

中耳畸形对圆窗激振听力补偿性能影响的数值分析

张雨蒙¹, 杨善国¹, 刘后广¹, 杨建华¹, 张虎¹, 刘稳²

(1.中国矿业大学 机电工程学院, 江苏 徐州 221116; 2.徐州医科大学附属医院 耳鼻喉科, 江苏 徐州 221006)

摘要:目的 研究中耳畸形对圆窗激振性能的影响,为圆窗激振式人工中耳的优化提供理论支持。**方法** 构建包含两腔不对称的非螺旋耳蜗的人耳有限元模型,并与实验数据进行对比,验证模型的可靠性。基于该模型,通过改变相应组织的材料属性,分别模拟听骨链固定、听骨链融合、听小骨缺损3种中耳畸形对圆窗激振性能的影响。**结果** 中耳畸形主要影响圆窗激振式人工中耳的低频性能,听骨链固定和听骨链融合对圆窗激振起恶化效果。镫骨固定对圆窗激振补偿性能的影响最大,恶化量高达47.93 dB;听小骨缺损可提高圆窗激振的性能,最大改善量为6.24 dB。**结论** 中耳畸形对圆窗激振的低频性能有影响,临床植入圆窗激振式人工中耳时需要针对性地提高其作动器的输出量。

关键词:中耳畸形;圆窗激振;有限元分析;听骨链;基底膜

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.06.003

Numerical Analysis on Sound Compensation Performance of Round Window Stimulation in Middle Ear Malformation

ZHANG Yumeng¹, YANG Shanguo¹, LIU Houguang¹, YANG Jianhua¹, ZHANG Hu¹, LIU Wen²

(1. School of Mechatronic Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, Jiangsu, China; 2. Department of Otorhinolaryngology, the Affiliated Hospital of Xuzhou Medical University, Xuzhou 221006, Jiangsu, China)

Abstract: Objective To study the influence of middle ear malformation on the performance of round window stimulation, so as to provide references for optimization of the round window stimulation middle ear implant. **Methods**

The finite element model of human ear including an asymmetrical two-cavity non-helical cochlea was constructed and compared with experimental data to verify reliability of the model. Based on this model, the effects of three kinds of middle ear malformation, i.e., ossicular chain fixation, ossicular chain fusion and ossicular defect on round window stimulation were simulated by changing material properties of the corresponding tissues. **Results**

The middle ear malformation mainly affected the low-frequency performance of round window stimulation. The ossicular chain fixation and the ossicular chain fusion had a deteriorating effect on round window stimulation. The stapes fixation had the greatest effect on the performance of round window stimulation, with the reduction as high as 47.93 dB. Ossicles defects could improve the performance of round window stimulation, with the maximum increment of 6.24 dB. **Conclusions** The middle ear malformation had an effect on the low frequency performance of round window stimulation. It is necessary to specifically increase output of the actuator when implanting the round

window stimulation middle ear implant.

Key words: middle ear malformation; round window stimulation; finite element analysis; ossicular chain; basilar membrane

听力损伤是最常见的疾病之一,全球听力损伤患者有近 5.38 亿人^[1]。由于缺乏有效治疗方法,感音神经性听力损伤患者主要通过佩戴助听器加以缓解,而传统助听器具有输出增益小、伴有声反馈及耳道堵塞等不足,很多患者不愿佩戴^[2]。针对助听器的这些问题,国内外很多学者都在研究通过直接机械激振听骨链,进而对听力损伤进行高效补偿的人工中耳^[3-4]。然而,对于听骨链异常或损伤患者,将作动器耦合到听骨链比较困难^[5]。针对这一问题,Colletti 等^[6]提出了一种避开听骨链直接激振圆窗的听力补偿法,并首次在临床上证实了圆窗激振法的可行性。

临床数据显示,圆窗激振式人工中耳的实际听力补偿效果具有很大的不确定性^[7]。Koka 等^[8]研究发现,利用软组织将振子与圆窗耦合,能够提高声能向内耳的传递;Maier 等^[9]研究证明,作动器初始压力不同也是圆窗激振性能差异的原因之一;张虎等^[10]通过有限元研究表明,施加初始压力会提升圆窗激振高频段的听力补偿效果,刚度较高的钛合金支撑能提升整个频段的听力补偿效果。上述研究主要关注作动器本身的设计参数,为圆窗激振性能改进提供参考,但鲜有关于中耳畸形对圆窗激振性能影响的研究。中耳畸形的方式有多种,主要包括听骨链固定、听骨链融合和听小骨缺损^[11]。分析这些听骨链结构异常对圆窗激振听力补偿性能的影响,并研究如何针对性地改进人工中耳,为减小其较大术后性能差异提供参考。

