

· 生物电子学 ·

## 多任务中枢疲劳脑电的线性描述符参数分析

张 崇<sup>1,2</sup>, 于晓琳<sup>1,2</sup>, 饶妮妮<sup>1\*</sup>

(1. 电子科技大学生命科学与技术学院 成都 610054; 2. 武警警官学院信息通信系 成都 610213)

**【摘要】**该文首先选取50名受试者分别完成3种不同类型长时间脑力认知任务,而后采用主观评价、行为学分析和事件相关电位P300对实验前后的疲劳状态进行分析,研究表明长时间脑力认知任务后,受试者的主观感觉疲劳程度增加,复杂运算任务的平均反应时间显著增加,转换实验任务的错误率显著增加,Fz、Cz和Pz电极位置P300的幅度均显著降低,说明受试者的大脑处理信息的能力、紧急应变能力 and 判断能力下降,进而验证3种类型的脑力劳动任务均不同程度地诱发了中枢疲劳程度的增加。为充分利用多导脑电信息,提出了运用线性描述符参数对实验任务前后大脑总体状态变化情况进行分析。研究表明,完成任务后中央和顶叶脑区能量增加,而前额、中央和顶叶脑区场强变化率下降。线性描述符参数可以从不同角度全面地描述多导脑电信号随中枢疲劳深度变化所形成的大脑整体活动状态变化的物理特性,从而更好地揭示中枢疲劳作用机制,为中枢疲劳的多通道脑电分析开辟了一个新的窗口。

**关键词** 脑电; 线性描述符; 中枢疲劳; 多任务

中图分类号 R318 文献标志码 A doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2019.04.020

## Linear Descriptor Parameter Analysis of Mental Fatigue's EEG in Multi-Task

ZHANG Chong<sup>1,2</sup>, YU Xiao-lin<sup>1,2</sup>, and RAO Ni-ni<sup>1\*</sup>

(1. School of Life Science and Technology, University of Electronic Science and Technology of China Chengdu 610054;

2. Department of Information and Communication, Officers College of PAP Chengdu 610213)

**Abstract** In this paper, fifty subjects were selected to complete three different types of continuous long-term mental tasks, and subjective self-reporting measures, behavioral performance and P300 components of event-related potential (ERP) were used to analyze the fatigue state before and after the experiment. The results showed that after a long-term mental task, the subjective sensory fatigue increased, the average response time of the complex arithmetic task increased significantly, the error rate of the switch task increased significantly, and the amplitude of P300 at the Fz, Cz and Pz electrode positions decreased significantly, indicating that the ability of the brain's information processing, emergency response and judge decline. The results also verified that three types of mental tasks have different degrees to induce the increase of mental fatigue. In order to make full use of multi-channel electroencephalogram (EEG)'s information, the linear descriptor parameters were put forward to analyze the change of brain's overall state before and after the experimental task. The study results showed that the energy of the central and parietal brain regions increased after the task was completed, while the changes of the field strength in the forehead, central and parietal lobe decreased. The linear descriptor parameters can comprehensively describe the physical characteristics of the changes in the overall state of the brain's activity caused by the change of the mental fatigue depth from different angles, so as to better reveal the mechanism of mental fatigue. It opens a new window for multi-channel EEG's analysis of mental fatigue.

**Key words** EEG; linear descriptor; mental fatigue; multi-task

随着人类社会信息化程度的日益加深,人们需要在日常工作中处理的信息数量越来越多,复杂程度越来越高,脑力劳动逐步成为社会的主要劳动方

式。适度的脑力劳动负荷是完成工作甚至是人体健康所必不可少的,但过高的脑力劳动负荷将对工作人员的身心健康、工作业绩产生严重影响,引发中

收稿日期: 2018-03-15; 修回日期: 2018-12-12

基金项目: 中国博士后基金(2015M572465, 2014M552348)

作者简介: 张崇(1979-), 男, 博士, 副教授, 主要从事脑电和心电信号处理方面的研究。

通讯作者: 饶妮妮, 教授, E-mail: raonini2012@163.com

枢疲劳<sup>[1]</sup>。而中枢疲劳导致反应迟钝和注意力不集中,不仅对大脑正常运转产生影响,降低了工作、学习的效率,而且抑制了大脑内在潜能的发挥<sup>[2]</sup>。如果机体长期处于中枢疲劳状态,很有可能引发脑损伤等疾病<sup>[3]</sup>。因此,在人-机系统中为了最大限度地发挥人的效率,必须对中枢疲劳进行检测和分析。

