• 381 •

.综述.

## 应用脑电图评估脑卒中后运动功能的研究进展

陆双双1 王大明<sup>2,4</sup> 宋杰3 李莉1 张梦也1 许丽1

<sup>1</sup>浙江中医药大学第三临床医学院,杭州 310053;<sup>2</sup>浙江大学医学院附属第一医院康复医学 科,杭州 310006;<sup>3</sup>湖州师范学院附属第一医院康复医学科,湖州 313000;<sup>4</sup>浙江中医药大 学附属金华中医院康复医学科,金华 321017

通信作者:王大明,Email:jhwdm@hotmail.com

【摘要】 脑卒中具有极高致残率,最常见的是运动功能缺损。与正常人相比,脑卒中患者在执行运动任务时的脑电图可表现出一些特征性的改变。本文从任务态脑电和静息态脑电2个方面展开综述,分析了大脑皮质锁相电位运动相关皮质电位(MRCPs)以及大脑皮质非锁相电位事件相关去同步化/同步化电位(ERD/ ERS),分别分析其在时域、频域及拓扑分布上的特征,以及传统静息态脑电和功能网络在运动功能评估方面的应用,旨在利用脑电技术从一个新的视角为理解疾病的病理生理机制、诊断治疗及预测预后提供理论依据。

【关键词】 脑卒中; 脑电图; 运动相关皮质电位; 事件相关同步化/去同步化; 功能网络; 运动 功能; 预后

基金项目:浙江省基础公益研究计划(LGF18H170001)

Funding: Basic Public Welfare Research Project of Zhejiang Province (LGF18H170001)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2020.04.022

脑卒中的发病率呈现逐年升高趋势,并向年轻化方向发展,客观准确评估病情及预后、及时制订合适的康复治疗方案 对脑卒中患者的功能康复有着很大的帮助。从依靠生命体征 及意识状态进行评估,到后来各种评定量表的出现,如美国国 立卫生研究院卒中量表(National Institute of Health Stroke Scale, NIHSS)评分、最小反应状态(minimally responsive state,MRS)评 分等,再到如今借助更为客观的影像技术,如弥散张量成像 (diffusion tensor imaging,DTI)等,用于脑卒中患者功能预后评 估的手段得到了飞速发展。CT、MRI等对脑卒中的诊断及对病 情的评估非常重要,但这些技术在神经功能损伤评估中的应用 仍存在限制。相对而言,脑电图较之更为简便、成本更低,并可 床旁操作及动态实时监测。随着脑电数据处理技术的提升,不 少学者研究发现脑电图能够为我们提供脑卒中患者大脑皮质 活动演变数据,并可用于病情及预后评估。本文就脑电图用于 脑卒中后运动功能评估的研究进展综述如下。

## 概述

脑细胞电活动呈现为自发性、节律性、综合性。运动事件 在大脑的神经元结构中会产生各种各样的反应。一方面,可引 起运动相关皮质电位(movement-related cortical potentials, MRCP)<sup>[1]</sup>,作为一种事件相关电位,代表运动皮质参与运动的 脑电图证据和对预期运动的有意识准备。另一方面,也可引起 大脑皮质振荡活动的振幅变化,振幅减小称为事件相关去同步 化(event-related desynchronization, ERD),振幅增加则称为事件 相关同步化(event-related synchronisation, ERS)<sup>[2]</sup>。

