

## . 综 述 .

## 无创颅内压监测在神经外科疾病中的应用前景

高文文 综述 赵海康 审校

【关键词】脑水肿;无创颅内压监测;临床应用前景

【文章编号】1009-153X(2020)01-0054-03 【文献标志码】A 【中国图书资料分类号】R 651

脑水肿是由多种原因引起的脑组织继发性病理改变,主要表现是含水量和脑容量增加,可导致颅内压升高、脑中线结构位移等,甚至导致脑疝<sup>[1]</sup>。脑水肿的发生和发展直接关系到脑功能损害的程度,与病人的预后密切相关<sup>[2]</sup>。因此,及时发现脑水肿、准确监测脑水肿、准确掌握颅内压的变化,并采用药物、手术等方法缓解脑水肿,降低颅内压,是抢救成败、改善病情发展及转归的关键<sup>[3]</sup>。

目前,颅内压监测主要依据临床表现、眼底检查、头颅 CT 和 MRI 影像学检查、腰椎穿刺术以及有创颅内压监测等,其中 CT 和 MRI 检查是脑水肿的常规诊断方法<sup>[4]</sup>。然而,这些成像技术虽能评估脑水肿的程度及部位,但不能量化,亦不能进行实时、床旁、动态监测而需要其他监测方法作为补充<sup>[5]</sup>。有创颅内压监测仍被认为是金标准,但其属于有创操作,技术要求高,操作复杂,监测期短,定位不准确,易导致颅内感染、出血等并发症<sup>[6]</sup>。现有的无创颅内压监测手段,如临床症状评估、闪光视觉诱发电位技术、近红外光谱技术等,并不能准确反映脑水肿变化,急需一个实时、动态监测的技术来实现这一目的<sup>[5]</sup>。本文从无创颅内压监测的发展历史、使用设备及方法、科学性、临床应用、安全性等方面进行综述。

## 1 无创颅内压监测的发展历史

20 世纪末,一种无创生物电阻抗检测技术应运而生,原理是基于人体在生理与病理状态下脑组织电导率和介电系数会发生改变,干扰电磁场的传播速度和衰减程度,检测并计算出敏感变化参数如相位、幅值、斜率变化等,通过参数变化确定组织病变的性质和发展趋势<sup>[7,8]</sup>。由于脑内液体中含有高导电性离子,脑组织液体的含量会引起组织阻抗的变化,

这使得脑电阻抗成为脑水肿的一种潜在监测技术<sup>[9]</sup>。1997 年,Dowrick 等<sup>[10]</sup>发现该技术可以判断大鼠脑缺血后脑水肿的高峰期。

## 2 无创颅内压监测的设备及使用方法

2003 年,重庆博恩富克医疗设备有限公司依据“脑电阻抗技术”发明和设计了无创脑水肿动态监护仪(型号 BORN-BE-Ⅲ,重庆博恩富克医疗设备有限公司),成为国内最早研发脑电阻抗技术制成的具有自主知识产权的监护仪,不仅对脑水肿敏感,而且对颅内出血的早期变化及实时发展敏感,亦可用于脑出血的病情监测<sup>[11,12]</sup>。

BORE-BE 无创脑水肿动态监护仪电极安放:采用专用测量电极片,大小 2.0 cm<sup>2</sup>,共 4 个;电极片粘贴 4 个,左右对称,后侧电极片中心位于外耳道上方耳廓最高点,粘贴时使电极片下缘与外眼角延长线重合,前侧电极片紧贴后侧电极,并排粘贴。监测前,对电极粘贴部位的毛发用剃须刀剃干净,剔除处皮肤不留任何毛发根,手触摸感觉头皮光滑。75% 医用酒精脱脂电极黏贴处各 2 次,皮肤表面用干燥棉签擦干,无油脂、汗渍等。输入病人基本信息,开始监测,分析报告得出结论。BORE-BE 无创脑水肿动态监护仪有三个输出参数:水肿量(ml)、扰动系数(R)、颅压值(mmHg)。水肿量是当前水肿体积实时量化数值显示。扰动系数是根据电磁扰动原理专为检测颅内病变,如水肿、血肿、肿瘤、积水、萎缩等,设计的参数,为一个广义的生物电阻抗,扰动系数>155 提示高阻抗异常,可能存在血肿或肿物,并与其体积正相关;扰动系数<115 提示低阻抗异常,可能存在水肿或积水,并与其体积负相关。

