doi: 10.3969/j.issn.1672-4933.2026.06.011

视听整合线索对成年人工耳蜗植入者言语感知的作用及对脑功能网络的影响

Effects of Audiovisual Integration Cues on Speech Perception and Brain Functional Networks in Adult Cochlear Implant Users

田雪馨 何永委 张一凡 蔡洁青 张宏征

TIAN Xue-xin, HE Yong-wei, ZHANG Yi-fan, CAI Jie-qing, ZHANG Hong-zheng

【摘要】目的 人工耳蜗植入(CI)者在复杂声学环境中难以仅依赖降维的电听觉输入获得满意的言语识别率。视听整合可提供额外的视觉线索以补偿听觉信息缺失,但长期植入者在中枢功能重组后如何利用视听多维信息尚不明确。本研究选取植入时间较长的CI者,利用功能性近红外光谱技术(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)探究其从视听整合线索中获益的程度及相关中枢功能网络的变化特征,为改善CI者术后康复效果提供理论依据。**方法** 共纳入19名成人CI者(双侧6名、左侧6名、右侧7名)和19名年龄匹配的正常听力(normal hearing, NH)对照者。采用4通道噪声声码器处理言语材料,设置纯听觉、纯视觉和视听联合3种条件。使用功能性近红外光谱技术采集皮层血氧信号,计算各条件相对于基线的β值作为激活指标,运用基于网络的统计方法分析功能连接差异。**结果** 行为学上,CI组在视听联合条件下的言语识别率(83.95%±12.71%)显著高于纯听觉(33.74%±15.48%)和纯视觉(32.42%±18.38%)(P<0.001)。与纯听觉相比,视听整合使CI组正确率提升50.21%。CI组视听联合(AV)-纯听觉(A)绝对差值显著大于NH组(P=0.006)。标准化AV-A获益为CI组76.73%、NH组87.46%。fNIRS的β值分析显示,在视听联合条件下CI组右侧Broca同源区、右侧前运动皮层和右侧初级躯体感觉皮层的激活显著高于NH组。功能连接分析发现,CI组以右侧额叶区域为中心的跨半球前额叶连接显著强于NH组,而颞叶网络连接普遍减弱。**结论** 视听整合线索能显著提升成人CI者的言语识别能力,其视听整合增益效应与中枢跨模态重组有关。CI者脑功能网络的变化规律表现为右侧额-感觉运动皮层高激活、跨半球前额叶功能连接增强,而颞叶语言网络连接减弱。上述发现为CI术后视听康复提供了中枢研究基础。

【关键词】人工耳蜗植入;视听整合;跨模态重组;功能近红外光谱

【中图分类号】R764.43 **【文献标识码】**A **【文章编号】**1672-4933(2026)06-0619-07

【Abstract】*Objective* Cochlear implant (CI) recipients have limited capacity to achieve satisfactory speech recognition in complex acoustic environments when relying solely on degraded electrical auditory input. Audiovisual integration provides supplementary visual cues that compensate for the loss of auditory information. However, it remains unclear how long-term CI users utilize audiovisual multidimensional information following central functional reorganization. This study enrolled CI users with extended implant experience and employed functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to investigate the extent of benefit derived from audiovisual integration cues and the associated alterations in central functional networks. ***Methods*** A total of 19 adult CI users (6 bilateral, 6 left-sided, 7 right-sided) and 19 age-matched normal hearing (NH) controls were enrolled. Speech materials were processed using a four-channel noise vocoder, and three conditions were established: auditory-only, visual-only, and audiovisual combined. Cortical hemodynamic signals were acquired using fNIRS, with β-values relative to baseline calculated as activation indicators for each condition, and network-based statistical methods were applied to analyze functional connectivity differences. ***Results*** The CI group demonstrated significantly higher speech recognition scores under the audiovisual condition (83.95%±12.71%) compared to the auditory-only (33.74%±15.48%) and visual-only (32.42%±18.38%) conditions (P<0.001). Relative to auditory-only presentation, audiovisual integration improved accuracy by 50.21% in the CI group. The audiovisual integration gain (AV-A) was significantly greater in the CI group than in the NH group (P=0.0063). Standardized AV-A gain was 76.73% in CI and 87.46% in NH. NIRS β-value analysis revealed significantly greater activation in the right Broca's homologue, right premotor cortex, and right primary somatosensory cortex in the CI group compared to the NH group under the audiovisual condition. Functional

基金项目:南方医科大学临床研究专项"多感官稳态刺激治疗慢性耳鸣的优效性的临床研究"(dxlcyj007)

作者单位:南方医科大学珠江医院耳鼻咽喉头颈外科中心 广州 510280

作者简介:田雪馨 博士 主治医师;研究方向:耳科学,临床听力学

通讯作者:张宏征,E-mail:zhanghzh@outlook.com

connectivity analysis revealed that the CI group exhibited significantly stronger cross-hemispheric prefrontal connectivity centered on the right frontal region, while temporal network connectivity was generally reduced. ***Conclusions*** Audiovisual integration cues significantly enhance speech recognition in adult CI users, and this integration gain effect is associated with central cross-modal reorganization. The alterations in brain functional networks in CI users are characterized by hyperactivation of the right frontal-sensorimotor cortex, enhanced cross-hemispheric prefrontal functional connectivity, and reduced connectivity within the temporal language network. These findings provide potential neural mechanism for audiovisual rehabilitation in cochlear implantation.

