

术中神经电生理监测现状与进展

张建国 乔慧

【摘要】 术中神经电生理监测通过多种神经电生理技术,监测神经传导的完整性,实时反映术中神经功能,以减少潜在的神经损伤,提高手术疗效。术中神经电生理监测在辅助定位皮质功能区和重要神经传导通路、辨别特定神经组织方面同样发挥重要作用,目前已成为普遍应用的成熟技术,但也存在诸多问题。本文简要概述术中神经电生理监测的现状与进展。

【关键词】 电生理学; 监测,手术中; 诱发电位; 肌电描记术; 脑电描记术; 综述

Updates on intraoperative neurophysiological monitoring

ZHANG Jian-guo^{1,2}, QIAO Hui²

¹Department of Neurosurgery, Beijing Tiantan Hospital, Capital Medical University, Beijing 100070, China

²Beijing Neurosurgical Institute, Beijing 100070, China

Corresponding authors: ZHANG Jian-guo (Email: zjguo73@126.com);

QIAO Hui (Email: hqiao1215@sina.com)

【Abstract】 Intraoperative neurophysiological monitoring (IONM) is known to monitor the functional integrity of the nervous system and reflect the existence of nerve injury through the application of various neurophysiological techniques to protect neural structures at risk. IONM also plays an important role in functional areas mapping and identification of specific nerves or structures. Though it becomes a widely used mature technology, there are still many problems need to be further discussed.

【Key words】 Electrophysiology; Monitoring, intraoperative; Evoked potentials; Electromyography; Electroencephalography; Review

This study was supported by the National Natural Science International (Regional) Cooperation and Exchange Foundation of China (No. 81830033) and the National Natural Science Key Foundation of China (No. 61761166004).

Conflicts of interest: none declared

中枢神经系统和周围神经系统共同组成复杂的神经网络,对机体生理功能的调节起主导作用,成人神经元具有不可再生性和难以修复性,一旦损伤即造成永久性神经功能缺损,目前尚无有效治疗方法^[1],因此,保护神经结构和功能至关重要,尤其是术中操作,应尽可能保留正常神经,减少医源性损害。

神经元的刺激感受功能和冲动传导功能是神经电生理监测的基础。术中神经电生理监测(IONM)是通过脑电图(EEG)、肌电图(EMG)和诱发电位(EPs)等各种电生理技术,监测术中处于危险状态的神经功能完整性的技术^[2],可以实时反映是否存在牵拉、缺血、热凝等造成的神经损害,以便术者及时停止操作,使神经功能恢复正常或基本正常,减少手术相关并发症,提高手术安全性,降低病残率;此外,还可以辅助定位皮质功能区和重要传导通路,识别脑神经和脊神经,鉴别不能明确的组织以及识别特定的神经组织。术中神经电生理监测技术在神经外科和骨科手术中的应用最为广泛,近年逐渐推广至普外科、眼科、耳鼻咽喉头颈外科和心血管外科等,其作为保护神经功能的常规手段得到普遍认可^[3]。然而,如何客观解读术中神经电

doi: 10.3969/j.issn.1672-6731.2020.11.001

基金项目:国家自然科学基金国际(地区)合作与交流资助项目(项目编号:81830033);国家自然科学基金重点资助项目(项目编号:61761166004)

作者单位:100070 首都医科大学附属北京天坛医院神经外科(张建国);100070 北京市神经外科研究所(张建国,乔慧)

通讯作者:张建国,Email: zjguo73@126.com;

乔慧,Email: hqiao1215@sina.com

生理监测信号改变的意义以及判读假阳性和假阴性结果仍是术中神经电生理监测的难点;实施安全、有效的术中神经电生理监测需要专业的神经外科医师、神经电生理科医师和麻醉科医师的密切配合,以指导手术,改善患者预后。

一、术中神经电生理监测技术的发展

有文献记载的术中神经电生理监测始于 1937 年,由 Penfield 和 Boldrey^[4]首次用于癫痫患者致痫灶的切除,此后零星应用于神经外科手术。至 20 世纪 70 年代,脑电图常规用于颈动脉内膜切除术(CEA)中脑缺血、缺氧的监测。同期,脊髓监测技术开始发展,体感诱发电位(SEP)用于感觉传导通路功能的术中监测;此后,肌电图用于面部肌电反应的术中监测,以评价面神经功能,降低术后面瘫的风险;脑干听觉诱发电位(BAEP)常规用于颅后窝手术,以监测脑干功能;随着运动诱发电位(MEP)用于运动功能的术中监测,进一步完善了术中神经电生理监测对神经系统的全面评估。至 20 世纪 80 年代后期,术中神经电生理监测已成为一项普遍应用的成熟技术,由于其可实现对神经功能变化的实时监测,可在术中迅速纠正可逆性神经损伤,避免永久性神经功能缺损。此外,随着多学科的协作,术中神经电生理监测技术的应用范围不断扩大,技术手段更加先进,在辅助神经外科手术定位、识别特定的脑神经和解剖结构方面发挥重要作用,如多模态神经监测在蛛网膜下腔出血中的应用以及微电极记录(MER)在脑深部电刺激术(DBS)中对神经核团亚区的定位等^[5-9]。目前,术中神经电生理监测技术已应用于越来越广泛的手术治疗中。

