

doi: 10.3969/j.issn.1672-4933.2026.01.008

听觉注意电生理技术在人工耳蜗植入检测及评估中的应用与研究

Application and Research Progress of Auditory Attention Electrophysiological Technology in Cochlear Implantation Detection and Assessment

杨宁捷¹ 张琪森¹ 陶勇^{1,2} 姚心怡² 倪恬^{1,2} 张湘玲^{1,2} 甫志军² 何家源³ 赵宇^{1,2} 刘昊天^{1,2}

YANG Ning-jie, ZHANG Qi-sen, TAO Yong, YAO Xin-yi, NI Tian, ZHANG Xiang-ling, FU Zhi-jun, HE Jia-yuan, ZHAO Yu, LIU Hao-tian

【摘要】人工耳蜗植入(CI)者在复杂声环境中通常很难完全筛选到需要关注的声音,从而导致对于关键信息的获取困难。听觉注意(auditory attention)相关电生理作为新兴的电生理技术,可应用于患者术前术后的检测及评估中,能客观评估CI患者在复杂环境中对于关键听觉信息的选择处理能力。本文就其神经生理机制、记录和处理技术、具体应用及后续发展等方面进行综述。为人工耳蜗植入者的精准评估与个性化康复提供理论依据与技术参考。

【关键词】听觉诱发电位;听觉注意;人工耳蜗;听努力度;鸡尾酒会效应

【中图分类号】 R764.35

【文献标识码】 A

【文章编号】 1672-4933(2026)01-0040-06

【Abstract】 For cochlear implant (CI) recipients, it is often challenging to fully attend to and filter target sounds in complex acoustic environments, leading to difficulties in acquiring critical information. As an emerging category of electrophysiological technique, auditory attention-related electrophysiology can be applied to pre- and postoperative testing and evaluation of patients, enabling the objective assessment of CI users' capacity to selectively process key auditory information in complex listening situations. This article reviews its neurophysiological mechanisms, recording and processing techniques, specific applications, and future developments. Providing theoretical basis and technical reference for the precise assessment and personalized rehabilitation of cochlear implant recipients.

【Key words】 Auditory evoked potentials; Auditory attention; Cochlear implant; Listening effort; Cocktail party effect

听觉注意是指有多个背景说话人或处于噪声环境下集中注意力于一个说话者^[1],即处于“鸡尾酒会效应”时,能自主分离和增强目标语音流,抑制干扰信息从而获取关键声音信息及提高信噪比的能力。自1953年Cherry^[2]提出“鸡尾酒会效应”以后,神经生理学领域的研究采用包括听力学、心理声学、行为学、神经生理学在内的多种技术和方法。目前对听觉注意神经机制的研究取得了一定成果,探索使用多种电生理技术手段验证同一目标内容,并提出算法模型用于寻找音频包络相应与神经生理反应之间的关系。在改善人工耳蜗患者听觉体验尤其是言语声、环境声、音乐声感知方面显示出良好的应用

前景。

人工耳蜗植入是目前重度、极重度感音神经性听力损失患者重建听觉功能的主要解决方法,治疗流程主要包括术前评估、植入手术、开机调机、康复训练及效果评估。由于人工耳蜗设备对重要信息的筛选处理机制尚在进一步完善中,患者难以像健听人群一样在嘈杂环境下优先获取需要关注的声音。因此,将听觉注意相关电生理技术应用于CI患者术前术后的检测及设备的算法处理,即使用相关电生理技术,借助皮质微状态、频谱特征等神经生理指标,评估患者的听觉注意能力,据此为患者提供个性化方案,改善其听觉体验,有助于提高患者的语

基金项目:国家重点研发计划“基于高灵敏度皮下声学传感器的全植入人工耳蜗技术研究及样机研制—全植入人工耳蜗神经影像兼容性研究及安全检验评价体系建立(2024YFC2418305);四川大学青年教师提升计划“早期听能输入影响耳蜗再植入儿童听觉脑可塑性的多模态神经影像学机制研究”(2024SCUQJTX045);四川大学华西医院临床研究基金“咪达唑仑口服溶液在儿童听觉电生理检查中安全有效性的多中心研究”(2023HXXFH018)