【Key words】 Cochlear implant; Audiovisual integration; Cross-modal reorganization; Functional near-infrared spectroscopy

人工耳蜗(CI)通过电脉冲直接刺激内耳的螺旋神经节神经元,将声音信号转换为神经信号传递至大脑,是重度至极重度感音神经性听力损失患者重建听觉功能的主要手段[1]。目前,CI者在噪声或退化语音条件下听辨困难是国内外关注的重点,但尚无有效解决方案[2~4]。正常听力者的日常言语交流通常调用并整合多感官信息,视觉线索(如口唇运动)与听觉信息在时空上对齐并融合,形成统一感知,这一过程被称为视听整合[5, 6]。对CI者而言,由于长期听觉剥夺诱发跨模态皮层重组,原本处理听觉信息的颞叶皮层可能被视觉或躯体感觉输入占用,从而影响视听线索的整合[7, 8]。这种重组在人工耳蜗植入后可能持续存在,在重建的听觉输入与已建立的跨模态回路之间产生复杂交互[7, 9, 10]。然而,植入人工耳蜗后,患者能否利用视听整合改善听辨能力,以及脑功能网络神经机制仍不明确[11~15]。

语言加工不仅依赖经典的颞—额语言网络,还涉及感觉运动系统的广泛参与。感觉运动网络引导信息从初级感觉和运动皮层流向高级运动区,反映高效快速的信息传递[16]。在听力受损人群中,背外侧前额叶皮层(执行网络核心节点)体积减小,而感觉运动系统灰质体积显著增加[17, 18]。提示感觉运动网络与执行网络之间的动态交互可能是CI者的关键代偿通路。Broca区及其右侧同源区参与语言加工和感觉运动整合的神经环路。CI者在言语聆听过程中,除颞叶皮层外,右侧Broca同源区及辅助运动区、前扣带皮层等额叶区域也出现激活[19, 20]。在听觉剥夺条件下,右侧Broca同源区的激活增强可能反映了言语加工从颞叶听觉区向额叶感觉运动区的功能重组。CI者需要调动更多前额叶执行网络的认知控制资源来支持言语理解[21, 22]。对于依赖视觉面部线索补偿退化听觉输入的CI者,右侧Broca同源区的活动增强可能反映了感觉运动与言语加工系统之间的交互,但其具体作用仍需进一步研究阐明。

功能性近红外光谱技术(functional near-infrared spectroscopy,fNIRS)作为一种非侵入性、安全、便携的神经成像技术,在CI者的大脑皮层活动研究中发挥重要作用[23]。fNIRS与CI设备的电磁和电学组件完全兼容[24, 25],尤其适用于CI群体的脑功能研究[26]。本研究通过fNIRS技术,结合功能连接分析方法,探究CI者在视听整合任务中右侧Broca同源区的激活模式及其功能连接特征,为揭示CI视听整合的神经机制提供依据。

1 材料与方法

1.1 研究对象

选取南方医科大学珠江医院行人工耳蜗植入手术并定期复查的患者为CI组,入选标准:年龄18岁以上,能配合完成相关检查项目及试验任务,熟练使用普通话,裸眼或矫正视力正常,无眼部手术史,植入人工耳蜗超过24个月且工作正常,术后复查无相关并发症。最终入选CI者和年龄匹配的正常听力(normal hearing,NH)对照者19例。其中CI组男12例、女7例;年龄20～60岁,平均31.0岁(中位数25岁)。语前聋14例,语后聋5例;病因以先天性为主14例,另有药物性1例、鼻咽癌(nasopharyngeal carcinoma,NPC)2例、突发性聋1例、噪声暴露性聋1例。植入侧别为左侧6例、右侧7例、双侧6例;人工耳蜗品牌以Cochlear为主15例,MED-EL 4例。人工耳蜗使用时长2～22年,平均11.3年。实验前对所有CI者进行助听听阈检测。本研究经南方医科大学伦理委员会批准(2025-KY-120-01),所有参与者签署书面知情同意书。

