

DOI:10.16781/j.0258-879x.2021.08.0897

• 综述 •

无创颅内压监测技术研究进展

武蒙蒙, 胡红建, 梅其勇*

海军军医大学(第二军医大学)长征医院神经外科, 上海 200003

[摘要] 颅内压的变化能够及时、准确地提示颅内生理病理变化情况, 科学合理的颅内压监测能够为预防和治理颅脑疾病提供有效的依据。现有的颅内压监测方法主要分为有创的颅内压监测和无创的颅内压监测2种。有创的颅内压监测方法因其高精度度一直被视为金标准, 但同时也因其费用高、并发症多而限制了其适用范围。为追求一种廉价、可靠、适用范围广且并发症少的颅内压监测方法, 近年来不断有科研工作者及临床工作者对各种无创的颅内压监测方法进行研究和探索。本文对近年来多种无创颅内压监测的方法、原理、现状、相关产品的优缺点及研究新动向进行简要综述。

[关键词] 无创颅内压监测; 经颅多普勒超声检查; 闪光视觉诱发电位; 双深度经眼眶多普勒超声检查; 视神经鞘直径; 鼓膜位移; 耳声发射

[中图分类号] R 741.04

[文献标志码] A

[文章编号] 0258-879X(2021)08-0897-06

Noninvasive intracranial pressure monitoring technology: research progress

WU Meng-meng, HU Hong-jian, MEI Qi-yong*

Department of Neurosurgery, Changzheng Hospital, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200003, China

[Abstract] The changes in intracranial pressure can timely and accurately indicate the physiological and pathological changes. Therefore, scientific and reasonable intracranial pressure monitoring can provide an effective basis for the prevention and treatment of craniocerebral diseases. Two main methods for intracranial pressure monitoring are invasive intracranial pressure monitoring and noninvasive intracranial pressure monitoring. Invasive intracranial pressure monitoring has been regarded as the golden standard due to its high accuracy, but its application is limited for its high cost and many complications. To seek a cheap, reliable, widely applicable intracranial pressure monitoring method with few complications, scientific researchers and clinical workers have worked hard for various noninvasive intracranial pressure monitoring methods. This paper briefly reviews the methods, mechanisms, current situation, advantages and disadvantages of related products and research trends of many noninvasive intracranial pressure monitoring ways developed in recent years.

[Key words] noninvasive intracranial pressure monitoring; transcranial Doppler ultrasonography; flash visual evoked potential; two-depth transorbital Doppler ultrasonography; optic nerve sheath diameter; tympanic membrane displacement; otoacoustic emission

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2021, 42(8): 897-902]

颅内压(intracranial pressure, ICP)监测对于指导神经系统疾病的诊断、治疗及疗效评价意义重大。一般情况下成人平卧时腰椎穿刺测量的ICP为0.7~2.0 kPa, 当ICP>2.0 kPa时被认定为ICP增高^[1]。ICP增高是临床急症, 可导致严重后果, 及时有效地调控ICP是救治成功的关键。因此, ICP监测非常重要。有创的ICP监测(如脑室型ICP监

测)因高精度度被视为金标准, 然而由于颅内出血、感染等与操作相关的并发症, 加之费用昂贵、零点漂移等因素, 相当程度上限制了其临床应用^[2-3]。因此, 寻找一种准确、可靠、廉价、可连续使用的无创ICP监测技术已成为当前临床工作中需要迫切解决的问题。本文就无创ICP技术发展现状及相关产品优劣势进行简要综述。

[收稿日期] 2021-03-02

[接受日期] 2021-04-30

[基金项目] 装备军内科研重点项目重点专项(HJ20191A020094)。Supported by Key Special Research Project of Military Equipment(HJ20191A020094)。

