

## 面向运动规划能力评估的脑电特征分析

陈龙<sup>1</sup> 简初湘<sup>1</sup> 刘秀云<sup>1,2</sup> 许敏鹏<sup>1,2</sup> 王仲朋<sup>2</sup> 明东<sup>1,2</sup>

(1. 天津大学医学工程与转化医学研究院, 天津 300072; 2. 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

**摘要:** 运动规划涉及生活的方方面面,从拿起一个水杯到驾驶车辆时的应急处理,大脑无时无刻不在规划着运动的方式以获得最好的运动结果。运动规划能力的评估可以对运动员的选拔和运动规划障碍患者的诊断治疗提供重要的依据,但是传统的运动规划能力评估方法以行为学为主,经验不足的评估人员可能会得出不准确的结论。为了解决上述问题,本研究探索了基于脑电的运动规划能力评估方法,分别从时域、频域和非线性角度进行分析,提取了运动相关皮质电位(Movement-Related Cortical Potentials, MRCP)幅值,脑电功率谱密度(Power Spectral Density, PSD),脑电复杂度特征。通过相关性分析方法挖掘与行为学指标显著相关的脑电特征,发现FC4, C4及其周围导联的运动相关皮质电位幅值和反应时间呈显著负相关(FC4导联: $\rho=-0.509, p=0.021$ ; C4导联: $\rho=-0.447, p=0.047$ ),基于脑电功率谱密度计算的标准脑对称性指数(Standard Brain Symmetry Index, sBSI)和反应时间呈显著正相关( $\rho=0.494, p=0.026$ ),LZC(Lempel-Ziv Complexity)、模糊熵(Fuzzy Entropy, FuzzyEn)均与反应时间呈显著负相关(LZC: $\rho=-0.626, p=0.015$ ; FuzzyEn: $\rho=-0.459, p=0.041$ )。研究结果表明MRCP幅值、sBSI、LZC和模糊熵可能成为评估运动规划能力的潜在生理靶标。综上,本研究结果有望为运动规划能力的评估提供方法学指导。

**关键词:** 运动规划; 运动相关皮质电位; 脑电功率谱密度; LZC; 模糊熵

**中图分类号:** R318; TH77 **文献标识码:** A **DOI:** 10.16798/j.issn.1003-0530.2023.08.009

**引用格式:** 陈龙,简初湘,刘秀云,等. 面向运动规划能力评估的脑电特征分析[J]. 信号处理, 2023, 39(8): 1433-1442. DOI: 10.16798/j.issn.1003-0530.2023.08.009.

**Reference format:** CHEN Long, JIAN Chuxiang, LIU Xiuyun, et al. Analysis of EEG features for motor planning ability assessment[J]. Journal of Signal Processing, 2023, 39(8): 1433-1442. DOI: 10.16798/j.issn.1003-0530.2023.08.009.

## Analysis of EEG Features for Motor Planning Ability Assessment

CHEN Long<sup>1</sup> JIAN Chuxiang<sup>1</sup> LIU Xiuyun<sup>1,2</sup> XU Minpeng<sup>1,2</sup> WANG Zhongpeng<sup>2</sup> MING Dong<sup>1,2</sup>

(1. Academy of Medical Engineering and Translational Medicine, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2. School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract:** Motor planning is involved in all aspects of life, from picking up a glass of water to dealing with emergencies while driving a car, the brain is always planning method to obtain the best results. The evaluation of motor planning ability can provide an important basis for the selection of athletes and the diagnosis and treatment of patients with motor planning disorders. However, the traditional evaluation of motor planning ability is mainly based on behavior indexes, and inexperienced evaluators may draw inaccurate conclusions. In order to solve the problems, this study explored the objective evaluation method of motor planning ability based on electroencephalogram (EEG), and extracted movement-related cortical potentials (MRCP) amplitude, EEG power spectral density (PSD) and EEG complexity feature. The correlation analysis methods were used to explore the EEG feature significantly related to the behavioral indicators. There was a significant negative correlation between MRCP amplitude and reaction time in FC4, C4 and around channels (FC4:  $\rho=-0.509, p=$

0.021; C4:  $\rho=-0.447$ ,  $p=0.047$ ). The standard brain symmetry index (sBSI) calculated based on power spectral density was significantly positively correlated with reaction time ( $\rho=0.494$ ,  $p=0.026$ ). Lempel-Ziv complexity (LZC) and Fuzzy entropy (FuzzyEn) were significantly negatively correlated with reaction time (LZC:  $\rho=-0.626$ ,  $p=0.015$ ; FuzzyEn:  $\rho=-0.459$ ,  $p=0.041$ ). Our results suggest that MRCP amplitude, sBSI, LZC, and fuzzy entropy may be potential physiological targets for evaluating motor planning ability. In conclusion, the results of this study are expected to provide methodological guidance for the assessment of motor planning ability.

**Key words:** motor planning; movement-related cortical potential; EEG power spectral density; Lempel-Ziv complexity; fuzzy entropy

## 1 引言

日常生活中经常面临需要同时执行运动和认知任务的情况。这些运动和认知的多任务处理情况要求人们在不同的任务要求之间切换。例如,羽毛球运动在击球同时需要考虑击球落点与角度,这决定了运动结果。运动规划能力属于运动认知能力的一种。在日常生活中运动由运动规划阶段和运动执行阶段组成<sup>[1]</sup>,许多论文研究了运动规划期间大脑活动的模式和功能,运动规划的内容由预期控制到运动准备,再到运动编程。运动规划的应用范围很广泛,它对于建立运动系统的状态是至关重要的<sup>[2-4]</sup>。同时也被证明可以改善任务结果<sup>[5-8]</sup>。研究人员还发现,在患有发育协调障碍(Developmental Coordination Disorder, DCD)的儿童中,大多存在运动规划不良,影响日常生活的表现和活动<sup>[9-10]</sup>。因此,运动规划能力的评估可以应用到体育、国防、医疗等领域,有望为运动员、特种人员的选拔训练以及运动规划障碍(DCD,脑卒中等)患者的诊断与康复提供辅助性的应用支撑。