1.2 实验材料与范式

实验在隔声室中进行。听觉刺激使用言语声,经4通道噪声声码器处理以去除精细频谱细节、保留时间包络,刺激强度校准为65 dB(A)。视觉刺激为1名男性说话者的动态唇读视频和静态面部图像。设置3种条件:(1)纯听觉(audio,A):滤波语音伴随静态面部图像;(2)纯视觉(visual,V):无声唇读视频;(3)视听联合(audiovisual,AV):滤波语音与动态唇读视频同步呈现。

fNIRS测试采用随机区组设计,每个区组包含7秒目标刺激和17～20秒静息态。受试者端坐于距离显示器1 m处,扬声器位于屏幕正上方(0°方向)。每个区组包含7秒目标刺激和17～20秒静息态。单次试验流程:首先呈现667 ms的注视点,随后播放65 dB SPL的言语材料(共呈现2遍,持续至7 s),要求受试者复述(54个试验中仅4个有复述反馈,其余50个为被动聆听,无复述要求)。每轮包含50个被动聆听试次(听觉、视听各20个,视觉10个)及4个行为反应试次。3种实验条件随机呈现,完整实验流程重复2遍。

1.3 数据采集

使用NirSmart-3000A系统(丹阳慧创医疗设备有限公司,中国)连续测量并记录实验期间大脑氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白浓度变化。刺激呈现和数据采集通过MATLAB控制,使用并口接口从刺激呈现电脑向fNIRS系统发送触发信号以确保时间同步。光极拓扑形成42个测量通道,覆盖区域对应额叶、枕叶和双侧颞叶。光极放置参考国际10-20系统。为便于与fMRI研究比较,使用三维数字化仪确定每位受试者的头坐标系,然后将通道位置配准到蒙特利尔神经学研究所(montreal neurological institute,MNI)模板[27, 28]。根据通道坐标的布鲁德曼分区确定19个感兴趣区(region of interest,ROI)。

1.4 数据分析

1.4.1 行为数据分析 根据受试者的句子复述反应计算每种刺激条件下的言语识别正确率。使用SPSS(版本26;IBM公司,美国)中的非参数检验方法(mann-whitney U检验和Kruskal-Wallis检验),分析不同组间及刺激条件下言语识别正确率是否存在显著差异。定义标准化获益指数:标准化AV-A获益=(AV−A)/(100−A)×100%;标准化AV-V获益=(AV−V)/(100−V)×100%。所有检验均为双尾,校正后P<0.05认为差异具有统计学意义。事后比较采用错误发现率(false discovery rate, FDR)法进行多重比较校正。

1.4.2 fNIRS数据分析 使用氧合血红蛋白浓度变化进行后续分析。数据预处理和分析分别使用MATLAB(MathWorks,美国)和SPSS(版本26;IBM公司,美国)软件完成。原始氧合血红蛋白数据按以下步骤预处理:(1)人工检查数据质量,排除被人工耳蜗遮挡的无效通道,其中2例右侧植入和1例左侧植入、1例双侧植入左侧对应的植入区域遮挡有效通道,对遮挡通道采用通道级排除,未进行插值,以避免引入偏倚;(2)将光强转换为光密度,再转换为氧合血红蛋白浓度变化;(3)使用Homer 2工具箱中的Spline方法进行运动伪迹校正[29];(4)使用4阶Butterworth滤波器进行带通滤波(0.01～0.09 Hz),去除心跳、呼吸等生理噪声和极低频漂移成分。预处理完成后,通过一般线性模型(general linear model, GLM)计算各实验条件对应的β值,作为衡量脑区任务诱发激活强度的量化指标[30, 31]。采用配对t检验对所有ROI的β值统计检验。所有检验均为双尾,校正后P<0.05认为差异具有统计学意义。事后比较采用错误发现率(false discovery rate, FDR)法进行多重比较校正。

使用网络基础统计(network-based statistic, NBS)分析脑网络连接矩阵,提取各通道或各感兴趣区的氧合血红蛋白(oxyhemoglobin, HbO)浓度变化时间序列。数据经Fisher-z转换后计算任意2个通道之间的功能连接强度[32]。设定初始连边阈值(t=3.1),筛选出t值高于阈值的超阈值连接。通过置换检验构建零分布以进行统计推断,重复次数设置5000,将实际观察到的各连通分量大小与零分布进行比较,计算经族系误差(familywise error rate, FWER)校正的P值。满足校正后阈值(P<0.05)的连通分量反映了组间网络连接的显著差异[33, 34]。

2 结果

2.1 CI使用者从视听整合中显著获益

对行为测试中句子复述正确率进行统计分析,CI者与NH受试者在不同条件下的言语识别率存在显著差异。如图1a所示,在A条件下,CI者的表现显著差于NH组(33.74%±15.48% vs. 60.32%±17.45%,P < 0.001)。AV条件下有统计学差异(83.95%±12.71% vs. 95.47%±4.13%,P < 0.001),但组间差异缩小。与纯听觉或纯视觉条件相比,视听整合显著提高了2组的言语识别正确率($P_{A\,vs\,AV}$ < 0.001,$P_{V\,vs\,AV}$ < 0.001)。在V条件下,两组间无统计学显著差异,但CI组表现略优(32.42%± 18.38% vs. 29.49%±10.68%)。与纯听觉相比,视听整合使CI组正确率提升50.21%;与纯视觉相比提升51.53%。图2b显示,CI组的视听整合获益(AV-A)显著大于NH组(P = 0.006,见表1),NH组AV条件接近上限(95.47%±4.13%),其AV-A差值受天花板效应压缩。标准化AV-A获益为(76.73%±17.43%)与NH组(87.46%±10.41%),标准化AV-V获益为CI组(77.10%±15.92%)与NH组(94.12%±5.04%)。结合标准化结果,CI组表现为听觉受限时视觉补偿空间更大。