[作者简介] 武蒙蒙, 住院医师。E-mail: wmmshuishen@163.com

*通信作者(Corresponding author)。Tel: 021-81885688, E-mail: meiqiyong@smmu.edu.cn

1 脑血流监测

脑血流监测是用脑血管内血流动力学状态反映 ICP 高低的一种方法,其原理是通过经颅多普勒超声(transcranial Doppler, TCD)监测颅内血管(如大脑中动脉等)的血流动力学及血流生理参数变化,然后通过数学的方法进行分析,在最大程度上反映 ICP 的高低。该技术监测的主要参数一般为血管搏动指数(pulsatility index, PI)和血流速度(blood flow velocity, BFV)。TCD 诊断仪最早由挪威科学家 Aaslid 等研发出来并应用于临床,至今已有近 40 年的历史^[4]。在这近 40 年的应用和后续相关研究中,通过 TCD 技术评估 ICP 也经历了由最初的单参数预测 ICP 变化趋势向多参数建模定量评估 ICP 的转变和进展^[5]。由于 TCD 行 ICP 监测时无需开颅手术,极大程度地降低了操作风险,减轻了患者疼痛与负担,也避免了诸如颅内感染、颅内出血等多种并发症的发生。目前 TCD 检测 ICP 技术被广泛应用于特发性颅内高压、颅脑创伤的治疗和随访^[6-7]。同时,得益于 TCD 技术监测 ICP 具有便携、快速、操作简单、床旁监测重复性好等优点,该技术当前还被拓展应用在经皮血管成形并支架植入术的监测及随诊中^[8]。但在既往的 40 余年的临床应用和不断研究中也发现,TCD 尚不能提供精确的 ICP 监测,其测量精度还不足以代替有创的 ICP 测量^[9]。由于该技术是通过超声监测,因此像大多数超声技术一样容易出现一些主观及客观方面的偏差,操作者需要经过反复练习并熟悉解剖才能够熟练掌握^[10]。脑动脉硬化因素、脑血管痉挛、脑病变部位、二氧化碳分压等因素都可能会影响脑血流动力学,从而影响 TCD 在无创 ICP 监测中的应用^[11]。此外,一次 TCD 测量只能提供一次数值,具有作为筛查工具潜力,但尚无法做到实时动态监测。

2 眼科检查

2.1 闪光视觉诱发电位(flash visual evoked potential, FVEP)监测 对视网膜施加弥散的非模式闪光刺激可引起枕叶大脑皮质电位变化,这种电位变化即为 FVEP,通过监测 FVEP 可反映从视网膜到枕叶视觉通路的变化。当 ICP 保持高于正常水平或(和)持续升高时,视神经功能常常会受到影

于此原理,Rosenfeld 等^[12]认为 ICP 与脑视觉诱发电位的第 2 负向波(即 N2 波)的延迟时间有直接关系,并发明了一种无创的估测 ICP 方法:通过一种微电脑装置进行视觉刺激并测量 N2 波的延迟时间,然后对照 N2 波延迟时间与 ICP 值的关系表即可求得 ICP 值。FVEP 技术操作简便易行,临床应用较广,其适用范围包括颅脑外伤、脑出血、脑积水、高血压性脑出血患者的 ICP 动态监测及调整脱水药物的用量等^[13-14]。曹付强等^[15]将单侧脑挫伤患者依据 CT 扫描结果分为血肿增加组与血肿稳定组,进行对照研究后发现头颅 CT 监测结合 FVEP 无创 ICP 监测技术可预警单侧脑挫裂伤继发血肿增大。钟向球^[16]及李鹏等^[17]的研究均证实,对颅脑损伤患者使用 FVEP 无创 ICP 监测仪进行 ICP 监测安全、简便、可靠,能够对早期病情变化的判断及下一步治疗方案的制订起到指导性作用。FVEP 无创 ICP 监测以 N2 波的潜伏期为参照标准,而医学界对 N2 波的识别及 N2 波潜伏期的判定尚未达成统一标准,同时其原理依赖于视觉传导通路因而容易受脑相关代谢的理化因素、生理及病理因素的影响(如严重视力障碍、眼底出血及视觉通路的损伤等疾病都对 FVEP 存在影响),加之 FVEP 还受年龄改变的影响^[18],FVEP 技术目前主要作为辅助监测手段应用于临床工作。