一、运动相关皮质电位

人体执行运动任务前,在初级运动皮质可以检测到缓慢下降的脑电波幅,这种电位被称为运动相关皮质电位,即 MRCP<sup>[1]</sup>。它是一种低频、负向电位,属于皮质慢电位(slow cortical potentials.SCPs),可反映大脑神经元运动准备和参与运动 的皮质活动过程,具有良好的锁时锁相特性,即电位反应与刺 激信号之间有严格的时间关系,且同条件下多次刺激的电信号 呈现相位同步。MRCP 大致分为两大类,第1类是基于线索提 示所产生的运动规划和执行的 MRCP, 被称为关联性负变(contingent negative variation, CNV), CNV 是一种缓慢的负波, 起源 于"提示"和"执行"刺激之间的间隔(1~1.5 s)<sup>[3]</sup>,详见图 1。 有学者将其分为早期和晚期成分,早期成分被认为与被试者对 刺激的注意有关,在分布上沿头皮正中线从前往后衰减,而晚 期成分则被认为是运动前的预备电位,在分布上以 Cz 点最大, 且以反应手对侧头皮为著。CNV 的出现被认为是人体对即将 到来信号的期待和动作准备的认知过程[4]:第2类是基于人体 随意运动所产生的 MRCP,包括运动准备电位(bereitschafts potential, BP)、运动电位(motor potential, MP)和运动监控电位 (movement-monitoring potential, MMP), 详见图 2。它们分别反 映运动准备、执行和性能控制<sup>[5-6]</sup>。其中 BP 为近年来研究的重 点,BP在随意运动前1~1.5 s左右开始出现<sup>[7]</sup>。它有两个基本



注:S1 为线索提示刺激,S2 为执行命令刺激 图1 正常人 CNV 波形



图 2 正常人 BP 及 MP 波形图

节段:第1部分是缓慢上升的负性节段,在运动开始前约1.5 s 出现,称为"早期 BP",在中央顶叶区振幅较大,且在两个半球 均广泛对称分布;第2部分的上升速度较快,大约在运动开始 前400~500 ms 出现,称为"晚期 BP",其在初级运动皮质上具 有最大振幅和对侧分布特征,即在运动肢体的对侧大脑半球表 现出更明显的振幅<sup>[1]</sup>。神经系统的变化会影响 MRCP 的潜伏 期及振幅,因此其相关参数在神经系统疾病的诊断及随访中具 有较高的应用价值<sup>[8]</sup>。

二、事件相关同步化/去同步化

与 MRCP 相比, ERS/ERD 并不具有锁相特性,振幅减小称 为 ERD,振幅增加称为 ERS,详见图 3。因此大多研究均基于频 域分析,与运动行为有关的事件相关同步化/去同步化主要有:  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\mu$  频率的皮质振荡。 $\alpha$  频率是成人正常脑电图的主要背 景节律,其最大值出现在枕部区域,发生在清醒和放松期间,根 据定义, $\alpha$ 波的频率为 8~13 Hz,振幅通常是双侧对称的,但在 非优势半球可能更高<sup>[9]</sup>。 $\beta$  频率为 14~30 Hz 的皮质活动,与 精神活动和注意相关<sup>[10]</sup>。在领-中央区域可观察到最大振幅 且具有半球间的不对称性,即对侧优势<sup>[9]</sup>。有学者把出现在中 央区的  $\alpha$  节律称为  $\mu$  节律<sup>[11]</sup>,发生在人体放松时或对侧肢体 运动期间,在进行手部的实际运动任务甚至是运动想象任务 时,在与手相关的运动皮质区域均可观察到显著的 $\mu$ 节律<sup>[11]</sup>。