表1 CI组与NH组视听整合获益(AV−A、AV−V)的组间比较

曼-惠特尼U检验	U	z	P
AV-A	274.5	2.7323	0.0063*
AV-V	84.5	−2.790	0.0053*

*P<0.05

图1c为双侧人工耳蜗(bilateral CI,biCI)、右侧人工耳蜗(right CI,rCI)和左侧人工耳蜗(left CI,lCI)组在不同条件下的言语识别率。3组在AV条件下的正确率均高于A或V条件(biCI:$P_{A\,vs\,AV}$ = 0.012,$P_{V\,vs\,AV}$ = 0.009;rCI:$P_{A\,vs\,AV}$ < 0.001,$P_{V\,vs\,AV}$ = 0.003;lCI:$P_{A\,vs\,AV}$ = 0.012,$P_{V\,vs\,AV}$ = 0.009),植入侧别组间无显著差异,各亚组仅6～7例,统计效力不足,未将阴性结果作为排除侧别效应的证据。图1d为3组视听整合获益的散点图,组间无显著差异。

2.2 右侧Broca同源区在视觉及视听条件下激活增强

fNIRS β值分析显示,在视听联合条件下,CI组在右侧Broca同源区(通道14)的激活显著高于NH组(t =

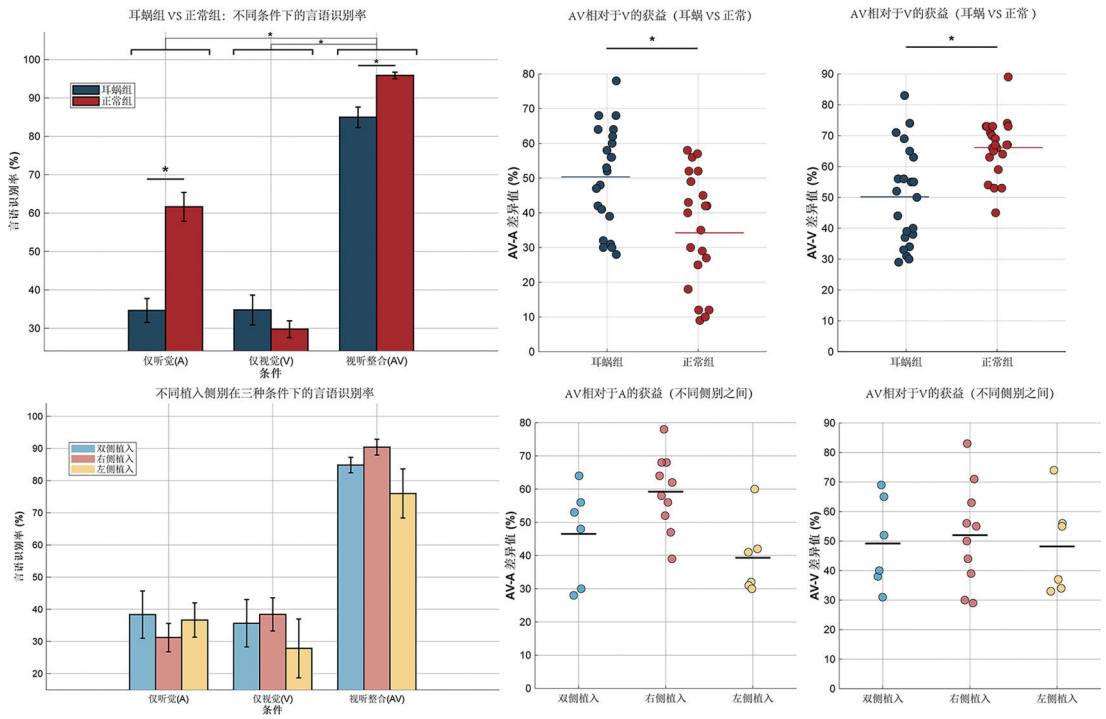

图1 不同视听条件下的言语识别率和获益

注：(a)CI组与NH组在纯听觉(A)、纯视觉(V)、视听联合(AV)3种条件下的言语识别率比较；(b)CI组与NH组的视听整合获益比较，其中AV−A反映视觉线索对听觉的增益，AV−V反映听觉线索在视觉基础上的增益；(c)双耳植入组(biCI)、右侧植入组(rCI)与左侧植入组(lCI)在三种条件下的言语识别率比较；(d)三组间视听整合获益(AV−A、AV−V)的比较