运动规划能力的传统评估方式是末态舒适(End-State Comfort, ESC)比例和反应时间<sup>[11-12]</sup>。ESC指的是发现成年人在抓取物体时,倾向于以不舒服的方向开始运动为代价,以确保运动结束位置的舒适姿势<sup>[13-14]</sup>。ESC的研究范式包含棍棒运输任务<sup>[15]</sup>,八边形任务<sup>[16]</sup>等,棍棒运输任务是将放置在木架上的木棒移动到指定的位置,Noten<sup>[17]</sup>等人通过该范式研究了儿童运动规划能力的发展,发现了约束任务可以对ESC产生积极影响。八边形任务是按照一定的要求将八边形转盘旋转到目标位置。Wilmot<sup>[18]</sup>等人通过该范式研究了DCD患者的运动规划能力,验证了DCD患者运动规划能力弱并揭示了八边形旋转角度和DCD患者之间的关系。Chen<sup>[11]</sup>等人则是通

过反应时间探究了经皮迷走神经电刺激(Transcutaneous Vagus Nerve Stimulation, tVNS)对运动规划能力的影响,发现了tVNS可以显著降低反应时间,也就是说tVNS提升了运动规划能力。

传统的运动规划能力评估方法以行为学为主,经验不足的评估人员可能会得出不准确的结论。而头皮脑电(Electroencephalogram, EEG)作为一种便捷的非侵入性大脑电生理信息监测手段,具有极高的时间分辨率被广泛用于运动认知能力的研究<sup>[19-20]</sup>。Yilmaz<sup>[21]</sup>等人研究了运动认知障碍患者的MRCP活动,结果表明运动认知障碍患者在任务期间表现出更长的运动规划时间和更大的MRCP绝对幅值,表明运动认知障碍患者在手意图移动时需要更大的计算量。不使用患手会引起健康半球的过度激活,从而导致更大的MRCP绝对幅值,并可能导致大脑受损侧更强的不良适应抑制,阻碍皮质重组和运动康复。Balconi<sup>[22]</sup>等人研究了MRCP的准备电位(Readiness Potential, RP)在手势规划中的作用。证明在手势规划过程中,大脑能以不同的方式激活前中央区域,并对RP峰值振幅和延迟产生显著影响。并且辅助运动区域在正确的手势执行和想象时表现出类似的激活,其他前运动区域和顶叶区域则根据任务和手势的类型也被不同激活。Zaepffel<sup>[23]</sup>等人通过分析在预抓取任务中记录的 $\beta$ 振荡,表明了事件相关去同步(Event-Related Desynchronization, ERD)和关联性负变(The Contingent Negative Variation, CNV)是反映运动控制不同方面的不同现象。此外他们还认为特定导联的早期功率衰减可能反映运动皮层和前运动皮层中和运动认知的相关的电生理活动。此外,复杂性指标也被广泛应用于运动认知障碍患者的研究<sup>[24]</sup>。

综上,运动规划属于运动认知的范畴,脑电在运动和认知任务中有一定的研究。运动规划的传统评

估方式以行为学为主。但是行为学的评估方式相对于电生理存在一定的缺陷。本研究通过脑电的运动相关皮质电位 (Movement-Related Cortical Potentials, MRCP) 幅值、脑电功率谱密度 (Power Spectral Density, PSD)、脑电复杂度特征和行为学的相关性分析, 希望可以找到相应的特征, 进而对运动规划能力进行电生理评估。有望为运动认知障碍患者, 运动员等提供更加高效一致的评估方法。

## 2 方法与实验

### 2.1 受试者情况

本研究共招募了 20 名右利手健康受试者 (男性 14 名, 女性 6 名, 平均年龄为 22.1 岁, 年龄标准差为 1.3 岁)。所有受试者均未报告有任何精神或神经疾病。实验前, 所有受试者都收到并签署了可能出现不良反应的书面知情同意书。所有受试者都被告知实验的方法和具体的操作步骤。

### 2.2 实验流程

实验在一个安静、光线充足、电磁屏蔽的房间里进行。受试者舒服地坐在椅子上。图片显示在距离受试者约 60 cm 的屏幕上。八边形转盘放置在屏幕下方, 保证转盘不会挡住屏幕。在实验之前, 受试者被要求练习两个 Block 来熟悉任务。正式实验时, 受试者执行 4 个相同的 Block, 并被要求在两个相邻的 Block 之间休息 3 min。每个 Block 包含 32 个试次, 单个 Block 大约需要 6 min。图 1 显示了由传统八边形任务修改的实验装置<sup>[18]</sup>。

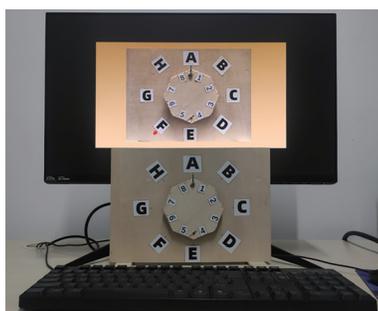


图 1 实验装置图

Fig. 1 Figure of experimental device

为了受试者更好地识别目标, 本研究将颜色标识符改为字母 A 到 H。实验装置由一块方形木板和一块八边形转盘组成。八边形转盘安装在方形木板的中央, 八边形转盘可以双向旋转。金属指针初始位

置指向字母 A。单个试次实验中包含运动想象旋转转盘和现实中旋转转盘。一个是运动想象任务, 一个是实际操作任务, 步骤是一致的。受试者需要用左手抓握住小八边形转盘, 保证五个手指需要在八边形的不同边, 同时保证在接下来的旋转中手指不离开八边形转盘。然后屏幕会给出目标字母 (图 1 中的目标位置是 F, 目标位置可以是八个字母中的任意一个), 受试者需要旋转八边形转盘使指针指向指定的位置。旋转方向可以是顺时针方向, 也可以是逆时针方向。图 2 说明了实验中单个试次的流程。

