

皮质脑电图 μ 节律及慢皮质电位术中定位运动区皮质的方法研究

周思捷 唐庆龙 姜涛 杨瑞鑫 战保飞 刘永超 朱小艳 白红民

【摘要】 **目的** 探讨采用皮质脑电图术中定位运动区皮质的可行性及临床意义。**方法** 选择 2017 年 6 月至 2019 年 6 月进行唤醒手术且病变位于运动区的患者共 8 例,于全身麻醉术中唤醒状态下手术,术中采用皮质直接电刺激定位运动区皮质(金标准),采集静息态和握拳任务下皮质脑电图 μ 节律和慢皮质电位信号,小波分析上述不同节律运动前后的事件相关去同步化(ERD)特征量的变化,对比 μ 节律和慢皮质电位单独或联合应用时各阈值及不同模式识别运动区的能力,计算其定位灵敏度、特异度及受试者工作特征曲线下面积。**结果** (1)当 μ 节律 ERD 特征量阈值为 40%、慢皮质电位 ERD 为 1.6 时,二者定位运动区皮质的灵敏度分别为 81.08% (30/37) 和 83.78% (31/37)、特异度 83.33% (25/30) 和 80% (24/30)。(2) μ 节律联合慢皮质电位定位运动区皮质采用 D 模式(敏感性优先模式即 μ 节律或慢皮质电位呈阳性反应的区域定义为运动区皮质)时,其定位准确度最高,灵敏度和特异度分别为 97.29% (36/37) 和 80% (24/30)。**结论** 运动前后皮质脑电图分析对定位运动区皮质具有较高的准确性,且对脑组织无不良刺激性,有望成为术中辅助直接电刺激定位的新方法。

【关键词】 脑皮层电图; 电刺激; 运动皮质; 脑图

Analysis of μ rhythm and slow cortical potential of electrocorticography for intraoperative mapping of motor cortex

ZHOU Si-jie¹, TANG Qing-long², JIANG Tao³, YANG Rui-xin¹, ZHAN Yu-fei¹, LIU Yong-chao⁴, ZHU Xiao-yan¹, BAI Hong-min¹

¹Department of Neurosurgery, General Hospital of Southern Theatre Command of Chinese PLA, Guangzhou 510010, Guangdong, China

²Department of Comprehensive Internal Medicine, Central Medical District of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100120, China

³Biomedical Engineering, ⁴Grade 2015, School of Materials Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510006, Guangdong, China

Corresponding author: BAI Hong-min (Email: baihmfmumu@163.com)

【Abstract】 **Objective** To explore the feasibility and effect of electrocorticography (ECoG) for intraoperative mapping of motor cortex. **Methods** Eight patients with brain lesions near motor areas were operated under awake craniotomy from June 2017 to June 2019. The motor-related cortices were detected by intraoperative direct electrical stimulation (DES). The ECoG signals including μ rhythm and slow cortical potential (SCP) were collected intraoperatively and analyzed by wavelet analysis from patients at rest and hand-moving state (grasp and extension motion). The changes of event-related desynchronization (ERD) of different rhythms were analyzed by wavelet analysis before and after hand grasping. The threshold values of μ rhythm, SCP and different pattern recognition in combination were compared by using DES as "gold standard". The receiver operating characteristic (ROC) area under the curve (AUC) and the sensitivity and specificity were evaluated. **Results** When the threshold of ERD of the μ rhythm was

doi:10.3969/j.issn.1672-6731.2020.11.005

基金项目:广东省科技计划项目(项目编号:2017B020210008);广东省科技计划项目(项目编号:2014A020215005)

作者单位:510010 广州,解放军南部战区总医院神经外科(周思捷,杨瑞鑫,战保飞,朱小艳,白红民);100120 北京,解放军总医院京中医疗区综合内科(唐庆龙);510006 广州,华南理工大学材料科学与工程学院生物医学工程系(姜涛),研究生院 2015 级(刘永超)

通讯作者:白红民,Email:baihmfmumu@163.com

chosen as 40%, the sensitivity and specificity of ECoG mapping of motor cortex were 81.08% (30/37) and 83.33% (25/30). The ERD threshold of the SCP was chosen as 1.6, the sensitivity and specificity were 83.78% (31/37) and 80% (24/30) respectively. Combined μ rhythm with SCP mapping revealed high sensitivity (97.29%, 36/37) and moderate specificity (80%, 24/30) as compared with DES when D mode (sensitive priority mode) was chosen, that was either μ rhythm or SCP positive was defined as the motor cortex. **Conclusions** The ECoG analysis has a higher sensitivity to locate the motor cortex without stimulating the brain. It is expected as a new adjuvant to DES for intraoperative mapping of eloquent cortex.

