

· 专家共识 ·

显微血管减压术围手术期电生理评估 中国专家共识

中华医学会神经外科学分会功能神经外科学组
中国医师协会神经外科医师分会功能神经外科专家委员会

【摘要】 随着显微血管减压术(MVD)在我国的广泛开展,围手术期神经电生理监测技术也不断发展。为进一步提高我国MVD围手术期监测的规范性,特发布本专家共识。本共识从适应证、刺激和记录方法、术中评估和预警、影响因素及临床应用推荐5个方面提出了建议,并对MVD术中神经电生理监测方案的选择及记录要求提出了推荐性意见,供正在开展或准备开展术中监测的医师参考。

【关键词】 减压术, 外科; 电生理学

A Chinese experts consensus of neurophysiological evaluating for microvascular decompression
*Study Group of Functional Neurosurgery in Chinese Neurosurgical Society, Committee of Functional
Neurosurgical Experts in Chinese Congress of Neurological Surgeons*

*Corresponding author: Li Shiting, 200092 Department of Neurological Surgery, Xinhua Hospital, Shanghai
Jiaotong University School of Medicine, Email: lsting66@163.com*

【Abstract】 With the extensive development of microvascular decompression (MVD), perioperative neurophysiological monitoring technology is also developing rapidly in our country. To promote the standardization of neurophysiological monitoring for MVD in China, the experts consensus was published. This consensus includes five sections: indications, stimulation and recording methods, intraoperative assessment and warning criteria, influencing factors, and clinical application recommendations. Furthermore, recommendations for selection of electrophysiological monitoring and recording requirements were attached. This consensus will be helpful for the physician who is conducting or preparing for intraoperative monitoring.

【Key words】 Decompression, surgical; Electrophysiology

一、概述

显微血管减压术(microvascular decompression, MVD)实施过程中,颅神经存在损伤风险。术中神经系统监护(intraoperative neuromonitoring)又称术中神经电生理监测(intraoperative neurophysiological monitoring)能够在麻醉状态下,根据运动和感觉传导系统电生理信号的改变、脑皮质生物电的变化及脑部血液灌注的情况,客观有效地评估患者的神经功能状态。在手术过程中早期监测到可逆的神经功能紊乱,根据预警信息及时采取有效措施,可防止永久性神经损伤的发生。此外,神经电生理技术也越来越多地运用于神经系统损伤的术前诊断支持、术中监测及术后疗效评估。在MVD术中,神经电生

理监测有助于提高手术治疗的有效率和安全性。

目前MVD围手术期常用的神经电生理监测技术包括脑干听觉诱发电位(brainstem acoustic evoked potential, BAEP)、脑干三叉诱发电位(brainstem trigeminal evoked potential, BTEP)、躯体感觉诱发电位(somatosensory evoked potential, SSEP)、肌电图、异常肌反应(abnormal muscle response, AMR)、Z-L反应(Z-L response, ZLR)等。

二、BAEP

听力减退是MVD的常见并发症之一^[1-3]。其原因包括机械损伤(压迫、撕裂、剪切、牵拉)、缺血性损伤(内听动脉痉挛^[4])及热损伤(电凝热灼伤^[5-6])。术中BAEP可以为手术团队提供早期预警,及时提醒术者调整操作使神经组织恢复功能并避免进一步损伤^[7]。

BAEP头皮记录电极根据脑电图国际10-20系统进行放置,通常以头顶电极(Cz)为阳极,耳垂或

耳屏前(Ai、Ac)为阴极。通常可以记录到 5~7 个波峰向上的波形,用罗马数字进行标记^[8]。由于 I、III、V 波较为稳定,常用于术中监测。每个峰的潜伏期为刺激开始到波峰的时间,单位为 ms。这些波形分别与脑干听觉通路上的特定解剖部位相对应:I 波对应耳蜗神经远端,II 波对应耳蜗核和耳蜗神经近端,III 波对应上橄榄核,IV 波对应外侧丘系,V 波对应中脑下丘,VI 波对应内侧膝状体,VII 波对应听觉皮质。除了反映听觉通路的传导,BAEP 还可以提供脑干功能的相关信息。虽然对通过头皮记录的 BAEP 的起源和确切机制仍然存在争议,无法仅根据 BAEP 的变化精确定位到特定结构,但有临床证据表明,BAEP 是手术操作引起听觉通路改变和功能障碍的高度灵敏的指标,其波形变化可以作为传导通路功能变化的直接证据。因此,BAEP 仍然是耳蜗神经监测的重要手段。

(一)适应证

三叉神经、面神经、前庭蜗神经、舌咽神经、迷走神经、副神经、舌下神经 MVD^[5,7,9]。

(二)刺激和记录方法

1. 刺激强度:术中监测通常选用宽带交替性咔嗒音。刺激强度可根据个人术前听阈及手术室记录环境综合决定。使用足够刺激强度来获取诱发电位的最大波幅,通常采用的刺激强度为 60~70 dB 正常听力级(normal hearing level, nHL);若术前存在听力下降,则需要增强为 90~100 dB nHL。对侧耳使用 30~35 dB nHL 的空白音干扰以消除骨传导的交叉反应。

2. 刺激频率:在记录环境允许的情况下,尽量选择较高的刺激频率。通常为 20~50 Hz,且不采用 10 Hz 的倍数以避免干扰。如果得到的 BAEP 波幅较低或难以记录,可以降低刺激频率。手术全程选择相同的频率进行刺激。为了消除手术室电噪声,通常将信号叠加数百次以获得稳定可靠的波形。

3. 记录电极和带通:根据脑电图国际 10-20 系统进行摆放。标准摆放部位中,通道 1 为头顶电极到同侧耳垂或乳突(Cz-Ai/Mi),通道 2 为头顶电极到对侧耳垂或乳突(Cz-Ac/Mc)。还可以选择通道 3 即患侧耳垂或乳突到对侧耳垂或乳突(Ai-Ac 或 Mi-Mc),以及通道 4 即头顶电极到非头部电极(Cz-Nc)如头顶电极到颈椎(Cz-Cv2)。由于 BAEP 的潜伏期很短且波幅较小,时间单位设置为 ms(扫描时间为 10~15 ms),灵敏度为 0.1~0.2 μV/格。系统带通设置,低通滤波为 10~100 Hz,高通滤波为