作者单位:1 四川大学华西医院听力言语康复中心 成都 610042

2 四川大学华西医院耳鼻咽喉头颈外科 成都 610042

3 四川大学华西医院国家老年疾病临床医学研究中心 成都 610042

作者简介:杨宁捷 本科;研究方向:听觉注意电生理技术与听觉注意解码研究

通讯作者:刘昊天,E-mail: Kevinliu712@whscu.cn

音感知功能和音乐鉴赏水平,从而进一步提升患者的语言技能、社交能力和生活质量。目前国际上已有多项研究使用电生理技术评估CI患者的听觉注意能力,探索了其在听觉言语发展中的应用。我国也编制出嘈杂噪声下汉语普通话语句识别测试,可作为噪声竞争条件下评估患者言语识别能力的听觉测试^[3],但常规使用相关电生理技术评估患者的听觉注意能力在临床上的实际应用暂未普及。因此,结合使用电生理技术和行为学测试,能提供更丰富的评估维度,有望实现对CI患者的精准评估和个性化康复。

1 听觉注意的神经理论基础与电生理指标

听觉注意并非单一过程,而是通过增强相关信号、抑制无关信号、自动偏差检测与跨模态整合等一系列并行的神经机制共同实现,这些机制可以通过特定的电生理指标进行客观表征。听觉诱发电位(auditory evoked potential, AEP)用于客观评估患者的真实听阈,同时可辅助评估蜗后听觉通路的病变情况,可用于解码听觉注意的神经机制,并提供神经生理学指标。

1.1 P1-N1-P2 复合波

P1-N1-P2是CAEP的外源性成分,反映大脑对声音信号的处理过程。P1波反应声音基本物理属性的初步皮层编码和处理,与听觉通路的成熟密切相关。N1波是声音在皮层水平被检测到的标志,对选择性注意力高度敏感。在连续注意过程中,关注侧声源引发的N1波振幅明显高于忽略侧,从而提高了关注侧声源的信噪比^[4]。P2波与声音的知觉识别和分类过程有关。该复合波共同反映大脑早期处理听觉刺激的过程,是听觉注意检测的关键指标。

1.2 失匹配负波

失匹配负波(mismatch negativity, MMN)是由一系列重复出现的标准刺激中偶尔穿插的偏差刺激诱发,起源于更高级的中枢,是反应对刺激的注意、认知、识别、判断、记忆等认知过程中大脑活动的电位,与听觉注意功能密切相关^[5]。MMN在非注意状态下产生,是脑对感觉信息自动加工和识别过程的电活动。MMN的潜伏期代表听觉通路的功能状态,可以用其确定大脑对刺激的处理速度和时间,振幅取决于皮层状态,反应大脑对于刺激的敏感度和注意力分配。

1.3 P300

相比于MMN, P300涉及更高层次的认知过程。P300属于事件相关电位(event-related potential, ERP),是一种内源性的、和认知功能相关的特殊诱发电位。P300可以通过视觉、听觉和体感刺激诱发, P3波与认知过程,尤其是注意力和记忆功能密切相关。

1.4 其他相关电位与指标

除上述经典成分外,因素相关电位(phoneme-related potential, PRP)也被用于解码听觉注意。注意引起测试峰值振幅增加,对反应潜伏期不产生影响,与正常听力者相比, CI患者早期反应(<100 ms)相似,晚期(>100 ms)的峰值较小或缺失, PRP可帮助预测患者的音素感知能力^[6]。此外, ERP中的MS1-MS5特定脑电微状态及其相关激活区域可用于量化复杂环境下的注意调节能力^[7]。

