



论文

运动观察与运动想象的皮层节律活动与神经生理机制

谢平^{①②*}, 吴晓光^①, 牛小辰^{①†}, 陈晓玲^{①†}, 郭子晖^①, 杜义浩^②^① 燕山大学电气工程学院河北省测试计量技术及仪器重点实验室, 秦皇岛 066004;^② 燕山大学电气工程学院河北省控制工程重点实验室生物信息研究中心, 秦皇岛 066004

† 同等贡献

* 联系人, E-mail: pingx@ysu.edu.cn

收稿日期: 2014-12-07; 接受日期: 2015-05-27

国家自然科学基金(批准号: 61271142)和河北省自然科学基金(批准号: F2015203372, F2014203246)资助项目

doi: 10.1360/N052014-00307

摘要 研究证实, 运动观察与运动想象对大脑的激活有利于中风后的运动功能再学习, 可用于探索人类行为过程中大脑的神经机制. 为对比分析运动观察和运动想象时皮层神经元的活动特征, 选取 10 名健康被试, 采集每名被试在运动观察和运动想象时特定手部抓握动作模式下的脑电信号(EEG); 引入 Gabor 滤波器对感觉运动区和视觉区的 EEG 进行时频能量谱估计, 并在此基础上对 EEG 进行事件相关去同步/同步化(ERD/ERS)分析; 最后建立 ERDI(ERD index)指标对左手和右手进行模式分类并量化比较运动观察与运动想象. 研究结果表明, 运动观察与运动想象类似, 均激活大脑感觉运动皮层, 并且运动想象产生对侧主导的 α 和 β ERD; 基于 ERDI 指标的运动想象左右手识别正确率高于运动观察分类正确率; 此外, 运动观察过程还同时伴随视觉皮层活动, 使 α 节律能量产生显著衰减. 本研究为运动观察和运动想象在临床康复训练以及脑机接口领域的应用提供了神经生理基础和实现途径.

关键词

运动想象

运动观察

ERD/ERD

Gabor 滤波器

神经生理

运动观察(movement/action observation)被定义为对他人行为的感知^[1], 而运动想象(motor imagery)则是自身运动行为在心理上的复现而不存在真实的肌肉活动^[2]. 功能成像的研究结果间接表明, 真实运动、运动想象和运动观察之间存在功能性关联^[3]: 它们均能激活运动神经网络^[4]并具有类似的躯体特定区(somatotopic organization)^[5], 即针对同一运动模式, 运动想象和运动观察均能激活参与真实运动的脑区^[2,6]. 此外, 运动想象与运动观察都需要感觉和运

动输入的交互作用^[7], 且运动观察还需要观察者基于自身运动技能的换位感知^[8]. 研究发现, 当人类被试观察另一个体的手部运动时, 感觉运动区和顶区的脑电信号(electroencephalogram, EEG)节律发生变化, 镜像神经系统(mirror neurons system, MNS)被证明作用于这种现象^[9,10]. 运动观察过程中被试运动皮层的活跃反映了人类行为-感知(action-perception)的一致性^[11,12], 二者的有机协调对于理解和感受外在事物具有重要意义.

引用格式: 谢平, 吴晓光, 牛小辰, 等. 运动观察与运动想象的皮层节律活动与神经生理机制. 中国科学: 生命科学, 2015, 45: 665–676

Xie P, Wu X G, Niu X C, et al. Cortical rhythmic activity and neurophysiology mechanism during movement observation and motor imagery. SCIENTIA SINICA Vitae, 2015, 45: 665–676, doi: 10.1360/N052014-00307

中风作为一种常见的脑血管疾病,感知和行为功能失调是其最主要的症状表现。大脑受损引起的皮层异常兴奋和抑制是导致其症状表现的主要原因,尤其对于处于抑制状态的功能皮层所支配的肢体部位,长期的抑制会引起相应肢体的萎缩。因而如何激发抑制的皮层区域,从而使其正常支配人体相应部位的运动,是中风康复领域的一个重要研究内容。研究表明,运动观察和运动想象能够提高初级运动区的皮层活跃度^[13],因此可促进对运动的模仿和学习^[9];同时,运动观察和运动想象有利于持久运动记忆的形成^[14],有利于中风康复中的运动功能再学习^[1]。Nedelko 等人^[15]基于功能性磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)的研究表明,运动观察中 MNS 的活跃为运动功能恢复提供了神经生理基础和新的治疗方法; Franceschini 等人^[16]的临床研究也证明,运动观察对亚急性中风患者的运动功能灵活性恢复产生积极影响; Piron 等人^[17]的研究进一步论证了运动观察与运动想象在临床康复中与物理治疗相结合可以提高疗效。可见,运动观察和运动想象可以改善脑卒中患者的运动功能,此外其训练过程不依赖于患者的残存功能^[18],并且治疗成本低,因而在康复研究及临床应用领域备受关注^[19]。

以上研究分别从统计学、生理解剖学和功能成像学角度研究运动观察和运动想象的神经生理机制,而从脑电信号层面进行运动观察表现的研究相对较少。由于 EEG 是大脑神经元群突触后电位在皮层的综合表现^[20],能在一定程度上反映大脑功能性动态活动,采集过程无创伤且成本相对较低,因此,从大脑神经元节律性电位活动的角度分析运动观察和运动想象中的 EEG 特征,从而揭示其对应的神经生理机制和神经系统功能特征具有理论和临床应用价值^[21]。

大脑的功能性激活伴随着 EEG 与事件相关的变化^[22],如事件相关电位(event-related potential, ERP)、事件相关去同步化(event-related desynchronization, ERD)和事件相关同步化(event-related synchronization, ERS)。ERP 被认为是由特定刺激触发的一系列瞬态的锥体神经元的后突触响应,可以理解为一个稳态系统对外界刺激的响应,并且这种电活动与刺激是锁时且锁相的,故可以通过叠加平均技术检测到;而 ERD/ERS 被看做是控制神经网络振荡的一个或多个参数的变化导致的,是大脑皮层内功能连通性变化

的结果,由控制脑电各频率成分的神经元和中间神经元局部交互作用引起的。这些变化与事件是锁时,但并不锁相,因而叠加平均方法不能提高其信噪比。ERD/ERS 通常表现为 EEG 特定频段内能量的衰减或增强。Pfurtscheller 最早将这种能量的衰减和增强定义为事件相关去同步(ERD)和同步化(ERS)。ERD/ERS 是目前探讨正常和病理状态下大脑感觉运动和认知功能极其有用的方法,同时也常被用作脑机接口(brain computer interface, BCI)研究中的关键控制策略。

