

镇痛脑电alpha功率谱参数化分析

吴海迪, 汪燕, 詹长安, 张鸿飞, 杨丰

引用本文:

吴海迪, 汪燕, 詹长安, 等. 镇痛脑电alpha功率谱参数化分析[J]. 中国医疗器械杂志, 2025, 49(5): 494-500.

WU Haidi, WANG Yan, ZHAN Chang'an A., et al. Power Spectral Parameterization of the EEG Alpha for Analgesia[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2025, 49(5): 494-500.

<https://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.240736>

收稿日期: 2024-12-26

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

脑电信号分析方法及其应用

EEG Signal Analysis Methods and Their Applications

中国医疗器械杂志. 2020, 44(2): 122-126 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2020.02.006>

不同信息类型工作记忆任务中基于脑电的脑力负荷评估

Evaluation of Mental Workload in Working Memory Tasks with Different Information Types Based on EEG

中国医疗器械杂志. 2022, 46(1): 10-15, 27 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2022.01.003>

便携式多通道脑电信号采集系统

Portable Multi Channel EEG Signal Acquisition System

中国医疗器械杂志. 2022, 46(4): 404-407 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2022.04.011>

一种便携式脑电与血氧同步采集系统设计

Design of Portable EEG and Blood Oxygen Synchronous Acquisition System

中国医疗器械杂志. 2021, 45(3): 280-283 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2021.03.010>

应用蒙特卡罗方法研究医用加速器光子能谱分布

Research Photon Energy Spectrum of Medical Linear Accelerator by Monte Carlo Method

中国医疗器械杂志. 2024, 48(2): 156-159 <http://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.230387>

基于蓝牙的低功耗多参数监护系统设计

Design of Low Power Multi-parameter Monitoring System Based on Bluetooth

中国医疗器械杂志. 2020, 44(6): 487-490 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2020.06.004>



微信公众号



网站二维码

文章编号: 1671-7104(2025)05-0494-07

镇痛脑电alpha功率谱参数化分析

【作者】 吴海迪¹, 汪燕², 詹长安¹, 张鸿飞², 杨丰¹

1 南方医科大学 生物医学工程学院, 广州市, 510515

2 南方医科大学珠江医院 麻醉科, 广州市, 510280

【摘要】 神经振荡的变化在疼痛和镇痛研究中至关重要。以往疼痛相关神经振荡的研究主要采用脑电功率谱方法, 发现alpha (α)功率与主观疼痛感受密切相关。然而, α 功率可能受到功率谱基线影响, 难以准确反映 α 振荡的变化。该文采用功率谱分析并进一步使用功率谱参数化方法 (即将功率谱分解为周期成分和非周期成分), 对第一产程经历重度疼痛的50名初产妇, 进行硬膜外镇痛前后脑电 α 功率的对比分析。结果显示, α 功率在镇痛前后并无显著统计差异。然而, 经过功率谱参数化处理后, 镇痛后脑电的非周期成分显著降低, 而 α 周期成分显著升高。该文验证了功率谱参数化方法在镇痛研究中的有效性, 并揭示了镇痛对脑电 α 周期成分与非周期成分的差异化调控机制。

【关键词】 镇痛; 脑电; 功率谱; 功率谱参数化

【中图分类号】 TN911.6; R318

【文献标志码】 A

doi: 10.12455/j.issn.1671-7104.240736

Power Spectral Parameterization of the EEG Alpha for Analgesia

【Authors】 WU Haidi¹, WANG Yan², ZHAN Chang'an A.¹, ZHANG Hongfei², YANG Feng¹

1 School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou, 510515

2 Department of Anesthesiology, Zhujiang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou, 510280

【Abstract】 Neural oscillatory changes play a critical role in pain and analgesia research. Previous studies on pain-related neural oscillations have primarily utilized electroencephalogram (EEG) power spectral analysis, revealing a strong correlation between alpha (α) power and subjective pain perception. However, alpha power may be influenced by the baseline of the power spectrum, making it difficult to accurately capture the true changes in alpha oscillations. This study employed power spectral analysis and further applied a power spectral parameterization method, which decomposed the power spectrum into periodic and aperiodic components, to compare EEG α power in 50 primiparous women who underwent severe pain during the first stage of labor before and after epidural analgesia. The results indicated no significant differences in α power between pre- and post-analgesia conditions. However, following power spectral parameterization, the aperiodic component of the EEG significantly decreased after analgesia, whereas the periodic component of α power showed a significant increase. This study not only validates the effectiveness and validity of the power spectral parameterization method in analgesia research but also uncovers the differential regulatory mechanism by which analgesia modulates the periodic and aperiodic components of α oscillations.

