

文章编号 1672-6634(2024)05-0001-07

DOI 10.19728/j.issn1672-6634.2024030006

5 Hz 经颅脉冲电刺激对 EEG 影响的研究

孙海博^{1,2}, 刘皓^{1,2}

(1. 天津工业大学 纺织科学与工程学院, 天津 300073; 2. 天津工业大学 智能穿戴电子纺织品研究所, 天津 300073)

摘要 经颅电刺激(Transcranial Electrical Stimulation, tES)可以对人体脑电图(Electroencephalogram, EEG)状态产生相应的影响,因此可以通过特定频率的电流刺激实现对人体情绪、记忆和睡眠状态的干预。本研究采用经颅脉冲电流刺激(Transcranial Pulsed Current Stimulation, tPCS)方式对人体进行经颅电刺激,主要探究在前额叶区域(F3 阳极和 F4 阴极)的 5 Hz 刺激频率下 0.2、0.4 和 0.6 mA 不同刺激处方对 EEG 信号的影响。对采集的 EEG 数据进行功率谱密度、能量占比和功率比值分析,结果表明:0.6 mA 电刺激的实验组提高了 Theta 频带(4~8 Hz)能量和 Alpha 前半段频带(8~10 Hz)能量,这种现象在左侧脑区的中央区(Fp1)和顶叶区(C3)更明显。同时发现 5 min、5 Hz、0.4 mA 的刺激处方在刺激后对 Theta 频带能量占比影响要高于 5 min、5 Hz、0.6 mA。

关键词 经颅脉冲电刺激;脑电图;功率谱密度;睡眠调节

中图分类号 R857

文献标志码 A

开放科学(资源服务)标识码(OSID)



Study of the Effect of 5 Hz Transcranial Pulsed Electrical Stimulation on the EEG

SUN Haibo^{1,2}, LIU Hao^{1,2}

(1. School of Textile Science and Engineering, Tiangong University, Tianjin 300072, China; 2. Institute of Smart Wearable Electronic Textiles, Tiangong University, Tianjin 300072, China)

Abstract Transcranial electrical stimulation (tES) can affect the electroencephalogram (EEG) state of human body accordingly, so it can intervene in human body's emotion, memory and sleep state through the current stimulation of specific frequency. In this study, transcranial pulsed current stimulation (tPCS) was used to investigate the effects of different stimulation prescriptions of 0.2 mA, 0.4 mA, and 0.6 mA at a stimulation frequency of 5 Hz on EEG signals in the prefrontal region (F3 anode and F4 cathode). The power spectral density, energy percentage and power ratio analyses of the acquired EEG data showed that the experimental group with 0.6 mA electrical stimulation increased the energy of the Theta band (4~8 Hz) and the energy of the first half of the Alpha band (8~10 Hz), and that this phenomenon was more pronounced in the central (Fp1) and parietal (C3) regions of the left brain area. It was also found that the

收稿日期:2024-03-08

基金项目:国家自然科学基金项目(52203276);国家重点研发计划“科技冬奥”重点专项(2019YFF0302105)资助

通信作者:刘皓,男,汉族,博士,教授,博士生导师,研究方向:生理信号检测,智能电子设备,E-mail:liuhao_0760@163.com。

stimulus prescription of 5 min, 5 Hz, 0.4 mA had a higher post-stimulus effect on the Theta band energy percentage than 5 min, 5 Hz, 0.6 mA.

Key words transcranial pulsed electrical stimulation; electroencephalogram; power spectral density; sleep regulation

0 引言

经颅电刺激(transcranial Electrical Stimulation, tES)是一种非侵入性脑刺激(Noninvasive Brain Stimulation, NIBS)技术,通过两个或多个脑电电极向头皮施加微弱的电流来达到刺激大脑区域、调节脑部神经活动的目的^[1]。TES 根据电流施加的方式可以分为经颅直流电刺激(transcranial Direct Current Stimulation, tDCS)、经颅交流电刺激(transcranial Alternating Current Stimulation, tACS)和经颅脉冲电刺激(transcranial Pulsed Current Stimulation, tPCS)。其中,tDCS 通过特定强度的直流电实现大脑状态的调节^[2],而 tACS 和 tPCS 利用弱交变电场对大脑状态进行干预。tACS 常被用来调节大脑振荡,将大脑振荡与认知过程的因果联系起来,以实现通过经颅电刺激对人体认知过程的干预^[3]。与 tDCS 调节神经元膜电位的兴奋性阈值^[4]不同,tACS 在认知或感觉运动过程中直接与正在进行的神经元活动进行相互作用,进而影响大脑的活动^[5,6]。目前已被证明经颅电刺激可以实现对大脑皮层活动的干预,且与刺激强度有着非线性的关联^[7,8]。Neuling 等人已经证明在 tACS 之后,大脑活动中 Alpha 频带的频谱功率有显著的提升^[9]。tACS 采用等电荷双极交流电组成的平衡电流进行大脑状态的调节,而 tPCS 应用多种单相或双相的脉冲波形实现大量单极电流的注入。早期的 tPCS 干预方法是通过电极在双侧耳部施加微弱脉冲电流进行失眠、抑郁等症状的调节^[10-12],刺激强度范围在 5 μ A~5 mA 之间。