有研究表明,运动观察和运动想象会诱导 α 和 β 节律在感觉运动皮层和顶区的能量衰减(ERD)^[10],而帕金森患者则出现 μ 节律 ERD 的缺失^[14],进一步推测运动观察和运动想象中的 ERD 表现可能揭示出相关神经系统的病理学特征。尽管运动想象中出现在感觉运动皮层的 α 和 β 节律的能量衰减已被广泛证实,但具体 ERD 的特征变化发生在对侧还是双侧大脑半球仍存在分歧,且运动观察和运动想象的表现异同和功能联系也有待研究。另一方面,运动观察或运动想象过程中,需分析特定活动区域和不同频段脑电信号的 ERD/ERS 特征。研究者早期提出的基于瞬时频带功率的 ERD/ERS 量化方法^[23,24],会掩盖 EEG 的高频活动^[22],且低频滤波器会造成严重的拖尾效应^[25],因此需探究更有效的方法进行 EEG 时频分析。本文引入 Gabor 滤波器实现 ERD/ERS 的时频量化分析,以体现不同 EEG 节律随时间变化的特征并弥补瞬时频带功率分析存在的不足。

采集 10 名健康被试在左右手抓握动作模式下运动观察和运动想象的 EEG 数据,引入 Gabor 滤波器进行 EEG 时频能量谱估计,并进行 ERD/ERS 量化分析;同时,建立基于 ERD/ERS 量化分析结果的 ERDI(ERD index)指标,对运动观察和运动想象中的左右手进行模式分类。通过分析和对比,研究运动观察和运动想象的神经生理功能联系和差异,为神经康复中的神经生理机制的研究和实时 BCI 系统的设计提供理论基础和实现途径。

1 研究方法

1.1 实验设计

选取 10 名无病史的健康被试,均为在校大学生(女性 3 名,年龄(25±2)岁),所有被试均签署了知情

同意书. 实验过程中被试自然放松地坐在电磁屏蔽的实验室中, 眼睛距离 15 英寸的电脑显示器 80 cm, 视角约为 15°. 每名被试分别进行 2 组实验: (i) 观察视频中的左右手抓握动作; (ii) 想象自身进行左右手抓握动作.

运动观察实验流程如图 1A 所示, -2 ~ -1 s 屏幕呈现空白, -1 s 时出现蜂鸣提示, 同时屏幕正中央出现红色“+”, 提示被试目光聚集的位置; 0 s 时屏幕随机出现左手或者右手抓握运动的视频, 如图 1B 所示, 视频中的展示者与各名被试无关. 实验要求被试认真观看视频, 并判断视频呈现出左手还是右手运动, 视频持续时间为 4 s; 4 s 时, 屏幕呈现空白, 提示被试停止观察, 放松大脑. 整个实验过程中要求被试尽量保持身体放松不动.

运动想象实验流程与运动观察类似(图 1A). 不同的是 0 s 时屏幕随机出现向左或者向右的箭头(图 1C), 提示被试想象自身的左手或者右手的抓握动作, 动作模式与图 1B 相同.

每个实验中, 随机出现的左手(或左向箭头)和右手(或右向箭头)的次数均为 30, 即 30 个试次(trial). 两组实验之间被试休息 15~20 min, 以避免大脑和视觉疲劳.

1.2 数据采集及预处理

EEG 数据采集设备为德国 BP 公司(Brain Products, 德国)生产的 BrainAmp 放大器, BrainVision Recorder 数据记录软件以及配套的 Ag/AgCl 电极 64 导 BrainCap 脑电帽. 电极位置采用国际 10~20 导联定位标准, 参考电极(Ref)位于大脑顶区(FCz), 接地电极(GND)位于前额(AFz)(图 3). 实验前, 被试将头发洗净并吹干. 佩戴电极帽时, 注入导电膏使阻抗降低到 20 k Ω 以下. 放大器的采样率为 2500 Hz, 低通截止频率 800 Hz.

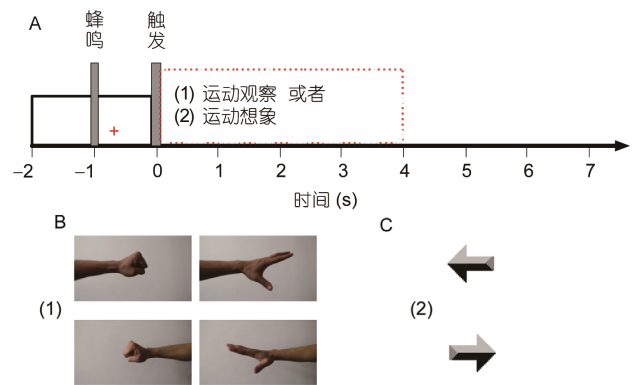


图 1 实验流程与动作模式

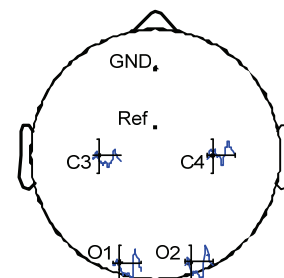


图 2 电极位置

本实验关注感觉运动区与视觉区的大脑活动情况, 故只选取位于感觉运动区的 C3 和 C4 电极以及位于视觉区的 O1 和 O2 电极记录到的 EEG 数据进行分析(图 2). 由于脑电信号中会存在眼动、工频等干扰, 需要对采集到的 EEG 信号进行预处理: 将采集到的 EEG 数据降采样到 256 Hz, 再利用 FIR 数字滤波器进行 0.5~50 Hz 的带通滤波, 之后采用共平均方法重参考, 最后依据独立分量分析(independence component analysis, ICA)算法去除眼动等伪迹和工频干扰. 以上处理均基于 EEGLAB 10.0.0.b(<http://scn.ucsd.edu/eeqlab/>)工具箱. 预处理前后的 EEG 分别如图 3A 和 B 所示. 由图可见, 图 3A 中的原始 EEG 序

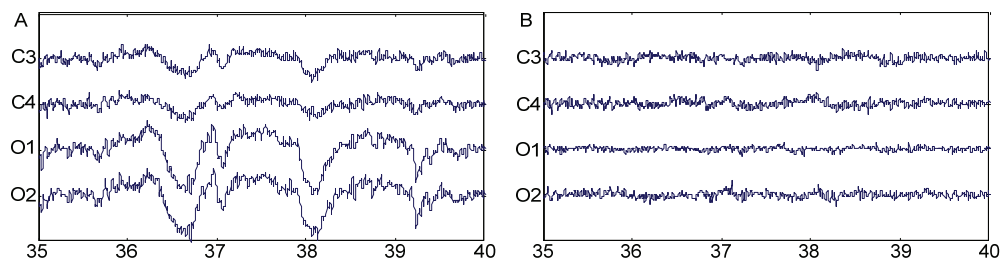


图 3 去除干扰前后的 EEG

列存在明显的眼电、眼动以及漂移等干扰, 预处理过程有效滤除了这些干扰(图 3B)。

1.3 数据分析

(1) 基于 Gabor 滤波的时频能量谱估计。由于 EEG 信号具有多节律且非平稳的动力学特征, 基于周期图法的功率谱估计不能体现信号的时变特征, 而基于短时傅里叶变换的谱图(spectrogram)固定的窗长又无法描绘动力学特征, 因此本实验引入具有更优时频分辨率的 Gabor 滤波器^[26,27]对 EEG 进行时频能量谱估计, 具体如下:

首先令 Gabor 滤波器为 $h(f, t)$:

$$h(f, t) = k_1 \exp \left[-\frac{1}{2} \frac{\omega^2 (t - t_0)^2}{\omega_0} + j\omega(t - t_0) \right], \quad (1)$$

其中, k_1 为归一化系数; ω_0 为无量纲常数, 通常大于 5^[28], 它决定了时频分辨率; 中心频率为 $\omega = \omega_0 / a$, a 为尺度因子; 频率标准差为 $\sigma_f = 1 / 2\pi a$ ^[27,29]。

令函数 $w(f, t)$ 为 EEG 序列 $y(t)$ 与 $h(f, t)$ 的卷积, 它可以表示特定频率 f 的 EEG 序列在时间点 t 处的幅值特征:

$$w(f, t) = h(f, t) * y(t) \equiv \int h(u) y(t + u) du, \quad (2)$$

则 EEG 的时频能量谱估计可表示为 TF-SP (time-frequency spectral power):

$$TF - SP(f, t) = |w(f, t)|^2, \quad (3)$$

其中, $w(f, t)$ 的意义见公式(2)。

(2) 基于 Gabor 滤波的 ERD/ERS 量化。ERD/ERS 作为一种诱导(induced)电位对刺激触发非锁相, 可采用试次间方差(intertrial variance, IV)^[24]进行量化。将 Gabor 滤波器和 IV 算法相结合, 提取这种诱导活动的时频特征, 步骤如下:

(i) 利用 Gabor 滤波器提取出每个试次序列不同频率的 EEG 信号, 然后计算 IV :

$$IV_{(j)} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left| w_{f(i,j)} - \overline{w_{f(j)}} \right|^2, \quad (4)$$

其中, $w_{f(i,j)}$ 表示特定频率 f 下, Gabor 滤波后试次 i 第 j 个采样点的幅值(公式(2)); $\overline{w_{f(j)}}$ 为所有试次第 j 个采样点的平均值。

(ii) ERD/ERS 的量化由相对于参考时间内每个

采样点方差变化的百分比来表示^[25]:

$$ERD / ERS_{(j)} = \frac{IV_{(j)} - R}{R} \times 100\%, \quad (5)$$

$$R = \frac{1}{k} \sum_{j=n_0}^{n_0+k} IV_{(j)}, \quad (6)$$

其中, n_0 表示参考时间的起始点, k 表示参考时间的结束点。

(3) ERDI 指标的提取。为进一步比较运动观察与运动想象中左手与右手间的 ERD 特征差异, 并量化比较运动观察与运动想象中的 ERD 特征, 本文基于 ERD/ERS 的量化结果建立指标, 并将其定义为 ERDI:

$$ERDI = ERD_{C3} - ERD_{C4}, \quad (7)$$

其中, ERD_{C3} 表示 C3 通道在运动想象或运动观察时程中(本文中为 0~4 s)的 ERD 均值, ERD_{C4} 表示 C4 通道在运动想象或运动观察时程中的 ERD 均值。

2 结果分析

运用上述的理论方法对所测得的 10 名被试的 EEG 数据进行分析, 下文分别从能量谱分析、ERD/ERS 量化分布规律和左右手运动想象与运动观察识别几方面进行说明。

2.1 能量谱分析

首先对 10 名被试在运动观察和运动想象实验中得到的 4 个通道(C3, C4, O1 和 O2)EEG 数据, 运用周期图法和 Welch 方法^[30]估计平均脑电功率谱(spectral power, SP)。结果如图 4 所示, 其中红色和蓝色曲线分别表示运动想象和运动观察 EEG 的平均 SP 结果; “左”和“右”分别代表左手和右手抓握动作。图中运动观察与运动想象 EEG 的 SP 分布规律不存在明显差异, 各通道左手与右手 EEG 的 SP 表现规律也无显著差别, 为此需进一步对 EEG 数据进行时频能量谱估计(TF-SP)。

利用公式(3)分别计算 10 名被试运动观察和运动想象下 EEG 的时频能量谱, 并得出 TF-SP 估计的平均结果(图 5)。由图 5A 可见, 在 0~4 s 的运动观察阶段: 视觉区(O1, O2)的 α 节律出现了明显的能量降低, 用黑色椭圆在图中圈出; 此时在感觉运动区(C3, C4)也可观察到 α 能量的微弱降低。图 5B 中, 0~4 s 的运动

