

文章编号:1004-7220(2010)03-0175-07

## 人工听骨不同接入方式对耳结构动力响应的影响

姚文娟<sup>1</sup>, 黄新生<sup>2</sup>, 李武<sup>1</sup>, 李晓青<sup>1</sup>

(1. 上海大学 土木工程系, 上海 200072; 2. 复旦大学附属中山医院耳鼻喉科, 上海 200032)

**摘要:** **目的** 研究人工听骨接入方式对听力恢复的影响。**方法** 通过 CT 扫描技术, 结合自编 C++ 程序读取 CT 数据中体单元建立人耳结构几何模型, 将几何模型导入 PATRAN 中建立有限元数值模型。采用频率响应方法对耳结构模型进行流固耦合计算, 同时分析人工听骨不同接入方式及接入位置对耳结构声音传导的影响。**结果** 通过对正常人耳的动力响应分析, 得到数值模型中计算出的鼓膜凸与镫骨底板振幅与试验数据吻合, 验证本文模型的正确性。**结论** 接在鼓膜凸的位置其动力响应最好, 镫骨振幅高于其他连接方式。即人工听骨接在鼓膜凸的位置比较吻合人耳的生理功能, 其重建听力效果更好。

**关键词:** 有限元; 模型; 流固耦合; 动力响应; 人工听骨

**中图分类号:** R0345 **文献标志码:** A

### Effect of different connecting methods for artificial ossicle on dynamic response of ear

YAO Wen-juan<sup>1</sup>, HUANG Xin-sheng<sup>2</sup>, LI Wu<sup>1</sup>, LI Xiao-qing<sup>1</sup> (1. Department of civil engineering, Shanghai University, Shanghai 200072; 2. Department of Otorhinolaryngology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032)

**Abstract: Objective** To study the effects of the different connecting mode of artificial ossicle on hearing restoration. **Method** Geometrical model of human ear was established by an original C++ program based on clinical CT data, and imported this geometrical model into finite element software PATRAN to build up the numerical finite element model of human ear structure. Based on the finite element model, the fluid-solid coupling was computed by harmonic response analysis method, and the effect of sound conduction on ear structure was analyzed according to different implantable methods and positions of artificial ossicle. **Results** The validity of this numerical model is confirmed by comparing the amplitude of umbo and stapes footplate on numerical model which is gained by dynamic response analysis on normal ear structure with published experimental measurements on human temporal bones. **Conclusions** Connecting artificial ossicle to tympanic membrane at its central position is optimal for the dynamic response of ear structure as the amplitude of stapes footplate under this situation is slightly higher than other connecting methods since it conforms to physiological function of human ear, and the effect of hearing recovery could be better.

**Key words:** Finite element; Model; Fluid-solid coupling; Dynamic response; Artificial ossicle

重建听骨链是治疗传导性耳聋的主要方法, 目的是建立一个活动性及连续性良好的、稳定的传音

结构, 以将传到鼓膜的声能传送到内耳。目前临床应用的人工听骨有多种<sup>[1]</sup>, 材料不同, 形状各异, 听

收稿日期: 2010-04-06; 修回日期: 2010-04-13

基金项目: 上海市科委基础研究重点项目 (08jc1404700)

作者简介: 姚文娟 (1956-), 女, 教授, 博士生导师, 研究方向: 生物力学, 结构工程。

通讯作者: 姚文娟, Tel: 02156336721; E-mail: wenjuan@mail.shu.edu.cn; 黄新生, E-mail: huangxinsh@hotmail.com。

骨链的接入方式及位置都是影响人工听骨传导功能的主要因素。听骨链假体的研究主要集中在听骨膺复物的材料的选择<sup>[2]</sup>,听骨膺复物外形的设计<sup>[3-4]</sup>,对听骨膺复物的连接<sup>[5]</sup>等问题的研究,主要采用的试验方法是在颞骨标本上对人工听骨进行试验。但试验材料和设备的获得是一大难题,且受外界因素影响大。随着生物力学的发展,20世纪末学者们开始用力学方法研究耳的生物学问题:如采用力学理论推导鼓膜振动问题的解析解及人工听骨检测的解析方法<sup>[6-7]</sup>;使用有限元方法模拟中耳结构的传导振动并分析力学因素与中耳的某些病变关系<sup>[8-15]</sup>。目前临床上极为关注的问题是手术治疗效果的预测。用数值模拟手术置换人工听骨耳结构的动力响应,并由此分析手术后的听力恢复效果可以解决活体难以随时检测声音传导动力学行为的问题,避免实验的方法耗时耗资大等问题。但是此类研究未见报道。因此,本文采用有限元法研究人工听骨接入位置对听力恢复效果的影响,为临床手术治疗提供理论依据。