近些年通过 tES 和 EEG 方法进行脑电状态干预的研究逐渐增加,通过施加特定频率下的微弱电流刺激实现对 EEG 中特定频率功率的增加,可以实现对大脑 EEG 状态的干预^[13]。EEG 是大脑状态变化的重要表现形式,主要包含 Delta 波(0.5~4 Hz)、Theta 波(4~8 Hz)、Alpha 波(8~13 Hz)、Beta 波(13~30 Hz)和 Gamma 波(大于 30 Hz),各种波形与大脑的状态和功能相互关联。其中,Delta 波又被称为睡眠慢波,主要出现在非快速眼动睡眠(Non Rapid Eye Movement Sleep, NREM)的 N2 期和 N3 期。NREM 睡眠按照睡眠程度变化由低到高分 S1、S2、S3、S4 四个阶段,其中由于 S3 与 S4 阶段特征较为相近,因此被合并为 N3 阶段,S1、S2 则分别对应 N1、N2 阶段^[14]。Theta 波是重要的入睡过渡标志,主要出现在轻度睡眠和冥想状态中。Alpha 波通常出现在清醒和快速眼动阶段,快速眼动睡眠阶段是大多数梦发生的阶段,其波形与清醒状态相似。Beta 波和 Gamma 波主要在人体清醒状态下出现,主要与大脑感知、学习和信息处理等功能相关^[15]。

当前,已经有部分研究人员探究了刺激频率和刺激强度对 EEG 中 Theta、Alpha 和 Beta 频带的影响。2021 年 Xie 等人通过 tACS 产生大范围的头皮电场振荡来刺激大脑皮层实现大脑活动的干预,研究证明通过 5 Hz 的 tACS 可以使 Theta 频带和 1~7 Hz 低频 EEG 活动的总功率显著增加^[16]。同时,额叶皮层区域被证明是 tACS 刺激下 EEG 慢振荡和 Theta 振荡变化显著的特征区域^[17-19]。在 2023 年,Motamedi 等人^[20]对 9 例慢性失眠症患者进行了测试,在 F3/M1 和 F4/M2 刺激点位施加 tACS 刺激,通过多导睡眠监测(Polysomnograms, PSG)技术对 tACS 治疗效果进行了采集,发现患者睡眠质量和睡眠时间均有显著改善。较多的研究分别选用 0.75 Hz 和 5 Hz 的正弦信号对大脑皮层进行微弱电流的干预来提高人体入睡速度和深度睡眠的时间,通过 tES 促进睡眠慢脑振荡的发生和增强,通过 Alpha 波和 Theta 波的功率变化反应睡眠状态的改变^[21-23]。近些年关于 tPCS 干预 EEG 的研究较少,Morales-Quezada 等人在 2014 年采用 tPCS 干预的方式对不同刺激强度下的 EEG 特征变化进行了研究,证明了在 1~5 Hz 范围内的随机频率振荡下通过 1 mA 和 2 mA 的主动刺激,能够调节额叶皮层区域的脑电活动^[24]。此后的研究结果表明,在 F3、F4 设置为刺激阳极的情况下,tPCS 在人体入睡过程中对大脑中的 Delta 和 Theta 频带活动产生了影响^[25,26]。目前,低频 tACS 刺激可以通过特定频率的电流干预实现对大脑振荡活动的有效影响,但是低频

tPCS 刺激对 EEG 的影响结果尚未展开系统的研究。因此,本文在前额叶区(F3 阳极和 F4 阴极)进行 tPCS 干预,采集前额区(Fp1、Fp2)、中央区(C3、C4)和顶叶区(P7、P8)的脑电信号,以此探究选定点位 5 Hz 刺激处方对 EEG 信号的影响规律。

1 对象与方法

1.1 研究对象

研究对象根据性别、年龄等实际情况,通过匹兹堡睡眠指数(PSQI)量表从校内学生中筛选出睡眠健康被试 9 名,均为男性。年龄分布在 21~28 岁之间,平均年龄为 24 岁。被试纳入标准:身体健康,有白天小睡习惯。无中枢神经系统疾病史,实验前不得服用对中枢神经系统有兴奋或抑制作用的药物、食物、饮料等。所有被试均以自愿原则选择入组,在实验前知晓实验内容并签署知情同意书。

受试者分别接受不同处方的 5 min 真实刺激和假刺激实验,被试者并不知道所测试的刺激种类。同时,所有被试者在一天中的相同时间参加相同处方的刺激实验。

1.2 实验设备

脑电信号采集设备:脑电信号采集设备采用基于 ADS1299 自研的脑电采集帽,按国际标准 10-20 系统制备的 6 导联脑电帽,脑电信号采集点位为前额区(Fp1、Fp2)、中央区(C3、C4)和顶叶区(P7、P8)。额叶区(F3、F4)作为经颅电刺激点位。以双耳耳垂作为参考电极采集脑电数据,Wifi 传输,采样率设置为 500 Hz。

tPCS 设备:刺激器采用自研恒流源输出经颅电刺激仪。经颅电刺激具备直流和脉冲方波两种输出模式,脉冲输出频率不低于 1 kHz,输出电流幅度不大于 2 mA,调整档位 0.1 mA 一档,开发的产品满足标准规定的安全要求。

电刺激电极:传统的经颅电刺激采用典型的 5 cm × 7 cm 海绵电极进行双阳极双阴极或者单阳极单阴极的电刺激。在最近研究中,采用脑电电极进行经颅电刺激的方式在之前的有限元分析研究中已被认为是可行的^[27],因此本文中采用脑电电极进行脑电帽的脑电采集和经颅刺激。