2.2 双深度经眼眶多普勒超声(two-depth transorbital Doppler, TDTD)技术 TDTD 技术由 Ragauskas 等^[19-20]开发,其工作方式是同时测量眼动脉的颅内和颅外节段中的流速,同时通过一系列步骤向眼球周围的组织施加外压,由于眼动脉的颅内段承受颅内压力即 ICP,而颅外段承受外部施加的压力,当外部施加的压力等于 ICP 时,则从每个段的流速测量中提取的测量值应等于某个预定公差。目前国内外对于该技术效用的研究都将其应用于 ICP 的估算。一项研究检查了一组 62 例神经系统疾病(主要是特发性颅内高压和多发性硬化症)患者,并通过腰椎穿刺侵入性测量 ICP,发现偏倚几乎可以忽略不计,标准误差为 2.19 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa),表明 TDTD 技术精度高^[20]。其他研究^[20-21]也证实了 TDTD 技术的偏倚小。Ragauskas 等^[22]在一组需要腰椎穿刺的神经患者中比较了 TDTD 技术(85 例)与视神经鞘直径(optic nerve sheath diameter, ONSD)测量法(92 例)对 ICP 的检测效果,发现 TDTD 技术对 ICP 升高的

诊断可靠性更高。此外, TDTD 技术具有相对较高的报告精度和完全自动化的优点, 在大约 10 min 内就可以进行非侵入性 ICP 估计, 非常快速、便捷^[19]。然而, TDTD 技术也有其局限性: (1) 它无法进行连续测量, 适用于只需要少量测量的情况; (2) 某些神经疾病(如创伤性脑损伤或中风)可影响其测量精度; (3) 测量时需要眼部施加一定的压力, 对于一部分患者需要评估其可操作性; (4) 这项技术需要专门的设备。这在一定程度上限制了 TDTD 在部分病例中的应用^[23]。

2.3 ONSD 测量法 视神经鞘由硬脑膜、蛛网膜、软脑膜 3 层脑膜结构延伸而成, 蛛网膜下腔包绕着视神经, 与颅内视交叉池直接沟通, 当 ICP 升高时颅内的脑脊液会通过视神经管进入视神经蛛网膜下腔, 从而导致视神经鞘内间隙扩张, 使 ONSD 变大。换言之, 理论上 ICP 升高与 ONSD 增大存在时相一致性, 通过 CT 或超声测量 ONSD 可用于识别 ICP 升高。2019 年吉林大学第一医院神经科学中心的一项研究观察了 ONSD 测量法对 ICP 进行动态、实时评估的效果, 结果显示超声测量 ONSD 可以反映 ICP 的实时变化^[24]。Altayar 等^[25]对 48 例成年外伤性脑损伤患者的研究结果显示, 超声测量 ONSD 是外伤性颅脑损伤患者 ICP 升高的一种有效检测手段。这种方法相对容易, 设备现成且方便, 成本低, 时间分辨率高。Kimberly 等^[26]在 38 例接受侵入性 ICP 监测的患者中发现 ONSD 值与 ICP 之间存在显著相关性。Geeraerts 等^[27]的回顾性研究发现, 通过 MRI 测量的 ONSD 和 ICP 之间存在显著的正相关关系。Robba 等^[28]通过对既往研究进行系统综述, 认为当无法进行有创 ICP 检测时, 超声测量 ONSD 可能是评估 ICP 升高的潜在有用方法。但由于病理、年龄、个体差异等原因, ONSD 的变异性及其对操作者经验的依赖决定了其在精确度方面存在不足; 同时该技术每次测量仅能提供一次单一数据, 尚不能连续监测。一项 meta 分析指出不同研究中的 ONSD 最佳临界值差异较大, 诊断 ICP 增加的 ONSD 最佳临界值至今尚未达成共识^[29]。

