

人工中耳作动器激振位置对镫骨运动影响的数值研究**☆◆

刘后广,塔 娜,饶柱石

Numerical analysis of the effect of attachment points of middle ear actuator on stapes movement

Liu Hou-guang, Ta Na, Rao Zhu-shi

Abstract

BACKGROUND: To overcome problems in conventional hearing aids such as low gain at high frequencies, discomfort in occlusion of the external ear canal and acoustic feedback, middle ear implants have been developed over the past two decades. Different types of middle ear implants always have their actuators stimulated different positions of the ossicular chain. The effect of such stimulating placement on stapes movement is rarely investigated.

OBJECTIVE: To analyze the effect of the attachment points of their actuator on the movement of the stapes.

METHODS: Based on an established human middle ear finite element model, the same amplitude force was applied at incus body and incus long process, respectively. The direction of the excitation force was changed to simulate errors during operation. The stapes displacements stimulated by these forces were calculated and compared with the one normal sound pressure excited.

RESULTS AND CONCLUSION: Compensating a same level of hearing loss, small exciting force was required when the attachment point of the actuator was set to the incus long process. The stapes displacement was sensitive to the changes in the direction of excitation regardless of which attachment point was selected. With the actuator attached to the incus body, the stapes piston motion was no longer the main component of the stapes motion in the mid-high frequencies when the excitation's direction changes to 45 degree off the longitudinal stapes axis. Results show that the incus long process is an ideal attachment point for actuator as only a small excitation force is required to compensate the same level of hearing loss. In addition, the stapes piston motion is less sensitive to the changes in the direction of the excitation force in this case.

Liu HG, Ta N, Rao ZS. Numerical analysis of the effect of attachment points of middle ear actuator on stapes movement. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(52): 9819-9822. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景:为了解决传统助听器高频增益低、佩戴舒适性差、伴有声反馈等问题,人工中耳成为近 20 年的一个研究热点。各款 人工中耳中作动器的激振部位都有所不同,但这种激振位置的不同对镫骨运动的影响鲜有研究。

目的:针对目前创伤较小的人工中耳普遍采用的两种激振位置,分析作动器激振位置对激振效果的影响。

方法:在已建立的人体中耳三维有限元模型的基础上,分别在砧骨体和砧骨长突处施加相同幅值的激振力。再分别改变激振力的倾角,模拟手术过程中存在的误差。对以上 4 组力作用下镫骨底板位移进行分析,并与正常人耳在声激励下的镫骨运动情况进行对比。

结果与结论:同样大小的听力损失补偿,作动器激振砧骨长突所需的激振力较小;无论选哪处激振位置,镫骨位移都会随 着激振力方向的改变而改变;砧骨体激振力方向与镫骨纵向轴倾斜 45°后,镫骨在中高频段的主要运动将不再由活塞式运动 构成。结果提示,砧骨长突是人工中耳作动器较理想的激振位置,所需激励力较小,且最终补偿效果对植入手术偏差造成 的激励力方向倾斜不太敏感。

关键词:人工中耳;作动器;激励位置;有限元;镫骨 doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.52.032

刘后广,塔娜,饶柱石.人工中耳作动器激振位置对镫骨运动影响的数值研究[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(52):9819-9822. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

听力损伤是国内最常见的疾病之一,随着 听力学理论及耳显微外科手术的迅速发展,多 数传导性听力损伤可以通过手术改善。但大部 分感音神经性听力损伤目前仍缺乏具有针对性 的有效治疗,佩戴传统助听器是仍是常规采用 的改善方法。而传统助听器只能解决轻度到中 度感音神经性听力损伤;佩戴舒适性不佳,患 者常常有耳道堵塞的感觉;输出的声音信号和 耳道反馈的声音信号混叠,使人感受到的声音 信号清晰度降低,这些不足使很多患者不愿佩 戴传统助听器^[1]。针对传统助听器所具有的耳 道堵塞、高频增益小、伴有声反馈等不足,近 年来国内、外很多机构竞相研究中耳植入式助 听装置^[2-7],即人工中耳。