## 1 控制方程

声固耦合与液固耦合的控制方程

$$\begin{bmatrix} [M_e] & [0] \\ [M^{fs}] & [M_e^p] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{u}_e \\ \ddot{p}_e \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [C_e] & [0] \\ [0] & [C_e^p] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{u}_e \\ \dot{p}_e \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K_e] & [K^{fs}] \\ [0] & [K_e^p] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_e \\ p_e \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_e \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (1)$$

式中:

$$[M^{fs}] = \rho_0 [R_e]^T \quad (2)$$

$$[K^{fs}] = -[R_e] \quad (3)$$

$[M_e]$ 为固体质量矩阵; $[M^{fs}]$ 为流固耦合界面质量矩阵; $[M_e^p]$ 为声音质量矩阵; $[C_e]$ 为结构阻尼矩阵; $[C_e^p]$ 为声音阻尼矩阵; $[K_e]$ 为刚度矩阵; $[K_e^p]$ 为流体刚度矩阵; $[K^{fs}]$ 为流固耦合刚度矩阵; $[R_e]$ 为流固耦合界面过渡矩阵; $u_e$  位移矩阵; $p_e$  压力矩阵。

## 2 有限元模型

### 2.1 建立模型

有限元模型的几何尺寸是基于复旦大学附属中山医院对人体正常耳 CT 扫描所得的图像(使用 GE

lightspeed VCT 64 排螺旋 CT 机。扫描参数:准直 0.625 mm,球管旋转时间 0.4s,重建层厚 0.625 mm,间隔 0.5~0.625 mm)。通过对图像的进一步处理,用自编程序将 CT 扫描数值化,再利用 PAT-RAN 的强建模功能,重建耳三维几何模型。对其划分网格,设定边界条件、材料参数,导入 NASTRAN 得到耳三维流-固耦合的有限元数值模型(见图 1~3)。外耳道气体单元划分为 7 200 个八节点六面体 Hex8 单元,节点数 7 581。鼓膜划分为 360 个四节点四边形(Quad4)面单元,节点数 361。听骨链划分为 21 438 个四节点四面体单元(Tet4),节点数

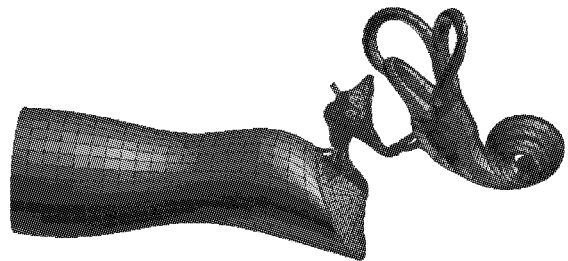


图1 整耳有限元模型

Fig.1 The finite element model of the human ear

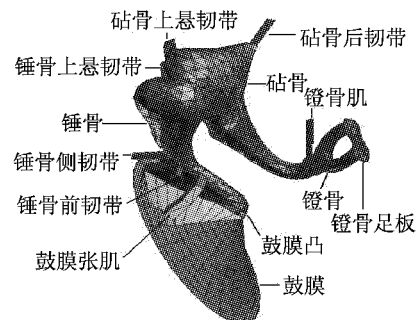


图2 中耳有限元模型

Fig.2 The finite element of the middle ear

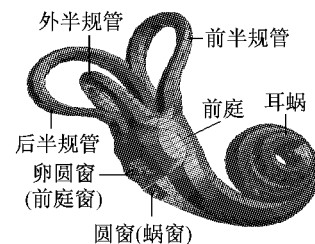


图3 内耳有限元模型

Fig.3 The finite element of the inner ear

6 065,耳蜗网格划分:前庭内靠近镮骨处流体域划分为 Tet4 单元,其他流体域划分为 Hex8 单元,流体单元属性均定义为 FLUID 单元,共计产生单元数为 4 392,节点数为 5 885;卵圆窗划分为 Tria3 面单元,卵圆窗单元定义为二维膜结构,共计单元数 56,节点数 37;圆窗划分为 Quad4 面单元,圆窗单元定义为二维膜结构(Membrane)共计单元数 16,节点数 25。