【Key words】 analgesia, electroencephalography (EEG), power spectra, power spectral parameterization

0 引言

疼痛是一种与实际或潜在的组织损伤相关的不愉快的感觉和情绪情感体验, 或与此相似的经历^[1]。疼痛是由感觉过程与情境 (即认知、情感和动机)

过程之间的交互作用所产生的综合体验, 主要在介导疼痛体验本身的皮层区域网络即疼痛神经矩阵中完成。其间, 疼痛神经矩阵会产生规律的神经元放电, 形成神经振荡^[2-3]。准确地描述疼痛或镇痛带来神经振荡的变化对于疼痛研究以及临床应用具有重要的价值。

脑电功率谱是研究神经振荡的常用分析工具, 并有很多研究试图建立疼痛与脑电功率谱delta

收稿日期: 2024-12-26

基金项目: 广东省基础与应用基础研究基金项目 (2025A1515011335)

作者简介: 吴海迪, E-mail: 1820221388@qq.com

通信作者: 杨丰, E-mail: yangf@smu.edu.cn

(δ , 1~4 Hz)、theta (θ , 4~8 Hz)、alpha (α , 8~12 Hz) 和 beta (β , 12~30 Hz) 之间的关联。在刺激诱发疼痛的相关研究中(即无痛条件下, 对受试者进行冷^[4]、热^[5]等刺激), 普遍结论是疼痛程度增加会引起 δ 、 θ 和 β 功率升高, α 功率降低, 其中 α 功率与主观的疼痛感受密切相关^[6]。在镇痛的相关研究中(即疼痛条件下, 对受试者进行治疗), 关于 α 功率的变化没有得出一致的结论。多数镇痛研究(使用安慰剂^[7]或经颅交流电刺激^[8]等方法进行治疗)发现, 镇痛会使得 α 功率升高, 但也有些研究结果与此不符。例如, SARNTHEIN 等^[9]的研究中, 对慢性神经性疼痛患者进行手术治疗, 手术结束后患者疼痛程度得到大幅度的缓解, 同时观察到 θ 、 α 和 β 功率降低。脑电功率谱变化是神经振荡以及功率谱基线变化的综合结果^[10]。综合疼痛领域的研究结果, 我们假设 α 振荡的增强与镇痛密切相关, 但由于 α 功率受功率谱基线影响, 而不同镇痛方式对功率谱基线的影响不同, 因此镇痛研究中 α 功率的变化不一致。

功率谱参数化是一种在脑电功率谱分析基础上发展而来的新方法^[11], 它能有效解决 α 功率受功率谱基线影响的问题。这种方法的核心原理是将功率谱分解为周期成分和非周期成分。从数学角度来看, 非周期成分能够很好地描述功率谱基线的变化, 而周期成分则能反映与功率谱基线无关的变化。在生理意义上, 非周期成分和周期成分分别反映了不同的神经处理活动。研究表明, 非周期成分的特征截距与神经元的放电频率相关, 其特征斜率则与兴奋性神经元和抑制性神经元的平衡作用密切相关, 非周期成分可能反映皮层的代谢水平^[12-14]; 而周期成分则与规律的神经振荡有关, 反映神经元的同步放电情况, 可能与大脑对任务的处理有关。目前, 功率谱参数化方法虽然尚未在疼痛领域得到广泛应用, 但在认知神经科学领域已取得显著进展。例如, KOPČANOVÁ 等^[15]的研究发现, 阿尔茨海默病与周期成分相关, 而不是非周期成分, 这表明该疾病与神经振荡异常密切相关, 为临床干预提供了新方向。因此, 功率谱参数化方法不仅能够解决 α 功率受功率谱基线影响的问题, 还能深入探究镇痛引起功率谱变化的具体机制, 从而为临床镇痛干预提供更有针对性的指导。

硬膜外镇痛作为一种既能有效阻断疼痛传递, 又能最大限度地不影响自然产程进展的镇痛方法, 在分娩镇痛中得到了广泛应用^[16]。本研究采用功率

谱和功率谱参数化方法对50名经历重度疼痛的初产妇镇痛前后的脑电进行分析。结果显示, 镇痛后 α 功率没有显著变化, 但 α 周期成分显著升高, 同时功率谱的非周期成分显著降低。这一发现不仅验证了功率谱参数化方法在镇痛研究中的有效性, 还进一步揭示了镇痛引起 α 功率升高的具体机制, 即 α 周期成分 (α 振荡) 增强。这一研究成果将为深入理解镇痛对脑电活动的影响提供新视角, 并为临床镇痛方案的优化提供科学依据。

1 实验方案

1.1 受试筛选

本研究的数据来源于一项在 [ClinicalTrials.gov](https://clinicaltrials.gov) 平台注册的前瞻性队列研究(伦理批号: No. 2021-KY-160-03, 南方医科大学珠江医院伦理委员会; 注册号: NCT05217251)。于2022年3月至2024年12月连续纳入330例待产妇, 本研究旨在通过多维度生物标志物与临床特征构建产后抑郁风险预测模型。本研究聚焦经历重度分娩疼痛的初产妇群体, 重点分析其中完成硬膜外分娩镇痛且具有完整脑电记录的初产妇亚组 ($n=50$)。其筛选标准包括:

(1) 纳入标准: ①初产妇单胎头位妊娠且计划阴道分娩; ②年龄18~45周岁; ③疼痛数字评价量表 (numerical rating scale, NRS) 评分 ≥ 7 分; ④自愿接受硬膜外分娩镇痛; ⑤美国麻醉医师协会 (American Society of Anesthesiologists, ASA) 分级 I~II 级 (患者体质良好, 手术风险低); ⑥右手; ⑦入组前1周内未使用影响脑电药物; ⑧爱丁堡产后抑郁量表 (Edinburgh postnatal depression scale, EPDS) 基线评分 < 10 分。

