

外耳道与中耳腔对气传导及骨传导影响的 人耳有限元模型研究*

赵禹¹ 张悻翔¹ 刘后广¹ 王浩¹ 潘啸¹ 黄新生²

【摘要】目的:研究外耳道与中耳腔的存在对声音传导的影响。方法:通过微CT扫描和逆向成型技术建立中耳有限元模型,通过建立外耳道与中耳腔,计算外耳道与中耳腔对声音空气传导与骨传导的影响。结果:气传导中,外耳道提高了0.5~6 kHz频率段的镫骨足板响应,在3 kHz频率处出现峰值,高达11 dB。中耳腔主要降低了镫骨足底板中低频段的响应,在低频段降低幅值较大,为2~4 dB;骨传导中,外耳道略微降低了骨传导下镫骨足底板低频段的响应,但提高了中高频段镫骨足底板位移,在1.5 kHz频率处出现峰值,增幅为1.9 dB。中耳腔主要增大镫骨足板1.5 kHz附近中频段响应,最大增幅为2.5 dB。**结论:**气传导中,外耳道的存在大幅提高了其中频段响应,中耳腔的存在将降低其低中频段响应。而骨传导中,外耳道及中耳腔对骨传导影响较小。

【关键词】 气传导;骨传导;外耳道;中耳腔;有限元模型

doi:10.13201/j.issn.1001-1781.2019.03.016

【中图分类号】 R764 【文献标志码】 A

Human ear finite element model study of the effects of ear canal and middle ear cavity on air conduction and bone conduction

ZHAO Yu¹ ZHANG Yixiang¹ LIU Houguang¹
WANG Hao¹ PAN Xiao¹ HUANG Xinsheng²

(¹School of Mechatronic Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou, 221116, China; ²Department of Otolaryngology, Shanghai Zhongshan Hospital Affiliated to Fudan University)

Corresponding author: LIU Houguang, E-mail: liuhg@cumt.edu.cn

Abstract Objective: To study the influence of the ear canal and middle ear cavity on air conduction and bone conduction. **Method:** A finite element model of the human middle ear was established. By establishing the external ear canal and the middle ear cavity, we evaluated the effects of the external canal and the middle ear cavity on air conduction and bone conduction. **Result:** In air conduction, the external canal improved the stapes response at the frequency range of 0.5 kHz to 6 kHz, and the maximum increase was 11 dB at 3 kHz. The middle ear cavity mainly reduced the response of stapes at mid-low frequency, with the drops of 2–4 dB under 2 kHz; in bone conduction, ear canal slightly reduced the low-frequency response, but increased the response of the stapes at the mid-high frequency, with a maximum increase of 1.9 dB at 1.5 kHz. The middle ear cavity mainly increased the stapes response at mid-frequency near 1.5 kHz, with a maximum increase of 2.5 dB. **Conclusion:** Our results show that, in air conduction, the ear canal significantly increases the middle-frequency response, while the middle ear cavity decreases the low-mid frequency response. Whereas, the ear canal and the middle ear cavity have slightly effect on bone conduction.

Key words air conduction; bone conduction; ear canal; middle ear cavity; finite element model

感音神经性聋尚无有效的治疗方法,只能通过佩戴助听器加以改善。根据听力补偿所基于的声音传导机制的不同,助听器分为传统气传导式助听器和骨传导式助听器^[1]。为了辅助设计这两类助听器,提升其听力补偿性能,需深入研究人耳在气传导及骨传导下的声音传递特性。

随着计算方法的改进及计算机速度的提升,近20年,能较好模拟复杂生物组织的有限元法在人耳传声特性研究上也得到了大量应用^[2-6]。然而,所报道的人耳有限元为了简化建模、提高模型计算速度,建模中一部分忽略了中耳腔^[2,5],一部分忽略了外耳道^[3-4]。虽然部分学者就外耳道及中耳腔对气传导的影响分别做过理论研究^[6],但至今没有对骨传导影响的研究报道,更没有综合对比这两部分对气传导、骨传导影响的系统研究。针对上述问题,本文基于微CT扫描和逆向成型技术,建立了人耳传声有限元力学模型,并基于所建模型系统对比研

