

文章编号:1004-7220(2012)01-0058-07

置换部分听骨膺复物后对人耳听力恢复的影响

姚文娟¹, 李兵¹, 胡宝琳¹, 黄新生²

(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 探讨听骨部分置换术中不同的置换方式对患者术后听力的影响。方法 根据人体正常右耳 CT 扫描结果,用自编程序将 CT 扫描数值化并导入 PATRAN 重建人耳三维有限元模型,对其进行声音传导动力分析,并与试验数据对比。结果 通过正常人耳结构动力响应分析结果与实验数据吻合,验证了模型的正确性;在 0.1~10 kHz 频率下保留部分锤骨柄置换人工听骨比不保留锤骨柄术后听力恢复更好,听力恢复值在 11.56~28.91 dB 之间;保留部分锤骨柄时鼓膜处的最大应力值比不保留锤骨柄时更小;厚 2.0 mm 软骨片在 0.1~0.6 kHz, 2~10 kHz 频率上听力恢复较好;厚 0.1 mm 软骨片在 0.6~2 kHz 频率上听力恢复较好。结论 在听骨部分置换术中,保留部分锤骨柄比不保留锤骨柄听力恢复效果更好;鼓膜与人工听骨的接触面上垫置的软骨片厚度在 0.1~2.0 mm 之间对人耳听力恢复效果较好。

关键词: 人耳; 部分听骨膺复物; 听力恢复; CT 扫描; 有限元分析

中图分类号: R3 文献标志码: A

Effect of partial ossicular prosthesis replacement on hearing restoration of human

YAO Wen-juan¹, LI Bing¹, HU Bao-lin¹, HUANG Xin-sheng² (1. Department of Civil Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China; 2. Department of Otorhinolaryngology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China)

Abstract: Objective To study the postoperative effects on hearing restoration after different types of ossicular reconstruction with partial ossicular replacement prosthesis (PORP). **Methods** CT data of the right ear from a healthy volunteer were digitalized and imported into PATRAN software to reconstruct the 3D finite element model of the ear by a self-compiling program. Dynamic analysis was conducted on the sound transmission to make comparison between the calculated results and experimental data. **Results** Results of the dynamic analysis for normal human ear were in good agreement with the experiment data, which confirmed the validity of the FE model. At the frequency between 0.1~10 kHz, hearing restoration with partial retaining the handle of malleus was better than that without retention after the replacement of PORP, and the value of hearing restoration was between 11.56~28.91 dB. The maximum stress of tympanic membrane with partial retaining the handle of malleus was less than that without retaining. At the frequency between 0.1~0.6 kHz as well as between 2~10 kHz, better hearing restoration was obtained when the thickness of the cartilage slice was 2.0 mm. At the frequency between 0.6~2 kHz, better hearing restoration was obtained when the thickness of the cartilage slice was 0.1 mm. **Conclusions** For ossicular reconstruction with PORP, the effect of retaining the handle of malleus was much better than that without retaining. The effect of hearing restoration was better when the thickness of the cartilage placed between the tympanic membrane and the contact surface of the PORP was within the range of 0.1~2.0 mm.

Key words: Human ear; Partial ossicular replacement prosthesis (PORP); Hearing restoration; CT scans; Finite element analysis

收稿日期:2011-03-28; 修回日期:2011-05-06

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11072143), 上海市科委基础研究重点项目(08jc1404700)。

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

传导性耳聋是一种常见的因外耳或中耳疾病致使听力障碍的耳疾病。临床上主要通过鼓膜修补术或听骨链重建术恢复患者听力,用于听骨链重建的听骨假体有部分听骨链重建膈复物(partial ossicular replacement prosthesis, PORP)和全听骨膈复物(total ossicular replacement prosthesis, TORP)2种。耳科医学对人耳接入听骨链假体术后治疗效果的预测主要基于两种方法:第1种是在新鲜颞骨上对人工听骨进行试验^[1-2],第2种是手术后的追踪调查与评估。Marchese等^[3]通过对132例耳患者置换PORP术后听力改善结果的追踪,发现直径相对较大的假体术后听力效果较好;Hüttenbrink等^[4]通过对6例置换TORP术后听力恢复的追踪,发现简单的钛质柱体假体接入镫骨底板上,可以有效地改善中耳炎患者的听力。

