

doi: 10.3969/j.issn.1672-4933.2026.01.010

基于听觉电生理诱发电位的人工耳蜗植入全流程整合框架:评估、监测与优化

An Integrated Framework of Cochlear Implantation Guided by Auditory Evoked Potentials:
Evaluation, Monitoring, and Optimization

聂帅 张娟

NIE Shuai, ZHANG Juan

【摘要】人工耳蜗植入是目前治疗重度至极重度感音神经性聋的主要手段。听觉电生理诱发电位(auditory evoked potentials, AEPs)作为客观、量化的神经功能评估工具,贯穿于人工耳蜗植入的术前筛查、术中监测及术后疗效评估全过程。本文系统综述了电诱发听性脑干反应、电诱发听神经复合动作电位、耳蜗电图、电诱发中潜伏期反应以及皮层听觉诱发电位在人工耳蜗全流程管理中的应用进展。通过整合临床研究与动物模型证据,阐明了各类AEPs在听神经功能判定、术中保护、神经可塑性追踪与康复预测中的关键作用。AEPs已从传统的诊断手段发展为贯穿人工耳蜗术前评估至术后参数调试与长期管理的核心神经电生理平台,为精准听觉康复与智能化程控提供了坚实的生物学基础。

【关键词】人工耳蜗植入;听觉电生理诱发电位;术前筛查;疗效评估

【中图分类号】R764.04

【文献标识码】A

【文章编号】1672-4933(2026)01-0051-05

【Abstract】Cochlear implantation has become the most effective intervention for severe to profound sensorineural hearing loss. Auditory evoked potentials (AEPs), as objective and quantitative electrophysiological biomarkers, play an essential role throughout the entire cochlear implantation process—from preoperative evaluation and intraoperative monitoring to postoperative outcome prediction. This review summarizes the latest progress of major AEPs techniques, including electrical evoked auditory brainstem response (EABR), electrical evoked compound action potential (ECAP), electrocochleography (ECochG), electrical evoked middle latency response (EMLR), and cortical auditory evoked potential (CAEP). Discussing evidence from both clinical and animal studies, we highlight their distinct roles in auditory nerve integrity assessment, intraoperative safety control, neural plasticity tracking, and rehabilitation prognosis. AEPs have evolved from diagnostic tools into a core neurophysiological platform spanning preoperative assessment for cochlear implantation through postoperative parameter tuning and long-term management, providing a robust biological foundation for precision auditory rehabilitation and intelligent programming.

【Key words】Cochlear implantation; Evoked potentials auditory; Preimplantation screening; Treatment outcome

感音神经性聋主要由内耳毛细胞和/或听神经通路的结构与功能损伤引起,是全球范围内导致听力障碍的主要原因^[1]。对于使用高性能助听器仍无法获得有效听觉感知的重度至极重度聋患者,人工耳蜗植入(CI)通过其电极阵列绕过受损的毛细胞,直接对残存的听神经纤维进行电刺激,从而重建听觉神经编码,被广泛认为是目前有效的生物电子干预手段之一^[2]。然而,CI术后效果存在显著的个体差异。部分患者可获得开放环境下的流畅言语交流能力,而另一部分患者则可能仅局限于音调感知或封闭式词语识别。这种差异性的影响因素错综复

杂,涵盖从耳蜗微观环境、听神经及中枢通路的解剖完整性,到大脑听觉皮层的发育状态与神经可塑性潜能,乃至患者的认知功能、术后康复训练的依从性与质量等多个层面^[3]。因此,在CI管理的全周期中,亟需一套客观、定量、可重复的生物学标志物精准评估听觉通路的功能状态,从而为临床决策提供依据。

传统的听觉行为学测试,如纯音听阈测定和言语识别率评估,虽然是听力评估的基石,但其可靠性高度依赖于患者的主观反应和配合度。在婴幼儿、发育迟缓、认知障碍或多种残疾患者中适用性有限,甚至无法实施^[4]。听