## 3 无创颅内压监测的科学性

2018 年,在南方医科大学南方医院、陆军军医大学附属第一医院、中南大学湘雅医院进行无创颅内压与有创颅内压的对比研究,结果表明设备监测

的平均颅内压与临床有创测得颅内压平均误差在  $(13.59 \pm 20.73)\%$ , 误差绝对值  $(2.69 \pm 5.31)$  mmHg; 水肿量与 CT 结果比较度正相关, 二者变化趋势符合率为 93.55%。

河南省急性缺血性卒中机械开通中无创脑水肿动态监测应用与规范治疗的多中心临床研究项目阶段总结报告: 2018 年 2 月至 2019 年 6 月河南省人民医院、周口市中心医院、开封市中心医院、安阳市人民医院收治 80 例急性缺血性卒中机械开通术后病人, 其中 22 例出现出血转化(出血转化组), 58 例未出现出血转化(对照组); 出血转化组扰动系数均值为  $(155.80 \pm 22.103)$  明显高于对照组  $(123.06 \pm 17.036)$ ,  $P=0.000$ ; 排除机械开通术后出血病人(22 例)后脑梗死病人 58 例, 其中 12 例去骨瓣减压(去骨瓣减压组), 46 例保守治疗(对照组), 去骨瓣减压组扰动系数  $(115.68 \pm 16.101)$  明显低于对照组  $(127.13 \pm 14.026)$ ,  $P=0.002$ 。

4 无创颅内压监测的临床应用前景

4.1 评价脱水药物疗效 目前, 脑梗死、脑出血、颅脑损伤、颅内肿瘤、蛛网膜下腔出血、脑炎、脑疝形成等都需使用脱水药物减轻脑水肿, 临床上大多根据临床经验来推测。对于脑水肿病人, 何时开始脱水治疗、选用何种脱水药物、脱水治疗持续时间以及脱水药剂量、次数选择等问题均存在较大争议, 尚无明确的指南及专家共识。有研究显示对于脑梗死后脑水肿病人, 使用 20% 甘露醇 125 ml 脱水治疗后, 患侧大脑半球扰动系数及水肿量逐渐降低, 脱水后 1~3 h 效果最好; 脱水 6 h 后基本回复到脱水前状态; 同时, 使用 7.5% 高渗盐水脱水降颅内压, 作用时间更长, 提升脑灌注压更有效<sup>[13]</sup>。无创颅内压监测可实时、量化的观察颅内水肿程度, 评估其用药情况及疗效, 动态调整脱水药物剂量及使用频次, 以达到精准治疗的目的。

4.2 监测再出血 研究表明, 使用无创脑水肿动态监护仪监测脑出血术后未再出血病人, 1 d 内表现为患侧综合扰动系数显著低于健侧, 随着病程推移则表现为 3 d 时患侧高于健侧, 5 d 时两侧大致接近, 7 d 时两侧基本正常; 而术后再出血的病人表现为出血后综合扰动系数骤然升高, 不符合上述病程变化的一般规律, 可作为颅内再出血监测的预警指标<sup>[14, 15]</sup>。对于颅脑疾病, 若手术治疗后均有再出血风险, 临床通常观察到病人术后意识障碍加深加重、血压突然升高、烦躁、全身大汗淋漓、头痛加重、恶心、呕吐重

又出现或者加重, 肢体偏瘫加重以及双侧瞳孔不等大, 特别是出现术侧瞳孔散大, 可认定为有再次出血, 应立即行头颅 CT 检查明确诊断, 从而判断手术效果。无创颅内压监测可快速、敏感、高效的识别有无颅内再次出血, 做到床边实时监测, 虽然检测方法尚且有一定的局限性, 甚至还远不能代替大型高精度检测仪器, 如 CT 和核磁共振检查, 但它可成为 CT 或核磁共振等影像学检查的重要补充<sup>[16]</sup>。