图 3 正常人在进行右手随意运动时的 ERD/ERS 波形图

一般来说,感觉刺激或实际运动甚至是运动想象任务均可 引起  $\alpha$  节律、 $\beta$  节律和  $\mu$  节律的 ERD/ERS,具有锁时非锁相特 征。 $\alpha$  节律、 $\beta$  节律 ERD 在运动准备阶段出现在对侧感觉运动 皮质,随着运动开始逐渐扩散到双侧感觉运动皮质,与此同时  $\alpha$ 节律的 ERS 则可以出现在与运动不相关的区域,运动结束后, $\alpha$ 节律的 ERS 会出现在曾出现过 ERD 的区域,而  $\beta$  节律 ERS 会 迅速恢复到基线,并且在中央前区表现出 β 节律的 ERS。因此,有学者进一步研究认为 α、β 节律的 ERD 是大脑激活的指标,而 ERS 的出现则提示大脑恢复到静息或者惰性状态<sup>[12]</sup>。 对于 μ 节律,运动结束时 μ 节律依然表现出低振幅的 ERD<sup>[13]</sup>, μ 节律的 ERD 对于拇指、食指甚至整只手的运动表现都是一样 的,它并不取决于运动的持续时间及局部化,这是由于运动区 神经元的非特异性预激活所致<sup>[14]</sup>。ERD/ERS 被认为是观察神 经网络重建的敏感指标,因此在神经系统疾病的评估中得到广 泛应用<sup>[15]</sup>。

## 一、任务态脑电

1.运动相关电活动:目前已有大量研究评估了脑卒中患者 的大脑皮质活动,以分析其在整个康复过程中的大脑皮质重塑 过程。对于脑卒中患者的运动功能评估,通常以运动执行来衡 量,因此大多脑电分析均基于运动执行阶段。有学者利用 MRCP 及  $\alpha$ 、 β 节律的 ERD, 对急性和亚急性期(3~20 周) 脑卒 中患者进行研究。通过观察偏瘫手在随意运动和重复运动的 执行阶段,发现 ERD 开始于对侧半球,延伸至同侧半球,并在执 行过程中呈双侧分布。此外,在执行过程中观察到大脑皮质额 叶和同侧区域 α-ERD 增加。这与大脑半球未受影响的部分对 集中精力完成任务和采取补偿措施的需求增加有关[16]。 Rossiter等<sup>[17]</sup>研究发现,慢性脑卒中患者恢复良好组进行患侧 手抓握任务时,体感和运动皮质信息流募集起源于肢体对侧半 球,这与正常对照组情况一致,而相比与恢复良好组,恢复不良 组在进行患侧手抓握任务时,体感和运动皮质募集则起源于肢 体同侧半球。这些发现提示同侧半球在脑卒中后组织受损肢 体运动中发挥功能作用,但仅存在于功能恢复不佳的患者中。 研究证实,对侧半球的介入越广泛,功能恢复越好。有学者比 较了慢性脑卒中患者与健康对照组在患侧手移动食指时的 MRCPs 差异,发现在脑卒中患者中,运动开始前的 MRCP 成分 (负斜率)在运动的对侧半球显著减少,而运动执行过程中,在 对侧半球观察到 MPs 显著增加。由于负斜率被认为是由初级 运动皮质产生,所以大脑半球 MRCP 成分的减少被认为是脑卒 中患者对侧初级运动皮质功能受损[18]。另有文献指出,在慢性 脑卒中患者偏瘫手运动时,受损半球表现出 α-ERD 和 β-ERD 减少,在未受损半球则增加,这表明慢性脑卒中患者代偿性功 能连接向未受损半球转移[19]。此外,有研究者利用脑电图评估 脑卒中患者急性期(病程<8天)的 ERD 表现,发现当脑卒中患 者移动其偏瘫侧手掌时,健侧半球 α-ERD 明显强于患侧半球  $\alpha$ -ERD。同在病变半球,健侧手运动时的  $\alpha$ -ERD 比偏瘫侧手运 动时的 α-ERD 更明显,这一发现为评估提供了一个新的视角, 即在健侧手运动期间,病变半球内 ERD 相对较好可能预示恢复 潜力很大、预后良好<sup>[20]</sup>。这也提示了在恢复初期进行双侧康复 至关重要。