(2) 排除标准: ①经临床诊断的神经/精神系统疾病史; ②存在椎管内麻醉禁忌证 (如凝血功能障碍、穿刺部位感染等); ③缺乏自主签署知情同意书能力; ④非标准工作时间入院; ⑤产程进展异常导致中转剖宫产。最终纳入的50例研究对象的基线特征为 ($\bar{x} \pm s$): 年龄 (28.8 ± 3.02) 周岁, 孕周 (38.97 ± 2.37) 周, 体重指数 (body mass index, BMI) (26.7 ± 3.05) kg/m^2 。

1.2 实验流程

本研究的数据采集自初产妇的第一产程期间, 具体流程如图1所示。实验分为以下几个阶段: ①镇痛前阶段: 当宫口扩张至3 cm时, 于硬膜外镇痛操作前连续采集10 min静息态脑电信号 (采样率1000 Hz, 阻抗 $< 5 \text{ k}\Omega$), 同步通过胎心率宫缩描

记图 (cardiotocography, CTG) 监测宫缩强度, 采集结束后2 min内由研究人员指导产妇使用数字分级评分法 (numerical rating scale, NRS)^[17]对监测期间的宫缩疼痛进行评分; ②镇痛实施阶段: 由麻醉医师于L2~L3或L3~L4椎间隙注入10 mL含0.08%罗哌卡因与0.5 $\mu\text{g}/\text{kg}$ 舒芬太尼的混合溶液, 并连接电子镇痛泵; ③镇痛后阶段: 药物输注20 min后确认NRS评分 ≤ 3 分且生命体征平稳, 以相同参数再次采集10 min脑电信号, 采集结束后2 min内重复NRS评分。实验全程, 受试者始终保持平躺并且闭眼的状态以减轻疼痛带来的不适感, 主试者实时监测脑电信号质量, 若出现电极脱落等特殊情况下暂停记录并重新校准。

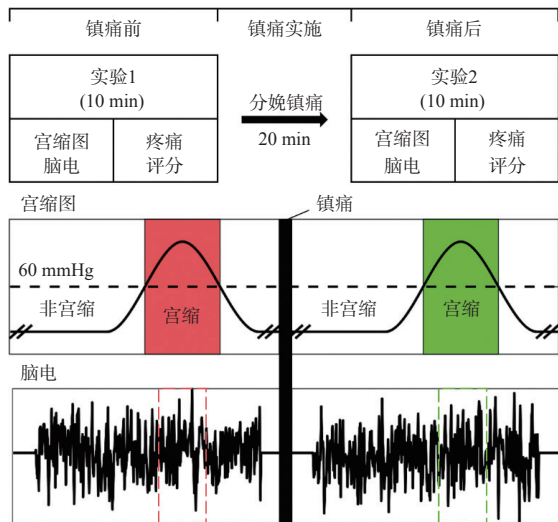


图1 实验流程与数据采集

Fig.1 Experimental procedure and data acquisition

具体实验参数及数据情况如下: 脑电采集使用10-20系统的32导标准贴片式脑电采集设备。为了避免产妇在平躺时因佩戴枕部电极产生的不适感, 我们仅采集12个前部脑电通道 (Fp1、Fp2、F7、F3、Fz、F4、F8、T3、C3、Cz、C4、T4)。在整个实验过程中, 产妇保持闭眼状态, 以减少眼电干扰。目前, 宫缩的定义在学术界并无统一标准。基于临床经验, 我们将宫缩定义为宫内压力超过60 mmHg且持续时间超过20 s的时段。主试者将记录宫内压力达到60 mmHg (1 mmHg=133.32 Pa)的开始时间和结束时间, 并将这段时间同步记录的脑电标记为宫缩期脑电。疼痛程度通过NRS评分进行评估, 评分范围为0~10分, 其中0~3分属于轻度疼痛, 4~6分属于中度疼痛, 7~10分属于重度疼痛。

1.3 脑电信号预处理

为了减少噪声带来的干扰, 对采集到的脑电信

号进行预处理。首先, 对脑电信号进行1~45 Hz零相移带通滤波, 去除低频的基线漂移以及工频干扰。然后, 以2 s的时长对脑电信号进行分段, 去除末尾不足分段的数据。再次, 以100 μV 为阈值, 将幅度超过阈值的脑电分段剔除以排除局部过大的噪声干扰。最后, 将保留的脑电片段拼接, 并使用EEMD-ICA^[18]去除脑电中受到的肌电干扰, 得到干净的脑电信号。

1.4 功率谱计算及功率谱参数化

宫缩是第一产程的主要疼痛来源, 为了突出镇痛效果与脑电 α 功率的关系, 我们将分析窗口聚焦在宫缩期。此外, 为了充分利用宫缩期的脑电数据, 我们以宫缩事件的中心时间点为基准, 取其前后各10 s脑电信号, 用于功率谱估计。将所有选定的宫缩期脑电信号连续拼接后, 采用Welch法进行功率谱估计。具体参数设置为: 窗函数为汉明窗 (Hamming), 窗长2 s, 无重叠分段, 频率分辨率为0.5 Hz, 通过这些步骤, 我们能够更准确地得到宫缩期间的脑电功率谱 (见图2黑色实线)。