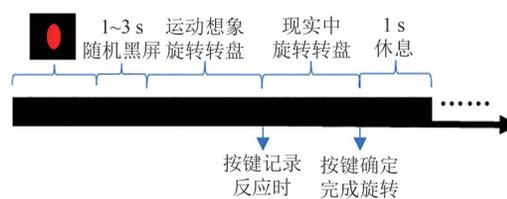


图 2 实验流程图

Fig. 2 Experimental flow figure

在实验开始前, 受试者被要求将手指放在键盘上的空格键上。每次试验都以一个持续 1 s 的实心红圆开始, 然后随机黑屏 1~3 s。黑屏后, 实验装置以图片的形式出现在屏幕上, 金属指针指向初始位置。同时有一个红色箭头指向目标字母。受试者被要求进行运动想象, 内容包括用左手抓住八边形转盘, 并旋转它, 使金属指针指向目标位置。在完成运动想象后, 受试者需要按空格键来记录整个运动想象过程的反应时间。然后屏幕会提示受试者进行实际的八边形转盘抓握旋转, 受试者需要抓握住屏幕下方实际放置的八边形木块并将其旋转到目标位置。在完成真实的旋转任务后, 受试者必须再次按空格键。然后“休息”一词就会出现在屏幕上。受试者可以休息 1 s。

### 2.3 数据获取和数据处理

行为学数据中的反应时间 (RT) 由 Matlab R2013b (MathWorks, MA, USA) 记录, Psychtoolbox 与标准键盘接口通信。反应时间被定义为黑屏结束时刻到第一次按键之间的时间。受试者反应过快 (<300 ms) 的试次被删除。行为学数据中的末态舒适数据由工作人员手动记录。对于每个字母序列, 拇指的初始位置和结束位置会被记录下来。棍棒运输任务的末态舒适状态有两种可能的握力选择, 这些选择被实

验者分为舒适和不舒服。在当前的任务中,有许多不同的握法可供选择,因此需要一个非主观的终端状态舒适度测量<sup>[18]</sup>。在实验开始前,受试者需要按照任务要求将大拇指抓在八边形的不同边上,并对不同边上的舒适度进行打分。八边形装置有八条边可供受试者抓握,受试者在抓握后,需对每条边的舒适程度进行评估,并根据舒适程度对每条边进行评分,最舒适的边将获得8分,第二舒适的边将获得7分,分数随着边舒适程度的下降依次递减,舒适程度最低的边将获得1分。之后统计所有受试者在八种抓握方式上的总分,发现有两种抓握方式的得分明显高于其他抓握方式。遂本文使用实验中抓握这两条边的次数与总实验次数的比值作为末态舒适比例的计算公式。与以往研究不同的是,本文使用的舒适位置的数量相对较少。

脑电图信号使用SynAmps系统(Neuroscan, USA)连续记录。64个电极按照国际10-20系统放置。参考电极为鼻部。系统采样率设置为1 kHz。脑电信号处理使用Python。首先,预处理使用1~100 Hz的带通滤波器进行滤波,50 Hz陷波器去除工频干扰。之后采用独立分量分析(Independent Component Analysis, ICA)方法去除眼部和其他肌肉引起的伪影,最后在保证脑电不失真的前提下,为了减少运算量将脑电数据降采样到250 Hz。为了分析MRCP幅值,定义第一次按键时刻为零时刻,根据按零时刻的时间将事件从-1.5 s到0.5 s进行分段,并根据-1.5 s到-1 s数据的平均值对每个分段进行基线校正。PSD和复杂度的零时刻都是为随机黑屏结束的时候,PSD任务期按照零时刻的时间从-0.5 s到2 s进行分段,根据-0.5 s到0 s的数据对每个分段进行基线校正,休息期按照-2.5 s到0 s进行分段,-2.5 s到-2 s进行基线校正,复杂度按照-0.5 s到2 s进行分段,根据-0.5 s到0 s的数据进行基线校正。

## 2.4 统计分析方法

采用Spearman相关系数和Pearson相关系数分析行为学和脑电特征的相关性。末态舒适比例和脑电特征的相关性采用Spearman相关系数。反应时间和不同脑电特征的相关性在符合正态性的前提下使用Pearson相关系数,否则使用Spearman相关系数。MRCP幅值使用最大绝对幅值前0.1 s和后0.1 s的数据均值进行相关性分析,PSD和LZC计算了不同

频带的均值进行相关性分析。所有的结果均应用Benjamini-Hochberg (BH)错误发现率(FDR)校正。所有统计检验均采用显著性水平 $p < 0.05$ 。

## 3 结果

### 3.1 行为学特征

本研究对行为学和Block之间的关系进行了研究。Block1到Block4是按照时间顺序进行的,Block1是第一个进行的,Block4是最后一个。图3是20名受试者4个Block的反应时间的结果图。