4.26，P = 0.0033)。此外，右侧前运动皮层(通道15：t = 4.089，P = 0.0033)和右侧初级躯体感觉皮层(通道27：t = 4.14，P = 0.0033)也呈现显著高激活。在纯视觉条件下，CI组右侧Broca同源区同样显著高于NH组(t = 3.732，P = 0.0143)。相比之下，在纯听觉条件下两组间无显著差异。图2为CI和NH者β值的大脑拓扑图，可观察到在视觉和视听整合场景下CI组在右额叶的高激活。

这一激活模式提示，高激活集中于右侧额-感觉运动区域，在纯视觉和视听联合条件下均出现，其中视听联合条件下组间差异最大且最稳定。提示该区域对视觉言语线索存在一般性反应增强，并参与视听整合，在CI者将视觉唇读信息与退化听觉信息进行整合的过程中发挥一定作用。

2.3 以右侧Broca同源区为中心的跨半球前额叶连接增强

基于网络的统计分析显示，在视听条件下CI组以右侧Broca同源区为中心的跨半球前额叶连接显著强于NH组：右侧Broca同源区—左侧额极区(t = −3.7252)、右侧Broca同源区—左侧背外侧前额叶(t = −3.3096)。图3a为CI组和NH组的功能连接矩阵，b为CI组相比NH组有显著差异的功能连接对，c为CI组相比NH组的t值功能连接矩阵。

此外，笔者发现CI组颞叶内部及颞叶间的功能连接在所有条件下均弱于NH组，具体包括视听条件下左侧Wernicke区—右侧颞上回(t = 3.2558)和左侧Wernicke区-右侧Wernicke区(t = 3.9245)的连接。颞叶语言网络连接减弱与跨半球前额叶连接增强并存。前者可能与长期听觉剥夺相关语言网络功能改变有关，后者可能反映代偿性参与。

3 讨论

3.1 视听整合的行为学获益与颞叶网络缺陷

本研究行为学实验结果表明，同时提供视听线索可显著改善CI者的言语分辨率。与纯听觉条件相比，视听联合使CI组言语识别率提升超过50%。既往亦有研究支持听障患者可通过视觉线索补偿听觉输入的不足[35, 36]。CI组在纯视觉条件下的表现略优于NH组，支持长期听觉剥夺可能增强视觉言语加工能力的观点[37]。

功能连接分析揭示，尽管CI者从视听整合中获得显著行为获益，其颞叶语言网络的功能连接却普遍弱于NH组。即使在视听条件下，左侧Wernicke区与右侧颞上回、左右Wernicke区之间的连接仍显著低于NH组。CI者听觉皮层与视觉皮层之间的功能连接增强与噪声下言语理解能力呈正相关，但这种连接增强主要体现在跨模态层面，而非颞叶

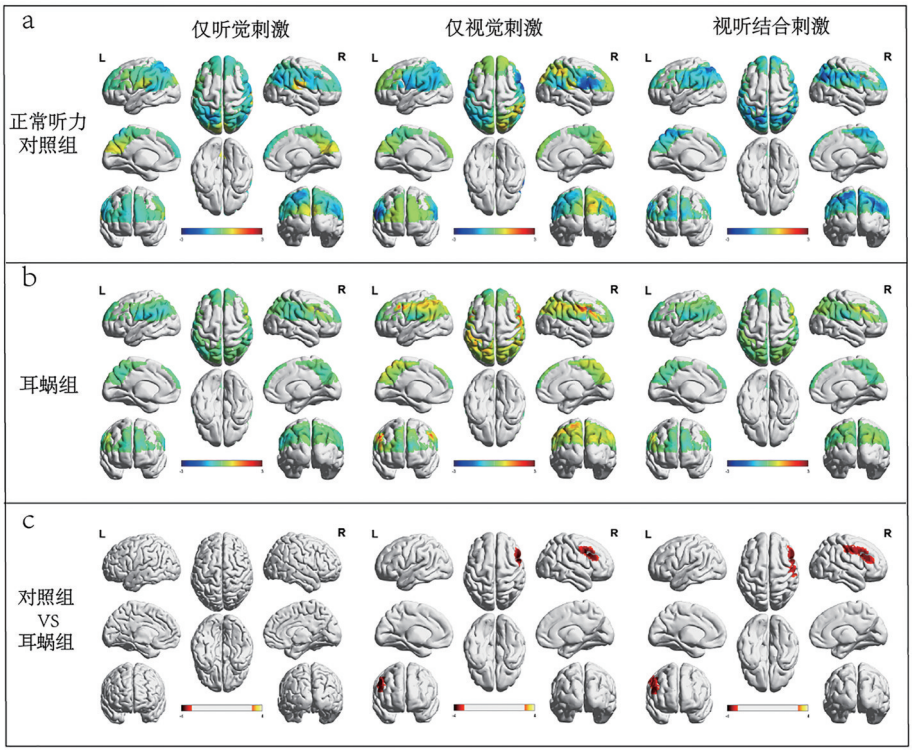

图2 CI组和NH组β值大脑拓扑图

注：(a)NH组在纯听觉(A)、纯视觉(V)、视听联合(AV)3种条件下的β值大脑拓扑图；(b)CI组在3种条件下的β值大脑拓扑图；(c)两组间独立样本*t*检验的*t*值拓扑图，红色区域代表CI组β值显著高于NH组的脑区(FDR校正，$P<0.05$)