1 500~3 000 Hz。

(三)术中评估及预警

术中监测时,采用自身对照的方式比较术前基线和术中波形。麻醉诱导和体位摆放完毕后,首先取得包含明确和稳定波形的基线数据,并在整个手术过程中使用相同的刺激参数进行记录。

BAEP 监测指标包括 I 波、III 波和 V 波的潜伏期和波幅,还可以监测 I~III 峰间潜伏期、I~V 峰间潜伏期、III~V 峰间潜伏期及 V/I 波幅比^[10]。

目前尚无统一、绝对的正常波形数据标准和报警标准。预测术后是否会发生听力减退不能仅依赖单个数值,而应根据多项指标综合判断^[11]。其中,进行性的潜伏期延长和(或)波幅降低被认为具有重要临床意义,任何>10% 的潜伏期延长或>50% 的波幅变化应积极查找原因。同时,需考虑全身情况如脑脊液循环变化的影响^[12]。BAEP 在预测术后听力减退方面敏感度较高,但特异度相对较低^[13]。

(四)影响因素

1. 麻醉:BAEP 通常不容易受到全身麻醉药的影响,麻醉药引起的潜伏期短暂延长并不具有临床意义。

2. 体温:体温降低可引起潜伏期和峰间潜伏期的明显延长,且该变化随体温降低幅度的增加而加大^[14]。

此外,BAEP 容易受到手术室内各种电器设备的干扰。

(五)临床应用推荐

1. 在脑干相关手术中,BAEP 的记录有助于评估总体脑干功能(3 级证据,C 类推荐)。

2. 在大脑后循环有可能受损的手术中,BAEP 的记录有助于评估总体脑干功能(3 级证据,C 类推荐)。

3. 在桥小脑角手术及面神经、前庭蜗神经相关的手术中,BAEP 的记录有助于评估前庭蜗神经功能(3 级证据,C 类推荐)。

4. MVD 术中 V 波消失是术后听力减退的特定指标,其预测灵敏度较高(3 级证据,C 类推荐)。

5. 术中 BAEP 出现 V 波波幅下降>50%且恢复差,强烈提示术后听力减退(3 级证据,C 类推荐)。

三、自发肌电图和触发肌电图

自发肌电图用于记录自发性的肌肉活动,用于术中神经监测时,它能够在运动神经发生不可逆的损害之前,识别手术引起的干扰及运动神经去极化。触发肌电图通过直接电刺激运动神经或神经根,在

相应的肌肉上记录到复合肌肉动作电位,主要用于从肿瘤、纤维及脂肪组织中识别特定的颅神经或神经根,以判断和保护颅神经及神经根结构与功能的完整性。

(一) 适应证

三叉神经、面神经、舌咽神经、迷走神经、副神经、舌下神经 MVD。

(二) 刺激和记录

1. 刺激部位:自发肌电图不需要进行刺激,触发肌电图需要通过使用双极或单极手持式探头直接电刺激神经干。

2. 刺激强度和频率:通常使用波宽为 0.1~0.2 ms 的方波进行脉冲刺激,频率 1~3 Hz,共 4~8 次。刺激强度从 0 逐渐增加至能够记录到肌电图,通常为 1~3 mA,最大不超过 10 mA。

3. 记录电极和带通:将记录电极放置于可能受累神经支配的肌肉(表 1)。通常使用成对的针电极。常用的滤波带通为:低频 2~30 Hz,最高不超过 50 Hz;高频 10~30 kHz,通常不低于 3 kHz。用于连续肌电记录的扫描速度通常设定为 200 ms/格,用于记录触发性肌电图潜伏期时为 2~5 ms/格。灵敏度为 50~200 μ V/格。

表 1 显微血管减压术中利用肌电图进行颅神经监测时常用的肌肉

颅神经序号	神经名称	肌肉
III	动眼神经	下直肌、下斜肌
IV	滑车神经	上斜肌
V	三叉神经	咬肌、颤肌
VI	外展神经	外直肌
VII	面神经	额肌、眼轮匝肌、鼻肌、口轮匝肌、颊肌
IX	舌咽神经	茎突咽肌(软腭后部)
X	迷走神经	声带、环甲肌
XI	副神经	斜方肌、胸锁乳突肌
XII	舌下神经	舌肌

(三) 术中评估及预警

在 MVD 术中建议同时使用自发肌电图和触发肌电图进行监测。自发肌电图的连续记录可用于提供早期预警。

1. 自发肌电图:通常情况下,神经未受到刺激时自发肌电图应保持平直或静默。当手术操作可能导致运动神经损伤时,自发肌电图会发生改变,因此,MVD 术中应进行神经功能的连续监测。对运动神经的手术操作可能导致运动神经元轴突去极化,并激活运动单位相对应的肌肉。此时记录到的运动单

位动作电位可表现为各种形态,术中可根据其特征来解释并预测手术操作可能引起的结果,也可以通过将肌电信号转化为音频信号来捕捉并判断异常监测结果。自发肌电图的连续记录可对神经接受的机械牵拉或热刺激进行早期预警。通常情况下,运动单位动作电位连续出现高频通常与神经受刺激有关,偶尔出现单个运动单位动作电位且与手术操作无明显相关则无需特别关注。但在极端情况下,简单的神经操作即使未诱发肌电活动也可能引起神经损伤^[15-16]。

2. 触发肌电图:触发肌电图通过复合肌肉动作电位表示,为数个肌纤维中产生的动作电位总和。在手术过程中,对面神经、舌咽神经和迷走神经支配肌肉进行肌电图监测可以防止术后发生面部麻痹、发音困难、吞咽困难等^[17-19];以上症状多与术中神经受到烧灼、牵拉或切断等有关^[20]。术中可以通过肌电图波形和潜伏期确定其起源。刺激三叉神经诱发的复合肌肉动作电位 s 潜伏期通常<6.0 ms,多为 3.5~5.0 ms^[21];面神经复合肌肉动作电位 s 潜伏期则为 6.0~8.0 ms。