在中枢疲劳以往研究中,脑电信号已经成为最普遍的评定中枢神经系统变化的客观指标之一,被誉为监测中枢疲劳的“金标准”<sup>[4]</sup>。文献[5]用脑电信号功率谱参数对大脑的警觉状态水平进行分析,发现脑电信号功率谱参数可以反映大脑警觉状态的变化情况。文献[6]研究了操作双重听力任务中不同脑力负荷和疲劳对脑电P300、alpha、theta节律功率的影响,发现高强度脑力负荷下,P300的幅值降低,同时疲劳后alpha节律脑电功率增加。文献[7]研究了观看运动三维影像对听觉事件相关电位的影响,发现三维中枢疲劳引起了d-P200和d-LPP幅度的显著降低,表明空间选择注意力受损害。文献[8]研究了持久交替认知和身体负荷工作对不同年龄人群的影响,自评量表、行为学表现和脑电谱分析结果表明年轻人受单调任务的影响严重。相反,老年人的整体信息处理效率受到损害。虽然先前的研究已取得了一些有意义的成果,但是这些研究没有充分利用多变量脑电数据中的信息,而这些信息对于理解脑区间的相互关系随条件的改变是非常重要的。为了充分利用不同脑区采集得到的多导脑电信息,本文尝试采用线性描述符理论对不同疲劳状态下大脑总体状态变化进行分析,有效地描述了中枢疲劳加深过程中大脑特定区域的电场变化情况,为中枢疲劳的多通道脑电分析开辟了一个新的窗口。

## 1 线性描述符理论

对于大脑头皮上多个电极位置同时记录的脑电信号来说,它们可以看作是来自不同皮层位置的多维的脑电时间序列,反映大脑特定区域的电场变化特性。1996年,文献[9]提出了线性描述符理论,认为可以由多个电极位置的脑电信号计算参数 $\Sigma$ (有效场强)、 $\Omega$ (空间复杂度)、 $\Phi$ (场强变化率)来量化特定脑区的大脑总体状态。这3个参数互为补充、相互独立,共同构成了一个线性描述符参数 $\Sigma$ - $\Phi$ - $\Omega$ 系统,从不同角度全面地描述了大脑总体状态特征<sup>[9-10]</sup>。其基本计算方法如下。

考虑 $K$ 个电极同时采集 $N$ 个采样点的脑电时间序列信号,构成了时变的脑电电压向量

$\{\mathbf{u}_1, \mathbf{u}_2, \dots, \mathbf{u}_N\} \in R^K$ ,其中 $\mathbf{u}_i (i=1, 2, \dots, N)$ 是在第 $i$ 个采样点由 $K$ 个电极同时记录的EEG所组成的 $K$ 维向量,代表了在第 $i$ 个采样点EEG脑电电压在大脑头皮的空间分布, $N$ 个采样点的 $\mathbf{u}_i$ 就形成了一个 $K$ 维状态空间下的脑电变化轨迹。这里假设对各通道EEG经过零均值( $\sum_i \mathbf{u}_i = 0$ )处理且已经转换为平均参考(即对每一个 $i$ ,都有 $\sum_k u_i^k = 0, k=1, 2, \dots, K$ )。则3个参数可以由下列公式计算得到<sup>[9-10]</sup>:

$$m_0 = \frac{1}{N} \sum_i \|\mathbf{u}_i\|^2 \quad (1)$$

$$m_1 = \frac{1}{N} \sum_i \left\| \frac{\Delta \mathbf{u}_i}{\Delta t} \right\|^2 \quad (2)$$

式中, $\Delta \mathbf{u}_i = \mathbf{u}_i - \mathbf{u}_{i-1}$ ;  $\Delta t = 1/f_s$ ,  $f_s$ 是采样频率。有效场强和场强变化率表示为:

$$\Sigma = \sqrt{m_0 / K} \quad (3)$$

$$\Phi = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{m_1}{m_0}} \quad (4)$$

