单极、双极和三极刺激模式在人耳蜗内电场成像

朱子俨^{1,2,3}, 唐 庆³, 曾凡钢³, 关 添², 叶大田²

(1. 清华大学 生物医学工程系,北京 100084; 2. 清华大学 深圳研究生院,深圳 518055;3. 美国加州大学 听力语音实验室,欧文 CA 92697)

摘 要:为研究电子耳蜗刺激信号在人耳蜗内的频域分辨率,记录3种刺激模式在7位受试者耳蜗内的电场成像(EFI),并分析刺激模式和幅度对其影响。结果显示:蜗内电场成像(μV)从刺激电极向蜗顶和蜗底两侧指数衰减,而两侧特征参数显著相关(p<0.01),说明电场成像沿电极组方向对称分布。刺激模式对电场成像有显著影响(p<0.01),但不受刺激幅度的干扰。较于单极模式,多电极刺激模式的电场成像更集中,频域分辨率更高。但双极模式的电场成像不对称,双极和三极模式的耗电量过大。电子耳蜗使用者对不同刺激模式的感知能力还有待进一步研究。</p>

关键词:电子耳蜗;刺激模式;电场成像(EFI);频域分 辨率

中图分类号: R 318.18 文献标志码: A 文章编号: 1000-0054(2010)09-1440-05

Electric field imaging of monopolar, bipolar and tripolar modes of electric stimuli in cochlear implant users

ZHU Ziyan $^{1,2\,,3}$, TANG Qing 3 , ZENG Fangang 3 , GUAN Tian 2 , YE Datian 2

(1. Department of Biomedical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China;

2. Graduate Schools at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China;

3. Hearing and Speech Laboratory, University of California, Irvine CA 92697, USA)

Abstract: The spatial resolution of cochlear implants was investigated by measuring the electric field imaging (EFI) for seven cochlear implant users with three different stimulation modes. The result show that EFI (μ V) exponentially decays from the stimulation position from both the apical and basal sides. The EFI parameters are significantly correlated between the apical and basal sides (p < 0.01). Moreover, the EFI parameters are significantly affected by the stimulation modes (p < 0.01) but independent of the amplitude level of the electrical stimuli artifacts. The EFI patterns are much narrower with bi-and tri-polar modes than with monopolar mode, suggesting that the restricted modes have higher spatial selectivity than the monopolar mode. However, the EFI patterns are

asymmetric with the bipolar mode and require considerably large currents with the bipand tripolar modes. The perception ability of restricted stimuli need further study due to individual differences.

Key words: cochlear implant; stimulation mode; electric field imaging (EFI); spatial resolution

电子耳蜗(cochlear implant)装置利用微电流 刺激听神经模仿外周听神经的生理功能。目前约有 12万聋人植入电子耳蜗并恢复部分听觉^[1]。但电 子耳蜗的汉语音调识别、音乐鉴赏以及抗噪能力均 仍有待提高,其中一个重要限制是刺激信号在耳蜗 空间内的电流分布分散且相互干扰,导致电听觉频 域分辨率低^[2]。目前,刺激信号主要有3种模式: 单极(monopolar)、双极(bipolar)和三极(tripolar) 模式。本文应用电子耳蜗遥测技术(telemetry)测 试这3种刺激模式在人耳蜗内的电场成像(electric field imaging, EFI),分析刺激模式和幅度对其影 响,为电子耳蜗电刺激编码策略提供客观依据。

1 方法与材料

1.1 遥测技术和电场成像

电子耳蜗遥测技术是将耳蜗内部信息通过蜗内 电极传回体外语音处理器的功能。电场成像是某电 极产生刺激信号时其他蜗内电极同时记录扩散到该 处的电压值,间接反映刺激信号在蜗内的电流扩 散^[3-4],不包含听神经诱发电位,属于客观数据。

电刺激在人耳蜗空间内的电流分布可以分解为

```
收稿日期: 2010-03-04
```

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30800234,60871083); 国家留学基金高水平研究生项目; 美国国家卫生研究所基金资助项目(1RO1 DC008858, 1P30 DC008369)