在桥小脑角肿瘤切除术中,触发肌电图可以用来识别并避免损伤拟保留的运动神经分支。解剖前通过基线测量获得刺激阈值,术中给予肿瘤近端的神经周期性刺激并记录触发肌电图,实时监测神经功能完整性。如果出现长时间的肌电图波幅下降,且与术中干预(如肌松药应用等)无关,术后发生肌力下降的可能性较大^[21]。

(四) 麻醉要求

建议在进行肌电图监测时尽可能不使用神经肌肉阻滞药。其他麻醉药及术中生理学变化(体温、血压)对肌电图几乎没有影响^[22]。

(五) 临床应用推荐

1. 进行肌电图监测时,神经肌肉接头处的监测对监测反射、自发肌电图或触发肌电图有辅助价值(C 类推荐)。

2. 当手术过程中运动神经根有损伤风险时,使用自发肌电图监测运动神经根功能有一定价值(C 类推荐)。

3. 对咬肌行肌电图监测可降低咬肌肌无力的发生率^[23](3 级证据,C 类推荐)。

4. 术中肌电图监测有助于辨别不同的后组颅神经^[24](3 级证据,C 类推荐)。

四、AMR

AMR 又称横向扩展或横向扩散反应,即刺激面

神经的一个分支导致另一个分支所支配的肌肉发生抽动。其具体机制尚不清楚,目前认为可能与假突触传递有关。在大部分病例中,将责任血管从面神经受压部位移除后 AMR 即刻消失,因此,术中 AMR 监测可以帮助术者预测 MVD 治疗面肌痉挛的短期和长期效果^[25]。

(一)适应证

面神经显微血管减压术。

(二)刺激和记录

1. 刺激部位:刺激电极通常放置在面神经颞支或下颌缘支部位^[26]。

2. 刺激强度和频率:采用波宽为 0.1~0.2 ms 的单个恒定电流进行刺激,刺激频率为 0.5~1.0 Hz。通常情况下,5~15 mA 的刺激强度就可以获得稳定的 AMR。在 MVD 术中,可以通过连续刺激获得 AMR 的阈值。如果 AMR 消失,可将刺激强度增加到 50 mA 以确认 AMR 是否真正消失^[27]。

3. 记录电极和带通:记录电极通常置于皮下 0.5~1.0 cm。如果刺激颞支,通常在颊肌记录;如果刺激下颌缘支,通常在眼轮匝肌或额肌记录。带通滤波同触发肌电图。

(三)术中评估

在术中监测时,给予刺激后就可记录到潜伏期约为 10 ms 的 AMR。确定引发 AMR 的阈值并持续进行检测。当责任血管从面神经移除后,AMR 即刻消失或波幅明显降低^[28]。术中若无法诱发 AMR,或减压前 AMR 就消失(如打开硬脑膜),在确认电极位置及神经肌肉阻滞药代谢情况后,可增加刺激强度以获得 AMR^[29]。若术中 AMR 始终不消失或消失后又出现,应结合 ZLR 进一步判断责任血管。

用 AMR 消失与否评价 MVD 疗效仍有争议^[30]。一部分患者虽然术中 AMR 未完全消失,但减压充分,术后症状也完全缓解。绝大多数情况下,AMR 监测是评估 MVD 减压是否充分的有效手段^[28,31-33]。

(四)麻醉要求

同肌电图。

(五)临床应用推荐

1. 术前 AMR 检查可作为面肌痉挛的电生理诊断依据(3 级证据,C 类推荐)。

2. 术中 AMR 监测有助于判断面神经的减压程度并识别真正的责任血管(3 级证据,C 类推荐)。

3. 术中 AMR 监测有助于提高原发性面肌痉挛疗效并减少术后并发症(3 级证据,C 类推荐)。

4. 术中 AMR 消失有助于预测手术的短期和长

期效果(3 级证据,C 类推荐)。

5. 术后 AMR 检查有助于无效患者治疗方案的选择(3 级证据,C 类推荐)。

五、ZLR

ZLR 首先由 Zheng 等^[34]用于原发性面肌痉挛 MVD 术中监测。即对责任血管进行刺激,借助血管壁上交感神经与颅神经纤维存在的病理性神经连接,最终在面部记录到特定的波形。ZLR 在多血管压迫时可以有效辨别责任血管。

(一)适应证

面神经 MVD。

(二)刺激和记录

1. 刺激部位:MVD 术中可将刺激探头直接置于压迫点附近(5 mm 之内)可疑的责任血管壁上^[34]。

2. 刺激强度和频率:波宽为 0.1~0.2 ms 的单个恒定电流进行刺激,刺激频率为 0.5~1.0 Hz,刺激强度为 1~2 mA。

3. 记录电极和带通:同 AMR 监测。

(三)术中评估

ZLR 可以从眼轮匝肌、口轮匝肌及颊肌上记录到。其形态与 AMR 类似,潜伏期平均为(7.3±0.8) ms,比 AMR 略短。如果是单根责任血管压迫面神经,ZLR 提供的信息与 AMR 相同:当责任血管从面神经压迫部位移除后,ZLR 和 AMR 均即刻消失。当面神经存在多根血管压迫时,ZLR 只能在刺激真正的责任血管壁后记录到。若存在术中 AMR 一直缺失或责任血管减压后 AMR 始终存在这两种情况,ZLR 监测对于判断是否还存在神经压迫有重要价值^[35]。

(四)麻醉要求

ZLR 对麻醉要求与肌电图相同。麻醉诱导后,应避免使用神经肌肉阻滞药维持。

(五)临床应用推荐

1. 当 AMR 在减压前就缺失,或当所有的可疑责任血管被移位后 AMR 仍未消失,ZLR 监测非常有价值(3 级证据,C 类推荐)。

2. 当存在多个血管压迫时,ZLR 监测有助于帮助手术医师找到真正的责任血管(3 级证据,C 类推荐)。

六、上肢 SSEP

SSEP 通过电刺激外周神经诱发,可用于术中监测皮质或脊髓的血流灌注,以及外周神经和脊神经根结构和功能的完整性。

MVD 术中通常采用侧卧位,头部过伸并前屈。

为了更好地暴露术区,通常使用肩带将术侧的上肢和肩膀向尾端牵拉,牵拉过猛易对术侧肩部产生压迫;对侧上肢往往以屈曲状态固定于手术台与头架之间,若固定不当肘管处的尺神经营易受卡压。错误体位导致的臂丛神经损伤是 MVD 的术后并发症之一。术中上肢 SSEP 监测可以有效保护臂丛神经,减少 MVD 术中正中神经和尺神经的损伤。

