

文章编号: 1000-324X(2007)01-0185-04

基于压电效应的人工耳蜗的实验研究

陈 恒¹, 董显林¹, 鲁 飞², 马 衍², 王永龄¹

(1. 中国科学院上海硅酸盐研究所, 上海 200050; 2. 复旦大学附属华山医院, 上海 200040)

摘 要: 为了提高聋耳的听力, 将压电材料植入到耳蜗内, 利用压电效应直接将声波转化为电信号刺激听神经, 以提高听力. 本研究通过未极化与极化的高灵敏度压电陶瓷的对比, 从体外模拟实验中的声电响应曲线和动物体内植入实验的结果中得到: 未极化的压电陶瓷没有压电响应, 而极化后的压电陶瓷能够将声音信号转化为电信号, 证实了压电陶瓷的压电特性的确可以刺激动物的听神经, 从而降低听阈. 比较了压电陶瓷与压电高分子之间的差异, 结果表明压电高分子也可以刺激听神经来提高听力.

关 键 词: 压电材料; 耳蜗; 植入; 声电转换

中图分类号: TM282 **文献标识码:** A

Piezoelectric Cochlea Implants and Their Effect on Improving Hearing

CHEN Heng¹, DONG Xian-Lin¹, LU Fei², MA Yan², WANG Yong-Ling¹

(1. Shanghai Institute of Ceramics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China; 2. Huashan hospital, Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: In order to improve hearing ability, piezoelectric materials were directly used to cochlea implants based on piezoelectric characteristics which could transform acoustic vibration into electric signal. A series of experiments were done to substantiate the feasibility of the different piezoelectric cochlea implants *in vitro* and *in vivo*. The unpoled ceramic had no piezoelectric characteristic and no ability to decrease the threshold, while the poled ceramic had obvious piezoelectric effect to recover the hearing. Based on these results, it can be affirmed that the piezoelectric cochlea implant can activate the nerve and decrease the threshold. In comparison with ceramics, the piezoelectric polymer is also adaptive for implant material to activate the nerve and improve hearing.

Key words piezoelectric; cochlea; implantation; acoustic-electric transition

1 引言

感音神经性耳聋绝大部分源于内耳毛细胞的损伤, 导致不能将声信号转换为电信号. 然而声音传入通道保持畅通, 而且听神经的神经纤维仍有相当数量存活, 仅仅是不能进行声电转换从而导致了病人不能获得正常听力. 近二十年来, 国内外在人工听觉或耳蜗 (电极) 植入以重建全聋病人听功能方面进行了许多研究工作^[1~4]. 然而, 这些工作都

是侧重于利用电磁效应在体外将声信号转化为电信号, 然后通过植入在体内的电极将电信号引入耳蜗. 这种人工耳蜗的装置体积大, 结构复杂, 多导电极同时送电, 存在极间电场干扰.

与人工电子耳蜗相比, 直接植入压电耳蜗的方法将会更有效、更简单、更经济. 压电材料具备在声信号和电信号之间相互转化的特性, 并且已经运用于传感器、压力计、加速计, 以及人工中耳振荡器中^[5~9]. 压电耳蜗可以在耳蜗内直接将声信号转

收稿日期: 2006-01-26, 收到修改稿日期: 2006-04-11

基金项目: 上海市科学技术委员会资助 (05JC14017)

作者简介: 陈 恒 (1979-), 男, 博士. 通讯联系人: 董显林. E-mail: xldong@sunm.shcnc.ac.cn

换为电信号,刺激听神经产生听觉^[10,11].然而,对于这种新型耳蜗植入方法还存在许多争议,它能够转化多少的电压,以及它能够恢复多大程度的听力都是一个值得探索的问题.本工作采用了不同类型的压电材料,通过体外体内实验,发现压电耳蜗的确可以将声信号转化为电信号,并能够刺激听神经从而恢复一定程度上的听觉.

2 材料与方法

2.1 压电材料制备和体外实验

实验选择了3组不同的压电材料:第1组是未极化的PZT-5陶瓷,第2组是极化过的PZT-5压电陶瓷,第3组是压电高分子PVDF薄膜.由于耳蜗内空间大小的限制,将陶瓷机械减薄至0.1mm,在表面蒸镀银电极.极化后切割为薄长条形,尺寸为 $1.5\text{mm}\times 0.5\text{mm}\times 0.1\text{mm}$.在未极化之前,它没有压电效应,压电常数为 0pC/N .而在 120°C 下 4kV/mm 的直流高压下极化10min后,它的压电常数为 568pC/N .相对应的,高分子膜的尺寸为 $1.5\text{mm}\times 0.5\text{mm}\times 0.11\text{mm}$,其压电常数为 33pC/N .