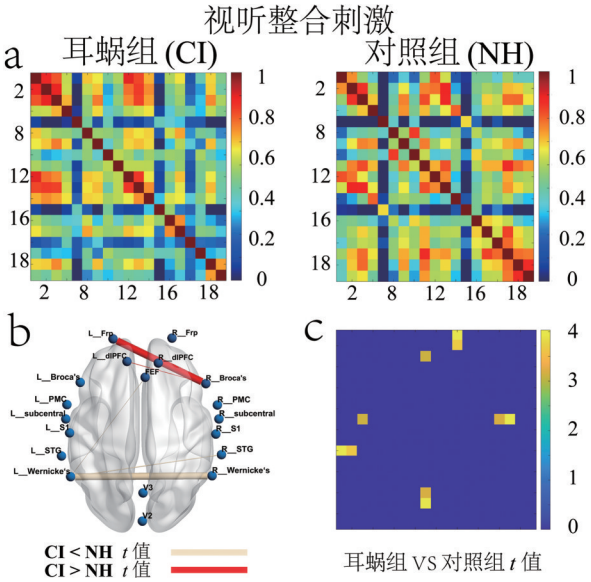

图3 耳蜗植入者视听整合网络连接拓扑图

注：(a)CI组(左)与NH组(右)功能连接矩阵热图；(b)组间显著差异连接的拓扑图(红色：CI>NH，黄色：CI<NH)；(c)组间差异t值矩阵热图。连边阈值$t=3.1$，FWER校正$P<0.05$

语言网络内部的恢复[38]。提示CI者的视听整合获益可能不依赖于颞叶语言网络连接的恢复，而涉及其他神经通路。颞叶网络的功能连接减弱可能与长期听觉剥夺导致的跨模态重组和功能特化改变有关[8, 39]，这种改变即使在使用人工耳蜗重建听觉输入后也难以完全逆转。

3.2 右侧Broca同源区及感觉运动区在视听条件下的激活增强

本研究的核心发现是右侧Broca同源区在视觉及视听条件下激活增强，其中视听联合条件下组间差异最大且最稳定。右侧Broca同源区参与复杂口面部运动的组织[40]、言语理解中的句法分析[41]，以及层级结构构建、动作加工和认知控制等一般功能[42]。CI者在言语聆听过程中，Broca区及其右侧半球同源区较正常听力者表现出更高的激活[19]。CI者术后唇读任务中Broca区活动从异常低下逐渐恢复，视觉—听觉—运动言语加工环路逐步重建[11]。对右侧Broca同源区施加θ爆发刺激可显著改善失语症患者的语言命名能力[43]。右侧Broca同源区可能是听觉剥夺后功能重组的重要区域之一，参与视觉唇读信息与残余听觉输入的整合过程。本研究中该区域在视觉/视听条件下的激活增强为上述发现提供了补充证据。

3.3 以右侧Broca同源区为中心的跨半球前额叶连接增强

右侧Broca同源区的激活增强并非孤立现象。本研究发现，以右侧Broca同源区为中心的跨半球前额叶连接（至左侧额极区、左侧背外侧前额叶）在CI组显著强于NH组。CI者在聆听言语时左侧前额叶皮层的活动显著高于正常听力者[44]，提示CI者需要更强的前额叶认知加工支持言语理解。背外侧前额叶作为执行控制的核心节点，其与右侧Broca同源区的连接增强可能反映CI者对前额叶认知资源的代偿性调用。颞叶内部及颞叶间连接的普遍减弱与跨半球前额叶连接的增强形成了对比。这一模式可能与颞叶语言网络功能改变和右侧额—感觉运动网络代偿性参与并存有关。右侧Broca同源区作为连接前额叶执行控制与感觉运动系统的节点，可能参与该过程；但横断面数据不能确定因果方向，需纵向或干预研究验证。

3.4 研究启示与未来方向

基于脑功能的测评手段为客观了解CI者术后神经可塑性及康复效果提供了新思路[45]。fNIRS作为一种与CI兼容的成像技术，可用于监测该网络的活动特征。本研究提示视觉言语输入与右侧Broca同源区激活相关；唇读训练等干预是否可调节该网络并改善康复效果，需未来研究验证。针对感觉运动网络的训练，如节律匹配、言语发音观察可能有助于建立更有效的感知—运动映射。

