

文章编号:1004-7220(2010)03-0163-06

· 论 著 ·

鼓膜穿孔对听力系统振动的影响

李 生¹, 于 申¹, 王吉喆²

(1. 大连理工大学 工业装备结构分析国家重点实验室, 大连 116024; 2. 大连医科大学 附属第二医院 耳鼻咽喉科, 大连 116025)

摘要: 目的 研究鼓膜穿孔尺寸及穿孔衍射对听力系统振动的影响。方法 利用 CT 获取志愿者耳部结构临床资料, 提取相关结构的边界, 导入 ANSYS 并建立人耳结构数值有限元模型。结果 穿孔面积分别为 0.97、3.66 和 7.97 mm², 随着穿孔尺寸增大, 共振频率分别变为 3.6、4.4 和 4.6 kHz, 镫骨底板位移振幅随之变小; 镫骨底板位移振幅在衍射声波作用下明显变小; 在 1000 Hz 处, 鼓膜位移云图位移最大值分别为 0.32、0.20 和 0.19 μm, 在共振频率处, 鼓膜位移云图位移最大值分别为 0.20、0.14 和 0.09 μm。结论 鼓膜穿孔尺寸越大, 镫骨底板位移振幅越小, 尤其 4 kHz 以下, 共振频率升高。鼓膜云图位移振幅最大值随穿孔增大变小, 有望对临床治疗提供参考。

关键词: 有限元; 模型; 鼓膜; 振动; 声固耦合; 衍射

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Effect of tympanic membrane perforation on vibration of hearing system

LI Sheng¹, YU Shen¹, WANG Ji-zhe² (1. State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China; 2. ENT Department, The Second Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116025, China)

Abstract: **Objective** To study the effects of the size and diffraction of tympanic membrane perforation on hearing system of human ear. **Method** The whole temporal bone from a healthy volunteer is scanned using spiral CT. The digitized outlines of images are imported into ANSYS to construct a three dimensional finite element model of the human ear. **Results** The resonance frequencies become 3.6, 4.4 and 4.6 kHz with the increase of perforation areas as 0.97, 3.66 and 7.97 mm², respectively. The larger perforation in the tympanic membrane results in a lower stapes footplate displacement. The displacement swing of the stapes footplate decreased clearly under the action of sound wave from the diffraction. The peak values of the displacement nephogram of the tympanic membrane are 0.32, 0.20 and 0.19 μm at 1000 Hz, respectively. At the resonance frequency, the peak values of the displacement nephogram of the tympanic membrane are 0.20, 0.14 and 0.09 μm, respectively. **Conclusions** The larger the size of the perforation is, the smaller stapes footplate displacement will be, especially at the lower frequency of 4 kHz with the higher resonance frequency. The peak values of displacement nephogram will become smaller with the increased size of perforations. The results would give helpful information for the clinical treatment.

Key words: Finite element; Model; Membrane; Vibration; Acoustic structural coupled analysis; Diffraction

收稿日期:2010-04-06; 修回日期:2010-04-14

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10872043,10902022),辽宁省自然科学基金资助项目(20082157)