本文基于逆向成型技术及有限元法建立整耳传声力学模型,并通过实验对比验证模型的可靠性。通过对比圆窗激振和正常声音刺激下基底膜特征频率处的位移,研究中耳畸形对圆窗激振的影响,为作动器的优化设计提供理论支持。

1 材料与方法

1.1 有限元模型

基于 1 例新鲜人体颞骨标本(男,60 岁,右耳),利用 CT 扫描以及逆向成型技术,建立外耳和中耳

人耳几何模型。耳蜗部分参考文献[12-13]中实验数据,建立两腔不对称的结构。最终建立包括外耳、中耳和耳蜗的人耳几何模型。将所建人耳几何模型导入有限元前处理软件 HyperMesh 13.0 中划分网格。其中,鼓膜和鼓膜环韧带划分为 2 644 个壳单元 S3;基底膜划分为 484 个壳单元 S4R;外耳道采用四面体单元 AC3D4,单元数为 23 993;中耳结构划分为 56 480 个四面体单元 C3D4;前庭阶划分为 4 542 个六面体单元 AC3D8 和 4 019 个四面体单元 AC3D4;鼓阶划分为 4 542 个六面体单元 AC3D8 和 1 747 个四面体单元 AC3D4。圆窗膜的厚度和面积分别设定为 0.1 mm 和 2.5 mm²^[14]。基底膜宽度从基部 150 μm 线性变化到顶部 500 μm,基底膜厚度从基部 7.5 μm 线性变化到顶部 2.5 μm^[15]。蜗孔长度为 1 mm^[16]。最终建立的人耳有限元模型如图 1 所示。

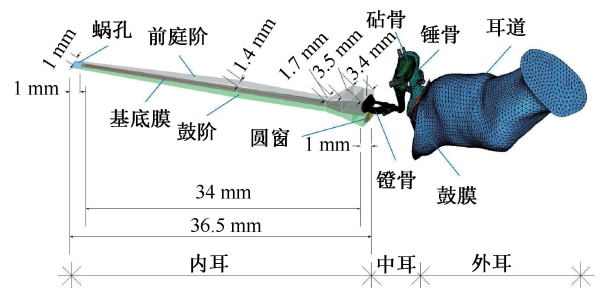


图 1 人耳有限元模型

Fig.1 Finite element model of human ear

1.2 材料特性

设定耳道内的空气体积模量为 0.101 MPa,密度为 1.164 kg/m³^[17]。中耳各部分结构的泊松比为 0.3^[18-19],根据文献[20]中数据建立中耳各部分的材料属性。为使基底膜响应特性更接近实验值,对部分中耳组织结构材料属性进行微调。设定鼓膜张紧部、鼓膜环韧带的弹性模量分别为 30、0.06 MPa^[17, 21],砧锤关节、砧镫关节、镫骨环韧带的弹性模量分别为 7.00、0.44、0.01 MPa^[21-23];中耳的阻尼系数 $\alpha = 0 \text{ s}^{-1}$, $\beta = 0.075 \text{ ms}^{[15]}$;前庭阶和鼓阶内液体的体积模量为 2.25 GPa,密度为 1 000 kg/m³^[15]。耳蜗基底膜沿长

度方向刚度线性变化,令基底膜的弹性模量由基部 40 MPa 线性减少到中部 15 MPa,再到顶部 3 MPa^[15]。基底膜支撑部分和圆窗膜的弹性模量分别设定为 14.1 GPa^[15]和 1 MPa^[24],基底膜的阻尼系数 $\alpha=0 \text{ s}^{-1}$, $\beta=7.5 \mu\text{s}^{[24]}$ 。

1.3 边界条件设定

该模型中,所有肌腱和韧带端部、基底膜支撑板边缘、圆窗膜外侧均固定。对于附着在耳道壁和耳蜗骨壁的流体单元,将其压力的法向梯度设置为零。采用流固耦合方式模拟耳蜗流体与其周围结构的相互作用,如圆窗与鼓阶流体的耦合,镫骨底板与前庭阶流体的耦合,耳蜗中基底膜和支撑板分别与前庭阶和鼓阶流体的耦合。