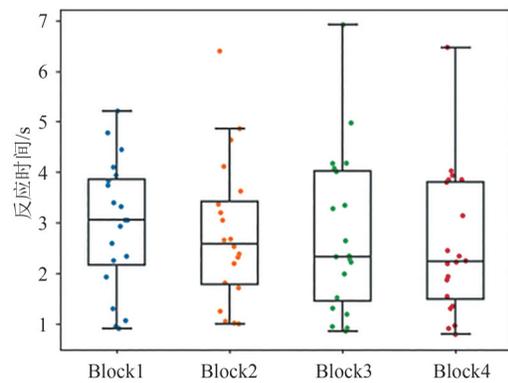


图3 4个Block的反应时间

Fig. 3 Reaction time for 4 blocks

其中横坐标代表不同的Block,纵坐标代表反应时间,图中显示随着实验的进行,反应时间有降低的趋势。图4是20名受试者4个Block的末态舒适比例结果图。

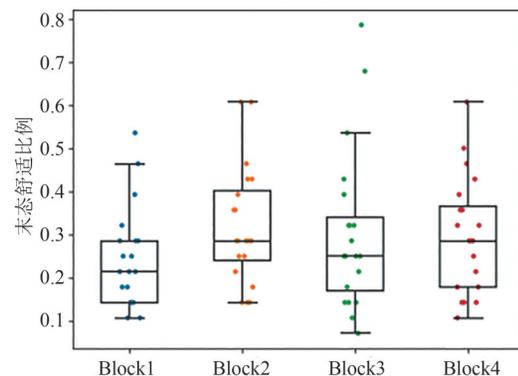


图4 4个Block的末态舒适比例

Fig. 4 End-state-comfort proportions for 4 blocks

其中横坐标代表的是Blocks,纵坐标表示的是末态舒适比例。从图中可以看出,随着实验的进行,反应时间呈现下降的趋势,末态舒适比例呈现上升的趋

势。以 Block 为变量对反应时间和末态舒适比例行单因素方差分析,反应时间和 ESC 的  $p$  值分别是 0.375 和 0.556,均没有显著性。这表明虽然训练对反应时间和末态舒适效应产生了一定的改善作用,但是并没有达到显著性差异。这可能是由于任务难度偏大或训练次数没有达到一定阈值导致的。

### 3.2 时域特征

本文在单独绘制了 60 个导联的叠加平均图后,发现在 FC4、C4、FC3、C3 导联及其附近区域的 MRCP 较为明显,以往研究 MRCP 使用的导联也以这部分导联为主。为了增加叠加试次,本文不使用单个导联,而是定义了 ROI 区域,以 FC4、C4 和对侧的 FC3、C3 导联为中心建立四个 ROI 区域:FC4 及其周围导联区包含的特征导联为 FC4、FC2、FC6、F4、C4;C4 及其周围导联区包含特征导联为 C2、C4、C6、FC4、CP4;FC3 及其周围导联区包含的特征导联为 FC3、FC1、FC5、F3、C3;C3 及其周围导联区包含的特征导联为 C1、C3、C5、FC3、CP3。对每个区域所有受试者全部特征导联进行叠加平均,得到的 MRCP 如图 5 和图 6 所示。图 5 展示了 FC4 及其周围导联区和 FC3 及其周围导联区的 MRCP 结果。

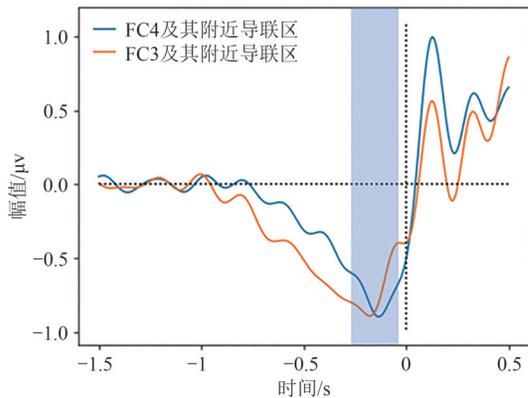


图 5 FC4、FC3 及其附近导联区的 MRCP 幅值

Fig. 5 MRCP amplitudes of FC4, FC3 and around channels region

其中横坐标是时间,单位是 s,零时刻代表按键的时刻,纵坐标代表 MRCP 幅值,单位是  $\mu\text{V}$ 。从图中可以看出,第一个峰值出现在零时刻前 0.15 s 左右,第二个出现零时刻后 0.2 s 左右,第一个峰值和以往的研究是类似的。第二个峰值出现的原因在于本实验的实验范式。在完成运动想象后,按键导致了第一个负峰值。按键完成后对实际的抓握转盘进行旋转导致了第二个峰值。考虑到第一次按键

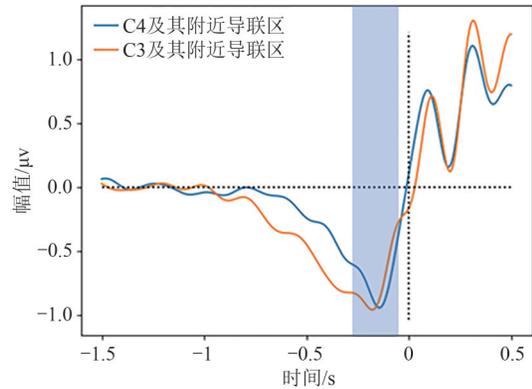


图 6 C4、C3 及其附近导联区的 MRCP 幅值

Fig. 6 MRCP amplitudes of C4, C3 and around channels region

运动可能会影响现实中旋转转盘运动的 MRCP 峰值。本研究只对第一次 MRCP 峰值进行分析。

图 6 显示了 C4 及其周围导联和 C3 及其周围导联区的 MRCP 结果。

结果和 FC4 及其周围导联和 FC3 及其周围导联区类似。本研究中用于相关性分析的 MRCP 幅值,定义如下:波形范围为所有受试者全部特征导联叠加平均后绝对峰值最大值前 0.1 s 和后 0.1 s 之间的波形(图 5 和图 6 阴影部分)。通过该范围计算单个人所有特征导联叠加平均后的波形,再对这段波形值进行平均,得到单个人的 MRCP 幅值。计算每个人反应时间、末态舒适比例均值后分别和幅值进行相关性分析。表 1 展示了相关性分析的结果。

表 1 MRCP 幅值和行为学的相关性

Tab. 1 The correlation between MRCP value and behavior

	反应时间		末态舒适比例	
	$\rho$	$p$	$\rho$	$p$
FC4 及其周围导联区	-0.509	<b>0.021*</b>	0.164	0.489
C4 及其周围导联区	-0.447	<b>0.047*</b>	0.116	0.626
FC3 及其周围导联区	-0.372	0.105	-0.066	0.781
C3 及其周围导联区	-0.377	0.100	0.033	0.887

其中, $\rho$ 代表相关系数, $p$ 代表 $p$ 值。从表中可以看出研究的四个区域中,任务手对侧的 FC4 及其周围导联区和 C4 及其周围导联区的 MRCP 幅值均与反应时间显著负相关(FC4 及其周围导联区: $\rho =$

-0.509,  $p=0.021$ ; C4及其周围导联区:  $\rho=-0.447, p=0.047$ 。绘制归一化图,如图7和图8所示。MRCP幅值和末态舒适比例之间没有相关性。