【Key words】 Electrocorticography; Electric stimulation; Motor cortex; Brain mapping

This study was supported by Science and Technology Planning Project of Guangdong Province (No. 2017B020210008, 2014A020215005).

Conflicts of interest: none declared

脑功能区病变术中精准定位感觉或运动区皮质是避免患者术后发生神经功能障碍的重要监测方法^[1]。直接电刺激(DES)是目前术中脑功能区定位的“金标准”,但同时也存在诱发癫痫发作和后放电所致假阳性定位等风险^[2]。本研究团队的既往观察表明,不同频段的皮质脑电图(ECoG)节律与特定神经功能存在相关性,其中以 μ 节律和慢皮质电位(SCP)的事件相关去同步化(ERD)现象与运动事件密切相关,二者在运动前后的ERD变化幅度最大,可反映大脑中央区激活或失活状态,具备术中定位运动区皮质的特点^[3-4]。为了进一步分析 μ 节律和慢皮质电位节律定位运动区的特点与可操作性,本研究以直接电刺激为“金标准”,对 μ 节律和慢皮质电位的运动前后ERD值变化进行对比分析,以验证其定位运动区皮质的敏感性和特异性。

对象与方法

一、研究对象

1. 纳入与排除标准 (1)术前影像学检查提示病变位于运动区,且病灶局限,符合神经外科手术适应证。(2)年龄18~70岁。(3)自愿接受手术并签署知情同意书。(4)能够理解配合进行术中握拳任务。(5)排除伴有严重神经功能障碍者。

2. 一般资料 根据上述纳入与排除标准,选择2017年6月至2019年6月在解放军南部战区总医院神经外科施行唤醒手术且病变累及运动区的患者共8例,男性4例,女性4例;年龄29~53岁,平均42.38岁。临床表现为癫痫发作2例、头痛3例、轻度神经功能障碍3例(肢体轻瘫2例、肢体麻木1例);术前MRI检查显示病变位于左侧3例(额叶2例、额颞叶1例),右侧5例(顶叶3例、颞岛叶1例、额顶叶1例)。术后病理诊断为胶质母细胞瘤[异柠檬酸脱

氢酶(IDH)野生型]2例、间变型星形细胞瘤(IDH突变型)1例、弥漫性星形细胞瘤(IDH突变型)1例、少突胶质细胞瘤(IDH突变型、1p/19q共缺失)1例、海绵状血管瘤2例和肺腺癌脑转移1例;术后48h头部MRI检查显示病变全切除7例、次全切除1例(例5);其中,有2例(例4、例5)患者术后早期出现轻度神经功能障碍,未见晚期新发神经功能障碍病例(表1)。

二、研究方法

1. 术中直接电刺激 患者仰卧位,于气管插管全身麻醉术中唤醒状态下进行手术,超声仪确定病灶位置及范围。采用OSIRIS双极电刺激仪(电极间隔5mm,德国Inomed公司)直接电刺激定位运动区皮质,电极置于病灶周围与运动区皮质,刺激参数:频率60Hz,波宽1000 μ s,电流强度2~6mA,刺激持续时间1s。以对侧上肢诱发出动作为阳性,并用数字标记,记录为DES(+)

2. 术中皮质脑电图监测 (1)数据采集:根据病灶与功能区的关系,术中选择1 \times 6、2 \times 5或4 \times 5硬膜下皮质电极(直径5mm、电极间隔10mm)提取皮质脑电图数据,采样率为1000Hz,滤波频率0.05~1000Hz;分别采集1min静息状态下和1min握拳状态下皮质脑电图信号,从每一导联信号中随机截取10个信号作为样本。(2)数据处理:将采集的皮质脑电图数据输入MATLAB软件应用程序(美国MathWorks公司),参考文献[5-6]方法,利用离散小波变换对原始皮质脑电图数据进行7级小波分解并重构各单子频带信号,提取不同节律信号在运动事件发生前后的ERD值作为特征量。重构信号特征量计算公式为 $ERD = (EA - ER) / ER$ ^[7],其中,ER为运动事件发生前2s内的 μ 节律或慢皮质电位重构信号的每个采样点值的平方和,EA为运动事件发生