1.3 实验设计与步骤

采用交流脉冲处方对人体进行经颅电刺激,探究在 5 min 的不同刺激处方下,对脑电信号的影响。参照现有文献基础,刺激频率选为 5 Hz(清醒状态进入睡眠 N1 阶段时 Theta 节律会增多),刺激电流选为 0.2、0.4、0.6 mA 和假刺激下在前额叶区(F3 阳极和 F4 阴极)进行经颅电刺激,同时采集前额区(Fp1、Fp2)、中央区(C3、C4)和侧额区(F7、F8)的脑电图,观察不同刺激处方对脑电信号的影响。脑电数据处理在 Matlab 环境中进行。每个受试者共进行 4 次实验,实验采用单盲、交叉设计。

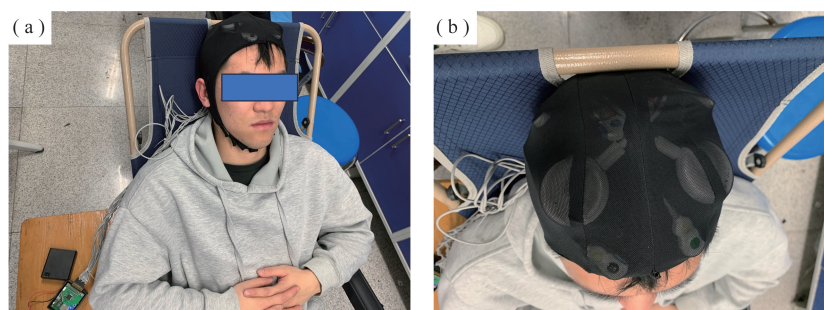


图 1 经颅电刺激实验测试场景图

Fig. 1 Transcranial electrical stimulation experiment test scene diagram

实验步骤:第一步,在安静、光线较弱的恒温恒湿实验室中,受试者佩戴脑电采集及干预系统。第二步,启动脑电采集及干预系统,待受试者状态稳定后,受试者闭眼静息开始 6 min 的脑电数据采集。第三步,脑电采集完成后,立即在相应脑区打开经颅电刺激,进行 5 min 经颅电刺激实验,刺激电流的调整在 1 min 内完成,确保受试者不会因电流强度突然的变化产生明显刺痛反应。在假刺激条件下,只进行 1 min 的电流强度调整,待 1 min 后将刺激设备关闭。第四步,进行经颅电刺激,刺激过程中要求被试人员坐在躺椅上保持

睁眼放松的状态,刺激完成后采集受试者闭眼静息状态下 10 min 的脑电信号。第五步,完成测试后,被试人员起身活动 20 min,准备进行下一个处方测试,测试处方包括 5 min、0.2 mA、5 min、0.4 mA、5 min、0.6 mA 和假刺激实验,每次测试处方顺序为随机选择。

1.4 脑电数据处理与分析

对刺激前和刺激后所采集两个阶段的脑电数据进行分段,分段后数据导入 Matlab 中进行信号预处理。导入 Matlab 的数据首先进行工频干扰的去除,经过一个 Butter 函数和 Filtfilt 函数设计的四阶 Butterworth 数字滤波器进行 50 Hz 带阻滤波,滤波器截至频率分别为 49 Hz 和 51 Hz。之后通过相同的四阶 Butterworth 数字滤波器进行 0.5~30 Hz 的带通滤波^[24]。滤波后数据按照每 3 min 一段进行数据分段。对脑电数据分别进行如下分析:(1) EEG 功率谱密度分析:对每个阶段数据采用 Welch 幅度平方值的频谱分析。通过 Matlab 中的 Pwelch 函数进行各段数据的重叠分段平均计算,其中 Hamming Window 设置为 500,窗口重叠长度设置为 100,Nfft 值为默认值。(2) EEG 功率谱分析:对每段数据按照 Delta(0.5~4 Hz)、Theta(4~8 Hz)、Alpha(8~13 Hz)和 Beta(13~30 Hz)进行脑电频带功率的求取。通过 Matlab 中的 FFT 函数计算各频带信号的功率值。(3) EEG 的时频谱分析:对每段数据进行连续小波变换(Continuous Wavelet Transform, CWT)的时频分析,使用 Matlab 中的 CWT 函数对每个通道数据进行小波变换。