3 耳科检查

3.1 鼓膜位移 (tympanic membrane displacement, TMD) 技术 蛛网膜下腔与内耳之间通过耳蜗水管将 ICP 的变化传递到耳蜗的外淋巴, 淋巴周围

压力的变化导致内耳听骨运动, 从而引起鼓膜移位, 测量这种位移即为 TMD 技术的基础^[30-31]。鼓室计可用来检测由 TMD 引起的耳道体积的变化, 因此可以作为一种间接测量 ICP 的方法。目前该技术主要应用于 ICP 升高的识别和分类。Samuel 等^[32]的研究结果显示 TMD 技术可以预测 ICP 的变化, 灵敏度为 93%, 特异度为 100%。Shimbles 等^[33]的一项关于 TMD 技术与有创 ICP 测量的临床比较研究结果表明, 脑积水患者 TMD 值与有创测量获得的 ICP 之间存在显著相关性。近期 TMD 技术还被用于研究关于足球头球运动对训练运动员 ICP 的影响^[34]。但是该技术仍存在很多不足, 例如 Shimbles 等^[35]通过在 135 例脑积水患者、13 例良性颅内高压患者和 77 名健康志愿者中对 TMD 技术进行评价, 认为 TMD 技术虽然与 ICP 之间存在显著相关性, 但受试者之间的变异性较高, 不能用于 ICP 的可靠测量; Walsted 等^[36]研究发现脑血流下降时, 使用 TMD 技术无法检测到 ICP 的下降。

3.2 耳声发射 (otoacoustic emission, OAE) 技术 OAE 是由内耳响应外部声学刺激而发射的声音, 可以用一些技术诱发出^[37]。OAE 的强度已被证明对 ICP 的变化很敏感^[38]。耳蜗内产生的 OAE 通过中耳传送到外耳道, 早在 1978 年 Kemp 就用低噪声麦克风测量到 OAE 现象^[39]。相较于其他非侵入性监测 ICP 技术, OAE 技术由于通过中耳的 2 条通道 (一次是正向、一次是反向), 测量到的效应通常更大。OAE 技术所需要的设备相对便携、使用方便, 而且具有良好的内部可靠性, 对于已经测量了基线 ICP 的患者, 它可以成为定期监测 ICP 变化的一个很好的候选方法, 但该技术在个体间的差异性明显, 因此若要对 ICP 可能发生变化的患者进行长期监测, 需要先进行基线测量^[40]。此外, 目前关于此方法的大多数研究都是以健康受试者为研究对象, 并且只关注于检测组间的相对变化或差异, 所以该技术被归为一种 ICP 分类方法。OAE 技术的局限性体现在受试者的预测 ICP 值之间存在巨大变异性, 以及该方法不能应用于感音神经性或传导性听力损失患者^[38,41]。

4 其他检测手段

4.1 近红外光谱 (near-infrared spectroscopy, NIRS) 技术 近红外光对于组织和体液具有非常

好的穿透性,故当近红外光透过组织后,由于其在内部经过了多次吸收和散射,从组织表面射出的光信号会携带有组织的结构及理化等方面的信息,通过分析这些光信号携带的信息就可以实现对组织特性的检测^[42]。得益于近红外光穿透性好并且对组织的物质组成或浓度差异方面的高灵敏度特性,近红外血氧无创检测、近红外功能成像及近红外荧光光谱等技术在临床医学研究中被广泛应用^[43]。在无创ICP监测方面,NIRS技术主要是通过测量血液中含氧血红蛋白局部浓度的变化来估计脑血流和脑氧合,升高的颅内压可以降低脑血流和脑氧合,因此理论上NIRS参数的变化可以反映颅内压升高的情况^[44-45]。1997年Kampfl等^[46]对8例头颅外伤患者进行NIRS检查,提出NIRS可用于无创ICP监测。后来Rodriguez等^[47]探讨了NIRS技术用于脑水肿量化监测的可行性,重点讨论了脑脊液对NIRS检测的影响,同时分析了检测过程中年龄、性别、探头放置位置及检测距离和检测光波长对脑水肿检测的影响。虽然临床上已将NIRS技术应用于测量局部脑氧饱和度,但缺乏诊断及评估的临界值。Weerakkody等^[48]发现氧合的变化与血管生成的ICP慢波有关,但对该技术区分正常和升高的ICP状态的灵敏性仍然不确定。

