

doi: 10.3969/j.issn.1672-4933.2026.01.006

人工耳蜗植入者位置特异性相间间隙效应与竞争语境言语识别的相关性研究初探

A Preliminary Study to Investigate the Correlation Between Position-Specific Effect of Interphase Gap and Competing Acoustic Environments Speech Recognition in Cochlear Implant Receivers

宫梦芳¹ 何倩¹ 朱晓婷¹ 盛小靓² 康诗雨² 刘济生¹ 陶朵朵¹

GONG Meng-fang, HE Qian, ZHU Xiao-ting, SHENG Xiao-liang, KANG Shi-yu, LIU Ji-sheng, TAO Duo-duo

【摘要】目的 探讨人工耳蜗植入(CI)者外周听神经功能通过相间间隙(interphase gap effect, IPG)效应评估与竞争语境言语识别表现的相关性,分析不同耳蜗区域的神经功能贡献差异。**方法** 纳入13例单侧Nurotron CS-20A(TM) CI者,年龄9~68岁,植入时间0.25~14年,植入电极长度均为22 mm。测量蜗顶至蜗底4个电极(E1:213 Hz, E7:945 Hz, E13:1920 Hz, E19:3992 Hz)在IPG为5 μ s与30 μ s的电诱发复合动作电位(electrically evoked compound action potential, ECAP),通过计算振幅增长函数(amplitude growth function, AGF)斜率,获得IPG效应。言语测试包括:(1)安静与稳态噪声(+5 dB SNR)下双音节词/短句识别正确率;(2)同性(男声)与异性(女声)竞争掩蔽下的闭集短句识别阈(threshold of masked speech recognition, TMR dB)。**结果** IPG效应存在个体间及电极间差异(E1:18%, E7:51%, E13:56%, E19:28%;引出率61.5%~84.6%)。E1(低频区)IPG效应与安静/噪声下双音节词识别率($r=0.555-0.723$, $P<0.05$)、噪声下句子识别率($r=0.589$, $P=0.034$)呈正相关,与女声掩蔽识别阈呈负相关($r=-0.637$, $P=0.019$)。**结论** IPG效应与言语识别表现存在明确的位置特异性关联,蜗顶区编码低频信号的神经功能(E1)是噪声与竞争语境下言语感知的关键生物标志物。IPG效应可作为评估外周听神经健康的特异性指标。

【关键词】 人工耳蜗植入;竞争语境;言语识别;相间间隙;电诱发复合动作电位

【中图分类号】 R764.04

【文献标识码】 A

【文章编号】 1672-4933(2026)01-0029-06

【Abstract】 Objective This study aimed to investigate the position-specific correlation between peripheral auditory nerve function (evaluated via the interphase gap effect, IPG effect) and speech recognition performance in competing acoustic environments among cochlear implant (CI) users, with a focus on the differential contributions of neural functions across cochlear regions. **Methods** Thirteen unilateral Nurotron CS-20A(TM) CI users (aged 9–68 years), all with an implanted electrode length of 22 mm, were included, and the slopes of the amplitude growth functions (AGF) of the electrically evoked compound action potential (ECAP) were measured at four electrodes from the cochlea apex to the cochlea floor (E1:213 Hz, E7:945 Hz, E13:1920 Hz, and E19:3992 Hz) in the IPG = 5 μ s versus 30 μ s condition, and the electrode-specific IPG was calculated. Speech tests included correct bisyllabic word/phrase recognition in quiet vs. steady state noise (+5dB SNR), and closed-set phrase recognition threshold (TMR) under competing masking of same-sex (male) vs. opposite-sex (female) voices. **Results** There were inter-individual and inter-electrode differences in the IPG effect (E1:18%, E7:51%, E13:56%, E19:28%; elicitation rates 61.5%–84.6%). The IPG effect in the E1 (low-frequency region) was positively correlated with disyllabic word recognition rate in quiet/noise ($r=0.555-0.723$, $P<0.05$), and sentence recognition rate in noise ($r=0.589$, $P=0.034$), and negatively correlated with female voice masking recognition threshold ($r=-0.637$, $P=0.019$). **Conclusion** There is a clear location-specific association between the IPG effect and speech recognition performance, and low-frequency neural function in the cochleo-parietal region (E1) is a key biomarker of speech perception in noisy and competing contexts. The IPG effect can be used as a specific indicator for assessing the health of peripheral nerves.