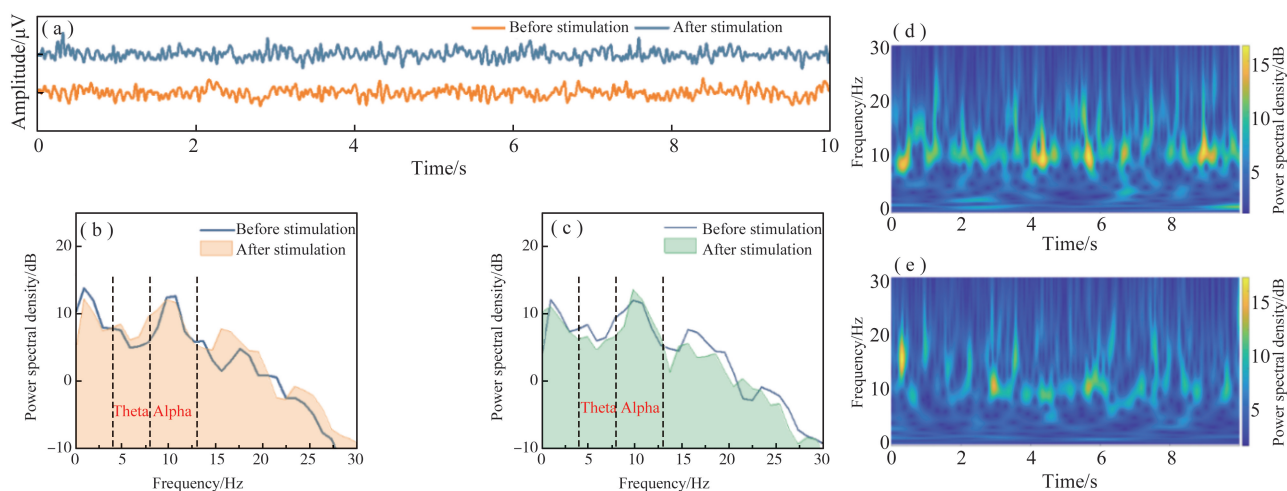


图2 6号志愿者刺激前后 C3 采集点 10 s 脑电特征对比:(a) 时域图,(b) 刺激前后功率谱密度曲线,(c) 0.6 mA 与对照组功率谱密度曲线,(d) 刺激前时频图,(e) 刺激后时频图

Fig. 2 Comparison of 10 s EEG features at the C3 acquisition point before and after stimulation in Volunteer #6: (a) time-domain plot, (b) pre-and post-stimulation power spectral density curves, (c) power spectral density curves of 0.6 mA vs. control group, (d) pre-stimulation time-frequency plot, (e) post-stimulation time-frequency plot

2 实验结果

2.1 刺激前后 EEG 功率谱密度分析

图2展示了06号志愿者在5 min、5 Hz、0.6 mA 的经颅电刺激处方前后脑电状态。图2(a)所示为预处理后的脑电数据时域图,图中所示刺激前后 10 s 脑电信号幅值均在 $\pm 50 \mu\text{V}$ 之间,表明信号采集状态良好。基于刺激前后所采集的 10 s 脑电数据求取刺激前后脑电信号的功率谱密度(Power Spectral Density, PSD)状态显示〔图2(b)〕,5 min 刺激后被试人员的 Theta 频带(4~8 Hz)能量和 Alpha 频带(8~13 Hz)前半段能量均高于刺激前脑电状态。同时对比 5 min、5 Hz、0.6 mA 和 5 min、5 Hz 假刺激相同时间段的 PSD 状态显示〔图2(c)〕,相比于没有进行电刺激的对照组,0.6 mA 电刺激的实验组提高了 Theta 频带(4~8 Hz)能量和 Alpha 前半段频带(8~10 Hz)能量。结合刺激前时频图〔图2(d)〕和刺激后时频图〔图2(e)〕显示,刺激前后均可以明显观察到 10 Hz 能量频带,但在 5 min 电刺激后 Alpha 能量带出现时间明显缩短,结合功率谱密度图结果,表明 5 min、5 Hz、0.6 mA 的经颅电刺激提升了 EEG 中的 Theta 频带