2.2 材料属性

本文数值模型各部分材料属性及声学属性参考文献<sup>[12-13]</sup>,实验数据。本文数值模型各部分材料属性及声学属性相关参数值见表 1 和表 2,泊松比均取 0.3。通过模拟试算定听力系统结构阻尼系数取

表 1 本文模型中中耳各结构材料属性

Tab.1 Material properties used for the finite element model

	密度/kg · m <sup>-3</sup>	弹性模量/MPa
鼓膜紧张部	1 200	34
鼓膜松弛部	1 200	11
鼓膜环韧带	1 200	0.6
鼓膜锤骨连接 1	1 200	3.4
鼓膜锤骨连接 2	1 200	0.003 4
锤骨头	2 550	14 100
锤骨颈	4 530	14 100
锤骨柄	3 700	14 100
锤砧关节	3 200	14 100
砧骨体	2 360	14 100
砧骨短突	2 260	14 100
砧骨长突	5 080	14 100
砧镮关节	1 200	0.6
镮骨	2 200	14 100
锤骨上悬韧带	2 500	4.9
锤骨侧韧带	2 500	6.7
锤骨前韧带	2 500	21
砧骨上悬韧带	2 500	4.9
砧骨后韧带	2 500	6.5
鼓膜张肌	2 500	8.7
镮骨肌	2 500	5.2
镮骨环韧带	1 200	0.02
卵圆窗	1 200	0.02
圆窗	1 200	0.035

表 2 耳部结构声学属性

Tab.2 Acoustic properties of ear components

	密度/(kg · m <sup>-3</sup> )	速度/(m · s <sup>-1</sup> )
空气	1.21	340
内耳液体	1 000	1 400

0.5,在两种材料链接处的材料属性取弹性模量大的材料属性作为连接处材料属性。

2.3 边界条件

(1)外耳道口施加(200 ~ 10 000 Hz)内 90dB (0.632 Pa)面压力,模拟纯音声压;

(2)软组织(鼓膜张肌、锤骨上悬韧带、锤骨前韧带、锤骨侧韧带、砧骨上悬韧带、砧骨后韧带、镮骨肌)与颞骨相连处视为固定约束;

(3)鼓膜环韧带外边缘视为固定约束;

(4)镮骨底板环韧带外边缘视为固定约束;

(5)卵圆窗、圆窗外边缘视为固定约束;

(6)外耳道壁及内耳骨迷路壁设为相对刚性壁;

(7)鼓膜、镮骨底板及环韧带为流固耦合界面。

2.4 假体模型

假体数据来源于医院提供的美国 Medtronic Xomed 公司整体听骨链置换体(TORP)说明书,该假体是目前临床最常用的听骨链置换体之一(见图 4)。

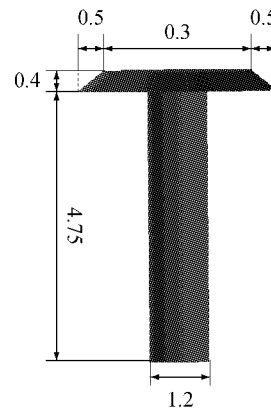


图 4 听骨链假体(单位:mm)

Fig.4 The prosthesis of the chain( Unit: mm)

锤骨柄与镮骨足板之间有一定的距离和角度。将假体的柄端垂直与镮骨底板连接于镮骨底板和鼓

膜之间是较为方便的一种手术方式。但此时的顶盘与鼓膜的连接位置并不是正常耳听骨与鼓膜的连接位置,这对听力会造成什么样的影响? 什么样的接入位置能获得更好的听力效果? 本文基于这2个问题,分析比较了听骨链假体不同接入位置(见图10)和锤骨不同的处理方式(见图11)下听力恢复效果。