2.运动相关认知电活动:Daly 等<sup>[21]</sup>利用脑电图对 10 例慢 性脑卒中患者的 MRCPs 进行了研究,发现在感觉运动皮质和 额叶区域,MRCP 的振幅很高,反映了任务的自动化程度较低, 需要使用补偿策略来完成动作。有学者对偏瘫手随意运动和 重复运动的准备阶段进行观察,发现健康对照组在运动准备过 程中,MRCP 从中央电极逐渐扩散到整个大脑皮质,且在运动执 行过程中的对侧半球变得更为明显。有文献表明,功能恢复较 差的患者,其预期注意活动和运动规划处理会发生显著变 化<sup>[22]</sup>。Chen 等<sup>[23]</sup>利用运动想象任务,观察到亚急性脑卒中患 者相比于对照组的 CNV 开始时间更早、峰值振幅更高,提示脑 卒中后手掌抓握任务时的大脑计算需求增加。此外,还观察到 亚急性脑卒中组病变半球与非病变半球的 CNV 振幅差异无统 计学意义,提示非病变半球可能参与了运动规划过程。Jing 等<sup>[24]</sup>利用运动想象实验观察脑卒中患者的皮质震荡活动,发现 正常对照组 ERD/ERS 活跃区域包括双侧顶叶、中央区和额叶, 这些区域与运动密切相关,脑卒中组在此阶段则只有双侧枕叶 和顶叶活跃较为明显,而与运动相关的中央区和额叶活跃则不 明显,患者表现出运动相关皮质活跃的明显减弱。提示运动想 象疗法对于促进脑卒中患者运动能力的恢复有积极意义<sup>[25-27]</sup>。

二、静息态脑电

1.传统脑电:静息态脑电被广泛应用于脑卒中后的功能预 后评估。传统静息态脑电研究可大致分为两类,定性脑电分析 和定量脑电分析。Lima 等<sup>[28]</sup>在对 157 例缺血性脑卒中患者的 脑电分析中发现,癫痫样电活动与发病 3 个月时的不良功能预 后(mRS≥3)具有独立相关性。Bentes 等<sup>[29]</sup>对 151 例前循环梗 死患者进行定性脑电分析,提出背景活动不对称和周期性放电 是发病 12 个月患者功能预后不良(mRS≥3)的预测指标。Wolf 等<sup>[30]</sup>研究发现,脑卒中后患者的广泛性脑电慢活动与临床不良 结局密切相关。随后 Bentes 等<sup>[31]</sup>又对 151 例患者进行了定量 脑电分析,发现较高的 DTABR 值(【(δ+θ)/(α+β)能量比值】) 和较低的  $\alpha$ 频带能量是功能预后不良的最强独立预测因子。 有研究对 65 例脑卒中患者进行研究后,发现 DAR 与 mRS 评分 具有显著相关性,DAR 比值越大,患者的神经功能预后越差,且 对预后的预测准确率达 92.3%<sup>[32]</sup>。