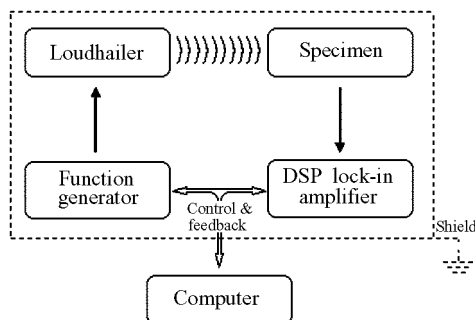


图1 体外实验的测试系统(静音环境)

Fig. 1 Measure system of experiment *in vitro* in a noiseless environment

图1是体外实验的测试装置的示意图.为了确保在整个频段范围内样品所在处声压级保持不变,样品所在处的声压级由声压计测得并由电脑程序来控制输往扬声器的电压大小.反馈的数据由自己编写的程序进行同步采集和记录.

2.2 爆震致聋和体内植入实验

雄性豚鼠平均体重在300~400g之间,利用听性脑干反应(Acoustic Brainstem Response, ABR)测试听力,选听力正常的豚鼠进行实验.在植入手术之前,利用高强度长时间的噪声将其致聋.这种致聋方法可以造成作为生物听觉感觉器的毛细胞的永久性损伤,得到不可逆的听力阈值上升^[12].致聋方法为强爆破音和长时间的稳态噪音相结合.强爆破音

用D-86电火花脉冲发声器为声源,动物外耳道口与之相距约10cm,入射角为 45° ,爆震声压峰值为 $167\pm 2\text{dB SPL}$,脉宽0.1ms,共爆震100~120次,每次间隔3s.然后转为10d的强稳态噪音,每天6h,声压为125dB.致聋前、致聋后饲养6d分别测定ABR听阈阈值(Neuro Max 1004, Canada).测试方法为:豚鼠腹腔注射麻醉剂,让豚鼠处在全麻状态下进行ABR测试.刺激声为短声,强度范围10~120dB SPL之间,刺激强度叠加1024次.刺激间隔75ms,扫描时间20ms,滤波范围80~300Hz.选取阈值上升 $>50\text{dB}$ 的豚鼠用来进行下一步实验,以确保下一步实验中豚鼠听阈变化是由于植入压电耳蜗导致,而非毛细胞的自我恢复.

20只已经爆聋的豚鼠随机分为3组,左耳为实验耳,进行植入手术,右耳留作对比耳,不进行手术.第一组为4只豚鼠,植入未极化的PZT压电陶瓷片,第2组有8只豚鼠,植入极化后的PZT压电陶瓷片,第3组的8只豚鼠植入PVDF压电薄膜.手术过程为:将豚鼠腹腔注射麻醉剂复方氯胺酮(0.1mL/kg),5min后起效.将豚鼠四肢固定于手术台上,于手术显微镜下取耳后切口用电钻从乳突进路暴露耳蜗,在圆窗下方1mm处磨开耳蜗骨壁 $1\times 2\text{mm}$,将片状植入材料由此植入鼓阶.取骨粉封闭耳蜗骨壁小孔,滴以纤维蛋白粉粘合剂固定.缝合切口,手术结束.在植入手术前、手术后即刻及术后2、7、20d测定听阈.

3 结果和讨论

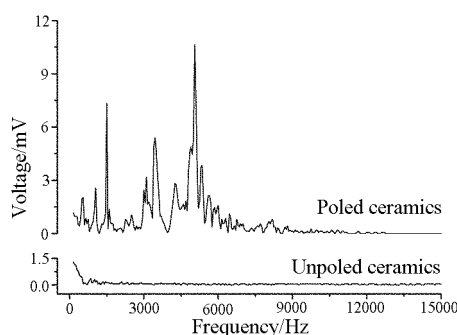


图2 100dB声压下极化与未极化的声电转换曲线
Fig. 2 Curves of the various ceramics acoustic-electric character under the 100dB SPL sound

图2是声音频率在200~15000Hz范围内,声压为100dB SPL下不同样品的声音-电压的转换曲线.从图可知,未极化和极化的陶瓷片在整个频段范围内表现出明显的差异:未极化的陶瓷片不能将声音能量转化为电信号,而极化后的压电陶瓷片能

够将它接收到的声音信号转化为电信号. 在大部分频率的范围内, 所转化的电压很小; 然而, 在一些谐振频率处, 电压可以被放大, 达到 10mV 的量级. 图 3(a) 中的曲线标示的是在不同的声压下压电陶瓷片所转换的电压. 在 100dB 的声压下, 在 5,000Hz 处转换的电压达到峰值, 为 10.7mV. 电压峰值不会是由谐振畸形造成的, 因为声压下降电压也随之成比例地下降. 图 3(b) 给出了高分子压电薄膜的声电转换特性. 两图都显示出随着声压变大所转换的电压也随之变大.