表 1 8 例运动区病变患者的临床资料

Table 1. Clinical characteristics of 8 patients with brain lesions involving motor area

序号	性别	年龄(岁)	症状与体征	病灶部位	切除范围	术后早期神经功能障碍	术后病理诊断
1	男性	40	头痛	右侧顶叶	全切除	无	海绵状血管瘤
2	女性	35	左侧肢体麻木	右侧顶叶	全切除	无	少突胶质细胞瘤(IDH 突变型, 1p/19q 共缺失)
3	男性	29	癫痫发作	左侧额叶	全切除	无	间变型星形细胞瘤(IDH 突变型)
4	男性	45	右侧肢体轻瘫	左侧额叶	全切除	右上肢肌力 2 级	肺腺癌脑转移
5	女性	53	右侧肢体轻瘫	左侧额颞叶	次全切除	右下肢肌力 3 级	胶质母细胞瘤(IDH 野生型)
6	女性	47	癫痫发作	右侧颞岛叶	全切除	无	海绵状血管瘤
7	男性	51	头痛	右侧顶叶	全切除	无	胶质母细胞瘤(IDH 野生型)
8	女性	39	头痛	右侧额顶叶	全切除	无	弥漫性星形细胞瘤(IDH 突变型)

IDH, isocitrate dehydrogenase, 异柠檬酸脱氢酶

后 2 s 内的 μ 节律或慢皮质电位重构信号的每个采样点值的平方和。(3) 模型建立: μ 节律 ERD 特征量阈值分别设定为 10%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80% 和 90%, 并以此进行分类; 慢皮质电位 ERD 特征量阈值为 1.0、1.2、1.4、1.6、1.8、2.0、3.0、4.0 和 5.0, 以此进行分类。然后对特征量进行“是(非)”判断, 特征量 ERD 值 \geq 特征阈值, 判定为 μ 节律(+) 或 SCP(+); 若特征量 ERD 值 $<$ 特征阈值, 则判定为 μ 节律(-) 或 SCP(-)。皮质脑电图脑电节律联合模式即 μ 节律与慢皮质电位联合的最佳分类阈值共同定位运动区皮质, 记录为 ECoG(+), 包括 A 模式(特异性优先模式): μ 节律(+) 且 SCP(+); B 模式(μ 节律模式): μ 节律(+) SCP(+) 或 μ 节律(+) SCP(-); C 模式(慢皮质电位模式): μ 节律(+) SCP(+) 或 μ 节律(-) SCP(+); D 模式(敏感性优先模式): μ 节律(+) SCP(+) 或 μ 节律(+) SCP(-) 或 μ 节律(-) SCP(+)

3. 评价标准 以直接电刺激作为“金标准”, 对比分析皮质脑电图 μ 节律或慢皮质电位单独应用时不同阈值, 以及两种脑电节律联合应用时不同模式识别运动区的能力, 计算其灵敏度和特异度: 灵敏度 = 真阳性例数 / (真阳性例数 + 假阴性例数) \times 100%, 特异度 = 真阴性例数 / (真阴性例数 + 假阳性例数) \times 100%。其中, 真阳性为 DES(+) 且 μ 节律(+), SCP(+) 或 ECoG(+) 的检出频次, 假阳性为 DES(-) 但 μ 节律(+), SCP(+) 或 ECoG(+) 的检出频次; 真阴性为 DES(-) 且 μ 节律(-), SCP(-) 或 ECoG(-) 的检出频次, 假阴性为 DES(+) 但 μ 节律(-), SCP(-) 或 ECoG(-) 的检出频次。通过受试者工作特征(ROC)曲线进一步分析 μ 节律和慢皮质电位各阈值识别运动区皮质的能力。

结 果

以直接电刺激为“金标准”, 当 μ 节律 ERD 特征量阈值由 10% 逐渐增至 90%, 其定位运动区皮质的灵敏度由 97.30% 逐渐降至 54.05%, 而特异度则由 63.33% 逐渐增至 100%。通过 ROC 曲线分析各阈值分类对运动区皮质的识别能力, 结果显示, 当 μ 节律 ERD 特征量阈值为 40%, 其定位灵敏度和特异度分别为 81.08% (30/37) 和 83.33% (25/30, 表 2), 此时曲线下面积(AUC)最大, 为 0.82, 标准误 0.06 (95% CI: 0.72 ~ 0.93, 图 1)。