2 听觉注意相关电生理技术概述

目前,听觉注意评估的行为学测试主要包括多语音流环境下的语音理解测试、旋律识别任务、延迟匹配样本任务等。这类测试的设备成本低,实验操作和数据分析简单,且无需受试者高度配合(如保持头部不动、减少眨眼),但易受患者动机和专注程度影响,仅提供部分测试分数,无法明确患者对哪些语音特征理解良好或困难。运用电生理技术进行客观听觉测试,可使结果更贴近患者真实情况,提供更精确的电生理指标,加深对听觉注意本质的理解,有利于医师及听力学家在植入手术、耳蜗调机、术后康复中进行精准决策。选择适当的测试方法、电生理记录与处理技术,是保证成功解码听觉注意的关键前提,尤其在CI人群中,更应关注技术兼容性与信号保真度。

2.1 测试方法与实验设计

研究者设计了多种实验范式,如“鸡尾酒会”范式、Oddball范式、竞争流范式等。这些范式的共同之处在于构建一个多语音流竞争的环境。测试时受试者会听到两个不同的语音流,并被提示关注其中一个语音流(注意声音源),而忽略另一个语音流(竞争性声音源),为保证受试者集中注意力,在语音流播放完毕后,需执行一个语音理解任务。语音流刺激期间同步采集受试者的皮层脑电信号。

2.2 信号记录技术

脑电图(electroencephalogram, EEG)是记录大脑神经元活动的无创神经电生理技术,被大量用于听觉注意研究中,且多通道EEG解码质量优于单通道,在CI患者的检测中应用显著。在多个说话者场景中,可通过未被平均的单次试验(约60秒)EEG解码听觉注意,且其中被注意语音表征的强度与注意力任务表现之间有显著相关性^[8]。脑地形图(brain electrical activity mapping, BEAM)能将大脑不同区域的电活动强度、频率等以“地形图”的形式呈现,功能性近红外光谱(functional Near-infrared spectroscopy, fNIRS)可提供脑活动的代谢基础,将两者与EEG技术结合,可使测试结果更直观、全面,在解码听觉注意中具有独特价值。

除广泛使用的EEG技术外,听觉注意对AEP反应的调节可以从脑磁图(magnetoencephalography, MEG)和功能性磁共振成像(functional Magnetic resonance imaging, fMRI)中解码。Joshua P等^[9]研究通过MEG(以2 kHz的采样率记录)在左侧顶上小叶区域解码了注意力目标。Lars等^[10]使用7.0T-fMRI将语音包络至双侧赫希尔回(HG)、右侧中颞上沟(mSTS)和左侧颞顶叶连接区(TPJ)。MEG和fMRI多用于高级认知研究和具体病因溯源评估。另一方面,听觉-耳电生理技术(Ear-EEG)和插入式脑电图(sEEG)因各自的局限性,在听觉临床评估和认知研究中的应用尚不广泛。上述记录技术的核心特点见表1。

2.3 信号处理技术与频段特征

对EEG信号的处理技术主要包括特征提取、伪影去除。目前已提出典型相关分析(canonical correlation analysis, CCA)、时间响应函数(temporal response functions, TRF)等算法模型用于重建听觉注意中的语音特征,频段特征为这一过程提供了关键生理指标。通过分析 α 波功率和 δ 波相位变化和幅值可追踪注意声源的位置,重建注意声源的运动轨迹,构建声源方位角^[11]。此外, α 波振荡能够介导跨模态转化, α 波功率降低可提示视觉注意力占用^[12]。使用标准人工耳蜗直接记录听觉神经活动可观察到,当注意力集中在听觉输入时,耳蜗螺旋神经节细胞 θ 波范围的神经活动增强^[13],可用于实时优化人工耳蜗电刺激参数。

3 听觉注意相关电位在CI患者术前及术后检测中的应用

基于第一部分的神经理论基础和相关电生理指标,目前,有关人工耳蜗植入前后P1、N1、P2、P3和MMN等相关电位对听觉注意的研究已有报道。

3.1 P1-N1-P2复合波

P1-N1-P2复合波被用于对听力损失患者言语识别、察觉能力的评估。音素辨别能力较差的阅读障碍患者有较大的P2以及较小的P1振幅^[14]。听觉处理障碍患者N1、P2减弱,N1峰值潜伏期显著增加^[15]。P1-N1-P2复合波也可用于人工耳蜗调试。Hanna等^[16]使用CAEP中的