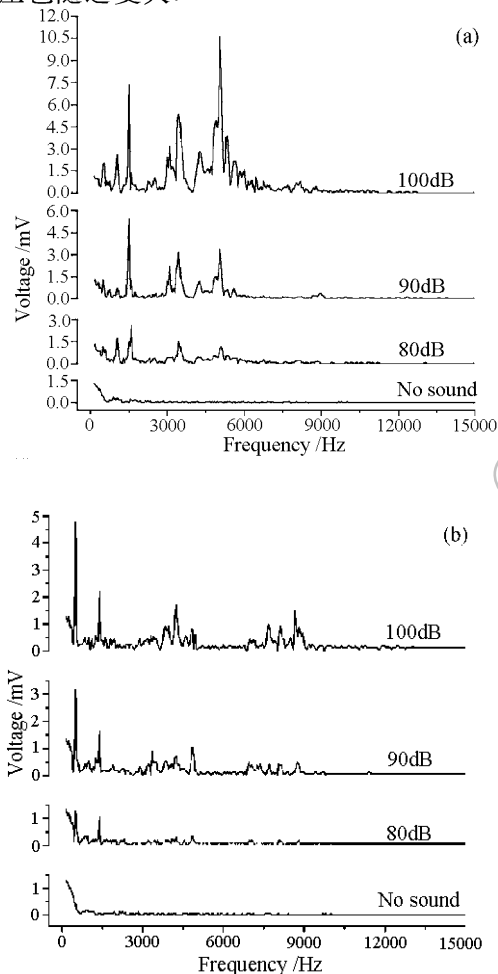


图 3 不同声压下的声电转换曲线

Fig. 3 Acoustic-electric transformation performance under different sound field

(a) Poled ceramic; (b) PVDF

不同的压电陶瓷植入, 动物实验的结果也随之不同. 与其他的压电生物材料相类似, 压电效应在生物材料的生理作用中起着重要作用 [13]. 在植入未极化的压电陶瓷的第一组中, 四只豚鼠没有一只听力得到恢复, 如图 4(a) 所示. 在植入极化后的压电陶瓷的第二组中, 大部分的豚鼠的听阈明显下降, 最大下降值可达 45 个 dB, 如图 4(b) 所示. 此

外, 除了压电陶瓷, 高分子压电薄膜同样表现出非常好的声电转换特性, 如图 4(c) 所示. 从图 4 中可以看出, 豚鼠的右耳 (对比耳) 的听阈阈值基本没有下降, 这就可以间接地证明了左耳听阈阈值的明显下降是由于压电耳蜗植入造成的而不是毛细胞的自我恢复. 图 4 显示, 毛细胞的自我恢复可以造成大约 5 个 dB 左右的听力恢复, 因为在实验中有几只豚鼠的听阈阈值下降了 5dB.

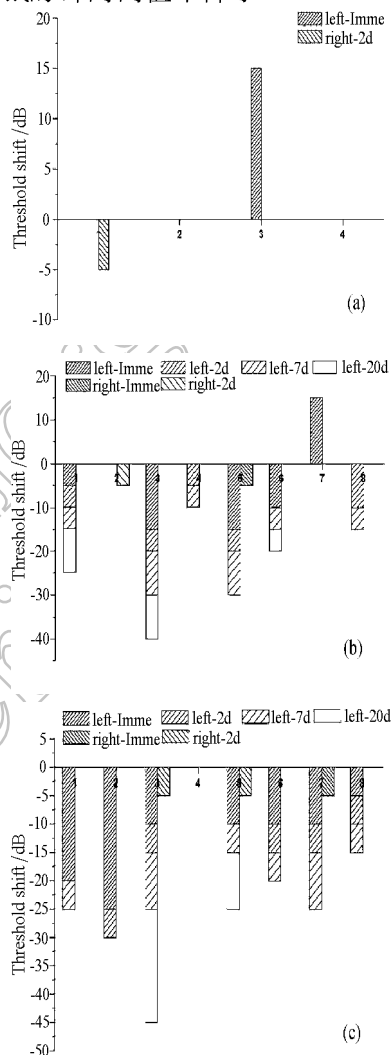


图 4 植入手术后豚鼠的听阈变化

Fig. 4 Threshold shift of guinea pigs

(a) Group 1; (b) Group 2; (c) Group 3

大部分豚鼠的左耳听力恢复在植入了压电耳蜗之后立刻就得到了改善. 虽然这些听阈的提高是很小的, 但是在以后能够得到进一步的提高. 植入时间越长, 听力的恢复就越明显. 这是因为豚鼠的神经在术后得到了恢复和生长, 并对转化后的电信号越来越敏感.