作者简介:朱子俨(1983→),女(汉),北京,博士研究生。

通讯作者:叶大田,教授, E-mail: yedt6386 @sz.tsinghua.edu.cn

2 个分量。电场成像反映的是刺激信号沿电极组方 向(纵向)的电流分量。而沿电极到听神经方向(横 向)的电流分量则可以根据电场成像推导^[4]。纵向 分量决定蜗内电极的独立性和电子耳蜗的频域分 辨率。

1.2 受试者

7 位受试者 (2 男, 5 女) 均是美国 AB 公司 (Advanced Bionics Corp, Sylmar, CA, USA)的电 子耳蜗产品使用者,母语为英语,平均年龄(63.3 ± 5.7)岁,电子耳蜗使用时间(9.5 ±2.2) a。受试者 植入电极组的结构一致,且未使用定位系统。蜗内 电极共16个,间距1.1 mm,编号从蜗顶开始(EL1) 到蜗底(EL16)结束。受试者编号(C1—C7)根据参 与实验顺序而定。C6 是语前聋患者,其他均为语后 聋患者。C4 另一侧非植入耳有正常听力。实验前, 受试者均进行电极阻抗测试以确保受试电极处于正 常状态。本实验得到美国伦理审查委员会认可 (IRB protocol: HS # 2000-1453)。

1.3 电刺激模式和参数

记录 3 种刺激模式的在蜗中位置的电场成像。 3 种模式的刺激电极 (EL8) 相同,但电源地不同。 单极模式的电源地是蜗外电极;双极模式电源地是 与刺激电极相邻的蜗底侧电极 (EL9);三极模式电 源地是刺激电极蜗顶和蜗底两侧相邻的电极 (EL7 和 EL8),且分别传送一半的刺激电流量。本文刺 激信号是双相单脉冲,负相在先,正相在后,两相电 流幅度相等,相宽均为 226.38 µs,且两相之间无 延时。

1.4 实验步骤

实验在密闭静音室内进行。通过仿生耳数 据采集系统(Bionics Ear Data Collection System, v1.17.208, Advanced Bionics Corp.)产生刺激和 收集遥测信息。

1) 听阈和舒适阈

受试者听阈和舒适阈是电场成像实验中刺激幅 度的动态范围。听阈测量采用 3 间隔强迫选择法, 利用 2 降 1 升的原则进行刺激幅度调整(正确率 70.7 %^[5])。每个测试条件下的听阈测量 3 次取均 值。舒适阈测量采用上升极限法,每个测试条件下 的舒适阈测量 2 次取均值。

2) 电场成像

每个刺激模式下记录 5 种刺激幅度水平的电场 成像: 50 %、80 % 听阈和 10 %、20 %、30 % 动态范 围。记录电极是所有蜗内电极(EL1—EL16)。每 个测试条件下,实验根据记录电极分为16组,每组 数据由32次测量结果的均值确定。再将结果按记 录电极位置排列,就是刺激信号在耳蜗空间的电场 成像(如图1)。仿生耳数据采集系统参数设置如 下:1~6dB 增益;9位精度模数转换;55kHz采样 率。电场成像数据整理程序基于 MATLAB(the Math Works, v7.8.0.347)。



2 结 果

图 2 是 3 种不同模式的刺激信号在 7 名受试者 耳蜗内的电场成像。受试者 C7 三极模式的舒适阈 超出测试范围(2 040 µA,8 V),因此本文没有测量 该条件下的电场成像。图 2 每一行是同一个受试者 的数据,从左至右分别是单极、双极和三极模式下的 电场成像。每个子图中, X 轴是电极编号、Y 轴是 电压(µV),并根据电听觉理论转换成对数坐标(dB)。 不同标识表示不同刺激幅度水平的电场成像。

早期的研究^[6-9]报道电刺激在耳蜗空间的电流 分布呈指数衰减,如式(1):

$$I_x = I_{\rm EL} e^{-x/} . \qquad (1)$$

其中: x 是记录电极与刺激电极间的距离(mm), $I_{\rm E}$ 是刺激电流幅度(μ A), I_x 是刺激电流扩散到距 离刺激电极 x 处的电流值(μ A), 是电流衰减距离 常数。