【Key words】 Cochlear implant; Competing speech; Speech recognition; IPG; Electrically evoked compound action potential

基金项目:国家自然科学基金项目(82571311&82171159);江苏省卫健委重点项目(K2024079);苏州市科技计划项目(SKY2023043);苏州市基础研究试点项目(SSD2024025)

作者单位:1 苏州大学附属第一医院耳鼻咽喉科 苏州 215000

2 苏州大学苏州医学院 苏州 215000

作者简介:宫梦芳 硕士在读;研究方向:耳科学

通讯作者:陶朵朵, E-mail:entdtao@163.com

人工耳蜗植入(CI)是目前治疗重度、极重度感音神经性听力损失的主要手段之一。然而,CI者的言语识别能力存在显著的个体差异^[1],这种差异在多人讲话的竞争语言环境中尤为突出^[2]。言语感知的个体差异不仅源于设备参数、编码策略和听觉经验,更与植入人工耳蜗的外周听神经功能状态密切相关^[3]。存活的螺旋神经节神经元(spiral ganglion neuron, SGN)数量和功能完整性是决定电声信号转换效率的基础^[1,4],而神经功能的区域异质性可能进一步影响复杂声场景下的信息处理能力。

电诱发复合动作电位(electrically evoked compound action potentials, ECAP)作为评估SGN同步放电的无创电生理指标,其振幅增长函数(amplitude growth function, AGF)的斜率、阈值等参数已被用于间接反映神经存活状况,并显示出与言语感知的相关性^[5,6]。然而,这些传统ECAP参数易受电极-神经界面因素(如电极-神经距离、组织阻抗)的显著干扰,限制了其在临床实践中作为神经健康特异性评估指标的可靠性^[5,7]。

为提升评估SGN功能状态的特异性,研究者提出了基于改变双相脉冲相间间隙(interphase gap, IPG)的评估方法^[8]。延长IPG(如在5 μ s基础上延长至30 μ s)能有效增强ECAP响应,表现为ECAP振幅增大、AGF斜率升高或阈值降低,这一现象被称为相间间隙效应(IPG效应)^[9]。IPG效应,特别是基于AGF斜率的变化,即IPG斜率效应被认为是评估听觉神经(auditory nerve, AN)功能状态,尤其是神经存活密度和同步性的关键指标^[10~12]。

动物模型研究证实,IPG斜率效应与SGN密度呈显著正相关^[10]。临床研究表明,全电极平均IPG效应可预测噪声下言语识别^[13]。然而,既往探讨IPG效应与言语识别关系的研究多聚焦于全电极平均响应值^[14],忽略了耳蜗内不同区域(如顶转对应低频区、底转对应高频区)神经功能的异质性及其对整体言语感知可能存在的差异性贡献^[13]。低频区域功能在言语理解,特别是在噪声和竞争语音环境下的言语识别中具有重要作用^[15,16]。因此,仅使用平均指标可能模糊关键区域的神经功能状态与言语表现之间的特异性关联。目前尚缺乏对竞争语音环境言语识别的针对性研究。现有文献多聚焦于稳态噪声(如+5 dB SNR或+10 dB SNR下的句子识别),而竞争语言环境涉及多说话者干扰,其听觉感知机制与稳态噪声存在明显差异。多说话者的竞争语音产生以信息掩蔽(informational masking)为主导的听觉掩蔽,需要听者依赖声学线索进行听觉流分离(auditory stream segregation)与整合。而稳态噪声产生的听觉掩蔽以能量掩蔽(energetic masking)为主,目标语音与掩蔽语音在频谱-时间上有重叠时产生。目前,IPG效应能否预测信息掩蔽主

导的竞争语音识别能力,尚鲜有报道。

因此,本研究创新性地采用分电极分析策略,选取位于耳蜗不同频率区域(蜗顶、中、底转)的4个代表性电极(E1, E7, E13, E19),精确测量每个电极在短IPG(5 μ s)和长IPG(30 μ s)条件下的ECAP AGF斜率,并计算其电极特异性的IPG斜率效应(IPG效应)。同时,系统评估CI者在多种条件下的言语识别表现,包括安静和稳态噪声(+5 dB SNR)下的双音节词和短句识别率,以及更具生态效度的竞争语音掩蔽(同性/异性说话者)下的闭集短句识别阈(threshold of masked speech recognition, TMR),以揭示不同位置电极的IPG效应与安静、噪声及竞争语境下多种言语识别指标之间是否存在位置特异性的关联模式,并探究位置特异性IPG效应(尤其蜗顶低频区)能否预测竞争语音环境(信息掩蔽)下的言语识别表现,旨在为理解人工耳蜗植入者言语感知差异的神经基础提供更精细化的证据,并为未来基于局部神经功能评估的个体化康复策略(如电极选择、刺激参数优化)提供重要的理论依据。