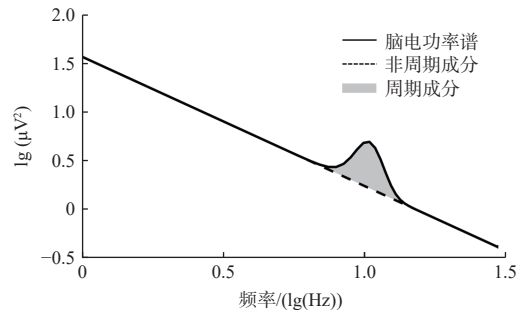


图2 功率谱参数化

Fig.2 Power spectral parameterization

本研究采用神经振荡拟合算法 (fitting oscillations & one-over-f, FOOOF) 对脑电功率谱进行参数化分析, 具体实现基于Python环境下的FOOOF软件包 (版本1.1.0)^[11]。参数设置如下: 频率范围为1~30 Hz, 峰值宽度为1~8 Hz, 峰的最大个数为6, 峰值的最小高度为0.10 $\lg(\mu\text{V}^2)$, 非周期成分的模式为固定, 其他参数默认设置^[19]。我们对50名初产妇12个通道的脑电功率谱分别进行了参数化。参数化后, 得到模型拟合的方差解释系数 (R^2)。所有初产妇通道的 R^2 的均值为0.9771, 标准差为0.0353, 表明拟合效果良好。

参数化后, 我们得到了非周期成分 (见图2黑色虚线)。在对数域内, 用脑电信号的功率谱减去非周期成分得到周期成分 (见图2灰色阴影区域)^[20]。在对数域内提取非周期成分的负斜率以及截距, 作

为 α 非周期成分的主要特征。接着,我们将周期成分转换到线性域[从 $\lg(\mu V^2)$ 到 μV^2],并分别计算脑电功率谱以及周期成分在8~12 Hz的总功率,得到 α 功率以及 α 周期成分。

1.5 统计分析

为了验证镇痛对50名初产妇脑电特征的影响,使用Matlab软件进行统计分析。考虑到同一名初产妇镇痛前后的数据具有配对特性,研究采用配对检验方法,以控制个体差异并提高统计效力。针对多通道脑电图数据的多重比较问题,采用本杰米尼-霍克伯格(Benjamini-Hochberg, B-H)校正方法控制错误发现率,有效降低假阳性风险。具体分析步骤:首先,计算所有初产妇镇痛前后12个脑电通道的 α 功率、 α 周期成分及非周期成分差值,并进行正态性检验以确定后续统计方法的选择。如果差值数据服从正态分布,则采用配对 t 检验,计算 P 值,并

以均值 \pm 标准差形式描述差值分布;若差值数据不服从正态分布,则使用Wilcoxon符号秩检验,计算 P 值,并以中位数(下四分位数,上四分位数)形式描述差值分布。最后,对检验得到的12个通道的 P 值进行B-H校正^[21],得到校正后的 P 值,统计学显著性标准为 $P<0.05$ 。通过上述分析流程,系统评估了镇痛对初产妇脑电特征的影响,同时确保了统计分析的科学性和严谨性。

2 实验结果

2.1 镇痛前后初步分析

为更直观地呈现脑电功率谱及其参数化分解结果,图3展示了50名初产妇镇痛前与镇痛后12个脑电通道的功率谱、周期成分以及非周期成分的平均结果,其中红线表示镇痛前的结果,绿线表示镇痛后的结果。

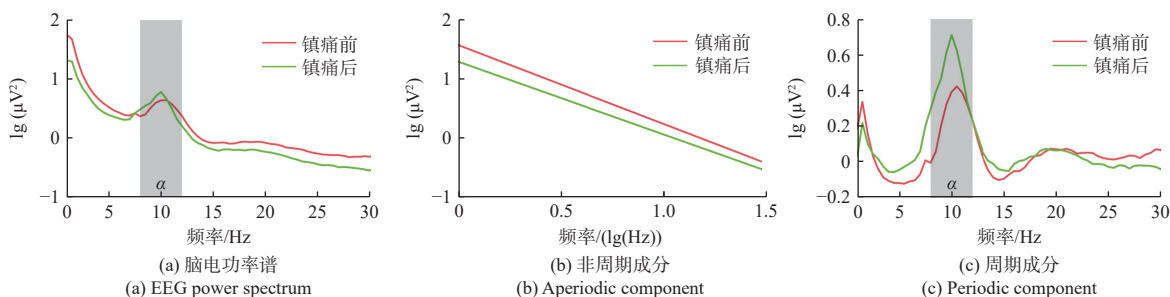


图3 平均脑电功率谱参数化前后在镇痛前以及镇痛后两种状态下的对比
Fig.3 Mean EEG PSD and power spectral parameterization between the pre- and post-analgesia conditions