(一) 适应证

采用侧卧位或半侧卧位进行的 MVD。

(二) 刺激和记录

1. 刺激部位: 常用的外周刺激部位是腕部内侧的正中神经和尺神经。刺激正中神经时, 阴性电极置于腕折痕上方 2~4 cm 处掌长肌和桡侧腕屈肌肌腱之间, 阳性电极置于阴性电极远端 2~3 cm 处。刺激尺神经时, 阴性电极置于腕折痕上方 2~4 cm 处尺侧腕屈肌肌腱的两侧, 阳性电极置于阴性电极远端 2~3 cm 处^[36]。可选用的有效刺激部位还包括腕部桡神经浅支及肘部尺神经。

2. 刺激强度和频率: 电刺激通常采用矩形脉冲刺激。刺激强度 15~25 mA, 通常不超过 50 mA, 除非存在病变。刺激波宽为 0.1~0.3 ms。刺激频率建议 2.1~4.7 Hz, 通常为非整数^[37]。

3. 记录电极和带通: 记录电极通常包括至少一个皮层电极和一个皮层下电极, 分别置于肩部、颈椎和头皮。正中神经和尺神经的皮层电位记录需要三个通道: 左中央点-额中线点 (C'3-Fz)、右中央点-额中线点 (C'4-Fz)、左中央点-右中央点 (C'3-C'4); 皮层下电极通常放置于颈部颈椎-额中线点 (Cs2-Fz、Cs5-Fz); 外周通道放置于同侧和对侧的 Erb 点 (Erb-Erbc), 即位于锁骨中点上 2 cm。参考电极可以置于前额或乳突。最佳的滤波设置通常为低频 20~30 Hz, 高频 1 000~3 000 Hz, 屏蔽 50 和 60 Hz, 叠加 300~500 次刺激。附加电极的位置通常在刺激部位近端, 远离手术部位, 其作用是识别全身麻醉和血压的影响, 排除假阳性变化; 上肢监测时通常选择同侧 Erb 点。

(三) 术中评估和监测预警

腕部电刺激正中神经或尺神经后可在位于锁骨上窝处的 Erb-Erbc 通道记录到第 1 个诱发电位 N9 (负极波, 向上, 潜伏期约 9 ms), 在颈髓交界的 Cs2-Fz 或 Cs5-Fz 通道记录到皮层下动作电位 N13 (负极波, 向上, 潜伏期约 13 ms)^[38-39]。皮层诱发电位有 2 个特征性的波形: N20 [负极波, 向上, 潜伏期约 20 ms, 起源于刺激对侧的皮层 (C'3-Fpz 或 C'4-Fpz

通道)] 和 P22 (正极波, 向下, 潜伏期约 22 ms)。

在麻醉后摆放体位之前应先获得可识别的、可重复的基线波形。摆放体位后再次监测 SSEP 并与基线比较, 因体位不当导致的 SSEP 变化通常发生在体位摆放后 15 min 内。目前比较公认的预警标准为 SSEP 皮层电位 (即 N20) 潜伏期延长 >10%, 或皮层电位波幅降低 >50%^[40-41]。当出现达到预警标准的变化时必须高度关注, 当再次确认后给予报警。预警并采取干预措施时应综合考虑以下因素: (1) 诱发电位的易变性; (2) 麻醉药的使用; (3) 术前是否存在神经损伤; (4) 诱发电位出现变化的速度; (5) 出现变化时所进行的手术操作。

(四) 麻醉要求

麻醉药对 SSEP 可产生多种影响, 如降低波幅、延长潜伏期, 且不同药物影响程度差异很大。大部分常用的麻醉药对 SSEP 的影响是剂量相关的, 麻醉时应该根据实际使用的麻醉药来分析其对监测结果的影响。

1. 吸入麻醉药: 卤族类吸入麻醉药 (如氟醚、安氟醚、氟烷、异氟醚、七氟醚) 是最常用的麻醉药, 可降低 SSEP 波幅并且延长潜伏期, 影响程度与剂量相关^[42-43]; 其对皮层影响最大, 其次为皮层下、脊髓、外周。必要时可以选择低剂量使用 (<0.5 最低肺泡有效浓度)。

2. 一氧化亚氮 (N₂O): 单独使用 N₂O 或联合卤族类吸入麻醉药或阿片类麻醉药, 可降低皮层 SSEP 波幅并延长潜伏期。在同等麻醉深度下, N₂O 对皮层 SSEP 的影响最大^[39]。进行皮层 SSEP 监测时, 应避免使用 N₂O。

3. 静脉麻醉药: 通常情况下静脉麻醉药对 SSEP 的影响较轻, 完全静脉麻醉是术中监测的最佳麻醉选择。常用的静脉麻醉药包括镇痛药 (阿片类药物或氯胺酮) 和镇静药 (巴比妥类、苯二氮草、依托咪酯、丙泊酚或氟哌利多)。

阿片类药物通常会轻度降低皮层 SSEP 波幅并延长潜伏期, 对皮层下和外周电位影响轻微。由于阿片类药物对监测的影响小于吸入麻醉, 因此术中 SSEP 监测时往往选用阿片类药物进行麻醉。

氯胺酮能够增加皮层 SSEP 波幅, 对皮质下和外周电位几乎无影响^[44]; 通常作为完全静脉麻醉的药物之一用于 SSEP 监测中, 但其半衰期长, 术后可产生幻觉等不良反应。

单独使用麻醉诱导剂量 (0.2 mg/kg) 的苯二氮草类或咪达唑仑, 对皮层、皮层下和外周 SSEP 均影

响轻微。间断给予或持续静脉输注咪达唑仑($50\sim90\text{ }\mu\text{g}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$)可以增加术中遗忘作用,改善氯胺酮产生的幻觉,有利于术中 SSEP 监测^[42]。