随着交叉学科生物力学的发展,学者们开始用有限元方法研究耳生物问题。Gan等^[5-7]得到中耳炎及鼓膜穿孔影响声音传导;Kelly等^[9]发现带有环形底盘的TORP所产生的听力效果比带有柱形底盘的TORP更接近正常人;刘迎曦等^[10-11]发现鼓膜增厚和松弛均以及锤骨等缺失均影响声音传导;姚文娟等^[12-14]发现应力最大部位就是听骨链病变部位,得到优化的人工镫骨形体,发现置换TORP前端接入鼓膜听力恢复效果比较好。由研究结果可知,有限元数值模拟分析预测手术后的听力恢复效果是一种可行的方法,不仅可以解决在人体上难以随时检测听力的问题,避免了实验方法的耗时耗资大以及追踪调查的周期长、工作量大等问题,而且方法简单、所需时间较短。至今为止,利用有限元仿真模拟PORP的研究鲜为报道。因此,本文基于对正常人右耳的CT扫描图像,重建人耳三维有限元模型,并进行听力系统的数值仿真模拟;根据结构动力响应分析,研究了保留部分锤骨柄置换PORP术后的听力恢复效果,以及不同厚度软骨片对人耳听力恢复的影响;拟从生物力学的视角预测和评价术后的听力恢复效果,为耳临床手术治疗提供一定的理论依据。

1 人耳有限元模型的建立与验证

1.1 控制方程

声固耦合与液固耦合的控制方程为

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

其中:

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

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

式中:[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 为位移矩阵, P_e 为压力矩阵。

1.2 模型的建立

基于复旦大学附属中山医院对健康志愿者右耳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0.625 mm,间隔0.5~0.625 mm)。通过自编程序将CT扫描图像数值化,再将其导入PATRAN软件中重建人耳三维模型,并对其划分网格、设定边界条件、材料参数,最后利用NASTRAN软件进行三维流-固耦合动力学分析。

网格划分情况为:

(1) 外耳道气体。7 581个节点,600个6节点5面体(Wedge6)单元和6 600个8节点6面体(Hex8)单元,单元属性定义为Fluid。

(2) 鼓膜。361个节点,30个3节点三角形(Tria3)单元和330个4节点四边形(Quad4)单元,单元属性定义为2D Membrane。

(3) 鼓膜~锤骨连接体。264个节点,135个8节点6面体(Hex8)单元,单元属性定义为Solid。

(4) 听小骨~韧带~肌腱。6 254个节点,60个8节点6面体(Hex8)单元和26 567个4节点4面体(Tet4)单元,单元属性定义为Solid。

(5) 内耳外淋巴液。5 872个节点,3 852个8节点6面体(Hex8)单元,单元属性定义为Fluid。

(6) 卵圆窗(前庭窗)。45个节点,32个4节点4边形(Quad4)单元,单元属性定义为2D Membrane。

(7) 圆窗(蜗窗)。25个节点,16个4节点4边形(Quad4)单元,单元属性定义为2D Membrane。人耳各结构网格如图1~2所示。

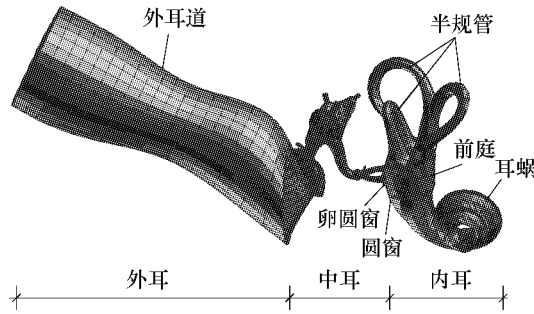


图1 全耳有限元模型

Fig.1 Finite element model of the whole ear

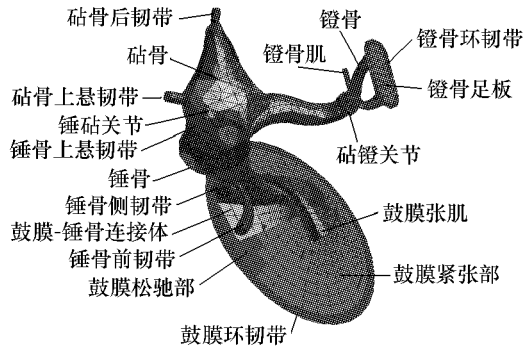


图2 中耳有限元模型

Fig.2 Finite element model of the middle ear

1.3 材料属性的设定

本模型的材料属性^[5-7]如表1所示,中耳各部分

表1 中耳结构材料属性

Tab.1 Material properties used for the middle ear structure

结构	弹性模量/MPa	密度/(kg·m ⁻³)	软组织	弹性模量/MPa	密度/(kg·m ⁻³)
鼓膜紧张部	35	1 200	鼓膜环韧带	0.6	1 200
鼓膜松弛部	10	1 200	锤骨上悬韧带	4.9	2 500
锤骨头	14 100	2 550	锤骨侧韧带	6.7	2 500
锤骨颈	14 100	4 530	锤骨前韧带	21	2 500
锤骨柄	14 100	3 700	砧骨上悬韧带	4.9	2 500
砧骨体	14 100	2 360	砧骨后韧带	6.5	2 500
砧骨短突	14 100	2 260	镫骨环韧带	0.2	1 200
砧骨长突	14 100	5 080	鼓膜张肌	8.7	2 500
镫骨	14 100	2 200	镫骨肌	5.2	2 500
锤-砧关节	14 100	3 200	卵圆窗	0.02	1 200
砧-镫关节	0.6	1 200	圆窗	0.035	1 200

结构泊松比均取0.3,结构阻尼系数取0.4,流体的黏度为1 mPa·s,阻尼系数 $\beta=0.1 \text{ ms}^{[15]}$ 。声学属性:外耳道气体的速度取340 m/s,密度取1.21 kg/m³;内耳外淋巴液的速度取1 400 m/s,密度取1 000 kg/m³。

1.4 边界条件的设定

(1) 外耳道口施加80 dB SPL(0.2 Pa)和90 dB SPL(0.632 Pa)面压力,模拟纯音声压刺激($10^2 \sim 10^4 \text{ Hz}$);

(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、镫骨肌)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) 镫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) 外耳道壁及内耳迷路壁设为相对刚性壁;

(7) 鼓膜、镫骨底板及环韧带为流固耦合界面。

1.5 模型正确性的验证

在不考虑外耳道影响下,在鼓膜上施加90 dB SPL(0.632 Pa)声压进行频率响应分析,得到鼓膜凸和镫骨底板的频率响应曲线,并与Gan等^[5]的实验数据进行比较,如图3~4所示。

在考虑外耳道影响下,在外耳道口上施加80 dB SPL(0.2 Pa)声压进行频率响应分析,得到鼓膜凸的频率响应曲线,并与文献[8-9,16-17]的实验数据进行比较,如图5所示。

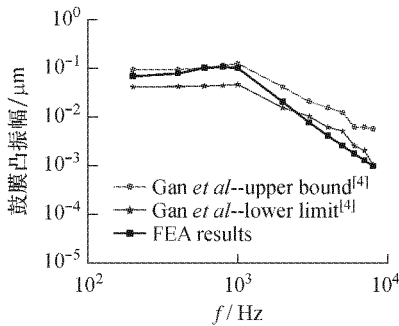


图3 本模型与 Gan 等^[4] 实验的鼓膜凸振幅比较

Fig.3 Comparison of the amplitude at umbo between the FE model and the experiment of Gan, et al

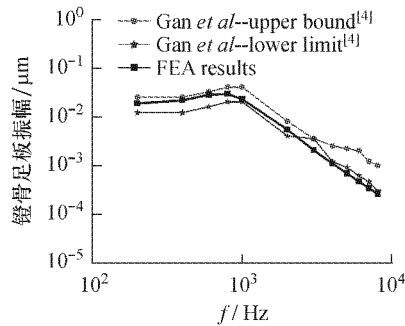


图4 本模型与 Gan 等^[4] 实验的镫骨足板振幅比较

Fig.4 Comparison of the amplitude on stapes footplate between the FE model and the experiment of Gan, et al