* 基金项目:国家自然科学基金项目(No:51775547);上海市科学与技术委员会基金项目(No:17411962200);江苏高校品牌专业建设工程资助项目(No:PPZY2015B120)

¹中国矿业大学机电工程学院(江苏徐州,221116)

²复旦大学附属中山医院耳鼻咽喉科

通信作者:刘后广, E-mail: liuhg@cumt.edu.cn

究了外耳道、中耳腔对气传导及骨传导的影响。本研究结果将为人耳简化模型的构建提供理论参考。

1 材料与方法

1.1 实体与网格模型建立

本模型包含外耳道、中耳及中耳腔(图 1)。其中,中耳包括鼓膜、听小骨(锤骨、砧骨、镫骨)、关节、韧带及肌腱。本模型中,外耳道及中耳基于 1 例新鲜的人体颞骨标本(男,60 岁,右耳),采用微 CT 扫描以及逆向成型技术所建立^[7]。中耳腔部分则通过三维建模直接绘制(图 2),主要由简化为长方体的鼓室、乳突窦入口、乳突窦三部分组成^[8]。其中,鼓室和乳突窦内气体体积分别为 1 005 mm³、715 mm³,乳突窦入口模拟成管状,长度为 1.3 mm,横截面为 6.25 mm²^[9],其他尺寸如图 2 所示。在中耳腔与外耳道外建立骨壁,相对于与其接触的空气,骨壁近似于刚体,厚度为 0.2 mm。耳蜗部分通过在镫骨足板施加阻抗来近似模拟。

对该实体模型设定材料属性并划分网格,得到含有中耳腔、外耳道、听骨链及各韧带、肌腱的人耳有限元模型。其中,鼓膜(鼓膜紧张部和鼓膜松弛部)和鼓膜环韧带采用壳单元 S3 部分,单元总数为 2644。骨壁、听骨链以及中耳的韧带和肌腱采用四面体单元 C3D4 部分,单元数为 123874。外耳道以及中耳腔采用声学四面体单元 AC3D4 部分,单元数为 247838。

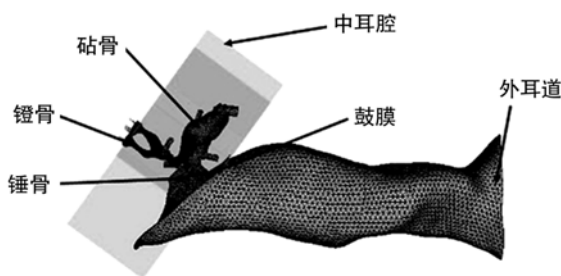


图 1 含外耳道与中耳腔的中耳有限元模型

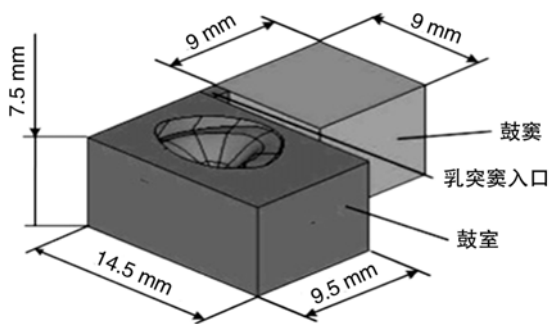


图 2 中耳腔实体模型

1.2 模型材料属性

本研究的人耳有限元模型,不同部分简化成

均匀且各向同性的材料,除耳道与中耳腔内空气,各部分材料的泊松比均为 0.3^[10]。动态分析的过程中,采用 2 个不同的耗能形式来体现,鼓膜环韧带、鼓膜松弛部、鼓膜紧张部以及镫骨环韧带采用线弹性材料模型,动态能耗通过粘性部分表达,其松弛模量 $E(t)$ 可表达成公式(1): $E(t) = E_0 + E_1 e^{-\frac{t}{\tau}}$,其中, E_0 、 E_1 、 τ 是粘性参数,主要参考文献报道^[10-12],其数据见表 1。