基金项目:国家重点研发计划(2024YFC2511101);北京市医院管理中心“扬帆”计划临床技术创新项目(ZLRK202307)

作者单位:首都医科大学附属北京朝阳医院耳鼻咽喉头颈外科 北京 100012

作者简介:聂帅 博士 住院医师;研究方向:声源定位和中枢听觉研究

通讯作者:张娟, E-mail: chinayudian@sina.com

觉电生理诱发电位(auditory evoked potentials, AEPs)技术则弥补了这一空白^[5]。AEPs是指在声或电刺激作用下,由外周至中枢的听觉通路不同水平神经元群体产生的、与刺激时间锁定的生物电活动。根据其潜伏期和神经发生源,AEPs构成了一个从外周至皮层的完整功能评估链条。例如,电诱发听神经复合动作电位(electric compound action potentials, ECAP)和电诱发听性脑干反应(electric auditory brainstem response, EABR)主要反映听神经和脑干水平的快速、自动化神经同步放电能力;耳蜗电图(electrocochleogram, ECochG)则精细地揭示了耳蜗毛细胞与听神经末梢的功能状态;电诱发中潜伏期反应(electric middle latency response, EMLR)评估了丘脑至初级听觉皮层的传导功能;皮层听觉诱发电位(cortical acoustic evoked potential, CAEP)则直接反映了听觉皮层的刺激识别、处理及更高层次的认知加工过程^[6,7]。

本文旨在梳理并深度剖析各类AEPs在CI临床路径(术前-术中-术后)中的具体应用、演进脉络与相互补充关系。批判性审视各项技术的当前价值与内在局限,并基于近年前沿研究进展,系统探讨其在未来实现CI个体化精准康复、最大化患者听觉获益中的发展方向与融合创新路径。

1 听觉电生理诱发电位在人工耳蜗植入术前评估中的应用

术前评估是CI成功实施的基石,其核心目标是准确判断从耳蜗到皮层的听觉通路功能完整性,为手术适应证的确认、植入侧别的科学选择以及术后效果的初步预判提供重要的电生理学依据。

1.1 电诱发听性脑干反应(EABR)

EABR是通过在圆窗、鼓岬或未来植入的电极位置施加电脉冲,记录由此激发的听神经至脑干下丘水平的远场电位。其波形与声诱发的ABR相似,主要包括波I、波III和波V。在术前评估中,EABR通常通过经鼓膜的鼓岬电极或置于圆窗龛的刺激电极进行记录^[8],其价值主要体现在以下方面。

1.1.1 听神经与脑干通路功能评估 这是EABR最核心的应用。对于常规病例,可引出的EABR明确证实了从刺激部位到脑干的听觉通路是通畅且具备基本电兴奋性的。在听神经病谱系障碍或内耳畸形(如共同腔畸形、耳蜗神经发育不良)等复杂病例中,EABR的评估价值尤为突出^[9]。在这些患者中,耳声发射可能正常而ABR缺失,表明病变位于内毛细胞和/或听神经突触之后。此时,若能通过鼓岬或圆窗电刺激诱发出清晰、可重复的EABR波形,则提示听神经与脑干通路存在功能性连接,是CI术

后能够获益的关键预测指标^[10]。反之,若在足够强的刺激下仍无法引出EABR,则高度提示存在严重的神经功能缺损,如听神经发育不全或脑干通路严重功能障碍,此类患者即使接受植入,其术后言语感知能力的改善也可能有限^[11,12]。

1.1.2 疗效预后预测 除了“有或无”的定性判断,EABR的量化参数也具有重要的预后意义。术前EABR的电刺激阈值较低、波V振幅较高,以及输入/输出函数(I/O函数)斜率较陡者,通常预示更佳的神经营反应同步性和更高的螺旋神经节存活密度^[13]。这些良好的神经生理基础与术后更优的言语识别能力呈显著正相关^[14]。术前经鼓岬EABR测试是评估听神经功能可靠的预植入测试方法,其结果与术后言语感知得分具有良好的一致性^[15]。共同腔畸形儿童CI术后EABR阈值比正常结构CI儿童高约2倍,这与其有限的听觉神经元数量密切相关,也是影响其语言发展的关键因素^[10]。