以直接电刺激为“金标准”, 当慢皮质电位 ERD 特征量阈值由 1.0 逐渐增至 5.0 时, 其定位运动区皮质的灵敏度由 100% 逐渐下降至 45.95%, 特异度则由 46.67% 逐渐增至 100%。采用 ROC 曲线分析不同阈值分类对运动区皮质的识别能力, 当阈值为 1.6 时, 慢皮质电位定位灵敏度和特异度分别为 83.78% (31/37) 和 80% (24/30, 表 3), 其曲线下面积最大, 为 0.82, 标准误为 0.06 (95% CI: 0.71 ~ 0.93, 图 2)。

以直接电刺激作为“金标准”, 采用皮质脑电图 μ 节律与慢皮质电位联合脑电节律模式定位运动区皮质, 通过 ROC 曲线分析不同皮质脑电图脑电节律联合模式(A、B、C、D)对运动区皮质的识别能力, 结果显示, D 模式诊断灵敏度和特异度分别达 97.29% (36/37) 和 80% (24/30, 表 4), 此时曲线下面积最大, 为 0.89, 标准误为 0.05 (95% CI: 0.80 ~ 0.98, 图 3)。

讨 论

虽然直接电刺激目前仍是术中脑功能区定位的“金标准”, 但该项监测技术存在的费时、术中唤

表 2 μ 节律 ERD 特征量阈值分类定位运动区皮质的灵敏度和特异度

Table 2. The sensitivity and specificity of different threshold of ERD of the μ rhythm in mapping of motor cortex

阈值	金标准			灵敏度 (%)	特异度 (%)	阈值	金标准			灵敏度 (%)	特异度 (%)
	(+)	(-)	合计				(+)	(-)	合计		
10%	刺激频次			97.30	63.33	60%	刺激频次			64.86	90.00
(+)	36	11	47			(+)	24	3	27		
(-)	1	19	20			(-)	13	27	40		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
20%	刺激频次			89.19	66.77	70%	刺激频次			59.46	93.33
(+)	33	10	43			(+)	22	2	24		
(-)	4	20	24			(-)	15	28	43		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
30%	刺激频次			86.49	76.67	80%	刺激频次			56.76	96.67
(+)	32	7	39			(+)	21	1	22		
(-)	5	23	28			(-)	16	29	45		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
40%	刺激频次			81.08	83.33	90%	刺激频次			54.05	100.00
(+)	30	5	35			(+)	20	0	20		
(-)	7	25	32			(-)	17	30	47		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
50%	刺激频次			70.27	86.67						
(+)	26	4	30								
(-)	11	26	37								
合计	37	30	67								

(+), positive, 阳性; (-), negative, 阴性。The same for tables below

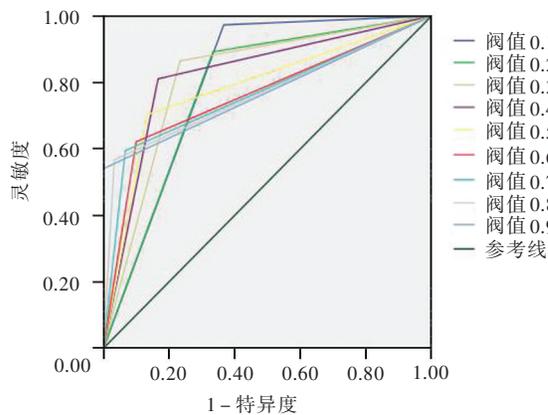


图 1 μ 节律分类阈值 ROC 曲线显示, μ 节律 ERD 特征量阈值为 40%, 曲线下面积最大为 0.82, 标准误 0.06 (95% CI: 0.72 ~ 0.93), 其诊断灵敏度和特异度分别为 81.08% 和 83.33%

Figure 1 ROC curve of the threshold classification of μ rhythm in ECoG. When μ rhythm was chosen as 40%, the optimal AUC was 0.82, the standard error was 0.06 (95% CI: 0.72-0.93). The diagnostic sensitivity and specificity were 81.08% and 83.33%, respectively.