模型其余部分(听骨链和肌腱与韧带)能耗采用瑞利阻尼模拟。根据公式(2): $C = \alpha M + \beta K$,瑞利阻尼被认为是质量和刚度的线性组合,其中, M 和 K 分别是元素的质量矩阵和刚度矩阵, α 和 β 是阻尼参数。此中耳模型中, $\alpha = 0 \text{ s}^{-1}$, $\beta = 0.0001 \text{ s}^{[12]}$ 。中耳组织其他材料属性主要参考文献报道^[7-9,13-14],结合模型优化而确定,详见表 2。

表 1 人耳粘弹性组织部件材料参数

部件	E_0/MPa	E_1/MPa	$\tau/\mu\text{s}$	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$
鼓膜环韧带	0.20	0.64	28.00	1.20×10^3
鼓膜松弛部	10.00	22.90	25.00	1.20×10^3
鼓膜紧张部	30.00	166.80	25.00	1.20×10^3
镫骨环韧带	0.20	0.11	24.00	1.20×10^3

表 2 中耳组织材料参数

部件	杨氏模量/MPa	密度/ $(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$
锤骨柄	1.41×10^4	3.70×10^3
锤骨颈	1.41×10^4	4.53×10^3
锤骨头	1.41×10^4	2.55×10^3
砧锤关节	1.41×10^4	3.20×10^3
砧骨	1.41×10^4	2.36×10^3
砧骨长突	1.41×10^4	5.08×10^3
砧骨短突	1.41×10^4	2.26×10^3
砧镫关节	0.44	1.20×10^3
镫骨	1.41×10^4	2.20×10^3
锤骨侧韧带	0.10	1.20×10^3
锤骨前韧带	20.00	1.20×10^3
锤骨上韧带	5.00	1.20×10^3
鼓膜张肌	2.60	1.20×10^3
砧骨上韧带	5.00	1.20×10^3
砧骨后韧带	6.70	1.20×10^3
镫骨肌	2.60	1.20×10^3

耳道和中耳腔内气体与中耳固体部分相互作用的控制方程,采用流固声场耦合的结构动力方程(3)与结构耦合声学方程(4)进行描述^[6]。

$$M\ddot{u} + Xu + Ku = f + Rp \tag{3}$$

其中, M 、 X 、 K 、 R 分别为质量矩阵、阻尼矩阵、刚度矩阵、耦合矩阵; u 、 p 分别为位移向量、耦合面上的声压向量; f 为结构载荷向量。

$$M^p \ddot{p} + K^p p = -\rho_0 R^T \ddot{u} \tag{4}$$

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

声音在空气中传播的速度与空气密度分别是 343 m/s 和 1.21 kg/m³。骨壁与其接触的空气相比, 近似于刚体, 本文骨壁的参数参考镫骨的材料属性进行赋值。

1.3 边界条件

空气传导模拟时, 中耳各肌腱端部、韧带端部、鼓膜环韧带边缘与镫骨环韧带边缘固定在骨壁处。当考虑耳道时, 在耳道入口处施加声压激励; 当不考虑耳道时, 在鼓膜上施加声压激励。

骨传导模拟时, 将韧带、肌腱的端部、鼓膜环韧带边缘及镫骨环韧带边缘连接到骨壁, 在骨壁处施加大小和相位相同的位移激励, 激励的方向垂直于鼓膜面。近似模拟颞骨结构的刚体振动^[15]。