N1波潜伏期评估人工耳蜗时间处理信息能力失配,N1、P2振幅增强说明电声刺激匹配成功。此外,Anna等^[17]对联合使用视觉诱发电位(visual evoked potential, VEP)的研究中,植入前记录的P1振幅与植入后患者的语音识别能力呈正相关,有助于预测人工耳蜗结果。

3.2 MMN

由于MMN无需受试者配合,且具有操作简单、非侵入性等特点,常应用于神经及精神心理疾病的诊断。不同年龄段、左右耳及年龄在MMN潜伏期及波幅差异无统计学意义。MMN作为听力学评价工具其性质稳定,在CI患者术前术后听觉注意能力(即听觉流分离)评估中有多年的应用经验。1998年,Sussman等^[18]首次将MMN范式使用到健听者的听觉流分离实验中。随后将MMN范式应用于学前儿童和健听被试者,探究听觉流融合和分离后不同的MMN变化。MMN可作为一种可靠的评估方法,验证听觉流效果分离的优劣^[19]。后续研究使用MMN对CI人群的听觉流表现进行探究,验证了MMN可作为客观评估CI人群听觉流分离效果的一种神经生理指标。

3.3 P300

自1965年Sutton等^[20]通过听觉实验首次发现P300以来,这一脑电成分便成为揭示听觉注意机制的关键工具。研究者利用Odd-ball范式确立其核心地位^[21]:低频靶刺激诱发的P3,尤其是反映自上而下注意资源分配与记忆更新的P3b成分,标志着高级认知选择,而偏差刺激声引发的P3a则体现自下而上的注意捕获^[22]。通过双耳分听等实验,P300被证实为大脑筛选相关声音、抑制无关信息的客观标志。1980年Donchin提出的背景更新理论进一步阐释其认知本质。目前有大量研究者用P300来客观评估CI患者术后对声音信息的处理能力。

3.4 事件相关电位与听努力度测试

听努力度(listening effort)是指人们在执行任务过程中主观支配调动的各种认知资源,如注意力、工作记忆等,反映了听者聆听的难易程度。听努力度的测量方式为行为学测试、电生理学测试、瞳距测量及问卷与量表,其中电生理学测试一般是测量其听觉事件相关电位^[23]。

随着任务难度提升,N1、N2的振幅减小而P3和晚期正电位(late positive potential, LPP)振幅增大;在安静测

表1 听觉注意相关信号记录技术特点对比

技术	空间分辨率	时间分辨率	优势	局限
EEG	低(厘米级)	高(毫秒级)	便携,低成本,实时监测,CI兼容	易受伪迹干扰,深部源定位困难
fNIRS	中(厘米级)	中(秒级)	CI兼容,儿童适用	仅限皮层浅层
MEG	高(毫米级)	高(毫秒级)	精准定位听觉皮层,无电场失真	设备昂贵,磁屏蔽要求高,CI用户不适用
fMRI	高(毫米级)	低(秒级)	精准定位听觉相关脑区	噪声大,CI用户不适用
Ear-EEG	低(厘米级)	高(毫秒级)	便携,可穿戴,日常环境适用	通道数量少,信号质量低
sEEG	高(毫米级)	高(毫秒级)	精准定位听觉皮层	侵入性强

试环境下,听力损失组的LPP振幅显著大于正常对照组^[24]。研究得出LPP是听努力度的核心指标,反应任务诱发的整体觉醒水平。与年轻人相比,注意力资源减少和信息处理能力下降的老年人具有更低的P300波幅和更长的P300潜伏期,证明了在噪声背景下P300可作为评估言语理解能力的有效神经指标^[25]。

3.5 听觉注意解码(auditory attention detection, AAD)相关电生理

AAD是一种利用大脑神经信号来识别受试者在众多声音中选择性聆听何种特定声音信息源的技术。AAD可以应用于下一代助听器和人工耳蜗的算法及解码过程,有望提升使用者在嘈杂环境的聆听体验,在临床上可用于评估患者的听觉处理能力^[26]。