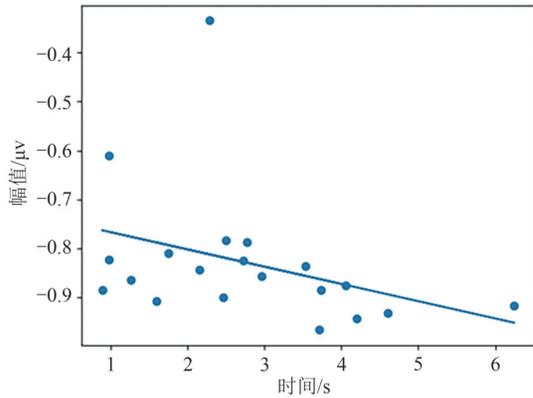


图7 FC4及其附近导联区MRCP和反应时间的相关性分析  
Fig. 7 Correlation analysis of MRCP and reaction time in the FC4 and around channels

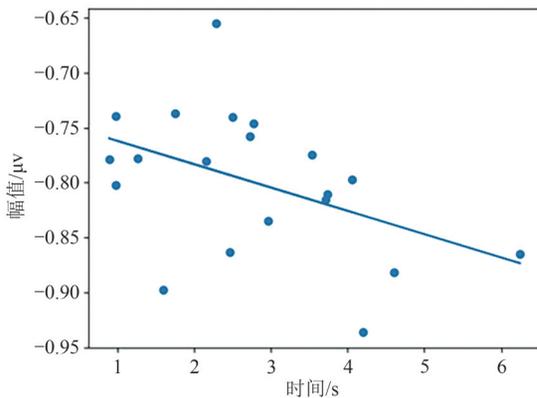


图8 C4及其附近导联MRCP和反应时间的相关性分析  
Fig. 8 Correlation analysis of MRCP and reaction time in the C4 and around channels

### 3.3 频域特征

脑电功率谱密度计算方法为Welch法,研究的

ROI区域为ROI1(包含FC2、FC4和FC6),ROI2(包含C2、C4和C6),ROI3(包含CP2、CP4和CP6)和ROI4(包含FC2、FC4、FC6、C2、C4、C6、CP2、CP4和CP6)共四个区域。绘制了频带为1~50 Hz的ROI4区功率谱密度图如图9所示,红色代表任务期,黑色代表休息期,横坐标是频带,纵坐标是PSD值。相对于休息期而言,在 $\delta$ 频带呈现能量提升现象,在 $\alpha, \beta, \gamma$ 频带均呈现能量降低现象。

为了研究PSD对运动规划能力的评估能力,对PSD进行量化,使用定量脑电图(Quantitative Electroencephalogram, qEEG)中的功率比指数(Power Ratio Index, PRI)和标准脑对称性指数(Standard Brain Symmetry Index, sBSI)对任务期运动规划能力进行研究。PRI的计算公式为:

$$\text{Delta Theta Alpha Beta Ratio, DTABR} = \frac{\delta + \theta}{\alpha + \beta} \quad (1)$$

$$\text{Delta Alpha Ratio, DAR} = \frac{\delta}{\alpha} \quad (2)$$

$$\text{Theta Beta Ratio, TBR} = \frac{\theta}{\beta} \quad (3)$$

$$\text{Theta Alpha Ratio, TAR} = \frac{\theta}{\alpha} \quad (4)$$

$$\text{Theta Beta Alpha Ratio, TBAR} = \frac{\theta}{\alpha + \beta} \quad (5)$$

其中 $\delta, \theta, \alpha, \beta$ 是全局相对功率。sBSI的计算公式为:

$$\text{sBSI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left| \frac{R_i - L_i}{R_i + L_i} \right| \quad (6)$$

其中 $N$ 代表频率25 Hz,  $R_i$ 代表右半球频率 $i$ 的PSD,  $L_i$ 代表左半球频率 $i$ 的PSD。

脑对称性指数使用脑电频带为1~25 Hz, ROI区域为ROI2区和对侧导联(包含C1、C3和C5)。结果如表2。

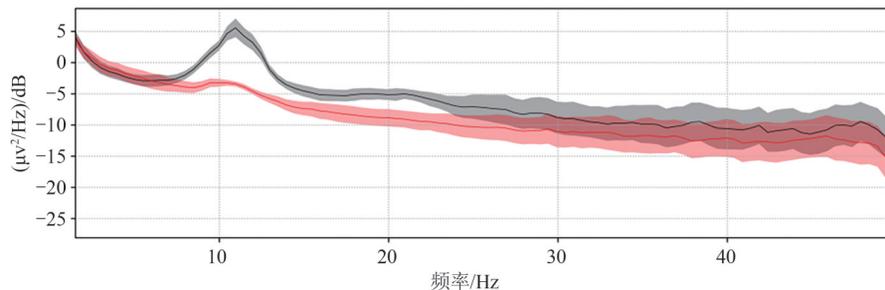


图9 1~50 Hz的PSD结果图,红色代表任务态,黑色代表静息态  
Fig. 9 Figure of PSD from 1 to 50 Hz, red for task state and black for resting state

表 2 定量脑电图和行为学的相关性

Tab. 2 The correlation between qEEG and behavior

	反应时间		末态舒适比例	
	$\rho$	$p$	$\rho$	$p$
DTABR	-0.193	0.620	0.298	0.402
DAR	-0.388	0.351	0.113	0.771
TBR	0.095	0.819	0.494	0.187
TAR	-0.242	0.605	0.280	0.402
TBAR	-0.054	0.819	0.400	0.281
sBSI	0.494	<b>0.026*</b>	0.090	0.771