1.4 等效声压级

气传导与骨传导的传播方式不同, 但最终都是通过镫骨运动将能量传递到耳蜗, 驱动基膜的振动, 进而使传到耳蜗内的机械振动转换成神经纤维的神经冲动。要使骨传导激励的感声效果等效于气传导激励, 在这两种激励途径中, 镫骨足底板对应的位移响应幅值应近似相等。因此, 在既无外耳道也无中耳腔状态下, 以鼓膜处施加 90 dB SPL 声压激励下镫骨足底板位移为基准, 引入等效声压级, 并以此作为衡量声音传导激励的标准, 如公式(5):

$$P_{eq} = 90 + 20 \log_{10} \frac{U_{stapes}}{U_{stapes}} \quad (5)$$

其中, U_{stapes} 为在既无外耳道也无中耳腔状态下, 在鼓膜处施加 90 dB SPL 声压激励下镫骨足底板位移; U_{stapes} 为声音传导下带有外耳道或者中耳腔时的镫骨足底板位移。

2 结果

2.1 气传导模型验证

在模型鼓膜处施加 90 dB SPL 声压, 进行谐响应分析, 得出从 0.25~8 kHz 的镫骨足底板位移幅值曲线^[16], 将该结果与 Gan 等^[17] 实验结果均值进行对比, 本模型计算结果的幅值和趋势与 Gan 的实验数据较好的吻合。见图 3。

2.2 骨传导模型验证

在模型的韧带端部、肌腱端部、鼓膜环韧带边缘和镫骨环韧带边缘处施加大小为 0.01 μm 、方向垂直于鼓膜面的正弦位移激励^[15]。进行谐响应分析, 得出从 0.25~8 kHz 的系统响应。基于模型计算结果, 再根据公式(6)得出镫骨足底板的速度差 Δv_{stapes} 与激振台速度 v_{base} 的比值, 并将计算结果与 Stenfelt 等^[18] 基于 26 例颞骨实验得出的数据平均

值及 Homma 等^[15] 的有限元分析数据进行对比。如图 4 所示, 本模型计算结果的趋势与 Homma 等^[15] 的结果的趋势相吻合; 与 Stenfelt 等^[18] 的实验数据均值存在差异, 但大体趋势相近, 存在的差异可能是个体样本不同所致。

$$\frac{\Delta v_{stapes}}{v_{base}} = \frac{v_{stapes} - v_{base}}{v_{base}} \quad (6)$$