二、主要的术中神经电生理监测技术

1. 体感诱发电位 体感诱发电位是刺激周围神经引起的皮质反应,某些情况下可直接刺激脊髓,该项技术可在一定程度上反映特异性躯体感觉传入通路、脑干网状结构和大脑皮质功能状态。体感诱发电位的波形呈连续性、可重复性且易识别,对神经损伤有较高的敏感性,广泛应用于脑血管病、脑肿瘤、脊柱脊髓手术的术中神经电生理监测^[10]。体感诱发电位监测需分侧进行,刺激部位根据手术要求而定,上肢刺激电极的阳极置于腕横纹处、阴极置于距腕横纹 2~3 cm 处,刺激正中神经或尺神经;下肢感觉刺激通常选择胫后神经,刺激电极的阳极置于胫后神经走行的内踝远端 2~3 cm 处、阴极置于内踝与跟腱之间的近脚踝处,也可选择腓神

经或坐骨神经。脊柱脊髓手术中体感诱发电位监测通常采用恒流电刺激,脉宽 0.20~0.30 ms,刺激频率为 5 Hz,刺激强度以观察到明显的手指或足趾活动为宜,上肢 15~35 mA、下肢 30~60 mA,并在监测过程中保持稳定。记录电极的安置参照改良国际 10-20 系统,上肢记录电极置于 C3'和 C4'、下肢置于 Cz,参考电极均置于 Fz。此外,还可增加周围神经记录导联以辅助评估肢体缺血情况^[11]。研究显示,电刺激周围神经后,可在中央前回记录到双相负-正诱发电位(N20、P30),在中央前回记录到相位完全倒置的正-负诱发电位(P22、N33),基于该特性,术中体感诱发电位监测可辅助定位中央沟^[12-13]。近年来,有研究者尝试通过刺激正中神经以诱发长潜伏期体感诱发电位,从而定位丘脑底核(STN)^[14]。术中监测主要指标为特定峰值波幅和潜伏期,波幅降低与对刺激产生反应的纤维数目减少有关,潜伏期延长与粗纤维受压力影响而反应迟钝有关,其中波幅变化较潜伏期更敏感。目前尚无体感诱发电位异常的绝对判断标准,通常为波幅降低 $\geq 50\%$ 或潜伏期延长 $\geq 10\%$;也可为潜伏期延长 $\geq 10\%$,或者波幅缓慢降低 $\geq 60\%$ 或 30 min 内降低 $\geq 30\%$ ^[11]。除术中操作引起的缺血、烧灼等因素外,麻醉药亦影响体感诱发电位,还应综合考虑各种生理指标如体温、脑灌注、血氧水平和通气等的影响^[15]。应用优化的体感诱发电位监测可减少信号处理时间并及时反馈神经传导通路的变化。

2. 运动诱发电位 运动诱发电位监测通过直接电刺激(DES)、经颅电刺激(TES)或经颅磁刺激(TMS)运动皮质,产生下行电生理反应,经皮质脊髓束传导,在体表记录到可测量的电生理信号——复合肌肉动作电位(CMAP),或在脊髓记录到刺激皮质运动神经元兴奋产生的 D 波,用于判断运动神经自皮质至肌肉这一传导通路的同步性和完整性,可用于颅脑创伤手术中标记运动区、预测术后运动功能,以及脊柱脊髓手术中判断运动功能是否保留、反映脊髓前索和侧索运动功能。目前,经颅磁刺激监测运动诱发电位的应用尚不成熟,主要采用经颅电刺激,刺激电极的阳极置于 Cz'、阴极置于 C3 和 C4,通常选择针电极或螺旋电极以达到较好的刺激效果;记录电极置于脊髓、周围神经或肌肉,尤以脊髓记录到的信号相对清晰和稳定。记录电极的安置位置不同,电刺激参数也不同,记录电极置于脊髓时,可采用单脉冲方波刺激,脉宽 0.30~0.50 ms,

刺激频率20~50 Hz,刺激强度400~800 V或100~200 mA;记录电极置于周围神经或者肌肉时,可采用3~6个刺激序列的多脉冲方波刺激,脉宽0.10~0.30 ms、间隔2 ms,刺激强度300~1000 V。由于运动诱发电位波幅不稳定、变异性较大,术中监测的预警阈值尚未达成统一,通常采取定性监测,连续出现波形异常、响应时间延长或波幅明显降低时即可判断为脊髓损伤,至复合肌肉动作电位完全消失时出现运动障碍。脊髓记录到的运动诱发电位信号相对稳定,由D波和I波组成,D波波幅降低 $\geq 50\%$ 或潜伏期延长 $\geq 10\%$ 提示脊髓运动功能损伤。运动诱发电位受一系列因素的影响,尤其是麻醉药,一般采用静脉麻醉,禁用肌松药或在严格四成串刺激(TOF)肌松监测下进行^[16]。为减少运动诱发电位引起的兴奋性中毒、癫痫发作等并发症,监测时刺激频率不宜过快、刺激电流亦不宜过强。由于D波可在T₈及以上水平的皮质脊髓束直接记录到,故脊髓运动功能受麻醉药的影响相对较小。