图3a展示了镇痛前后脑电功率谱的变化情况。总体来看,与镇痛前(红线)相比,镇痛后的功率谱(绿线)基线降低。而在 α 频段(灰色阴影部分),镇痛后 α 峰的凸起有所升高,但由于 α 频段内的功率谱基线与功率谱凸起呈相反变化,因此无法确认 α 功率是否存在显著差异。

图3b和图3c展示了功率谱参数化后的结果。图3b显示了镇痛前后非周期成分的变化,镇痛后的非周期成分降低,其斜率和截距也明显降低。图3c展示了镇痛前后周期成分的变化,镇痛后 α 周期成分(灰色阴影部分)升高。

综上所述,由于镇痛后功率谱基线整体下降,因此镇痛前后的 α 功率无明显差异;但在对功率谱参数化后,可以观察到镇痛后的非周期成分明显降低, α 周期成分明显升高。

2.2 镇痛前后的统计分析

为进一步分析镇痛前后的差异,对 α 功率、 α 周期成分以及非周期成分(斜率、截距)进行统计比

较。图4a~图4d展示了这4个特征(12个通道的平均值)在50名初产妇中的分布情况,其中红色箱线图表示镇痛前,绿色箱线图表示镇痛后,右侧黑色箱线图插图表示镇痛后减去镇痛前的差值分布(配对比较)。如图4e~图4h所示,头皮地形图展示了这4个特征在镇痛前后各通道的 z 值差异空间分布。头皮地形图颜色偏向红色时,表示该区域的通道特征镇痛后高于镇痛前;偏向蓝色时,则表示镇痛后低于镇痛前,白色的*标记表示该通道在镇痛前后具有显著差异($P<0.05$,校正后)。

对于 α 平均功率,统计结果显示,50名初产妇在镇痛前后的 α 平均功率(见图4a)没有显著差异($P>0.05$,校正后)。图4e所示头皮地形图颜色偏向红色,说明与镇痛前相比,镇痛后整体的 α 平均功率存在升高的情况,但这种升高并不显著(头皮地形图上未标记为白色*)。

图4b和图4c分别为非周期成分的平均斜率和平均截距的箱线图。两者镇痛前(红色箱线)均高于

镇痛后（绿色箱线）；镇痛前后的差值大多落在零的下方（黑色箱线），检验结果显示 $P<0.001$ ，说明与镇痛前相比，镇痛后的平均斜率和平均截距均显著降低。斜率（见图4f）和截距（见图4g）的头皮地形图整体呈现蓝色，且大部分通道都标记白色*（截距除Fp1），这表明所有通道的斜率和截

距（除Fp1）在镇痛后都显著降低。类似地分析，图4d和图4h也表明所有通道的周期成分在镇痛后都显著高于镇痛前（均标记白色*）。综合以上结果，我们发现与镇痛前相比，镇痛后的 α 功率没有显著差异；使用功率谱参数化后，非周期成分的斜率和截距显著降低，而 α 周期成分显著升高。

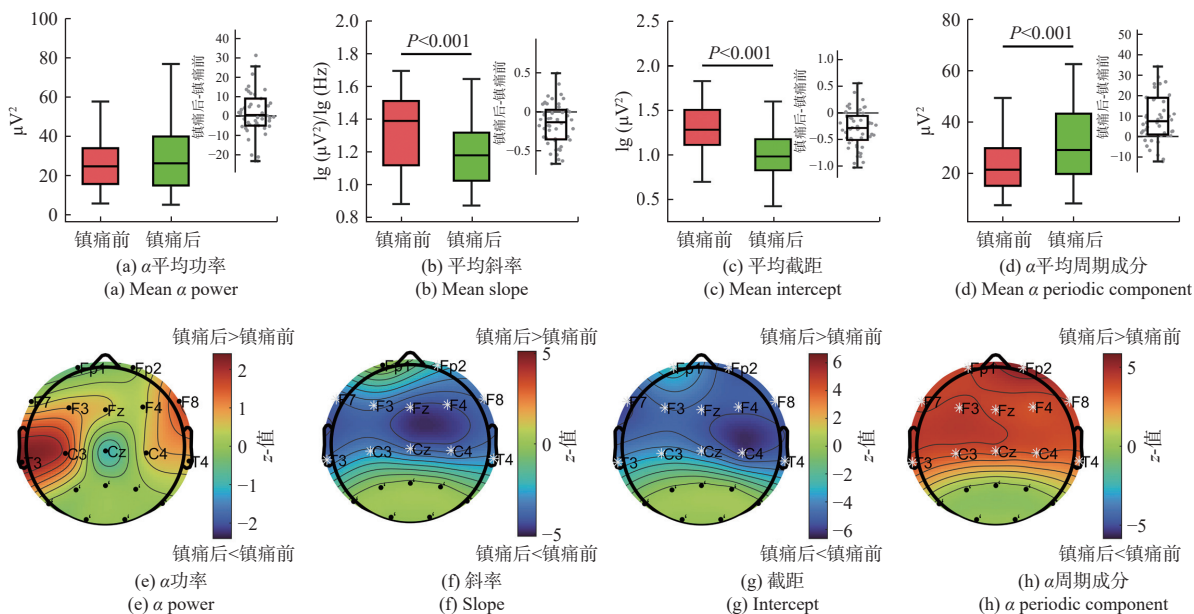


图4 镇痛前后各特征的统计比较

Fig.4 Statistical comparison of features before and after analgesia

3 讨论

本研究对50名初产妇在硬膜外分娩镇痛前后的脑电功率谱及功率谱参数化进行了分析。研究发现，镇痛后脑电 α 功率无显著差异，而 α 非周期成分（斜率和截距）显著降低， α 周期成分显著升高。

