

文章编号:1004-7220(2009)02-0118-05

中耳病变及人工镫骨形体研究

姚文娟¹, 李晓青¹, 李武¹, 黄新生²

(1. 上海大学 应用数学和力学研究所, 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 研究听骨韧带、肌腱硬化和切除以及人工镫骨置换对声音传导的影响。方法 基于 CT 扫描数据, 通过自编 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 中赋予材料参数、设置关节接触面以及相应其他边界条件生成数值模型。结果 利用人耳数值模型进行正常耳和病变耳的谐响应分析, 得到正常耳和病变耳镫骨底板和鼓膜凸的振幅变化规律。并由此构建了套型人工镫骨。结论 正常耳的模拟结果与实验测试结果吻合, 证明了本模型准确性, 可以模拟人传声功能。本模型模拟病变耳的计算结果可以从力学角度解释病变对声音传导的影响, 为病变耳治疗提供参考。本文的套型人工镫骨较我国临床用的环型人工镫骨更吻合人耳的生理功能, 其重建听力效果更好。

关键词: 人耳; 传导振动; 中耳病变; 人工镫骨假体

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Research on pathological changes of middle-ear and artificial stapes

YAO Wen-juan¹, LI Xiao-qing¹, LI Wu¹, HUANG Xin-sheng². (1. Shanghai Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200072, China; 2. ENT Department, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China)

Abstract: Objective To investigate the influence of cirrhosis and detachment of ligaments, tendons and stapes replacement prosthesis on sound transmission for human ear. **Method** Based on CT data, the geometrical model of human ear is established by a C++ program developed by the authors. The numerical model is then built up through the finite element software PATRAN where the geometrical model is imported and the material properties, interface of the joints and boundary conditions were defined. **Result** Amplitude variation laws of the stapes footplate and umbo were obtained by comparing the frequency response analytic results between the normal ear and pathological ear. Moreover, the sheath shaped stapes replacement prosthesis was then constructed based on the analysis of this numerical model. **Conclusions** The accuracy of the model has been validated by the well matched computational and experimental results in normal ear, and it can be used to simulate the human sound transmission. The computational results from the pathological ear can explain the effect of lesion for sound conduction from the mechanical view, and provide reference for ear illness treatment. Compared with the effect of ring shaped stapes prosthesis commonly used in China, the sheath shaped stapes replacement prosthesis is more suitable for physiological function of human ear and the hearing recovering effect could be better.

Key words: Human ear; Transmission vibration; Pathological changes; Artificial stapes

收稿日期:2009-02-10; 修回日期:2009-02-19

基金项目:上海大学博士点基金项目;博士创新基金资助项目(A.16-0118-07-002)

作者简介:姚文娟(1957-),教授,研究方向:生物力学及新型结构的力学理论和数值方法。

通讯作者:姚文娟, Tel: (021)56336721; E-mail: wenjuan@mail.shu.edu.cn.

传导性耳聋是由于外耳或中耳的疾病致使外界声波传至内耳过程存在障碍,从而引起听觉减退的一类疾病。临床上一般通过医疗或手术治疗来恢复患者的听力,由于医疗过程中无法模拟中耳的解剖结构和复杂的传音机制,其主要以经验为主而缺乏理论指导,使得医疗或手术虽然能取得一定疗效,但未能达到生理状态,从而常常难以获得理想的听力。针对这些问题,国内外学者对此进行了大量研究,临床上基于内窥镜透视法对普通病人进行解剖,提出了一种标准方法评估常见的病理案例,并通过试验测定得到听骨的材料参数^[1-3]。近年来,科学家们开始用实验模型测试中耳的力学行为,如用新鲜颞骨测试频率响应曲线^[4,5],测试镫骨本构关系^[6]。利用有限元对人体中耳进行建模的研究刚刚起步,如通过高分辨率计算机辅助断层摄影获得有限元模型^[7],通过组织切片建立人耳有限元模型^[8],通过CT扫描建立有限元模型等^[9,10],并讨论了听骨、肌腱、韧带的材料参数选取等问题。刘迎曦、姚文娟利用数值模拟和解析方法对人耳进行了一系列耳生物力学行为的研究^[11-15]。

本文基于CT扫描结果建立了人整耳结构的有限元模型,为了准确地模拟耳的生理状态,在关键的传音结构-中耳各个听小骨连接的骨关节接触部位建立了接触面单元,应用动力学的传导振动原理,基于不同的声音要素,对正常的中耳结构进行了动力数值计算分析,得到频率响应曲线,与新鲜颞骨测试所得频率响应曲线^[4,5]进行了对比,验证数值模型的准确性。在此基础上,针对中耳病变的一些主要症状及手术后的中耳,模拟分析了听骨韧带硬化及切除、张肌硬化及切除、手术置换人工镫骨后的频率响应,得到中耳各个部件的病变对听力的影响以及优化的镫骨置换型体。