1 资料与方法

1.1 研究对象

招募2025年3月~2025年8月苏州大学附属第一医院耳鼻喉科就诊的人工耳蜗植入者,纳入标准:(1)人工耳蜗使用时长 ≥ 3 个月;(2)母语为汉语普通话,且有较好的言语识别表现;(3)年龄 ≥ 6 岁,可以理解并完成测试;(4)常规使用言语处理器且无设备故障;(5)耳蜗发育无畸形、人工耳蜗电极全部植入者。最终纳入13名Nurotron CS-20A(TM)植入者,男性8名,女性5名。耳聋时长 22.5 ± 14.4 年(2~50年),CI使用时间 3.4 ± 4.7 年(0.3~14年),CI植入年龄 35 ± 20.5 岁(5~67岁),CI测试侧别右侧6例,左侧7例,日常聆听模式CI+HA3例,CI+CI 5例,单侧CI 4例。所有测试均在人工耳蜗稳定使用 ≥ 3 个月后统一进行,确保设备适应状态一致。所有参与者均签署知情同意书(未成年人由法定监护人签署)。该研究获得苏州大学附属第一医院的伦理委员会批准(2025121)。

1.2 ECAP测试

使用诺尔声软件(NuroSound 1.1.0)神经反应测试模块进行ECAP测量。选取1号(E1)、7号(E7)、13号(E13)、19号(E19)4个电极作为目标电极进行ECAP测试。其对应的相对蜗顶-蜗底区域定义基于Nurotron CS-20A(TM)人工耳蜗22 mm规格电极的物理分布,以电极阵列插入方向的远端为相对蜗顶、近端为相对蜗底,即E1为相对蜗顶区(对应低频区)、E7/E13为相对蜗中转区(对应中频区)、E19为相对蜗底区(对应高频区)。每个电极对

应的频率范围和中心频率分别为 E1 (152~274 Hz, 213 Hz), E7 (884~1005 Hz, 945 Hz), E13 (1798~2041 Hz, 1920 Hz), E19 (3728~4235 Hz, 3992 Hz)。刺激模式为阴极领先双向脉冲, 脉冲间隔为 350 μ s, 脉冲相位持续时间为 50 μ s, 增益为 32 dB, 刺激速率为 33.3 Hz, 迭代次数为 10。起始刺激强度为 5 CU, 以 5 CU 的步长逐步增加, 直至刺激强度达到受试者感知阈值, 分别记录 IPG=5 μ s 和 IPG=30 μ s 的 ECAP 波形。

1.3 IPG 效应计算

使用 Sigmoidal 回归函数^[10]拟合 ECAP 输入/输出 (I/O) 曲线:

$$ECAP_N = \frac{a}{1 + e^{-b(L-L_0)}},$$

$ECAP_N$ 代表 ECAP 的标准化振幅, L 代表刺激强度 (μ A), a 代表 $ECAP_N$ 的上界, L_0 代表 $ECAP_N$ 中点时的刺激强度 (μ A), b 代表斜率。图 1 展示了其中一名受试者 (S06) 在不同 IPG 下测量获得的 ECAP 振幅增长函数 (AGF)。黑色实线代表了其 AGF 的斜率。采用比值法^[17]对每个电极在 IPG=5 μ s 和 IPG=30 μ s 的 ECAP 的 AGF 斜率差异进行量化, 从而计算得到 IPG 效应, 公式如下:

$$\text{IPG 效应} = \frac{\text{AGF斜率}_{(\text{long IPG})} - \text{AGF斜率}_{(\text{short IPG})}}{\text{AGF斜率}_{(\text{short IPG})}} * 100\%$$