醒时间短暂、诱发癫痫发作, 以及较多的假阳性或假阴性等问题, 使其难以完成复杂任务、定位高级认

知功能, 而且术中癫痫发作、假阳性或假阴性结果不仅使手术风险增加, 而且也可因影响定位而致病灶切除困难和术后神经功能恢复。如何在术中准确、快速、无创, 甚至非唤醒状态下定位脑功能区一直是困扰神经外科医师和亟待解决的基础理论问题。脑电信号在运动、感觉和语言等高级认知功能活动过程中在特定部位存在特殊的变化规律, 深入研究脑电信号分析技术以定位大脑皮质功能区有潜在的临床医学应用前景, 对未来脑功能区病变外科手术意义重大^[8-9]。大脑回路中有无数神经元连续处理运动、语言和认知信号, 在过去的数十年中业已开发出许多记录大脑神经电生理活动的方法, 其中皮质脑电图采集来自脑表面的电信号, 在记录皮质低频记录和在 γ 节律范围内的高频活动方面具有出色的空间和频率分辨力^[10]。本研究团队在对单个脑电节律定位运动区的前期研究过程中发现, μ 节律及慢皮质电位均有较好的空间与频率识别能力, 其中 μ 节律 (8 ~ 12 Hz) 由丘脑运动皮质产生, 而慢皮质电

表 3 慢皮质电位 ERD 特征量阈值分类定位运动区皮质的灵敏度和特异度

Table 3. The sensitivity and specificity of different threshold of ERD of the SCP in mapping of motor cortex

阈值	金标准			灵敏度 (%)	特异度 (%)	阈值	金标准			灵敏度 (%)	特异度 (%)
	(+)	(-)	合计				(+)	(-)	合计		
1.0	刺激频次			100.00	46.67	2.0	刺激频次			67.57	93.33
(+)	37	16	53			(+)	25	2	27		
(-)	0	14	14			(-)	12	28	40		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
1.2	刺激频次			91.89	63.33	3.0	刺激频次			59.46	96.67
(+)	34	11	45			(+)	22	1	23		
(-)	3	19	22			(-)	15	29	44		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
1.4	刺激频次			86.49	76.67	4.0	刺激频次			51.35	100.00
(+)	32	7	39			(+)	19	0	19		
(-)	5	23	28			(-)	18	30	48		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
1.6	刺激频次			83.78	80.00	5.0	刺激频次			45.95	100.00
(+)	31	6	37			(+)	17	0	17		
(-)	6	24	30			(-)	20	30	50		
合计	37	30	67			合计	37	30	67		
1.8	刺激频次			72.97	83.33						
(+)	27	5	32								
(-)	10	25	35								
合计	37	30	67								

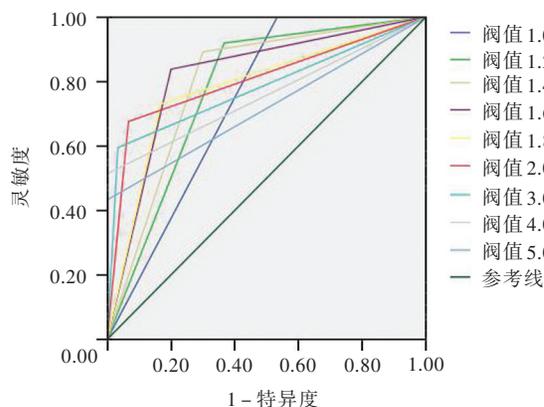


图 2 慢皮质电位分类阈值 ROC 曲线显示,慢皮质电位 ERD 特征量阈值为 1.6 时曲线下面积为 0.82,标准误 0.06(95% CI: 0.71~0.93),此时曲线下面积最大,其诊断灵敏度和特异度分别为 83.78% 和 80%

Figure 2 ROC curve of the threshold classification of SCP rhythm in ECoG SCP rhythm was chosen as 1.6, the optimal AUC was 0.82, and the standard error was 0.06 (95% CI: 0.71-0.93). The diagnostic sensitivity and specificity were 83.78% and 80%, respectively.

位则来源于大脑皮质,为脑电信号中的极低频率(< 2 Hz)成分,两种低频节律均具有较高的运动相关

性。基于皮质脑电图分析频带的局限性,无法充分反映大脑神经电生理活动,因此将上述两种节律联合应用并分析,可使监测效果更为精准。2018 年,我们首次在 *Clin Neurophysiol* 发表本研究团队对 μ 节律和慢皮质电位联合模式定位脑运动区的探索,经分析发现两种节律联合检测具有以下优势:(1)在大脑执行运动任务时, μ 节律的电生理信号 ERD 反应快速,慢皮质电位信号仅需连续采集 10 秒即可完成,两种节律联合应用可取长补短。(2)与“金标准”直接电刺激相比, μ 节律或慢皮质电位单独应用时, μ 节律特异性更佳,慢皮质电位则敏感性更强。在两种节律联合监测模式中,A 模式(特异性优先)和 D 模式(敏感性优先)联合应用时其 ROC 曲线下面积明显优于 μ 节律(B 模式)或慢皮质电位(C 模式)单独应用模式,其中以 D 模式(敏感性优先)效率最优,定位脑运动区的灵敏度和特异度分别可达 97.29% 和 80%,与其他多成分脑电信号定位功能区的探索性研究数据相符^[11]。(3)皮质脑电图定位皮质运动区与直接电刺激具有较高的一致性,为治疗无法