(4~8 Hz)能量,降低了 Alpha 频带能量。

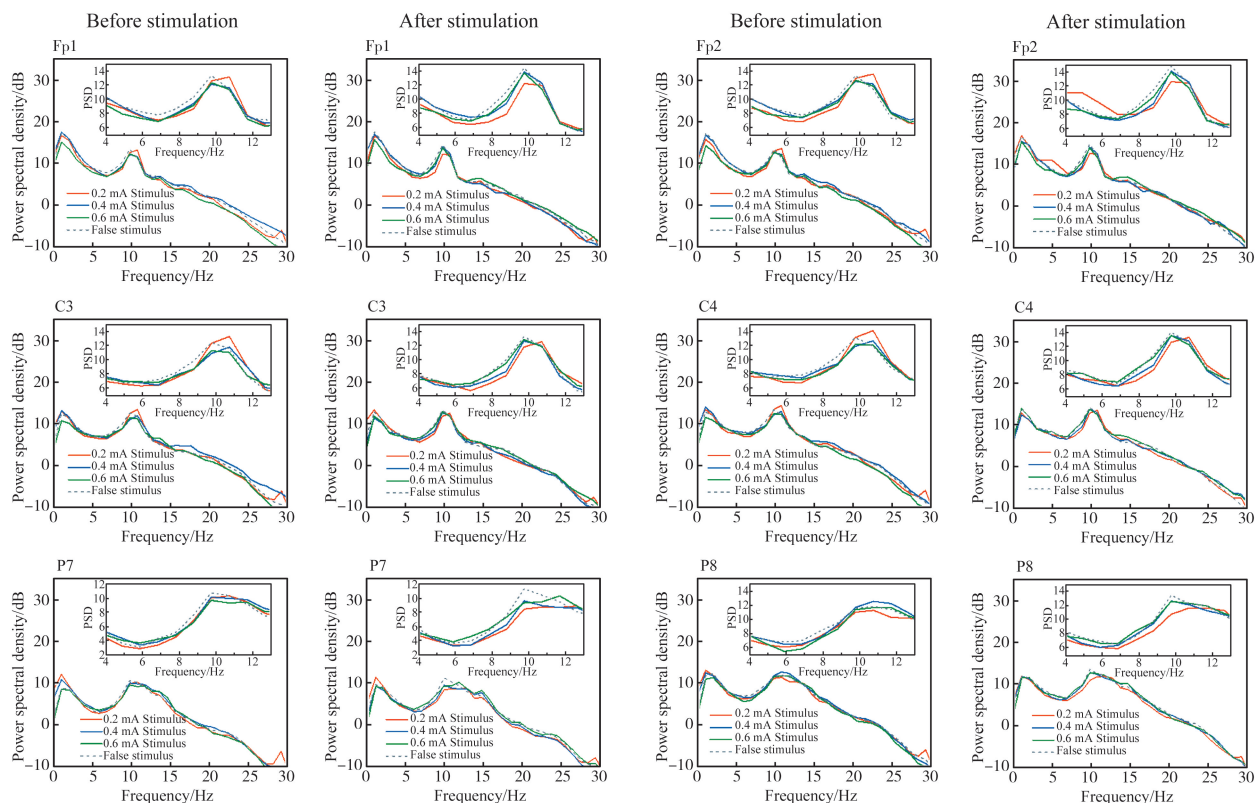


图 3 6 号志愿者刺激前后 6 个采集点功率谱密度曲线

Fig. 3 Power spectral density profiles of 6 acquisition points before and after stimulation in volunteer #6

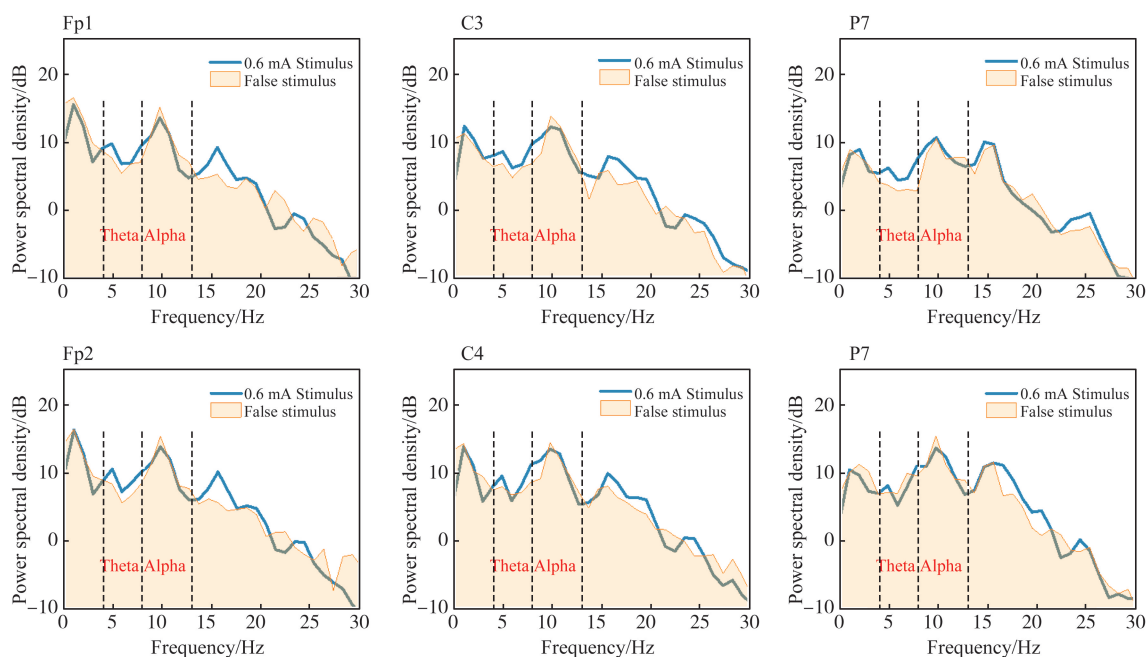


图 4 不同采集点位功率谱密度变化曲线

Fig. 4 Variation curves of power spectral density at different acquisition points

图 3 显示了 06 号志愿者不同处方刺激前后在前额区(Fp1、Fp2)、中央区(C3、C4)和顶叶区(P7、P8) 3 min 内的 PSD 曲线。6 个采集点位刺激前后的 PSD 曲线均保持相同的变化趋势,由于脑电采集过程中志愿者均处于闭眼静息状态,从各个点位的 PSD 曲线中均可以观察到明显的 Alpha 频带尖峰。在 0.2、0.4、

0.6 mA 和假刺激处方刺激前 3 min 的 6 个点位 PSD 曲线中观察 Theta 和 Alpha 频带(4~13 Hz)变化,并无明显趋势;观察刺激后 3 min 的 6 点位 PSD 曲线发现,在刺激后(4~13 Hz)范围内 PSD 曲线高度出现 0.6 mA>假刺激>0.4 mA>0.2 mA 的趋势,特别是在中央区(C3、C4)和顶叶区(P7、P8)特征明显。

图 4 所示为前额区(Fp1、Fp2)、中央区(C3、C4)和顶叶区(P7、P8)在 0.6 mA 和假刺激处方下 06 志愿者脑电信号的功率谱密度变化曲线。其中,左侧脑区的 Fp1、C3 和 P7 采集点位在 0.6 mA 刺激处方下 Theta 频带能量增值要明显高于右侧脑区的 Fp2、C4 和 P8,这种现象在中央区 and 顶叶区更明显。

2.2 不同刺激处方对比分析

基于上述内容,对 9 名志愿者在 0.2、0.4、0.6 mA 和假刺激处方下所采集的刺激前 6 min 脑电数据和刺激后 9 min 脑电数据进行各阶段指标对比分析。刺激前第一段标记为 -1;刺激前第二段标记为 0;刺激后第一段标记为 1;刺激后第二段标记为 2;刺激后第三段标记为 3。对各刺激处方的 5 段数据进行 Theta(4~8 Hz)频带和 Alpha(8~13 Hz)频带的功率值和功率比值分析。