由 $\mathbf{u}_i$ 构造得到协方差矩阵 $\mathbf{C}$ :

$$\mathbf{C} = \frac{1}{N} \sum_i \mathbf{u}_i \mathbf{u}_i^T \quad (5)$$

$\mathbf{C}$ 的特征值为 $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_K$ ,对其作归一化处理,得到归一化的特征值 $\lambda'_1, \lambda'_2, \dots, \lambda'_K$ ,计算空间复杂度参数 $\Omega$ 为:

$$\lg \Omega = -\sum_i \lambda'_i \lg \lambda'_i \quad (6)$$

在线性描述符参数 $\Sigma$ - $\Phi$ - $\Omega$ 系统里, $K$ 个电极位置同时记录的随时间变化的EEG信号构成了时变的 $K$ 维电压向量,它们可以看作是 $K$ 维状态空间下的大脑子系统状态变化的轨线。按照让系统自己决定其状态空间的思路,则分布在大脑皮层不同脑区的电极个数决定了该状态空间的维数, $K$ 个电极位置所覆盖的脑区则决定了所要研究的大脑子系统的特定脑区范围。其中参数 $\Sigma$ 测量了该特定脑区的有效场强,反映了该脑区所覆盖局部区域内脑电总体能量的大小;参数 $\Phi$ 反映了特定脑区的场强变化率,即大脑特定脑区总体能量随时间变化的快慢程度;参数 $\Omega$ 描述了特定脑区的空间复杂程度,粗略地量化了脑区空间同步量<sup>[11]</sup>。

## 2 实验过程及数据采集

实验对象选取20~27岁男性大学生志愿者50名,均身体健康,无重大脑部疾病、心理疾患及器质性疾病史。开始实验后,让受试者先进行主观观

劳程度的心理评测和由视觉诱发事件相关电位的Oddball任务, 然后要求受试者保持安静闭目尽可能放松, 记录5 min的脑电数据, 作为实验前的状态。而后要求受试者完成3种不同类型的脑力认知任务(混合运算任务、警觉任务、转换任务)直至筋疲力尽, 或两小时结束<sup>[12-14]</sup>。记录受试者安静闭目状态下5 min的脑电数据, 作为实验后的状态。同样让受试者完成主观疲劳心理评测和由视觉诱发事件相关电位的Oddball任务。其中, 18个受试者参加了混合运算任务, 16个受试者参加了警觉任务, 16个受试者参加了转换任务。

实验采用Neuroscan 32导脑电仪进行脑电数据采集, 使用10~20导联头皮电极系统, 记录Fp1、Fp2、F3、F4、C3、C4、P3、P4、Fz、Cz、Pz共11导联脑电信号, 同时记录水平、垂直眼电信号。双侧乳突连线放置参考电极, 采样频率为250 Hz, 放大器的通带频带为0.01~100 Hz, 各导联阻抗均小于5 kΩ。实验在室温25 °C正常照明、安静、舒适的室内环境下进行。利用SPSS 13.0软件的配对T检验方法对连续脑力认知任务前后实验数据参数分别进行统计分析。

### 3 实验结果

#### 3.1 中枢疲劳主观评价

分别采用斯坦福困倦度量表(stanford sleepiness scale, SSS)和Karolinska困倦等级表(Karolinska sleepiness scale, KSS)对实验前后主观困倦程度进行评估, 借助Samn-Perelli量表(Samn-Perelli checklist, SPC)、主观疲劳等级表(subjective fatigue scale, SFS)和Borg等级表(CR-10)量表进行主观评价<sup>[15-18]</sup>。实验前后状态下中枢疲劳主观评价结果如图1所示。