1 材料与方法

1.1 数据来源及建模

基于复旦大学附属中山医院对人体正常中耳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0.4 s,重建层厚度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扫描数值化并导入Patran重建三维有限元模型。见

图1和图2。

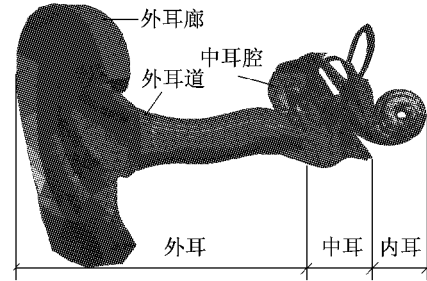
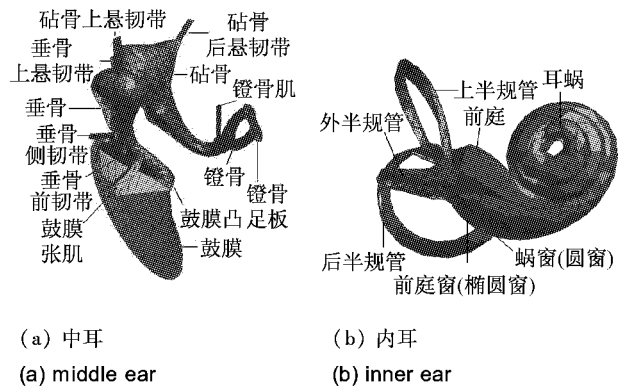


图1 整耳有限元模型
Fig.1 FE model of human ear



(a) 中耳 (a) middle ear (b) 内耳 (b) inner ear
图2 中耳及内耳有限元模型
Fig.2 FE model of middle ear and inner ear

1.2 边界条件及单元处理

在外耳廓中心施加声音激励(考虑处于听力范围内50、70和150 dB 3种不同的外界声压),外耳道采用声场单元。锤骨和砧骨连接以及砧骨和镫骨连接的部位增设八节点的六面体接触面单元,以更好地模拟声音在两个骨头之间的传递。听骨链采用固体单元,中耳腔采用声场单元。内耳骨迷路用声场单元。为了保证所得结果的精确度,韧带、肌肉都采用不规则的六面体单元,在远听小骨端采用固定约束。鼓膜的环向韧带的模拟采用具有弹性的四节点的壳体单元划分,沿鼓膜周向分布。对于镫骨环向韧带,由于其具有一定的伸缩性质,故采用弹簧单元。

1.3 材料的物理力学参数

模型中赋予耳膜、锤骨、砧骨、镫骨、肌腱和韧带等以不同的材料特性。其中鼓膜考虑非均匀的不同弹性模量,即从边缘到中心依次增大,范围在20~

40 GPa,泊松比均取为0.3(见表1)。

表1 模型中各材料的物理力学参数

Tab.1 Material properties used 2 550 for middle ear structures of the FE model

材料	密度/(kg·m ⁻³)	弹性模量/GPa
锤骨头	2 550	14.1
锤骨颈	4 530	14.1
锤骨柄	3 700	14.1
砧骨体	2 360	14.1
砧骨短突	2 260	14.1
砧骨长突	5 080	14.1
镫骨	2 200	14.1
鼓膜	1 200	0.24
锤骨上韧带	2 500	49 × 10 ⁻⁶
锤骨侧韧带	2 500	67 × 10 ⁻⁶
锤骨前韧带	2 500	21 × 10 ⁻⁴
砧骨上韧带	2 500	49 × 10 ⁻⁶
砧骨后韧带	2 500	65 × 10 ⁻⁵
鼓膜张肌	2 500	26 × 10 ⁻⁴
镫骨肌	2 500	52 × 10 ⁻⁵

2 控制方程及接触面基本方程

声场控制方程:

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - \nabla^2 p = 0 \quad \text{声场内部} \quad (1)$$

$$\left(\frac{r}{\rho_0 c}\right) \frac{1}{c} \frac{\partial p}{\partial t} = 0 \quad \text{固定界面} \quad (2)$$

$$\{n\} \cdot \{\nabla p\} = p_0 \quad \text{自由界面} \quad (3)$$

$$\{n\} \cdot \{\nabla p\} = -\rho_0 \{n\} \cdot \frac{\partial^2 \{u\}}{\partial t^2} \quad \text{耦合界面} \quad (4)$$