3. 听觉诱发电位 颅后窝和颅底脑干手术极易损伤听觉传导通路,而对听觉系统的监测则有助于辨别重要解剖结构,实时预警,以避免永久性神经损伤^[17-19]。听觉诱发电位(AEP)包括脑干听觉诱发电位、耳蜗电图(EcochG)和蜗神经动作电位(CNAP)。(1)脑干听觉诱发电位:波峰记录I~VII波共7个主波成分,各个成分对应的神经发生源不同,I波为蜗神经颅外部分,II波为蜗神经颅内部分和耳蜗神经核,III波为耳蜗神经核,IV波为外侧丘系和上橄榄核复合体,V波为下丘脑和对侧外侧丘系,VI波为内侧膝状核,VII波为丘脑辐射,据此可以大致判断损伤部位,其中I、III和V波最易辨认,也是脑干听觉诱发电位的重要监测指标。脑干听觉诱发电位的波形相对稳定,较少受麻醉药的影响。(2)耳蜗电图:记录电极为针电极,自骨膜插入至覆盖中耳岬骨部软组织;参考电极置于同侧乳突,该监测技术相对客观,不依赖患者反应,可作为脑干听觉诱发电位的替代方法。(3)蜗神经动作电位:记录电极直接置于蜗神经或脑干附近,可记录到蜗神经颅内段的复合动作电位(CAP),通常无信号延迟,故可实时监测听觉功能。

4. 肌电图 肌电图通过记录神经肌肉的生物电活动,以评估支配肌肉的神经功能,并于术中有目的地刺激神经以判断运动传导通路的完整性或在术野中定位运动神经。尽管运动诱发电位监测可

以提供运动传导通路的完整信息,但其对特定神经根损伤的敏感性较低,而肌电图则提供了监测支配肌肉的脑神经、脊神经根和外周神经的方法^[20-21]。术中通过刺激可疑组织观察其肌电变化,以判断是否为神经组织并定位,从而避免医源性损伤。肌电图通常用于面肌痉挛微血管减压术中监测、神经根术中监测、H反射试验和喉返神经监测等。

5. 脑电图 脑电图可记录到电极邻近皮质神经元自发性电活动的平均细胞外电位,广泛应用于癫痫患者,其特征性棘波异常改变可定位致痫灶。脑电图对中枢神经系统缺血、缺氧高度敏感,亦可用于脑灌注评估,并广泛应用于颈动脉手术的术中监测^[22]。绝大多数静脉麻醉药在脑电图上呈现剂量依赖性抑制,故可用于监测麻醉深度。微电极记录是立体定向手术中监测神经元电活动的重要技术,可记录脑深部神经元的电活动,由于灰质与白质神经细胞的电活动不同,故脑深部神经核团的自发性放电模式亦不同,根据神经元放电特点可辅助确定电极出入神经核团的相对位置,计算电极在神经核团内的长度,以判断靶点核团与毗邻核团的相对位置关系。由于立体定向手术通常在局部麻醉下进行,可通过患者的主动或被动运动、感觉刺激和闪光刺激等进一步确认神经核团内感觉和运动区等亚区。由此可见,微电极记录是实现手术靶点精准定位的重要技术^[23]。

6. 闪光刺激视觉诱发电位 视觉诱发电位(VEP)主要监测自视网膜至枕叶皮质的视觉传导通路的完整性,主要用于视交叉邻近病变手术,肿瘤包绕视神经时有助于区分肿瘤与视神经。然而,由于视觉诱发电位受麻醉药、温度和血压的影响较大,临床对视觉诱发电位的解读相对复杂,故较少应用于临床。

三、术中神经电生理监测的临床应用进展

1. 颅后窝手术 颅后窝手术以听神经瘤居多,肿瘤与面神经颅内段关系密切,手术治疗原则是最大限度安全切除肿瘤的同时,保留面神经功能。颅后窝肿瘤切除术和三叉神经痛微血管减压术中,监测面肌运动诱发电位可以更好地识别面神经位置和走行,以尽可能保护面神经功能。同样,针对手术操作可能牵拉的脑神经,联合应用体感诱发电位、脑干听觉诱发电位和肌电图等手段,评估脑干功能,保护听神经功能。此外,面肌痉挛微血管减压术中根据特有的异常肌反应[AMR,亦称侧方扩

散反应(LSR)],可以辅助术者判断责任血管,如果责任血管与面神经分离后异常肌反应消失,提示面神经减压充分^[24-25]。但是异常肌反应的发生机制目前尚不清楚,普遍存在假阳性和假阴性结果。一项Meta分析纳入16项临床研究共1301例面肌痉挛患者(包括893例术中异常肌反应完全消失且术后症状完全缓解、111例术中异常肌反应完全消失但术后症状未完全缓解、227例术中异常肌反应残留但术后症状完全缓解、70例术中异常肌反应残留且术后症状未完全缓解),结果显示,异常肌反应预测临床症状缓解的灵敏度为0.80、特异度为0.39^[26]。但该项指标尚不足以作为判断手术预后的标准^[27-28]。主要通过刺激面神经颞支在颞肌记录异常肌反应,或者刺激面神经下颌缘支在眼轮匝肌记录异常肌反应。近年有研究者通过改变刺激电极的方向以提高异常肌反应监测的准确性^[29]。亦有研究显示,通过刺激责任血管壁于面肌记录Z~L反应,可以辅助判断真正的责任血管^[30]。