1.2 耳蜗电图(ECochG)

ECochG是一种记录声或电刺激下耳蜗和听神经初级反应的近场电位技术,其主要成分包括反映外毛细胞功能的耳蜗微音器电位(cochlear microphonics, CM)、代表听神经纤维同步放电的复合动作电位(compound action potentials, CAP)及可能与内毛细胞相关的总和电位(summating potential, SP)。在CI术前,ECochG通常通过经鼓膜放置于圆窗龛或鼓岬的电极进行记录,其应用价值在于以下方面。

1.2.1 残余听力与毛细胞功能评估 ECochG特别是CM成分,对于评估残余的低频听力至关重要。即使在行为测听表现为重度或极重度听力损失、无法对声刺激产生明确行为反应的患者中,记录到存在的CM也能客观证实外周听觉末梢(外毛细胞)仍具有一定功能。这一信息对于判断患者是否适合采用保留残余听力手术技术并术后使用声电联合刺激策略具有决定性意义^[16]。

1.2.2 神经存活状态判断 CAP的振幅、阈值和形态可间接反映听神经末梢的同步放电能力和健康状态。近期研究进一步深化了ECochG的预测价值。在术中于耳蜗特定频率区域(最佳频率电极)记录的ECochG总反应幅值与患者植入后6个月的单词识别得分呈显著线性相关^[17]。提示基于频率特异性的ECochG测量,有望成为一种强大的、可用于预测术后言语感知表现的客观生物标志物。

1.3 电诱发听神经复合动作电位(ECAP)

虽然ECAP更多地被应用于术中和术后,但理解其原理对于构建完整的评估体系至关重要。ECAP直接记录了听神经纤维对单个电刺激脉冲产生的同步放电活动,

是评估神经存活状态和电极-神经接口效率最直接的工具。其阈值、波幅和增长函数反映了被刺激神经群体的兴奋性和数量。

术前EABR和ECochG构成了评估听觉通路“有无反应”和“反应强弱”的基石,尤其擅长于筛查严重的神经通路功能障碍。然而,其对更高级中枢的加工与整合能力预测有限。此外,术前测试通常依赖于额外的侵入性电极放置,其记录的稳定性和可重复性有时面临挑战。未来的趋势是构建一个包含外周与脑干/皮层下指标的多模态术前评估组合,以提供更全面的神经通路功能谱。

2 听觉电生理诱发电位在人工耳蜗植入术中监测与术后管理中的应用

植入手术与术后康复是CI流程中的执行与实现阶段。在此阶段,AEPs的应用重点从预测转向了验证、优化与监测。

2.1 术中电生理监测的意义

在手术室中,AEPs能够为外科医生和听力师提供实时反馈。在电极阵列插入耳蜗后,立即测量ECAP和EABR可以快速验证所有电极通道是否正常,并确认刺激没有引起非靶向组织的兴奋(如面神经刺激)。若出现波形异常、波幅骤降或潜伏期延长,可能提示电极偏移、局部失效或中枢传导障碍,需结合影像学进一步排查并及时调整^[18]。术中ECochG监测可实时反映手术操作(如钻磨、电极插入)对耳蜗功能的瞬时影响,其中SP成分可作为识别残余外毛细胞与神经功能状态的重要补充^[19]。

2.2 电诱发听性脑干反应(EABR)