2.功能网络:近年来,功能网络的动态层次结构为认识和理 解由局灶性病变引起的神经功能缺损提供了新思路。Hoshino 等[33]募集了 24 例单侧半球脑卒中患者,分别对其发病第 4 周和 第8周进行了静息态和任务态功能连接(functional connectivity. FC)分析,发现在脑卒中后第4周,患者静止时FC和手指运动 时 FC 均与上肢运动功能相关, 脑卒中 8 周时的 FC 则与上肢运 动功能无相关性,其认为这可能是由于个体之间脑网络重塑策 略不同所导致,此外其还发现在脑卒中后4周,患者静止时以 及手指运动时,患侧初级运动皮质(primary motor area, M1)和运 动前区(premotor cortex, PMC)/ 辅助运动区(supplementary motor area, SMA)之间的 FC 可用于预测脑卒中 8 周时的上肢运动 功能,且脑卒中后4周的FC与脑卒中8周的上肢运动功能呈 负相关,这一发现与此前 Wu 等<sup>[34]</sup>利用 256 导脑电图的研究结 果类似,不同的是 Wu 等<sup>[34]</sup>的研究结果表明病灶侧 M1-PMC 之 间的 FC 与运动功能恢复呈正相关,这可能与使用的电极数量 及计算方法不同有关。Kahanna 等<sup>[35]</sup>研究表明,静息态脑电图 可以呈现为一系列地形图,地形图的拓扑结构并不是随着时间 而随机或连续变化的,而是在一定时间内(40~120 ms)保持相 对稳定的状态,之后迅速转换为另一个在一定时间内保持相对 稳定状态的拓扑结构,这些地形图拓扑结构相对稳定的时间段 反映了人脑信息加工的最基本进程,即它们是人类意识的最基 本组成模块。他们认为其为"思维的原子"(atoms of thoughts), 将其称为脑电的微状态。就正常健康成人而言,现发现有4个 微状态类别(microstate classes),分别是类别 A(class A)、类别 B (class B)、类别 C(class C)和类别 D(class D)。每个微状态类 別的平均持续时间为 80~120 ms,之后它会迅速转换为另一个 微状态类别。类别 A 的正负电压重心位于右侧额叶和左侧枕 叶;类别 B 的正负电压重心位于左侧额叶和右侧枕叶;类别 C 的正负电压重心位于前额叶和枕叶;类别 D 的正负电压重心位 于额中央区和枕叶。基于上述理论,Zappasodi 等<sup>[36]</sup>对 47 例单 侧大脑中动脉流域梗塞患者进行了微状态分析,发现在脑卒中 急性期的 B 类微状态与良好的预后相关,即在急性期(≤10 d) 保存的 B 类微状态越多(持续时间、发生率、覆盖率),稳定期 (≥6月)的功能恢复越好。Britz 等<sup>[37]</sup>和Seitzman等<sup>[38]</sup>研究表 明,B 类微状态与视觉区域活动和视觉处理相关,因此 Britz 等 人的结果可能揭示了视觉系统和视觉-运动系统整合功能对驱 动大脑可塑性具有重要作用,其或许能够帮助脑卒中患者重新 获取感觉运动功能的激活。

总结

基于脑电图的运动准备和执行分析对于诊断和预测预后 有一定价值,其价格低廉、无创、简便,可提供与运动功能恢复 相关的数据,从而评估干预手段的有效性,调整临床治疗方案, 最大限度地提高运动障碍患者的康复潜力。

- 参考文献
- Shibasaki H, Hallett M. What is the Bereitschafts potential [J]. Clin Neurophysiol, 2006, 117 (11): 2341-2356. DOI: 10.1016/j. clinph. 2006.04.025.
- [2] Gerloff C, Richard J, Hadley J, et al. Functional coupling and regional activation of human cortical motor areas during simple, internally paced and externally paced finger movements [J]. Brain, 1998, 121 (8):1513-1531.
- [3] Walter WG, Cooper R, Aldridge VJ, et al. Contingent negative variation : an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain[J].Nature, 1964, 203(6): 380-384.
- [4] Lytnev V, Fujiwara K, Kiyota N, et al. Postural control and contingent negative variation during transient floor translation while standing with the ankle fixed [J].J Physiol Anthropol, 2017, 36(1):7.DOI: 10.1186/s40101-016-0104-8.
- [5] Jochumsen M, Rovsing C1, Rovsing H, et al. Classification of hand grasp kinetics and types using movement-related cortical potentials and EEG rhythms[J]. Comput Intell Neurosci, 2017, 8(1):1-8. DOI:10. 1155/2017/7470864.
- [6] Nascimento OF, Nielsen KD, Voigt M. Movement-related parameters modulate cortical activity during imaginary isometric plantar-flexions
   [J]. Exp Brain Res, 2006, 171(1):78-90.
- [7] Kornhuber HH, Deecke L. Changes in the brain potential in voluntary movements and passive movements in man: readiness potential and reafferent potentials [J]. Pflugers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere, 1965, 5(1):1-17.
- [8] Ibáñez J, Monge-Pereira E, Molina-Rueda F, et al. Low latency estimation of motor intentions to assist reaching movements along multiple sessions in chronic stroke patients: a feasibility study[J]. Front Neurosci, 2017,11(1):126.DOI:10.3389/fnins.2017.00126.
- [9] Hoerth M. Rowan's primer of EEG, second edition [J]. J Clin Neurophysiol, 2018,36(3):1.DOI:10.1097/WNP.00000000000531.
- [10] Pfurtscheller G, Stancák A Jr, Neuper C. Post-movement beta syn-

