

# 语后聋人工耳蜗使用者电刺激听觉部位 音调感知研究<sup>\*</sup>

平利川<sup>1,2</sup> 原 猛<sup>1</sup> 唐国芳<sup>1</sup> 冯海泓<sup>1</sup>

(1 中国科学院声学研究所东海研究站 上海 200032)

(2 中国科学院研究生院 北京 100190)

2010 年 11 月 19 日收到

2011 年 3 月 22 日定稿

**摘要** 系统地研究了人工耳蜗植入者的电刺激听觉部位音调感知, 全面地探讨了部位音调感知与人工耳蜗植入者言语识别和音乐感知的关系。4 位成人语后聋人工耳蜗植入者参与了该研究。通过电极音调排序测试度量植入者的部位音调感知能力。言语能力测试和音乐音高分辨测试分别用来考察植入者的言语识别和音乐感知能力。结果显示, 随着电极刺激部位从蜗尖移向蜗底, 所有受试者均可获得从“低”到“高”的音调感知变化, 但个体差异较大。受试者的言语识别结果与其电刺激听觉部位音调感知能力相关, 但受到天花板效应影响, 对应关系并不明显。受试者的音乐音高分辨成绩与其电刺激听觉部位音调感知能力呈较好的对应关系。结果表明, 当前人工耳蜗声音编码策略所传递的声信号特征已可使植入者获得良好的言语识别效果; 且安静环境下言语识别对植入者的部位音调感知能力要求不高。但当前的声音编码策略并未能有效对音乐信号进行编码; 植入者在理解音乐这类复杂声信号时, 其电刺激听觉部位音调感知能力一定程度决定了其听音效果。

PACS 数: 43.64, 43.71, 43.60

## Place-pitch perception in electrical hearing with post-lingual deafened cochlear implant users

PING Lichuan<sup>1,2</sup> YUAN Meng<sup>1</sup> TANG Guofang<sup>1</sup> FENG Haihong<sup>1</sup>

(1 *Shanghai Acoustics Laboratory, Chinese Academy of Sciences* Shanghai 200032)

(2 *Graduate University of Chinese Academy of Sciences* Beijing 100190)

Received Nov. 19, 2010

Revised Mar. 22, 2011

**Abstract** The main goal of this study was to systematically investigate place-pitch perception in electrical hearing and the relative relationship between place-pitch perception ability, speech understanding and musical pitch discrimination by cochlear implant (CI) users. Electrode pitch ranking test was carried out to evaluate the place-pitch perception ability of CI users. Four post-lingual deafened CI users were recruited. They also participated in the speech recognition test and musical pitch discrimination test. Results showed that place pitch was generally ordered from apical to basal electrodes. The apical electrodes were judged lower in pitch than basal electrodes. Large individual difference was found. Comparing pitch and speech performance, the speech recognition result was relative with the place-pitch perception ability of CI users, but this relationship was limited by the ceiling effects. However, good relationship was found between musical pitch discrimination result and place-pitch ability of CI users. It indicated that the current signal processing of CI system can provide sufficient information for speech understanding but not for music perception of CI users. To a certain extent, music perception of CI users was determined by their place-pitch abilities.

<sup>\*</sup> 中科院科技助残计划项目 (KG CX2-YW-607) 和国家“十一五”科技支撑项目基金资助 (2008BAI50B08)。

## 引言

人工耳蜗系统是一种能够为重度和极重度感音神经性耳聋患者提供功能性听觉的植入型电子装置。它用携带声信息的电流脉冲直接刺激听神经使植入者产生听觉<sup>[1]</sup>。正常听力者的音调感知 (pitch perception) 由部位和时间编码机制共同决定<sup>[2]</sup>。部位编码反映了耳蜗将声信号分解成独立子带信号的滤波能力, 不同子带信号的中心频率与耳蜗上的不同位置相对应。而时间编码则反映了听觉神经跟踪并锁相频率范围高达 5000 Hz 的声信号的能力。人工耳蜗通过植入电极的位置来模拟正常耳蜗的部位编码: 植入电极在鼓阶由蜗底向蜗尖依次排列, 通过电脉冲刺激从高到低不同频率敏感的听神经, 从而使植入者获得由高到低的音调感知。随着多通道人工耳蜗的发展, 植入电极在耳蜗中的位置与音调感知的对应关系, 即电刺激听觉的部位音调感知已经得到了广泛的讨论<sup>[3-8]</sup>。通过心理声学测试, 研究人员发现, 电刺激听觉的部位音调感知与正常听觉的部位编码机理契合。但部位与音调对应关系受到电极插入深度、扭结程度、神经元存活程度和电极间电场互扰情况等因素影响显著。部位音调感知能力的不同, 一定程度导致了植入者的听音和康复效果呈现很大的个体差异。一方面, 电刺激听觉的部位音调感知属于心理声学的基础研究, 对解释人类听觉机理方面有重要意义。另一方面, 研究人工耳蜗植入者的电刺激听觉部位音调感知能力, 对人工耳蜗声音编码策略的开发和人工耳蜗植入者的康复有指导意义。