4.2 光学相干断层扫描(optical coherence tomography, OCT)技术 OCT是一种成像技术,可用于测量视乳头水肿中的视网膜神经纤维层(retinal nerve fiber layer, RNFL)厚度。ICP升高可导致RNFL肿胀^[49]。Borchert和Lambert^[50]建立了使用OCT测量RNFL厚度并由此推断ICP值的方法。但该技术的临床实用性受到限制:(1)当视盘水肿严重时,OCT算法可能会失败,无法确定RNFL厚度减少的原因(无论是由于水肿改善还是单纯的视神经萎缩都有可能);(2)视盘水肿的发生通常很慢,故其反映ICP变化的时效性不佳^[37]。此外,关于RNFL厚度和ICP之间确切关系的证据有限^[49],因此目前尚不能认为它是可行的ICP监测方法。

5 小结

目前已有多种方法可用于无创监测ICP。TCD和FVEP技术适用人群广泛,主要用于估算ICP,并且可进行连续监测;TDTD技术适用人群广泛,主要用于估算ICP,但不能进行连续监测;ONSD

技术可适用人群广泛,主要用于ICP升高与否的分类,不能进行连续监测;TMD技术适用于脑积水或梅尼埃病患者,主要用于ICP升高与否的分类,不能进行连续监测;OAE技术适用于听力正常的健康人群,主要用于ICP升高与否的分类,可进行连续监测;NIRS技术适用于创伤性脑损伤及脑积水患者,主要用于ICP升高与否的分类,可进行连续监测;OCT技术处于实验研究阶段,尚未作为辅助监测手段应用于临床,作用尚未明确,现有手段不能实现连续监测。

考虑到无创ICP监测技术不是为了替代有创的ICP监测,而是为了在诸如医院分诊和筛选高危患者等场景中发挥更大的作用,促进医疗器械协会(Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)指出,相对于侵入式测量,无创ICP测量差异在ICP 0~20 mmHg时为 ± 2 mmHg、ICP>20 mmHg时为 $\pm 10\%$ 是可以接受的^[49]。无创ICP监测不仅具有检测和监护ICP的功能,还具有脑灌注压的换算、脑疝预警、药效比对等功能,其中脑灌注压的换算可为患者脑功能的恢复预后判断提供依据,脑疝预警可为临床防止突发脑疝而导致临床严重后果提供预警,药效比对可帮助监测临床降压药物的使用效果。该技术的应用既能够减轻患者在监测ICP中的痛苦,又可为医生诊断疾病、判断病情、制订进一步的诊疗方案提供客观依据。寻找到一种安全无创、测量准确、使用方便、可连续动态监测的ICP监测方法仍是临床神经医学工作者的努力方向。

[参考文献]

- [1] 王忠诚. 王忠诚神经外科学[M]. 武汉:湖北科学技术出版社,2005:64-69.
- [2] AIOLFI A, BENJAMIN E, KHOR D, INABA K, LAM L, DEMETRIADES D. Brain trauma foundation guidelines for intracranial pressure monitoring: compliance and effect on outcome[J]. World J Surg, 2017, 41: 1543-1549.
- [3] STOCCHETTI N, PICETTI E, BERARDINO M, BUKI A, CHESNUT R M, FOUNTAS K N, et al. Clinical applications of intracranial pressure monitoring in traumatic brain injury[J]. Acta Neurochir, 2014, 156: 1615-1622.
- [4] 韩帅,李文臣,王海峰,别黎. 基于TCD脑血流频谱评估颅脑损伤患者颅内压的研究进展[J]. 中华神经创伤