chronization. A correlate of an idling motor area [J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1996, 98(4):281-293.

- [11] Serrien DJ, Brown P. The functional role of interhemispheric synchronization in the control of bimanual timing tasks [J]. Exp Brain Res, 2002, 147(2):268-272.
- [12] Pineda JA. The functional significance of mu rhythms:translating "seeing" and "hearing" into "doing" [J]. Brain Res Rev, 2005, 50(1): 57-68.DOI:10.1016/j.brainresrev.2005.04.005.
- [13] Formaggio E, Storti SF, Boscolo Galazzo I, et al. Modulation of eventrelated desynchronization in robot-assisted hand performance: brain oscillatory changes in active, passive and imagined movements [J]. J Neuroeng Rehabil, 2013, 10(1):24. DOI: 10.1186/1743-0003-10-24.
- [14] Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles[J]. Clin Neurophysiol, 1999, 110(11):1842-1857.
- [15] Gerloff C, Bushara K, Sailer A, et al. Multimodal imaging of brain reorganization in motor areas of the contralesional hemisphere of well recovered patients after capsular stroke[J]. Brain, 2006, 129(3):791-808.
- [16] Ibáñez J, Serrano JI, del Castillo MD, et al. Detection of the onset of upper-limb movements based on the combined analysis of changes in the sensorimotor rhythms and slow cortical potentials [J]. J Neural Eng, 2014, 11(5):056009.DOI:10.1088/1741-2560/11/5/056009.
- [17] Rossiter HE, Eaves C, Davis E, et al. Changes in the location of cortico-muscular coherence following stroke[J]. Neuroimage Clin, 2013, 2(1):50-55.DOI:10.1016/j.nicl.2012.11.002.
- [18] Dean PJ, Seiss E, Sterr A. Motor planning in chronic upper-limb hemiparesis: evidence from movement-related potentials [J]. PLoS One, 2012, 7(10).44558.DOI:10.1371/journal.pone.0044558.
- [19] Tangwiriyasakul C, Verhagen R, Rutten WL, et al. Temporal evolution of event-related desynchronization in acute stroke: a pilot study
  [J]. Clin Neurophysiol, 2014, 125(6):1112-1120.DOI:10.1016/j. clinph.2013.10.047.
- [20] Agius Anastasi A, Falzon O, Camilleri K, et al. Brain symmetry index in healthy and stroke patients for assessment and prognosis[J]. Stroke Res Treat, 2017,5(1):1-9.DOI:10.1155/2017/8276136.
- [21] Daly JJ, Fang Y, Perepezko EM, et al. Prolonged cognitive planning time, elevated cognitive effort, and relationship to coordination and motor control following stroke [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2006, 14(2):168-171.
- [22] Peters S, Handy TC, Lakhani B, et al. Motor and visuospatial attention and motor planning after stroke: considerations for the rehabilitation of standing balance and gait [J]. Phys Ther, 2015, 95 (10): 1423-1432.DOI:10.2522/ptj.20140492.
- [23] Chen L, Mao Y, Ding M, et al. Assessing the relationship between motor anticipation and cortical excitability in subacute stroke patients with movement-related potentials[J]. Front Neurol, 2018,9(1):881. DOI:10.3389/fneur.2018.00881.
- [24] 刘华,杜晓霞,孙蓉,等.脑卒中患者心理旋转能力与视空间认知能 力的关系[J].中国康复理论与实践,2017,23(3):249-252.DOI:

10.3969/j.issn.1006-9771.2017.03.001.