1.4 圆窗激振模拟与性能评价

由于重点研究中耳畸形对圆窗激振听力补偿性能的影响,故建模时没有考虑作动器的具体结构。现有临床所用圆窗激振式人工中耳多为电磁式人工中耳,可近似为力激振^[15],故通过在圆窗膜上施加法向激振力近似模拟电磁式作动器激振圆窗。为了得到相当于在耳道入口处施加 90 dB 声压所产生的基底膜位移,将在圆窗膜上施加的力设定为 $50 \mu\text{N}^{[25]}$ 。根据基底膜的特征频率处位移计算出激发的等效声压:

$$P_{\text{eq}} = 100 + 20 \lg(d_{\text{rw}}/d_{\text{ac}}) \quad (1)$$

式中: d_{ac} 和 d_{rw} 分别为在耳道入口处施加 90 dB 声压激振及在圆窗施加 $50 \mu\text{N}$ 力激振时所对应的基底膜特征频率处位移。

1.5 中耳畸形建模

中耳畸形主要以听骨链畸形为主,包括听骨链固定、听骨链融合、听小骨缺损^[11]。对于锤骨固定和砧骨固定, Park 等^[26]发现锤骨头易融合至上鼓室前壁,砧骨体易融合至上鼓室内壁;同时,锤骨固定导致 20~25 dB 传导性听力损失^[27]。因此,在模型中分别固定锤骨头和砧骨体上的相应节点,直到达到正常声音传输的 25 dB 衰减。临床报告显示,镫骨固定是由镫骨环韧带钙化引起^[21],并平均导致 50 dB 传导性听力损失^[28]。为实现这种听力损失,将镫骨环韧带的弹性模量增加 30 000 倍。Bartel-Friedrich 等^[29]研究发现,砧锤关节融合为骨性融合,故将砧锤关节和砧镫关节弹性模量设定为与听小骨弹性模量的数值相同。为模拟听小骨缺损,建立

分别去除锤骨颈、砧骨长突、镫骨上部的 3 个听小骨缺损模型,并删除人耳有限元模型中的相应单元。

2 结果

2.1 模型验证

基底膜选频特性表现为基底膜靠近蜗顶部分对应的特征频率较低,靠近蜗底部分对应的特征频率较高,是验证耳蜗部分可靠性的重要依据。将模型得到的基底膜选频特性与基底膜纵向位置对应关系数据与文献^[30-31]中的实验数据进行比较(见图 2)。通过对比发现,计算结果与实验曲线具有良好的一致性,表明模型较好模拟了基底膜选频特性。

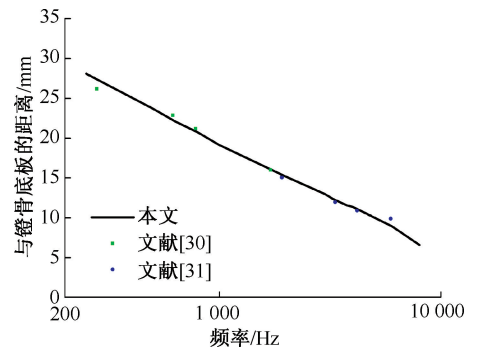


图 2 基底膜最佳反应部位与频率的关系

Fig.2 Relationship between the optimal response site of basilar membrane and frequency

图 3 所示为基底膜距离镫骨 12 mm 处运动速度与镫骨足板运动速度对比。与文献^[32-33]中报道的实验数据比较发现,该模型计算结果在中低频时与文献^[32]中的实验值趋势相近,在高频时与文献^[33]中的实验值趋势相同。

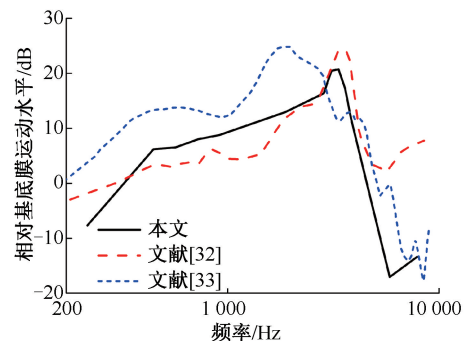


图 3 基底膜上距离镫骨 12 mm 处频率响应曲线

Fig.3 Frequency response curves of the basilar membrane at 12 mm from the stapes

以上两组对比结果表明,本文的有限元模型能够较准确模拟人耳传声特性,可以用于研究中耳畸形对圆窗激振性能影响的数值分析。

2.2 听骨链固定对圆窗激振的影响

图4所示为听骨链固定与正常耳在圆窗激振下的等效声压对比。锤骨固定和砧骨固定主要恶化圆窗激振的低频性能,500 Hz时等效声压减少量最大,分别为8.44、14.45 dB。与上述两种听骨链固定效果相比,镫骨固定效果更为显著,500 Hz时等效声压最大降低量为47.93 dB。