作者简介:李生(1976-),博士,研究方向:生物医学工程。

通讯作者:王吉喆,主任医师,E-mail:wangjizhe1968@yahoo.com.cn。

外界创伤、中耳手术或气压改变都有可能致鼓膜穿孔,中耳的保护作用受到了损害,同时鼓膜振动面积减少,导致听力下降。许多学者运用尸体模型研究了鼓膜穿孔病变状态下鼓膜的力学特性^[1-3]。然而,由于中耳腔是一个相对封闭狭小空间,对其进行活体无侵害测量存在诸多困难。Voss等^[4]提出了一种电路分析模型,以此研究鼓膜穿孔对听力水平的影响。虽然以上方法在特定条件下会起到很好的作用,但相比之下有限元方法对复杂生物系统建模具有更多优势。有限元方法可以全面模拟复杂几何形态、超微结构特征以及生物系统非同质性和各向异性的生物特性,研究细致的振动模式、压力分布以及系统中任何位置的力学行为。Gan等^[5]利用组织切片方法建立了人耳有限元模型研究传声特性。但是切片方法建模周期长,要求高,而且样本会被破坏。Lee等^[6]于2007年利用HRCT建立了包括鼓膜听骨链在内的中耳模型,对鼓膜修补进行模拟分析;但外耳道及中耳腔的结构并没有在此模型中体现。刘迎曦等^[7-8]利用螺旋CT建立了包括外耳道、听骨链、韧带/肌肉、中耳腔及内耳骨迷路在内的有限元模型,重点研究了中耳的力学特性。本文

在文献[7-8]的基础上,建立了鼓膜穿孔有限元模型。利用此模型进行人耳声固耦合计算来分析鼓膜穿孔对听力系统振动的影响。

1 方法

1.1 数值模型建立

数值模型的建立过程参阅文献[7],所建数值模型包括外耳道、鼓膜、听骨链、韧带/肌肉、中耳腔、鼓膜置管和内耳骨迷路,如图1所示。在此基础上,在正常数值模型基础上分别去除穿孔位置相应部分,模拟鼓膜穿孔的情况,如图2所示为3种不同鼓膜穿孔尺寸的示意图,穿孔的中心位置相同。穿孔面积分别为 0.97 mm^2 、 3.66 mm^2 和 7.97 mm^2 ;正常鼓膜面积为 69.5 mm^2 。外耳道、中耳腔和内耳骨迷路用声场单元FLUID30剖分,单元数为149 747;鼓膜用壳单元SHELL63剖分,单元数为3 626;其余用固体单元SOLID45剖分,单元数为36 270。在外耳道口施加 3.56 Pa 均匀声压,计算频率范围为 $200\sim 8\,000\text{ Hz}$ 的谐响应分析。

1.2 控制方程及边界条件

与声场耦合的结构动力学方程:

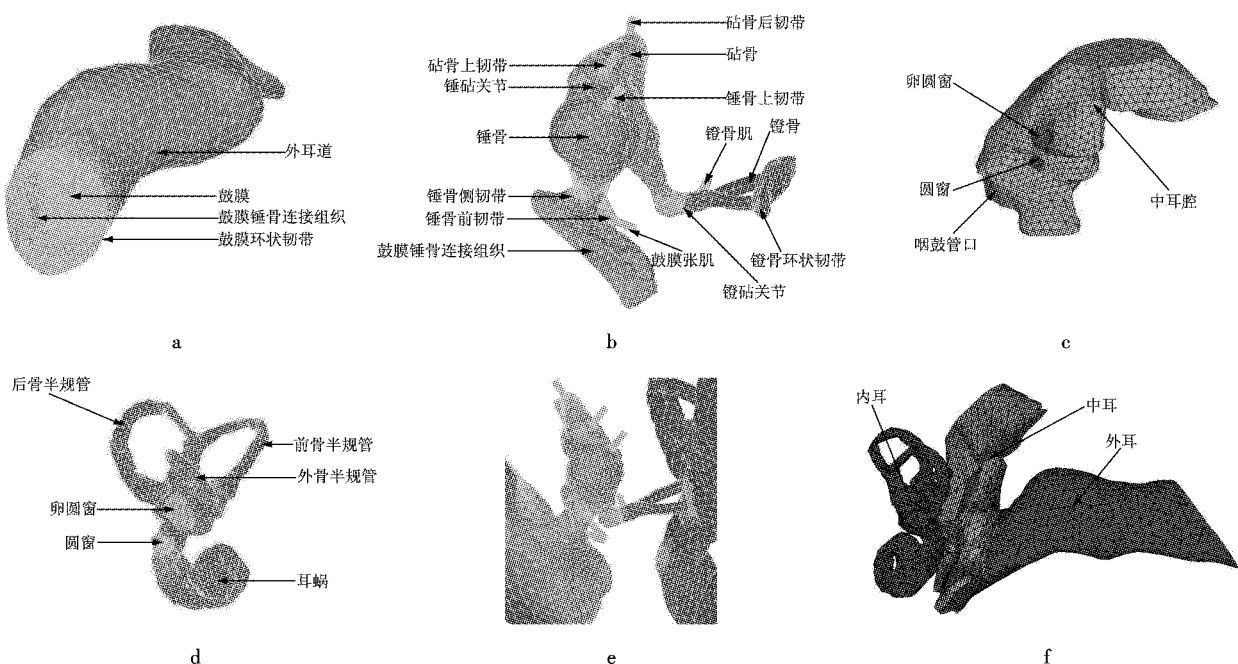


图1 a、b、c、d 耳部结构有限元模型; e、f 结构之间的连接

Fig.1 a,b,c,d Finite element models of ear components; e,f Illustration for the connection of components

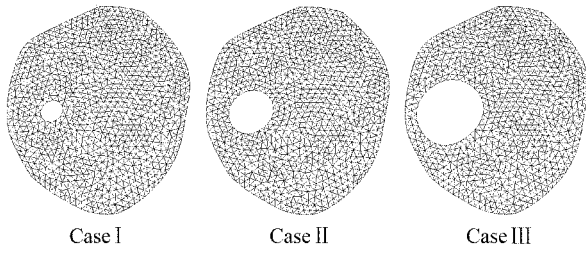


图2 鼓膜穿孔位置
 Fig.2 The location of tympanic membrane perforations

$$M\ddot{u} + C\dot{u} + Ku = f + Rp \quad (1)$$

式中: M 、 C 、 K 、 R 分别代表质量矩阵、阻尼矩阵、刚度矩阵、耦合矩阵 u 、 p 代表位移向量、耦合面上的声压向量, f 代表结构载荷向量

与结构耦合的声学方程:

$$M^p\ddot{p} + K^p p = -\rho_0 R^T \ddot{u} \quad (2)$$

式中: M^p 、 K^p 、 R 为声场流体的质量矩阵、刚度矩阵、耦合矩阵; p 、 \ddot{u} 为声压向量、耦合面上的加速度向量; ρ_0 为声场流体介质密度。

边界条件:外耳道口施 3.56 Pa 均匀声压,计算频率范围为 200 – 8 000 Hz 的谐响应分析;锤骨上韧带、锤骨前韧带、锤骨侧韧带、砧骨上韧带、砧骨后韧带、鼓膜张肌、镫骨肌、鼓膜环状韧带及镫骨环状韧带外侧端所有自由度约束为零;鼓膜两侧、听骨链表面及镫骨底板分别设置为声固耦合边界(FSI)。

1.3 材料属性

数值模型各部分材料结构属性和声学属性见表 1 和表 2。表 1 实验数据为众多实验的集合,由于无

表1 耳部结构材料属性
 Tab.1 Material properties of ear components

	$\rho \times 10^3 / \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	E / GPa
鼓膜	1.2 ^[11]	0.032 ^[12]
锤骨	2.55(锤骨头) ^[13]	14.1 ^[14]
	4.53(锤骨颈)	
	3.70(锤骨柄)	
砧骨	2.36(砧骨体) ^[13]	14.1 ^[14]
	2.26(砧骨短突)	
	5.08(砧骨长突)	
镫骨	2.2 ^[13]	14.1 ^[14]
锤砧关节	3.2 ^[15]	14.1 ^[14]
砧镫关节	1.2 ^[15]	6.0×10^{-4} ^[16]
鼓膜锤骨连接组织	1.0 ^[15]	4.7 ^[15]