人工中耳即是针对这一问题而研发的一种 植入式助听装置,通过其作动器机械激振听骨 链,继而振动内耳淋巴液,刺激听觉末梢感受 器产生听觉。这种直接驱动听骨链的设计更接 近生理情况下的听觉产生途径,故也提高了声 音的保真度。其中,由于所需植入手术创伤相 对较小,砧骨体和砧骨长突被多款人工中耳选 State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China

Liu Hou-guang☆, Studying for doctorate, State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China liuhg@sjtu.edu.cn

Correspondence to: Rao Zhu-shi, Doctor, Doctoral supervisor, Professor, State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China zsrao@sjtu.edu.cn

Supported by: the National Natural Science Foundation of China, No. 10772121; Shanghai Jiao Tong University Med-science Cross Research Foundation, No.YG2007MS14

Received: 2010-07-14 Accepted: 2010-09-19



上海交通大学机 械系统与振动国 家重点实验室,上 海市 200240

刘后广☆, 男, 1982年生, 安徽, 滁州市人, 汉族, 江海交通, 主要从事 耳力学及植入式, luhg@sjtu.edu. cn

通讯作者:饶柱 石,博士,博士, 导师通,教授,上海系 中师,教授,礼禄 志与振动 点实验室,上海系 200240 zsrao@sjtu.edu. cn

中图分类号:R318 文献标识码:B 文章编号: 1673-8225 (2010)52-09819-04

收稿日期: 2010-07-14 修回日期: 2010-09-19 (20100714014/D·A) 为作动器的激振部位,如奥地利MED-EL公司 的Vibrant Soundbridge选择激振点为砧骨长 突^[3],美国Otologics公司推出的Carina将砧骨 体作为激振点^[4]。但究竟哪个激振位置更有利于 对患者的听力损失进行补偿,目前还很少见到 研究报道。为此,文中利用前期建立的中耳有 限元模型对比分析了该两处激励位置的激振效 果。

1 材料与方法

1.1 人体中耳有限元模型的建立 由于中耳 是个体积非常微小、结构复杂的系统, 很难在 活体上随时测量其传导功能。为了更好地辅助 设计人工中耳,分析人工中耳中各设计参数对 人耳传声特性的影响,必须借助于中耳力学模 型。为此,国外很多学者提出了各种不同的理 论模型,如模拟电路模型、集总参数模型、多 体动力学模型等[8]。这些模型对中耳的理论研究 工作都做出了一定的贡献,但中耳系统具有复 杂的几何形态、超微结构特征、非同质性和各 向异性的结构组织,这些特性都很难利用前面 的解析法进行模拟。有限元法却有这方面的优 势,随着计算机运行速度的提高和大型有限元 软件的出现,国内、外很多学者都开始这一方 面的研究[8-13]。

为此,文中利用作者前期建立好的中耳有 限元模型对作动器激振位置进行分析^[14],该中 耳有限元模型是通过CT扫描一无任何听力损 伤病史的2例成年志愿者右耳,志愿者为作者实 验梯队的,无中耳病史,对实验过程皆知情同 意,利用逆向成型技术所建成^[14]。

其中各组织结构的材料属性,见表1^[15-16]; 边界条件,见表2^[11,17]。

表 1 中耳组织结构材料属性 Table 1 Material properties of ear components			
Site	Density (kg/m ³)	Young's modul (N/m ²)	
Membrana tensa	1.20×10 ³	3.20×10 ⁷	
Membrana flaccida	1.20×10 ³	1.00×10 ⁷	
Head of malleus	2.55×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Neck of malleus	4.53×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Handle of malleus	3.70×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Incudomalleolar joint	3.20×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Body of incus	2.36×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Short crus of incus	2.26×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Long crus of incus	5.08×10 ³	1.41×10 ¹⁰	
Incudostapedial joint	1.20×10 ³	6.0×10 ⁵	
Stapes	2.20×10 ³	1.41×10 ¹⁰	