术后EABR通过植入体本身进行刺激,避免了额外电极,使其成为长期随访的理想工具。在术后随访中,定期复查EABR并与术中或术后早期的记录进行对比,具有重要价值。若发现特定电极的EABR波幅显著下降、阈值升高或波形消失,可能提示该电极发生移位、纤维组织包裹、或设备本身故障^[20]。相反,若出现波V潜伏期随着时间推移而系统性缩短,则可能反映了中枢听觉通路髓鞘化的改善和传导速度的加快,这是神经可塑性的积极信号^[21]。若患者主诉听力效果下降而设备体外部分检查无异常时,EABR可以帮助定位问题。稳定的EABR表明从植入体到脑干的通路大致正常,问题可能在于中枢处理或设备编程;而不稳定的EABR则提示问题可能出在设备体内部分或电极-神经接口。

2.3 电诱发听神经复合动作电位(ECAP)

ECAP是术后调机中实用价值最高的客观工具,尤其对无法提供可靠行为反馈的婴幼儿和特殊人群。

2.3.1 行为阈值与舒适阈的客观预估 ECAP阈值与

行为测听测得的最小声强感知阈值(T-level)和最大舒适阈(C-level)之间存在中高度相关性^[22]。因此,听力师可利用ECAP阈值作为初始参考,快速、安全地设定各电极的刺激水平,缩短婴幼儿的调机时间,并避免了因主观反应不准而导致的刺激不足或过度刺激^[23]。

2.3.2 通道相互作用评估与策略优化 CI的多个电极通道之间存在物理和电学相互作用,可能影响音调分辨和言语清晰度。通过向前掩蔽等心理物理-电生理结合范式,可以测量一个刺激电极对另一个记录电极的抑制程度,从而量化通道间的独立性^[24]。这些信息可指导听力师关闭与其他通道产生严重干扰的冗余电极,调整脉冲宽度、刺激模式等参数,以最大化频谱独立性和言语识别率。

2.3.3 与人工智能结合的前沿探索 最新的研究趋势是将多通道ECAP参数(如阈值、波幅、恢复函数)输入机器学习模型,以预测个体的言语识别表现^[25]。更有前景的方向是利用这些数据开发自动或半自动化的调机算法,实现真正意义上的个体化、数据驱动的参数优化。

2.4 皮层听觉诱发电位(CAEP)

CAEP(主要是P1-N1-P2复合波)直接反映了听觉皮层的刺激识别、处理及初步认知加工过程,是评估CI术后中枢神经系统重塑和康复潜力的黄金指标。

2.4.1 听觉皮层成熟与可塑性的标志 P1波潜伏期是衡量听觉皮层成熟度的关键指标。在先天性聋儿童中,听觉皮层由于缺乏声学输入而发育停滞。CI后,电刺激的输入启动了皮层的再发育及功能重塑过程。CI年龄与术后P1潜伏期呈正相关,早期植入儿童P1波潜伏期更短,反映出更强的中枢可塑性和更优的康复预期^[26]。潜伏期的缩短,是中枢听觉通路有效重塑和成熟的直接电生理证据。

2.4.2 疗效预测与康复指导 CAEP的存在与变化趋势对预后具有重要预测作用。术后早期(6个月内)即能诱发出CAEP波形,且P1潜伏期持续缩短,通常预示着更好的言语和语言发展结局^[27]。此外,CAEP被探索用于辅助调机。例如,以诱发出稳定且振幅适宜的P1-N1复合波为目标,调整刺激参数。使用CAEP辅助调机后,患者的言语感知得分得到了显著提升^[28]。为行为测听困难的患者提供了客观调机的途径。随着脑功能影像与电生理数据融合技术的发展,CAEP有望成为术后听觉康复预测的核心指标。

2.5 电诱发中潜伏期反应(EMLR)

作为连接脑干反应(EABR)和皮层反应(CAEP)的桥梁,EMLR(Na、Pa波)的动态变化可反映从丘脑到初级听觉皮层的通路成熟过程。在儿童CI者中,记录到清晰Pa

波、潜伏期正常的患儿,术后往往表现出更优的言语检测与辨识能力^[29]。部分患者术后初期EMLR波形可能不稳定甚至缺失,但经系统康复训练后可逐步恢复,这一现象在儿童中尤为显著^[30]。这既反映了中枢通路的可塑性,也提示术后早期丰富的听觉环境、保持规律佩戴一致性及良好康复依从性,对皮层加工能力的恢复具有深远影响。EMLR的刺激反应特性可为术后程序设定提供客观参考,助力电极刺激参数的个体化精准调试,从而缩短适配时间、提升听力康复效率^[31]。