- 外科电子杂志,2020,6:53-56.
- [5] PRADEEP P, GUPTA D, SHETTY N, BHUSHAN A K, HASKAR K, GOGINENI S, et al. Transcranial Doppler for monitoring and evaluation of idiopathic intracranial hypertension[J]. *J Neurosci Rural Pract*, 2020, 11: 309-314.
- [6] 沈印,吕立文. 经颅超声在颅脑创伤救治中的应用现状及展望[J]. *中国临床新医学*, 2020, 13: 840-843.
- [7] 隋晓雯,李福荣,张美艳,潘心,赵红玲,刘金洁,等. 经颅多普勒超声在大脑中动脉支架植入术中的应用进展[J]. *中国医药导报*, 2020, 17: 46-49.
- [8] BEHRENS A, LENFELDT N, AMBARKI K, MALM J, EKLUND A, KOSKINEN L O. Transcranial Doppler pulsatility index: not an accurate method to assess intracranial pressure[J]. *Neurosurgery*, 2010, 66: 1050-1057.
- [9] GLENN T C, SHERMA A K, MCARTHUR D L, HU X, HANUSCIN C R, FURREEDAN M S, et al. The linear relationship between transcranial Doppler pulsatility indices and intracranial pressure is influenced by traumatic brain injury and vasospasm[J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2012, 114: 11-15.
- [10] MCMAHON C J, MCDERMOTT P, HORSFALL D, SELVARAJAH J R, KING A T, VAIL A. The reproducibility of transcranial Doppler middle cerebral artery velocity measurements: implications for clinical practice[J]. *Br J Neurosurg*, 2007, 21: 21-27.
- [11] 安红伟,王群. 经颅多普勒无创性监测颅内压的研究进展[J]. *医学综述*, 2013, 19: 3766-3768.
- [12] ROSENFELD J G, WATTS C, YORK D H. Method and apparatus for intracranial pressure estimation: US4564022[P]. 1986-01-14.
- [13] 邢泽刚,黄胜明,吕超,徐峰,秦龙,赵卫海. 闪光视觉诱发电位在轻中型颅脑损伤中的应用价值[J]. *中国实用神经疾病杂志*, 2018, 21: 193-195.
- [14] 陈桂兰,喻军华,肖胜,黄锦峰,严颖,柯晓燕,等. 闪光视觉诱发电位无创颅内压监测在高血压性脑出血中的应用[J]. *中国临床神经外科杂志*, 2018, 23: 729-730.
- [15] 曹付强,王本瀚. 闪光视觉诱发电位颅内压监护技术结合头颅CT对单侧脑挫裂伤患者继发性血肿变化的临床研究[J]. *中国实用医刊*, 2015, 42: 18-20.
- [16] 钟向球. 闪光视觉诱发电位无创颅内压监测在老年性颅脑外伤中的预后应用[J]. *微创医学*, 2014, 9: 663-664.
- [17] 李鹏,肖勇,罗政云. 无创颅内压监测对颅脑外伤的临床应用[J]. *临床医药文献电子杂志*, 2015, 2: 6990-6991.
- [18] 栾文忠. 重视颅内压的基础研究[J]. *中国脑血管病杂志*, 2007, 4: 385-386.
- [19] RAGAUSKAS A, DAUBARIS G, DZIUGYS A, AZELIS V, GEDRIMAS V. Innovative non-invasive method for absolute intracranial pressure measurement without calibration[J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2005, 95: 357-361.
- [20] RAGAUSKAS A, MATIJOSAITIS V, ZAKELIS R, PETRIKONIS K, RASTENYTE D, PIPER I, et al. Clinical assessment of noninvasive intracranial pressure absolute value measurement method[J]. *Neurology*, 2012, 78: 1684-1691.