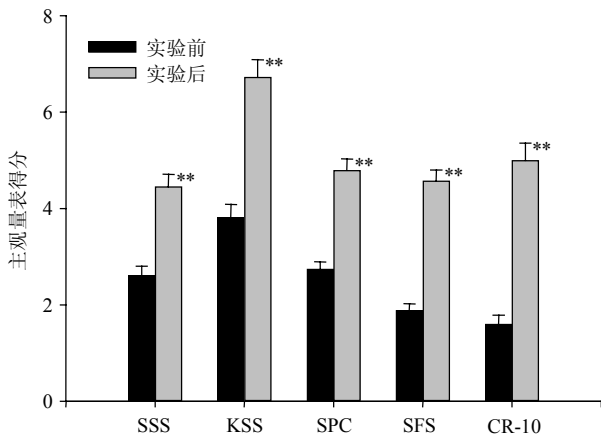


图1 实验前后状态下中枢疲劳主观评价, 与实验前状态相比: \*\* P<0.005

从图1可以看出, 实验后SSS、KSS、SPC、SFS、

CR-10主观疲劳量表得分均显著增加(P<0.005), 表明经过长时间连续脑力认知任务后, 受试者主观感觉疲劳程度增加, 说明长时间连续脑力认知任务对受试者的心理状态产生了较大的影响, 导致其主观感觉疲劳程度增加。

#### 3.2 中枢疲劳行为学分析

为了研究连续脑力认知任务对受试者行为的影响, 分别统计出实验前后连续10 min实验任务的平均反应时间和错误率, 用于对受试者的大脑信息处理能力进行评价。长时间连续混合运算任务、警觉任务和转换任务前后状态的平均反应时间和错误率的统计分析结果如表1所示。

表1 实验前后状态下中枢疲劳行为学分析

状态	混合运算任务		警觉任务		转换任务	
	反应时间 /ms	错误率 /%	反应时间 /ms	错误率 /%	反应时间 /ms	错误率 /%
实验前	3 831.8±675.6	3.1±4.1	746.4±48.2	2.8±1.6	900.4±396.3	4.9±3.2
实验后	4 223.5±851.7*	3.5±4.9	721.6±49.0	2.5±2.0	894.1±417.5	7.7±5.8*

注: 与实验前状态相比: \* P<0.05; 数据表示为  $\bar{x} \pm SE$

统计分析表明, 长时间连续混合运算任务前后状态的平均反应时间存在显著性差异(P<0.05), 连续转换实验任务前后状态的错误率存在显著性差异(P<0.05), 而连续警觉实验任务前后状态的反应时间和错误率均没有显著性差异。从表1可以看出, 受试者经过长时间混合运算任务后, 平均反应时间显著增加, 说明受试者的大脑处理信息的能力下降, 中枢疲劳程度增加。由于本实验要求受试者在保证准确的条件下尽可能快地完成认知任务, 因而混合运算实验前后错误率无显著变化。但受试者经过长时间混合运算任务后, 为了保证准确, 需要更多的时间完成运算判断, 导致平均反应时间显著增加; 受试者在长时间连续转换实验任务后的错误率显著增加, 则说明受试者的紧急应变能力和判断能力下降, 从另一个侧面反映了中枢疲劳程度的增加。连续警觉实验任务前后状态的反应时间和错误率没有显著变化, 可能是由于警觉任务比较简单, 对认知能力的要求不高, 因而疲劳后受试者仍然可以保持正常的工作水平。

#### 3.3 事件相关电位(ERP)数据分析

实验采用诱发P300的经典实验Oddball模式, 通过视觉刺激诱发得到P300波形。一组直径为3.5 cm的红、绿实心圆图形分别呈现给受试者, 其中红色圆为靶刺激, 绿色圆为非靶刺激。绿色圆球和红色

圆球出现的概率分别是0.8和0.2。受试者要求尽可能快地对低概率的靶刺激进行响应。刺激呈现时间为200 ms, 刺激时间间隔在800~1 200 ms内随机。在本实验中选择刺激次数为300次, 这样靶刺激总数共有60次。实验分析时, 首先对脑电数据去除眼电、肌电等伪迹, 而后选择刺激前160 ms的脑电和刺激后640 ms的脑电数据段进行叠加平均得到事件相关电位P300。叠加的脑电数据段共有60个。这样, 事件相关电位平均后就可以得到对应P300成分的峰值的幅度和潜伏期。实验前后Fz、Cz 和Pz电极位置P300的波形比较如图2所示。