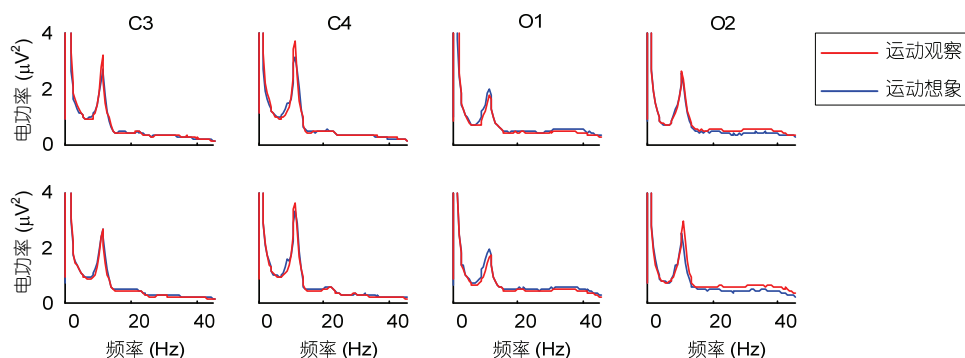


图 4 10 名被试的平均 EEG 功率谱

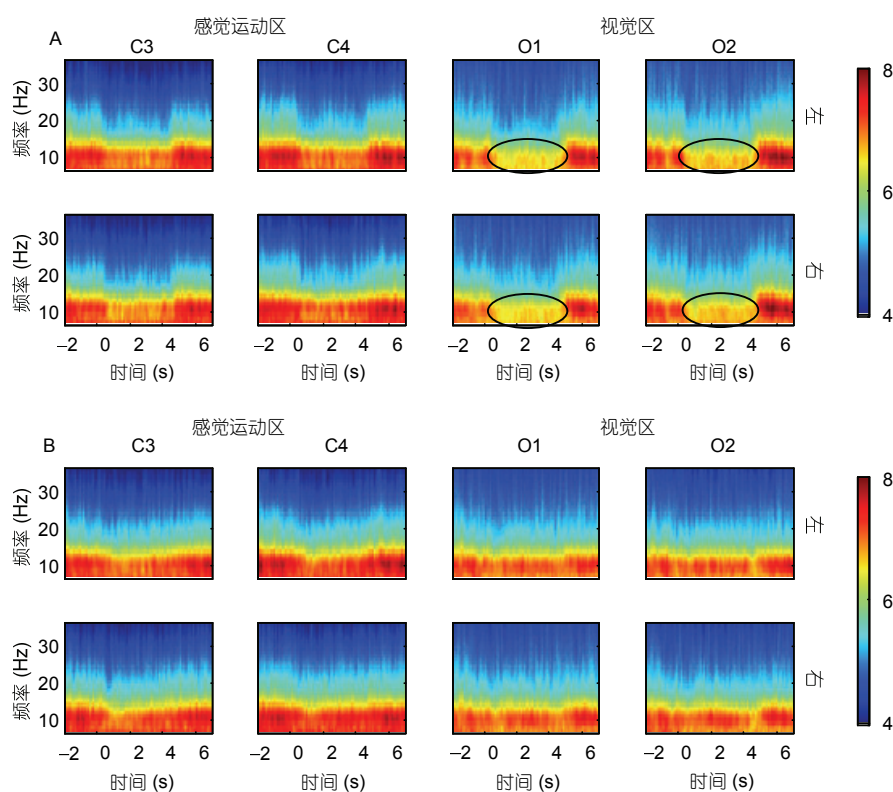


图 5 10 名被试的平均 TF-SP

A: 运动观察中 EEG 的平均 TF-SP; B: 运动想象中 EEG 的平均 TF-SP

想象过程没有发现明显的感觉运动区或视觉区的 α 能量衰减. 对比图 5A 和 B 发现, 运动观察和运动想象中左手和右手间 EEG 的 TF-SP 差异均不明显.

2.2 ERD/ERS 量化分析

图 6 为根据 1.3 节所述方法对 10 名被试两组实验数据进行 ERD/ERS 量化的平均结果, 其中参考时

间段取为 $-1.5 \sim -0.5$ s. 图 6A 和 B 分别代表运动观察和运动想象实验的 ERD/ERS 量化结果. 其中蓝色和红色部分分别表示 ERD 和 ERS.

由图 6A 运动观察的 ERD/ERS 平均量化结果可见, 在观察开始时刻(0 s)附近 α 和 β 节律均表现出明显的 ERD(即蓝色部分), 并且在双侧感觉运动区(C3, C4)均有体现, 但没有表现出明显的半球间差异. 运

动观察结束(4 s)时, 双侧 α 和 β 节律逐渐恢复到基线, 甚至呈现出 ERS 现象(红色部分)。

分析图 6B 可以看出, 运动想象过程(0~4 s)表现出双侧 α ERD 和 β ERD 现象, 且对侧(对应左手运动想象时的 C4 通道, 右手运动想象时的 C3 通道)ERD 现象更显著(即颜色更深且范围更广)。与运动观察类似, 运动想象结束后 α 和 β 节律逐渐恢复到基线水平或者表现出 ERS, 且并没有出现规律性的结果。

2.3 ERD/ERS 的置信区间与脑地形图

为验证图 6 所示的 α 和 β ERD 是否具有统计意义, 求取 10 名被试 α 和 β 节律的 ERD/ERS 置信区间并得出平均结果; 同时为观察 ERD/ERS 的空间分布特征, 得到对应的脑地形图(图 7)。其中图 7A 和 B 分别表示运动观察实验和运动想象实验的 ERD/ERS 置信区间和脑地形图。图中红色虚线为基于 bootstrap 算法^[31]得到的置信区间, 置信区间小于 0 的部分表示具有统计意义的 ERD, 大于 0 的部分表示具有统计意义的 ERS, 显著性水平 $P=0.05$ 。分别选取运动观察和运动想象过程的中间时刻以及结束后的 2 s, 即 2 和 6 s 处的 ERD/ERS 脑地形图显示在图 7 中。

由图 7A 可见, 运动观察开始时刻(0 s)附近, α 和 β 节律在双侧区域表现出的 ERD 具有统计意义, 即整个区间符号为负, 但没有观察到明显的半球间差异; 运动观察结束后(4 s 附近), α 和 β 节律逐渐恢复到基线并呈现出具有统计意义的 ERS(区间符号为正)。脑地形图中的结果与上文一致, 可以看出 2 s 处出现较广范围的 ERD, 即呈现深蓝色, 而 6 s 时 EEG 能量恢复并升高。

从图 7B 观察到, 在运动想象开始时刻, 双侧区域的 α 和 β 节律均表现出具有统计意义的 ERD, 尽管 ERD 会扩散到同侧, 但对侧 ERD 与基线间的距离更大且范围更宽, 即表现出对侧显著性。从对应的脑地形图中也可以观察到类似现象, 即运动想象中颜色更深的部分出现在中央区即感觉运动区的对侧半球, 并且在运动结束后, 中央区能量恢复到基线水平或者表现出 ERS, 即在图中呈现黄色或红色。

此外, 对比图 7A 和 B 中的脑地形图还可以看到, 运动观察中枕区的 α 振荡抑制比运动想象更明显, 与图 5 中观察出的现象一致。

2.4 ERDI 指标分析

以上分析均是针对每名被试所有试次的平均结

果, 为对比并量化单个试次中左手与右手的 ERD 表现差异, 根据 1.3 节所述 ERDI 指标的计算方法, 求得每名被试 α 和 β 频段每个试次的 ERDI 指标。通过以上分析可知, 左右手运动想象过程中 α 和 β 节律的 ERD 表现出对侧主导的特征, 因此理想情况下左手运动想象时 ERDI 符号为正, 右手运动想象时 ERDI 符号为负。表 1 显示了每名被试 α 和 β 节律左手 ERDI 正值、右手 ERDI 负值在所有试次中所占的百分比, 从而得出分别基于左手 α ERDI、右手 α ERDI、左手 β ERDI 和右手 β ERDI 指标的左右手识别正确率。虽然上文的分析中并没有看到运动观察过程中明显的 ERD 对侧显著性, 但为便于与运动想象进行对比, 同样计算出运动观察中相应的指标并显示在表 1 中。结果可见, 整体上运动想象中左右手分类正确率维持在 70%左右, 而运动观察的分类正确率较低。