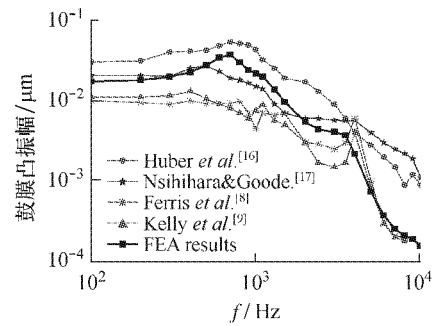


图5 本模型与 Ferris 等^[8] 实验的鼓膜凸振幅比较

Fig.5 Comparison of the amplitude at umbo between the FE model and the experiment of Ferris, et al

由图3可知,在0.2~2 kHz频率段,本文数值模拟得到的鼓膜凸振幅频率响应曲线在 Gan 等人实验所得曲线的上下限范围内,数值模拟结果吻合实验数据;在2~10 kHz频率段,数值模拟结果稍低于 Gan 等人实验数据,误差在18.7%左右。

由图4可知,在0.2~2 kHz频率段,本文数值模拟得到的镫骨足板振幅频率响应曲线在 Gan 等人实验所得曲线的上下限范围内,数值模拟结果吻合实验数据;在2~10 kHz频率段,数值模拟结果稍低于 Gan 等人实验数据,误差在16.5%左右。

由图5可知,在0.1~10 kHz频率段,本文数值模拟得到的鼓膜凸振幅频率响应曲线在 Huber 和 Kelly 等实验所得曲线之间;在0.1~3 kHz频率段,数值模拟结果基本吻合 Nsihihara 等的实验数据;在4~10 kHz频率段,数值模拟结果基本吻合 Ferris 和 Kelly 等的实验数据。

综上所述,本模型在不考虑外耳道影响和考虑外耳道影响下模拟得到的数据在振幅和趋势方面均与国外学者 Gan、Ferris、Kelly 等的实验数据接近,从而验证了本模型的正确性。

2 PORP 模型的建立

PORP 尺寸数据来源于复旦大学附属中山医院提供的美国 Medtronic Xomed 公司部分人工听骨置换 PORP 产品说明书。PORP 型号: REF 1156376; 尺寸: SID = 1.17 mm, HD = 4.0 mm, L = 4.75 mm。

利用 PATRAN 有限元软件对其建立模型及划分网格,网格划分为1479个节点,950个8节点6面体(Hex8)单元和100个6节点5面体(Wedge6)单元,单元属性定义为 Solid,详细网格如图6~8所示。PORP 顶盘接鼓膜,柄端接镫骨头,在 PORP 与鼓膜之间设置软骨片, PORP 材料属性^[9]为: PORP 弹性模量取155 GPa,密度取3153 kg/m³,泊松比取0.3;软骨片的弹性模量取600 Pa,密度取1200 kg/m³,泊松比取0.3。

3 置换 PORP 术后听力恢复的研究

人耳结构是一个非常精细复杂的结构,部分结构的改变(保留、去除、增加)都会影响结构的传力,从而影响术后对人耳听力恢复的效果。在临床置换 PORP 手术中,是保留部分锤骨柄还是不保留锤骨柄,哪个置换方式术后人耳听力恢复效果更好? 在 PORP 与鼓膜之间设置多厚的软骨片对听力恢复效果较好? 以下分别模拟保留部分锤骨柄与不保留锤骨柄和不同厚度软骨片术后对人耳听力恢复的效果。

3.1 保留部分锤骨柄的数值模拟与分析

3.1.1 定性分析 在外耳道口施加80 dB SPL(0.2 Pa)声压对保留部分锤骨柄和不保留锤骨柄置换钛质人工听骨 PORP 术后的全耳模型在0.1~10 kHz 进行听力系统仿真模拟,得出镫骨足板振幅与速度的频率响应曲线(见图9、10)。