由图 2 可知,电场最大值是在刺激电极位置,然 后逐步向蜗顶和蜗底两侧衰减,记录电极距离刺激 电极越远,记录到的电压值就越小。因此本文假设 电场成像也呈指数衰减,通过等式转换得

$$V_x = a - \frac{8.7}{\ell}x. \tag{2}$$

其中: V_x 是电场成像在距离刺激电极 x 处的电压 值(dB); a 是刺激幅度常数,与纵向电流分量成正 比; ℓ 是电场衰减距离常数,与电场衰减速率成 反比。

0



图 2 三种不同刺激模式的电场成像

然后根据式(2)对电场成像的蜗顶和蜗底两侧 进行线性拟合。此外,本文还定义了60%带宽来描 述电场成像,即蜗顶和蜗底两侧电场成像衰减到电 压最大值的60%时两处的距离(mm)。

2.1 蜗顶和蜗底两侧电场成像显著性相关

如图 3a 所示,常数 ℓ的均值分别是 3.1 ±2.3 (蜗顶侧)和 2.6 ±1.6(蜗底侧),且具有显著相关性 (r=0.9,p<0.01)。如图 3b 所示,常数 a的均值 分别是 45.9 ±9.1(蜗顶侧)和 46.7 ±9.4(蜗底侧), 也具有显著相关性(r=0.8,p<0.01)。这说明刺 激信号在耳蜗内的电场沿蜗顶和蜗底两侧的分量相 当,衰减速率对称。此外,如图 3c 和 3d 所示,刺激 电流幅度(μ A,根据电听觉理论转换成对数坐标 dB)和常数 a 也具有显著相关性(与蜗顶侧:r=0.7,p<0.01;与蜗底侧:r=0.5,p<0.01)。



蜗顶和蜗底两侧电场成像特征参数的相关性不 受刺激幅度的干扰,但是受到刺激模式的影响。双 极模式下电场成像两侧的 ℓ 值不具备显著相关性 (r=0.1,p>0.05)。这说明该模式下电场两侧的衰减速率不对称。另外,双极模式的刺激电流幅度与蜗顶侧 a 值相关<math>(r=0.8,p<0.01),但与蜗底侧 的 a 值不相关(r=0.2,p>0.05),进一步证明了双 极模式在耳蜗空间的电流分布不对称。这与双极模 式的电源地是刺激电极蜗底侧的相邻电极有关。

2.2 刺激模式对电场成像有显著影响

0

刺激模式对电场成像的特征参数有显著影响, 且不受刺激幅度的干扰。表1给出3种刺激模式下 电场成像的特征参数均值。单极模式电场成像的 60%带宽最宽,分别是双极和三极模式的 2.7 和 4.2倍($F_{2,97} = 48.9, p < 0.001$)。单极模式的 ℓ 值 最大,蜗顶侧是双极的 2.1倍,三极的 4倍($F_{2,97} =$ 38.8,p < 0.001);蜗底侧是双极的 2.9倍,三极的 2.7倍($F_{2,97} = 79.2, p < 0.001$,)。不同刺激模式下 a值的差异相较于其他参数不显著(蜗顶侧: $F_{2,97} =$ 5.5,p < 0.01;蜗底侧: $F_{2,97} = 6.0, p < 0.01$)。

表1 电场成像特征参数

	单极模式	双极模式	三极模式
60 %带宽	12.5 ±7.0	4.6 ±2.0	3.0 ±0.86
蜗顶侧 ℓ	5.3 ±2.8	2.5 ±0.6	1.3 ±0.5
蜗底侧 ℓ	4.5 ±1.6	1.5 ±0.5	1.6 ±0.5
蜗顶侧 a	43.1 ±4.8	45.1 ±7.7	50.2 ±12.8
蜗底侧 a	42.9 ± 4.7	50.4 ±9.4	46.9 ±11.8

2.3 刺激模式对听阈/舒适阈刺激幅度有显著影响

不同刺激模式的听阈和舒适阈的刺激幅度也有 显著性差异。受试者感知听阈时,单极模式的刺激 电流幅度最小(35.4 ±2.5 dB),双电模式需增加 4.5 倍(13.1 dB),三极模式则需增加7.1 倍(17.0 dB)($F_{2,17} = 13.3, p < 0.001$)。同理,感知舒适阈 时,单极模式的刺激幅度依旧最小(43.1 ±4.3 dB), 双极模式需增加4.3 倍(12.7 dB),三极模式需增加 6.4 倍(16.1 dB)($F_{2,17} = 12.2, p < 0.001$)。