2. 脊柱脊髓手术 脊柱脊髓手术极易损伤神经根和脊髓,严重影响肢体功能,术中神经电生理监测神经功能即显得尤为重要。体感诱发电位和运动诱发电位可监测感觉和运动传导通路的完整性,实时反映脊髓功能,及早判定影响神经根、脊髓灌注或导致脊髓损伤的操作;肌电图可确定脊髓肿瘤范围、判断螺钉植入位置的准确性、评估脊神经根功能;脊髓诱发电位(SCEP)可直接监测脊髓内神经信号的传导,且信号稳定、清晰,不受麻醉药的影响。此外,术中联合应用体感诱发电位、运动诱发电位和肌电图的多模态神经监测技术可同时兼顾感觉传导通路和运动传导通路,最大限度减轻神经损伤,减少术后并发症^[10,31]。因此可以根据手术部位选择适宜的术中神经电生理监测方案,例如,颈椎手术最常应用上肢体感诱发电位和上肢运动诱发电位;胸腰椎手术主要采取下肢体感诱发电位联合肌肉或脊髓运动诱发电位,如果病变累及T₁₋₂,还应联合采取上肢体感诱发电位和运动诱发电位。术中应连续监测诱发电位,由于诱发电位变化可能滞后于神经损伤,因此完成手术操作后仍继续监测30 min,以及时发现潜在的神经损伤。研究显示,术中神经电生理监测可以改善远期运动功能预后,降低脊髓内神经损伤发生率,特别是减少腰椎手术后30 d神经系统并发症以及监测颈椎后路手术中神经损伤^[32]。痉挛性脑瘫患者行选择性脊神经背根切

断术(SDR)以改善下肢痉挛时,术中监测肌电图可指导术者切断来自肌梭的牵张反射脊神经后根小束,同时避免误切支配肛门括约肌的神经^[33-34],监测肌群扩大至包括肛门括约肌在内的23个肌群,电刺激方式分为单脉冲刺激和成串刺激,其中,单脉冲刺激脉宽为0.05~0.50 ms、刺激强度自0.01 mA逐渐增加,主要用于区分脊神经背根和腹根、识别肛门括约肌相关神经根,并为后续的成串刺激确定刺激强度;成串刺激刺激频率为50 Hz,刺激时间持续1 s,如果刺激频率为30~50 Hz时,脊髓运动神经元仅对首次刺激有反应。对肌电图结果的判读大致分为3种类型:(1)成串刺激诱发的肌电放电模式。(2)成串刺激诱发的肌电反应传播模式。(3)单脉冲刺激诱发的初始肌电图。

3. 癫痫及功能区定位手术 癫痫外科手术中通过监测皮质脑电图(ECoG)准确判断痫样放电部位和范围,辅助定位致痫灶,以指导手术切除范围^[35]。但是对于伴海马硬化(HS)的颞叶癫痫患者,术中皮质脑电图监测对手术切除范围无明显指导意义,这是由于残留的棘波与术后癫痫发作之间无明显关联性^[36];而对于不伴海马硬化的颞叶癫痫患者,通过术中皮质脑电图监测确定手术切除范围,可减少术后发作;MRI阴性的颞叶癫痫患者需通过植入颅内电极监测痫样放电以判断发作起始区。皮质脑电图主要用于颞叶癫痫和颞叶外局限性癫痫患者,无明显病灶的颞叶外癫痫患者则需埋置皮质脑电图电极以监测痫样放电。越来越多的研究证实,通过术中皮质脑电图监测高频振荡活动以判断手术切除范围,可以显著提高手术疗效,改善预后^[37-38]。随着立体定向脑电图(SEEG)的应用,脑电监测在时间和空间分辨力上均有较大提高,对癫痫发作起始区的定位更加精确^[39]。功能区病变的手术治疗是神经外科的难点之一。由于病变毗邻或累及功能区,需权衡手术切除范围与功能保护。术中神经电生理监测可以有效实现运动、感觉、语言等功能区的精确定位,有助于术者判断病变与功能区毗邻关系,有针对性地制定手术策略,从而避免手术操作导致的功能区损伤。目前,功能区病变的术中神经电生理监测技术主要为体感诱发电位和直接电刺激。体感诱发电位具有在中央区呈相位倒置的特性,对周围神经(如正中神经)进行电刺激,可在中央后回记录到双相负-正诱发电位、在中央前回记录到相位完全倒置的双相正-负诱发电位,该方法简便易行且成