表2 韧带肌肉的材料属性

Tab.2 Material properties of ligaments and tendons

韧带与肌肉	E / kPa
鼓膜环状韧带	600 ^[15]
锤骨上韧带	49 ^[12]
锤骨侧韧带	67 ^[12]
锤骨前韧带	2 100 ^[15]
砧骨上韧带	49 ^[15]
砧骨后韧带	650 ^[16]
镫骨环状韧带	200 ^[17]
鼓膜张肌	2 600 ^[16]
镫骨肌	520 ^[18]

法进行活体测量,实验样本为离体新鲜组织,使测量结果尽量接近活体状态。总之,参数选择的目的是要达到有限元模型与实验及正常生理状态的区别尽量减少。听小骨韧带肌肉密度参数缺乏相关文献,本文根据文献[17]取一个统一值。听小骨泊松比为 0.3^[9];鼓膜、韧带、肌肉泊松比为 0.45。瑞利阻尼系数分别为: $\alpha = 0 \text{ s}^{-1}$ 和 $\beta = 0.1 \text{ ms}$ ^[10]。鼓膜厚度为 0.05 mm。空气和内耳淋巴的密度分别为 1.21 kg/m^3 和 1 000 kg/m^3 ,声速分别为 340 m/s 和 1 400 m/s 。

2 结果与讨论

图 3 显示了鼓膜同一位置不同穿孔尺寸对镫骨底板位移幅值的影响。不同尺寸的穿孔使镫骨底板的位移幅值降低,特别是 4 kHz 以下时,趋势尤为明显,而且穿孔尺寸越大,幅值越低;随着穿孔尺寸的增大,位移曲线共振频率依次由 3.4 kHz 增至:3.6、4.4 和 4.6 kHz,位移共振幅值依次减小。由此可见,穿孔尺寸对中耳系统声音传导有显著影响,穿孔尺寸越大,声音衰减越严重^[19]。图 4 为临床上鼓膜穿孔典型听力图,图 3 全频段位移降低对应图 4 患者听力在低、高频均出现了损伤,且低频听力损伤尤为严重,这也与位移在低频变化幅度大相对应;而且从不同穿孔大小的听力图可以看出,穿孔越大,听力级越高,听力损伤越严重,对应图 3 镫骨底板位移越小,听力损失越大。

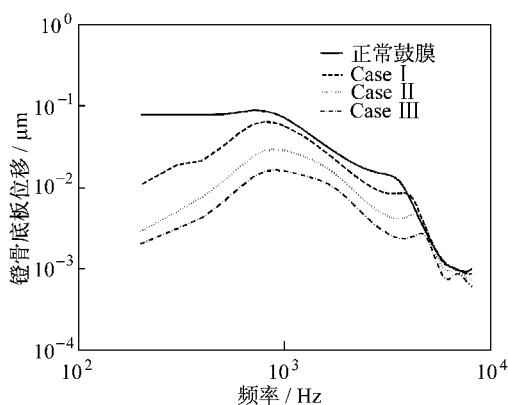


图3 鼓膜穿孔尺寸对鼓膜位移的影响
Fig.3 Effects of the perforation size on tympanic membrane displacements

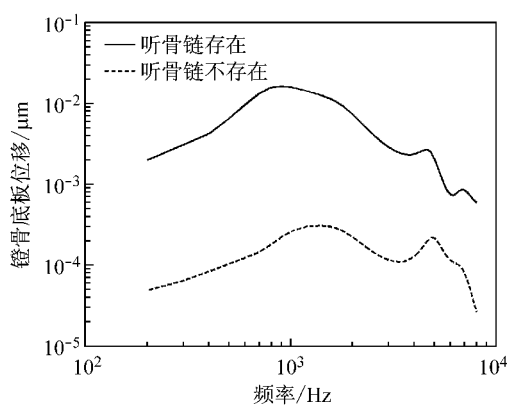


图5 鼓膜穿孔衍射对镫骨底板位移的影响
Fig.5 Effects of the diffraction on tapes footplate displacements