本研究也存在一定局限性。参与者以语前聋为主，年龄跨度较大（20～60岁），结果主要反映语前聋CI者的功能网络模式。行为复述任务与fNIRS被动聆听任务不匹配，不能将行为获益直接归因于被动聆听脑激活。样本量不足以检测植入侧别效应，未将侧别作为协变量纳入主要分析。缺乏纵向追踪数据限制了对神经重组动态过程的认识。未来研究可结合纵向设计追踪右侧Broca同源区激活水平的变化轨迹及其与康复效果的关系，探索基于该网络靶点的行为干预和神经调控策略。

4 结论

视听整合线索可显著提升成人CI者的言语识别能力，CI人群在听觉受限条件下视觉补偿空间更大。脑功能特征表现为右侧Broca同源区在视觉/视听条件下激活增强、跨半球前额叶连接增强与颞叶网络连接减弱并存。上述发现为未来视觉言语康复训练和神经调控研究提供了潜在研究方向。

参考文献

[1] Mowry SE, Woodson E. Cochlear Implant Surgery[J]. JAMA otolaryngology-head & neck surgery, 2019, 146(1): 92-92.

[2] Kral A, Dorman MF, Wilson BS. Neuronal Development of Hearing and Language: Cochlear Implants and Critical Periods[J]. Annu Rev Neurosci, 2019, 42: 47-65.

[3] Boisvert I, Reis M, Au A, et al. Cochlear implantation outcomes in adults: A scoping review[J]. PLoS One, 2020, 15(5): e0232421.

[4] Shannon RV, Zeng FG, Kamath V, et al. Speech recognition with primarily temporal cues[J]. Science (New York, NY), 1995, 270(5234): 303-304.

[5] Stein BE, Stanford TR. Multisensory integration: current issues from the perspective of the single neuron[J]. Nat Rev Neurosci, 2008, 9(4): 255-266.

[6] Gao C, Green JJ, Yang X, et al. Audiovisual integration in the human brain: a coordinate-based meta-analysis[J]. Cereb Cortex, 2023, 33(9): 5574-5584.

[7] Kral A, Sharma A. Crossmodal plasticity in hearing loss[J]. Trends Neurosci, 2023, 46(5): 377-393.

[8] Bavelier D, Brozinsky C, Tomann A, et al. Impact of early deafness and early exposure to sign language on the cerebral organization for motion processing[J]. J Neurosci, 2001, 21(22): 8931-8942.

[9] Stropahl M, Plotz K, Schönfeld R, et al. Cross-modal reorganization in cochlear implant users: Auditory cortex contributes to visual face processing[J]. Neuroimage, 2015, 121: 159-170.

[10] Sandmann P, Dillier N, Eichele T, et al. Visual activation of auditory cortex reflects maladaptive plasticity in cochlear implant users[J]. Brain, 2012, 135(Pt 2): 555-568.

[11] Rouger J, Lagleyre S, Démonet JF, et al. Evolution of crossmodal reorganization of the voice area in cochlear-implanted deaf patients[J]. Hum Brain Mapp, 2012, 33(8): 1929-1940.

[12] Paul BT, Bajin MD, Uzelac M, et al. Evidence of visual crossmodal reorganization positively relates to speech outcomes in cochlear implant users[J]. Sci Rep, 2022, 12(1): 17749.

[13] Anderson CA, Lazard DS, Hartley DE. Plasticity in bilateral superior temporal cortex: Effects of deafness and cochlear implantation on auditory and visual speech processing[J]. Hear Res, 2017, 343: 138-149.

[14] Kartheiser G, Cormier K, Bell-Souder D, et al. Neurocognitive outcomes in young adults with cochlear implants: The role of early language access and crossmodal plasticity[J]. Hear Res, 2024, 451: 109074.

[15] Deroche MLD, Wolfe J, Neumann S, et al. Cross-modal plasticity in children with cochlear implant: converging evidence from EEG and functional near-infrared spectroscopy[J]. Brain Communications, 2024, 6(3):fcae175.

[16] Bi B, Che DF, Bai YY. Neural network of bipolar disorder: Toward integration of neuroimaging and neurocircuit-based treatment strategies [J]. Translational Psychiatry, 2022, 12(1):143-143.

[17] Wang X, Xu P, Li P, et al. Alterations in gray matter volume due to unilateral hearing loss[J]. Sci Rep, 2016, 6: 25811.

[18] Wolak T, Cieśla K, Pluta A, et al. Altered Functional Connectivity in Patients With Sloping Sensorineural Hearing Loss[J]. Front Hum Neurosci, 2019, 13: 284-284.

[19] Naito Y, Tateya I, Fujiki N, et al. Increased cortical activation during hearing of speech in cochlear implant users[J]. Hear Res, 2000, 143(1-

2): 139-146.

[20] Naito Y, Okazawa H, Honjo I, et al. Cortical activation with sound stimulation in cochlear implant users demonstrated by positron emission tomography[J]. Brain research Cognitive brain research, 1995, 2(3): 207-214.

[21] 张大华,汪洁,袁英,等. 经典Broca区在语言加工中的研究进展[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2023, 21(2): 162-165.