功率较高,是公认的可在功能区病变手术中实现中央沟定位的有效方法^[12-13]。术中直接电刺激可实时监测皮质功能区和皮质下通路,运动功能区的定位可在全身麻醉或唤醒麻醉下完成,而语言功能区的定位则须在唤醒麻醉下完成,术前应对患者进行培训,使其熟悉相应任务,通常选择图片命名试验,也可根据患者个体情况选择文句阅读、文句理解、听觉反应命名等其他试验。

4. 立体定向手术 立体定向脑深部核团毁损术或脑深部电刺激术对神经核团的精准定位有极高的要求,影像学定位丘脑底核、苍白球内侧部(GPi)和丘脑等神经核团可能存在偏差,而微电极记录则可准确定位手术靶点^[40]。定位丘脑底核时,可根据针道中不同神经元的特征性电活动加以辨认,丘脑网状核内神经元电活动呈现低频、不规则特点;进入未定带后,偶见神经元放电,伴低背景噪音;进入丘脑底核,背景噪音突然增强,伴明显的簇状放电或不规则电活动;穿出丘脑底核后,背景噪音迅速降低;进入黑质,神经元呈现规则的紧张型放电,放电频率略高于丘脑底核。定位苍白球内侧部时,可根据针道中纹状体、苍白球外侧部(GPe)和苍白球内侧部的神经元放电模式特点加以辨认,纹状体神经元放电频率约 1 Hz,伴长静息期;苍白球外侧部神经元放电频率可以是高频率(约 50 Hz)伴放电间歇,也可以是低频率(约 20 Hz)伴簇状放电;苍白球内侧部神经元放电呈高频率(60~80 Hz)紧张型特点,此外,还可根据神经元电活动对肢体活动的反应以判断神经元所处的感受野,苍白球内侧部下方约 1 mm 处即为视束,予闪光刺激后可监测到电信号改变并听到明显嘶嘶声,进而推断其边界。定位丘脑腹中间核(Vim)时,根据特征性神经元电活动将其与邻近神经核团相辨别,丘脑腹尾侧核(Vc)位于丘脑腹中间核的后方,其感觉神经元对感觉刺激做出反应,呈现口周部偏内侧、下肢偏外侧的特定躯体感觉投射特点;多数运动相关神经元位于丘脑腹中间核和丘脑腹嘴后核,在主动或被动运动时可以记录到神经元电活动变化^[41]。此外,微电极记录监测到的神经元电活动与肢体肌电反应之间也存在关联性,丘脑腹中间核、苍白球内侧部和丘脑底核的震颤频率与肢体震颤节律有相关性^[42]。 β 节律特点仍是目前研究热点,业已证实, β 节律活动在丘脑底核背外侧区最显著,且与手术疗效显著相关^[43]。上述神经核团的神经元电活动特点可以辅助选择

最佳手术靶点。目前,大多数医疗中心仍以单通道微电极记录为主,也有少数采用多通道微电极记录,通过比较 2~5 个针道的神经元电活动,选择最佳针道并植入刺激电极,从而提高手术疗效^[44]。

5. 脑血管病手术 术中神经电生理监测亦广泛应用于脑血管病手术,尤其是颅内动脉瘤、颅内动静脉畸形的手术治疗以及颈动脉内膜切除术,可实时监测脑血流量和脑灌注,及时发现术中血管误夹或栓塞导致的缺血事件,常用监测技术包括体感诱发电位、运动诱发电位、视觉诱发电位、脑干听觉诱发电位和脑电图。体感诱发电位变化通常早于不可逆性缺血事件,是评估缺血程度的重要手段,与脑电图联合应用可及时判断缺氧、缺血状态;运动诱发电位在预测深穿支血管源性缺血事件上较体感诱发电位更有效,二者联合应用既可评估大脑皮质和感觉传导通路的损伤,又可评估皮质下和运动传导通路的损伤。某些特殊部位动脉瘤或动静脉畸形手术中,可再增加视觉诱发电位/脑干听觉诱发电位监测。因此实际应用中,需根据手术操作的具体情况制定个体化方案,联合应用多种术中神经电生理监测技术,以最大限度保护神经功能并减少医源性不良事件的发生^[45]。

由此可见,术中神经电生理监测具有广泛的应用前景,未来将更加着重于以下方面的研究:(1)监测可靠性的提升,尽可能减少麻醉药的影响,准确反映神经功能。(2)对精细神经功能的监测与保护,能够及时反馈术中精细神经功能的变化,进而良好预测术后神经功能预后。(3)减少其对手术操作和手术时间的影响。(4)更加精准定位,使患者能够从神经调控手术中最大程度获益。(5)个体化治疗和多模态诊疗,结合术中 MRI、神经系统导航等全面定位病变部位和评估病情,以制定个体化治疗方案,从而实现最准确、有效的神经功能监测。

四、我国术中神经电生理监测的现状与发展方向

1994 年,首都医科大学附属北京天坛医院率先开展术中神经电生理监测,迄今已有近 30 年的历史,最初仅应用于神经外科,后逐步扩展至骨科、耳鼻咽喉头颈外科和普外科等,目前有少数医疗中心的心血管外科和妇产科也开始应用该项技术。