表 2 中耳有限元模型边界条件 Table 2 Boundary conditions of middle ear finite element model			
	Stiffness (N/m)	Damping (N · s/m)	
Superior ligament of malleus	500	0	
Anterior ligament of malleus	300	0	
_ateral ligament of malleus	400	0	
^o osterior ligament of incus	500	0	
Fympanic ring ligament	1.0×10 ⁵	0	
Fensor tympani muscle	40	0	
Cochlea fluid	60	0.054	

此外,材料泊松比均取为0.3,瑞利阻尼系 数取为α=0 s⁻¹,β=0.000 1 s。最终建好的中耳 有限元模型,见图1。



为了实验两种激振位置的激振效果,分别 在该中耳模型的砧骨长突、砧骨体处施加 100 µN的激励力,对比分析镫骨的运动情况。 考虑到镫骨在语言频段(500~3 000 Hz)的正常 运动是以垂直镫骨底板面的分量为主(模型中 沿X方向的分量),即活塞式运动^[18],文中最先 施加的激振力的方向也沿该方向(图1中的力1、 力2)。此外,在实际植入手术过程中,很难保 证作动器的激振力的方向一定沿着预设的方 向。为了研究这种激振力方向的改变对激振效 果的影响,再分别将力1与力2倾斜45度角构成 新的激振力(图1中的力3、力4)。

1.2 中耳有限元模型可靠性 分析为了验证 模型的可靠性,进行两组对比实验。在模型鼓 膜处施加90 dB声压下,计算镫骨底板、鼓膜脐 部的位移频响情况,并先后与Gan等^[19]对10例 人体颞骨标本所测得的相应数据进行对比,结 果见图2,3。





由图可见,在两组模型对比验证中,模型计算值均 略低于实验测量均值。且在语言频段内,这种模型计算 值与实验测量值间的偏差更小。总体上,模型计算值在 趋势上与实验测量值一致、幅值上也比较接近实验测量 值,满足用以预测中耳生物力学特性的要求。

2 结果

2.1 激励砧骨长突 对砧骨长突处施加激振力时,镫 骨底板运动幅频曲线,见图4。



其中,标有0°的代表方向与镫骨活塞运动方向一致 的激励力(图1中力1)激振效果;标有45°的代表方向与 镫骨活塞运动方向间有45°倾角的激励力(图1中力3)激 振效果。从图中可见,当激励力的激振方向与镫骨活塞 式运动方向一致时,对镫骨底板运动位移的激励效果最 好。此时,100µN的激励力便可以激励起100 dB声压 所对应的镫骨底板位移。且在此激励下,镫骨运动的主 要分量是X方向,即活塞式运动分量。

 www.CRTER.org

当激振力方向改变,变为与镫骨活塞式运动方向间 有45°倾角后,同样大小的激振力所激励的镫骨底板位 移幅值有所减小,特别是在600~1 500 Hz 频率段。不 过,此时镫骨运动的主要分量仍是沿X方向。

2.2 激励砧骨体 当对砧骨体施加激振力时,镫骨底 板运动幅频曲线,见图5。



从图5可见,当激励力的激励方向与镫骨活塞运动方 向一致时(图1中力2),对镫骨底板活塞运动分量(X方向) 的激振效果最好。考虑到在语言频段,对患者的听力补 偿主要由镫骨活塞式运动分量实现,故其对听力补偿的 效果也最好。当激励力方向与镫骨活塞运动方向一致时, 100 μN 激励力只能在低频段(<750 Hz)激励起100 dB 声压所对应的镫骨底板位移。在中高频段,却达不到 100 dB声压的激振效果,需要更大的激振力。在此激励 下,镫骨运动的主要分量是X方向,即活塞式运动分量。

当激励力方向改变,变为与镫骨活塞式运动方向间 有45°倾角后(图1中力4),同样大小的激振力所激振的镫 骨底板的活塞式运动分量有所减小,特别是在1000~ 2000 Hz频率段。且在中高频段,X运动分量已不是镫 骨的主要运动分量,即镫骨已不再以活塞式运动为主。