从表中可以看出,运动规划的反应时间和标准脑对称性指数之间呈现显著正相关( $\rho=0.494, p=0.026$ )。归一化结果如图 10 所示。

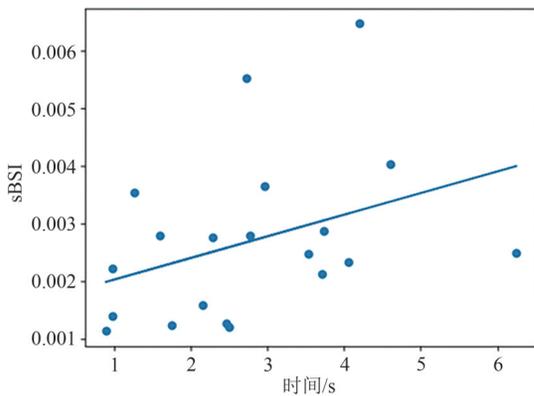


图 10 sBSI和反应时间的相关性分析

Fig. 10 Correlation analysis of sBSI and reaction

运动规划的反应时间和功率比指数之间没有相关性(DTABR:  $\rho = -0.193, p=0.620$ ; DAR:  $\rho = -0.388, p=0.351$ ; TBR:  $\rho=0.095, p=0.819$ ; TAR:  $\rho = -0.242, p=0.605$ ; TBAR:  $\rho = -0.054, p=0.819$ ), qEEG 和末态舒适比例之间没有相关性。

### 3.4 复杂度特征

复杂度特征研究的 ROI 区域为 ROI1 (包含 FC2、FC4 和 FC6), ROI2 (包含 C2、C4 和 C6), ROI3 (包含 CP2、CP4 和 CP6) 和 ROI4 (包含 FC2、FC4、FC6、C2、C4、C6、CP2、CP4 和 CP6) 四个区域。研究的特征为模糊熵(FuzzyEn)和 Lempel-Ziv Complexity (LZC)。研究的频带为 Mu (9~11 Hz)、SMR (13~15 Hz)、Beta1 (13~16 Hz)、Beta2 (16~20 Hz) 和 Beta3 (20~30 Hz)。结果如表 3 和表 4。

表 3 代表的是模糊熵在 Beta1 频带的结果,表 4 代

表 3 FuzzyEn 和行为学的相关性分析

Tab. 3 The correlation between FuzzyEn and behavior

	反应时间		末态舒适比例	
	$\rho$	$p$	$\rho$	$p$
ROI1 区	-0.206	0.383	0.223	0.363
ROI2 区	-0.282	0.383	0.214	0.363
ROI3 区	-0.459	<b>0.041*</b>	0.274	0.363
ROI4 区	-0.243	0.383	0.248	0.363

表 4 LZC 和行为学的相关性分析

Tab. 4 The correlation between LZC and behavior

	反应时间		末态舒适比例	
	$\rho$	$p$	$\rho$	$p$
ROI1 区	-0.368	0.137	-0.042	0.857
ROI2 区	-0.626	<b>0.015*</b>	-0.348	0.521
ROI3 区	-0.161	0.497	-0.209	0.521
ROI4 区	-0.464	0.065	-0.192	0.521

表的是 LZC 在 SMR 频带的结果。结果显示,对于模糊熵而言,模糊熵和反应时间在 ROI3 区显示显著负相关( $\rho=-0.459, p=0.041$ ),归一化结果如图 11 所示。

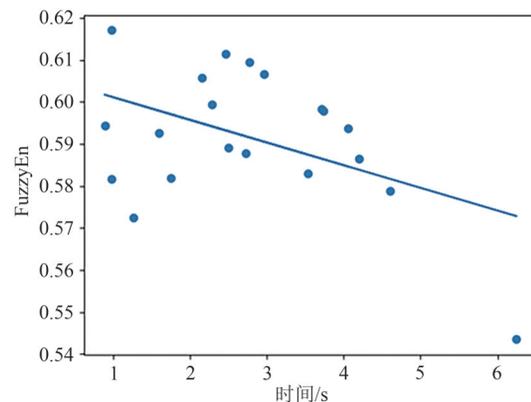


图 11 Beta1 频带的模糊熵和反应时间的相关性分析

Fig. 11 Correlation analysis of FuzzyEn and reaction time in Beta1 band

模糊熵和反应时间在其他区域没有相关性 (ROI1 区:  $\rho=-0.206, p=0.383$ ; ROI2 区:  $\rho=-0.282, p=0.383$ ; ROI4 区:  $\rho=0.243, p=0.383$ )。模糊熵和末态舒适比例之间没有相关性。

表 4 是 LZC 的结果, LZC 和反应时间在 ROI2 区呈现显著相关性( $\rho=-0.626, p=0.015$ ), 归一化结果如图 12 所示。LZC 和反应时间在其他区域没有相关

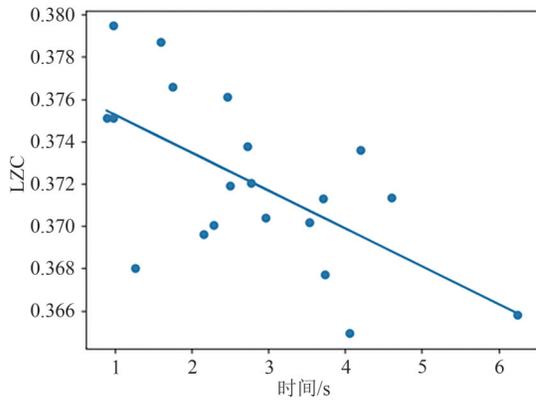


图12 SMR频带的LZC和反应时间的相关性分析

Fig. 12 Correlation analysis of LZC and reaction time in SMR band

性(ROI1区: $\rho=-0.368, p=0.137$ ; ROI3区: $\rho=-0.161, p=0.209$ ; ROI4区: $\rho=0.464, p=0.065$ )。LZC和末态舒适比例之间没有相关性。