对于可能造成永久性神经损伤的手术,术中神经电生理监测至关重要,可以有效降低脑血管病手术、脑肿瘤手术和脊柱脊髓手术等的病残率和并发

症发生率。我国人口基数庞大,神经系统疾病发生率较高,据 2016 年第 13 届中国脑血管病论坛数据,我国颅内动脉瘤发生率在中年人群中高达 7%,这意味着有数百万的潜在患者需手术治疗^[46];此外,我国脑肿瘤新发生率和病死率也跃居全球首位^[47],术中神经电生理监测在颅后窝肿瘤手术中可降低脑神经损伤的发生率,并被认为是标准手术的重要辅助措施。近年来,我国迅猛发展的功能神经外科亦对术中神经电生理监测的普及提出了更高要求,脑深部电刺激术和癫痫外科手术中神经电生理监测在脑区定位中具有无可比拟的作用,主要包括皮质脑电图和脑深部电极。

为了更好地实现术中神经电生理监测的普及,2009 年成立中国医师协会神经外科医师分会神经电生理专业委员会^[48],并于 2018 年制定《中国神经外科术中电生理监测规范(2017 版)》^[2],这是我国首个神经外科领域术中神经电生理监测的操作规范和技术标准。术中神经电生理监测是临床交叉学科,需多学科配合,但目前仍缺乏专业从业人员,且从事临床电生理的人员多隶属神经内科,限制了该项技术在外科手术中的应用,因此,需进一步完善神经电生理专业人员的培养制度。此外,成立神经电生理学会也是发展方向,可以加强学科交叉和融合,增进专业人员的培养,促进学科发展^[49]。

利益冲突 无

参 考 文 献

- [1] Lindsay SL, McCanney GA, Willison AG, Barnett SC. Multi-target approaches to CNS repair: olfactory mucosa-derived cells and heparan sulfates[J]. *Nat Rev Neurol*, 2020, 16:229-240.
- [2] Expert Committee of Neuroelectrophysiological Monitoring, Neurosurgical Branch, Chinese Medical Doctors Association. Chinese specifications for electrophysiological monitoring in neurosurgery (2017 edition) [J]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, 2018, 98:1283-1293.[中国医师协会神经外科分会神经电生理监测专家委员会. 中国神经外科术中电生理监测规范(2017 版)[J]. *中华医学杂志*, 2018, 98:1283-1293.]
- [3] Qiao H, Chang PF. The importance of intraoperative neuroelectrophysiological monitoring [J]. *Zhonghua Shen Jing Wai Ke Za Zhi*, 2010, 26:1057-1058.[乔慧, 常鹏飞. 开展术中神经电生理监测的重要性[J]. *中华神经外科杂志*, 2010, 26:1057-1058.]
- [4] Penfield W, Boldrey E. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation[J]. *Brain*, 2006, 60:389-443.
- [5] Legatt AD, Emerson RG, Epstein CM, MacDonald DB, Deletis V, Bravo RJ, López JR. ACNS guideline: transcranial electrical stimulation motor evoked potential monitoring [J]. *J Clin Neurophysiol*, 2016, 33:42-50.
- [6] Mooij JJ, Mustafa MK, van Weerden TW. Hemifacial spasm: intraoperative electromyographic monitoring as a guide for microvascular decompression[J]. *Neurosurgery*, 2001, 49:1365-1370.
- [7] Sasaki T, Itakura T, Suzuki K, Kasuya H, Munakata R, Muramatsu H, Ichikawa T, Sato T, Endo Y, Sakuma J, Matsumoto M. Intraoperative monitoring of visual evoked potential: introduction of a clinically useful method [J]. *J Neurosurg*, 2010, 112:273-284.
- [8] Helbok R, Schiefecker AJ, Beer R, Dietmann A, Antunes AP, Sohm F, Fischer M, Hackl WO, Rhomberg P, Lackner P, Pfaußler B, Thomé C, Humpel C, Schmutzhard E. Early brain injury after aneurysmal subarachnoid hemorrhage: a multimodal neuromonitoring study[J]. *Crit Care*, 2015, 19:75.
- [9] Brodsky MA, Anderson S, Murchison C, Seier M, Wilhelm J, Vederman A, Burchiel KJ. Clinical outcomes of asleep vs awake deep brain stimulation for Parkinson disease [J]. *Neurology*, 2017, 89:1944-1950.
- [10] Nuwer MR, Dawson EG, Carlson LG, Kanim LE, Sherman JE. Somatosensory evoked potential spinal cord monitoring reduces neurologic deficits after scoliosis surgery: results of a large multicenter survey [J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1995, 96:6-11.
- [11] Neuroelectrophysiology Group of Spinal Surgery, Spinal Cord Professional Committee, Chinese Rehabilitation Medical Association. Expert consensus on standardized intraoperative neuroelectrophysiological monitoring during spinal surgery [J]. *Zhongguo Ji Zhu Ji Sui Za Zhi*, 2019, 29:944-954.[中国康复医学会脊柱脊髓专业委员会脊柱外科神经电生理学组. 规范化脊柱外科术中神经电生理监测技术的专家共识[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2019, 29:944-954.]
- [12] Kombos T, Suess O, Funk T, Kern BC, Brock M. Intra-operative mapping of the motor cortex during surgery in and around the motor cortex [J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2000, 142:263-268.
- [13] Cedzich C, Taniguchi M, Schäfer S, Schramm J. Somatosensory evoked potential phase reversal and direct motor cortex stimulation during surgery in and around the central region [J]. *Neurosurgery*, 1996, 38:962-970.
- [14] Trenado C, Elben S, Friggemann L, Groiss SJ, Vesper J, Schnitzler A, Wojtecki L. Intraoperative localization of the subthalamic nucleus using long-latency somatosensory evoked potentials [J]. *Neuromodulation*, 2018, 21:582-587.
- [15] Baker A, Widrich J. Somatosensory evoked potentials [DB/OL]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2020[2020-07-01]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK544358/>.
- [16] Sloan TB, Heyer EJ. Anesthesia for intraoperative neurophysiologic monitoring of the spinal cord [J]. *J Clin Neurophysiol*, 2002, 19:430-443.
- [17] Neu M, Strauss C, Romstöck J, Bischoff B, Fahlbusch R. The prognostic value of intraoperative BAEP patterns in acoustic neurinoma surgery [J]. *Clin Neurophysiol*, 1999, 110:1935-1941.
- [18] Thirumala PD, Carnovale G, Habeych ME, Crammond DJ, Balzer JR. Diagnostic accuracy of brainstem auditory evoked potentials during microvascular decompression [J]. *Neurology*, 2014, 83:1747-1752.
- [19] Gugel I, Grimm F, Liebsch M, Zipfel J, Teuber C, Kluwe L, Mautner VF, Tatagiba M, Schuhmann MU. Impact of surgery on long-term results of hearing in neurofibromatosis Type-2 associated vestibular schwannomas [J]. *Cancers (Basel)*, 2019, 11:1376.
- [20] Macdonald DB, Stigsby B, Al Homoud I, Abalkhail T, Mokeem A. Utility of motor evoked potentials for intraoperative nerve root monitoring [J]. *J Clin Neurophysiol*, 2012, 29:118-125.