综上所述,术后AEPs应用呈现出从验证功能向优化性能和预测轨迹的演进。未来的临床路径不应孤立地看待这些指标,而应整合不同层级的AEPs,形成从设备参数到皮层功能的闭环反馈系统,从而实现从听到声音到听懂言语的全流程精准管理。

3 动物模型在机制研究与技术革新中的支撑作用

动物研究架起了基础科学与临床应用的桥梁。它不仅能够揭示AEPs波形背后具体的神经环路和分子机制,更是迭代新技术、评估长期安全性与有效性的关键环节,为临床转化扫清了障碍,是深入理解CI不可替代的研究平台。

3.1 机制探索

通过在可控条件下(如利用耳毒性药物诱导精确的耳聋模型)进行CI术,研究者能够系统观察电刺激对听觉系统的即时与长期效应。Agterberg等^[32]在豚鼠模型中发现,化学性致聋后植入人工耳蜗并联合脑源性神经营养因子处理,可以显著提高螺旋神经节的存活率,并伴随EABR波幅增加和潜伏期缩短。证明外周神经状态的改善能够客观地反映在电生理参数上。Vollmer等^[33]在耳聋猫模型中的研究表明,长期的电刺激可以逆转中枢水平时间分辨能力的退化,强调了中枢听觉通路同样具有显著的可塑性。

3.2 技术验证与安全性评估

电极设计(如更柔顺的阵列、定向刺激电极)、刺激策略(如非对称脉冲、光学刺激)或具有神经保护作用的生物材料,其有效性和生物相容性都需要在动物模型中进行前期验证。通过长期、纵向监测EABR、ECochG等指标,可以评估这新技术对听觉功能的长期影响^[34]。

4 挑战与展望

尽管AEPs在CI领域的价值已得到广泛认可,但其临床应用仍面临若干挑战与瓶颈。首先,电生理信号的解读仍存在复杂性,易受患者状态、记录环境等因素干扰,需要丰富的经验进行判断。其次,个体内的变异(如注意

力、警觉度)可能影响中长潜伏期电位的稳定性。再次,对于合并严重认知障碍或神经发育疾病的特殊CI人群,尚缺乏公认的、针对性的AEPs评估标准与解释范式。

面向未来,以下方向具有广阔的发展前景:①多模态融合评估将AEPs与功能磁共振、弥散张量成像、脑磁图以及高密度脑电图网络分析等技术融合,构建从微观神经兴奋到宏观脑网络连接的、更全面的听觉功能图谱,实现评估维度的互补与交叉验证。②智能化与大数据分析利用人工智能和大型CI患者数据库,深度挖掘AEPs波形中蕴含的隐藏特征,建立其与多维临床结局(如言语识别、音乐感知、生活质量)的复杂非线性预测模型,实现超越传统参数的、更精准的预后判断与自动化调机。③生态化刺激范式创新开发基于复杂、动态声学信号的听觉诱发响应,以更贴近现实生活听觉场景的方式,评估大脑皮层对复杂信息的处理能力与抗干扰能力。④全生命周期与特殊人群管理拓展AEPs在老年CI者、认知障碍合并听觉障碍等更广泛人群中的应用研究,建立覆盖全生命周期的、精细化的评估标准与干预策略。

5 结论

听觉电生理诱发电位(AEPs)已从辅助诊断工具,演进为人工耳蜗植入从术前精准评估、术中实时导航到术后个体化康复全流程管理中不可或缺的客观核心评估体系。通过系统性地整合从外周到中枢的多层级、时序性电生理指标,能够深刻地洞察患者的听觉通路功能状态、设备工作状态以及神经可塑性潜力。这种整合视角不仅为临床决策提供了坚实的科学依据,也推动人工耳蜗康复从“一刀切”的通用模式向“量体裁衣”的个体化精准模式转变。随着神经工程、人工智能、大数据科学等跨学科技术的深度融合与不断突破,AEPs有望在未来的精准听觉医学中扮演更核心的引领性角色,帮助每位人工耳蜗使用者突破生理限制,达到最优的听觉康复与生活融入效果。