受到研究条件的限制, 国内尚无电刺激听觉部位音调感知研究的相关报道。而国外现有文献中鲜见对电刺激听觉部位音调感知和植入者音乐感知的综合讨论。本研究建立了一套基于国产诺尔康人工耳蜗的研究平台, 通过电极音调排序 (pitch ranking) 测试来度量受试者的部位音调感知能力。4 例开机 6 个月, 康复效果良好的成人语后聋人工耳蜗植入者参加了测试, 受试者同时完成言语识别能力和音乐

音高分辨测试。通过对受试者部位音调感知能力、言语识别和音乐感知效果的综合分析, 并结合人工耳蜗声音编码策略, 全面地探讨了电刺激听觉部位音调感知与人工耳蜗使用者的听音康复效果的关系。

## 1 实验设计

### 1.1 实验对象

本研究受试者的入选标准为成人语后聋人工耳蜗植入者, 需言语表达能力良好。4 名年龄范围在 23 — 55 岁的人工耳蜗使用者入选了测试。受试者均为国产诺尔康人工耳蜗植入者, 使用 CS-10A 型植入体 (24 个刺激电极, 2 个蜗外参考电极)。受试者的电极插入深度都为耳蜗内 1 圈半左右, 均无弯折、断路或短路的情况。其中 S3 因对 4 个电极 (13 号、14 号、17 号、20 号) 无明显响度增长反应, 听力师暂时关闭了这些电极, 实际使用 20 个电极。经康复, 4 位受试者在开机 6 个月时言语评估效果良好 (总体识别率大于 70%), 并通过了本研究的预测试, 确保其具有理解和较为准确表达对声音音高 (频率) 的感知能力。但受试者在耳聋前均无音乐训练的经历。所有受试者都被充分告知测试的内容, 并签署知情同意书。

### 1.2 实验方法与步骤

受试者需参加电极音调排序、言语能力评估和音乐音高分辨共三项测试。

电极音调排序的实验方法与国外同类研究相似<sup>[4-5]</sup>。在测试中, 受试者需要聆听并比较不同电极 (通常是相邻电极) 刺激脉冲所产生的电听觉声, 并判断音调的高低。测试分为电刺激参数设置、电极间响度平衡调节和电极音调排序三个步骤进行。

首先需设置受试者的电刺激参数, 包括: 刺激时长、刺激速率、刺激模式、刺激脉宽和单个电极的刺激电流强度等。在本测试中, 选择刺激时长 500 ms、刺激速率 890 脉冲每通道每秒 (pps)、刺激模式为 MP1+2、刺激脉宽为 50  $\mu$ s 的双相脉冲序列 (与受试者的临床电刺激参数保持一致)。对每位受试者,

表 1 受试者详细信息

编号	性别	术时年龄	致聋原因	耳聋时长	开机时间	是否有关闭电极
S1	男	23 岁	突发性耳聋	3 个月	6 个月	无
S2	女	35 岁	药物性耳聋	10 年	6 个月	无
S3	男	55 岁	噪声性耳聋	6 个月	6 个月	有 4 个电极
S4	男	36 岁	突发性耳聋	6 年	6 个月	无

以其临床舒适阈值的 75% 为基础，调节每个电极的刺激电流强度。调节的目的是使受试者对所有刺激电极都有较为舒适的电刺激听音感受。

其次对每个电极刺激电流强度进行响度平衡调节，使受试者对每个电极电刺激的响度感觉达到一致。响度平衡的目的在于排除响度因素对音调感知测试的影响。本研究采用顺序调节的方法，对所有电极依次（从蜗尖至蜗底，1~24 号）进行响度比较。先让受试者比较第 1 和 2 号电极，即以 1 号电极为参考电极，调节第 2 个电极的电刺激响度；随后比较第 2 和 3 号电极，以第 2 号电极为参考电极，调节第 3 个电极的电刺激响度；依此类推，直至将受试者对所有电极的响度感觉大致调节相同。