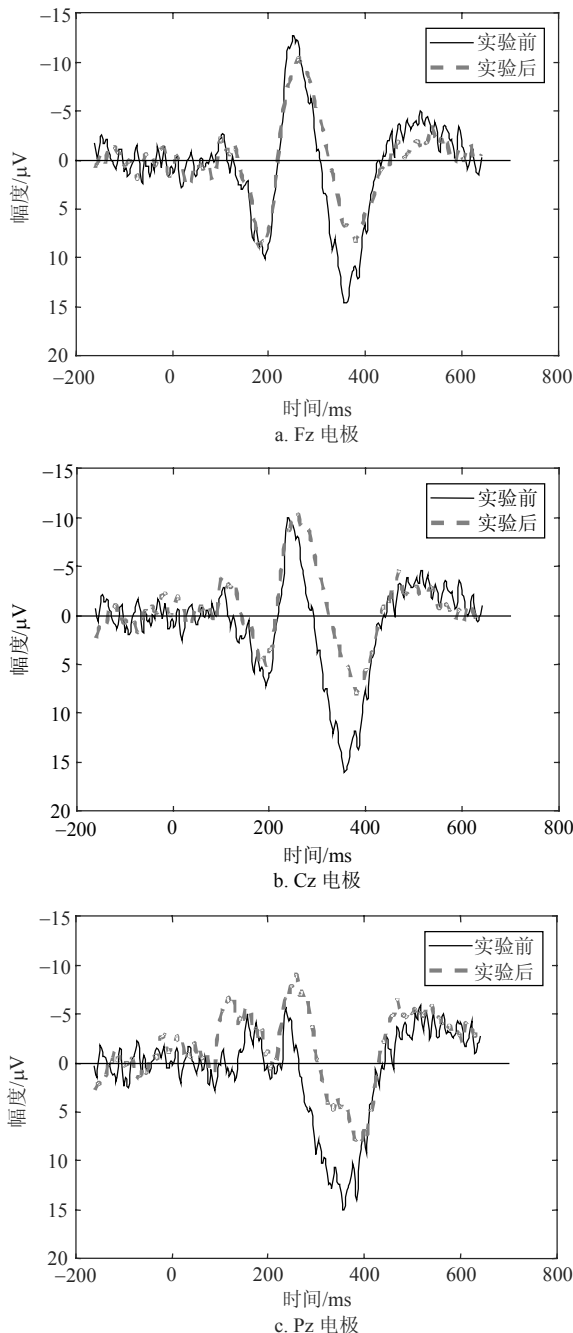


图2 实验前后Fz、Cz 和Pz电极位置P300的波形比较

对实验前后P300的幅度和潜伏期分别进行统计分析, Fz、Cz和Pz电极位置P300幅度和潜伏期在实验前后的统计分析结果如图3所示。与实验前状态相比: \*  $P < 0.05$ , \*\*  $P < 0.005$ , 实验前后存在统计学上显著性差异, 数据表示为  $\bar{X} \pm SE$ 。

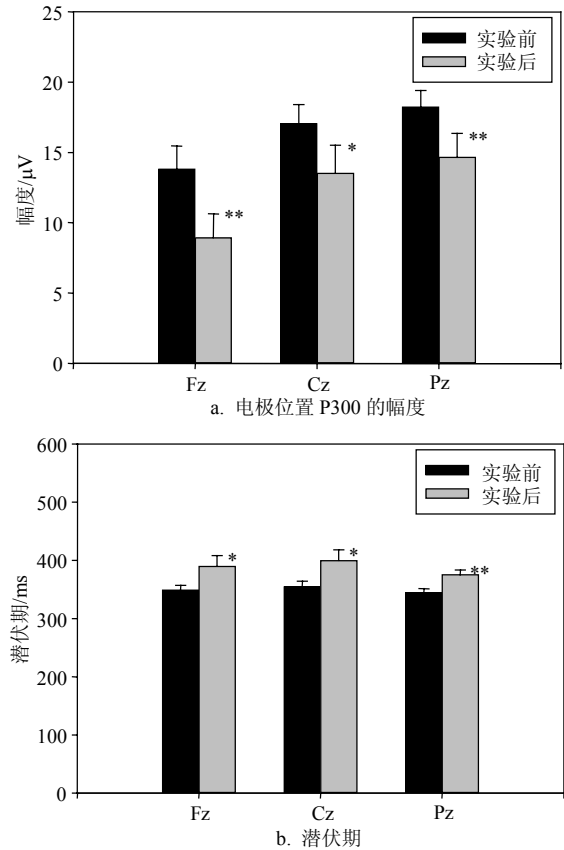


图3 实验前后Fz、Cz 和Pz电极位置P300幅度

从上图可以看出, Fz、Cz 和Pz电极位置P300的幅度在完成实验任务后均显著降低( $P < 0.05$ ), 而P300的潜伏期均显著增加( $P < 0.05$ )。总的来说, 大多数受试者的P300波形幅值在Pz处最大, 幅值其次大的则没有显著规律。