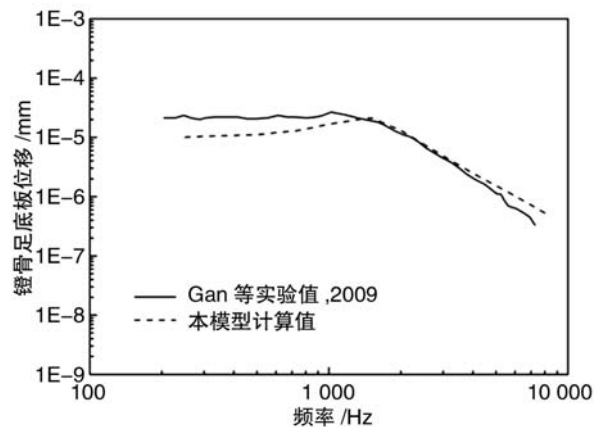


图3 空气传导下镫骨足底板位移曲线

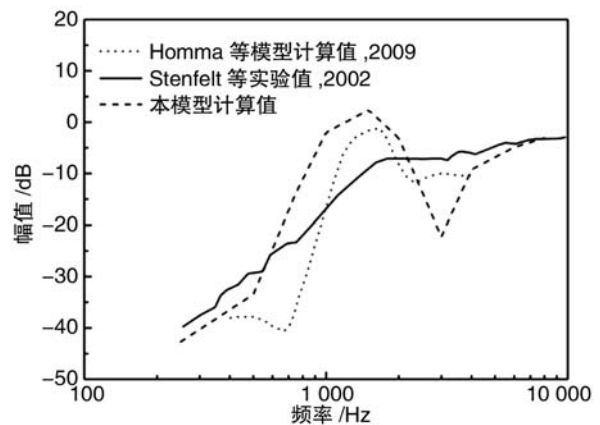


图4 骨传导下镫骨速度差与激振速度比值

综上所述, 本模型气传导、骨传导模拟的计算结果皆与实验测量结果具有良好的 consistency。因此, 本模型能够对人耳传声的力学特性进行模拟研究。

2.3 外耳道、中耳腔对气传导的影响

基于所建模型, 分别考虑外耳道、中耳腔, 计算 90 dB SPL 声压激振下镫骨响应对应的等效声压级, 并与无外耳道和中耳腔时计算的结果进行对比, 结果如图 5 所示。可见, 外耳道提高了镫骨足底板在 0.5~6 kHz 频率段的响应幅值, 在 3 kHz 频率处出现峰值, 高达 11 dB。这种响应的增加主要是由于外耳道形成的共振腔对该频段声压的放大^[19]。而中耳腔的存在则主要降低了镫骨足底板中低频段 (<4 kHz) 的响应, 在低频段 (<2 kHz) 降

低幅值较大,为 2~4 dB;在 3~6 kHz 频段,镫骨足底板响应变化不大,变化范围在 1 dB 以内;在 8 kHz 时,镫骨足底板响应降低为 2.7 dB。外耳道对气传导的影响幅值远大于中耳腔的影响。

2.4 外耳道、中耳腔对骨传导的影响

分别考虑外耳道、中耳腔,在模型的中耳腔骨壁、韧带端部、肌腱端部、鼓膜环韧带边缘、镫骨环韧带边缘施加大小为 0.01 μm、方向垂直于鼓膜面的正弦位移激励,模拟骨导激励。计算该激励作用下镫骨响应对应的等效声压级,并与无外耳道和中耳腔时的计算结果进行对比,结果如图 6 所示。从图中可见,外耳道略微降低了骨传导下镫骨足底板低频段(<1 kHz)的响应(<1 dB);提高了中高频段镫骨足底板位移,在 1.5 kHz 频率处出现峰值,增幅为 1.9 dB。中耳腔主要增大镫骨足板 1.5 kHz 附近中频段响应,这种提升也在 1.5 kHz 处出现峰值,增幅为 2.5 dB。在高频段(>3 kHz),镫骨足底板响应变化不大,变化范围在 1 dB 以内。外耳道、中耳腔对骨传导的影响量级相当,最大幅值都出现在 1.5 kHz 处,且小于它们对气传导的影响。