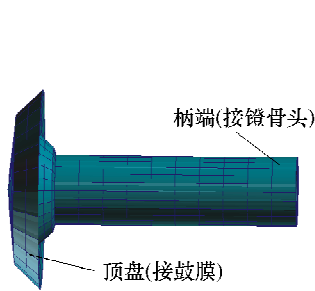


图6 PORP有限元模型

Fig.6 Finite element model of PORP

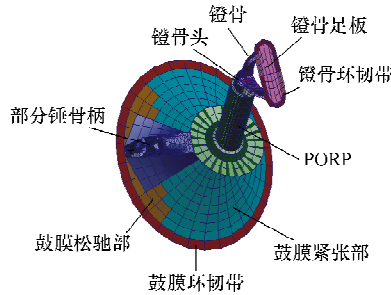


图7 保留部分锤骨柄中耳模型

Fig.7 Finite element model of the middle ear after partial retention of the handle of malleus

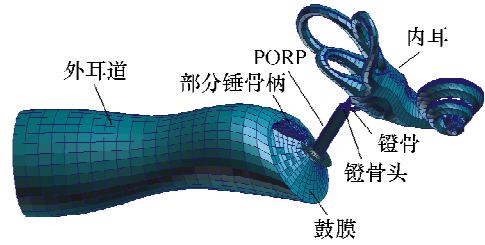


图8 置换PORP全耳模型

Fig.8 Finite element model of the whole ear after PORP

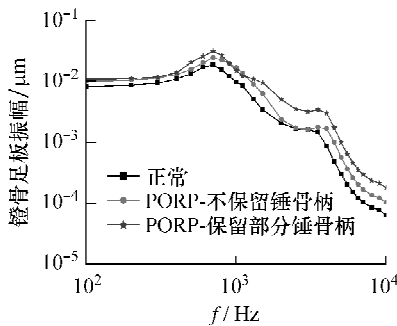


图9 保留部分锤骨柄与不保留锤骨柄镫骨足板的振幅曲线比较

Fig.9 Amplitude curves of stapes footplate with partial retention of handle of malleus and the one without it

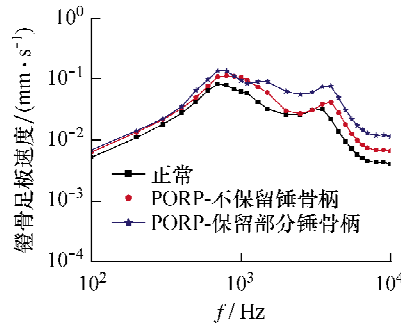


图10 保留部分锤骨柄与不保留锤骨柄镫骨足板的速度曲线比较

Fig.10 Velocity curves of stapes footplate with partial retention of handle of malleus and the one without it

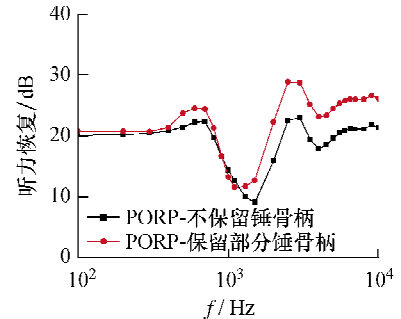


图11 保留部分和不保留锤骨柄术后对人耳的听力恢复

Fig.11 Postoperative auditory recovery of human ear with partial retention of the handle of malleus and the one without it

由图可知:在保留部分锤骨柄和不保留锤骨柄两种情况下置换人工听骨PORP后镫骨足板振幅与速度的频率响应曲线在幅值和趋势方面均接近正常人的听力曲线,即这两种置换方式均可用。

3.1.2 定量分析 为了能进一步定量分析两种置换PORP的方式术后对听力恢复效果,本文通过对比病变数据和图9计算得到相对病变时的术后听力恢复,并作出听力恢复最值包络图来定量分析,如图11所示。由图可知:在0.1~10kHz频率下保留部分锤骨柄置换PORP对术后听力恢复比不保留锤骨柄对术后听力恢复要好,听力恢复值在11.56~28.91dB。