- [21] Leppanen RE. Intraoperative monitoring of segmental spinal nerve root function with free - run and electrically - triggered electromyography and spinal cord function with reflexes and F-responses: a position statement by the American Society of Neurophysiological Monitoring[J]. J Clin Monit Comput, 2005, 19:437-461.
- [22] Thirumala PD, Natarajan P, Thiagarajan K, Crammond DJ, Habeych ME, Chaer RA, Avgerinos ED, Friedlander R, Balzer JR. Diagnostic accuracy of somatosensory evoked potential and electroencephalography during carotid endarterectomy [J]. Neurol Res, 2016, 38:698-705.
- [23] Lozano CS, Ranjan M, Boutet A, Xu DS, Kucharczyk W, Fasano A, Lozano AM. Imaging alone versus microelectrode recording - guided targeting of the STN in patients with Parkinson's disease [J]. J Neurosurg, 2018. [Epub ahead of print]
- [24] Shang M, Li ST. Application of electrophysiological monitoring in microvascular decompression of facial spasm [J]. Zhonghua Shen Jing Wai Ke Ji Bing Yan Jiu Za Zhi, 2012, 11:373-375. [尚明, 李世亭. 电生理监测在面肌痉挛微血管减压术中的应用[J]. 中华神经外科疾病研究杂志, 2012, 11:373-375.]
- [25] Sindou M, Mercier P. Microvascular decompression for hemifacial spasm: surgical techniques and intraoperative monitoring[J]. Neurochirurgie, 2018, 64:133-143.
- [26] von Eckardstein K, Harper C, Castner M, Link M. The significance of intraoperative electromyographic "lateral spread" in predicting outcome of microvascular decompression for hemifacial spasm[J]. J Neurol Surg B Skull Base, 2014, 75:198-203.
- [27] Wei Y, Yang W, Zhao W, Pu C, Li N, Cai Y, Shang H. Microvascular decompression for hemifacial spasm: can intraoperative lateral spread response monitoring improve surgical efficacy[J]? J Neurosurg, 2018, 128:885-890.
- [28] Lee SH, Park BJ, Shin HS, Park CK, Rhee BA, Lim YJ. Prognostic ability of intraoperative electromyographic monitoring during microvascular decompression for hemifacial spasm to predict lateral spread response outcome[J]. J Neurosurg, 2017, 126:391-396.
- [29] Lee S, Park SK, Lee JA, Joo BE, Kong DS, Seo DW, Park K. A new method for monitoring abnormal muscle response in hemifacial spasm: a prospective study [J]. Clin Neurophysiol, 2018, 129:1490-1495.
- [30] Zheng X, Hong W, Tang Y, Ying T, Wu Z, Shang M, Feng B, Zhang W, Hua X, Zhong J, Li S. Discovery of a new waveform for intraoperative monitoring of hemifacial spasms [J]. Acta Neurochir (Wien), 2012, 154:799-805.
- [31] Li QX, Zhao XJ, Fu AJ, Li XN, Zhang YH, Cheng J, Lü XS, Liu G. Application of multi - mode neuroelectrophysiological monitoring in spinal surgery [J]. Zhongguo Wei Qin Xi Shen Jing Wai Ke Za Zhi, 2019, 24:494-496. [李群喜, 赵晓晶, 付爱军, 李向男, 张云鹤, 成杰, 吕小生, 刘刚. 多模式神经电生理监测在脊柱手术的应用[J]. 中国微侵袭神经外科杂志, 2019, 24:494-496.]
- [32] Daniel JW, Botelho RV, Milano JB, Dantas FR, Onishi FJ, Neto ER, Bertolini EF, Borgheresi MAD, Joaquim AF. Intraoperative neurophysiological monitoring in spine surgery: asystematic review and Meta-analysis[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2018, 43: 1154-1160.
- [33] Turner RP. Neurophysiologic intraoperative monitoring during selective dorsal rhizotomy[J]. J Clin Neurophysiol, 2009, 26:82-84.