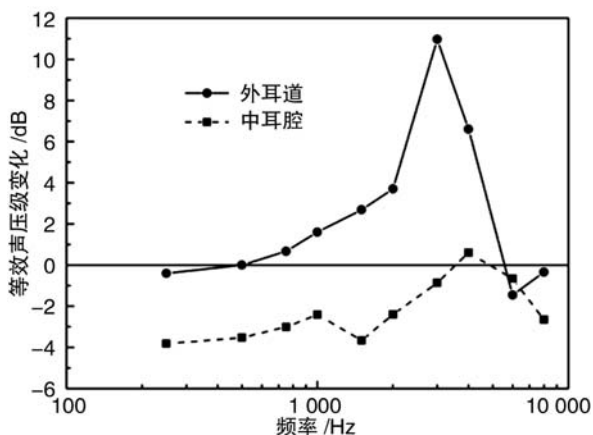


图 5 外耳道、中耳腔对气传导镫骨运动的影响

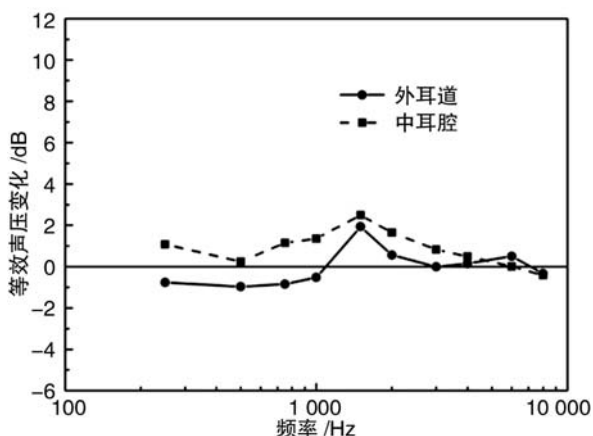


图 6 外耳道、中耳腔对骨传导镫骨运动的影响

3 讨论

由于人耳结构超微,几何形态复杂,系统的实验研究较难进行。为研究声音在人耳中的传递特性,国内外许多学者采用有限元单元法进行模拟实验。本文为保证模型更准确逼近人耳,采用微 CT 扫描逆向成型技术,建立外耳道及中耳有限元模型。

在气传导中,声波通过外耳道传递到鼓膜处,外耳道是一个有效的共振腔,对 3~4 kHz 频段声波有放大的效果。由于中耳腔存在,当声波驱动鼓膜振动时,中耳腔内压力增大,阻碍鼓膜振动,使振动位移减小,从而减小了镫骨的响应。由于中耳腔存在气体,听小骨振动时,气体可能改变其运动阻尼,由于气体阻抗很小,其影响很小,并不是关键因素^[20]。

在骨传导中,被激励的颞骨通过中耳各韧带与肌腱带动鼓膜与听骨链振动,使镫骨产生响应。当外耳道或中耳腔存在,外耳道与中耳腔内气体改变了鼓膜与听骨链的运动阻尼,但由于气体阻抗很小,并不是影响听小骨运动的关键因素。

为了辅助设计气传导与骨传导助听装置,提升其听力补偿性能,本文研究外耳道与中耳腔对人耳在气传导及骨传导下的声音传递特性。结果分析表明,从量级来看,外耳道对气传导的影响远远高于其他三组的影响。所以通过有限元力学模型辅助设计助听装置时不应忽略外耳道的影响。

参考文献

- [1] HAGR A. BAHA: Bone-anchored hearing aid[J]. Int J Health Sci, 2007, 1: 265-276.
- [2] 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.
- [3] 姚文娟, 李武, 付黎杰, 等. 中耳结构数值模拟及传导振动分析[J]. 系统仿真学报, 2009, 21(3): 651-654.
- [4] 刘后广, 塔娜, 饶柱石. 悬浮振子对中耳声传播特性影响的数值研究[J]. 力学学报, 2010, 42(1): 109-114.
- [5] 王振龙, 王学林, 胡于进, 等. 基于中耳与耳蜗集成有限元模型的耳声传递模拟[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(1): 60-66.
- [6] ZHAO F, KOIKE T, WANG J, et al. Finite element analysis of the middle ear transfer functions and related pathologies[J]. Med Eng Phys, 2009, 31: 907-916.
- [7] XU D, LIU H, ZHOU L, et al. The effect of actuator and its coupling conditions on eardrum-stimulated middle ear implants; A numerical analysis[J]. Proc Inst Mech Eng Part H-J Eng Med, 2016, 230: 1074-1085.
- [8] 刘后广. 新型人工中耳压电振子听力补偿的理论与实验研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2011.
- [9] KOIKE T, WADA H, KOBAYASHI T. Modeling of the human middle ear using the finite-element method[J]. J Acoust Soc Am, 2002, 111: 1306-1317.