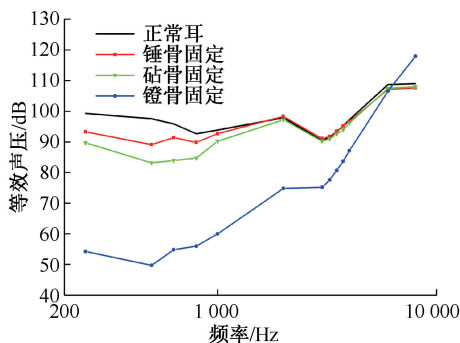


图4 听骨链固定对圆窗激振的影响

Fig.4 Effects of ossicular chain fixation on round window stimulation

2.3 听骨链融合对圆窗激振的影响

图5所示为听骨链融合与正常耳在圆窗激振下的等效声压对比。砧锤关节融合对圆窗激振的影响较小,砧镫关节融合和听骨链融合主要降低圆窗激振的低频性能,特别是在250 Hz处,等效声压减少量分别为5.29、6.19 dB,在中频处小幅度提高圆窗激振的性能,在高频处几乎无影响。

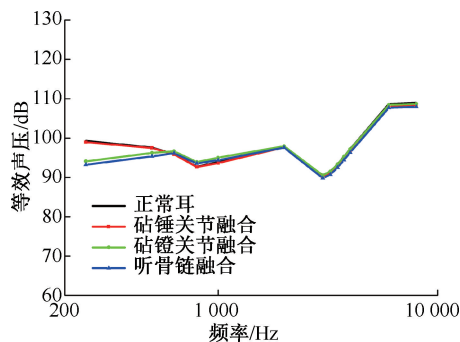


图5 听骨链融合对圆窗激振的影响

Fig.5 Effects of ossicular chain fusion on round window stimulation

2.4 听小骨缺损对圆窗激振的影响

听小骨缺损与正常耳在圆窗激振下的等效声压对比如图6所示。在低频处,听小骨缺损提高了圆窗激振的性能,尤其是镫骨缺损,在250 Hz处等效声压增大6.24 dB;在中高频处,听小骨缺损对圆窗激振性能的影响不明显。

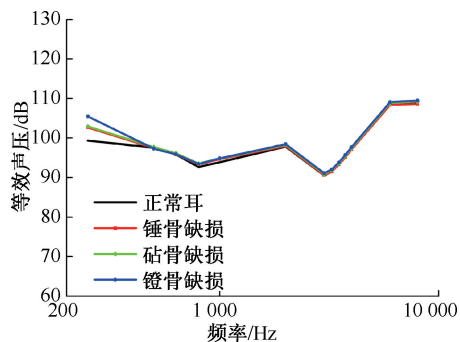


图6 听小骨缺损对圆窗激振的影响

Fig.6 Effects of ossicular defect on round window stimulation

3 讨论

传统人工中耳通过激振听骨链以补偿听力,其补偿性能的评估方法主要是分析镫骨足底板运动^[34]。但圆窗激振不同于传统人工中耳,属于逆向激振^[35],即激励圆窗带动耳蜗淋巴液,再通过淋巴液在耳蜗内的流动带动镫骨足板运动。由此可见,此时镫骨足板运动与正常感声对应镫骨足板运动反应的的实际感声有所不同。由于基底膜运动是将机械运动转换为神经信号的直接原因^[35],为提高评估的准确性,本文用该值评估圆窗的听力补偿效果。

考虑到现有临床上所用圆窗激振式人工中耳的最高工作频段为8 kHz^[36],本文主要在250~8000 Hz频段对圆窗激振进行评估。结果表明,3种中耳畸形都会影响圆窗激振的低频性能。其中,镫骨固定对圆窗激振的恶化量高达47.93 dB,与House等^[28]报道的先天性镫骨足板固定导致的传导性听力损失(50 dB)量级相当。在模拟听骨链固定时,镫骨固定对圆窗激振的影响集中在低频,与House等^[28]试验获得的镫骨环韧带硬化对人耳感声效果的影响类似,主要是因为镫骨环韧带硬化增大了系统的刚度,进而降低系统的低频响应。同