3 结果讨论

由于技术和伦理道德的约束,电刺激在耳蜗内 的电流分布大多在动物体内/外测量或利用模型仿 真。本文利用电子耳蜗遥测技术在人耳蜗内记录电 刺激的电场成像,实验环境真实,不受外部噪声干 扰,可靠性更高。

本文结果显示刺激信号在人耳蜗内产生的电场 (µV)在刺激电极处达到最大值,然后向蜗顶和蜗底 两侧指数衰减。不同刺激模式的电场成像具有显著 性差异,且不受刺激幅度的干扰。单极模式的电场 成像宽广,衰减缓慢,容易引起相邻电极相互干 扰^[7,9-11]。双极模式的电场分布较窄但不对称,蜗 底侧电场分量较多,衰减较快。三极模式的电场成 像最集中。这证明多电极模式利用电流集中效应 (current focusing)缩小电场成像,加快电场衰减速 度,有助于提高电子耳蜗的频域分辨率。另外,在同 一响度水平(听阈或舒适阈),单极和三极模式的刺 激电流幅度约是单极的4.5~6.5倍,说明电流集中 效应并没有节省刺激电流量,而是增加额外分量抵 消原有的纵向分量来加快电场衰减,提高频域分辨 率。这与电子耳蜗装置低功耗的发展趋势相悖。

4 结 论

较于传统的单极模式,多电极模式的人耳蜗内 电场成像更集中,有助于避免电极间相互干扰和提 高电子耳蜗频域分辨率。但也存在一些不足,如双 极模式电流分布不对称;在同一响度下,多电极模 式的刺激电流幅度过高。因此,双极和三极刺激模 式还不是改进电子耳蜗频域分辨率的最优电极配 置。而如何在保证低功耗的同时提高频域分辨率是 今后电子耳蜗频域编码策略的研究热点。电子耳蜗 使用者对不同刺激模式的感知能力也有待进一步 研究。

参考文献 (References)

- Zeng F G, Rebscher S, Harrison W, et al. Cochlear implants: System design, integration, and evaluation [J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2008, 1: 115 -142.
- [2] Shannon R V, Fu Q J, Galvin J. The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation [J]. Acta Otolaryngol Suppl, 2004, 552: 50 - 54.
- [3] Wei J, Segel P, Miller C, et al. The application of the Clarion electric field imaging system for challenging cases
 [J]. Cochlear Implants International, 2004, 5(S1): 27 - 30.

- [4] Mens L H. Advances in cochlear implant telemetry: Evoked neural responses, electrical field imaging, and technical integrity [J]. *Trends in Amplification*, 2007, 11(3): 143 - 59.
- [5] Levitt H. Transformed up-down methods in psychoacoustics
 [J]. Journal of the Acoustical Society of America, 1971, 49(S2): 467.
- [6] Bingabr M, Espinoza Varas B, Loizou P C. Simulating the effect of spread of excitation in cochlear implants [J]. *Hearing Research*, 2008, 241(1 - 2): 73 - 79.
- [7] Kral A, Hartmann R, Mortazavi D, et al. Spatial resolution of cochlear implants: The electrical field and excitation of auditory afferents [J]. *Hearing Research*, 1998, 121(1 2): 11 28.
- [8] O'Leary SJ, Black R C, Clark GM. Current distributions in the cat cochlea: A modelling and electrophysiological study
 [J]. Hearing Research, 1985, 18(3): 273 - 281.
- [9] Black R C, Clark G M, Patrick J F. Current distribution measurements within the human cochlea [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1981, 28(10): 721 - 5.
- [10] Vanpoucke F, Zarowski A, Casselman J, et al. The facial nerve canal: An important cochlear conduction path revealed by Clarion electrical field imaging [J]. Otology & Neurotology, 2004, 25(3): 282 - 9.
- [11] Snyder R L, Middlebrooks J C, Bonham B H. Cochlear implant electrode configuration effects on activation threshold and tonotopic selectivity [J]. *Hearing Research*, 2008, 235(1 - 2): 23 - 38.