与转换

由控制信号实现对刺激电流波形、脉宽、刺激时长等参

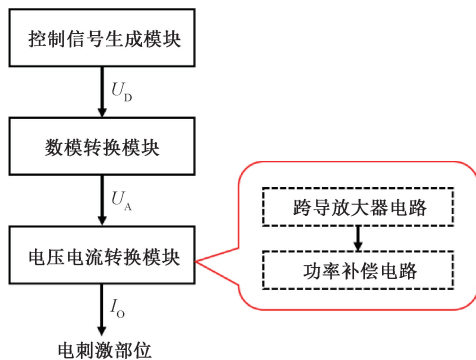


图 1 电刺激系统组成框图

数的精确调控,是电刺激系统实现参数可调、刺激电流可控的基础,为满足神经肌肉功能康复等不同应用需求提供了保证。因此,控制信号生成模块根据康复需求可实时输出刺激电流对应的控制信号。本文所述控制信号生成模块采用微控制器 STM32F767 作为控制单元,生成包含波形、脉宽、刺激时长等参数特征的单极性数字控制信号波形,如图 2 所示。

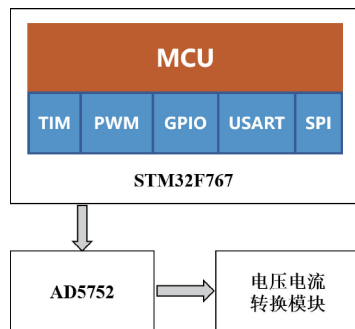


图 2 控制信号生成与转换模块硬件框图

单极性电刺激波形会在皮肤表面积累电荷,增加了电化学灼伤的风险;而双极性电刺激波形可以使正负电荷相互中和,从而在同等治疗效果的前提下提高了电刺激的安全性<sup>[14]</sup>。因此,为使电刺激系统输出双极性刺激电流,本文采用具有双极性输出的 AD5752 芯片作为数模转换单元,以将单极性数字控制信号转换为双极性模拟控制信号。

#### 2) 电压电流转换

电压电流转换模块是电刺激系统的关键组成模块,用于根据模拟控制信号  $U_A$  生成电流刺激信号  $I_O$ ,以保证电刺激系统输出的刺激电流不受人体阻抗差异的扰动,由跨导放大器电路和功率补偿电路组成。本方案中的跨导放大器电路采用由输入源和接地负阻转换器组成的 Howland 电流泵<sup>[15]</sup>,如图 3 所示。

上述电路中,Howland 电流泵与缓冲器相结合,能很好地处理负载变化带来的电流波动,消除反馈电流的影响,提高输出电流的稳定性。该电路中,Amp 为具有高增益、低噪声特性的 OPA192IDR 运算放大器, $R1 \sim R5$  为高精度电阻,GND 端接地,输入端接模拟控制信号  $U_A$ ,负载端

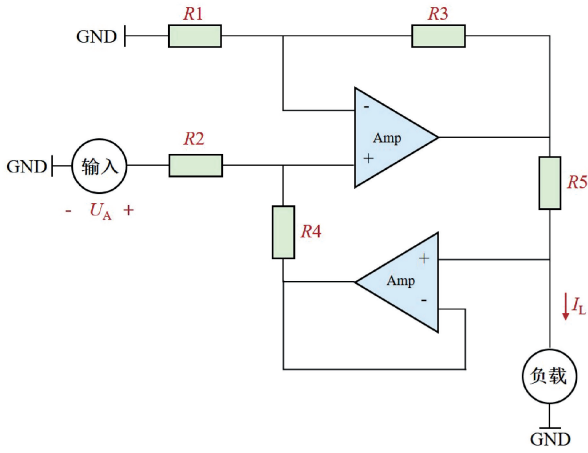


图 3 跨导放大器电路图

与刺激部位相连,其中,

$$R1/R3 = R2/(R4 + R5) \quad (1)$$

跨导系数为:

$$G_m = R3/(R1 \cdot R5) \quad (2)$$

则作用于负载的电流为:

$$I_L = G_m \cdot U_A \quad (3)$$

由于 Howland 电流泵输出电流的大小受运算放大器功率的限制,上述跨导放大器电路还需配合功率补偿电路,才可达提高电压电流转换模块功率的目的,如图 4 所示为功率补偿电路图。