### 3.4 中枢疲劳脑电线性描述符参数分析

首先由11个脑电电极形成12个脑电电极组, 即前额叶电极组(Fp1-Fz, Fp2-Fz和Fp1-Fz-Fp2)、额叶电极组(F3-Fz, F4-Fz和F3-Fz-F4)、中央区电极组(C3-Cz, C4-Cz和C3-Cz-C4)和顶叶电极组(P3-Pz, P4-Pz和P3-Pz-P4)。采用非常适合于非平稳信号分析的小波包变换对脑电信号进行分解与重构, 得到0.5~30 Hz频率段的脑电信号成分。而后对每个电极组该频率段的脑电信号分别进行线性描述符参数分析。在计算线性描述符参数之前, 首先对每个电极组的脑电信号进行零均值处理。另外, 为了减小不同导联信号的平均能量对特征参数计算的影响, 还

需要对各导联脑电信号的进行归一化处理, 使得每一个导联的脑电信号能量或幅值尽可能保持在统一的范围内, 从而在接下来的空间复杂度计算中就不再存在由于不同导联信号能量差别所带来的影响。

对实验前后每个脑电数据段的每个电极组的脑电节律分别进行多导联线性描述符参数分析, 得到不同中枢疲劳状态下  $\Sigma$ 、 $\Phi$  和  $\Omega$  参数随时间变化的时程。为了减少各参数值波动的影响, 统计1 min内所有数据段各参数值的平均值, 代表脑电在1 min内的参数值。实验前后整个频率段(0.5~30 Hz)各脑电电极组的线性描述符参数  $\Sigma$  和  $\Phi$  的变化如图4所示。与实验前状态相比: \*  $P < 0.05$ , \*\*  $P < 0.005$ , 实验前后存在统计学上显著性差异, 数据表示为  $\bar{X} \pm SE$ 。

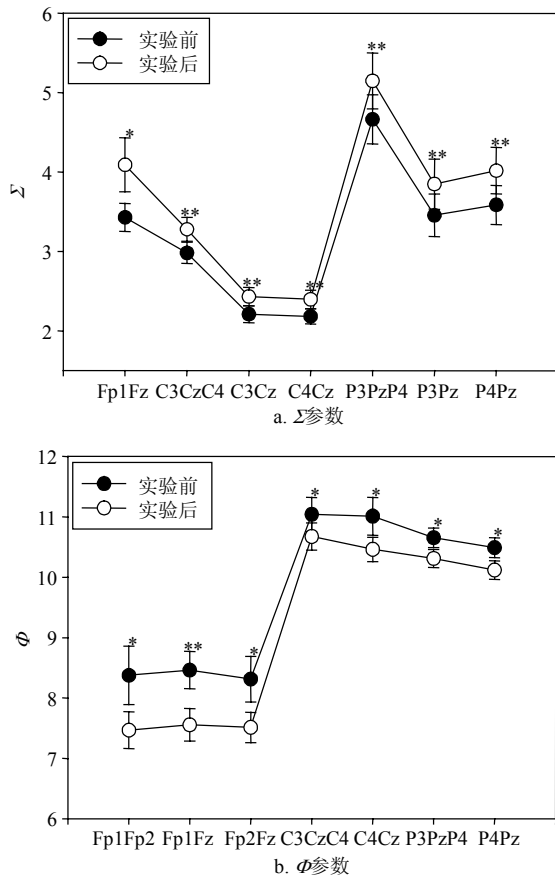


图4 实验前后整个频率段(0.5~30 Hz)各脑电电极组  $\Sigma$  和  $\Phi$  参数的统计分析比较

与实验前状态相比, 完成实验任务后整个频率段(0.5~30 Hz)脑电的  $\Sigma$  参数平均值在中央和顶叶电极组显著增加( $P < 0.05$ ),  $\Phi$  参数平均值在前额、中央和顶叶电极组显著降低( $P < 0.05$ ), 而  $\Omega$  参数整体上没有显著变化规律。