4.3 监测水肿升高和评价预后 脑水肿的严重程度与病人预后有密切的联系。开颅手术后多种因素相互作用可导致周围脑组织继发性脑水肿。脑组织直接损伤和术中牵引脑组织可引起脑水肿。术后并发症如出血和血肿可引起出血性脑水肿。术后脑缺血可引起缺血性脑水肿, 术后脑积水可引起脑积水性脑水肿。术后感染可引起感染性脑水肿等<sup>[17]</sup>。对开颅术后的病人行无创脑水肿动态监测, 能较全面地反映术后病人病情变化, 及时观察病人脑水肿严重程度, 对扰动系数高的予以早期干预, 甘露醇脱水治疗; 对扰动系数变化不明显的予以临时脱水或暂不处理, 观察到病人预后明显比未使用无创脑水肿监测者好<sup>[18, 19]</sup>。脑水肿、血肿可增加脑容量, 干扰微循环, 增加颅内压, 加重脑损伤, 正确、及时地评价脑水肿升高程度与许多危重病人的预后有关, 也是危重病人积极治疗成败的关键。应用无创颅内压监测对脑水肿程度进行持续监测可评价病人的治疗效果及预后和转归<sup>[20]</sup>。

4.4 对颅内压的报警 有创颅内压监测为在脑室或硬膜外放置探头, 极易导致颅内感染、脑脊液漏、导管堵塞、颅内出血等严重并发症。目前, 常用的测压技术为腰椎穿刺术, 可大致估测出颅内压, 且操作简便。无创脑水肿动态监护仪通过一系列算法, 应用扰动系数这一确定值来计算出当前颅内压, 为治疗提供依据。无创颅内压监测可灵敏地测量颅内压, 且测量数值与腰椎穿刺术测得的压力相差约 10 mmH<sub>2</sub>O。通过此仪器, 可随时观察颅内压, 当其异常升高时, 及时予以脱水处理或行紧急手术治疗, 从而挽救病人生命, 提高临床治愈率。

4.5 手术指征的判断 对符合手术指征的脑出血病人行手术治疗的预后效果明显优于保守治疗。对于脑出血病人, 及时清除颅内血肿是治疗的关键, 有利于减轻血肿对周边脑组织的机械压迫, 有利于减轻周边脑水肿反应。血肿周围水肿与病人功能预后及长期病死率具有一定相关性, 及早手术治疗为成功的关键<sup>[21]</sup>。目前, 脑出血手术指征主要为临床症状

及影像学 CT 表现,均有一定的滞后性。无创脑水肿动态监护仪可早期发现扰动系数急剧升高,颅内压也相应升高,此时行手术治疗,可有效解除血肿压迫,术后复查 CT 也证实确实有手术指征,从而及时挽救病人生命,提高预后效果。

综上所述,无创脑水肿动态监护仪是根据“生物电磁场”理论与“异物扰动”原理,以及“电阻抗断层成像”技术来监测脑组织含水量的动态改变。利用电磁场检测参数数据,转换为扰动系数、水肿量及颅内压,主要优势在于它是一种功能性检测,无创、不受电离辐射、简便、便宜、连续、动态、床边即可检查,且可操作性强,持续性好、可重复性好,便于动态观察,也决定它在临床应用中的广泛前景。