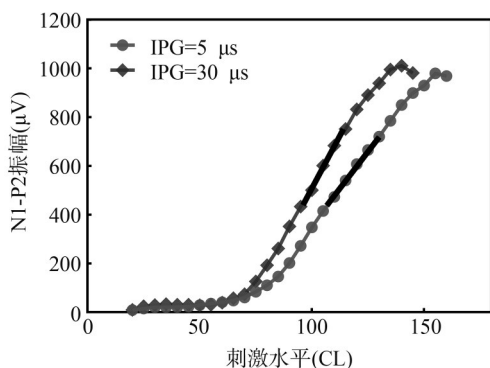


图 1 计算 IPG 效应的示意图

注: IPG=5 μ s 和 30 μ s 的 ECAP AGF 分别用圆形和菱形符号绘制, 黑色实线表示 AGF 最陡斜率

1.4 言语识别测试

1.4.1 竞争语境言语识别测试 采用闭集中文短句测试 (closed-set mandarin speech, CMS)^[2,18,19]对所有受试者进行竞争语境言语感知测试。闭集测试是指, 受试者在每次试验中听到目标语句后, 需从一个候选词集合中进行选择, 而非进行开放式复述。测试中, 所有句子均由以普通话为母语的成人发出。目标语音由一名平均基频 (fundamental frequency, F0) 为 124.0 Hz 的男性说话者录制。掩蔽语音则分别由另外 2 名男性说话者 (同性掩蔽条件,

same-sex, ss maskers; F0 分别为 128.5 Hz 和 156.3 Hz), 或 2 名女性说话者 (异性掩蔽条件, different-sex, ds maskers; F0 分别为 177.2 Hz 和 225.9 Hz) 录制。目标语音是以“小王”开头, 其余词语则从其余类别中随机选择。掩蔽语音以除“小王”以外的任何名字开头, 且包含与目标语音不同的词语; 不同掩蔽语音的句子不同。因此, 每次试验中的 3 个语音都没有共同的词语。测试结果以语音识别阈值 (speech recognition thresholds, SRTs) 表示。SRTs 为目标语音关键词正确识别率为 50% 时的 TMR。实验初始阶段采用 4 dB 的步长进行前两次反转, 后续调整为 2 dB 步长。每个测试序列需记录 8 次反转数据, 若 25 次试验内未达到 8 次反转则终止当前序列并启动新序列。仿照坐标响应测量范式^[20], 受试者需识别目标语句中随机选自数字和颜色类别的两个关键词。正确识别双关键词时降低目标掩蔽比 (TMR), 识别错误则提高 TMR。通过取最后 6 次 TMR 反转的平均值计算每个测试序列的 SRT, 每种听觉条件完成两次测试序列后取 SRT 均值。听觉条件设置与重复次数在受试者内部及群体间均采用随机化设计。

1.4.2 安静及噪声环境下言语识别测试 采用中文言语短句测试 (mandarin speech perception test, MSP) 进行。该材料包含 10 组句子列表, 每组 10 句, 均由同一女性录制, 每句包含 7 个单音节点, 每组列表共计 70 个单音节点。噪声测试中, 采用频谱匹配技术将稳态噪声调整为与女声所有句子平均频谱一致, 信噪比 (SNR) 固定为 +5 dB。测试时随机选取一组列表, 再从中随机抽取一句呈现给受试者, 要求其复述。受试者被告知每句含 7 个单词, 遇到不理解的单词可尝试猜测。若受试者未作回应或仅作部分回应, 测试员将重复句子并引导其完整复述全部 7 个单词。成绩以句子中正确识别单词的百分比计分; 每位受试者测试两组词表, 最终取两次测试的平均值。

1.4.3 测试在室内本底噪声 ≤ 30 dB (A) 的隔声室进行, 测试前进行声场校准, 受试者以坐位正面对单个扬声器, 距离 1 m, 扬声器与受试者耳水平保持一致。受试者去除测试耳对侧的辅听装置 (助听器或人工耳蜗) 并堵耳。如为单侧 CI 者, 则只进行对侧耳堵耳。受试者使用其日常 CI 参数设置, 并且在整个研究过程中不变。

1.5 统计分析

所有统计分析均采用 SPSS 25.0 软件进行。采用 χ^2 检验比较 4 个电极的 IPG 效应引出率。采用重复测量方差分析比较不同电极位置的 IPG 效应值, 以及安静与噪声环境下双音节词和句子识别率的差异。采用配对样本 t 检验分析女声与男声两种掩蔽条件下的句子识别阈值。采用 Spearman 秩相关分析检验言语测试结果与 IPG 效应的相关性。所有统计结果均报告自由度 (df)、精确 P 值及效应

量(如Cohen's d),以降低小样本偏倚影响。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 不同电极的IPG效应

本研究中所有受试者在4个测试电极(E1、E7、E13、E19)的IPG效应见图2。结果显示,IPG效应均值E1为18%,E7为51%,E13为56%,E19为28%。重复测量方差分析结果显示,不同电极位置的IPG效应值无统计学差异($P>0.05$)。IPG效应的引出率E1为69.2%,E7为76.9%,E13为84.6%,E19为61.5%, χ^2 检验显示各电极IPG效应引出率无统计学差异($P>0.05$)。