参考文献

- [1] Vlakovic SM, Thorne PR. Molecular mechanisms of sensorineural hearing loss and development of inner ear therapeutics[J]. International Journal of Molecular Sciences, 2021, 22(11): 5647.
- [2] House WF. Cochlear implants: past, present and future[J]. Advances in Oto-Rhino-Laryngology, 1993, 48: 1-3.
- [3] Hrnčirik F, Roberts I, Sevgili I, et al. Models of cochlea used in cochlear implant research: a review[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2023, 51(7): 1390-1407.
- [4] Binos P, Korres G, Papastefanou T, et al. From pure tones to complex sounds: expanding audiology tools to better address speech and language development[J]. Cureus, 2024, 16(10): e72519.

- [5] Chen Z, Bi Q, Lv Y, et al. Exploring the relationship between electrophysiological measures of the electrically evoked auditory brainstem response and speech perception outcomes post-cochlear implantation[J]. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2025, 282(6): 3005-3017.
- [6] Ruth R.A, Lambert PR. Auditory evoked potentials[J]. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 1991, 24(2): 349-370.
- [7] Aminoff MJ, Nuwer MR, Starr A. Short-latency auditory evoked potentials[M]. Aminoff MJ. *Electrodiagnosis in Clinical Neurology*. 6th ed. New York: Churchill Livingstone, 2012. 875-894.
- [8] Lüers JC, Walger M. Intraoperative assessment of auditory nerve function using round-window eABR[C]//95th Annual Meeting of the German Society of Oto-Rhino-Laryngology, Head and Neck Surgery. Bonn, Germany, 2024.
- [9] Enomoto C, Minami S, Kaga K. EABR measurements during cochlear implantation in one-year-old, infant, child, adult, and elderly patients [J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 2020, 141: 78-82.
- [10] Kaga K, Minami S, Enomoto C. Electrically evoked ABR during cochlear implantation and postoperative development of speech and hearing abilities in infants with common cavity deformity as a type of inner ear malformation[J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 2019, 140: 14-21.
- [11] Lalayants M, Chugunova T, Bakhshinyan V, et al. Electrically evoked ABR through cochlear implant in children with auditory neuropathy spectrum disorder[J]. *Vestnik Otorinolaringologii*, 2022, 87(2): 4-9.
- [12] Song MH, Bae MR, Kim HN, et al. Value of intracochlear electrically evoked auditory brainstem response after cochlear implantation in patients with narrow internal auditory canal[J]. *The Laryngoscope*, 2010, 120(8): 1625-1631.
- [13] Abohelal ME, Elmahlawi T, El-Gharib AM, et al. Electric auditory brainstem response (EABR) as a predictor of speech perception outcome in cochlear implanted children[J]. *Egyptian Journal of Ear, Nose, Throat and Allied Sciences*, 2024, 25: 1-10.
- [14] Sunwoo W, Goo W, Oh SH. Electrically evoked auditory brainstem response using extracochlear stimulation at different cochlear sites: a comparison with intracochlear stimulation[J]. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*, 2024, 17(2): 99-108.
- [15] Causon A, O'Driscoll M, Stapleton E, et al. Extracochlear stimulation of electrically evoked auditory brainstem responses (eABRs) remains the preferred pre-implant auditory nerve function test in an assessor-blinded comparison[J]. *Otology & Neurology*, 2019, 40(6): 623-629.
- [16] Kim JS. Electrocochleography in cochlear implant users with residual acoustic hearing: a systematic review[J]. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2020, 17(19): 7049.
- [17] Walia A, Shew MA, Varghese J, et al. Improved cochlear implant performance estimation using tonotopic-based electrocochleography[J]. *JAMA Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 2023, 149(12): 1120-1129.