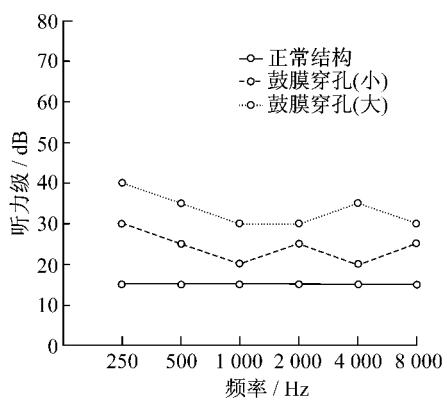
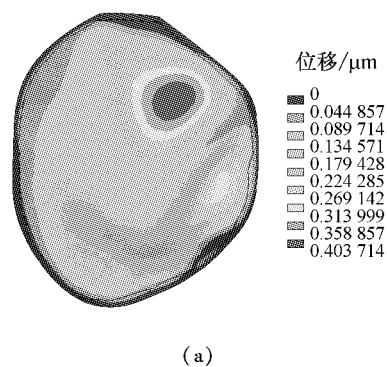


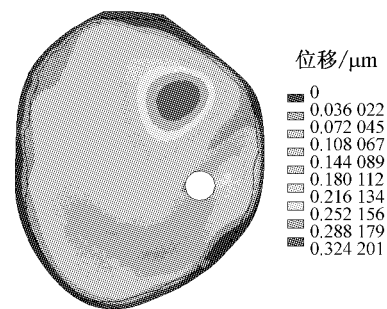
图4 鼓膜穿孔典型听力图
Fig.4 The classical audiogram of the perforation of tympanic membrane

当鼓膜穿孔时,声音在穿孔处发生衍射现象,声音通过穿孔进入中耳腔,直接作用于镫骨底板使其发生振动。本文在 Case III 穿孔情况下,将听骨链从模型中去除,以此来研究衍射声波对镫骨底板的影响并和听骨链存在时相比较。从图5的计算结果来看,听骨链去除后,衍射声波使镫骨底板振动,但位移和听骨链存在时相比可以忽略不计。由此可知,衍射声波因缺少了听骨链的传递,直接作用于镫骨底板,但对镫骨底板位移影响很小。

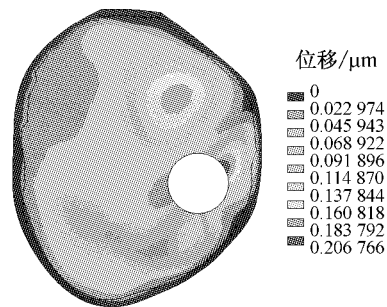
图6(a)~(d)为正常鼓膜和穿孔鼓膜位移分布在1 kHz时比较图。正常鼓膜位移最大幅值出现在右上部,幅值为0.4 μm; Case I穿孔时,鼓膜位移最大幅值仍位于鼓膜右上部,幅值为0.32 μm; Case



(a)



(b)



(c)

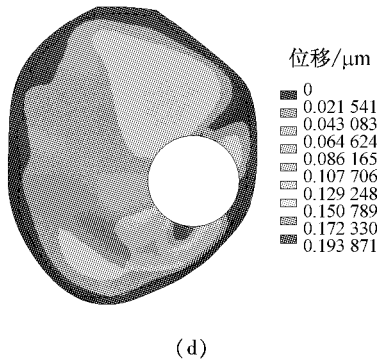


图6 鼓膜位移分布 (a) 正常鼓膜, (b) Case I, (c) Case II, (d) Case III

Fig. 6 Displacement distribution in the tympanic membrane (a) Normal tympanic membrane, (b) Case I, (c) Case II and (d) Case III

II 穿孔时, 在穿孔的右上方孔边缘处出现了位移最大幅值, 幅值为 $0.2 \mu\text{m}$; Case III 穿孔时, 位移最大幅值出现在孔边缘下方, 幅值为 $0.19 \mu\text{m}$; 随着鼓膜穿孔尺寸增大, 位移幅值最大值逐渐降低。