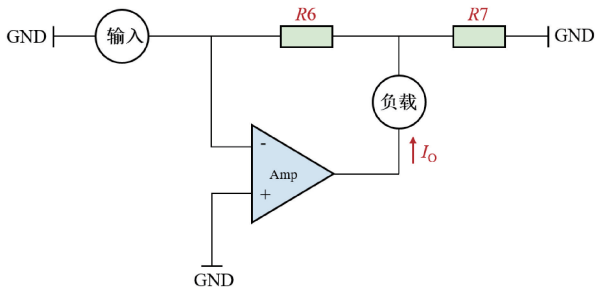


图 4 功率补偿电路

其中,该电路的增益系数为:

$$K = 1 + R6/R7 \quad (4)$$

则跨导放大器结合功率补偿的输出电流为:

$$I_O = K \cdot G_m \cdot U_A \quad (5)$$

为保证在增大电压电流转换模块功率的同时,输出电流也保持不变,该功率补偿电路的  $K$  设置为 1,则需要:

$$R7 \gg R6 \quad (6)$$

因此,电压电流转换模块的输入电压与输出电流之间关系为:

$$I_O = G_m \cdot U_A \quad (7)$$

## 1.2 软件设计

### 1) 软件设计方法

本文所述电刺激系统的软件部分由刺激参数输入模块

和控制信号生成模块组成,如图 5 所示。刺激参数输入模块的参数设置功能由上位机实现,并通过串口通信将所设置的参数传输到电刺激系统的微控制器。控制信号生成模块以数字方式生成三角波、正弦波、方波等波形的控制信号。

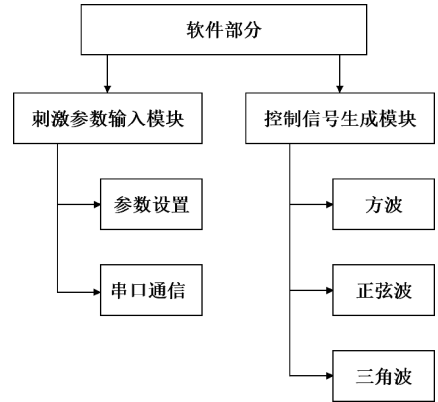


图 5 软件部分组成

电刺激所需的控制信号可通过模拟电路获得,但其电路复杂且成本较高;而采用数字信号方法生成,不仅硬件电路简单、成本低,还提高了信号生成的灵活性和可控性。本文所述电刺激系统的软件部分,基于控制信号生成与转换模块中的 STM32F767 控制单元,采用直接数字频率合成 (direct digital synthesis, DDS) 和脉冲宽度调制 (pulse width modulation, PWM) 等信号合成算法,以数字编码的方式生成多种实时可调的单极性数字控制信号。

### 2) DDS 与 PWM 信号生成

本文采用 DDS 方法生成电刺激系统所需的正弦波、三角波等控制信号波形。该方法采用数字采样存储方式,通过频率控制字改变相位增量,从而生成不同频率的数字信号,具有相位精确、频率分辨率高、频率转换时间快等优势<sup>[16]</sup>。

基于 DDS 的信号生成单元由相位累加器、波形存储器、数模转换器组成,其参数包括频率控制字  $S$ 、相位控制字  $P$ 、相位累加器位数  $N$ 。在系统时钟  $f_{CLK}$  作用下,相位累加器进行线性累加,并输出用于波形存储器寻址的相位控制字  $P$ 。波形存储器存储有与相位累加器中  $2^N$  个相位点一一对应的幅度值。在频率控制字  $S$  作用下,该信号生成单元根据不同的相位控制字  $P$  在波形存储器中寻址,以获得对应的幅度值,并经数模转换器后输出相应波形,信号生成流程如图 6 所示。所生成正弦波、三角波等波形的信号频率  $f_{OUT}$  为:

$$f_{OUT} = S \cdot f_{CLK}/2^N \quad (8)$$

电刺激系统中的方波信号波形采用 PWM 方法生成。该方法可通过微控制器直接生成方波信号,通过微控制器进行简单参数配置即可生成不同占空比的波形,具有成本低、稳定可靠等特点。