当受试者集中注意力聆听某个特定声音时,其大脑皮层的神经活动会与该声音的某些特征产生同步或跟随效应。即使语音在频谱和时间上高度重叠,大脑仍能在听觉皮层形成独立的听觉对象表征^[27]。在需要空间信息的定位任务中,在后期顶枕区出现alpha偏侧化^[28]。在多音轨刺激中,受试者注意的乐器音型发生变化时,P300被显著诱发^[29]。

基于蕴含所选择聆听声音特征的脑电信号,研究者通过各种模型识别注意聆听的目标。Geravanchizadeh^[30]使用提出基于单次试验EEG和大脑有效连接性的新方法用于解码工作。Vandecappelle^[31]提出了轻量级卷积网络模型,无需语音包络信息。Shi等^[32]创新了线索掩蔽听觉注意范式,设计了AADNet深度学习模型。邱泽林^[33]等使用语音分离算法生成高质量单声源信号,并用融合双视角特征的端到端增强模块来进行听觉注意解码。王春丽等^[34]提出TSF-AADNet的新型EEG听觉注意解码网络,采用双分支并行结构,融合时空与频空特征,提高了解码精度,可为听力障碍诊断提供有效参考。

4 临床挑战与解决方案

听觉注意电生理测试在临床上最大的瓶颈在于受试者的注意力维持、信号噪声的干扰、设备成本等。通过优化实验任务、采用各种去噪手段,可显著提升测试的可重复性、效率和临床可及性。

4.1 受试者注意力的维持

许多听觉任务实验范式都是基于受试者在整个实验过程中保持对刺激的感知、记忆和辨别的假设,对听觉注意能力电生理测试的实验范式也是建立在此基础上。然而,实际实验过程中,即使是设计为持续注意的听觉任务,思维漂移和思维空白在所难免。其中,受试者保持听觉持续注意的能力与任务负荷、情绪状态以及疲劳程度

密切相关^[35],与年龄、耳鸣、配合度、体内激素水平等其他因素也存在相关性。为确保受试者能长时间集中注意力,应该优化实验范式,避免受试者在实验过程中过度疲劳,进而影响测试效果。实验范式的改进可从调整任务难度、休息时长等入手。为降低任务的难度负荷,可采用更柔和的音频素材防止声强导致的听觉负荷过大,或引入多样化的声音避免单一刺激导致的注意力疲劳。一般情况,单次连续听觉任务约20分钟是适宜的时长,若需更长时间应在5~15分钟内安排休息。对于大量短时的声音刺激,通常调节刺激间隙,控制受试者的疲劳程度。休息时长及刺激间隙需结合任务难度、受试者年龄和听力水平等情况进行调整。

4.2 信号噪声的干扰

周围电场环境会影响AEP的记录。研究者通常通过电屏蔽、远离干扰源、使用稳定的电源、机内信号抑制处理等手段减少伪迹的产生,并通过各种信号处理技术来剔除产生的伪迹^[36]。Downey^[37]提出Icanclean的新型EEG去噪算法,移除了脑电记录中的多种伪影。Arnau^[38]使用神经网络回归去除脑电图中心脏场伪迹。Liu等^[39]结合变分模态分解和二阶盲辨识来去除眼电和肌电伪迹。目前,暂时缺乏标准化的去伪流程,均需根据数据特性选择方法。

听觉注意相关电生理技术运用于人工耳蜗患者术前术后的检测和评估仍面临诸多困难。其中EEG在记录过程中易受人工耳蜗设备电刺激的干扰,且这种伪迹幅值较大,部分与大脑对声音刺激的响应同步,难以处理,成为当前研究的重难点。CI电图的伪迹预处理策略有线性插值、模板减法、经验模式分解、独立成分分析、机器学习等,但都存在一定局限性^[40]。Zheng^[41]将机器学习算法与独立成分分析和集成经验模态分解相结合,利用脑电图的时间特性自动检测CI伪影。对于大的CI伪影,独立成分分析不足以确保CI伪影衰减而不产生波形失真^[42]。Rossi等^[43]通过多通道维纳滤波器技术去除CI产生的电磁伪影。