$\Sigma$  描述了该特定脑区的有效场强, 反映了该脑

区所覆盖局部区域内脑电总体能量的大小;  $\Phi$  反映了特定脑区的场强变化率, 表示大脑特定脑区的总体能量随时间变化快慢程度。在本研究中, 完成任务后整个频率段(0.5~30 Hz)的脑电信号的有效场强  $\Sigma$  平均值在中央和顶叶电极组显著增加, 反映了中央和顶叶脑区能量的增加。而在完成任务后整个频率段(0.5~30 Hz)的脑电信号的场强变化率  $\Phi$  平均值在前额、中央和顶叶电极组显著减小, 则反映前额、中央和顶叶脑区场强变化率的下降。

#### 4 结束语

长时间连续的脑力任务会导致大脑处理加工信息能力下降, 中枢疲劳程度增加。为了研究不同长时间连续脑力认知任务对中枢疲劳状态的影响, 本文实验采用3种不同类型的脑力认知任务(混合运算任务、警觉任务和转换任务)诱发中枢疲劳: 1) 第一种混合运算任务, 要求受试者首先计算出4个一位数加减混合运算的结果, 而后将结果与给定的一个确切的数进行比较, 判断小于、等于还是大于这个数。这种类型任务是一种相对较为复杂的认知任务, 需要受试者持续投入脑力劳动, 脑力负荷较大, 可以模拟较高强度的脑力劳动; 2) 第二种警觉任务, 在CRT显示屏上同时随机显示3个数, 每隔一秒变化一次。当出现3个不同的奇数时, 如1、7、9, 要求受试者快速点击鼠标右键进行反应操作, 其他则要求不进行反应。这种类型任务脑力负荷较小, 可以模拟单调枯燥的低负荷脑力劳动, 如代替实际驾驶精神负荷的操作; 3) 第三种转换任务, 一个白色的方块分成4个子方块显示在屏幕中心。从左上子方块开始, 刺激图片按顺时针依次显示在每个子方块里。刺激图片的内容是从0~9随机选出的数字。刺激图片中数字的颜色是红色或蓝色。当刺激图片出现在上面两个子方块里时, 受试者根据图片中数字的颜色进行反应, 即颜色为红色时, 按左键进行反应; 当颜色为蓝色时, 按右键进行反应。而当刺激图片出现在下面两个子方块里时, 受试者根据图片内容中数字的奇偶性进行反应, 即当数字为奇数时, 按鼠标左键进行反应; 当数字为偶数时, 按右键进行反应。这种任务不是单纯一种脑力劳动, 实际包含了不同任务之间的转换, 可以模拟现实生活中脑力劳动情况, 用于检验受试者的紧急应变能力和判断能力变化情况。

由于中枢疲劳是一种复杂的现象, 受环境、健康状态、生命力以及恢复能力的影响。单一参数无

法全面准确地描述它。在本文中,主观心理评测、行为学指标和P300成分综合用于对实验任务前后受试者疲劳状态变化情况进行分析。研究表明,长时间连续脑力认知任务后,受试者的主观感觉疲劳程度增加。同时伴随着受试者大脑处理信息能力、紧急应变能力和判断能力等复杂认知功能的下降。已有研究表明中枢疲劳可以引起记忆力衰退、注意力不集中、工作学习能力下降等宏观行为表现<sup>[1,3]</sup>。本文研究从另一个侧面证实了3种类型长时间脑力劳动任务确实引起了中枢疲劳程度的增加。

在当前流行的中枢疲劳脑电分析方法,多数局限于单个电极或者部分脑区研究脑电信号的时频性质,未能探索大脑的整体性或者系统性的工作活动规律。而中枢疲劳是一个复杂的认知状态变化过程,因此本文提出充分利用不同脑区采集得到的多导脑电数据中的信息,采用线性描述符参数对不同中枢疲劳下不同电极组的脑电节律进行了分析,从而更加全面地反映不同中枢疲劳状态下大脑总体状态的变化。实验结果表明,线性描述符参数 $\Sigma$ 和 $\Phi$ 可以从不同角度全面地描述了多导脑电信号随疲劳深度变化所形成的大脑状态变化的物理特性,从而较好地反映了大脑总体状态的变化。并且脑电的线性描述符参数与中枢疲劳密切联系,可以有效地反映中枢疲劳前后脑电节律的变化情况,进而反映中枢疲劳状态的变化。由此可见,线性描述符参数能更好地揭示中枢疲劳机制,为中枢疲劳研究提供一种新的途径,有望成为中枢疲劳检测的重要指标。