3.1 镇痛后 α 功率无显著差异

硬膜外分娩镇痛后，初产妇的疼痛程度显著降低（由重度变为轻度）。然而，在本研究中并未观察到 α 功率出现显著变化，这一现象可能由以下2个原因引起。一是周期成分和非周期成分的相反变化可能导致 α 功率总体稳定。具体而言，疼痛程度降低，在多数研究中发现 α 功率升高^[7-8]，这一变化与该研究中 α 周期成分的升高一致；然而，少数研究^[9]则报告了 α 功率降低，这与本研究中 α 非周期成分的降低相吻合。值得注意的是，功率谱分析同时反映了周期成分和非周期成分的变化：当周期成分占主导时，表现为 α 功率升高^[7-8]；而当非周期成分占主导时，则表现为 α 功率降低^[9]。在本研究中， α 周期成分和非周期成分的变化程度相当，因此在群体水平上呈现出近似抵消的结果。二是个体间的差异也是一个重要因素。由于个体对镇痛药物的反应存在异质性

（例如，由基因多态性引起的药效差异）^[22]，不同亚组的神经活动变化在统计平均过程中可能相互抵消，从而导致在群体层面未能检测到显著统计差异。

3.2 镇痛后 α 周期成分升高、非周期成分降低

关于 α 周期成分和非周期成分的变化，可能反映了大脑对镇痛处理的不同神经机制。 α 周期成分升高可能与丘脑-皮层环路的振荡同步性提升有关。具体而言， μ 受体激动剂可抑制 γ -氨基丁酸（GABA）能中间神经元的突触前递质释放^[23]，而阿片类药物通过 μ 受体介导的抑制性神经调控，能够增强丘脑-皮层环路的节律性活动。此外，前扣带回皮质（anterior cingulate cortex, ACC）等疼痛调控网络的 α 振荡增强已被证明有助于调节丘脑-皮层信号传递，从而减轻疼痛感知^[24]。这些机制共同促进了周期成分的增强。与此同时，非周期成分降低可能反映了初级体感皮层代谢活动的整体抑制。研究表明，脑电非周期参数与皮层能量代谢需求密切相关^[14]。局麻药通过阻断脊髓背角C纤维的钠离子通道抑制伤害性信号的传递，动物实验表明脊髓传入阻断可显著降低初级体感皮层的自发性突触活动^[25]。通过将功率谱分解为周期成分与非周期成分，能够更加敏感地捕捉镇痛引起的神经可塑性

变化。然而,镇痛引发的具体神经机制仍需通过多模态技术进一步验证。未来的研究可结合功能影像与分子影像技术,深入探索振荡同步性与代谢负荷之间的耦合机制。

3.3 应用前景

本研究通过揭示镇痛干预对脑电信号周期成分和非周期成分的特异性影响,为基于脑电信号客观评价疼痛及镇痛效果提供了新视角。①本研究表明,通过分离周期成分和非周期成分,可以更精准区分镇痛干预的神经效应(见表1),从而提升疼痛评估的客观性和精准性。传统的功率谱分析方法难以区分这两类成分,而本研究揭示了周期成分

(如 α 周期成分升高)与非周期成分(如非周期成分降低)在镇痛干预中的不同变化模式,这为理解镇痛机制提供了新的见解。②本研究还为个性化疼痛管理提供了重要的理论支持。分析脑电信号中周期成分和非周期成分在不同个体中的变化模式,可以揭示不同患者对镇痛干预的特定反应。这种个性化分析为制定个性化疼痛管理方案提供了科学依据,帮助临床医生优化治疗策略,实施更准确的镇痛干预。③本研究的方法和结论为疼痛管理技术的创新与发展提供了重要的理论支持。随着技术的进一步发展和临床验证,本研究的成果有望成为更加精准、有效的疼痛监测手段。

表1 50名重度疼痛初产妇镇痛前后 α 功率及周期成分变化的统计分析

Tab.1 Statistical analysis of α power and periodic components changes before and after analgesia in 50 primiparous women with severe pain