另外,AEP易受眼动、肌肉收缩、受试者年龄和认知水平的影响。以P300为例,除年龄、精神状态、期望值、感知辨别的困难程度等影响因素外,被测对象的精神疾患、认知状态、饮食习惯、记忆能力差异等也会影响P300的潜伏期^[44]。

4.3 单一模态的局限性

EEG、fNIRS、MEG等技术以单一模态的形式独立应用时,其固有的物理和生理学限制会严重制约研究的深度与广度。EEG的局限性在于空间分辨率极低,而fNIRS的局限性在于时间分辨率极低,MEG虽然空间分辨率优

于EEG但其对实验次数有较高的需求。各个技术结合具有广阔的前景。Goldenholz^[45]发现了MEG和EEG的互补特性,实验结果强调了同步采集MEG与EEG的优势。Solís-Vivanco等^[46]用fMRI与EEG耦合技术探究认知加工相关的心理努力程度与前扣带回的关系。Lee等^[47]用MEG和EEG耦合技术探究听觉注意关注不同声音的机制,展示了该技术的优越性。

人工耳蜗使用者在“鸡尾酒会”等复杂声环境中难以分离目标语音与背景干扰。听觉注意相关电生理技术可客观评估CI患者的听觉处理能力,为个性化干预提供神经生理学依据。相较于传统的行为学测试和问卷评估,电生理技术能极大程度地避免主观因素的干扰,具有广阔的应用前景。通过脑电图(Electroencephalogram, EEG)、脑地形图(brain electrical activity mapping, BEAM)、功能性近红外光谱(functional Near-infrared spectroscopy, fNIRS)等记录相关脑电,用线性插值、模板减法去除伪迹,用各种模型重建听觉注意中的语音特征,得到各种与听觉注意相关的电位。其中,P1-N1-P2可用于评估患者言语识别能力,MMN电位可客观评估听觉流分离效果,P300可评估对声音信息的处理能力。综合运用这些电位,在临床上可以实现对患者听努力度的测量,完善对CI患者术前术后听觉能力的评估;在脑机接口领域可以实现听觉注意解码。虽然目前听觉注意相关电生理技术作为评估手段仍面临CI电伪迹和AEP受到各种因素影响的干扰,以及受试者本身持续注意力的个体差异。但随着人工智能的发展以及研究水平的提高,听觉注意相关电生理技术将不断迭代,有望突破上述局限,造福广大听障人群。