依托咪酯可能会增加皮层 SSEP 波幅,但对于皮层下和外周 SSEP 无影响^[45]。对于那些不适合进行监测的病例,可以进行连续药物输注增加 SSEP 的波幅。

丙泊酚非常适用于 SSEP 监测的静脉麻醉。它通常不会影响皮层电位的波幅,连续输注丙泊酚所导致的皮层波幅降低会在停止给药后快速恢复^[46]。

4. 神经肌肉阻滞药:神经肌肉阻滞药对 SSEP 没有影响。但它可以通过降低记录电极附近的肌电噪声干扰从而提高 SSEP 波形质量。

5. 麻醉药的选择:进行术中监测时麻醉药的选择必须综合考虑麻醉药的药理学特点、手术要求及监测模式。通常来说,完全静脉麻醉是最好的选择,也可以联合运用低浓度的吸入麻醉药和静脉麻醉药。

(五) 影响因素

1. 体温:低体温会降低神经传导速度,从而延长 SSEP 潜伏期。鼻咽温每降低 1 ℃,N20 的潜伏期增加 0.75~1.00 ms,但是波幅无明显变化。如体温过低(<22 ℃)则会导致皮层 SSEP 消失,皮层下、脊髓和外周 SSEP 潜伏期延长或波形消失^[47]。复温可以改善潜伏期但无法完全逆转低温的影响^[42]。

2. 血压:血压会影响神经组织的灌注,从而影响 SSEP。正常体温下,若皮层血流量 $<18\text{ ml}\cdot100\text{ g}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ 则导致皮质 SSEP 波幅下降和潜伏期延长;若 $<15\text{ ml}\cdot100\text{ g}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$,则皮层 SSEP 消失^[45]。通常来说,能够诱发皮层 SSEP 的最小动脉收缩压是 80 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa)。

3. 颅内压:颅内压升高可导致皮层 SSEP 波幅降低、潜伏期延长,甚至消失。

(六) 临床应用推荐

1. SSEP 用于脊髓和脑部手术中的感觉运动皮层定位或感觉上行传导通路监测(2 级证据,A 类推荐)。

2. SSEP 可以间接提供运动传导通路功能的信息(2 级证据,B 类推荐)。

3. SSEP 易受常用麻醉药和生理参数的影响,皮层 SSEP 比皮层下 SSEP 更易受到影响。脊髓和大脑功能监测必须运用皮层和皮层下电极进行记录,并记录麻醉药剂量及生理参数(2 级证据,B 类推荐)。

七、BTEP

BTEP 可用于脑干功能监测及三叉神经痛患者术中三叉神经传导功能监测^[48]。用于后者时,电刺激三叉神经周围支,从头皮电极进行记录,以监测三叉神经上行感觉传导通路。

(一) 适应证

1. 三叉神经 MVD。

2. 咬肌痉挛三叉神经运动支 MVD。

(二) 刺激和记录

1. 刺激部位:皮下针电极分别置于眶上孔、眶下孔和颤孔^[17,23]。

2. 刺激强度和频率:刺激频率 0.5~4.7 Hz(通常为非整数),刺激波宽 0.1~0.5 ms,采用电极交替刺激的方式以免产生巨大的基线漂移,各组刺激强度通常为 7~16 mA^[17]。每组 BTEP 需叠加 300 次刺激以获得可重复性良好的波形。

3. 记录电极和带通:皮层电位通过头皮电极进行记录。记录电极通常使用皮下针电极,根据脑电图国际 10-20 系统置于对侧中央点旁开 10% C5 或 C6 的位置,参考电极置于额中线点(Fz)^[17,23],滤波带通同 SSEP。

(三) 术中评估

通过刺激三叉神经分支,可以在三叉神经入脑干段记录到潜伏期分别为 0.9、1.6 和 2.6 ms 的负向波^[48],可用于监测三叉神经的感觉功能^[49]。此外,还可记录到由 N13 和 P19 组成的长潜伏期波形。三叉神经痛患者患侧面部记录的波形较对侧潜伏期延长、波幅降低、阈值升高^[50],可用于评估三叉神经传入功能^[51]。MVD 术后疼痛消失,BTEP 潜伏期较术前缩短、波幅增加、阈值降低,双侧差异消失^[51-52]。

(四) 影响因素

同 SSEP。

(五) 临床应用推荐

1. BTEP 监测具有可靠性和可重复性^[17](3 级证据,C 类推荐)。

2. BTEP 监测可以提高 MVD 治疗三叉神经痛的有效率(3 级证据,C 类推荐)。

3. BTEP 可有效监测三叉神经痛各分支脱髓鞘病变的程度^[53](3 级证据,C 类推荐)。

八、监测方案的选择及记录要求

上述监测方法中,BAEP、肌电图和 AMR 目前开展比较广泛,推荐 MVD 术中常规使用。目前,上肢 SSEP、BTEP 及 ZLR 开展相对较少,可根据情况酌

情开展。电生理监测人员应根据患者具体的手术方法,针对术中容易受损伤的神经或神经通路,与手术医师共同讨论制定最合理的神经电生理监测方案。具体建议见表 2。

表 2 不同神经显微血管减压术中可选择的神经电生理监测方案

手术神经	BAEP	肌电图	AMR	ZLR	SSEP	BTEP
三叉神经	√	√	-	-	√	√
面神经	√	√	√	√	√	-
前庭神经	√	√	-	-	√	-
舌咽神经	√	√	-	-	√	-
迷走神经	√	√	-	-	√	-
副神经	√	√	-	-	√	-

注:BAEP 为脑干听觉诱发电位,AMR 为异常肌反应,ZLR 为 Z-L 反应,SSEP 为躯体感觉诱发电位,BTEP 为脑干三叉诱发电位;√ 示可选择,-示不宜选择

此外,监测记录应包括患者的详细信息,包括个人信息、诊断、手术名称、监测设备名称和程序类型、监测人员、术中事件和临床结果。此外,相关的生命体征(如血压、体温)、麻醉药及剂量、波形的显著变化、任何汇报给手术医师和麻醉师的预警或警报、手术操作信息及相关干预措施都应该适当地在反应曲线旁进行备注^[54]。