样,韧带和肌腱硬化也会降低系统的低频响应。听骨链融合会降低圆窗激振的低频性能。砧锤关节融合对圆窗激振的影响较小,这是因为锤骨和砧骨在中耳中作为刚体移动^[37],砧锤关节融合不会改变这种运动形式。相比之下,正常砧镫关节的弹性模量非常小,砧镫关节融合会显著增加砧镫关节的刚度^[38],并降低圆窗激振的低频性能。听小骨缺损会提高圆窗激振的低频性能(见图6),该结果与Koka等^[8]的实验结果一致,表明听骨链的脱离将改善圆窗激振。

本文研究证明,患者个人的中耳畸形是圆窗激振术后低频段听力补偿性能不稳定的重要原因之一。因此,对于中耳畸形的治疗,应该在圆窗振子设计过程中针对性地提升其作动器的低频输出性能。

4 结语

为研究中耳畸形对圆窗激振的影响,本文建立了包含不对称结构耳蜗的人耳有限元模型,验证模型的可靠性,并基于该模型分析中耳畸形对圆窗激振的影响。研究表明,听骨链固定和听骨链融合恶化圆窗激振的低频性能,听小骨缺损提高圆窗激振的低频性能。当植入圆窗激振式人工中耳后效果不稳定时,应同时考虑中耳畸形的影响。

参考文献:

[1] STEVENS G, FLAXMAN S, BRUNSKILL E, *et al.* Global and regional hearing impairment prevalence: An analysis of 42 studies in 29 countries [J]. *Eur J Public Health*, 2013, 23(1): 146-152.

[2] DAVIS A. Population study of the ability to benefit from amplification and the provision of a hearing aid in 55-74-year-old first-time hearing aid users [J]. *Int J Audiol*, 2003, 42 (sup2): 39-52.

[3] 陈克光, 戴培东, 杨琳, 等. 人工中耳研究进展[J]. *生物医学工程学进展*, 2014, 35(1): 23-27.

[4] 王梦丽, 刘后广, 杨建华, 等. 基于压电叠堆的砧骨激励式人工中耳低功耗结构设计[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(1): 21-26.

WANG ML, LIU HG, YANG YJ, *et al.* Low power consumption structure design of an incus-stimulating middle ear implant based on piezoelectric stack [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 21-26.

[5] COLLETTI L, MANDALA M, COLLETTI V. Long-term out-

come of round window vibrant soundbridge implantation in extensive ossicular chain defects [J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2013, 149(1): 134-141.

[6] COLLETTI V, SOLI SD, CARNER M, *et al.* Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window [J]. *Int J Audiol*, 2006, 45(10): 600-608.

[7] BELTRAME AM, MARTINI A, PROSSER S, *et al.* Coupling the vibrant soundbridge to cochlea round window: Auditory results in patients with mixed hearing loss [J]. *Otol Neurotol*, 2009, 30(2): 194-201.

[8] KOKA K, HOLLAND NJ, LUPO JE, *et al.* Electrocochleographic and mechanical assessment of round window stimulation with an active middle ear prosthesis [J]. *Hear Res*, 2010, 263(1-2): 128-137.

[9] MAIER H, SALCHER R, SCHWAB B, *et al.* The effect of static force on round window stimulation with the direct acoustic cochlea stimulator [J]. *Hear Res*, 2013, 301: 115-124.

[10] 张虎, 刘后广, 赵禹, 等. 初始压力与支撑刚度对圆窗激振听力补偿影响的数值研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2018, 35(2): 191-197.

[11] 赵守琴. 先天性中耳畸形的诊断与治疗[J]. *听力学及言语疾病杂志*, 2016, 24(2): 113-115.

[12] WEVER EG. *Theory of hearing* [M]. New York: John Wiley & Sons, 1949.

[13] WYSOCKI J. Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae [J]. *Hear Res*, 1999, 135(1-2): 39-46.

[14] ATTURO F, BARBARA M, RASK ANDERSEN H. Is the human round window really round? An anatomic study with surgical implications [J]. *Otol Neurotol*, 2014, 35(8): 1354-1360.

[15] LIU H, XU D, YANG J, *et al.* Analysis of the influence of the transducer and its coupling layer on round window stimulation [J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2017, 19(2): 103-111.

[16] GAN RZ, REEVES BP, WANG X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(12): 2180-2195.