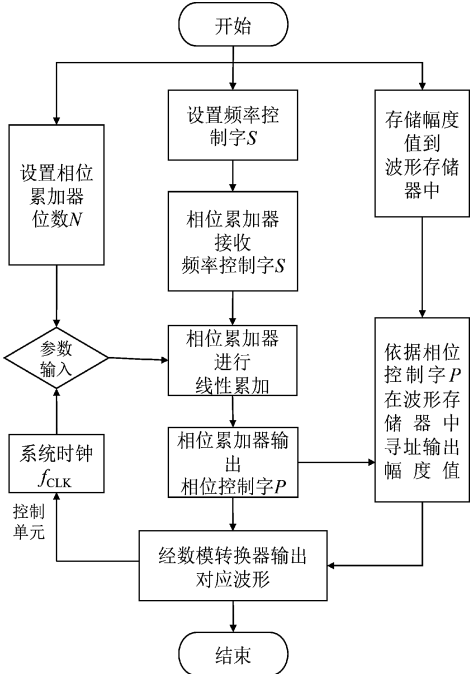


图 6 DDS 信号生成流程图

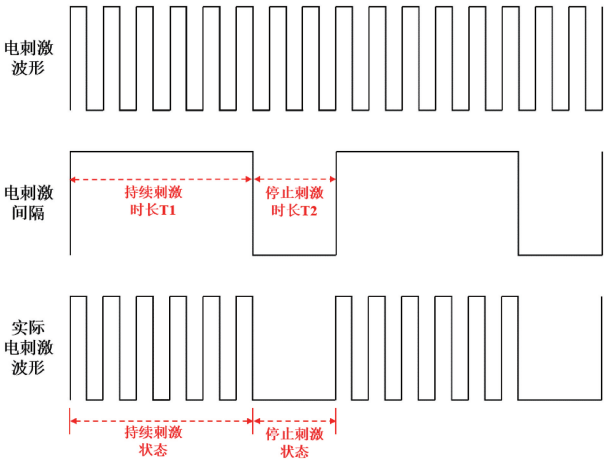


图 7 电刺激间隔时间设置示意图

表 1 方波信号的频率测试结果

预期频率/Hz	实际频率/Hz	误差/%
10	10.02	0.2
50	50.13	0.3
100	99.54	0.5
150	149.51	0.3
200	200.52	0.3
500	499.48	0.1

表 2 三角波信号的频率测试结果

预期频率/Hz	实际频率/Hz	误差/%
10	10.03	0.3
50	49.65	0.7
100	100.72	0.7
150	151.03	0.7
200	200.92	0.5
500	501.24	0.3

表 3 正弦波信号的频率测试结果

预期频率/Hz	实际频率/Hz	误差/%
10	9.71	3.0
50	50.23	0.5
100	100.93	0.9
150	151.57	1.0
200	201.84	0.9
500	502.21	0.4

2)测试分析

由表 1 可看出,本电刺激系统的输出电流信号在 10~500 Hz 的频率范围内,方波信号的频率误差≤0.5%,三角波信号的频率误差<1.0%,正弦波信号的频率误差≤3.0%。

3)信号合成

电刺激系统通过将输出电流以持续刺激一段时间后再停止刺激一段时间的方式周期性作用于刺激部位。其中,持续刺激状态和停止刺激状态的时长即为刺激间隔参数。该参数通常是在电刺激控制信号的生成过程中以软件中断计时的方式进行设置,但这种设置方式会使刺激间隔存在较大误差。本系统中的电刺激间隔,是以信号合成的方式进行设置的,具有间隔时间精确、不影响信号生成效率等特点。

电刺激间隔信号是由微控制器直接生成方波,其高电平表示电刺激处于持续刺激状态,低电平表示电刺激处于停止刺激状态。以电刺激方波信号为例,如图 7 所示,将电刺激方波信号与电刺激间隔信号进行合成,便可得到电刺激间隔时间可调的方波刺激信号,其中通过调节电刺激间隔信号的占比比,即可实现对持续刺激时长  $T_1$  和停止刺激时长  $T_2$  的调整。

2 系统测试

2.1 信号频率

1)测试方法和结果

本电刺激系统通过设置控制电压信号的频率来设置输出电流的频率。要测试本电刺激系统的输出电流信号频率,通过测试该系统中控制信号生成模块输出的控制电压信号频率即可。将控制电压信号的幅值设置为 1 V,通过软件调节控制信号频率参数,使用示波器(3054A,是德科技)分别记录方波、三角波、正弦波在 10~500 Hz 频率参数对应的实际信号频率。测试结果如表 1~3 所示。