[22] 颜硕,杜海侨,李佳楠,等. 功能性近红外成像技术在人工耳蜗植入患者大脑皮层研究中的应用现状[J]. 中华耳科学杂志, 2025, 23(8): 989-994.

[23] 丁志伟,张驰,王方园,等. 功能性近红外成像技术在听力学领域中的应用[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2023, 21(2):166-169.

[24] Butera IM, Larson ED, Defreese AJ, et al. Functional localization of audiovisual speech using near infrared spectroscopy[J]. Brain Topogr. 2022, 35(4):416-430.

[25] Leon-Carrion J, Leon-Dominguez U. Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS): Principles and Neuroscientific Applications [M]. Neuroimaging Methods. Croatia, Rijeka: In-Tech, 2012. 47-74.

[26] Saliba J, Bortfeld H, Levitin DJ, et al. Functional near-infrared spectroscopy for neuroimaging in cochlear implant recipients[J]. Hear Res, 2016, 338: 64-75.

[27] Eickhoff SB, Stephan KE, Mohlberg H, et al. A new SPM toolbox for combining probabilistic cytoarchitectonic maps and functional imaging data[J]. Neuroimage, 2005, 25(4): 1325-1335.

[28] Tsuzuki D, Dan I. Spatial registration for functional near-infrared spectroscopy: from channel position on the scalp to cortical location in individual and group analyses[J]. Neuroimage, 2014, 85 (Pt 1): 92-103.

[29] Brigadoi S, Ceccherini L, Cutini S, et al. Motion artifacts in functional near-infrared spectroscopy: a comparison of motion correction techniques applied to real cognitive data[J]. Neuroimage, 2014, 85 (Pt 1): 181-191.

[30] 刘军,陈雪清,韩德民,等. 先天性重度耳聋儿童人工耳蜗植入后大脑皮层跨模态功能重组研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2017, 34(5): 721-727.

[31] Santosa H, Zhai X, Fishburn F, et al. The NIRS Brain AnalyzIR Toolbox[J]. Algorithms, 2018 , 11(5):73-73.

[32] Silver NC, Dunlap WP. Averaging correlation coefficients: should Fisher's z transformation be used?[J]. J Appl Psychol, 1987, 72, 146-148.

[33] Zalesky A, Fornito A, Bullmore ET. Network-based statistic: identifying differences in brain networks[J]. Neuroimage, 2010, 53(4): 1197-1207.

[34] Baggio HC, Abos A, Segura B, et al. Statistical inference in brain graphs using threshold-free network-based statistics[J]. Hum Brain Mapp, 2018, 39(6): 2289-2302.

[35] Song JJ, Lee HJ, Kang H, et al. Effects of congruent and incongruent visual cues on speech perception and brain activity in cochlear implant users[J]. Brain Struct Funct, 2015, 220(2): 1109-1125.

[36] Paul BT, Trinh V, Chen J, et al. Speech outcomes in cochlear implant users depend on visual cross-modal cortical activity measured before or after implantation[J]. Brain Commun, 2025, 7(1): fcaf071.

[37] Finney EM, Fine I Fau - Dobkins KR, Dobkins KR. Visual stimuli activate auditory cortex in the deaf[J]. Nat Neurosci. 2001, 4(12):1171-1173.

[38] Fullerton AM, Vickers DA, Luke R, et al. Cross-modal functional connectivity supports speech understanding in cochlear implant users [J]. Cereb Cortex, 2023, 33(7): 3350-3371.

[39] Zhou X, Seghouane AK, Shah A, et al. Cortical Speech Processing in Postlingually Deaf Adult Cochlear Implant Users, as Revealed by Functional Near-Infrared Spectroscopy[J]. Trends Hear, 2018, 22: 2331216518786850.

[40] Nishitani N, Schürmann M, Amunts K, et al. Broca's region: from action to language[J]. Physiology (Bethesda), 2005, 20: 60-69.

[41] Maess B, Koelsch S, Gunter TC, et al. Musical syntax is processed in Broca's area: an MEG study[J]. Nat Neurosci, 2001, 4(5): 540-545.

[42] Fedorenko E, Duncan J, Kanwisher N. Language-selective and domain-general regions lie side by side within Broca's area[J]. Curr Biol, 2012, 22(21): 2059-2062.

[43] Kindler J, Schumacher R, Cazzoli D, et al. Theta burst stimulation over the right Broca's homologue induces improvement of naming in aphasic patients[J]. Stroke, 2012, 43(8): 2175-2179.

[44] Sherafati A, Dwyer N, Bajracharya A, et al. Prefrontal cortex supports speech perception in listeners with cochlear implants[J]. eLife, 2022, 11:e75323.

[45] 翟昱,卢春明. 基于脑功能的人工耳蜗植入儿童听力语言功能测评[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2020, 18(4): 250-256.

收稿日期 2026-06-10
修回日期 2026-09-23
录用日期 2026-09-29
责任编辑 蒋 春