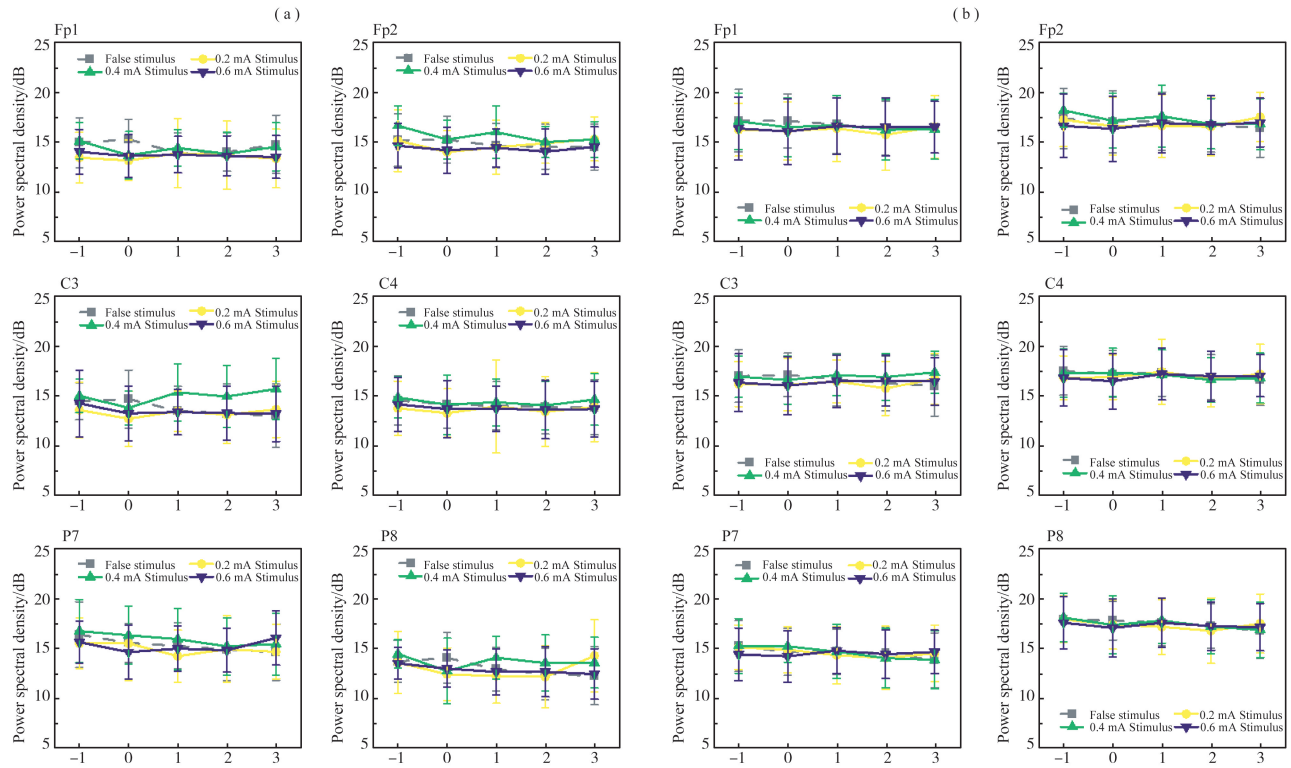


图 5 不同刺激处方下 5 个阶段 Theta 和 Alpha 频带功率变化曲线:(a) Theta 频带功率变化曲线,(b) Alpha 频带功率变化曲线

Fig. 5 Theta and Alpha band power change curves at 5 stages under different stimulus prescriptions:

(a) Theta band power change curve, (b) Alpha band power change curve

对比分析 9 名志愿者在 0.2、0.4、0.6 mA 和假刺激处方下,不同阶段的频带功率变化情况。图 5 展示了刺激前后 5 个阶段 6 点位脑电信号的 Theta 和 Alpha 频带功率变化情况,其中图 5(a)为 Theta 频带 8 点位的功率变化值。从 0 阶段到 1 阶段 0.2、0.4、0.6 mA 处方均出现了 Theta 频带功率上升的趋势,且到达阶段 2 时 Theta 功率值会下降达到与 0 阶段相当的水平,随着闭眼时间的增长 Theta 会再次升高。Alpha 频带功率值〔图 5(b)〕与 Theta 频带功率整体呈现相同的变化趋势,此时观察 0.6 mA 处方曲线变化发现,随着闭眼时间增长 Alpha 频带功率值均呈现水平下降趋势,但在刺激前 0 阶段到刺激后 1 阶段变化时各点位的 Alpha 频带功率值均出现了抬高的现象,该现象与单一被试者的 0.6 mA 刺激结果相同。对比 0.4、0.6 mA 的功率占比变化曲线发现,在刺激后 5 min、5 Hz、0.4 mA 的刺激处方下 Theta 频带能量占比要高于 5 min、5 Hz、0.6 mA 的刺激处方。

基于上述分析结果,进一步对比分析在不同刺激处方刺激下,脑电信号中高频带信号和低频带信号 Alpha / Theta 频带功率比值变化情况。其中 0.4、0.6 mA 的刺激处方存在与假刺激处方相同的比值变化趋