#### 4 讨论

此前已经有研究探究了运动认知和脑电之间的关系,在此基础上本文开展了基于脑电的运动规划能力评估方法研究,挖掘与运动规划能力显著相关的神经电生理指标。

针对MRCP分析,本研究发现MRCP幅值与反应时间之间具有显著负相关性,表现为反应时间越短,MRCP幅值越大(即振幅越小)。上述现象可能的原因是具有较强运动能力的受试者完成相同任务所需调用的认知资源相对较少。事实上Hirano<sup>[25]</sup>等人发现MRCP振幅和突触活动性改变有关,说明振幅和调用认知资源之间的关系。Wright<sup>[26]</sup>等人则是研究了吉他手普通人在音乐演奏任务中的MRCP振幅,发现吉他手在运动准备过程中MRCP振幅减少伴随着任务中的出色表现,表明强运动能力对应较小的MRCP振幅。这和本研究的相关性结果是统一的。本研究的相关性区域出现的位置为任务手对侧脑区的FC4和C4导联及其附近导联。Toma等人<sup>[27]</sup>通过应用偶极子源分析发现内侧额中区(MFC)和感觉运动区(SM1)可能是MRCP的发生部位。这和本研究相关性的结果在区域上是一致的。证明了MFC、SM1和运动规划能力有关。

基于PSD的量化指标sBSI被广泛用于脑损伤疾病的神经损伤程度评估<sup>[28]</sup>。本研究在此基础上探究了运动规划能力和sBSI之间的关系,发现运动

规划能力行为学表征的反应时间和sBSI之间具有显著正相关。Agius<sup>[29]</sup>等人比较了健康受试者和中风受试者的BSI评分,发现中风患者的sBSI更高。可认为运动规划能力弱的人群对应着高sBSI。本研究结果发现sBSI越小,反应时间越少,即对运动规划任务的处理效率越高。

另外,以往的研究表明大脑的电活动显示出高度非线性和动态特性<sup>[30]</sup>。因此,非线性动力学特征可以提供有关不同大脑状态的关键信息。Liu<sup>[31]</sup>等人发现阿尔茨海默病患者脑电LZC明显降低,而阿尔茨海默病的特征是认知和记忆的进行性损害<sup>[32]</sup>,故认为认知损伤可能导致低LZC值。本研究发现LZC和运动规划能力行为学表征的反应时之间呈现显著负相关。表明复杂度越高,反应时间越短,代表运动规划能力越强。本研究还发现模糊熵和反应时间呈显著负相关,表明模糊熵值越高,反应时间越短,表征运动规划能力越强。这和Simons<sup>[33]</sup>等人在模糊熵上的结果相类似。

#### 5 结论

本文初步探究了使用脑电特征指标来评估运动规划能力。本文对运动规划能力研究的八边形转盘范式做了改进,在实验过程中采集了末态舒适比例和反应时间两个行为学指标,同时采集了脑电信息。通过分析脑电信息的时域特征,频域特征和复杂度特征,并将脑电信息和行为学信息进行联合分析,发现了FC4和C4区域的MRCP幅值特征,qEEG的sBSI特征,模糊熵和LZC可以用来评估运动规划能力。

本研究存在一定的局限性,需要进一步探讨。运动规划能力评估广泛使用的行为学指标末态舒适比例在本研究中没有表现出相关性结果。可能的原因是复杂任务的末态舒适效应将变得不明显,使得评估的表现不佳。也可能是受试者人群的问题,以往的研究对末态舒适效应好坏的区分集中在不同人群之间,例如DCD患者和正常人。而本研究的受试者均为健康人群。健康人群在末态舒适效应的表现上不会产生较大差异,进而导致了结果的不佳。在今后的工作中,评估工作拟涉及不同类型人群并寻找特异性特征。

## 参考文献

- [1] WONG A L, HAITH A M, KRAKAUER J W. Motor planning[J]. *The Neuroscientist*, 2015, 21(4): 385-398.
- [2] BASU D, MURTHY A. Parallel programming of saccades in the macaque frontal eye field: are sequential motor plans coactivated? [J]. *Journal of Neurophysiology*, 2020, 123(1): 107-119.
- [3] AMES K C, RYU S I, SHENOY K V. Neural dynamics of reaching following incorrect or absent motor preparation [J]. *Neuron*, 2014, 81(2): 438-451.
- [4] GALE D J, FLANAGAN J R, GALLIVAN J P. Human somatosensory cortex is modulated during motor planning [J]. *Journal of Neuroscience*, 2021, 41(27): 5909-5922.
- [5] ARIANI G, DIEDRICHSEN J. Sequence learning is driven by improvements in motor planning [J]. *Journal of Neurophysiology*, 2019, 121(6): 2088-2100.
- [6] HARDWICK R M, FORRENCE A D, KRAKAUER J W, et al. Time-dependent competition between goal-directed and habitual response preparation [J]. *Nature Human Behaviour*, 2019, 3(12): 1252-1262.
- [7] HAITH A M, PAKPOOR J, KRAKAUER J W. Independence of movement preparation and movement initiation [J]. *Journal of Neuroscience*, 2016, 36(10): 3007-3015.
- [8] YANG Lingling, LEUNG H, PLANK M, et al. EEG activity during movement planning encodes upcoming peak speed and acceleration and improves the accuracy in predicting hand kinematics [J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2015, 19(1): 22-28.
- [9] BARNETT A L, PRUNTY M. Handwriting difficulties in developmental coordination disorder (DCD) [J]. *Current Developmental Disorders Reports*, 2020, 8(1): 6-14.
- [10] LEE J, MAYALL L A, BATES K E, et al. The relationship between motor milestone achievement and childhood motor deficits in children with attention deficit hyperactivity disorder (ADHD) and children with developmental coordination disorder [J]. *Research Developmental Disabilities*, 2021, 113: 103920.
- [11] CHEN Long, ZHANG Jiasheng, WANG Zhongpeng, et al. Effects of transcutaneous vagus nerve stimulation (TVNS) on action planning: a behavioural and EEG study [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2022, 30: 1675-1683.
- [12] LOHRLIMPENS M, GOHRINGER F, SCHENK T. Dual-task interference in action programming and action planning: evidence from the end-state comfort effect [J]. *Acta Psychologica*, 2022, 228: 103637.
- [13] BHOYROO R, HANDS B, STEENBERGEN B, et al. Examining complexity in grip selection tasks and consequent effects on planning for end-state-comfort in children with developmental coordination disorder: a systematic review and meta-analysis [J]. *Child Neuropsychology*, 2020, 26(4): 534-559.
- [14] KNUDSEN B, HENNING A, WUNSCH K, et al. The end-state comfort effect in 3-to 8-year-old children in two object manipulation tasks [J]. *Frontiers in Psychology*, 2012, 3: 445.
- [15] SALTERS D, RIOS P C, RAMSAY E, et al. Preferential reaching and end-state comfort: how task demands influence motor planning [J]. *Journal of Motor Behavior*, 2021, 53(6): 737-749.
- [16] VAN SWIETEN L M, VAN BERGEN E, WILLIAMS J H, et al. A test of motor (not executive) planning in developmental coordination disorder and autism [J]. *Journal of Experimental Psychology-Human Perception and Performance*, 2010, 36(2): 493.
- [17] NOTEN M, WILSON P, RUDDOCK S, et al. Mild impairments of motor imagery skills in children with DCD [J]. *Research in Developmental Disabilities*, 2014, 35(5): 1152-1159.
- [18] WILMUT K, BYRNE M. Grip selection for sequential movements in children and adults with and without developmental coordination disorder [J]. *Human Movement Science*, 2014, 36: 272-284.
- [19] GENTILI R J, JAQUESS K J, SHUGGI I M, et al. Combined assessment of attentional reserve and cognitive-motor effort under various levels of challenge with a dry EEG system [J]. *Psychophysiology*, 2018, 55(6): e13059.
- [20] WANG Qing, MENG Lin, PANG Jun, et al. Characterization of EEG data revealing relationships with cognitive and motor symptoms in Parkinson's disease: a systematic review [J]. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2020, 12: 587396.
- [21] YILMAZ O, BIRBAUMER N, RAMOS-MURGUIALDAY A. Movement related slow cortical potentials in severely paralyzed chronic stroke patients [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2014, 8: 1033.
- [22] BALCONI M, CORTESI L, CRIVELLI D. Motor planning and performance in transitive and intransitive gesture execution and imagination: does EEG (RP) activity predict hemodynamic (fNIRS) response? [J]. *Neurosci-*