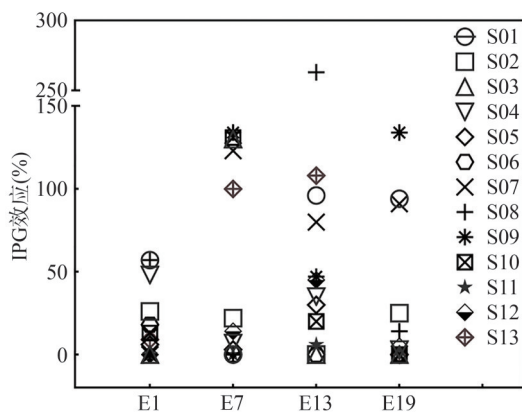


图2 所有受试者每个电极对应的IPG效应

2.2 言语识别测试结果

所有受试者的言语测试结果见表1。安静环境下双音节词识别率为 $75.7\pm 13.1\%$,短句识别率为 $70.8\pm 22.4\%$;噪声环境下双音节词识别率为 $39.2\pm 28.6\%$,短句识别率: $35.7\pm 31.1\%$;女声掩蔽下目标句识别阈为 9.2 ± 6.1 dB,男声掩蔽下目标句识别阈为 10.6 ± 7.9 dB。重复测量方差分析结果显示,不同言语识别测试存在显著的主体内效应

($F=38.115$, $df=3$, $P<0.001$)。经Bonferroni校正的事后检验发现,安静环境下的双音节词识别率显著高于噪声环境下的双音节词识别率($t=6.864$, $df=12$, $d=0.827$, $P<0.001$)、噪声环境下的句子识别率($t=6.532$, $df=12$, $d=0.843$, $P<0.001$);安静环境下的句子识别率显著高于噪声环境下的双音节词识别率($t=6.783$, $df=12$, $d=0.086$, $P<0.001$);安静环境下的句子识别率显著高于噪声环境下的句子识别率($t=6.147$, $df=12$, $d=1.112$, $P<0.001$)。其余各组比较未见显著差异。配对样本 t 检验对女声掩蔽与男声掩蔽下的句子识别阈进行比较,结果显示两者差异无统计学意义($t=-1.314$, $d=0.354$, $P=0.214$)。

2.3 言语识别测试与IPG效应的影响因素分析

IPG效应、言语识别测试的影响因素相关性分析见表2。Spearman相关分析结果显示,电极IPG效应与测试年龄、耳聋时长、CI植入年龄及CI使用时长均无显著相关(P 均 >0.05)。噪声环境下的句子识别率与年龄呈负相关($r=-0.562$, $P=0.046$),其余言语识别表现未发现显著相关因素(P 均 >0.05)。

2.4 言语识别表现与IPG效应的相关性分析

言语识别表现与IPG效应的相关性分析见表3。Spearman相关分析结果显示,E1电极IPG效应与安静环境下双音节词识别率($r=0.555$, $P=0.041$)、噪声环境下双音节词识别率($r=0.723$, $P=0.005$)、噪声环境下句子识别率呈显著正相关($r=0.589$, $P=0.034$);与女声掩蔽句子识别阈呈显著负相关($r=-0.637$, $P=0.019$),即IPG效应越大,言语识别表现越好。其余电极IPG效应与言语识别表现无显著相关(P 均 >0.05)。

3 讨论

3.1 IPG效应在神经功能评估中的独特价值与机制基础

传统电诱发复合动作电位(ECAP)参数(如振幅、阈

表1 所有受试者言语测试结果

被试编号	安静双音节词(%)	+5dB双音节词(%)	安静句子(%)	+5dB句子(%)	女声掩蔽(TMR dB)	男声掩蔽(TMR dB)
01	89.30	87.85	98.55	90	-1.85	-1.5
02	96.40	88.55	99.30	96.40	-0.65	3.8
03	53.60	0	43.60	0.70	8.65	12
04	88.60	63.55	97.85	63.55	4.40	1.50
05	91.40	34.30	79.65	35	9.35	9.75
06	74.30	50.75	70.00	50.00	12.35	12.70
07	69.30	0	61.75	0	14.65	24.10
08	68.70	28.60	52.15	13.20	8.85	12.00
09	65.00	13.60	56.45	12.10	11.65	9.15
10	83.60	47.90	87.85	26.45	7.35	8.00
11	76.40	36.45	84.30	28.55	11.70	8.00
12	61.45	22.15	30.75	27.85	21.20	27.15
13	66.45	35.45	58.55	20.00	12.30	11.20
Mean $\pm$ SD	75.7 $\pm$ 13.1	39.2 $\pm$ 28.6	70.8 $\pm$ 22.4	35.7 $\pm$ 31.1	9.2 $\pm$ 6.1	10.6 $\pm$ 7.9