参考文献

- [1] Aldag N, Büchner A, Lenarz T, et al. Towards decoding selective attention through cochlear implant electrodes as sensors in subjects with contralateral acoustic hearing[J]. J Neural Eng, 2022, 19(1):016023.
- [2] Cherry EC. Some Experiments on the Recognition of Speech, with One and with Two Ears[J]. Journal of the Acoustical Society of America, 1953, 25(5):975-979.
- [3] 迟放鲁. 汉语普通话言语测听的发展[J]. 中国眼耳鼻喉科杂志, 2024, 24(1):12-15.
- [4] Mai A, Hillyard SA, Strauss DJ. Linear modeling of brain activity during selective attention to continuous speech: the critical role of the N1 effect in event-related potentials to acoustic edges[J]. Cogn Neurodyn, 2025, 19(1):110.
- [5] 夏雨奇, 刘玉和. 人工耳蜗植入术后认知功能的神经生理学评估方法[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2024, 22(5):555-560.
- [6] Aldag N, Nogueira W. Phoneme-related potentials recorded from normal hearing listeners and cochlear implant users in a selective attention paradigm to continuous speech[J]. Hearing Research, 2024, 454:109136.
- [7] Liu H, Bai Y, Zheng Q, et al. Electrophysiological correlation of auditory selective spatial attention in the "cocktail party" situation[J]. Hum Brain Mapp, 2024, 45(11):e26793.
- [8] O'Sullivan JA, Power AJ, Mesgarani N, et al. Attentional Selection in a Cocktail Party Environment Can Be Decoded from Single-Trial EEG [J]. Cerebral Cortex, 2015, 25(7):1697-1706.
- [9] Kulasingham JP, Joshi NH, Rezaeizadeh M, et al. Cortical Processing of Arithmetic and Simple Sentences in an Auditory Attention Task[J]. J Neurosci, 2021, 41(38):8023-8039.
- [10] Lars H, Iris M. H. H., Elia F. fMRI speech tracking in primary and non-primary auditory cortex while listening to noisy scenes[J]. Communications Biology, 2024, 7(1):1217.
- [11] Hausfeld L, Hamers IMH, Formisano E. Where is the cocktail party? Decoding locations of attended and unattended moving sound sources using EEG[J]. Neuroimage, 2020, 205:116283.
- [12] Niu W, Jiang Y, Zhang X, et al. Changes of Effective Connectivity in the Alpha Band Characterize Differential Processing of Audiovisual Information in Cross-Modal Selective Attention[J]. Neuroscience Bulletin, 2020, 36(9):1009-1022.
- [13] Gehmacher Q, Reisinger P, Hartmann T, et al. Direct Cochlear Recordings in Humans Show a Theta Rhythmic Modulation of Auditory Nerve Activity by Selective Attention[J]. J Neurosci, 2022, 42(7):1343-1351.
- [14] van Herten M, Pasman J, van Leeuwen TH, et al. Differences in AERP responses and atypical hemispheric specialization in 17-month-old children at risk of dyslexia[J]. Brain Res, 2008, 1201:100-105.
- [15] Liasis A, Bamiou DE, Campbell P, et al. Auditory event-related potentials in the assessment of auditory processing disorders: a pilot study[J]. Neuropediatrics, 2003, 34(1):232-9.
- [16] Dolhopiatenko H, Nogueira W. Cortical temporal mismatch compensation in bimodal cochlear implant users: Selective attention decoding and pupillometry study[J]. Hearing Research, 2025, 464:109306.
- [17] Weglage A, Layer N, Radecke JO, et al. Reduced Visual-Cortex Reorganization Before and After Cochlear Implantation Relates to Better Speech Recognition Ability[J]. J Neurosci Res, 2025, 103(5):e70042.
- [18] Sussman E, Ritter W, Vaughan HG Jr. Attention affects the organization of auditory input associated with the mismatch negativity system[J]. Brain Res, 1998, 789(1):130-138.
- [19] 徐丹莹. 利用失匹配负波客观评估人工耳蜗群体听觉流分离表现[D]. 哈尔滨工业大学, 2019.
- [20] Sutton S, Braren M, Zubin J, et al. Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty[J]. Science, 1965, 150(3700):1187-1188.
- [21] Squires NK, Squires KC, Hillyard SA. Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man[J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1975, 8(4):387-401.
- [22] 何春阳, 吴宗耀. P₃₀₀亚成分的研究及进展[J]. 中华物理医学与康复杂志, 1999, (02):51-53.
- [23] Kestens K, Van Yper L, Degeest S, et al. The P₃₀₀ Auditory Evoked Potential: A Physiological Measure of the Engagement of Cognitive Systems Contributing to Listening Effort[J]. Ear and Hearing, 2023,