最后选择所有相邻电极对进行音调排序测试。S1, S2 和 S4, 选择 {1, 2}, {2, 3}, ..., {23, 24} 共 23 组电极对（其中 {1, 2} 代表第 1 和第 2 号电极的电刺激比较）。S3 由于关闭了 4 个电极，只选择 19 组电极对。每组电极对重复测试 20 次。在每题测试中，两个电极随机发放脉冲序列，两个刺激之间间隔 500 ms。受试者需要在 2 选 1 的测试中，选择音调高（听起来“尖”）的选项。一般情况下，需要完成 23 × 20 共 460 题测试（S3 例外）。所有 460 题的顺序都是随机的。

为防止受试者疲劳，在测试过程中可以随时暂停并休息。另外，每完成 100 题，强制休息 10 分钟。一般情况下，受试者完成 460 题的测试需要 1.5 ~ 2 小时（含休息时间）。

受试者的电刺激听觉部位音调感知能力可以用音调敏感度 ( $d'$ ) 来衡量<sup>[9]</sup>。在心理声学中， $d'$  是研究辨别灵敏度的指标，反映受试者对两个刺激信号之间的感知距离。在本测试中，音调敏感度反映受试者对单组电极对的辨识能力。首先统计每组电极对的音调判别正确率，将正确率百分比转换为对应的  $d'$  值。假设电刺激听觉的部位音调感知符合一维高斯分布，那么  $d'$  是可累加的。即非相邻电极之间的  $d'$  可以通过累加相邻电极的  $d'$  计算。为完成上述测试，开发了一套基于诺尔康人工耳蜗的测试及评估软件<sup>[10-11]</sup>。受试者在计算机上完成所有测试。软件通过专用的数据传输系统与受试者的言语处理器通讯，按测试步骤直接控制刺激脉冲的发放，并完成对实验结果的统计和分析。

另外，受试者需要完成言语能力测试和音乐音高分辨测试。言语能力测试选择美国 HOUSE 研究所的捷星中文听能评估系统<sup>[12]</sup>，包括封闭式和开放式评估。封闭式评估包括：环境声音检测、韵母识别、声母

识别、声调识别、多字词辨识、两字词辨识和常用数字辨识；开放式评估包括短句识别和双字词识别；音乐音高分辨测试选择中科院声学所人工耳蜗使用者音乐能力测试系统<sup>[13]</sup>。以钢琴、小提琴、单簧管、小号四种乐器的乐音和仅包含基频和 2 个谐波的复合音作为测试音源，以 C#3(139 Hz)、C#4(277 Hz) 和 C#5(554 Hz) 为测试参考音。共有 15 种（5 种音色 × 3 类参考音）测试条件组合。所有测试在测听室内进行。

## 2 实验结果

4 例受试者的电极音调排序测试结果如图 1 所示。横坐标显示 1 ~ 24 号蜗内电极（蜗尖到蜗底），纵坐标为对应的音调敏感度 ( $d'$ )。测试结果显示，所有受试者都能获得预期从“低”到“高”的音调感知，验证了电刺激听觉感知的部位编码理论。但测试结果存在很大的个体差异，可能与受试者本身听神经存活情况相关。其中 S4 的部位音调感知能力最强。随着电极刺激部位从蜗尖移到蜗底，音调感知从“低”到“高”变化非常明显。S3 的结果稍差，尤其是对蜗尖电极的音调感知能力。S1 与 S2 的结果相当，总体上看，S1 稍好，但其最后 3 个电极并无预期的音调感知增长，不排除有电极在蜗外的可能性。

表 2 为 4 例受试者的言语评估结果（安静环境下）。除 S3 之外，其他 3 人的言语评估结果已达到天花板效应。S3 的言语识别效果较差，可能与其低

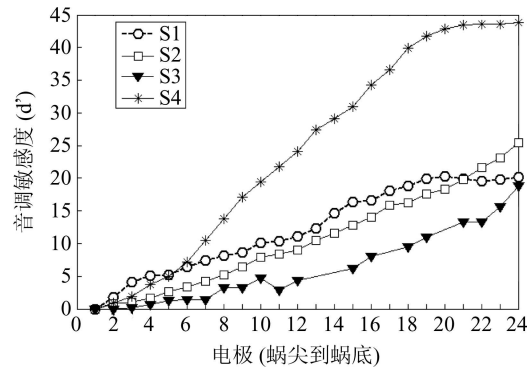


图 1 部位 —— 音调感知对应关系图

表 2 受试者言语评估结果

编号	封闭式评估平均结果 (准确率)	开放式评估平均结果 (准确率)
S1	94.8%	95.2%
S2	98.2%	100%
S3	75.7%	71.7%
S4	95.5%	100%