势,但 0.6 mA 刺激处方在刺激后的比值增长趋势要高于 0.4 mA 刺激处方,与上述不同刺激处方所影响的 Theta 和 Alpha 功率值变化结论一致。

3 讨论与结论

本研究采用 tPCS 干预方法对 9 名平均年龄 24 岁的男性分别进行了基于 5 min、5 Hz 的 0.2、0.4、0.6 mA 和假刺激组的干预实验。共进行 36 次,每次采集刺激前和刺激后脑电数据,经预处理后得到有效数据。分别对单个被试人员和 9 名被试者进行了 EEG 特征分析,分析内容包括功率谱密度、时频分析和功率比值变化特征。在对单个被试人员分析中发现:同时对比 5 min、5 Hz、0.6 mA 和 5 min、5 Hz 假刺激相同时间段的 PSD 状态显示,0.6 mA 电刺激的实验组有效提高了 Theta 频带(4~8 Hz)能量和 Alpha 前半段频带(8~10 Hz)能量。说明 5 Hz 的经颅脉冲电刺激实现了对 EEG 信号中 Theta 和 Alpha 频带的增强作用。同时发现左侧脑区(Fp1、C3 和 P7 采集点位)在 0.6 mA 刺激处方下 Theta 频带能量增值要明显高于右侧脑区(Fp2、C4 和 P8),这种现象在中央区和顶叶区更明显。对多名被试人员分析中发现:0.2、0.4、0.6 mA 处方刺激后 EEG 信号中均出现了 Theta 频带功率上升的趋势,且刺激后 6 min 时 Theta 会出现功率值下降到与刺激前相当的水平,此后随着闭眼时间的增长 Theta 会再次升高。

经颅电刺激是一种非侵入性脑刺激技术,已经有部分研究人员探究了经颅脉冲电流刺激干预对 EEG 中 Theta、Alpha 和 Beta 频带的影响效果。本研究中重点探究了在 5 min、5 Hz 的刺激处方下不同刺激强度对 EEG 影响的特点,对 0.4 和 0.6 mA 不同的影响效果进行了分析。但本文仍存在不足,文中发现 0.6 mA 刺激处方同时实现了 Alpha 频带中前段(8~10 Hz)能量的提升,这是否也有助于提升人体困意,还需要进一步实验证明。为此我们将在下一步的工作中增加刺激时间,进一步的观察不同刺激处方对于 Theta 和 Alpha 频带的影响,以此探究经颅脉冲电流刺激干预促使人体更快进入睡眠 N1 期的方法。

参 考 文 献

- [1] VOSSKUHL J, HUSTER R J, HERRMANN C S. Increase in short-term memory capacity induced by down-regulating individual theta frequency via transcranial alternating current stimulation[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2015, 9(257):1-10.
- [2] WU L, LIU T, WANG J. Improving the effect of transcranial alternating current stimulation (tACS): a systematic review[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2021, 15:652393.
- [3] HERRMANN C S, RACH S, NEULING T, et al. Transcranial alternating current stimulation: a review of the underlying mechanisms and modulation of cognitive processes[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2013, 7:279.
- [4] KUO M F, NITSCHKE M A. Effects of transcranial electrical stimulation on cognition[J]. *Clinical Eeg and Neuroscience*, 2012, 43:192-199.
- [5] MINIUSSI C, HARRIS J A, RUZZOLI M. Modelling non-invasive brain stimulation in cognitive neuroscience [J]. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 2013, 37:1702-1712.
- [6] ANTAL A, PAULUS W. Transcranial alternating current stimulation (tACS) [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2013, 7:317.
- [7] 张娜,刘卉,苗雨,等. 经颅电刺激技术用于运动表现提升的研究进展[J]. *中国生物医学工程学报*, 2022, 41(2): 214-223.
- [8] MOLIADZE V, ATALAY D, ANTAL A, et al. Close to threshold transcranial electrical stimulation preferentially activates inhibitory networks before switching to excitation with higher intensities[J]. *Brain Stimulation*. 2012, 5(4): 505-511.
- [9] NEULING T, RACH S, HERRMANN C S. Orchestrating neuronal networks: sustained after-effects of transcranial alternating current stimulation depend upon brain states[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2013, 7:161-172.
- [10] GILULA M F, BARACH P R. Cranial electrotherapy stimulation: a safe neuromedical treatment for anxiety, depression, or insomnia [J]. *Southern Medical Journal*, 2004, 97:1269-1270.
- [11] 孙凤哲,杨硕,韩雪,等. 前额叶 Gamma 频段 tACS 对工作记忆影响的研究[J]. *科学技术与工程*, 2023, 23(36): 15404-15411.
- [12] 邱义,马炜玮,张会娟,等. 经颅电刺激镇痛研究的现状与展望[J]. *生物化学与生物物理进展*, 2024, 51(5): 1119-1133.
- [13] 罗玮,周仁来. 经颅电刺激技术在睡眠调节中的作用和应用展望[J]. *航天医学与医学工程*, 2020, 33(2): 175-181.
- [14] SUN H, YE E, PAIXAO L, et al. The sleep and wake electroencephalogram over the lifespan[J]. *Neurobiology of Aging*, 2023, 124: 60-70.