- ence Letters, 2017, 648: 59-65.
- [23] ZAEPPFEL M, TRACHEL R, KILAVIK B E, et al. Modulations of EEG beta power during planning and execution of grasping movements [J]. PLoS One, 2013, 8 (3): e60060.
- [24] SUN Jie, WANG Bin, NIU Yan, et al. Complexity analysis of EEG, MEG, and fMRI in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: a review [J]. Entropy, 2020, 22(2): 239.
- [25] HIRANO D, GOTO Y, JINNAI D, et al. Effects of a dual task and different levels of divided attention on motor-related cortical potential [J]. Journal of Physical Therapy Science, 2020, 32(11): 710-716.
- [26] WRIGHT D J, HOLMES P S, DI RUSSO F, et al. Differences in cortical activity related to motor planning between experienced guitarists and non-musicians during guitar playing [J]. Human Movement Science, 2012, 31 (3) : 567-577.
- [27] TOMA K, MATSUOKA T, IMMISCH I, et al. Generators of movement-related cortical potentials: fMRI-constrained EEG dipole source analysis [J]. Neuroimage, 2002, 17 (1): 161-173.
- [28] POPA L L, DRAGOS H, PANTELEMON C, et al. The role of quantitative EEG in the diagnosis of neuropsychiatric disorders [J]. Journal of Medicine and Life, 2020, 13(1): 8.
- [29] AGIUS ANASTASI A, FAIZON O, CAMILLERI K, et al. Brain symmetry index in healthy and stroke patients for assessment and prognosis [J]. Stroke Research and Treatment, 2017, 2017: 8276136.
- [30] RODRIGUEZ-BERMEDEZ G, GARCIA-LAENCINA P J. Analysis of EEG signals using nonlinear dynamics and chaos: a review [J]. Applied Mathematics & Information Sciences, 2015, 9(5): 2309.
- [31] LIU Xiaokun, ZHANG Chunlai, JI Zheng, et al. Multiple characteristics analysis of Alzheimer's electroencephalogram by power spectral density and Lempel-Ziv complexity [J]. Cognitive Neurodynamics, 2016, 10: 121-133.
- [32] JEONG J. EEG dynamics in patients with Alzheimer's disease [J]. Clinical Neurophysiology, 2004, 115 (7) : 1490-1505.
- [33] SIMONS S, ESPINO P, ABASOLO D. Fuzzy entropy

analysis of the electroencephalogram in patients with Alzheimer's disease: is the method superior to sample entropy? [J]. Entropy, 2018, 20(1): 21.

#### 作者简介



**陈龙** 男,1988年生,河南新乡人。天津大学副教授,硕士生导师,主要研究方向为面向卒中康复的神经可塑性机制、物理刺激反馈调控技术。

E-mail: cagor@tju.edu.cn



**简初湘** 男,1997年生,福建龙岩人。天津大学硕士研究生,主要研究方向为脑-机接口。

E-mail: jcx@tju.edu.cn



**刘秀云** 女,1988年生,山西人。天津大学教授,博士生导师,主要研究方向为脑血流动力学研究及神经重症多模态检测。

E-mail: xiuyun\_liu@tju.edu.cn



**许敏鹏** 男,1988年生,浙江台州人。天津大学医学工程与转化医学研究院副院长,教授,博士,主要研究方向为脑-机接口、神经信号处理和神经调控。

E-mail: xmp52637@tju.edu.cn



**王仲朋** 男,1990年生,河北廊坊人。天津大学副教授,主要研究方向为神经科学与工程、多模态神经成像、神经刺激与调控等交叉学科研究。

E-mail: tunerl\_wzp1@tju.edu.cn



**明东** 男,1976年生,山东烟台人。天津大学副校长,讲席教授,主要研究方向为脑-机接口、神经再生与修复、神经仿生与智能、神经刺激与调节、神经传感与成像。

E-mail: richardming@tju.edu.cn