为了能够清晰看出保留部分和不保留锤骨柄置换PORP术后对鼓膜应力的影响,本文模拟了鼓膜应力云图,如图12~13所示。

由图12~13可知:保留部分锤骨柄置换PORP术后鼓膜应力 $\sigma_{\max} = 152 \text{ Pa}$;不保留锤骨柄置换

PORP术后鼓膜应力 $\sigma_{\max} = 262 \text{ kPa}$ 。保留部分锤骨柄时鼓膜处的最大应力值比不保留锤骨柄时更小,可见保留部分锤骨柄置换人工听骨PORP术后对鼓膜的伤害要小一点。因此,由听力恢复程度和鼓膜单元应力比较得出:保留部分锤骨柄置换人工听骨PORP术后对人耳听力恢复效果要好。

3.2 不同软骨片厚度的数值模拟与分析

在临床置换人工听骨手术过程中,为了很好地修复已损鼓膜,经常会在鼓膜和人工听骨之间放置削薄的软骨片,通过增加与鼓膜之间的接触面积而防止鼓膜压迫破坏。本文利用有限元分析不同厚度(0.1,0.5,1.0,2.0mm)的软骨片对置换人工听骨PORP术后对人耳听力恢复的影响程度,以供临床应用和借鉴。软骨片大小取人工听骨顶盘底面积,网格划分为151个节点,125个Quad4单元和25个Tria3单元,单元属性定义为2D Membrane。

3.2.1 定性分析 在外耳道口施加80dB SPL

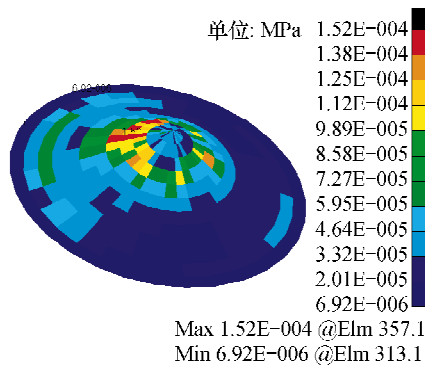


图 12 保留部分锤骨柄术后鼓膜应力
 Fig. 12 Eardrum stress with partial retention of the handle of malleus

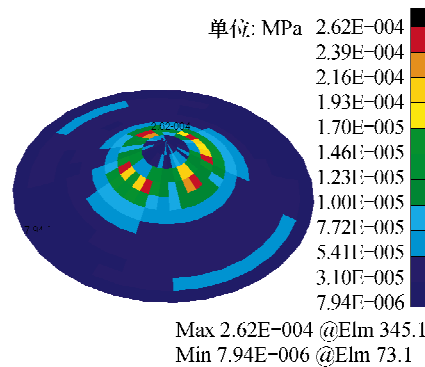


图 13 不保留锤骨柄术后鼓膜应力
 Fig. 13 Eardrum stress with no retention of the handle of malleus

(0.2 Pa) 声压对置换不同厚度软骨片的钛质人工听骨 PORP 术后的全耳模型在 0.1 ~ 10 kHz 进行听力系统仿真模拟, 得出镫骨足板振幅与速度的频率响

应曲线, 如图 14 ~ 15 所示。

由图 14 ~ 15 可知: 置换不同厚度软骨片的钛质人工听骨 PORP 后镫骨足板振幅与速度的频率响应曲线在幅值和趋势方面均接近正常人耳的听力曲线, 几种不同厚度的软骨片对置换 PORP 患者术后的听力恢复均能得到一定效果。