## 2.2 电流精度

### 1)测试方法和结果

电流精度可通过电刺激系统的输出电流误差来表征。本电刺激系统的负载端与 500  $\Omega$  电阻(ZX96A,电阻精度 0.1%,上海正阳仪器厂)相连,在输出电流分别设置为 10 mA 和 20 mA 的情况下,使用 3054A 示波器记录该负载的电压值,即可得到实际输出电流值。其中,本电刺激系统的信号波形为方波,频率为 10 Hz。此外,将 KT-90A(北京耀洋康达医疗仪器有限公司,医疗器械注册证编号:京械注准 20182260113)、PE1-2(广州一康医疗设备实业有限公司,医疗器械注册证编号:粤械注准 20222091311)等两款医用级电刺激器分别进行上述相同的测试,测试结果如表 4 所示。

表 4 预设输出条件下的实际电流值 mA

预设输出	本系统	KT-90A	PE1-2
10	9.98	11.75	10.70
20	19.94	21.50	21.77

### 2)测试分析

当预设输出电流为 10 mA 时,本电刺激系统的实际输出电流为 9.98 mA,即输出电流误差为 0.2%;而 KT-90A、PE1-2 在相同条件下的实际输出电流分别为 11.75 mA 和 10.70 mA,即输出电流误差分别为 17.5%和 7.0%。当预设输出电流为 20 mA 时,本电刺激系统的实际输出电流为 19.94 mA,即输出电流误差为 0.3%;而 KT-90A、PE1-2 在相同条件下的实际输出电流分别为 21.50 mA 和 21.77 mA,即输出电流误差分别为 7.5%和 8.9%。因此,本电刺激系统的输出电流误差 $\leq 0.5\%$ ,而 KT-90A、PE1-2 等两款医用级电刺激器的输出电流误差 $>5\%$ 。

## 2.3 输出阻抗

### 1)测试方法和结果

为测试电刺激系统的输出阻抗范围,本电刺激系统的负载端与可变电阻(ZX96A,电阻精度 0.1%,上海正阳仪器厂)相连,以模拟人体不同部位的阻抗。在输出电流分别为 10 mA、20 mA 情况下,分别调节可变电阻的阻值,同时使用 3054A 示波器记录不同阻值对应的电压值,并换算成电流值。当输出电流为 10 mA 和 20 mA 时,不同负载电阻对应的电流值(R-I)如图 8 所示。

### 2)测试分析

当预设输出电流为 10 mA(图 8(a)曲线图中的虚线部分)时,本电刺激系统和 KT-90A 电刺激器、PE1-2 电刺激器的输出阻抗均能达到 4 000  $\Omega$ ,但其中 KT-90A 电刺激器的输出电流误差最大达到 28.8%,PE1-2 电刺激器的输出电流误差最大达 7.0%,而本电刺激系统的输出电流误差最大只有 0.3%。

当预设输出电流为 20 mA(图 8(b)曲线图中的虚线部

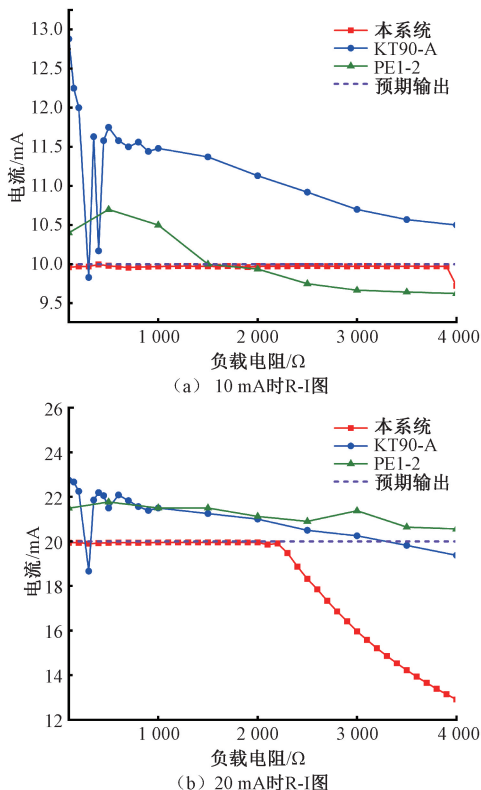


图 8 不同负载电阻对应的电流值(R-I)

分)时,本电刺激系统和 KT-90A 电刺激器、PE1-2 电刺激器的输出阻抗 $\leq 2\,000\,\Omega$  情况下,三者的输出电流均较稳定,而输出阻抗 $>2\,000\,\Omega$  情况下,三者的输出电流均处于减小趋势;不过,在输出阻抗 $<2\,000\,\Omega$  情况下,KT-90A 电刺激器的输出电流误差最大达到 13.8%,PE1-2 电刺激器的输出电流误差最大达 8.9%,而本电刺激系统的输出电流误差最大只有 0.3%。