由于体外的环境与实际植入的耳蜗内的环境有很大差异, 所以体外实验得到的电压并不能准确地

代表在体内实际转换的电压. 需要指出的是, 外淋巴与压电材料声阻抗的匹配程度要比空气与压电材料的声阻抗匹配程度好得多^[14]. 所以在实际情况中能量的损失会比体外实验的结果小, 同时所转换的电压也会比在空气中的大得多.

我们从体外实验和体内实验的结果可以得到, 陶瓷的效果要比高分子薄膜好. 这是因为高分子薄膜的压电常数要比压电陶瓷小得多. 然而, 相对于陶瓷而言, 高分子薄膜也有其自身优点. 其中最重要的一点是, 高分子的声阻抗比陶瓷更接近于淋巴液, 这样就能够减少声音能量的损失. 而且高分子薄膜比陶瓷更柔软, 所以它能够更加容易加工成所需形状. 此外, 实验中所用的高灵敏度压电陶瓷中含有铅, 而铅的毒性非常大, 而无铅压电陶瓷如钛酸钡陶瓷, 铌酸盐陶瓷等的压电性能则远比含铅材料来的小. 从体内实验的结果可以得到, 高分子所造成的耳听力恢复效果与压电陶瓷同样明显. 因此, 高分子薄膜在某些方面比压电陶瓷更适合作为压电耳蜗的材料.

实验可以很清楚地表明压电耳蜗的植入的确能够降低聋耳的听阈, 但每一个个体的听阈恢复程度是各不相同的, 这其中有很多的影响因素: 一方面存活的听神经在手术过程中会被损伤, 另一方面每一个个体的听力损伤程度是不一样的, 而且目前还不能确定存活的听神经位置. 由于转化出的电荷很小, 那么植入的位置越靠近听神经, 取得的效果就越好. 这些影响因素都会导致听阈在植入手术之后保持不变或者上升.

4 结论

实验证明了压电耳蜗植入能够将声信号转化为

电信号, 而且转换出的电信号能够刺激听神经. 未极化和极化的压电陶瓷效果完全不同, 未极化的压电陶瓷不能降低听阈, 而极化后的压电陶瓷植入后则可以明显降低听阈值, 证明了压电耳蜗的方法是确实可行的. 而压电高分子也同样可以降低听阈值, 表明压电高分子材料也是压电耳蜗的可选材料.

参考文献

- [1] Hudspeth A J. *Science*, 1985, **230**: 745-752.
- [2] Gray R F. *Cochlear implants*. London: Croom-Helm, 1985.
- [3] Huber M. *Int J Pediatr Otorhi*, 2005, **69** (8): 1089-1101.
- [4] Blume S S. *Social Science & Medicine*, 1999, **49** (9): 1257-1268.
- [5] Cady W A. *Piezoelectricity*. New York: McGraw-Hill, 1978.
- [6] Jaffe B, Cook W R, Faffe H. *Piezoelectric ceramics*. New York: Academic, 1989.
- [7] Uchino K. *Ferroelectric Device*. New York: Marcel Dekker, 1999.
- [8] Plinkert P K, Baumann J W, Lenarz T, et al. *Eur Arch Otorinolaryngol*, 2000, **257**: 304-313.
- [9] Wang Z G, Abel E W, Mills R P, et al. *Mechatronics*, 2002, **12** (1): 3-17.
- [10] 董人禾, 高智蔚, 鲁飞, 等 (DONG Ren-He, et al). 无机材料学报 (*Journal of Inorganic Materials*), 1994, **9** (4): 471-474.
- [11] 董人禾, 董显林, 鲁飞, 等 (DONG Ren-He, et al). 无机材料学报 (*Journal of Inorganic Materials*), 2002, **7** (4): 862-866.
- [12] Harris C M, (Ed). *Handbook of Noise Control*. New York: McGraw-Hill, 1979.
- [13] Feng J, Yuan H, Zhang X. *Biomaterials*, 1997, **18** (23): 1531-1534.
- [14] Gallantree H R. *IEEE Procs*, 1983, **130**: 219-224.