[17] AREIAS B, PARENTE M, SANTOS C, *et al.* The human otitis media with effusion: A numerical-based study [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2017, 20(9): 958-966.

[18] 姚文娟, 李兵, 胡宝琳, 等. 置换部分听骨膜复物后对人耳听力恢复的影响[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 58-64.

YAO WJ, LI B, HU BL, *et al.* Effect of partial ossicular prosthesis replacement on hearing restoration of human [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 58-64.

[19] 马钰栋, 姚文娟, 崔存玉, 等. 常压和高压环境下噪声对耳

- 蜗的影响[J]. 医用生物力学, 2017, 32(1): 15-20.
- MA YD, YAO WJ, CUI CY, *et al.* Influence of noise under normal and high pressure environment on the cochlea [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 15-20.
- [20] ZHOU L, FENG M, WANG W, *et al.* Study on the role of ossicular joint using finite element method [J]. *J Mech Med Biol*, 2016, 16(4): 1650041.
- [21] TEUNISSEN E, CREMERS CW. Surgery for congenital anomalies of the middle ear with mobile stapes [J]. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 1993, 250(6): 327-331.
- [22] FERRIS P, PRENDERGAST PJ. Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement [J]. *J Biomech*, 2000, 33(5): 581-590.
- [23] GENTIL F, PARENTE M, MARTINS P, *et al.* The influence of the mechanical behaviour of the middle ear ligaments; A finite element analysis [J]. *Proc Inst Mech Eng H-J Eng Med*, 2011, 225(1): 68-76.
- [24] WANG X, WANG L, ZHOU J, *et al.* Finite element modelling of human auditory periphery including a feed-forward amplification of the cochlea [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2014, 17(10): 1096-1107.
- [25] TIAN J, HUANG X, RAO Z, *et al.* Finite element analysis of the effect of actuator coupling conditions on round window stimulation [J]. *J Mech Med Biol*, 2015, 15(4): 1550048.
- [26] PARK K, CHOUNG YH. Isolated congenital ossicular anomalies [J]. *Acta Otolaryngol*, 2009, 129(4): 419-422.
- [27] MANSOUR S, MAGNAN J, NICOLAS K, *et al.* Diagnosis and clinico-radiologic correlations in conductive hearing loss with a normal appearing tympanic membrane [M]// *Middle ear diseases; Advances in diagnosis and management*. New York: Springer International Publishing, 2018: 415-467.
- [28] HOUSE HP, HOUSE WF, HILDYARD VH. Congenital stapes footplate fixation: A preliminary report of twenty-three operated cases [J]. *Laryngoscope*, 1958, 68(8): 1389-1402.
- [29] BARTEL-FRIEDRICH S, WULKE C. Classification and diagnosis of ear malformations [J]. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 2007, 6: Doc05.
- [30] BEKESY G. *Experiments in hearing* [M]. New York: McGraw-Hill, 1960.
- [31] KRINGLEBOTN M, GUNDERSEN T, KROKSTAD A, *et al.* Noise-induced hearing losses. Can they be explained by basilar membrane movement? [J]. *Acta Otolaryngol Suppl*, 1979, 360: 98-101.
- [32] GUNDERSEN T, SKARSTEIN O, SIKKELAND T. A study of the vibration of the basilar membrane in human temporal bone preparations by the use of the mossbauer effect [J]. *Acta Otolaryngol*, 1978, 86(3-4): 225-232.
- [33] STENFELT S, PURIA S, HATO N, *et al.* Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human cadavers with air and bone conduction stimuli [J]. *Hear Res*, 2003, 181(1-2): 131-143.
- [34] BORNITZ M, HARDTKE H, ZAHNERT T. Evaluation of implantable actuators by means of a middle ear simulation model [J]. *Hear Res*, 2010, 263(1-2): 145-151.
- [35] 王学林, 胡子进. 蜗窗激励评价的有限元计算模型研究[J]. *力学学报*, 2012, 44(3): 622-630.
- [36] SZIKLAI I, SZILVASSY J. Functional gain and speech understanding obtained by vibrant soundbridge or by open-fit hearing aid [J]. *Acta Otolaryngol*, 2011, 131(4): 428-433.
- [37] VOLANDRI G, PUCCIO FD, FORTE P, *et al.* Model-oriented review and multi-body simulation of the ossicular chain of the human middle ear [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(9): 1339-1355.
- [38] ZHANG X, GAN RZ. Experimental measurement and modeling analysis on mechanical properties of incudostapedial joint [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2011, 10(5): 713-726.