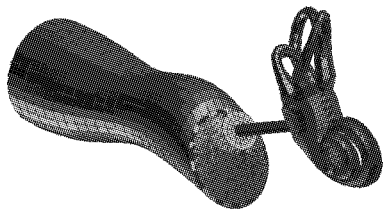


图5 听骨链假体直接接于鼓膜  
Fig.5 The prosthesis placed directly onto the tympanic membrane

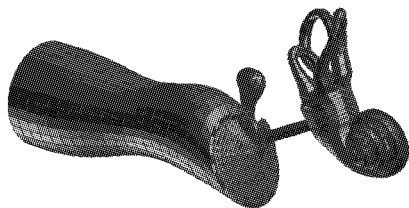


图6 听骨链假体接于锤骨柄  
Fig.6 The prosthesis placed onto the handle of the malleus

### 3 有限元数值模型的验证

本文建立正常耳结构模型,并取中耳结构(未加入外耳道的影响)的动力响应位移曲线与 Gan 试验数据<sup>[16]</sup>曲线比较,可知两者在趋势、幅值方面均比较接近,如图7、8所示。

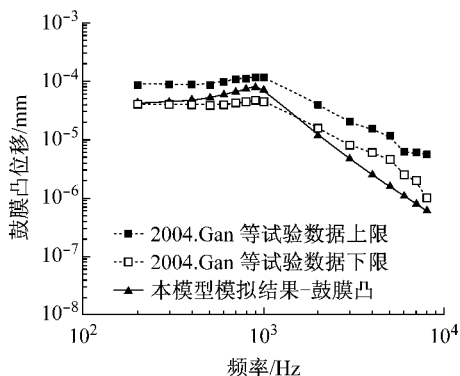


图7 本文计算与试验所得鼓膜凸频率响应曲线比较  
Fig.7 Comparison of the model-predicted displacements curves at the tympanic membrane with the experimental data

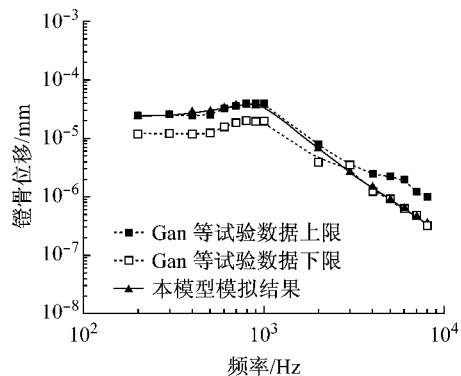


图8 本文计算与试验所得镫骨板频率响应曲线比较  
Fig.8 Comparison of the model-predicted displacements curves at the stapes footplate with the experimental data

Ryuichi Aibara 等<sup>[17]</sup>同样用多普勒振动仪采集了11例新鲜颞骨样本镫骨速度传递函数(SVTF)曲线,以此表征中耳声传递功能。镫骨速度传递函数定义为:

$$SVTF = \frac{V_{FP}}{P_{TM}} \quad (4)$$

式中: $V_{FP}$ 为镫骨底板速度; $P_{TM}$ 为鼓膜附近压值。提取参数计算结果计算 SVTF 曲线,与实验结果比较见图9所示。

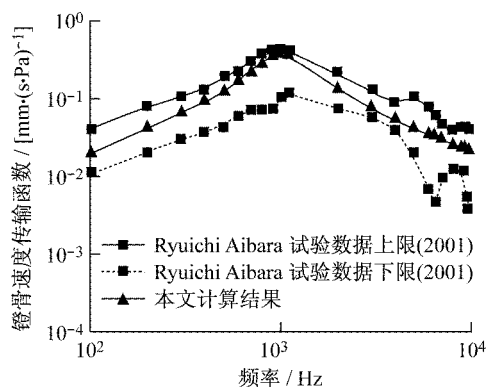


图9 镫骨速度传递函数(SVTF)计算值与实验值比较  
Fig.9 Comparison of the stapes footplate velocity transfer function between the model-predicted result and the experimental data