图 7(a) ~ (d) 分别为在各自共振频率处, 鼓膜位移分布比较图。正常鼓膜位移最大幅值出现在右上部和左下部, 幅值为 $0.28 \mu\text{m}$; Case I 穿孔时, 位移最大幅值主要集中在右下方和左下方, 幅值为 $0.2 \mu\text{m}$; Case II 穿孔时, 位移最大幅值出现在右下方, 幅值为 $0.14 \mu\text{m}$; Case III 时, 位移最大幅值位于右下方孔的边缘处, 幅值为 $0.09 \mu\text{m}$; 鼓膜共振位移最大幅值也是随着穿孔尺寸的增大而降低。

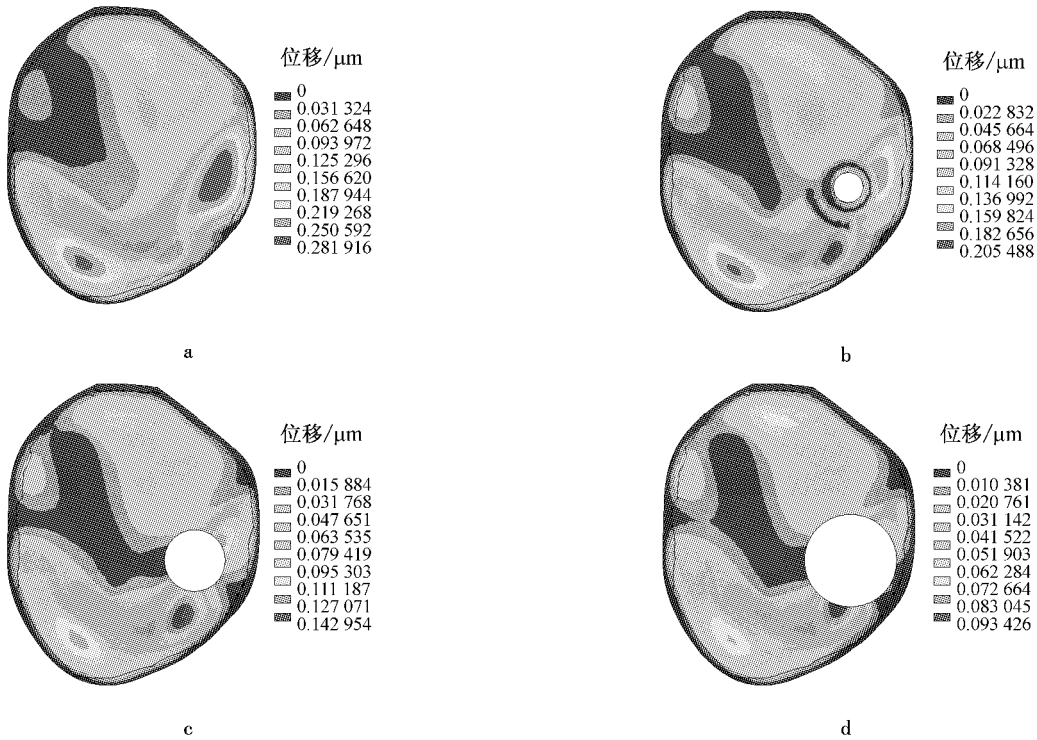


图7 鼓膜位移分布 (a) 正常鼓膜, (b) Case I, (c) Case II, (d) Case III

Fig. 7 Displacement distribution in the tympanic membrane (a) Normal tympanic membrane, (b) Case I, (c) Case II and (d) Case III

3 结论

本文建立了带有鼓膜穿孔的人耳部结构数值模型, 利用此模型对耳部结构进行声固耦合数值模拟, 研究了鼓膜穿孔及穿孔衍射对中耳传声的影响。结果表明, 穿孔尺寸对中耳的声音传递有比较明显的影响, 与文献结论一致; 声音经穿孔衍射至中耳腔内