表2 受试者的人口学信息与言语测试及IPG效应的相关性分析

		E1 IPG	E7 IPG	E13 IPG	E19 IPG	安静双音节	+5dB 双音	安静句子	+5dB 句子	女声掩蔽	男声掩蔽
		效应	效应	效应	效应	词(%)	节词(%)	(%)	(%)	(dB)	(dB)
年龄	<i>r</i>	-0.362	0.479	-0.122	-0.467	-0.149	-0.432	-0.163	-0.562	0.105	0.178
	<i>P</i>	0.224	0.098	0.692	0.108	0.628	0.141	0.596	0.046*	0.734	0.560
耳聋时长	<i>r</i>	0.243	0.156	0.064	-0.216	-0.083	0.305	0.171	-0.022	-0.105	-0.289
	<i>P</i>	0.424	0.61	0.836	0.479	0.788	0.311	0.577	0.943	0.734	0.339
CI植入年龄	<i>r</i>	-0.388	0.446	-0.077	-0.445	-0.143	-0.426	-0.159	-0.527	0.137	0.176
	<i>P</i>	0.191	0.127	0.802	0.128	0.642	0.146	0.603	0.064	0.655	0.564
CI使用时长	<i>r</i>	0.156	-0.307	-0.293	0.094	0.231	0.416	0.429	0.415	-0.281	-0.366
	<i>P</i>	0.611	0.308	0.331	0.76	0.447	0.157	0.143	0.158	0.353	0.219

CI:人工耳蜗;*r*:相关系数;**P*<0.05,下同

表3 受试者的临床特征、言语测试结果与IPG效应指标的相关性分析

		E1 IPG效应	E7 IPG效应	E13 IPG效应	E19 IPG效应	Average
安静双音节词(%)	<i>r</i>	0.555	-0.376	-0.215	0.026	-0.297
	<i>P</i>	0.041*	0.205	0.48	0.933	0.325
+5dB双音节词(%)	<i>r</i>	0.723	-0.446	-0.238	-0.048	-0.336
	<i>P</i>	0.005**	0.126	0.434	0.877	0.262
安静句子(%)	<i>r</i>	0.529	-0.242	-0.26	0.061	-0.236
	<i>P</i>	0.063	0.425	0.392	0.844	0.437
+5dB句子(%)	<i>r</i>	0.589	-0.557	-0.315	-0.023	-0.533
	<i>P</i>	0.034*	0.050	0.295	0.94	0.061
女声掩蔽(dB)	<i>r</i>	-0.637	0.042	0.127	-0.168	-0.176
	<i>P</i>	0.019*	0.892	0.679	0.584	0.566
男声掩蔽(dB)	<i>r</i>	-0.487	0.103	0.083	-0.149	0.008
	<i>P</i>	0.092	0.737	0.787	0.627	0.979

***P*<0.01

值)易受电极-神经距离、组织阻抗等非神经因素干扰^[5],限制了其对螺旋神经节神经元(SGN)存活状态的特异性评估。相较之下,IPG效应通过量化长/短相间间隙(30 μs vs. 5 μs)条件下振幅增长函数(AGF)斜率的相对变化,能够更纯净地反映神经元膜恢复特性。这种方法的生理学基础在于延长IPG可增强钠离子通道恢复时间,提升神经元同步放电效率^[8, 10]。本研究观察到显著的电极间IPG效应差异(E1-E19引出率61.5%~84.6%,均值18%~56%),同一受试者不同电极的IPG效应值最大相差达3倍(如图2所示),印证了耳蜗内神经功能的空间异质性。IPG效应与年龄、耳聋时长、植入年龄均无显著相关性(*P*>0.05),表明其受中枢及非神经因素干扰较小,与动物模型中IPG斜率效应和SGN密度直接对应的发现一致^[10]。这些结果共同支持IPG效应作为临床评估外周听神经健康的高特异性指标,为个体化参数优化提供了新路径^[14]。