式中: c 为声速, p 为声压, r 为吸声系数, n 为界面方向余弦, p_0 为初始压力, ρ_0 为空气密度, t 为时间, u 为流固耦合界面的固体位移。

固体控制方程:

$$\nabla \cdot \sigma + b + \delta \dot{u} = \rho_1 \ddot{u} \quad \text{固体内} \quad (5)$$

$$\sigma_{ij} n_j = f \quad \text{力边界} \quad (4)$$

$$\sigma_{ij} n_j = P n_k \quad \text{流固耦合界面} \quad (6)$$

$$u = \bar{u} \quad \text{位移边界} \quad (7)$$

式中: σ 为固体应力张量, b 为体力向量, δ 为阻尼系数, ρ_1 为固体密度, f 为固体面力, \bar{u} 为固体初始位

移。

根据以上声场和固体场的控制方程推导出流固耦合的有限元方程:

$$\begin{bmatrix} [m] & [0] \\ [M^s] & [M^p] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{u} \\ \ddot{p} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [c] & [0] \\ [0] & [c^p] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{u} \\ \dot{p} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K] & [K^s] \\ [0] & [K^p] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ p \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (8)$$

接触面基本方程(假设单元为无厚度):

$$\begin{Bmatrix} \tau_x \\ \tau_y \\ \sigma_n \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_s & 0 & 0 \\ 0 & K_s & 0 \\ 0 & 0 & K_n \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta u \\ \Delta v \\ \Delta w \end{Bmatrix} = [D] \begin{Bmatrix} \Delta u \\ \Delta v \\ \Delta w \end{Bmatrix} \quad (9)$$

式中: K_s 为切向刚度, K_n 为法向刚度, x 、 y 和 n 是实际接触面两个坐标方向及单元的法线方向, Δu 、 Δv 和 Δw 为接触面单元上盘与下盘切向方向的相对位移和法向方向的相对位移,即:

$$\begin{Bmatrix} \Delta u \\ \Delta v \\ \Delta w \end{Bmatrix} = [B] \{\gamma\}^t \quad (10)$$

式中:

$$[B] = [-B_1 - B_2 - B_3 - B_4 \quad B_1 \quad B_2 \quad B_3 \quad B_4]$$

$$[B_i] = \begin{bmatrix} N_i & 0 & 0 \\ 0 & N_i & 0 \\ 0 & 0 & N_i \end{bmatrix}, \quad i = 1, 2, \dots, 8$$

$$\{\gamma\}^t = [u_1 \quad v_1 \quad w_1 \dots u_8 \quad v_8 \quad w_8]^T$$

$$N_i = \frac{1}{4} (1 + \xi_i \zeta) (1 + \eta_i \eta), \quad i = 1, 2, 3, 4 \quad (11)$$

4 结果

4.1 数值模型的验证

马芙蓉等^[9]采用17例新鲜颞骨标本,在声刺激下,用激光多普勒振动仪进行测试,得到鼓膜脐部及镫骨足板的运动行为,结果显示新鲜颞骨试验结果与活体测量结果 Huber^[10]基本吻合。说明新鲜颞骨模型在声能传递过程中有正常的中耳功能,因此,取用新鲜颞骨模型可以用于中耳传声机制的进一步研究。基于此,本文沿用基于新鲜颞骨标本测试得到的鼓膜脐部及镫骨足板的频率响应曲线^[5,6],并与本文有限元模拟计算结果进行比较,计算与试验所得频率响应曲线的走势分布基本一致(见图3、4),说明本文模型是正确可信的。

4.2 中耳病变及镫骨手术置换型体的优化

图5、图6显示了耳硬化的病症—锤骨上悬韧带、前韧带、侧韧带、鼓膜张肌、砧骨上悬韧带以及侧韧带硬化后的频率响应曲线(镫骨底板振幅-频率曲

线)与正常人耳的频率响应曲线的对比。图7、图8显示了中耳炎后期手术切除韧带后的频率响应曲线与正常人耳的频率响应曲线的对比。

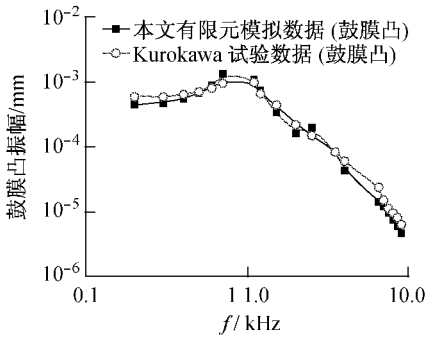


图3 鼓膜凸位移计算值与试验值比较
Fig.3 Comparison of the FE model-predicted displacements curves at the umbo