频(靠近蜗尖)部位音调感知能力差及关闭响度不增长的4个电极有关。

图2为受试者的音乐音高分辨测试成绩箱图,4例受试者成绩被分别呈现。箱图中的加粗黑线代表受试者音高差阈的中位数。不同的音色和参考音组合下,受试者的音高辨别结果有较大差异。总体上,S4的音乐音高分辨结果最好,差阈中位数只有3个半音。S3的测试结果较差,差阈中位数超过15个半音。

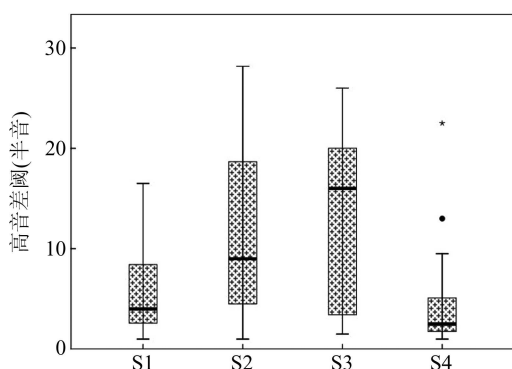


图2 4例受试者的音乐音高分辨成绩箱图

### 3 分析与讨论

人工耳蜗系统将声信号转换为含有声信息特征的电刺激脉冲。一方面,声音编码策略决定了人工耳蜗提取何种声信息特征发送给植入者。从人工耳蜗系统可以发送信息的角度,通过人工耳蜗声学模拟,Shannon等<sup>[14]</sup>发现,在安静环境下,4个频带的包络信息足以让训练有素的受试者获得大于85%的英语言语识别率。Kong和Xu<sup>[15-16]</sup>等的研究则发现汉语普通话的识别需要较多的有效频带(8~12个)。理论上,8~12个频带的包络信息即可使人工耳蜗植入者获得良好的汉语普通话理解。但无论是声学模拟或是植入者测试的研究均证实,当前的人工耳蜗声音编码策略对音乐信号的表达和处理不能够满足植入者对音乐的理解<sup>[17-19]</sup>。在本研究中,受试者所用声音编码策略相同(“n of m”策略<sup>[20]</sup>),该策略将采集到的声信号分为24个频带(频率覆盖范围:150~7800 Hz),对于每帧信号,能量最大的8个频带所对应的电极将产生刺激脉冲(刺激速率为890脉冲每通道每秒)。人工耳蜗能发送给4位受试者的声信息基本相同。

另一方面,植入者对电刺激的音调感知则决定了其接收和理解电刺激脉冲中声信号特征的能力。在本研究中,由于天花板效应,受试者的言语识别效果与部位音调感知能力并未呈现一一对应的关系。

S1、S2与S4的部位音调感知能力差别较大,但言语识别能力由于天花板效应未见差别。由此说明,安静环境下的言语识别对植入者的部位音调感知能力要求并不高。同时,测试结果也印证了当前声音编码策略提取和发送的言语信号特征足以使植入者在安静环境下获得良好的言语理解;在音乐音高分辨测试中,受试者最好的音高差阈成绩接近3个半音(S4),而正常听力者的音乐音高差阈一般可以达到1个半音。受试者的音乐音高分辨成绩与其部位音调感知能力呈现较好的对应关系。可见受试者的电刺激听觉部位音调感知能力一定程度决定了其音乐感知能力。由此亦证实,当前人工耳蜗声音编码策略提供的有限频带的包络信息不足以使植入者获得良好的音乐感知效果。

但人工耳蜗植入者的音乐感受和欣赏能力在相当程度上受到其文化教育背景、所处音乐环境、音乐教育水平和经历等因素的影响。在本测试中,S1与S2的部位音调感知能力并无显著区别,但2位受试者的音乐音高分辨能力却相差较为明显。