3.2 蜗顶低频区神经功能的特异性贡献与声学机制

本研究首次揭示蜗顶电极E1(中心频率213 Hz)的IPG效应与多场景言语表现存在系统性关联,其机制可从3个层面阐释:(1)生理基础层面:蜗顶区域编码低频信息,而基频(*F*₀)线索是噪声中元音感知和说话人分离的关键锚点。E1的高IPG效应(反映该区域神经存活良好)可增强对目标语音*F*₀(124 Hz)的编码精度,这在女声竞争掩蔽测试中尤为显著;当掩蔽声为高频女声(*F*₀=177~226 Hz)时,E1的IPG效应与识别阈呈强负相关(*r*=-0.637, *P*=0.019),表明保留的编码低频声信号的神经功能可通过

放大*F*₀对比度提升听觉流分离能力^[20]。(2)行为表现层面:E1效应与噪声下双音节词识别的强相关性(*r*=0.723, *P*=0.005)印证了汉语声调语言特性:低频区对声调轮廓(tonal contour)的编码直接影响词语语义^[21]。(3)区域对比层面:高频电极(如E19/3992 Hz)的IPG效应未显示显著关联,说明单纯频谱范围扩展无法补偿低频功能缺失,这与^[15, 16]关于低频残余听力提升噪声下表现的结论形成互证。这种位置特异性关联突显了蜗顶区作为“听觉场景分析枢纽”的功能定位,为临床靶向干预提供了理论依据。

3.3 年龄因素对外周与中枢听觉功能的解耦效应

本研究发现噪声环境下句子识别率与年龄呈显著负相关(*r*=-0.562, *P*=0.046),与E1的IPG效应呈正相关(*r*=0.589, *P*=0.034)。多元回归分析进一步证实年龄是噪声下句子识别的唯一预测因子(*R*²=0.316, *P*=0.027)。但IPG效应与年龄无关,这可能提示外周神经功能与中枢加工能力的独立性。即外周神经功能完整(高IPG效应),中枢加工瓶颈仍可限制复杂场景表现,这一发现解释了为何部分神经功能良好的老年患者言语康复效果不佳^[22]。这提示临床方案需从单一外周干预转向外周-中枢联合康复,如在参数优化基础上整合认知训练(如工作记忆强化)。本研究未发现年龄对竞争语音识别表现的影响,这可能反映信息掩蔽机制涉及更高级的认知决策过程,鉴于本研究年龄范围跨度较大,样本量较小,因此本结论需谨慎解读。

3.4 研究局限性与临床转化路径

本研究样本异质性存在挑战。首先样本量较小,且人口学与临床特征异质性高(年龄9~68岁,CI使用时长0.25~14年)。由于样本量限制,本研究未能就年龄、耳聋性质(先天性/后天性)及术前助听器使用情况等关键变量进行有效的亚组分析。这些因素是影响CI术后言语康复效果的重要变量,其混杂效应可能掩盖病因特异性规律(如先天性聋与突聋患者的神经退化差异),可能直接影响术后言语识别起点,导致结果存在潜在混杂偏倚。此外,研究中包含了短期植入的受试者,其神经适应可能尚未完全稳定。未来研究应扩大样本量至20例以上,并依据植入时间和耳聋类型进行分层抽样与统计分析,以明确IPG效应的长期稳定性。同时,需采用标准化量表收集术前语音识别基础数据,并将其作为协变量纳入统计分析。此外,所有受试者均使用Nurotron CS-20A(TM)单一品牌人工耳蜗,其电极阵列设计、刺激参数及编码策略与其他品牌(如Cochlear、MED-EL等)存在差异,因此本研究结论的外推性有限,未来需多品牌、多型号对比研究进一步验证。尽管本研究通过统一电极规格(22 mm)和排除耳蜗畸形控制了部分变量,并采用相对位置定义电极,但未对电极触点及位置、插入角度等参数进行精准测量。未来研究可结合术后影像学重建,更精准地定义各电极对应的频率区域,从而提升IPG效应与耳蜗频率映射关联的解剖学准确性。后续需按年龄、病因分层扩大样本、补充术前语音基础评估、统一语训背景等,并结合组织病理学关联研究。从而更系统地评估IPG效应在不同人群中的预测效能,以推动其成为个体化康复策略中的有效神经功能评估工具。