- [21] KRAKAUSKAITE S, PETKUS V, BARTUSIS L, ZAKELIS R, CHOMSKIS R, PREIKSAITIS A, et al. Accuracy, precision, sensitivity, and specificity of noninvasive ICP absolute value measurements[M]// STEIGER H J. *Acta neurochirurgica supplement*. Cham: Springer International Publishing, 2016: 317-321.
- [22] RAGAUSKAS A, BARTUSIS L, PIPER I, ZAKELIS R, MATIJOSAITIS V, PETRIKONIS K, et al. Improved diagnostic value of a TCD-based non-invasive ICP measurement method compared with the sonographic ONSD method for detecting elevated intracranial pressure[J]. *Neurol Res*, 2014, 36: 607-614.
- [23] HELDT T, ZOERLE T, TEICHMANN D, STOCCHETTI N. Intracranial pressure and intracranial elastance monitoring in neurocritical care[J]. *Annu Rev Biomed Eng*, 2019, 21: 523-549.
- [24] CHEN L M, WANG L J, HU Y, JIANG X H, WANG Y Z, XING Y Q. Ultrasonic measurement of optic nerve sheath diameter: a non-invasive surrogate approach for dynamic, real-time evaluation of intracranial pressure[J]. *Br J Ophthalmol*, 2019, 103: 437-441.
- [25] ALTAYAR A S, ABOUELELA A Z, ABDELSHAFEY E E, MOHAMMED K S S, HASSAN A A, KHATTAB M A, et al. Optic nerve sheath diameter by ultrasound is a good screening tool for high intracranial pressure in traumatic brain injury[J]. *Ir J Med Sci*, 2021, 190: 387-393.
- [26] KIMBERLY H H, SHAH S, MARILL K, NOBLE V. Correlation of optic nerve sheath diameter with direct measurement of intracranial pressure[J]. *Acad Emerg Med*, 2008, 15: 201-204.
- [27] GEERAERTS T, NEWCOMBE V F, COLES J P, ABATE M G, PERKES I E, HUTCHINSON P J, et al. Use of T2-weighted magnetic resonance imaging of the optic nerve sheath to detect raised intracranial pressure [J/OL]. *Crit Care*, 2008, 12: R114. DOI: 10.1186/cc7006.
- [28] ROBBA C, SANTORI G, CZOSNYKA M, CORRADI F, BRAGAZZI N, PADAYACHY L, et al. Optic nerve sheath diameter measured sonographically as non-invasive estimator of intracranial pressure: a systematic review and meta-analysis[J]. *Intensive Care Med*, 2018, 44: 1284-1294.
- [29] KIM S E, HONG E P, KIM H C, LEE S U, JEON J P. Ultrasonographic optic nerve sheath diameter to detect increased intracranial pressure in adults: a meta-analysis [J]. *Acta Radiol*, 2019, 60: 221-229.
- [30] TRABOULSI R, AVAN P. Transmission of infrasonic pressure waves from cerebrospinal to intralabyrinthine