图 8 显示了 Jackknife 估计得出的运动观察和运动想象下基于 α ERDI 以及 β ERDI 指标的分类正确率的均值和标准差, 相应的统计数据显示在表 1 中。除左手运动想象 α 节律的 ERDI 分类正确率低于运动观察外, 其余 3 种情况(右手 α ERDI, 左手 β ERDI 和右手 β ERDI)运动想象的 ERDI 分类正确率均高于运动观察。证明运动想象中 ERD 现象的对侧显著性具有一定统计意义, 且以 ERDI 的正负状态来区分运动想象中的左右手是可行的。此外, BCI 系统应用中对单个试次运动模式的正确识别更有意义, 且 ERDI 指标计算简便, 无需利用算法复杂的分类器即可对左右手进行分类, 因此有利于 BCI 系统实时性的提高。

3 讨论

3.1 运动观察与运动想象中 α 和 β 节律的变化规律及生理机制

本研究表明, 运动观察和运动想象会改变神经网络的状态且通过 EEG 不同节律的振荡体现: 这两种任务均能引起健康被试 α 和 β 节律能量的下降或者上升。这种 EEG 特定频段能量的变化是由皮层中相关神经元群振荡同步性的下降或者上升导致^[32]。

在运动观察与运动想象任务进行过程中, 健康被试感觉运动区(C3 和 C4) α 节律的能量出现衰减, 即表现出去同步现象, 这与 α 节律的生理功能有关。许多学者的研究结果表明 α 节律的同步意味着此时该

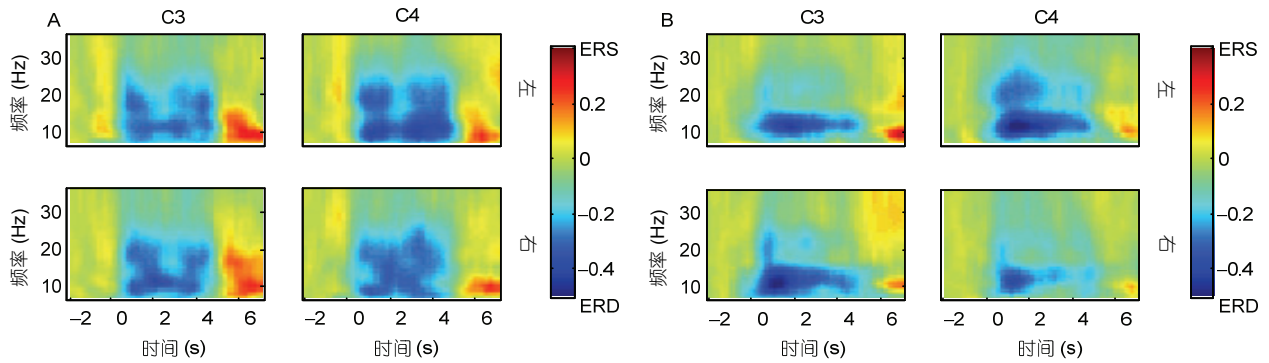


图 6 10 名被试的平均 ERD/ERS 结果

A: 运动观察中 ERD/ERS 时频图; B: 运动想象中 ERD/ERS 时频图

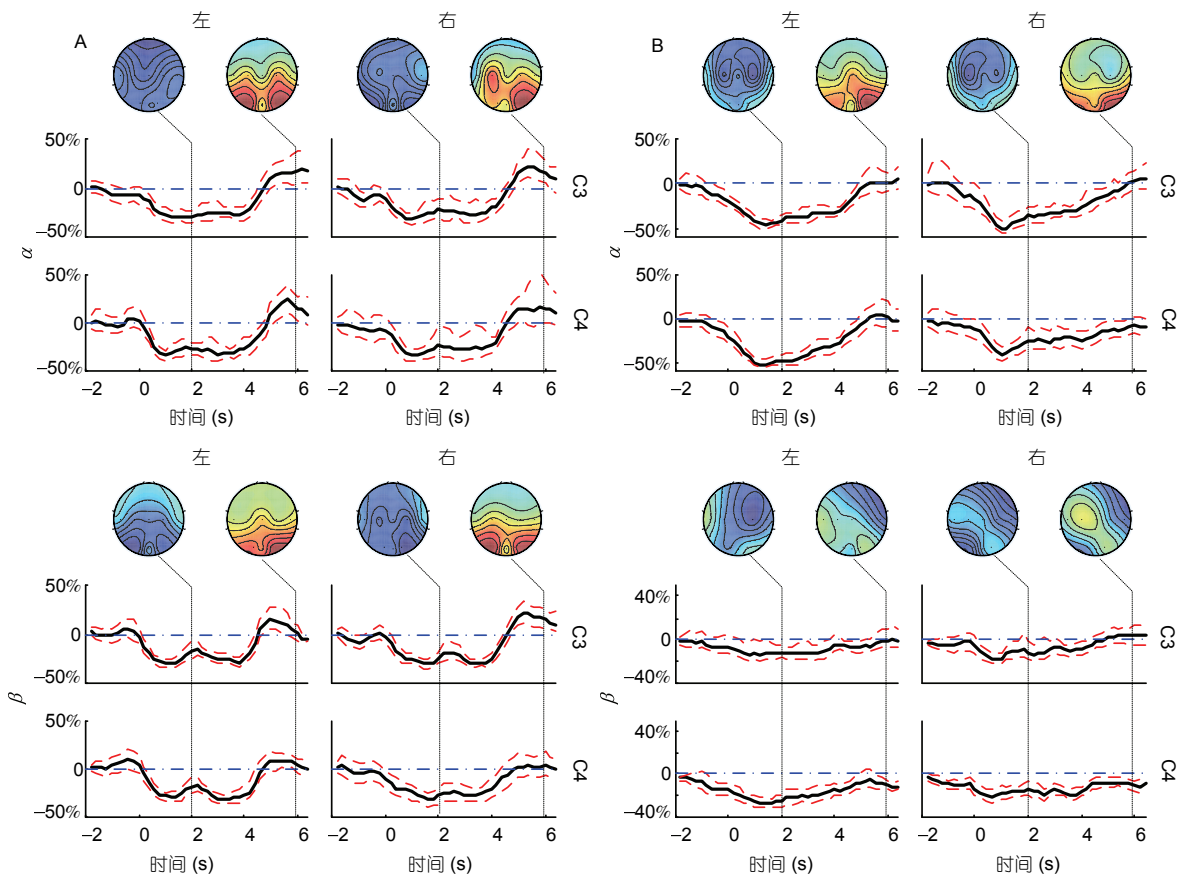


图 7 ERD/ERS 的置信区间与脑地形图

A: 运动观察中 ERD/ERS 置信区间与脑地形图; B: 运动想象中 ERD/ERS 的置信区间与脑地形图

区域大脑处于静息或者惰性状态^[23,32~34]; 特定的任务可以引起 α 节律的活动中止或者去同步化^[32], 例如, 本文研究的运动想象或者运动观察任务; 不仅如此, α 节律的 ERD 表现一定程度上可以揭示出某些病理