3 讨论

现有文献报道的人工中耳有数十种,激振的听骨链 部位都有所不同,这种激振部位的不同必然影响了人工 中耳的驱动效果及所需植入手术的创伤性大小。文中利 用中耳有限元模型,选取了植入创伤较小的人工中耳普 遍选择的激振部位-砧骨体、砧骨长突为研究对象,对 比主要是通过镫骨底板将声压带动的听骨链振动传入

内耳而实现,故文中选择镫骨底板位移为激振效果的考 核指标。考虑到现有市场上较成熟的人工中耳主要是电 磁式,文中直接对驱动部分施加力来近似模拟其电磁式 作动器的激振。此外,实验研究表明,近100 µN的激振 力便可以激起100 dB声压所对应的镫骨底板位移^[20],为 了对比研究, 文中始终将驱动力的大小取为100 µN。

实验结果显示,理想状况下,砧骨长突处的激励效 果最好。在中、高频段,同样程度的听力损失补偿,砧 骨长突处所需的激振力仅为砧骨体处所需的十分之一。 这或许与听骨链的正常振动模式有关。研究表明,在语 言频段,人耳听骨链正常运动可近似为以砧锤关节为支 点的杠杆运动[21]。而砧骨长突比砧骨体离砧锤关节距离 较远,其对该杠杆运动的支点拥有较大的力臂。在所需 激振效果一致的要求下(所需输出力矩大小相同), 砧骨 长突处所需的激振力自然要小很多。

结果还显示无论选哪种激励位置, 镫骨位移都会随 着激励力方向偏离理想状况而减小。这主要是由于,两 处激励力的方向偏离理想位置后,其相对于砧锤关节的 力臂都有所减小,使得输出力矩减小。在输出阻抗一致 的情况下,输出位移(镫骨底板位移)必然有所减小。这 意味着无论选哪种激振位置,最终作动器对患者听力的 补偿效果都会随着植入手术的偏差而有所恶化,故手术 时需要尽量保证作动器的植入体位。

此外,当激振砧骨长突时,驱动力方向改变后,镫 骨底板虽然被激振起的位移量有所减小,但其运动始终 以活塞式运动为主。而当激励砧骨体时,激励力的方向 与镫骨纵向轴倾斜45°后,镫骨被激振起的主要运动将 不再是活塞式运动。这一现象的出现,或许是由于倾斜 45°后,该点力的作用方向变成了穿过砧锤关节这一运 动支点,从而其激振破坏了听骨链正常的以杠杆运动为 主的运动模式,使得被激励起的镫骨的运动不再以活塞 式运动为主。

参考文献 4

- Davis A. Population study of the ability to benefit from [1] amplification and the provision of a hearing aid in 55-74-year-old first-time hearing aid users. Int J Audiol. 2003;42 Suppl 2: 2839-52
- Gan RZ, Dai C, Wang X, et al. A totally implantable hearing [2] system--design and function characterization in 3D computational model and temporal bones. Hear Res. 2010;263(1-2):138-144.
- Ball GR. The vibrant soundbridge: design and development. Adv [3] Otorhinolaryngol. 2010;69:1-13.
- Tringal S, Pergola N, Ferber-Viart C, et al. Fully implantable hearing device as a new treatment of conductive hearing loss in [4] Franceschetti syndrome. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2008; 72(4): 513-517
- Maurer J, Savvas E. The Esteem System: a totally implantable hearing device. Adv Otorhinolaryngol. 2010;69:59-71. Devèze A, Koka K, Tringali S, et al. Active middle ear implant [5]
- [6] application in case of stapes fixation: a temporal bone study. Otol Neurotol. 2010;31(7):1027-1034.
- [7] Haynes DS, Young JA, Wanna GB, et al. Middle ear implantable hearing devices: an overview. Trends Amplif. 2009;13(3):206-214.
- Zhao F, Koike T, Wang J, et al. Finite element analysis of the [8] middle ear transfer functions and related pathologies. Med Eng Phys. 2009;31(8):907-916.