- fluids through the human cochlear aqueduct: non-invasive measurements with otoacoustic emissions[J]. *Hear Res*, 2007, 233: 30-39.
- [31] LANG E W, PAULAT K, WITTE C, ZOLONDZ J, MEHDORN H M. Noninvasive intracranial compliance monitoring. Technical note and clinical results[J]. *J Neurosurg*, 2003, 98: 214-218.
- [32] SAMUEL M, BURGE D M, MARCHBANKS R J. Quantitative assessment of intracranial pressure by the tympanic membrane displacement audiometric technique in children with shunted hydrocephalus[J]. *Eur J Pediatr Surg*, 1998, 8: 200-207.
- [33] SHIMBLES S, DODD C, BANISTER K, MENDELOW A D, CHAMBERS I R. Clinical comparison of tympanic membrane displacement with invasive ICP measurements[J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2005, 95: 197-199.
- [34] LEE J H, GRACE E J, SIEKER J, HARGENS A, PETERSEN J C G, PETERSEN L G. Intracranial pressure after soccer heading[J/OL]. *FASEB J*, 2020, 34(S1): 1. DOI: 10.1096/fasebj.2020.34.s1.02273.
- [35] SHIMBLES S, DODD C, BANISTER K, MENDELOW A D, CHAMBERS I R. Clinical comparison of tympanic membrane displacement with invasive intracranial pressure measurements[J]. *Physiol Meas*, 2005, 26: 1085-1092.
- [36] WALSTED A, WAGNER N, ANDERSEN K M. Tympanic displacement analysis in healthy volunteers after indomethacin administration[J]. *Acta Otolaryngol*, 2002, 122: 822-826.
- [37] BRUCE B B. Noninvasive assessment of cerebrospinal fluid pressure[J]. *J Neuroophthalmol*, 2014, 34: 288-294.
- [38] SAKKA L, THALAMY A, GIRAUDET F, HASSOUN T, AVAN P, CHAZAL J. Electrophysiological monitoring of cochlear function as a non-invasive method to assess intracranial pressure variations[J]. *Acta Neurochir Suppl*, 2012, 114: 131-134.
- [39] KEMP D T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system[J]. *J Acoust Soc Am*, 1978, 64: 1386-1391.
- [40] VOSS S E, HORTON N J, TABUCCHI T H P, FOLOWOSELE F O, SHERA C A. Posture-induced changes in distortion-product otoacoustic emissions and the potential for noninvasive monitoring of changes in intracranial pressure[J]. *Neurocritical Care*, 2006, 4: 251-257.
- [41] BÜKI B, GIRAUDET F, AVAN P. Non-invasive measurements of intralabyrinthine pressure changes by electrocochleography and otoacoustic emissions[J]. *Hear Res*, 2009, 251: 51-59.
- [42] STRANGMAN G, BOAS D A, SUTTON J P. Non-invasive neuroimaging using near-infrared light[J]. *Biol Psychiatry*, 2002, 52: 679-693.
- [43] 钱志余, 李颢韬. 功能近红外光谱技术(fNIRs)临床应用综述[J]. *生命科学仪器*, 2013, 11: 45-52.
- [44] ZWEIFEL C, CASTELLANI G, CZOSNYKA M, HELMY A, MANKTELOW A, CARRERA E, et al. Noninvasive monitoring of cerebrovascular reactivity with near infrared spectroscopy in head-injured patients[J]. *J Neurotrauma*, 2010, 27: 1951-1958.
- [45] GHOSH A, ELWELL C, SMITH M. Cerebral near-infrared spectroscopy in adults: a work in progress[J]. *Anesth Analg*, 2012, 115: 1373-1383.
- [46] KAMPFL A, PFAUSLER B, DENCHEV D, JARING H P, SCHMUTZHARD E. Near infrared spectroscopy (NIRS) in patients with severe brain injury and elevated intracranial pressure. A pilot study[J]. *Acta Neurochir Suppl*, 1997, 70: 112-114.
- [47] RODRIGUEZ J G, SISSON C, HENDRICKS C, PATILLO C, MCWATERS M, HARDJASUDARMA M, et al. Feasibility of using diffuse reflectance spectroscopy for the quantification of brain edema[C]//Proc SPIE 4241, Saratov Fall Meeting 2000: Optical Technologies in Biophysics and Medicine II, 2001-05-04.
- [48] WEERAKKODY R A, CZOSNYKA M, ZWEIFEL C, CASTELLANI G, SMIELEWSKI P, BRADY K, et al. Near infrared spectroscopy as possible non-invasive monitor of slow vasogenic ICP waves [M/OL]//SCHUHMANN M U, CZOSNYKA M. Intracranial pressure and brain monitoring XIV. Berlin: Springer, 2012: 181-185. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-7091-0956-4>.
- [49] POPOVIC D, KHOO M, LEE S. Noninvasive monitoring of intracranial pressure[J]. *Recent Patents Biomed Eng*, 2009, 2: 165-179.
- [50] BORCHERT M S, LAMBERT J L. Non-invasive measurement of intracranial pressure: CA 2280832[P]. 1998-02-11.