通道	α 功率		α 周期成分	
	镇痛前-镇痛后(μV^2)	校正后的P值	镇痛前-镇痛后(μV^2)	校正后的P值
Fp1	1.907 [-9.731, 11.467]	0.816	-4.464 [-13.875, -0.075]	<0.001
Fp2	2.938 [-9.887, 8.648]	0.965	-6.378 [-11.224, -2.454]	<0.001
F7	-1.903 [-9.310, 13.016]	0.879	-6.002 [-13.323, -1.068]	<0.001
F3	-0.466 [-3.093, 2.838]	0.816	-4.573 [-15.141, -1.559]	<0.001
Fz	-0.023 [-4.443, 2.605]	0.816	-6.334 [-21.149, -0.259]	<0.001
F4	-0.082 [-3.449, 2.971]	0.861	-5.132 [-13.035, 0.146]	<0.001
F8	-1.227 [-15.301, 4.836]	0.485	-8.171 [-14.959, -1.203]	<0.001
T3	-6.307 [-16.148, 5.631]	0.283	-8.952 [-22.923, -0.303]	<0.001
C3	-1.439 [-8.004, 2.539]	0.440	-9.197 [-26.598, -1.712]	<0.001
Cz	0.903 [-1.892, 2.560]	0.816	-4.517 [-20.196, 0.028]	<0.001
C4	-0.649 [-5.435, 3.608]	0.816	-8.245 [-20.196, 0.024]	0.001
T4	-0.393 [-12.885, 8.570]	0.816	-6.127 [-18.005, 1.483]	0.001

3.4 局限性

本研究存在若干局限性。①所选通道未能全面覆盖所有脑区。为了确保产妇的舒适,本研究选用了12个前部脑电通道(Fp1、Fp2、F7、F3、Fz、F4、F8、T3、C3、Cz、C4、T4)。这些通道在疼痛检测中具有较强的功能代表性,覆盖了额叶、中央区及颞叶等关键脑区,能够有效捕捉与疼痛相关的脑网络活动。不过,尽管所选通道未能全面覆盖所有脑区,例如岛叶等深部区域,但现有通道配置已覆盖了疼痛矩阵的核心功能模块,能够有效评估镇痛干预的效果并表征情绪成分的变化。具体而言,额叶通道监测前额叶皮层(prefrontal cortex, PFC)和ACC的活动,涉及疼痛的认知调控和情绪处理^[26];中央区通道反映初级躯体感觉皮层的活动,与疼痛强度编码密切相关^[27-28];颞叶通道则与杏仁核-前额叶环路相关,参与疼痛厌恶情绪的动态调控^[29-30]。未来,可以通过优化电极设计进一步扩展覆盖范围,以增强数据的全面性。②本研究在镇痛效果评估方法上仍存在一定局限。当前仅在脑电采集结束后采用NRS评分来评估镇痛效果,然而

NRS评分主要反映产妇的主观疼痛感受,缺乏血流动力学变化、阻滞平面、下肢肌力等客观生理学指标的综合评估。此外,由于疼痛评估的时间节点较少,研究难以全面反映镇痛过程中疼痛程度及脑电功率谱参数的动态变化。因此,未来研究应增加疼痛评估的时间节点,并引入更多镇痛效果的评估指标,以更全面地评估镇痛效果及其对脑电活动的影响。③研究还需进一步加强对潜在影响因素的控制。尽管通过受试者筛选已部分减少了干扰因素,但焦虑水平、分娩进展速度和心理支持等因素仍可能影响脑电功率谱特征。因此,未来研究应对这些因素进行测量,并采用多变量分析方法监控其影响,以更准确地解析镇痛与脑电活动之间的关系。

4 结论

本研究结果验证了功率谱参数化方法在疼痛应用中的有效性。传统功率谱分析无法区分周期和非周期这两类成分,可能掩盖镇痛对特定神经振荡(如 α 波)的调节作用。通过功率谱分解,不同镇痛方式对脑电 α 功率的影响可能在结论上达成一致。

本研究首次通过功率谱参数化分析,揭示了分娩镇痛对脑电 α 频段周期成分与非周期成分的差异化调控机制。镇痛干预后 α 周期成分和非周期成分的相反变化,可能反映了镇痛过程中神经振荡调节与皮层兴奋性调节的分离机制。这一发现为基于脑电信号客观评价疼痛及镇痛效果提供了新视角。