## 3 电刺激应用验证

### 3.1 验证方法与结果

为验证本电刺激系统的刺激效果,本文将该系统应用于功能电刺激实验,实验示意图如图 9 所示。其中,本电刺激系统输出刺激电流作用于肌肉部位,同时通过 EEG 信号采集系统(SynAmps2,Neuroscan 公司)采集 EEG 信号。

实验过程中,电刺激波形为方波,频率为 30 Hz,刺激间隔 16 ms,电流幅值由 0 逐渐增加至 20 mA,以确保刺激过程中无疼痛感。同时,实验还会采集受试者的 EEG 信号,以客观评估本电刺激系统的刺激效果。EEG 信号采集步骤为:1)不对受试者进行电刺激(静息态),时长为 1 000 ms,采集该时段受试者的 EEG;2)对受试者进行电刺激,时长为 2 000 ms,采集该时段受试者的 EEG;3)重复步骤 1)和步骤 2),采集 10 组 EEG 数据。上述实验通过了中国科学院

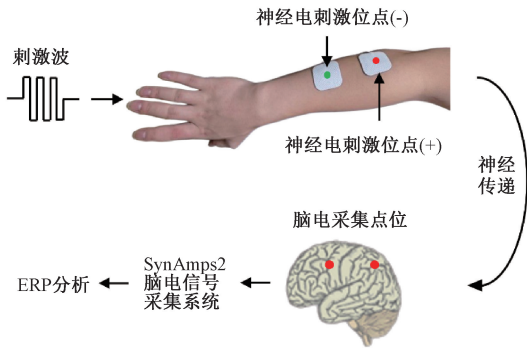


图 9 电刺激与 EEG 信号采集示意

深圳先进技术研究院人体试验伦理委员会的审查(伦理号为 SIAT-IRB-230915-H0670)。将采集到的 EEG 数据进行滤波等处理,获得 EEG 信号波形和能量谱图如图 10 所示。

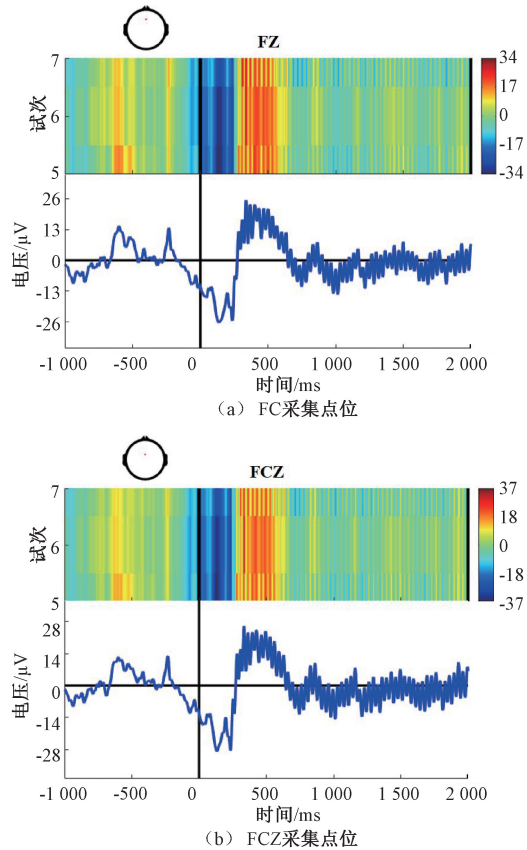


图 10 FC 和 FCZ 采集点位的 EEG 信号波形和能量谱图

3.2 分析与讨论

本实验选择了与体感相关的大脑皮层对应电极通道 FZ 和 FCZ 来评估电刺激效果。上述图 10 中,FZ、FCZ 为 EEG 信号采集通道。图中上半部分为 EEG 能量谱图,下半部分为 EEG 波形图;其中,−1 000~0 ms 为电刺激前的静息态阶段,0~2 000 ms 为持续电刺激阶段。在静息态阶段,EEG 信号曲线相对平滑,且无 ERP 波动峰。在持续电

刺激阶段,EEG 信号在 0~500 ms 内有明显的 ERP 波动峰;而与静息态相比,EEG 信号在 500~2 000 ms 内具有明显的小波动。另外,EEG 能量谱也体现出电刺激前后的明显差异特征。由此表明,本实验所施加的电刺激,有效诱发了受试者相关脑区的响应,使受试者大脑额叶中的初级、次级运动皮层被高度持续激活,从而验证了本电刺激系统能实施有效的电刺激。