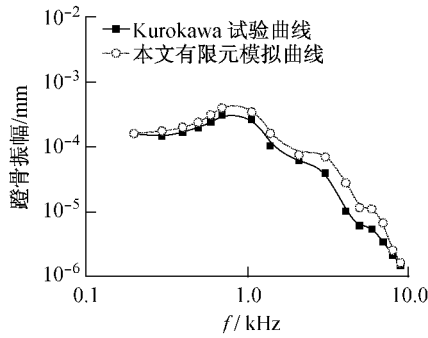


图4 镫骨位移计算值与试验值比较
Fig.4 Comparison of the FE model-predicted displacements curves at the staps

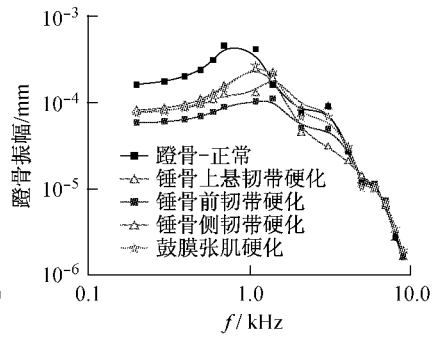


图5 锤骨韧带硬化
Fig.5 Effects of malleus ligaments cirrhosis on stapes footplate displacements

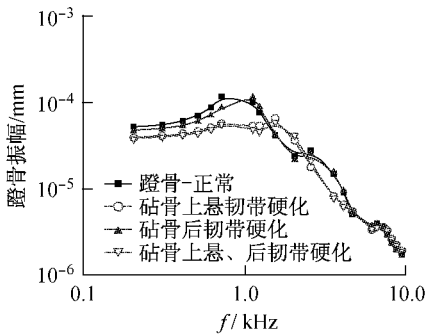


图6 砧骨韧带硬化
Fig.6 Effects of incus ligaments cirrhosis on stapes footplate displacements

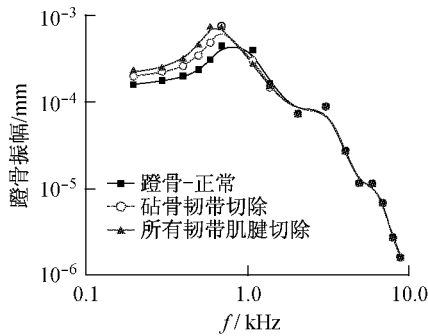


图7 锤骨上韧带肌腱切除比较
Fig.7 Effects of malleus ligaments resected on stapes footplate displacements

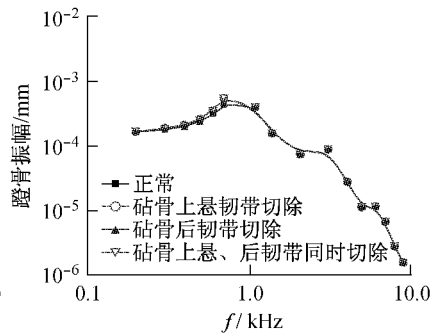


图8 砧骨韧带切除
Fig.8 Effects of incus ligaments resected on stapes footplate displacements

图9和图10分别为基于临床常用的环型人工镫骨型体及基于砧骨与镫骨的连接在声音传导运动中的功能而设计的套型人工镫骨型体模型。图11为2种型体置换后及正常人耳的频率响应曲线。