状态, 例如, Heida 等人^[14]研究发现帕金森患者运动观察过程中在 C3 和 C4 区没有表现出 α ERD. 与 α 节律相比, β 节律的 ERD 则与运动控制功能相关, 且主要产生于初级运动皮质^[35]. 尽管运动观察与运动想

表 1 基于 ERDI 指标的左右手识别正确率

		运动观察		运动想象	
		α	β	α	β
S1	左	66.7%	43.3%	66.7%	70.0%
	右	76.7%	66.7%	83.3%	70.0%
S2	左	76.7%	50.0%	53.3%	80.0%
	右	33.3%	63.3%	83.3%	90.0%
S3	左	73.3%	80.0%	66.7%	83.3%
	右	76.7%	86.7%	63.3%	73.3%
S4	左	56.7%	66.7%	56.7%	53.3%
	右	70.0%	33.3%	86.7%	88.9%
S5	左	60.0%	60.0%	88.5%	73.1%
	右	35.7%	46.4%	69.2%	58.6%
S6	左	90.0%	50.0%	71.4%	75.0%
	右	70.0%	60.0%	55.2%	51.7%
S7	左	56.7%	63.3%	83.3%	83.3%
	右	50.0%	70.0%	40.0%	63.3%
S8	左	46.7%	53.3%	33.3%	50.0%
	右	86.7%	63.3%	76.9%	57.7%
S9	左	64.0%	52.0%	59.1%	90.9%
	右	37.5%	66.7%	72.0%	56.0%
S10	左	63.3%	80.0%	60.7%	53.6%
	右	40.0%	36.7%	41.4%	58.6%
$\bar{x}$	左	65.41%	59.86%	63.97%	71.25%
	右	57.66%	59.31%	67.13%	66.81%
SD	左	12.17%	12.66%	15.59%	14.37%
	右	20.35%	16.19%	16.95%	13.55%

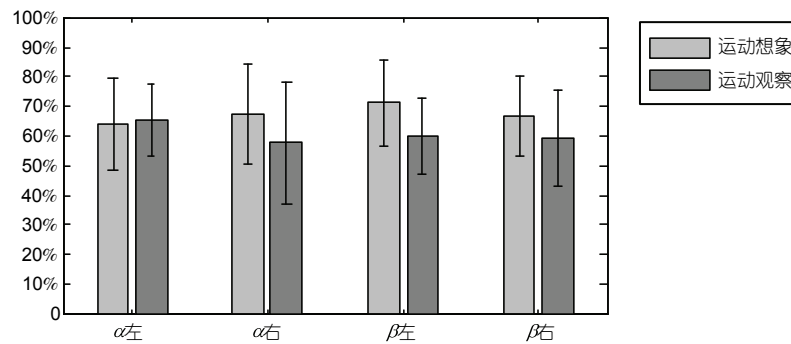


图 8 α ERDI 和 β ERDI 指标的 $\bar{x} \pm SD$

象中不存在真实的肢体运动,但本文的研究结果中依然观察到了 β 节律的显著变化,由此推测感觉运动皮层 β 节律的振荡变化可能不仅依赖于皮肤和本体感觉的传入.此外,在运动观察和运动想象结束后,感觉运动皮层的 β 能量均表现出上升趋势,证明皮层运动区 β 节律振荡的增强还可能与之前的振荡活跃状态相关,即运动皮质神经元由活化状态转化为去活化状态的过程可能决定 β 振荡的发生^[32].

α 和 β 节律的产生机制以及生理功能至今存在疑

点和争议,仍需进行更深入的研究,对 ERD/ERS 现象的分析为此提供了一种研究途径.

3.2 运动观察与运动想象中的 ERD/ERS 量化讨论

本研究表明,运动想象和运动观察时感觉运动皮层表现出 α ERD 和 β ERD 现象,在一定程度上反映了大脑此时的活动情况^[6],说明运动想象和运动观察过程能够募集健康被试感觉运动区的皮层神经元.

由运动想象任务的分析结果可知,ERD 现象不

仅发生在想象动作的对侧脑区, 也会扩散到大脑的同侧半球, 这与 Beisteiner 等人^[36]的运动想象研究结果类似. 而 Pfurtscheller 等人^[23,32-34]的研究得出 ERD 只发生在想象动作的对侧脑区而不存在同侧的能量衰减. 与运动想象研究类似, 运动观察过程中的 ERD 表现也存在众多争议. 早期研究发现运动观察会诱导双侧对称半球的 α 能量衰减^[37], 这与本文结果相似; 而 Perry 和 Bentin^[38]的研究则证明更多地抑制在所观察动作的对侧半球. 此外, Gazzola 和 Keysers^[39]发现运动观察过程更多地激活左半球大脑, 但这种观点被 Aziz-Zadeh^[40]否认, 他在研究中证明 MNS 的活跃不存在大脑的左侧偏侧化优势.

此外, 本文中运动观察和运动想象结束后大脑双侧半球的 β 节律均恢复到基线水平或显示出具有统计意义的 ERS 现象, 但是并没有发现明显的半球间差异. 关于 ERS 的研究, 不同学者的结果也不尽相同^[41]. 与本文结果类似, Nam 等人^[42]在运动想象的研究中没有发现具有大脑半球特异性 β ERS 现象; 在 Pfurtscheller 等人^[43]的研究中, 9 名被试中有 5 名显示出了对侧脑区显著的 β ERS.

综上所述可知, 相同的研究内容会呈现出不同的研究结果, 这可能与实验模式的差异有关^[44]. 例如, 在没有特定指示的情况下, 被试可能想象自身的运动, 也可能想象看见另一个人的运动^[41]; 或者被试可以想象手指的运动, 也可以想象手腕的运动. 为避免此类影响, 本文在实验中对被试的运动模式进行了严格限制. 此外, 部分学者认为这种结果间差异的产生与分析方法有关, 例如, 分析的电极数目越多, 变异性越大^[45], 为此本文只选取具有代表性的 C3, C4, O1 和 O2 电极进行分析. 总之, 运动观察和运动想象中 EEG 不同节律 ERD/ERS 的表现仍需进一步研究.

3.3 运动观察的神经生理机制

文中 TP-SP 的分析结果表明, 尽管运动想象与运动观察任务中都有视觉功能的参与, 但与运动想象不同, 运动观察中视觉区的 O1 和 O2 电极记录到了明显的 α 能量抑制. 这与已有推测一致, 即 α 节律的去同步伴随着视觉刺激并且受注意程度的影响, 尤其在枕叶皮质^[37]. 此外进一步推测, 枕区 α 节律的振荡衰减可能由 MNS 调制, 并受运动与感知系统的交互影响.