4 结 论

面向神经肌肉功能康复需求,本文基于数字信号合成和恒流源电路模型,设计了一种具有多波形可选、多参数可调的电刺激系统。与已有电刺激系统相比,本系统有两方面的特色或创新:一是具有电路简单、刺激电流精度高、可输出多种电流波形等特点,在输出电流 $\leq 20\text{ mA}$  情况下,该系统的输出电流误差 $<0.5\%$ ,最大输出阻抗 $4\text{ }000\text{ }\Omega$ ;二是通过电刺激应用过程中的 EEG 信号特征,从客观上验证了本电刺激系统的有效性,从而证明了本系统在功能电刺激等神经康复领域具有真实的应用价值。下一步,将从电刺激参数设置界面入手,进一步提高本系统的临床应用性能。

参考文献

[1] 李子洁,刘婷婷,吴铮,等.电刺激在脑卒中后运动功能障碍治疗中的研究进展[J].医学综述,2021,27(14):2796-2801.

[2] 章晓峰,张大威,郑雅思,等.两种对侧控制型功能性电刺激方案对脑卒中患者上肢功能影响的研究[J].中国康复医学杂志,2023,38(2):207-211,221.

[3] MARQUEZ-CHIN C, BAGHER S, ZIVANOVIC V, et al. Functional electrical stimulation therapy for severe hemiplegia: randomized control trial revisited [J]. Canadian Journal of Occupational Therapy-revue Canadienne D Ergotherapie, 2017, 84(10): 87-97.

[4] CHO Y, LEE B, LEE Y, et al. Simultaneous sensory feedback strategy for force and position of gripper based on TENS[J]. IEEE Robotics And Automation Letters, 2023, 8(9): 5291-5298.

[5] 曹蕊,马彬,张立宁,等.神经肌肉电刺激疗法在脑卒中康复治疗中的应用综述[J].解放军医学院学报,2020,41(9):939-942.

[6] 陈紫萱,胡志刚,杜喆,等.表面肌电信号控制的功能性电刺激康复系统研究[J].机械设计与制造,2023(9):268-272.

[7] 郑莉,鲍治诚,张琪,等.经皮耳迷走神经电刺激结合康

- 复机器人训练对脑卒中患者上肢功能的效果[J]. 中国康复理论与实践, 2023, 29(6): 691-696.
- [8] 王路, 杜志伟, 关志恒, 等. 多通道功能性电刺激下四肢联动对脑卒中患者下肢运动功能和步行功能的影响[J]. 现代医药卫生, 2023, 39(21): 3632-3636.
- [9] INANICI F, SAMEJIMA S, GAD P, et al. Transcutaneous electrical spinal stimulation promotes long-term recovery of upper extremity function in chronic tetraplegia[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018, 26(6): 1272-1278.
- [10] 丁建华, 陈子晗, 李玉榕. 可实时调整刺激参数的功能性电刺激仪的研制[J]. 福州大学学报(自然科学版), 2019, 47(6): 759-764.
- [11] OHARA H, HASEGAWA S. DualEMS: Two-channel arbitrary waveform electrical muscle stimulation device to design interference stimulation[J]. Augmented Humans Conference 2022 (AHs 2022), Munich, Germany, 2022: 195-202.
- [12] 王迎英, 姜乃夫, 彭雨辉, 等. 基于电刺激的上肢截肢者诱发手指幻肢感初步研究[J]. 集成技术, 2019, 8(4): 1-13.
- [13] 谭铭昱, 花浩镔, 熊奇伟, 等. 基于微电流刺激的多强度分级虚拟触觉反馈[J]. 计算机研究与发展, 2023, 60(9): 2015-2027.
- [14] 王博雅. 仿生假手的阵列式电触觉反馈系统及策略研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2018.
- [15] FRANCO S. 基于运输放大器和模拟集成电路的电路设计[M]. 西安: 西安交通大学出版社, 2017: 60-67.
- [16] 石雄. 直接数字频率合成技术的研究与应用[D]. 武汉: 华中科技大学, 2007.

### 作者简介

吴腾, 硕士研究生, 主要研究方向为康复技术与嵌入式系统。

曹江浪, 工程师, 主要研究方向为传感器技术与嵌入式系统。

E-mail: j.l. cao@siat. ac. cn

方鹏(通信作者), 研究员, 主要研究方向为传感器技术与人机交互系统。

E-mail: peng. fang@siat. ac. cn