- 44(6): 1389-1403.
- [24] Bertoli S, Bodmer D. Novel sounds as a psychophysiological measure of listening effort in older listeners with and without hearing loss[J]. Clin Neurophysiol, 2014,125(5):1030-1041.
- [25] Pearson DV, Shen Y, Hetrick WP, et al. P_{300} as an index of speech-in-noise understanding in complex acoustic environments in young and older adults[J]. Front Neurosci, 2025,19:1497781.
- [26] Jehn C, Kossmann A, Katerina Vavatzanidis N, et al. CNNs improve decoding of selective attention to speech in cochlear implant users[J]. J Neural Eng, 2025, 22(3):036034.
- [27] Ding N, Simon JZ. Emergence of neural encoding of auditory objects while listening to competing speakers[J]. Proc Natl Acad Sci U A. 2012,109(29):11854-9. .
- [28] Klatt LI, Getzmann S, Wascher E, et al. The contribution of selective spatial attention to sound detection and sound localization: Evidence from event-related potentials and lateralized alpha oscillations[J]. Biol Psychol, 2018, 138:133-145.
- [29] Treder MS, Purwins H, Miklody D, et al. Decoding auditory attention to instruments in polyphonic music using single-trial EEG classification [J]. J Neural Eng, 2014,11(2):026009.
- [30] Geravanchizadeh M, Bakhshalipour Gavani S. Selective auditory attention detection based on effective connectivity by single-trial EEG [J]. J Neural Eng, 2020,17(2):026021.
- [31] Vandecappelle S, Deckers L, Das N, et al. EEG-based detection of the locus of auditory attention with convolutional neural networks[J]. Elife. 2021,10:e56481.
- [32] Shi K, Liu X, Yuan X, et al. AADNet: Exploring EEG Spatiotemporal Information for Fast and Accurate Orientation and Timbre Detection of Auditory Attention Based on a Cue-Masked Paradigm[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2025,33:1349-1359.
- [33] 邱泽林,姚鼎鼎,李军锋. 融合双视角特征的两阶段脑控语音增强[J]. 声学学报, 2025, 50 (2): 362-372.
- [34] 王春丽,李金絮,高玉鑫,等. 一种基于时空频多维特征的短时窗口脑电听觉注意解码网络[J]. 电子与信息学报, 2025, 47 (3): 814-824.
- [35] Andrillon T, Burns A, Mackay T, et al. Predicting lapses of attention with sleep-like slow waves[J]. Nat Commun, 2021 ,12(1):3657.
- [36] Picton TW, Bentin S, Berg P, et al. Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria[J]. Psychophysiology, 2000,37(2):127-152.
- [37] Downey RJ, Ferris DP. iCanClean Removes Motion, Muscle, Eye, and Line-Noise Artifacts from Phantom EEG[J]. Sensors (Basel), 2023, 23(19):8214.
- [38] Arnau S, Sharifian F, Wascher E, et al. Removing the cardiac field artifact from the EEG using neural network regression[J]. Psychophysiology, 2023,60(10):e14323.
- [39] Liu C, Zhang C. Remove Artifacts from a Single-Channel EEG Based on VMD and SOBI[J]. Sensors (Basel), 2022,22(17):6698.
- [40] 倪广健,郑琪. 脑电信号中人工耳蜗伪迹去除技术的研究进展[J]. 天津大学学报(自然科学与工程技术版),2025,58(5):441-451.
- [41] Zheng Q, Wu Y, Zhu J, et al. Cochlear Implant Artifacts Removal in EEG-Based Objective Auditory Rehabilitation Assessment[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2024,32:2854-2863.
- [42] Deprez H, Gransier R, Hofmann M, et al. Independent component analysis for cochlear implant artifacts attenuation from electrically evoked auditory steady-state response measurements[J]. J Neural Eng, 2018,15(1):016006.
- [43] Rossi D, Cartocci G, Inguscio BMS, et al. Characterization of Cochlear Implant Artifact and Removal Based on Multi-Channel Wiener Filter in Unilateral Child Patients[J]. Bioengineering (Basel), 2024,11(8):753.
- [44] 王洪田. 听觉事件相关电位 P_{300} 简介[J]. 国外医学. 耳鼻喉科学分册,1995,(6):343-347.
- [45] Goldenholz DM, Ahlfors SP, Hämäläinen MS, et al. Mapping the signal-to-noise-ratios of cortical sources in magnetoencephalography and electroencephalography[J]. Hum Brain Mapp, 2009,30(4):1077-86.
- [46] Solís-Vivanco R, Jensen O, Bonnefond M. New insights on the ventral attention network: Active suppression and involuntary recruitment during a bimodal task[J]. Hum Brain Mapp, 2021,42(6):1699-1713.
- [47] Lee AK, Larson E, Maddox RK. Mapping cortical dynamics using simultaneous MEG/EEG and anatomically-constrained minimum-norm estimates: an auditory attention example[J]. J Vis Exp, 2012, 24(68): e4262.

收稿日期 2025-08-27

责任编辑 蒋 春