九、证据级别和推荐强度定义

1. 证据质量评估:1 级证据:从至少一个设计良好的随机对照临床试验中获得的证据。2 级证据:从设计良好的非随机对照临床试验、队列研究或病例-对照研究中获得的证据。3 级证据:从临床经验、描述性研究或专家委员会报告的权威意见中获得的证据。

2. 推荐强度:A 类:强烈推荐;根据 1 级证据;或当情况排除随机对照临床试验,压倒性的 2 级证据。B 类:推荐,根据 2 级证据。C 类:推荐,根据 3 级证据的强烈共识。D 类:不推荐,根据不确定或冲突的 2 级证据。E 类:不推荐,根据无效或缺乏有效性的 2 级或 1 级证据。

十、免责声明

目前国内多数神经外科中心已开展临床电生理检查和监测,但各中心的技术标准尚未统一。本专家共识旨在循证医学的基础上,进一步规范该技术的操作方法和流程,并尽可能体现科学性和先进性。本共识仅作为行业内可应用推广的技术规范,建议有条件的医疗中心积极开展,但不作为法律用途。此外,本共识存在一定的时效性与不足,希望在今后

的工作中联合神经外科、神经电生理科、耳鼻咽喉科、普通外科、麻醉科等领域的专家,不断完善,以便更好地服务于临床。

参与共识编写及讨论的专家(以姓氏汉语拼音为序):

鲍南(上海儿童医学中心)、卞留贯(上海交通大学医学院附属瑞金医院)、曹志恺(广州市第一人民医院)、陈桂增(广东省东莞市人民医院)、陈国强(中国医科大学航空总医院)、陈建良(中山大学附属第八医院)、程国雄(广州医科大学第一附属医院)、崔高宇(第三军医大学西南医院)、费智敏(上海中医药大学附属曙光医院)、冯华(第三军医大学西南医院)、高国栋(第四军医大学唐都医院)、郭华(南昌大学第二附属医院)、郭炜(广州医科大学第三附属医院)、郭智霖(上海交通大学医学院附属第九人民医院)、郝解贺(山西医科大学第一医院)、胡国汉(第二军医大学长征医院)、胡杰(复旦大学附属华山医院)、胡小吾(第二军医大学长海医院)、吉宏明(山西省人民医院)、姜晓峰(安徽省立医院)、靳峰(济宁医学院附属医院)、荆国杰(广东省惠州市第一人民医院)、李世亭(上海交通大学医学院附属新华医院)、李心远(上海交通大学医学院附属同仁医院)、梁维邦(南京大学医学院附属鼓楼医院)、刘希尧(厦门大学附属第一医院)、刘献志(郑州大学第一附属医院)、刘志雄(中南大学湘雅医院)、陆永建(广州医科大学第二附属医院)、孟庆海(青岛大学医学院附属医院)、钱东翔(广州医科大学第三附属医院)、秦峰(中山大学附属第三医院)、屈建强(西安交通大学第二附属医院)、孙晓川(重庆医科大学附属第一医院)、陶英群(沈阳军区总医院)、田增民(海军总医院)、汪业汉(安徽省立医院)、王翀(山东省济宁市第一人民医院)、王世杰(清华大学玉泉医院)、王伟(四川大学华西医院)、王伟民(广州军区广州总医院)、王文涛(广东药科大学附属第一医院)、王向宇(暨南大学附属第一医院)、王晓松(中国医科大学航空总医院)、王学廉(第四军医大学唐都医院)、伍益(广东省江门市中心医院)、肖哲(汕头大学医学院第一附属医院)、薛杉(南方医科大学珠江医院)、杨小锋(浙江大学医学院附属第一医院)、伊志强(北京大学第一医院)、应婷婷(上海交通大学医学院附属新华医院)、于军(大连市中心医院)、于炎冰(中日友好医院)、俞文华(杭州市第一人民医院)、袁苏涛(福建省立医院)、张建国(首都医科大学附属北京天坛医院)、张建宁(天津医科大学总医院)、张剑宁(海军总医院)、张黎(中日友好医院)、张良文(山东大学齐鲁医院)、张玲(南方医科大学珠江医院)、张旺明(南方医科大学珠江医院)、张小鹏(广州军区广州总医院)、张晓华(上海交通大学医学院附属仁济医院)、张勇(广东省第二人民医院)、张志强(广东省中医院)、张志文(解放军总医院第一附属医院)、赵长地(山东省济宁市第一人民医院)、郑鲁(解放军第一五〇医院)、郑学胜(上海交通大学医学院附属新华医院)、钟德泉(广东药科大学附属第一医院)、仲骏(上海交通大学医学院附属新华医院)、周定标(解放军总医院)、

周东(广东省人民医院)、朱丹(广东三九脑科医院)、左焕琮
(清华大学玉泉医院)