由图7~9可知,本文模型计算结果与试验所得的频率响应曲线,两者在趋势、幅值方面均接近,因此,进一步证明本文模型是正确的。

## 4 植入假体后数值模拟

### 4.1 假体有限元模型

用8节点六面体(Hex8)单元划分听骨链假体模型,单元数456,材料属性为钛(弹性模量为109 GPa,密度为4 500 kg/m<sup>3</sup>,泊松比为0.3,见图8)。

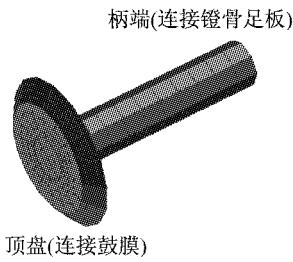


图10 听骨链假体有限元模型

Fig.10 The finite element model of the prosthesis

### 4.2 假体接入位置

### 4.3 模拟计算结果

由图11~13可知,钛质听骨链假体置换接入不同位置与正常耳比较,镫骨足板振幅、振动速度的变化情况如下:

对于钛质听骨链假体置换接入位置1(镫骨足板垂直连接于鼓膜侧部)时,在低频率下(<700 Hz)镫骨振动幅度均有为3~5 dB的上升,500 Hz时最大,为5.5 dB;在0.7~1.0 kHz之间的频率范围内,几无差异;在1 kHz以上的频率范围时:镫骨足板振动幅度比正常情况有3~5 dB的下降。

钛质听骨链假体置换接入位置2(正常耳鼓膜与锤骨柄连接部位)时,在低频率下(<700 Hz)镫骨振动幅度均有5~7 dB的上升,500 Hz时最大,为

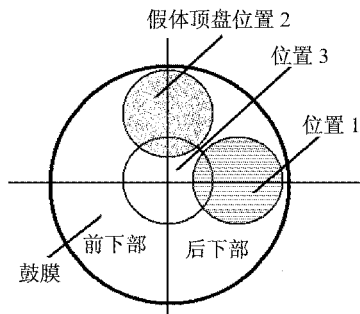


图11 钛质听骨链假体接入位置

Fig.11 The position of the prosthesis

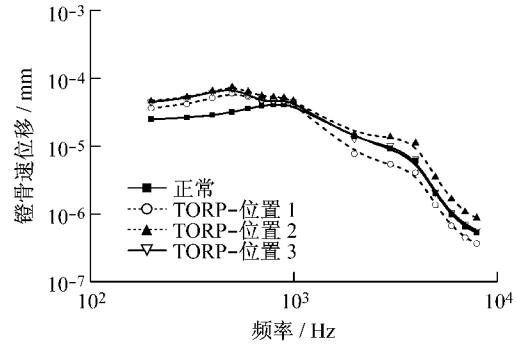


图12 与鼓膜相接下的底板位移频率响应曲线

Fig.12 The displacement curves of stapes footplate with different position onto the tympanic membrane

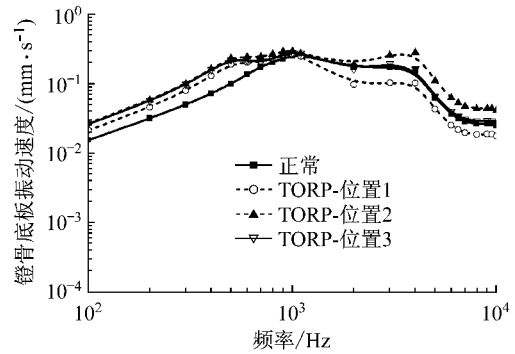


图13 与鼓膜相接下的底板速度频率响应曲线

Fig.13 The velocity curves of stapes footplate with different position onto the tympanic membrane

7.3 dB;在0.7~1.0 kHz之间的频率范围内,几无差异;在1 kHz以上的频率范围时,接入位置2时镫骨足板振动幅度与正常耳比较有3~5 dB的上升。

钛质听骨链假体置换接入位置3(正常耳鼓膜与锤骨柄连接2部位)时,在低频率下(<700 Hz)镫骨振动幅度均有5~7 dB的上升,400 Hz时最大,为6.8 dB;在0.7~1.0 kHz之间的频率范围内,几无差异;而接入位置3时,在0.3~8.0 kHz之间的频率范围内,镫骨足板振动幅度与正常耳的足板振动幅度基本保持一直,变化在1 dB内。