3.2.2 定量分析 对比病变数据和图 14 计算得到相对病变时的术后听力恢复, 并作出听力恢复最值包络图来定量分析, 如图 16 ~ 17 所示。

由图 16 ~ 17 可知: 在 0.1 ~ 0.3 kHz, 不同厚度软骨片对人耳听力恢复差别不大, 平均在 20.09 ~ 20.46 dB; 在 0.3 ~ 0.6 kHz, 厚软骨片 (2.0 mm) 对人耳听力恢复的效果较好, 听力恢复程度在 20.63 ~ 23.27 dB; 在 0.6 ~ 2 kHz, 不同厚度软骨片对人耳听力恢复效果变化较明显, 薄软骨片 (0.1 mm) 对人耳听力恢复最多, 达到 8.85 ~ 22.38 dB。并且随着软骨片厚度的增加, 对术后人耳听力恢复程度逐渐减少; 在 2 ~ 10 kHz, 不同厚度软骨片对听力恢复效果不明显, 厚软骨片 (2.0 mm) 对听力提高的较多些, 平均听力恢复在 19.05 ~ 24.28 dB。

综上所述, 厚 2.0 mm 的软骨片在 0.1 ~ 0.6 kHz, 2 ~ 10 kHz 频率段上对人耳听力恢复较好; 厚 0.1 mm 软骨片在 0.6 ~ 2 kHz 频率段上对人耳听力恢复较好。综合考虑人耳内部结构尺寸, 以及鼓膜与人工听骨顶盘之间的软骨片在术后会有一定程度的吸收软化等实际因素, 软骨片的厚度应尽量薄一些, 而且相对较薄, 粘结性能也相对较好。因此临床

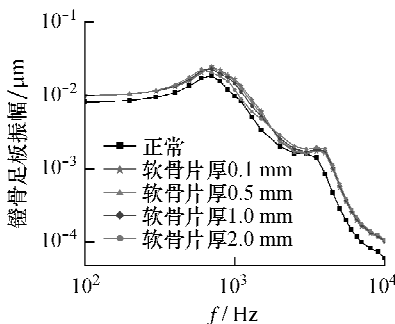


图 14 置换不同厚度软骨片镫骨足板的振幅曲线对比
 Fig. 14 Amplitude curves of stapes footplate after the replacement of cartilage slices with different thickness

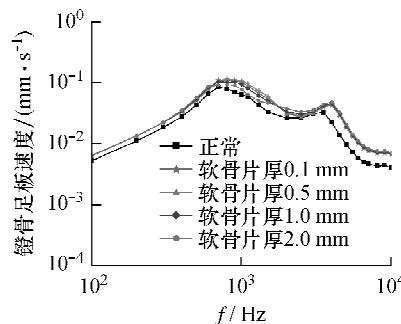


图 15 置换不同厚度软骨片镫骨足板的速度曲线对比
 Fig. 15 Comparison of velocity curves on stapes footplate after the replacement of cartilage slices with different thickness

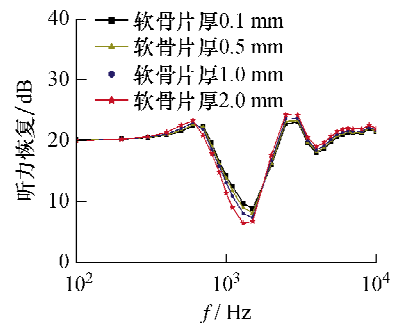


图 16 置换不同厚度软骨片后人耳听力恢复
 Fig. 16 Auditory recovery of human ear after the replacement of cartilage slices with different thickness

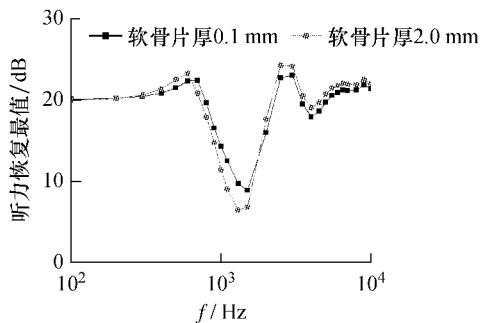


图17 置换不同厚度软骨片后人耳听力恢复最大值包络图

Fig.17 Maxima and minima of auditory recovery of human ear after the replacement of cartilage slices with different thickness