- Yao WJ, Li W, Fu LJ, et al. Xitong Fangzhen Xuebao. 2009;21(3): [9] 651-654. 姚文娟,李武,付黎杰,等.中耳结构数值模拟及传导振动分析[J].系统
- 仿真学报,2009,21(3): 651-654. Liu YX, Li S, Sun XZ. Lixue Xuebao.2008;40(1):107-113. [10]
- 刘迎曦,李生,孙秀珍人耳传声数值模拟[J].力学学报,2008,40(1): 107-113
- Sun Q, Gan RZ, Chang KH, et al. Computer-integrated finite [11] element modeling of human middle ear. Biomech Model Mechanobiol. 2002;1(2):109-122.
- Qi L, Funnell WR, Daniel SJ. A nonlinear finite-element model of [12]
- the newborn middle ear. J Acoust Soc Am. 2008;124(1):337-347. Hoffstetter M, Schardt F, Lenarz T, et al. Parameter study on a finite element model of the middle ear. Biomed Tech (Berl). 2010; [13] 55(1):19-26.
- Liu HG, Ta N, Rao ZS. Xitong Fangzhen Xuebao. 2009;21(24): [14] 7899-7901.
- 刘后广,塔娜,饶柱石.人体中耳有限元数值仿真[J].系统仿真学报, 2009,21(24):7899-7901. Sun Q, Chang KH, Dormer KJ, et al. An advanced [15] computer-aided geometric modeling and fabrication method for human middle ear. Med Eng Phys. 2002;24(9):595-606.
- Beer HJ, Bornitz M, Hardtke HJ, et al. Modelling of components of [16] the human middle ear and simulation of their dynamic behaviour.
- Audiol Neurootol. 1999;4(3-4):156-162. Prendergast PJ, Ferris P, Rice HJ, et al. Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method. Audiol Neurootol. 1999;4(3-4):185-191. [17]
- Hato N, Stenfelt S, Goode RL. Three-dimensional stapes [18] footplate motion in human temporal bones. Audiol Neurootol. 2003;8(3): 140-152
- [19] Gan RZ, Wood MW, Dormer KJ. Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system. Otol Neurotol. 2004;25(4):423-435.
- Ko WH, Zhu WL, Maniglia AJ. Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear. Otolaryngol Clin North [20] Am. 1995;28(1):29-41.
- [21] Koike T, Wada H, Kobayashi T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. J Acoust Soc Am. 2002;111(3): 1306-1317
- Leker RR, Soldner F, Velasco I, et al. Long-lasting regeneration after ischemia in the cerebral cortex. Stroke. 2007;38):9-19 [22]

来自本文课题的更多信息---

基金资助: 国家自然科学基金资助项目(10772121), 课题名称:人耳听觉系统与新型智能声桥机理研究。上海交 通大学医工交叉研究基金(YG2007MS14), 课题名称:压电 型植入式智能振子的研究。

作者贡献:实验设计及实验过程、指标的测试、统计学 处理均由全体作者共同完成。

致谢:感谢上海交通大学附属第六人民医院耳鼻咽喉科 在人耳 CT 扫描上为实验提供的帮助。

利益冲突:课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济 组织直接或间接的经济或利益的赞助。

本文创新性:

提供证据: 第一作者应用计算机检索 2006/2010-01 中 国期刊全文数据库与万方数据库相关文献进行比较,实验在 正常人耳有限元模型的基础上,对人工中耳作动器两种激励 位置的激振效果进行了对比分析,研究人耳听觉系统的生物 力学特性,并基于此设计一款能对患者听力进行有效补偿的 智能压电型植入振子,这在国内及国际均属研究前沿领域。

创新点说明:课题为了克服中耳组织微小,很难在活体 上随时测量辅助设计中耳器件的难题,利用经过实验对比验 证的中耳有限元模型,分析了作动器激励位置对人工中耳补 偿效果的影响。文章所基于的模型完全参照中耳有限元模型 金标准进行的三维重建、网格划分和材料参数赋值,并通过 镫骨底板、鼓膜脐部位移分析,与金标准相符。另外,实验 基于正常人耳有限元模型,对人工中耳作动器两种激励位置 的激振效果进行了对比分析,所得的结果为人工中耳作动器 激振位置的优选提供了理论参考。