表 4 皮质脑电图脑电节律联合模式定位运动区皮质的灵敏度和特异度

Table 4. The sensitivity and specificity of combined μ rhythm with SCP in mapping of motor cortex

阈值	金标准			灵敏度 (%)	特异度 (%)
	(+)	(-)	合计		
A 模式(特异性优先模式)	刺激频次			75.68	90.00
(+)	28	3	31		
(-)	9	27	36		
合计	37	30	67		
B 模式(μ 节律模式)	刺激频次			81.08	83.33
(+)	30	4	34		
(-)	7	26	33		
合计	37	30	67		
C 模式(慢皮质电位模式)	刺激频次			83.78	80.00
(+)	31	5	36		
(-)	6	25	31		
合计	37	30	67		
D 模式(敏感性优先模式)	刺激频次			97.29	80.00
(+)	36	6	42		
(-)	1	24	25		
合计	37	30	67		

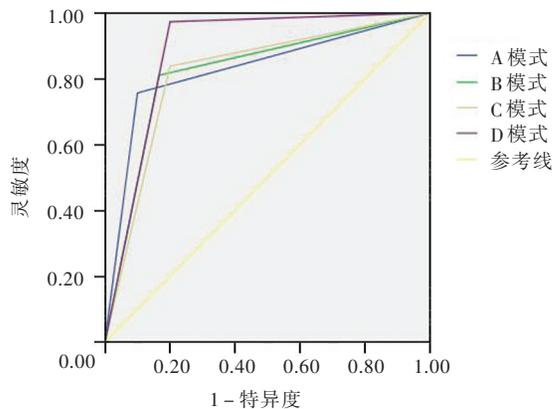


图 3 皮质脑电图脑电节律联合模式 ROC 曲线显示, D 模式的曲线下面积为 0.89, 其标准误为 0.05 (95% CI: 0.80 ~ 0.98), 此时曲线下面积最大, 其诊断的灵敏度和特异度分别为 97.29% 和 80%

Figure 3 ROC curve of the ERD classification of combined μ rhythm with SCP in ECoG. Test D mode showed the optimal AUC was 0.89, and the standard error was 0.05 (95% CI: 0.80–0.98). The diagnostic sensitivity and specificity were 97.29% and 80%, respectively.

参与唤醒手术或运动区转移的患者提供了可能。本研究采取两种运动相关节律成分联合监测的方式进行术中运动区定位, 由于准确性提高而使皮质脑电图术中实时定位运动区成为可能。此外, 我们认为本研究结果可能亦适用于脑机接口系统, 可作为具有更高要求的大脑空间绘图或人工智能系统

的诊断工具^[12]。

大脑神经电活动同时来源于皮质、皮质下结构如丘脑和脑干^[13]。在脑功能区手术中, 实现“尽可能降低术后永久性功能缺陷风险”的目标不仅要完成皮质区的功能定位, 对皮质下神经纤维束的定位也至关重要, 皮质脑电图定位既能够记录皮质脑电活动如沟回的神经电活动, 又能充分反映皮质下神经纤维束传导的完整性, 因此鉴于皮质脑电图覆盖脑电活动空间的广泛性, 可作为直接电刺激皮质下定位的一种辅助方法以减少术后神经功能损伤^[14-15]。