植入者音乐感知能力的提高需要更为精细的音调感知能力。受到目前电极制造技术及如何在耳蜗中放置电极技术的限制,很难再通过增加植入电极的数量来提高植入者的音调感知能力。与正常耳蜗的“时间编码”对应,在电刺激听觉中,单个电极上刺激速率的变化也能够带来音调感知的变化。但其范围限定在300 Hz到500 Hz<sup>[21]</sup>。在电极数不增加的前提下,有可能通过变换刺激率模拟时间编码来提高人工耳蜗的频率分辨力。另外,心理声学实验证明,利用相邻电极间同时产生电流,可以“虚拟”出一个新的音调感知点(刺激点),也可在不增加电极数的前提下,增加实际刺激的频带数<sup>[22]</sup>。

### 4 结论

受到实验人数的限制,本研究还属于小样本研究。实验结果揭示的初步规律为:第一,当前声音编码策略提取和发送的声信号特征足以使植入者在安静环境下获得良好的言语理解;第二,植入者在理解音乐这类复杂声信号时,其电刺激听觉部位音调感知能力一定程度决定了其听音效果。

### 致谢

作者首先感谢所有参与本研究的人工耳蜗植入者。感谢中科院声学所的工程师牟宏宇对测试软件的贡献。

## 参 考 文 献

- 1 Zeng F G, Rebscher S, Harrison W *et al.* Cochlear implants: system design, integration, and evaluation. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2008(1): 115—142
- 2 王坚等. 听觉科学概论. 北京: 中国科学技术出版社, 2005
- 3 Tong Y C, Clark G M. Absolute identification of electric pulse rates and electrode positions by cochlear implant patients. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1985; **77**: 1881—1888
- 4 Townshend B, Cotter N, Van Compernelle D *et al.* Pitch perception by cochlear implant subjects. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1987; **82**: 106—115
- 5 Nelson D A, Van Tasell D J, Schroder A C *et al.* Electrode ranking of 'place pitch' and speech recognition in electrical hearing. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1995; **98**: 1987—1999
- 6 Collins L M, Zwolan T A, Wakefield G H. Comparison of electrode discrimination, pitch ranking, and pitch scaling data in postlingually deafened adult cochlear implant subjects. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1997; **101**: 440—455
- 7 Donaldson G S, Nelson D A. Place-pitch sensitivity and its relation to consonant recognition by cochlear implant listeners using the MPEAK and SPEAK speech processing strategies. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2000; **107**: 1645—1658
- 8 Baumann U, Nobbe A. Pitch ranking with deeply inserted electrode arrays, *Ear Hear*, 2004; **25**: 275—283
- 9 Green D M, Swets J A. Signal detection theory and psychophysics. Krieger, New York, 2005
- 10 一种电刺激听觉音调感知测试与评估系统. 发明专利申请号, 201010529299.1
- 11 冯海泓, 原猛, 平利川等. 人工耳蜗使用者电刺激听觉音调感知测试软件. 登记号, 2010SRBJ5887
- 12 <http://www.tigerspeech.com/>
- 13 平利川, 原猛, 郗昕等. 人工耳蜗使用者音乐感知评估系统的设计. *声学技术*, 2010; **29**(5): 512—517
- 14 Shannon R V, Zeng F G, Kamath V, Wygonski J, Ekelid M. Speech recognition with primarily temporal cues. *Science*, 1995; **270**: 303—304
- 15 Kong Y Y, Zeng F G. Temporal and spectral cues in Mandarin tone recognition. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2006; **120**: 2830—2840
- 16 Xu L *et al.* Features of stimulation affecting tonal-speech perception: Implications for cochlear prostheses. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2002; **112**: 247—258
- 17 Drennan W R, Rubinstein J T. Music perception in cochlear implant users and its relationship with psychophysical capabilities. *J. Rehabil Res. Dev.*, 2008; **45**(5): 779—789
- 18 Smith Z M, Delgutte B, Oxenham A J. Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature*, 2002; **416**(6876): 87—90
- 19 Kong Y Y *et al.* Music perception with temporal cues in acoustic and electric hearing. *Ear Hear.*, 2004; **25**: 173—185
- 20 McDermott H J, McKay C M, Vandali A E. A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant. *J. Acoust Soc. Am.*, 1992; **91**: 3367—71
- 21 Zeng Z G. Trends in cochlear implants. *Trends Amplif.*, 2004; **8**: 1—34
- 22 Litvak L, Saoji A, Spahr A *et al.* Use of simultaneous stimulation to represent fine structure in cochlear implant processors. *J. Acoust Soc. Am.*, 2008; **123**: 3055