### 【参考文献】

- [1] Hom L, Rojas R, Eiseberg RL. Cerebral edema [J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2012, 199: 258-273.
- [2] Blixt J, Svensson M, Gunnarson E, *et al.* Aquaporins and blood-brain barrier permeability in early edema development after traumatic brain injury [J]. *Brain Res*, 2015, 1611: 18-28.
- [3] Wijdevicks EF, Sheth KN, Carter BS. Recommendations for the management of cerebral and cerebellar infarction with swelling: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association [J]. *Stroke*, 2014, 45: 1222-1238.
- [4] Gerriets T, Stolz E, Walberer M, *et al.* Noninvasive quantification of brain edema and the space-occupying effect in rat stroke models using magnetic resonance imaging [J]. *Stroke*, 2004, 35(2): 566-571.
- [5] Chen CJ, Ding D, Ironside N, *et al.* Intracranial pressure monitoring in patients with spontaneous intracerebral hemorrhage [J]. *J Neurosurg*, 2019. Epub ahead of print.
- [6] Heldt T, Zoerle T, Teichmann D. Intracranial pressure and intracranial elastance monitoring in neurocritical care [J]. *Ann Rev Biomed Eng*, 2019, 21: 523-549.
- [7] Liu L, Dong W, Ji X. A new method of noninvasive brain-edema monitoring in stroke: cerebral electrical impedance measurement [J]. *Neurol Res*, 2013, 28: 31-37.
- [8] Clay MT. Weighted regularization in electrical impedance tomography with applications to acute cerebral stroke [J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2002, 21(6): 629-637.
- [9] Lingwood BE, Healy GN, Kecskes Z, *et al.* Prediction of outcome following hypoxia/ischaemia in the human infant using cerebral impedance [J]. *Clin Neurophysiol*, 2009, 120(2): 225-230.
- [10] Dowrick T, Blochet C, Holder D. In vivo bioimpedance measurement of healthy and ischaemic rat brain: implications for stroke imaging using electrical impedance tomography [J]. *Physiol Meas*, 2015, 36(6): 1273-1282.
- [11] Fu F, Li B, Dai M, *et al.* Use of electrical impedance tomography to monitor regional cerebral edema during clinical dehydration treatment [J]. *PloS one*, 2014, 9(12): e113202.
- [12] Chu H, Tang Y, Dong Q. Protection of vascular endothelial growth factor to brain edema following intracerebral hemorrhage and its involved mechanisms: effect of aquaporin-4 [J]. *PLoS One*, 2013, 8(6): 65-65.
- [13] Peng M, Guo C, Gong F, *et al.* Cerebral electrical impedance value reflects brain edema caused by cardiopulmonary bypass in infants [J]. *Pakistan J Pharmac Sci*, 2017, 30(3): 913-919.
- [14] 张小玲,成金妹,曾嘉慧,等. 扰动系数对颅脑创伤后脑积水的预警作用[J]. *中华神经外科杂志*, 2019, 35(2): 153-156.
- [15] Lou JH, Wang J, Liu LX, *et al.* Measurement of brain edema by noninvasive cerebral electrical impedance in patients with massive hemispheric cerebral infarction [J]. *Eur Neurol*, 2012, 68(6): 350-357.
- [16] Kim ST, Baek JW, Lee WH, *et al.* Causes of early rebleeding after coil embolization of ruptured cerebral aneurysms [J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2018, 174: 108-116.
- [17] 党 帅. 高血压脑出血微创穿刺术后再出血的无创性监测[J]. *中国实用神经疾病杂志*, 2014, 17(24): 44-45.
- [18] Suto Y, Nagata K, Ahmed SM, *et al.* Cerebral edema and neurological recovery after traumatic brain injury are worsened if accompanied by a concomitant long bone fracture [J]. *J Neurotrauma*, 2019, 36(4): 609-618.
- [19] 张 苓,张 泉,陈礼刚,等. 无创动态监测在开颅术后脑水肿的临床应用研究[J]. *重庆医科大学学报*, 2011, 36(6): 728-731.
- [20] Li G, Ma K, Sun J, *et al.* Twenty-four-hour real-time continuous monitoring of cerebral edema in rabbits based on a noninvasive and noncontact system of magnetic induction [J]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2017, 17(3): pii: E537.
- [21] Qureshi AI, Mendelow AD, Hanley DF. Intracerebral haemorrhage [J]. *Lancet*, 2009, 373: 1632-1644.

(2019-08-07 收稿, 2019-09-16 修回)