由图14、15知,钛听骨接到锤骨上不同位置与正常耳比较,镫骨足板振幅、振动速度的变化情况如下:对于保留整个锤骨以及锤骨侧韧带和前韧带的情况,在小于800 Hz的频率范围内,镫骨足板振幅和速度的值有4.5 dB范围内的升高。在800 Hz以上的频率范围内,镫骨足板振幅和速度的值有所下

降,在2 kHz左右下降最大,约10 dB,更高频率范围内基本保持在4.5 dB范围内的降低。

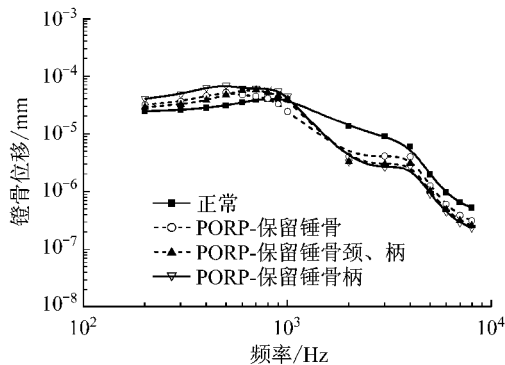


图14 与锤骨相接下的底板位移频率响应曲线

Fig. 14 The displacement curves of stapes footplate with different position onto the handle

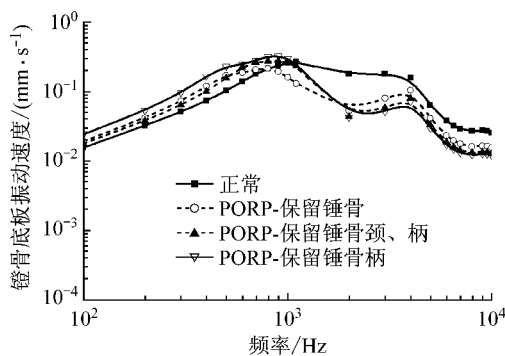


图15 与锤骨相接下的底板速度频率响应曲线

Fig. 15 The velocity curves of stapes footplate with different position onto the handle

对于去除锤骨头、保留锤骨颈、锤骨柄及锤骨侧韧带和前韧带的情况,在小于1 kHz的频率范围内,镫骨足板振幅和速度的值有4 dB范围内的升高。在1 kHz以上的频率范围内,镫骨足板振幅和速度的值有所下降,在2 kHz左右下降最大,约12 dB,更高频率范围内基本保持在6 dB范围内的降低。

对于仅保留锤骨柄的情况,在小于1.2 kHz的频率范围内,镫骨足板振幅和速度的值有7 dB以内的升高。在1.2 kHz以上的频率范围内,镫骨足板振幅和速度的值有所下降,在2 kHz左右下降最大,约12.5 dB,更高频率范围内基本保持在7 dB范围内的降低。

## 5 结论

本文采用有限元模型分析了美国 Medtronic Xomed 公司整体听骨链置换体(TORP)接入位置以及锤骨、锤骨韧带对听力恢复的影响。通过各个曲线的对比结果可知,钛听骨的3种接入方式中,第3种接入方案优于其它两种,即锤骨接入鼓膜中心能使镫骨足板获得的振幅最大;对于锤骨的保留部分模拟结果表明,无论保留锤骨哪一部分均使得镫骨足板振幅和振动速度在低频率下升高,高频率下降低。

综上所述,人工听骨的接入位置对听力恢复效果有着重要影响,采用何种接入方式要根据病人鼓膜、听骨链的状况而定,如果锤骨完整,尽量保存锤骨;如果锤骨损坏,即可切除锤骨接入鼓膜中心,使患者获得好的听力恢复效果。本文结论对耳临床医学有参考价值。