本研究存在以下局限性: (1) 电极间隔距离较长, 影响对脑电信息的采集和空间分辨力。在临床应用过程中, 皮质脑电图电极常排列成矩形网络或在一行中包含多个电极的条带, 本研究选择直径为 5 mm、间隔 10 mm 的电极片, 旨在产生适当的空间分辨力。但有研究显示, 皮质脑电图电极片间隔以 3 ~ 5 mm 为宜, 因为电极间距窄、电极尺寸小的网络空间分辨力更佳、所采集的局部脑电信息亦更为详尽, 有助于手指运动和各种手势的准确分类^[16]。(2) 皮质脑电图对脑运动区的定位效率有限。本研究纳入的 8 例患者均为脑肿瘤病例, 病变累及运动区, 术中切除病灶时, 除需顾及患者临床需求, 同时还要注意电极网格覆盖范围、脑功能可塑性、病变占位效应所致正常解剖结构偏移程度; 尤其对既往有癫痫发作史的患者, 手术操作应尽量避免刺激致痫灶, 防止因诱发异常脑电活动而影响功能区定位电信号的采集。上述这些因素均是限制皮质脑电图脑运动区定位效率的重要原因^[17]。(3) 本研究仅对上肢运动任务术中监测, 而未行下肢足趾和足背屈运动任务监测, 一是由于下肢运动区与大脑纵裂相邻难以放置电极片, 二是术后水肿易导致早期神经功能障碍。(4) 本研究在不同频段皮质脑电图节律中分别选择 μ 节律、慢皮质电位 ERD 特征量阈值 40% 和 1.6 作为“最佳阈值”, 主要源于对两种脑电节律在术中定位运动区的灵敏度、特异度和 ROC 曲线下面积数据的比较。由于数据量大且脑电数据阈值还有更细致的分类方法, 因此本研究未对各阈值之间的差异性进行分析, 故难以确定不同频段之间是否存在统计学意义, 今后我们将继续探索大数据分析中更准确且具有统计学意义的阈值。(5) 虽然皮质脑电图对运动区定位

具有一定的空间与频率识别优势,但目前仍无法替代直接电刺激。

皮质脑电图 μ 节律与慢皮质电位联合分析可用于术中运动区皮质定位,基于多频率皮质脑电图皮质定位方法具有较高的敏感性与特异性,可在较短时间内获取皮质及皮质下神经纤维束的功能信息,且不存在诱发癫痫的风险,有助于提高脑功能区手术疗效,有望成为术中辅助直接电刺激定位的一种新方法。