手术中软骨片的厚度最好控制在0.1~2.0 mm,这更有利于听力的恢复。

4 结论

本文利用PATRAN/NASTRAN有限元软件对人耳听力系统建模,分析了置换美国Medtronic Xomed公司部分人工听骨膈复物PORP术后对人耳听力恢复程度。通过对以上各曲线进行定性定量分析可知:(1)保留部分锤骨柄置换人工听骨PORP术后比不保留锤骨柄对人耳听力恢复效果要好。(2)厚2.0 mm的软骨片在0.1~0.6 kHz, 2~10 kHz频率段上对人耳听力恢复较好;厚0.1 mm软骨片在0.6~2 kHz频率段上对人耳听力恢复较好。

综上所述,人工听骨的接入方式对听力恢复效果有较大的影响。在PORP手术中,尽量保存锤骨柄或部分锤骨柄。临床手术时建议采用0.1~2.0 mm厚的软骨片,这对术后长期的听力效果有很好的帮助。

参考文献:

- [1] Bance M, Campos A, Wong L, *et al.* How does prosthesis head size affect vibration transmission in ossiculoplasty [J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2007, 137(1): 70-73.
- [2] 马芙蓉, Huber A, Linder T, 等. 镫骨膈附体与砧骨长脚之间连接状态对声音传导的影响[J]. *中国耳鼻咽喉头颈外科*, 2006, 13(4): 227-231.
- [3] Marchese MR, Cianfrone F, Passali GC, *et al.* Hearing results after stapedotomy: Role of the prosthesis diameter [J]. *Audiol Neurootol*, 2007, 12(4): 221-225.
- [4] Huttenbrink KB, Beutner D, Zahnert T. Clinical results with an active middle ear implant in the oval window [J]. *Adv Otorhinolaryngol*, 2010, 69: 27-31.
- [5] Gan RZ, Feng B, Sun Q. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission [J]. *Ann Biomed Eng*, 2004, 32(6): 847-859.
- [6] Gan RZ, Wang XL. Multifield coupled finite element analysis for sound transmission in otitis media with effusion [J]. *J Acoust Soc Am*, 2007, 122(6): 3527-3538.
- [7] Gan RZ, Cheng T, Dai CK, *et al.* Finite element modeling of sound transmission with perforations of tympanic membrane [J]. *J Acoust Soc Am*, 2009, 126(1): 243-253.
- [8] Ferris P, Prendergast PJ. Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement [J]. *J Biomech*, 2000, 33(5): 581-590.
- [9] Kelly DJ, Prendergast PJ, Blayney AW. The effect of prosthesis design on vibration of the reconstructed ossicular chain: A comparative finite element analysis of four prostheses [J]. *Otol Neurotol*, 2003, 24(1): 11-19.
- [10] 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.
- [11] Liu YX, Li S, Sun XZ. Numerical analysis of pathologic tympanic membrane of human ear [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(4): 275-278.
- [12] Liu YX, Li S, Sun XZ. Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ear [J]. *Acta Mech Sin*, 2009, 25: 241-247.
- [13] Yao WJ, Huang XS, Fu LJ. Transmitting vibration of artificial ossicle [J]. *Int J Nonlin Sci Num*, 2008, 9(2): 131-139.
- [14] 姚文娟, 李晓青, 李武, 等. 中耳病变及人工镫骨形体研究[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2): 163-168.
- [15] Yao WJ, Li XQ, Li W, *et al.* Research on pathological changes of middle-ear and artificial stapes [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 118-122.
- [16] 姚文娟, 黄新生, 李武, 等. 人工听骨不同接入方式对耳结构动力响应的影响[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(3): 175-181.
- [17] Yao WJ, Huang XS, Li W, *et al.* Effect of different connecting methods for artificial ossicle on dynamic response of ear [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 175-181.
- [18] Gan RZ, Reeves BP, Wang X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(12): 2180-2195.
- [19] Huber A, Ball G, Asai M, *et al.* The vibration pattern of the tympanic membrane after placement of a total ossicular replacement prosthesis [C]//*Proceedings of the International Workshop on middle ear mechanics in research and otosurgery*. Dresden: [s. n.], 1997: 219-222.
- [20] Nishihara N, Goode RL. Measurement of tympanic membrane vibration in 99 human ears [C]//*Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery*. Dresden: [s. n.], 1996: 91-94.