众所周知, ERD 的表现与大量被激活的神经元相关^[1]. 通过对健康被试运动观察状态下 ERD/ERS 的分析证明, 感觉运动区的神经元不仅在运动想象时被激活, 运动观察任务同样可以激活这个区域的部分神经元, 即镜像神经元. 与本文类似, Cochin 等人^[46]同样在研究中记录到了健康成人观察运动时 C3 和 C4 区 α 和 β 节律的能量衰减. 尽管运动观察中被试感觉运动区的 α 和 β 节律的 ERD/ERS 与运动想象有类似的表现, 但二者的生理机制不同.

运动观察任务之所以会激活大脑的感觉运动区, 是因为被试在观察过程中对动作的理解需要感觉和运动系统的调制交互作用, 即由镜像神经系统 (mirror neuron system, MNS) 调制, 被试基于自身的运动技能来换位感知所观察的运动^[6]. 根据本文的分析结果可知, 运动观察中感觉运动区镜像神经元的同步发放伴随着 α 和 β 节律的去同步^[18], 即 α 和 β 节律能够响应运动观察任务中的内源性刺激, 从而推测感觉运动区的 α 和 β 节律在镜像神经系统中扮演着重要的功能角色^[35].

此外, 运动观察中 α 和 β 节律去同步的强度由被试对所观察到的运动模式的熟悉程度调制^[47], 换言之, 被试感觉运动皮层被激活的范围和强度反映了个体运动能力的强弱^[5]. 已有研究显示^[48-51], 与不熟悉的运动模式相比, 在观察熟悉的运动模式时健康被试的初级运动皮质更加活跃, 学者们推测这是因为随着经验和执行能力的增长, 个体的感知和行为之间的回路得到强化^[6]. 为避免不同被试对所观察运动模式的熟悉程度差异对分析结果带来影响, 本文选取健康人日常生活中常见的抓握动作进行研究.

以上分析研究表明, 感觉运动皮层的神经元受损后, 相应的镜像神经元可能起到功能代偿的作用. 因此运动观察可能作为一种潜在的康复手段, 目的在于利用镜像神经元使运动功能障碍患者通过训练再学习失去的运动能力^[37]. 这对运动功能障碍患者的运动功能恢复具有重要意义.

4 结论

本文引入 Gabor 滤波器分析运动观察和运动想象过程中健康被试 EEG 的时频能量谱与 ERD/ERS, 建立 ERDI 指标以区分运动观察和运动想象中的左手和右手, 并量化对比运动观察和运动想象的 ERD

表现差异. 分析结果表明, 运动观察与运动想象类似, 均激活大脑感觉运动皮层, 但运动想象表现出更显著的 ERD 对侧主导特征, 并且 ERDI 指标应用于运动想象中的左右手识别效果更好; 此外, 运动观察

过程会激活视觉皮层, 使 α 节律能量降低. 这些结果为运动观察和想象在临床康复上的应用提供了神经生理依据, 并为 ERD/ERS 在 BCI 领域的应用奠定基础.

参考文献

- 1 Berends H I, Wolkorte R, Ijzerman M J, et al. Differential cortical activation during observation and observation-and-imagination. *Exp Brain Res*, 2013, 229: 337–345
- 2 Neuper C, Scherer R, Wriessnegger S, et al. Motor imagery and action observation: modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clin Neurophysiol*, 2009, 120: 239–247
- 3 Grezes J, Decety J. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation and verb generation of actions: a meta-analysis. *Hum Brain Mapp*, 2001, 12: 1–19
- 4 Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*, 2001, 14: S103–S109
- 5 Gazzaniga M S, Ivry R B, Mangun G R. 认知神经科学: 关于心智的生物学. 周晓林, 高定国, 等译. 北京: 中国轻工业出版社, 2013. 223–269
- 6 Lapenta O M, Boggio P S. Motor network activation during human action observation and imagery: mu rhythm EEG evidence on typical and atypical neurodevelopment. *Res Autism Spectr Disord*, 2014, 8: 759–766
- 7 Pulvermüller F, Fadiga L. Active perception: sensorimotor circuits as a cortical basis for language. *Nat Rev Neurosci*, 2010, 11: 351–360
- 8 Buccino G, Binkofski F, Riggio L. The mirror neuron system and action recognition. *Brain Lang*, 2004, 89: 370–376
- 9 Nakano H, Osumi M, Ueta K, et al. Changes in electroencephalographic activity during observation, preparation, and execution of a motor learning task. *Int J Neurosci*, 2013, 123: 866–875
- 10 Avanzini P, Fabbri-Destro M, Dalla Volta R, et al. The dynamics of sensorimotor cortical oscillations during the observation of hand movements: an EEG study. *PLoS One*, 2012, 7: e37534
- 11 Fecteau S, Carmant L, Tremblay C, et al. A motor resonance mechanism in children? Evidence from subdural electrodes in a 36-month-old child. *Neuroreport*, 2004, 15: 2625–2627
- 12 Lepage J F, Théoret H. EEG evidence for the presence of an action observation-execution matching system in children. *Eur J Neurosci*, 2006, 23: 2505–2510
- 13 Celnik P, Stefan K, Hummel F, et al. Encoding a motor memory in the older adult by action observation. *Neuroimage*, 2006, 29: 677–684
- 14 Heida T, Poppe N R, de Vos C C, et al. Event-related mu-rhythm desynchronization during movement observation is impaired in Parkinson's disease. *Clin Neurophysiol*, 2014, 125: 1819–1825
- 15 Nedelko V, Hassa T, Hamzei F, et al. Age independent activation in areas of the mirror neuron system during action observation and action imagery: a fMRI study. *Restor Neurol Neurosci*, 2010, 28: 737–747
- 16 Franceschini M, Ceravolo M G, Agosti M, et al. Clinical relevance of action observation in upper-limb stroke rehabilitation a possible role in recovery of functional dexterity. A randomized clinical trial. *Neurorehabil Neural Repair*, 2012, 26: 456–462
- 17 Piron L, Turolla A, Agostini M, et al. Exercises for paretic upper limb after stroke: a combined virtual-reality and telemedicine approach. *J Rehabil Med*, 2009, 41: 1016–1102
- 18 Sharma N, Pomeroy V M, Baron J C. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke*, 2006, 37: 1941–1952
- 19 吴亚岑. 运动想象疗法在脑卒中偏瘫患者下肢功能康复治疗中的效果观察. 硕士学位论文. 长沙: 中南大学, 2013. 1–46
- 20 谢平, 陈晓玲, 苏玉萍, 等. 基于 EMD-多尺度熵和 ELM 的运动想象脑电特征提取和模式识别. *中国生物医学工程学报*, 2013, 32: 641–648
- 21 Urgen B A, Plank M, Ishiguro H, et al. EEG theta and Mu oscillations during perception of human and robot actions. *Front Neurobot*, 2013, 7: 19
- 22 Żygierewicz J, Durka P J, Klekowicz H, et al. Computationally efficient approaches to calculating significant ERD/ERS changes in the time-frequency plane. *J Neurosci Methods*, 2005, 145: 267–276
- 23 Pfurtscheller G, Aranibar A. Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1979, 46: 138–146
- 24 Kalcher J, Pfurtscheller G. Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1995, 94: 381–384
- 25 Luck S J. 事件相关电位基础. 范思陆, 丁玉珑, 等译. 上海: 华东师范大学出版社, 2009