参考文献

- [1] ARCAND P, DESROSIERS M, DUBE J, et al. The large vestibular aqueduct syndrome and sensorineural hearing loss in the pediatric population[J]. *J Otolaryngol*, 1991, 20: 247—250.
- [2] TAYLOR J P, METCALFE R A, WATSON P F, et al. Mutations of the PDS gene, encoding pendrin, are associated with protein mislocalization and loss of iodide efflux; implications for thyroid dysfunction in Pendred syndrome[J]. *J Clin Endocrinol Metab*, 2002, 87: 1778—1784.
- [3] MADDEN C, HALSTED M, BENTON C, et al. Enlarged vestibular aqueduct syndrome in the pediatric population[J]. *Otol Neurotol*, 2003, 24: 625—632.
- [4] SALIBA I, GINGRAS-CHARLAND M E, ST-CYR K, et al. Coronal CT scan measurements and hearing evolution in enlarged vestibular aqueduct syndrome [J]. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2012, 76: 492—499.
- [5] GONZALEZ-GARCIA J A, IBANEZ A, RAMIREZ-CAMACHO R, et al. Enlarged vestibular aqueduct: Looking for genotypic-phenotypic correlations[J]. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2006, 263: 971—976.
- [6] SANTOS S, SGAMBATTI L, BUENO A, et al. [Enlarged vestibular aqueduct syndrome. A review of 55 paediatric patients][J]. *Acta Otorrinolaringol Esp*, 2010, 61: 338—344.
- [7] EL-BADRY M M, OSMAN N M, MOHAMED H M, et al. Evaluation of the radiological criteria to diagnose large vestibular aqueduct syndrome[J]. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2016, 81: 84—91.
- [8] 王国鹏, 龚树生. 大前庭水管综合征的研究进展[J]. *中华耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2006, 41(10): 794—796.
- [9] SPENCER C R. The relationship between vestibular aqueduct diameter and sensorineural hearing loss is linear; a review and meta-analysis of large case series [J]. *J Laryngol Otol*, 2012, 126: 1086—1090.
- [10] ZHANG S Z, YANG W Y, WU Z M. Relationship between the external aperture and hearing loss in large vestibular aqueduct syndrome[J]. *Chin Med J(Engl)*, 2006, 119: 211—216.
- [11] 郭油油, 李咏梅, 曾春, 等. 双侧大前庭水管综合征患者的 HRCT 及 MRI 特点分析[J]. *临床耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2016, 30(5): 361—365.
- [12] SEO Y J, KIM J, CHOI J Y. Correlation of vestibular aqueduct size with air-bone gap in large vestibular aqueduct syndrome [J]. *Laryngoscope*, 2015, [Epub ahead of print]
- (收稿日期: 2018-10-16)
- (上接第 254 页)
- [10] ZHANG X, GAN R. A comprehensive model of human ear for analysis of implantable hearing devices [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011, 58: 3024—3027.
- [11] ZHANG X, GAN R. Finite element modeling of energy absorbance in normal and disordered human ears [J]. *Hear Res*, 2013, 301: 146—155.
- [12] 田佳彬, 饶柱石, 塔娜, 等. 粘弹性本构对人耳动力学特性影响的数值研究[J]. *振动与冲击*, 2015, 34(22): 74—81.
- [13] 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: 103—111.
- [14] 黄华, 王杰. 锤骨上韧带与锤骨前韧带固定对中耳传声的影响——有限元模型研究[J]. *临床耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2016, 30(24): 1935—1939.
- [15] HOMMA K, DU Y, SHIMIZU Y, et al. Ossicular resonance modes of the human middle ear for bone and air conduction[J]. *J Acoust Soc Am*, 2009, 125: 968—979.
- [16] 傅新星, 刘博, 林萌, 等. 听力正常青年人宽频声导抗研究[J]. *临床耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2017, 31(18): 1402—1407.
- [17] GAN R, CHENG T, DAI C, et al. Finite element modeling of sound transmission with perforations of tympanic membrane [J]. *J Acoust Soc Am*, 2009, 126: 243—253.
- [18] STENFELT S, HATO N, GOODE R. Factors contributing to bone conduction: the middle ear[J]. *J Acoust Soc Am*, 2002, 111: 947—959.
- [19] CHANAUD R. Effects of geometry on the resonance frequency of helmholtz resonators[J]. *J Sound Vibr*, 1994, 178: 337—348.
- [20] ZWISLOCKI J F. Analysis of the Middle-Ear Function. Part I: Input Impedance [J]. *J Acoust Soc Am*, 1962, 34: 1514—1523.
- (收稿日期: 2018-11-16)