- [34] Salehi S, Nemati H, Soltani A. Intraoperative neurophysiology monitoring during selective dorsal rhizotomy for spastic cerebral palsy[J]. Iranian J Neurosurg, 2018, 4:117-122.
- [35] Hill NJ, Gupta D, Brunner P, Gunduz A, Adamo MA, Ritaccio A, Schalk G. Recording human electrocorticographic (ECoG) signals for neuroscientific research and real - time functional cortical mapping[J]. J Vis Exp, 2012, (64):3993.
- [36] San-juan D, Tapia CA, González-Aragón MF, Martínez Mayorga A, Staba RJ, Alonso - Vanegas M. The prognostic role of electrocorticography in tailored temporal lobe surgery [J]. Seizure, 2011, 20:564-569.
- [37] Roessler K, Heynold E, Buchfelder M, Stefan H, Hamer HM. Current value of intraoperative electrocorticography (iopECoG) [J]. Epilepsy Behav, 2019, 91:20-24.
- [38] Park CJ, Hong SB. High frequency oscillations in epilepsy: detection methods and considerations in clinical application[J]. J Epilepsy Res, 2019, 9:1-13.
- [39] Parvizi J, Kastner S. Promises and limitations of human intracranial electroencephalography[J]. Nat Neurosci, 2018, 21: 474-483.
- [40] Anderson WS, Winberry J, Liu CC, Shi C, Lenz FA. Applying microelectrode recordings in neurosurgery [J]. Contemp Neurosurg, 2010, 32:1-7.
- [41] El-Tahawy H, Lozano AM, Dostrovsky JO. Electrophysiological Findings in Vim and Vc[M]. New York: Thieme, 2003: 63-70.
- [42] Du G, Zhuang P, Hallett M, Zhang YQ, Li JY, Li YJ. Properties of oscillatory neuronal activity in the basal ganglia and thalamus in patients with Parkinson's disease [J]. Transl Neurodegener, 2018, 7:17.
- [43] Zaidel A, Spivak A, Grieb B, Bergman H, Israel Z. Subthalamic span of beta oscillations predicts deep brain stimulation efficacy for patients with Parkinson's disease[J]. Brain, 2010, 133(Pt 7): 2007-2021.
- [44] Reck C, Maarouf M, Wojtecki L, Groiss SJ, Florin E, Sturm V, Fink GR, Schnitzler A, Timmermann L. Clinical outcome of subthalamic stimulation in Parkinson's disease is improved by intraoperative multiple trajectories microelectrode recording[J]. J Neurol Surg A Cent Eur Neurosurg, 2012, 73:377-386.
- [45] Wang S. Application of neuroelectrophysiological monitoring in the surgical treatment of cerebrovascular diseases[J]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2015, 95:1636-1638. [王硕. 神经电生理监测在脑血管疾病手术治疗中的应用[J]. 中华医学杂志, 2015, 95: 1636-1638.]
- [46] The 13th Chinese Cerebrovascular Disease Forum (2016/4/9-4/11, Beijing) [J]. Zhonghua Shen Jing Chuang Shang Wai Ke Dian Zi Za Zhi, 2016, 2:186. [第十三届中国脑血管病论坛 (2016/4/9-4/11, 北京) [J]. 中华神经创伤外科电子杂志, 2016, 2:186.]
- [47] GBD 2016 Brain and Other CNS Cancer Collaborators. Global, regional, and national burden of brain and other CNS cancer, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016[J]. Lancet Neurol, 2019, 18:376-393.
- [48] Qiao H, Chang PF. Intraoperative neuroelectrophysiological monitoring - a new perspective of neurosurgery [J]. Zhonghua Shen Jing Wai Ke Za Zhi, 2011, 27:541-542. [乔慧, 常鹏飞. 术中神经电生理监测-神经外科的新视点[J]. 中华神经外科杂志, 2011, 27:541-542.]
- [49] Liu XZ. Clinical application of neuroelectrophysiological monitoring [J]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2015, 95:1633-1635. [刘献增. 神经电生理监测的临床应用[J]. 中华医学杂志, 2015, 95:1633-1635.]

(收稿日期:2020-11-13)

(本文编辑:彭一帆)