## 参考文献:

- [1] Ogale SB, Mabajan SB, Dutt S, *et al.* Fate of middle ear implants [J]. *Auris Nasus Larynx*, 1997, 24(2): 151-157.
- [2] 余力生. 听骨链重建材料的历史与现状[J]. *Chinese Journal of Otolaryngology*, 2008, 6(3): 362-364.
- [3] Kelly DJ, Prendergast PJ, Blayney WA. The effect of prosthesis design on vibration of the reconstructed ossicular chain: a comparative finite element analysis of four prostheses [J]. *Otology & Neurotology*, 2003, 24(1): 11-19.
- [4] Abraham J, Sorom C, Driscoll LW, *et al.* Retrospective analysis of outcomes after stapedotomy with implantation of a self-crimping nitinol stapes prosthesis [J]. *Otolaryngology Head and Neck Surgery*, 2007, 137(1): 65-69.
- [5] Justin T, Arriaga A. Enhanced hearing in heat activated crimping prosthesis stapedectomy [J]. *Otolaryngology Head and Neck Surgery*, 2008, 138(4): 513-517.
- [6] 姚文娟,李武,黄新生,等. 鼓膜振动方程的建立与求解[J]. *振动与冲击*, 2009, 27(3): 63-66.
- [7] 姚文娟,李武,李晓青. 检验人工听骨力学性质的解析方法[J]. *力学学报*, 2009, 41(2): 216-221.
- [8] Gan RZ, Tao Cheng, Chenkai Dai, *et al.* Finite element modeling of sound Transmission with perforations of tympanic membrane [J]. *J Acoust Soc Am*, 2009, 126(1): 243-253.
- [9] Yingxi Liu, Sheng Li, Xiuzhen Sun. Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ear [J]. *Acta Mech Sin*,

- 2009, 25(2): 241-247.
- [10] 刘迎曦, 李生, 孙秀珍. 人耳鼓膜病变数值分析. 医用生物力学, 2008, 23(4): 275-278.
- [11] 刘迎曦, 李生, 孙秀珍. 人耳传声数值模型. 力学学报, 2008, 40(1): 107-113.
- [12] 姚文娟, 李晓青, 李武, 等. 中耳病变及人工镗骨形体研究. 医用生物力学, 2009, 24(2): 163-168.
- [13] Wenjuan Yao, XinSheng Huang, LiJie Fu. Transmitting vibration of artificial ossicle [J]. International Journal of Non-linear Sciences and Numerical Simulation, 2008, 9(2): 131-139.
- [14] Gan RZ, Brian PR, Wang XL. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2007, 35(12): 2180-2195.
- [15] Takuji Koike, Hiroshi Wada, Toshimitsu Kobayashi. Modeling of the human middle ear using the finite-element method [J]. Acoustical Society of America, 2002, 111(3): 1306-1317.
- [16] Gan RZ, Wood MW, Dormer KJ. Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system [J]. Otol Neurotol, 2004, 25(4): 423-435.
- [17] Aibara RJ, Welsh JT, Puria S, *et al.* Human middle ear sound transfer function and cochlear input impedance [J]. Hearing Research, 2001, 152(1-2): 100-109.

## 会 议 通 知

2010 第二届国际华人骨研学会骨组织形态测量学和影像研讨会将于 2010 年 10 月 25-27 日在广东东莞广东医学院举行。会议主题为“骨组织形态学测量在评定促成骨药物和抗骨质疏松中药的应用, 包括 MicroCT、pQCT/QCT、MRI 等前沿技术在肌肉骨骼研究中的应用”。主题报告人为来自比利时、中国、德国、香港、日本、瑞士、英国和美国的骨组织形态测量学方面的专家。参会对象为基础研究与临床研究学者、生物医学工程师与技术人员、研究生、以及对骨和与之相关的研究与临床应用感兴趣的人员。会议期间, 您将:

- o 与骨组织形态测量学和影像方面的国际知名教授见面
- o 了解最新的仪器和使用技术
- o 会见知名骨组织形态测量学和影像实验室的代表
- o 了解专家在骨组织形态测量学和影像方面的独特经验与技巧

投稿方式: 文摘将刊登在 IBMS 国际骨矿协会的 BoneKey 网上杂志。投稿截止日: 2010 年 7 月 31 日。

研讨会和投稿详情请参看研讨会网页: <http://www.gdmc.edu.cn> 或 <http://www.ichts.org>