利益冲突 无

参 考 文 献

- [1] Gogos AJ, Young JS, Morshed RA, Hervey-Jumper SL, Berger MS. Awake glioma surgery: technical evolution and nuances[J]. *J Neurooncol*, 2020, 147:515-524.
- [2] Gerritsen JK, Arends L, Klimek M, Dirven CM, Vincent AJ. Impact of intraoperative stimulation mapping on high-grade glioma surgery outcome: a meta-analysis[J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2019, 161:99-107.
- [3] Zhou SJ, Wang GL, Jiang T, Wang WM, Liu YC, Wu XM, Bai HM. Study of μ rhythm from electrocorticography in intraoperative mapping of motor cortices[J]. *Zhongguo Wei Qin Xi Shen Jing Wai Ke Za Zhi*, 2018, 23:201-203.[周思捷, 王国良, 姜涛, 王伟民, 刘永超, 吴效明, 白红民. 皮质脑电图 μ 节律术中定位运动区皮质的研究[J]. *中国微侵袭神经外科杂志*, 2018, 23:201-203.]
- [4] Zhou SJ, Jiang T, Wang WM, Wang GL, Xia LH, Liu YC, Wu XM, Zhu XY, Bai HM. The ERP of slow cortical potential resting-state networks from ECoG in intraoperative mapping of motor related cortices[J]. *Zhonghua Shen Jing Wai Ke Za Zhi*, 2019, 35:59-62.[周思捷, 姜涛, 王伟民, 王国良, 夏丽慧, 刘永超, 吴效明, 朱小艳, 白红民. 皮质脑电图静息态慢皮质电位术中定位运动区皮质的方法研究[J]. *中华神经外科杂志*, 2019, 35:59-62.]
- [5] Jiang T, Bai HM, Wu XM, Wang WM. A exploration study of mapping human motor cortex by ECoG-based wavelet analysis[J]. *Zhongguo Wei Qin Xi Shen Jing Wai Ke Za Zhi*, 2010, 15:134-136.[姜涛, 白红民, 吴效明, 王伟民. 皮质脑电图小波分析定位运动区的探索性研究[J]. *中国微侵袭神经外科杂志*, 2010, 15:134-136.]
- [6] Fu QL, Jiang T, Huang YS. Motor cortex functional mapping using electrocorticography[J]. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*, 2015, 32:881-886.[符琼琳, 姜涛, 黄岳山. 基于皮质脑电的大脑皮层运动功能区定位[J]. *生物医学工程学杂志*, 2015, 32:881-886.]
- [7] Pfuerscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles[J]. *Clin Neurophysiol*, 1999, 110:1842-1857.
- [8] Bouton CE, Shaikhouni A, Annetta NV, Bockbrader MA, Friedenber DA, Nielson DM, Sharma G, Sederberg PB, Glenn BC, Mysiw WJ, Morgan AG, Deogaonkar M, Rezai AR. Restoring cortical control of functional movement in a human with quadriplegia[J]. *Nature*, 2016, 533:247-250.
- [9] McCrimmon CM, Wang PT, Heydari P, Nguyen A, Shaw SJ, Gong H, Chui LA, Liu CY, Nenadic Z, Do AH. Electrocorticographic encoding of human gait in the leg primary motor cortex[J]. *Cereb Cortex*, 2018, 28:2752-2762.
- [10] Kuo CH, Blakely TM, Wander JD, Sarma D, Wu J, Casimo K, Weaver KE, Ojemann JG. Context-dependent relationship in high-resolution micro-ECoG studies during finger movements[J]. *J Neurosurg*, 2019, 26:1-9.
- [11] Neshige S, Matsushashi M, Kobayashi K, Sakurai T, Shimotake A, Hitomi T, Kikuchi T, Yoshida K, Kunieda T, Matsumoto R, Takahashi R, Miyamoto S, Maruyama H, Matsumoto M, Ikeda A. Multi-component intrinsic brain activities as a safe alternative to cortical stimulation for sensori-motor mapping in neurosurgery[J]. *Clin Neurophysiol*, 2018, 129:2038-2048.
- [12] Wu Z, Xie T, Yao L, Zhang D, Sheng X, Farina D, Chen L, Mao Y, Zhu X. Electrocorticographic temporal alteration mapping: a clinical technique for mapping the motor cortex with movement-related cortical potentials[J]. *Front Neurosci*, 2017, 11:326.
- [13] Nakai Y, Jeong JW, Brown EC, Rothermel R, Kojima K, Kambara T, Shah A, Mittal S, Sood S, Asano E. Three-and four-dimensional mapping of speech and language in patients with epilepsy[J]. *Brain*, 2017, 140:1351-1370.
- [14] Boussen S, Velly L, Benar C, Metellus P, Bruder N, Trébuechon A. In vivo tumour mapping using electrocorticography alterations during awake brain surgery: a pilot study[J]. *Brain Topogr*, 2016, 29:766-782.
- [15] Arya R, Wilson JA, Fujiwara H, Rozhkov L, Leach JL, Byars AW, Greiner HM, Vannest J, Buroker J, Milsap G, Ervin B, Minai A, Horn PS, Holland KD, Mangano FT, Crone NE, Rose DF. Presurgical language localization with visual naming associated ECoG high-gamma modulation in pediatric drug-resistant epilepsy[J]. *Epilepsia*, 2017, 58:663-673.
- [16] Wang PT, King CE, McCrimmon CM, Lin JJ, Sazgar M, Hsu FP, Shaw SJ, Millet DE, Chui LA, Liu CY, Do AH, Nenadic Z. Comparison of decoding resolution of standard and high-density electrocorticogram electrodes[J]. *J Neural Eng*, 2016, 13:ID026016.
- [17] Moses DA, Leonard MK, Makin JG, Chang EF. Real-time decoding of question-and-answer speech dialogue using human cortical activity[J]. *Nat Commun*, 2019, 10:3096.

(收稿日期:2020-11-19)

(本文编辑:袁云)

下期内容预告 本刊2020年第12期报道专题为功能神经外科,重点内容包括:帕金森病神经环路机制研究进展;脑深部电刺激治疗运动障碍性疾病研究进展;关于帕金森病的新假说:外周型还是中枢型;外侧缰核在难治性抑郁症中的作用研究进展;丘脑底核脑深部电刺激治疗Meige综合征术后平衡和步态障碍临床研究;帕金森病患者全身麻醉与局部麻醉脑深部电刺激术中丘脑底核电生理监测分析;局部麻醉和全身麻醉下脑深部电刺激治疗帕金森病的疗效分析;脑深部电刺激治疗苍白球或丘脑毁损术后帕金森病的疗效及策略;Meige综合征非运动症状:抑郁和睡眠问题;帕金森病伴工作记忆障碍患者低频振幅和功能连接的静息态磁共振成像研究;苍白球内侧部脑深部电刺激治疗难治性偏身舞蹈投掷症一例