### 参 考 文 献

- [1] ARNAU S, MÖCKEL T, RINKENAUER G, et al. The interconnection of mental fatigue and aging: An EEG study [J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2017, 117(1): 17-25.
- [2] BOKSEM M A S, MEIJMAN T F, LORIST M M. Effects of mental fatigue on attention: An ERP study[J]. *Cognitive Brain Research*, 2005, 25(1):107-116.
- [3] BOKSEM M A S, KOSTERMANS E, TOPS M, et al. Individual differences in asymmetric resting-state frontal cortical activity modulate ERPs and performance in a global-local attention task[J]. *Journal of Psychophysiology*, 2012, 26(2): 51-62.
- [4] 曹雪亮, 苗丹民, 刘练红. 脑力疲劳评定方法现状[J]. *第四军医大学学报*, 2006, 27(4): 382-384.  
CHAO Xue-liang, MIAO Dan-min, LIU Lian-hong. Current status of mental fatigue's assessment method[J]. *Journal of Medical Colleges of PLA*, 2006, 27(4): 382-384.
- [5] JUNG T P, MAKEIG S, STENSMO M. Estimating alertness from the EEG power spectrum[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1997, 44(1): 60-69.
- [6] KÄTHNER I, WRIESSNEGGER S C, MÜLLERPUTZ G R, et al. Effects of mental workload and fatigue on the P300, alpha and theta band power during operation of an ERP (P300) brain-computer interface[J]. *Biological Psychology*, 2014, 102(5): 118-129.
- [7] MUN S C, KIM E S, PARK M C. Effect of mental fatigue caused by mobile 3D viewing on selective attention: An ERP study[J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2014, 94(1): 373-381.
- [8] WASCHER E, HEPPNER H, KOBALD S O, et al. Age-sensitive effects of enduring work with alternating cognitive and physical load: A study applying mobile EEG in a real life working scenario[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2016, 9(711): 1-14.
- [9] WACKERMANN J. Beyond mapping: Estimating complexity of multichannel EEG recordings[J]. *Acta Neurobiologiae Experimentalis (Wars)*, 1996, 56(1): 197-208.
- [10] WACKERMANN J. Towards a quantitative characterization of functional states of the brain: From the non-linear methodology to the global linear description[J]. *International Journal of Psychophysiology*, 1999, 34(1): 65-80.
- [11] LOU W, XU J, SHENG H S, et al. Multichannel linear descriptors analysis for event-related EEG of vascular dementia patients during visual detection task[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2011, 122(1): 2151-2156.
- [12] TREJO L J, KOCHAVI R, KUBITZ K, et al. Measures and models for predicting cognitive fatigue[J]. *Proceedings of SPIE*, 2005(1): 105-115.
- [13] LORIST M M, KLEIN M, NIEUWENHUIS S, et al. Mental fatigue and task control: Planning and preparation[J]. *Psychophysiology*, 2000, 37(5): 614-625.
- [14] BOKSEM M A S, MEIJMAN T F, LORIST M M. Mental fatigue, motivation and action monitoring[J]. *Biological Psychology*, 2006, 72(2): 123-132.
- [15] HODDES E, ZARCONE V, SMYTHE H, et al. Quantification of sleepiness: A new approach[J]. *Psychophysiology*, 1973, 10(1): 431-436.
- [16] AKERSTEDT T, GILLBERG M. Subjective and objective sleepiness in the active individual[J]. *International Journal of Neuroscience*, 1990, 52(1): 29-37.
- [17] SAMN S W, PERELLI L P. Estimating aircrew fatigue: A technique with implications to airlift operations[R]. Texas, USA: USAF School of Aerospace Medicine, 1982.
- [18] BORG G. Borg's perceived exertion and pain scales[M]. Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

编辑 蒋晓