执笔专家:李世亭、应婷婷

参 考 文 献

- [1] Møller AR, Møller MB. Does intraoperative monitoring of auditory evoked potentials reduce incidence of hearing loss as a complication of microvascular decompression of cranial nerves? [J]. Neurosurgery, 1989, 24(2):257-263.
- [2] Amagasaki K, Watanabe S, Naemura K, et al. Microvascular decompression for hemifacial spasm: how can we protect auditory function? [J]. Br J Neurosurg, 2015, 29(3):347-352. DOI: 10.3109/02688697.2014.1003033.
- [3] Lee MH, Jee TK, Lee JA, et al. Postoperative complications of microvascular decompression for hemifacial spasm: lessons from experience of 2040 cases[J]. Neurosurg Rev, 2016, 39(1):151-158. DOI: 10.1007/s10143-015-0666-7.
- [4] Lee MH, Lee HS, Jee TK, et al. Cerebellar retraction and hearing loss after microvascular decompression for hemifacial spasm[J]. Acta Neurochir (Wien), 2015, 157(2):337-343. DOI: 10.1007/s00701-014-2301-8.
- [5] Thirumala P, Meigh K, Dasym N, et al. The incidence of high-frequency hearing loss after microvascular decompression for trigeminal neuralgia, glossopharyngeal neuralgia, or geniculate neuralgia[J]. J Neurosurg, 2015, 123(6):1500-1506. DOI: 10.3171/2014.10.JNS141101.
- [6] Hnatuk LA, Li KT, Carvalho AJ, et al. The effect of bipolar electrocautery on peripheral nerves [J]. Plast Reconstr Surg, 1998, 101(7):1867-1874.
- [7] Joo BE, Park SK, Cho KR, et al. Real-time intraoperative monitoring of brainstem auditory evoked potentials during microvascular decompression for hemifacial spasm [J]. J Neurosurg, 2016, 125(5):1061-1067. DOI: 10.3171/2015.10.JNS151224.
- [8] Jewett DL. Volume-conducted potentials in response to auditory stimuli as detected by averaging in the cat[J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1970, 28(6):609-618.
- [9] Polo G, Fischer C. Intraoperative monitoring of brainstem auditory evoked potentials during microvascular decompression of cranial nerves in cerebellopontine angle [J]. Neurochirurgie, 2009, 55(2):152-157. DOI: 10.1016/j.neuchi.2009.01.005.
- [10] American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 9C: guidelines on short-latency auditory evoked potentials [J]. Am J Electroneurodiagnostic Technol, 2006, 46(3):275-286.
- [11] Polo G, Fischer C, Sindou MP, et al. Brainstem auditory evoked potential monitoring during microvascular decompression for hemifacial spasm: intraoperative brainstem auditory evoked potential changes and warning values to prevent hearing loss--prospective study in a consecutive series of 84 patients [J]. Neurosurgery, 2004, 54(1):97-106.
- [12] Møller AR. Intraoperative Neurophysiologic Monitoring [M]. Luxembourg: Harwood Academic Publishers, 1995: 278-280.
- [13] Thirumala PD, Carnovale G, Habeych ME, et al. Diagnostic accuracy of brainstem auditory evoked potentials during microvascular decompression [J]. Neurology, 2014, 83(19):1747-1752. DOI: 10.1212/WNL.0000000000000961.
- [14] Markand ON, Lee BI, Warren C, et al. Effects of hypothermia on brainstem auditory evoked potentials in humans[J]. Ann Neurol, 1987, 22(4):507-513. DOI: 10.1002/ana.410220410.
- [15] Kircher ML, Kartush JM. Pitfalls in intraoperative nerve monitoring during vestibular schwannoma surgery [J]. Neurosurg Focus, 2012, 33(3):E5. DOI: 10.3171/2012.7.FOCUS12196.
- [16] Castilla-Garrido JM, Murga-Oporto L. Intraoperative electroneurophysiological monitoring of basal cranial nerve surgery [J]. Rev Neurol, 1999, 28(6):573-582.
- [17] Malcharek MJ, Landgraf J, Hennig G, et al. Recordings of long-latency trigeminal somatosensory-evoked potentials in patients under general anaesthesia[J]. Clin Neurophysiol, 2011, 122(5):1048-1054. DOI: 10.1016/j.clinph.2010.08.017.
- [18] Singh R, Husain AM. Neurophysiologic intraoperative monitoring of the glossopharyngeal and vagus nerves[J]. J Clin Neurophysiol, 2011, 28(6):582-586. DOI: 10.1097/WNP.0b013e31823e9b00.
- [19] Harper CM. Intraoperative cranial nerve monitoring [J]. Muscle Nerve, 2004, 29(3):339-351. DOI: 10.1002/mus.10506.
- [20] Habeych ME, Crammond DJ, Gardner P, et al. Intraoperative neurophysiological monitoring of microvascular decompression for glossopharyngeal neuralgia [J]. J Clin Neurophysiol, 2014, 31(4):337-343. DOI: 10.1097/WNP.0000000000000070.
- [21] Møller AR. Intraoperative Neurophysiological Monitoring. 3rd ed. New York: Springer-Verlag, 2011: 216-218.
- [22] Topsakal C, Al-Mefty O, Bulsara KR, et al. Intraoperative monitoring of lower cranial nerves in skull base surgery: technical report and review of 123 monitored cases [J]. Neurosurg Rev, 2008, 31(1):45-53. DOI: 10.1007/s10143-007-0105-5.
- [23] Lin B, Lu X, Zhai X, et al. Use of sensory and motor action potentials to identify the position of trigeminal nerve divisions for radiofrequency thermocoagulation [J]. J Neurosurg, 2014, 121(6):1497-1503. DOI: 10.3171/2014.8.JNS132484.
- [24] Brock S, Scialoli V, Ferroli P, et al. Neurovascular decompression in trigeminal neuralgia: role of intraoperative neurophysiological monitoring in the learning period[J]. Stereotact Funct Neurosurg, 2004, 82(5-6):199-206. DOI: 10.1159/000082446.
- [25] Møller AR, Jannetta PJ. Monitoring facial EMG responses during microvascular decompression operations for hemifacial spasm[J]. J Neurosurg, 1987, 66(5):681-685. DOI: 10.3171/jns.1987.66.5.0681.
- [26] Møller AR. Interaction between the blink reflex and the abnormal muscle response in patients with hemifacial spasm: results of intraoperative recordings[J]. J Neurol Sci, 1991, 101(1):114-123.
- [27] Møller AR, Jannetta PJ. Physiological abnormalities in hemifacial spasm studied during microvascular decompression operations[J]. Exp Neurol, 1986, 93(3):584-600.
- [28] Thirumala PD, Shah AC, Niknow TN, et al. Microvascular decompression for hemifacial spasm: evaluating outcome prognosticators including the value of intraoperative lateral spread response monitoring and clinical characteristics in 293 patients [J]. J Clin Neurophysiol, 2011, 28(1):56-66. DOI: 10.1097/WNP.0b013e3182051300.
- [29] Sekula RF, Bhatia S, Frederickson AM, et al. Utility of intraoperative electromyography in microvascular decompression for hemifacial spasm: a meta-analysis[J]. Neurosurg Focus, 2009, 27(4):E10. DOI: 10.3171/2009.8.FOCUS09156.
- [30] Joo WI, Lee KJ, Park HK, et al. Prognostic value of intraoperative lateral spread response monitoring during microvascular decompression in patients with hemifacial spasm [J]. J Clin Neurosci, 2008, 15(12):1335-1339. DOI: 10.1016/j.jocn.2007.08.008.
- [31] Kong DS, Park K. Hemifacial spasm: a neurosurgical perspective [J]. J Korean Neurosurg Soc, 2007, 42(5):355-362. DOI: 10.3340/jkns.2007.42.5.355.
- [32] Kim CH, Kong DS, Lee JA, et al. The potential value of the disappearance of the lateral spread response during microvascular decompression for predicting the clinical outcome of hemifacial spasms: a prospective study [J]. Neurosurgery, 2010, 67(6):1581-1588. DOI: 10.1227/NEU.0b013e3181f74120.
- [33] Ying TT, Li ST, Zhong J, et al. The value of abnormal muscle response monitoring during microvascular decompression surgery