参考文献

- [1] RAJA S N, CARR D B, COHEN M, et al. The revised International Association for the Study of Pain definition of pain: concepts, challenges, and compromises[J]. *Pain*, 2020, 161(9): 1976-1982.
- [2] PLONER M, SORG C, GROSS J. Brain rhythms of pain[J]. *Trends Cogn Sci*, 2017, 21(2): 100-110.
- [3] IANNETTI G D, MOURAUX A. From the neuromatrix to the pain matrix (and back)[J]. *Exp Brain Res*, 2010, 205(1): 1-12.
- [4] SHAO S Y, SHEN K Q, YU K, et al. Frequency-domain EEG source analysis for acute tonic cold pain perception[J]. *Clin Neurophysiol*, 2012, 123(10): 2042-2049.
- [5] HANSEN T M, MARK E B, OLESEN S S, et al. Characterization of cortical source generators based on electroencephalography during tonic pain[J]. *J Pain Res*, 2017, 10: 1401-1409.
- [6] KIM J A, DAVIS K D. Neural oscillations: understanding a neural code of pain[J]. *Neuroscientist*, 2021, 27(5): 544-570.
- [7] HUNEKE N T, BROWN C A, BURFORD E, et al. Experimental placebo analgesia changes resting-state alpha oscillations[J]. *PLoS One*, 2013, 8(10): e78278.
- [8] AHN S, PRIM J H, ALEXANDER M L, et al. Identifying and engaging neuronal oscillations by transcranial alternating current stimulation in patients with chronic low back pain: a randomized, crossover, double-blind, sham-controlled pilot study[J]. *J Pain*, 2019, 20(3): 277.e1-277.e11.
- [9] SARNTHEIN J, STERN J, AUFENBERG C, et al. Increased EEG power and slowed dominant frequency in patients with neurogenic pain[J]. *Brain*, 2006, 129(Pt 1): 55-64.
- [10] DONOGHUE T, DOMINGUEZ J, VOYTEK B. Electrophysiological frequency band ratio measures conflate periodic and aperiodic neural activity[J]. *eNeuro*, 2020, 7(6): ENEURO.0192-20.2020.
- [11] DONOGHUE T, HALLER M, PETERSON E J, et al. Parameterizing neural power spectra into periodic and aperiodic components[J]. *Nat Neurosci*, 2020, 23(12): 1655-1665.
- [12] MANNING J R, JACOBS J, FRIED I, et al. Broadband shifts in local field potential power spectra are correlated with single-neuron spiking in humans[J]. *J Neurosci*, 2009, 29(43): 13613-13620.
- [13] GAO R, PETERSON E J, VOYTEK B. Inferring synaptic excitation/inhibition balance from field potentials[J]. *Neuroimage*, 2017, 158: 70-78.
- [14] PODVALNY E, NOY N, HAREL M, et al. A unifying principle underlying the extracellular field potential spectral responses in the human cortex[J]. *J Neurophysiol*, 2015, 114(1): 505-519.
- [15] KOPČANOVÁ M, TAIT L, DONOGHUE T, et al. Resting-state EEG signatures of Alzheimer's disease are driven by periodic but not aperiodic changes[J]. *Neurobiol Dis*, 2024, 190: 106380.
- [16] 康娜, 吴安石. 脑电疼痛指数评估分娩镇痛产妇疼痛程度的有效性[J]. *临床麻醉学杂志*, 2018, 34(4): 391-393.
- [17] 万丽, 赵晴, 陈军, 等. 疼痛评估量表应用的中国专家共识(2020版)[J]. *中华疼痛学杂志*, 2020, 16(3): 177-187.
- [18] ZENG K, CHEN D, OUYANG G X, et al. An EEMD-ICA approach to enhancing artifact rejection for noisy multivariate neural data[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2016, 24(6): 630-638.
- [19] OSTLUND B, DONOGHUE T, ANAYA B, et al. Spectral parameterization for studying neurodevelopment: how and why[J]. *Dev Cogn Neurosci*, 2022, 54: 101073.
- [20] MASCHKE C, DUCLOS C, OWEN A M, et al. Aperiodic brain activity and response to anesthesia vary in disorders of consciousness[J]. *Neuroimage*, 2023, 275: 120154.
- [21] BENJAMINI Y, HOCHBERG Y. Controlling the false discovery rate: a practical and powerful approach to multiple testing[J]. *J R Stat Soc Series B Stat Methodol*, 1995, 57(1): 289-300.
- [22] MOGIL J S. Pain genetics: past, present and future[J]. *Trends Genet*, 2012, 28(6): 258-266.
- [23] WILLIAMS J T, CHRISTIE M J, MANZONI O. Cellular and synaptic adaptations mediating opioid dependence[J]. *Physiol Rev*, 2001, 81(1): 299-343.
- [24] HAUCK M, DOMNICK C, LORENZ J, et al. Top-down and bottom-up modulation of pain-induced oscillations[J]. *Front Hum Neurosci*, 2015, 9: 375.
- [25] ETO K, WAKE H, WATANABE M, et al. Inter-regional contribution of enhanced activity of the primary somatosensory cortex to the anterior cingulate cortex accelerates chronic pain behavior[J]. *J Neurosci*, 2011, 31(21): 7631-7636.
- [26] HUANG J T, GADOTTI V M, CHEN L N, et al. A neuronal circuit for activating descending modulation of neuropathic pain[J]. *Nat Neurosci*, 2019, 22(10): 1659-1668.
- [27] GROSS J, SCHNITZLER A, TIMMERMAN L, et al. Gamma oscillations in human primary somatosensory cortex reflect pain perception[J]. *PLoS Biol*, 2007, 5(5): e133.
- [28] ZIEGLER K, FOLKARD R, GONZALEZ A J, et al. Primary somatosensory cortex bidirectionally modulates sensory gain and nociceptive behavior in a layer-specific manner[J]. *Nat Commun*, 2023, 14(1): 2999.
- [29] CORDER G, AHANONU B, GREWE B F, et al. An amygdalar neural ensemble that encodes the unpleasantness of pain[J]. *Science*, 2019, 363(6424): 276-281.
- [30] MEDA K S, PATEL T, BRAZ J M, et al. Microcircuit mechanisms through which mediodorsal thalamic input to anterior cingulate cortex exacerbates pain-related aversion[J]. *Neuron*, 2019, 102(5): 944-959.