- [25] Li F, Zhang T, Li BJ, et al. Motor imagery training induces changes in brain neural networks in stroke patients [J]. Neural Regen Res, 2018, 13(10):1711-1781.DOI: CNKI:SUN:SJZY.0.2018-10-016.
- [26] Suwannarat A, Pan-Ngum S, Israsena P. Comparison of EEG measurement of upper limb movement in motor imagery training system[J]. Biomed Eng Online, 2018, 17(1):103.DOI:10.1186/s12938-018-0534-0.
- [27] Irimia DC, Cho W, Ortner R, et al. Brain-computer interfaces with multi-sensory feedback for stroke rehabilitation: a case study[J]. Artif Organs, 2017, 41(11):178-184.DOI:10.1111/aor.13054.
- [28] Lima FO, Ricardo JAG, Coan AC, et al. Electroencephalography patterns and prognosis in acute ischemic stroke [J]. Cerebrovasc Dis, 2017,44(3-4):128-134.DOI:10.1159/000477674.
- [29] Bentes C, Peralta AR, Martins H, et al. Seizures, electroencephalographic abnormalities, and outcome of ischemic stroke patients [J].
   Epilepsia Open, 2017, 2(4):441-452.DOI:10.1002/epi4.12075.
- [30] Wolf ME, Ebert AD, Chatzikonstantinou A. The use of routine EEG in acute ischemic stroke patients without seizures: generalized but not focal EEG pathology is associated with clinical deterioration [J]. Int J Neurosci, 2017, 127 (5): 421-426. DOI: 10.1080/00207454.2016. 1189913.
- [31] Bentes C, Peralta AR, Viana P, et al. Quantitative EEG and functional outcome following acute ischemic stroke [J]. Clin Neurophysiol, 2018, 129(8):1680-1687.DOI:10.1016/j.clinph.2018.05.021.
- [32] 王晓梅, 黄光, 徐斌,等. 定量脑电图对急性脑卒中患者的神经功能预后研究[J]. 海南医学, 2017, 28 (16): 2628-2632. DOI: 10. 3969/j.issn.1003-6350.2017.16.015.
- [33] Hoshino T, Oguchi K, Inoue K, et al. Relationship between upper limb function and functional neural connectivity among motor relatedareas during recovery stage after stroke[J]. Top Stroke Rehabil, 2020, 27(1):57-66.DOI:10.1080/10749357.2019.1658429.
- [34] Wu J, Quinlan EB, Dodakian L, et al. Connectivity measures are robust biomarkers of cortical function and plasticity after stroke [J]. Brain, 2015,138(8):2359-2369. DOI:10.1093/brain/awv156.
- [35] Khanna A, Pascual-Leone A, Michel CM, et al. Microstates in resting-state EEG: current status and future directions [J]. Neurosci Biobehav Rev, 2015, 49(1):105-113. DOI: 10.1016/j. neubiorev. 2014.12.010.
- [36] Zappasodi F, Croce P, Giordani A, et al. Prognostic value of EEG microstates in acute stroke [J]. Brain Topogr, 2017, 30(5):698-710. DOI:10.1007/s10548-017-0572-0.
- [37] Britz J, Van De Ville D, Michel CM. BOLD correlates of EEG topography reveal rapid resting-state network dynamics [J]. Neuroimage, 2010, 52(4):1162-1170. DOI:10.1016/j. neuroimage.2010.02.052.
- [38] Seitzman BA, Abell M, Bartley SC, et al. Cognitive manipulation of brain electric microstates[J]. Neuroimage, 2016, 146(2):533-543. DOI:10.1016/j. neuroimage.2016.10.002.

(修回日期:2020-03-25) (本文编辑:凌 琛)