- for hemifacial spasm [J]. Int J Surg, 2011, 9(4):347-351. DOI: 10.1016/j.ijsu.2011.02.010.
- [34] Zheng X, Hong W, Tang Y, et al. Discovery of a new waveform for intraoperative monitoring of hemifacial spasms [J]. Acta Neurochir (Wien), 2012, 154(5):799-805. DOI: 10.1007/s00701-012-1304-6.
- [35] Yang M, Zheng X, Ying T, et al. Combined intraoperative monitoring of abnormal muscle response and Z-L response for hemifacial spasm with tandem compression type [J]. Acta Neurochir (Wien), 2014, 156(6):1161-1166. DOI: 10.1007/s00701-014-2015-y.
- [36] Guideline eleven: guidelines for intraoperative monitoring of sensory evoked potentials. American Electroencephalographic Society[J]. J Clin Neurophysiol, 1994, 11(1):77-87.
- [37] Pease M, Gandhoke GS, Kaur J, et al. 319 Predictive Value of Intraoperative Neurophysiological Monitoring During Spine Surgery: A Prospective Analysis of 4489 Consecutive Patients[J]. Neurosurgery, 2016, 63 Suppl 1:192-193. DOI: 10.1227/01.neu.0000489808.67853.0a.
- [38] Mauguier F. Anatomic origin of the cervical N13 potential evoked by upper extremity stimulation [J]. J Clin Neurophysiol, 2000, 17(3):236-245.
- [39] Nuwer MR, Aminoff M, Desmedt J, et al. IFCN recommended standards for short latency somatosensory evoked potentials. Report of an IFCN committee. International Federation of Clinical Neurophysiology [J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1994, 91(1):6-11.
- [40] Burke JF, Ohya J, Vogel TD, et al. 170 The Accuracy of Multimodality Intraoperative Neuromonitoring to Predict Postoperative Neurological Deficits Following Cervical Laminoplasty[J]. Neurosurgery, 2016, 63 Suppl 1:S168. DOI: 10.1227/01.neu.0000489739.77340.e4.
- [41] Huang SL, Qi HG, Liu JJ, et al. Alarm value of somatosensory evoked potential in idiopathic scoliosis surgery [J]. World Neurosurg, 2016, 92:397-401. DOI: 10.1016/j.wneu.2016.05.054.
- [42] Toleikis JR, American Society of Neurophysiological Monitoring. Intraoperative monitoring using somatosensory evoked potentials. A position statement by the American Society of Neurophysiological Monitoring[J]. J Clin Monit Comput, 2005, 19(3):241-258.
- [43] Sloan T, Sloan H, Rogers J. Nitrous oxide and isoflurane are synergistic with respect to amplitude and latency effects on sensory evoked potentials[J]. J Clin Monit Comput, 2010, 24(2):113-123. DOI: 10.1007/s10877-009-9219-3.
- [44] Penney R. Use of dexmedetomidine and ketamine infusions during scoliosis repair surgery with somatosensory and motor-evoked potential monitoring: a case report [J]. AANA J, 2010, 78(6):446-450.
- [45] Meng XL, Wang LW, Zhao W, et al. Effects of different etomidate doses on intraoperative somatosensory-evoked potential monitoring[J]. Ir J Med Sci, 2015, 184(4):799-803. DOI: 10.1007/s11845-014-1174-4.
- [46] Jahangiri FR, Sheryar M, Al OR. Neurophysiological monitoring of the spinal sensory and motor pathways during embolization of spinal arteriovenous malformations--propofol: a safe alternative[J]. Neurodiagn J, 2014, 54(2):125-137.
- [47] Young LM, Choudhary R, Jia X. Multimodel quantitative analysis of somatosensory evoked potentials after cardiac arrest with graded hypothermia[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2016, 2016:1846-1849. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591079.
- [48] Stechison MT, Kralick FJ. The trigeminal evoked potential: Part I. Long-latency responses in awake or anesthetized subjects[J]. Neurosurgery, 1993, 33(4):633-638.
- [49] Oikawa T, Matsumoto M, Sasaki T, et al. Experimental study of medullary trigeminal evoked potentials: development of a new method of intraoperative monitoring of the medulla oblongata[J]. J Neurosurg, 2000, 93(1):68-76. DOI: 10.3171/jns.2000.93.1.0068.
- [50] Bennett MH, Jannetta PJ. Evoked potentials in trigeminal neuralgia[J]. Neurosurgery, 1983, 13(3):242-247.
- [51] Adamec I, Grahovac G, Krbot SM, et al. Tongue somatosensory-evoked potentials in microvascular decompression treated trigeminal neuralgia[J]. Acta Neurol Belg, 2014, 114(1):55-58. DOI: 10.1007/s13760-013-0260-0.
- [52] Vriens JP, Pasman JW. Assessment of trigeminal nerve function by means of short-latency somatosensory evoked potentials after microneurosurgical repair [J]. J Craniomaxillofac Surg, 1994, 22(3):156-162.
- [53] Leandri M, Gottlieb A. Trigeminal evoked potential-monitored thermorhizotomy: a novel approach for relief of trigeminal pain [J]. J Neurosurg, 1996, 84(6):929-939. DOI: 10.3171/jns.1996.84.6.0929.
- [54] International Organization of Societies for Electrophysiologic Technology (OSET). Guidelines for performing EEG and evoked potential monitoring during surgery [J]. Am J END Technol, 1999, 39: 257-277.

(收稿日期:2017-03-24)

(本文编辑:夏爽)