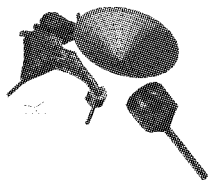


图9 套型置换
Fig.9 the ring shaped prosthesis

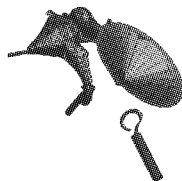


图10 环型置换
Fig.10 the sheath shaped prosthesis

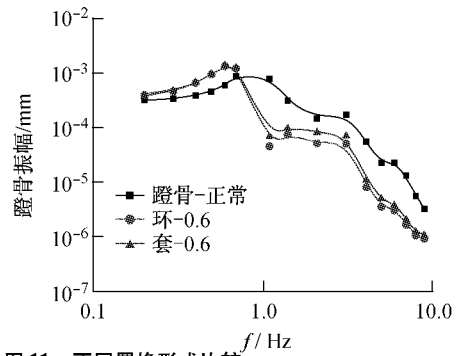


图11 不同置换形式比较
Fig.11 Comparison of 2 forms of replacement

5 讨论

镫骨底板振幅-频率曲线可知,听骨韧带、肌腱硬化引起中低频率段镫骨位移减小,高频阶段变化不明显。硬化韧带的位置对镫骨振幅的影响也不同,如锤骨上悬韧带硬化引起镫骨振幅减小的幅度大于锤骨侧韧带,锤骨上悬韧带硬化对镫骨振幅影响大于砧骨上韧带硬化的影响,在所有的韧带和肌腱中,与镫骨运动方向相同的韧带和肌腱的硬化对镫骨振幅的影响最大。说明上悬韧带是中耳结构的主导约束,而同运动方向的韧带对振动的约束又最大。由图7、8中可以看出,锤骨韧带切除在低频率下镫骨振幅变大(改变了原来正常耳的生物力学环境),高频下镫骨振幅不发生改变,而砧骨韧带切除在低频率及高频下镫骨振幅均不发生改变,说明在传导结构中锤骨韧带的约束作用强于砧骨韧带。对韧带和肌腱硬化的病症可以通过手术切除,但注意尽量保护锤骨(上悬)韧带。

医学上采用镫骨假体替换的手术来解决砧镫骨关节病变的问题。但目前经过手术置换后的听力恢复效果并不理想。由图11可知,套型人工镫骨型体镫骨底板振幅大于目前国内临床应用的环型人工镫骨型体,说明套型人工镫骨的置换后的跗镫关节更符合力学及生理对听骨关节的需求,即套型人工镫骨的听力恢复效果好于套型人工镫骨。

6 结论

本文建立的中耳有限元模型其模拟计算结果与试验结果一致,说明本模型可以反映中耳传声机制。利用模型对中耳韧带和肌腱病变以及手术治疗后的情况进行模拟研究,得到结论:由于听骨韧带硬化将增大约束听骨的振动而导致听力下降,而韧带切除不影响听力。本结论从力学角度解释病变对声音传导的影响,为病变耳治疗提供参考。由于套型置换中跗镫关节可以沿空间任意方向转动,更吻合正常人原来的砧骨与镫骨的连接传导运动,而环型置换后跗镫关节只能够在沿轴线方向上做往复运动以及在垂直于镫骨轴向的平面内作转动,所以振幅有所减小。即本文的套型人工镫骨较我国临床用的环型人工镫骨更吻合人耳的生理功能,其重建听力效果更好。

参考文献:

- [1] Jont B. Allen P, Jeng H. Evaluation of human middle ear function via an acoustic power assessment[J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2005, 42 (5): 63-78.
- [2] Reza M. Anatomy and anthropometry of human stapes [J]. American Journal of Otolaryngology-Head and Neck Medicine and Surgery, 2008, 29:42-47.
- [3] Chen H, Toshihiko O, Shoichi E. Scanning electron microscopic study of the human auditory ossicles [J]. Ann Anat, 2008, 190: 53-58.
- [4] Kurokawa H, Richard L. Sound pressure gain produced by the human middle ear [J]. Otolaryngol Head Neck Surg, 1995, 113(4):349-355.
- [5] Huber A, Linder T, Ferrazzini M, et al. Intraoperative assessment of stapes movement [J]. Ann Otol Rhinol Laryngol, 2001, 110: 31-35.
- [6] Tao C, Rong Z. Mechanical Properties of Stapedial Tendon in Human Middle Ear [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2007, 129:913-918.
- [7] Chia-Fone Lee, Peir-Rong Chen, Wen-Jeng Lee, Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis [J]. Biomedical Engineering, 2006, 18(5):214-221.
- [8] Rong Z, Gan Bin Feng Q, Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2004, 32 (6): 847-859.
- [9] 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.
- [10] Li Q, Robert J, Funnell W, et al. Funnell. A nonlinear finite-element model of the newborn middle ear [J]. J Acoust Soc Am, July 2008, 124 (1): 337-347.
- [11] 刘迎曦, 李生, 孙秀珍. 人耳传声数值模型 [J]. 力学学报, 2008, 40(1):107-113.
- [12] 刘迎曦, 李生, 孙秀珍. 人耳鼓膜病变数值分析 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(4):275-278.
- [13] 姚文娟, 李武, 黄新生, 等. 耳膜振动方程的建立与求解. 振动与冲击 [J]. 2008, 27(3):465-472.
- [14] Wenjuan Yao, Xin-Sheng Huang, Li-Jie Fu. Transmitting Vibration of Artificial Ossicle [J]. International Journal of Nonlinear Sciences and Numerical Simulation, 2008, 9 (2):131-139.
- [15] 黄新生, 姚文娟. 人工听骨传音特性的有限元分析 [J]. 中国临床医学, 2008, 15 (2): 236-238.