(下转第 28 页)

- [15] LIEN C, YU K, CHUNG L, et al. H_{∞} performance for uncertain discrete switched systems with interval time-varying delay via switching signal design[J]. Applied Mathematical Modelling, 2013, 37(4): 2484-2494.
- [16] SUN X, WANG W, LIU G, et al. Stability analysis for linear switched systems with time-varying delay[J]. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics), 2008, 38(2): 528-533.
- [17] ZHANG H, WANG H, NIU B, et al. Sliding-mode surface-based adaptive actor-critic optimal control for switched nonlinear systems with average dwell time[J]. Information Sciences, 2021, 580: 756-774.
- [18] SU Q, FAN Z, ZHANG D, et al. Finite-time fault detection filtering for switched singular systems with all modes unstable: an ADT approach[J]. International Journal of Control, Automation and Systems, 2019, 17(8): 2026-2036.
- [19] CHEN G, YANG Y. Asymptotic stability of switched linear time-varying systems based on top-floor function[J]. Nonlinear Analysis: Hybrid Systems, 2022, 446: 101222.
- [20] CHEN Y, LIU J. A precise calculation of bifurcation points for periodic solution in nonlinear dynamical systems[J]. Applied Mathematics and Computation, 2016, 273(15): 1190-1195.
- [21] ZHANG H, DENG Y, XIA J, et al. Accurate stabilization for linear stochastic systems based on region pole assignment and its applications[J]. Systems & Control Letters, 2022, 1165: 105263.
- [22] YEH S, HSU P. Analysis and design of the integrated controller for precise motion systems[J]. IEEE Transactions on Control Systems Technology, 1999 7(6): 706-717.
- [23] 赵军圣, 赵雪静, 孙宗耀. 随机非线性系统的有限时间命令滤波输出反馈跟踪控制[J]. 聊城大学学报(自然科学版), 2023, 36(6): 9-17.
- [24] ZHANG H, XIA J, SHEN H, et al. Pth moment regional stability/stabilization and generalized pole assignment of linear stochastic systems: based on the generalized[J]. International Journal of Robust and Nonlinear Control, 2020, 30(8): 3234-3249.
- [25] MORI T, KOKAME H. Stability of $x(t) = Ax(t) + Bx(t - \tau)$ [J]. IEEE Transactions on Automatic Control, 1989, 34(4): 460-462.
- [26] ZHANG H, XIA J, PARK J, et al. Interval stability and interval stabilization of linear stochastic systems with time-varying delay[J]. International Journal of Robust and Nonlinear Control, 2021, 31(6): 2334-2347.

(责任编辑:刘庆松)

(上接第 7 页)

- [15] CORSI-CABRERA M, FIGUEREDO-RODRÍGUEZ P, DEL RÍO-PORTILLA Y, et al. Enhanced frontoparietal synchronized activation during the wake-sleep transition in patients with primary insomnia[J]. Sleep, 2012, 35(4): 501-511.
- [16] XIE J, WANG L, XIAO C, et al. Low frequency transcranial alternating current stimulation accelerates sleep onset process[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2021, 29: 2540-2549.
- [17] MASSIMINI M, HUBER R, FERRARELLI F, et al. The sleep slow oscillation as a traveling wave[J]. Journal of Neuroscience, 2004, 24(31): 6862-6870.
- [18] IRAMINA K, UENO S, MATSUOKA S. MEG and EEG topography of frontal midline theta rhythm and source localization[J]. Brain Topography, 1996, 8(3): 329-331.
- [19] ASADA H, FUKUDA Y, TSUNODA S, et al. Frontal midline theta rhythms reflect alternative activation of prefrontal cortex and anterior cingulate cortex in humans[J]. Neuroscience Letters, 1999, 274(1): 29-32.
- [20] MOTAMED I G K, JELIAZKOV P G, OYEGBILE-CHIDI T O, et al. Transcranial Alternating Current Stimulation (tACS) as a Treatment for Insomnia[J]. Canadian Journal of Neurological Sciences, 2023, 50: 446-449.
- [21] DKHIL M B, CHAWECH N, WALI A, et al. Towards an automatic drowsiness detection system by evaluating the alpha band of EEG signals[C]. //2017 IEEE 15th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI), IEEE, 2017.
- [22] KNAUT P, VON WEGNER F, MORZELEWSKI A, et al. EEG-correlated fMRI of human alpha desynchronization[J]. Clinical Neurophysiology, 2019, 130(8): 1375-1386.
- [23] HUNG C S, SARASSO S, FERRARELLI F, et al. Local experience-dependent changes in the wake EEG after prolonged wakefulness[J]. Sleep, 2013, 36(1): 59-72.
- [24] MORALES-QUEZADA L, SAAVEDRA LC, ROZISKY J, et al. Intensity-dependent effects of transcranial pulsed current stimulation on interhemispheric connectivity: a high-resolution qEEG, sham-controlled study[J]. Neuroreport, 2014, 25(13): 1054-1058.
- [25] D'ATRI A, DE SIMONI E, GORGONI M, et al. Electrical stimulation of the frontal cortex enhances slow-frequency EEG activity and sleepiness[J]. Neuroscience, 2016, 324: 119-130.
- [26] WANG Y, CAO Q, WEI C, et al. The effect of transcranial electrical stimulation on the recovery of sleep quality after sleep deprivation based on an EEG analysis[J]. Brain Sciences, 2023, 13(6): 933-940.
- [27] FARIA P, LEAL A, MIRANDA PC. Comparing different electrode configurations using the 10-10 international system in tDCS: a finite element model analysis[C]. //International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, IEEE, 2009.

(责任编辑:刘庆松)