- [18] Runge-Samuelson C, Firszt JB, Gaggli W, et al. Electrically evoked auditory brainstem responses in adults and children: effects of lateral to medial placement of the nucleus 24 contour electrode array[J]. *Otology & Neurology*, 2009, 30(4): 464-470.
- [19] Panario J, Bester C, O'Leary SJ. Characteristics of the summing potential measured across a cochlear implant array as an indicator of cochlear function[J]. *Ear and Hearing*, 2023, 44(5): 1023-1035.
- [20] Schraivogel S, Aebischer P, Wagner F, et al. Postoperative impedance-based estimation of cochlear implant electrode insertion depth[J]. *Ear and Hearing*, 2023, 44(6): 1379-1388.
- [21] Gordon KA, Wong DDD, Papsin BC. Binaural interactions develop in the auditory brainstem of children who are deaf: effects of place and level of bilateral electrical stimulation[J]. *Journal of Neuroscience*, 2021, 41(16): 3686-3698.
- [22] Chao X, Wang R, Luo J, et al. Relationship between electrically evoked compound action potential thresholds and behavioral T-levels in implanted children with cochlear nerve deficiency[J]. *Scientific Reports*, 2023, 13(1): 4309.
- [23] Liebscher T, Hornung J, Hoppe U. Electrically evoked compound action potentials in cochlear implant users with preoperative residual hearing[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2023, 17: 1125747.
- [24] James CJ, Laborde ML, Algans C, et al. Channel crosstalk detected using ECAP measurements is associated with poorer speech perception in cochlear implant users[J]. *Hearing Research*, 2025, 458: 109206.
- [25] Garcia C, Deeks JM, Goehring T, et al. SpeedCAP: an efficient method for estimating neural activation patterns using electrically evoked compound action-potentials in cochlear implant users[J]. *Ear and Hearing*, 2023, 44(3): 627-640.
- [26] Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation[J]. *Ear and Hearing*, 2002, 23(6): 532-539.
- [27] Xiong S, Jiang L, Wang Y, et al. The role of the P1 latency in auditory and speech performance evaluation in cochlear implanted children[J]. *Neural Plasticity*, 2022, 2022: 6894794.
- [28] Távora-Vieira D, Wedekind A, Ffoulkes E, et al. Cortical auditory evoked potential in cochlear implant users: an objective method to improve speech perception[J]. *PLoS One*, 2022, 17(10): e0274643.
- [29] Davids T, Valero J, Papsin BC, et al. Effects of stimulus manipulation on electrophysiological responses in pediatric cochlear implant users. Part I: duration effects[J]. *Hearing Research*, 2008, 244(1-2): 7-14.
- [30] Davids T, Valero J, Papsin BC, et al. Effects of stimulus manipulation on electrophysiological responses of pediatric cochlear implant users. Part II: rate effects[J]. *Hearing Research*, 2008, 244(1-2): 15-24.
- [31] Kurnaz M, Satar B, Yetiser S. Evaluation of cochlear implant users' performance using middle and late latency responses[J]. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2009, 266(3): 343-350.
- [32] Agterberg MJH, Versnel H, Van Dijk LM, et al. Enhanced survival of spiral ganglion cells after cessation of treatment with brain-derived neurotrophic factor in deafened guinea pigs[J]. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 2009, 10(3): 355-367.
- [33] Vollmer M, Leake PA, Beitel RE, et al. Degradation of temporal resolution in the auditory midbrain after prolonged deafness is reversed by electrical stimulation of the cochlea[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2005, 93(6): 3339-3355.
- [34] Ji X, Luo Y, Guo W, et al. The miniature pig: a large animal model for cochlear implant research[J]. *Journal of Visualized Experiments*, 2022 (185): e64174.

收稿日期 2025-08-31

责任编辑 蒋 春