4 结论

本研究通过分电极测量相间间隙效应(IPG效应),证实了CI植入者的外周听神经功能与言语感知表现存在位置特异性关联:蜗顶低频区(E1电极,213 Hz)的IPG效应与安静及噪声环境下的双音节词识别率($r=0.555-0.723$, $P<0.05$)、噪声下句子识别率($r=0.589$, $P=0.034$)呈显著正相关,且与异性说话者竞争掩蔽识别阈呈负相关($r=-0.637$, $P=0.019$),表明编码低频声信号的神经功能是复杂听觉场景中言语理解的关键生物标志物。这些发现确立了IPG效应作为外周听神经健康特异性评估工具的临床价值。

参考文献

- [1] Seyyedi M, Viana LM, Nadol JB Jr. Within-subject comparison of word recognition and spiral ganglion cell count in bilateral cochlear

implant recipients[J]. *Otol Neurotol*, 2014, 35(8): 1446-1450.

- [2] Tao DD, Liu YW, Fei Y, et al. Effects of age and duration of deafness on Mandarin speech understanding in competing speech by normal-hearing and cochlear implant children[J]. *J Acoust Soc Am*, 2018, 144(2): EL131.
- [3] Holden LK, Finley CC, Firszt JB, et al. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants[J]. *Ear Hear*, 2013, 34(3): 342-360.
- [4] Pfingst BE, Zhou N, Colesa DJ, et al. Importance of cochlear health for implant function[J]. *Hear Res*, 2015, 322: 77-88.
- [5] DeVries L, Scheperle R, Bierer JA. Assessing the Electrode-Neuron Interface with the Electrically Evoked Compound Action Potential, Electrode Position, and Behavioral Thresholds[J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2016, 17(3): 237-252.
- [6] Kim JR, Abbas PJ, Brown CJ, et al. The relationship between electrically evoked compound action potential and speech perception: a study in cochlear implant users with short electrode array[J]. *Otol Neurotol*, 2010, 31(7): 1041-1048.
- [7] Jahn KN, Arenberg JG. Identifying Cochlear Implant Channels With Relatively Poor Electrode-Neuron Interfaces Using the Electrically Evoked Compound Action Potential[J]. *Ear Hear*, 2020, 41(4): 961-973.
- [8] Prado-Guitierrez P, Fewster LM, Heasman JM, et al. Effect of interphase gap and pulse duration on electrically evoked potentials is correlated with auditory nerve survival[J]. *Hear Res*, 2006, 215(1-2): 47-55.
- [9] Hughes ML, Choi S, Glickman E. What can stimulus polarity and interphase gap tell us about auditory nerve function in cochlear-implant recipients?[J]. *Hear Res*, 2018, 359: 50-63.
- [10] Ramekers D, Versnel H, Strahl SB, et al. Auditory-nerve responses to varied inter-phase gap and phase duration of the electric pulse stimulus as predictors for neuronal degeneration[J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2014, 15(2): 187-202.
- [11] Schwartz-Leyzac KC, Pfingst BE. Across-site patterns of electrically evoked compound action potential amplitude-growth functions in multichannel cochlear implant recipients and the effects of the interphase gap[J]. *Hear Res*, 2016, 341: 50-65.
- [12] Pfingst BE, Hughes AP, Colesa DJ, et al. Insertion trauma and recovery of function after cochlear implantation: Evidence from objective functional measures[J]. *Hear Res*, 2015, 330(Pt A): 98-105.
- [13] Schwartz-Leyzac KC, Pfingst BE. Assessing the Relationship Between the Electrically Evoked Compound Action Potential and Speech Recognition Abilities in Bilateral Cochlear Implant Recipients[J]. *Ear Hear*, 2018, 39(2): 344-358.
- [14] Zamaninezhad L, Mert B, Benav H, et al. Factors influencing the relationship between cochlear health measures and speech recognition in cochlear implant users[J]. *Front Integr Neurosci*, 2023, 17: 1125712.
- [15] Turner CW, Gantz BJ, Vidal C, et al. Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: benefits of residual acoustic hearing[J]. *J Acoust Soc Am*, 2004, 115(4): 1729-1735.
- [16] Sargsyan G, Kanaan N, Lenarz T, et al. Comparison of speech recognition in cochlear implant patients with and without residual hearing: A review of indications[J]. *Cochlear Implants Int*, 2021, 22(5): 257-264.
- [17] He S, Xu L, Skidmore J, et al. The Effect of Interphase Gap on Neural Response of the Electrically Stimulated Cochlear Nerve in Children With Cochlear Nerve Deficiency and Children With Normal-Sized Cochlear Nerves[J]. *Ear Hear*, 2020, 41(4): 918-934.

(下转39页)