对镫骨底板位移影响很小; 将镫骨底板位移和临床典型听力图做了比较, 穿孔的临床听力变化均在镫骨底板位移图中有所体现; 最后比较了 1kHz 和共振频率处不同鼓膜穿孔的位移云图, 随着穿孔尺寸的增大, 位移幅值最大值均降低, 而且出现位置也随之变化。综上所述, 耳部结构数值模型与临床相结合是可行的, 通过这种领域结合, 找出鼓膜穿孔与中

耳传声的规律关系,进而为临床治疗鼓膜穿孔等耳部病变及穿孔修补材料的选取、研制,提供一种数值定量分析平台。

参考文献:

- [1] Voss SE, Rosowski JJ, Merchant SN, *et al.* How do tympanic-membrane perforations affect human middle-ear sound transmission? [J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 2001, 121(2):169-173.
- [2] Vossa SE, Rosowski JJ, Merchant SN, *et al.* Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. I. Measurements and mechanisms[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2001, 110(3):1432-1444.
- [3] Mehta RP, Rosowski JJ, Voss SE, *et al.* Determinants of hearing loss in perforations of the tympanic membrane[J]. *Otology & Neurotology*, 2006, 27(2):136-143.
- [4] Vossa SE, Rosowski JJ, Merchant SN, *et al.* Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. II. A simple model[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2001, 110(3):1445-1452.
- [5] Gan RZ, Sun Q, Feng B, *et al.* Acoustic-structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear-pressure distributions[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2006, 28(5):395-404.
- [6] Lee CF, Chen JH, Chou YF, *et al.* Optimal graft thickness for different sizes of tympanic membrane perforation in cartilage myringoplasty a finite element analysis[J]. *Laryngoscope*, 2007, 117(4):725-730.
- [7] 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.
- [8] Liu YX, Li S, Sun XZ. Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ear[J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2009, 25(2):241-247.
- [9] Gan RZ, Feng B, Sun Q. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2004, 32(6):847-859.
- [10] Sun Q. Computer-integrated finite element modeling and simulation of human middle ear. 2001, The University of Oklahoma.
- [11] Williams KR, Lesser TH. A finite element analysis of the natural frequencies of vibration of the human tympanic membrane. Part I[J]. *British Journal of Audiology*, 1990, 24(5):319-327.
- [12] Beer HJ, Bornitz M, Drescher J, *et al.* Finite element modeling of the human eardrum and applications, in *Middle ear mechanics in research and otosurgery*[M]. Dresden, Germany: Department of Oto-Rhino-Laryngology, Dresden University of Technology, 1996:40-47.
- [13] Kirikae I. *The Structure and Function of the Middle Ear* [M]. Tokyo: University of Tokyo Press, 1960.
- [14] Speirs AD, Hotz MA, Oxland TR, *et al.* Biomechanical properties of sterilized human auditory ossicles[J]. *Journal of Biomechanics*, 1999, 32(5):485-491.
- [15] Sun Q, Gan RZ, Chang KH, *et al.* Computer-integrated finite element modeling of human middle ear[J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2002, 1(2):109-122.
- [16] Wada H, Koike T, Kobayashi T. Three-dimensional finite-element method (FEM) analysis of the human middle ear, in *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery*[M]. Dresden: Department of Oto-Rhino-Laryngology, Dresden University of Technology, 1996: 76-80.
- [17] Gan RZ, Dai C, Wood MW. Laser interferometry measurements of middle ear fluid and pressure effects on sound transmission[J]. *J Acoust Soc Am*, 2006, 120(6):3799-3810.
- [18] Koike T, Wada H, Kobayashi T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2002, 111(3):1306-1317.
- [19] Voss SE, Rosowski JJ, Merchant SN, *et al.* How do tympanic-membrane perforations affect human middle-ear sound transmission[J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 2001, 121(2):169-173.