- 26 Sinkkonen J, Tiitinen H, Näätänen R. Gabor filters: an informative way for analysing event-related brain activity. *J neurosci Meth*, 1995, 56: 99–104
- 27 Torrence C, Compo G P. A practical guide to wavelet analysis. *B Am Meteorol Soc*, 1998, 79: 61–78
- 28 Tallon-Baudry C, Bertrand O. Oscillatory gamma activity in humans and its role in object representation. *Trends Cogn Sci*, 1999, 3: 151–162
- 29 Bračić M, Stefanovska A. Wavelet-based analysis of human blood-flow dynamics. *Bull Math Biol*, 1998, 60: 919–935
- 30 Welch P D. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Trans Audio Electroacoust*, 1967, 15: 70–73
- 31 Graitmann B, Pfurtscheller G. Quantification and visualization of event-related changes in oscillatory brain activity in the time-frequency domain. *Prog Brain Res*, 2006, 159: 79–97
- 32 Pfurtscheller G, Lopes da Silva F H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol*, 1999, 110: 1842–1857
- 33 Pfurtscheller G, Aranibar A. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1977, 42: 817–826
- 34 Pfurtscheller G, Neuper C, Flotzinger D, et al. EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. *Clin Neurophysiol*, 1997, 103: 642–651
- 35 Muthukumaraswamy S D, Johnson B W. Primary motor cortex activation during action observation revealed by wavelet analysis of the EEG. *Clin Neurophysiol*, 2004, 115: 1760–1766
- 36 Beisteiner R, Höllinger P, Lindinger G, et al. Mental representations of movements. Brain potentials associated with imagination of hand movements. *Electroencephalogr Clin neurophysiol*, 1995, 96: 183–193
- 37 Frenkel-Toledo S, Bentin S, Perry A, et al. Mirror-neuron system recruitment by action observation: effects of focal brain damage on mu suppression. *NeuroImage*, 2014, 87: 127–137
- 38 Perry A, Bentin S. Mirror activity in the human brain while observing hand movements: a comparison between EEG desynchronization in the mu-range and previous fMRI results. *Brain Res*, 2009, 1282: 126–132
- 39 Gazzola V, Keysers C. The observation and execution of actions share motor and somatosensory voxels in all tested subjects: single-subject analyses of unsmoothed fMRI data. *Cereb Cortex*, 2009, 19: 1239–1255
- 40 Aziz-Zadeh L, Koski L, Zaidel E, et al. Lateralization of the human mirror neuron system. *J Neurosci*, 2006, 26: 2964–2970
- 41 Neuper C, Scherer R, Reiner M, et al. Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Brain Res Cogn Brain Res*, 2005, 25: 668–677
- 42 Nam C S, Jeon Y, Kim Y J, et al. Movement imagery-related lateralization of event-related (de) synchronization (ERD/ERS): motor-imagery duration effects. *Clin Neurophysiol*, 2011, 122: 567–577
- 43 Pfurtscheller G, Neuper C, Brunner C, et al. Beta rebound after different types of motor imagery in man. *Neurosci Lett*, 2005, 378: 156–159
- 44 Pfurtscheller G, Lopes da Silva F H. Event-related desynchronization. *Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology*, 1999, 6: 51–65
- 45 Francuz P, Zapala D. The suppression of the μ rhythm during the creation of imagery representation of movement. *Neurosci Lett*, 2011, 495: 39–43
- 46 Cochin S, Barthelemy C, Lejeune B, et al. Perception of motion and qEEG activity in human adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1998, 107: 287–295
- 47 Heimann K, Umiltà M A, Guerra M, et al. Moving mirrors: a high-density EEG study investigating the effect of camera movements on motor cortex activation during action observation. *J Cogn Neurosci*, 2014, 26: 2087–2101
- 48 Calvo-Merino B, Glaser D E, Grèzes J, et al. Action observation and acquired motor skills: an FMRI study with expert dancers. *Cereb Cortex*, 2005, 15: 1243–1249
- 49 Calvo-Merino B, Grèzes J, Glaser D E, et al. Seeing or doing? Influence of visual and motor familiarity in action observation. *Curr Biol*, 2006, 16: 1905–1910
- 50 Cross E S, Hamilton A F C, Grafton S T. Building a motor simulation de novo: observation of dance by dancers. *Neuroimage*, 2006, 31: 1257–1267
- 51 Oberman L M, McCleery J P, Hubbard E M, et al. Developmental changes in mu suppression to observed and executed actions in autism spectrum disorders. *Soc Cogn Affect Neurosci*, 2013, 8: 300–304

Cortical Rhythmic Activity and Neurophysiology Mechanism during Movement Observation and Motor Imagery

XIE Ping^{1,2}, WU XiaoGuang¹, NIU XiaoChen¹, CHEN XiaoLing¹, GUO ZiHui¹ & DU YiHao²

1 Key Lab of Measurement Technology and Instrumentation of Hebei Province, College of Electrical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China;

2 Key Laboratory of Control Engineering of Hebei Province, Biological Information Research Center, College of Electrical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China

Previous studies proved that movement/action observation and motor imagery are benefit for relearning of movement function after stroke and considered as a method for exploring the neurophysiology mechanism. To analyze and compare the features of activated cortical neurons between movement observation and motor imagery, 10 healthy subjects whose EEG signals were recorded during hand grasp movement observation and motor imagery were recruited. Gabor filter was introduced to analyze time-frequency spectrum power for EEG recorded at somatosensory and visual cortex, then time-frequency quantification of ERD/ERS was performed based on Gabor filter. At last, ERD index was built to distinguish between left hand and right hand and compare movement observation with motor imagery quantitatively. The results showed that movement observation also could activate somatosensory cortex, which issimilar to motor imagery, , and contralateral dominant ERD in α and β range was found during motor imagery. In addition, classification accuracy of motor imagery based on ERDI was greater than it of movement observation. Moreover, movement observation was associated with activation of visual cortex where α significant suppression was found. The present study provide neurophysiology basis and realization approach of movement observation and motor imagery for application in clinical rehabilitation and BCI system.

motor imagery, movement observation, ERD/ERS, Gabor filter, neurophysiology

doi: 10.1360/N052014-00307