

# 适用于圆窗激振的人耳生理响度模型研究

刘兆海<sup>1</sup>, 郭维维<sup>2,3,4</sup>, 贺志恒<sup>1</sup>, 陈伟<sup>2,3,4</sup>, 饶柱石<sup>5</sup>, 刘后广<sup>1</sup>

(1. 中国矿业大学机电工程学院, 江苏 徐州 221116; 2. 中国人民解放军总医院耳鼻咽喉头颈部外科医学部, 北京 100853; 3. 听觉与平衡觉全国重点实验室, 北京 100853; 4. 国家耳鼻咽喉疾病临床医学研究中心, 北京 100853; 5. 上海交通大学机械系统与振动全国重点实验室, 上海 200240)

**摘要:** 针对目前的响度模型无法用于预测圆窗激振下响度的问题, 提出了一个适用于圆窗激振的人耳生理响度模型。该响度模型由听觉外周模型和数据处理后端组成。建立了能够计算自由场声激励和圆窗激振下基底膜振速的听觉外周模型以及将基底膜振速转变为听觉中枢所感受到的响度的数据处理后端; 将听觉外周模型计算结果与已有文献中外耳传递函数、声激励下中耳传递函数和镫骨振速、圆窗激振传递函数、内耳基底膜选频特性、频响特性和位移的试验数据进行对比, 验证了听觉外周模型的可靠性; 将响度模型计算结果与等响曲线、带宽噪声响度、频域掩蔽下纯音响度级和复音阈值已有文献中的试验数据进行对比, 验证了响度模型的可靠性。研究表明, 该人耳生理响度模型较为准确地计算出了声激励和圆窗激振下基底膜振速, 并能够用于计算声激励和圆窗激振下纯音、复音和带宽噪声的响度。

**关键词:** 响度感知; 圆窗激振; 人工中耳; 听觉外周; 动力学建模; 时域分析

**中图分类号:** TH113; R764 **文献标志码:** A **DOI:** 10.16385/j.cnki.issn.1004-4523.202401060

## Loudness model for round window stimulation based on human ear physiology

LIU Zhaohai<sup>1</sup>, GUO Weiwei<sup>2,3,4</sup>, HE Zhiheng<sup>1</sup>, CHEN Wei<sup>2,3,4</sup>, RAO Zhushi<sup>5</sup>, LIU Houguang<sup>1</sup>

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China;  
2. Department of Otolaryngology Head and Neck Surgery, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China;  
3. State Key Laboratory of Hearing and Balance Science, Beijing 100853, China;  
4. National Clinical Research Center for Otolaryngologic Diseases, Beijing 100853, China;  
5. State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** Since current loudness models are unable to predict loudness under round window stimulation, a loudness model for round window stimulation is proposed in this paper. The loudness model consists of a peripheral auditory model and a data processing back-end. The peripheral auditory model that is able to calculate basilar membrane velocities under free-field acoustic stimulation and round window stimulation and the back-end that transforms basilar membrane velocities into loudness are constructed. The reliability of the peripheral auditory model is verified by comparing the model-predicted results with the experimental data on the outer ear transfer function, middle ear transfer function and stapes velocities under acoustic stimulation, round window stimulation transfer function, frequency selectivity and frequency response of the basilar membrane, and basilar membrane displacement. The reliability of the loudness model is verified by comparing the model-predicted results with the experimental data on equal-loudness contours, bandwidth noise loudness, loudness level of tone with frequency masking, and threshold for complex tones. The results indicate that the loudness model accurately calculates basilar membrane velocities under acoustic stimulation and round window stimulation, and is able to predict the loudness of pure tone, complex tones, and bandwidth noise under acoustic stimulation and round window stimulation.

**Keywords:** loudness perception; round window stimulation; active middle ear implant; auditory periphery; dynamics modeling; time-domain analysis

收稿日期: 2024-01-22; 修订日期: 2024-03-11

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(52275296); 国家重点研发计划项目(2022YFC2402700); 江苏高校优势学科建设工程资助项目(PAPD)

据世界卫生组织的报告,约有 4.3 亿人患有致残性听力损伤<sup>[1]</sup>。大多数感音神经性听力损伤患者采用助听器进行听力补偿。但是助听器存在声音失真、声反馈、中耳衰减和低频增益低等问题<sup>[2]</sup>。传统的通过作动器机械激振听骨链来补偿听力损伤的人工中耳虽然克服了这些问题,但是无法应用于伴有听骨链腐蚀等传导性听力损伤的混合性听力损伤患者<sup>[3]</sup>。COLLETTI 等<sup>[4]</sup>在临床上探索了一种避开听骨链的方法——圆窗激振。这种方法绕开损伤的听骨链,直接激振耳蜗圆窗膜进行听力补偿,并取得良好的术后效果<sup>[5]</sup>。然而,圆窗激振人工中耳在验配过程中出现初始验配误差大、后期微调困难等问题<sup>[6]</sup>。这是由于至今没有开发针对圆窗激振的验配算法,临床上借用助听器验配算法完成验配<sup>[7]</sup>。

响度是声品质的一个重要参数<sup>[8-9]</sup>,其能较好地评估听力补偿效果。BYRNE 等<sup>[10]</sup>和 MOORE 等<sup>[11-12]</sup>助听器典型验配算法的开发均是基于 MOORE 等<sup>[13-14]</sup>建立的响度模型。然而,MOORE 等<sup>[13-16]</sup>建立的响度模型采用滤波器拟合声激励下中耳的传递函数,并未基于真实人耳的生理结构,不能用于圆窗激振。因此,为开发圆窗激振的验配算法,有必要建立能够预测圆窗激振的响度模型。

由于目前响度的国际标准均基于自由场声激励<sup>[17-18]</sup>,因此,本文首先建立了一个可以计算自由场声激励和圆窗激振下基底膜振速的听觉外周模型。然后,根据声激励下基底膜振速和响度的国际标准,建立了一个可以根据基底膜振速计算出对应响度的数据处理后端。最后,通过与试验数据对比,验证了本文听觉外周模型、数据处理后端和响度模型的可靠性。

## 1 听觉外周模型

### 1.1 外耳滤波器模型

在声音从正前方自由场传递到耳膜的过程中,外耳起着收集和共振的作用。为了对该过程进行模拟,采用 600 阶的数字滤波器建立了外耳模型:

$$P_E(n) = \sum_{k=0}^{600} a(k) P_{\text{Free}}(n-k); \quad n=0, 1, 2, \dots \quad (1)$$

式中,  $P_E$  为耳膜处的声压;  $P_{\text{Free}}$  为自由场声源处的声压;  $a$  为滤波器的增益参数;  $n$  为声音信号采样点的时间索引;  $k$  为滤波器的阶数。

此外,由于人耳感知的声压范围数量级很大,通常采用声压级(SPL)描述声压,如下式所示:

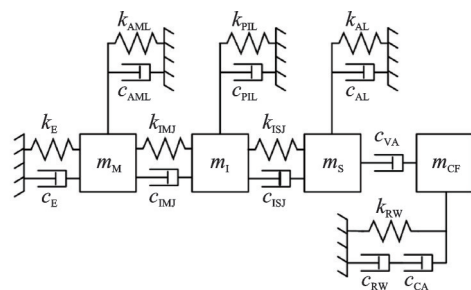
$$\text{SPL} = 20 \times \lg\left(\frac{P}{P_0}\right) \quad (2)$$

式中,  $\text{SPL}$  的单位为 dB;  $P$  为所要描述的声压;  $P_0$  为

基准声压,  $P_0 = 2 \times 10^{-5} \text{ Pa}$ <sup>[19]</sup>。

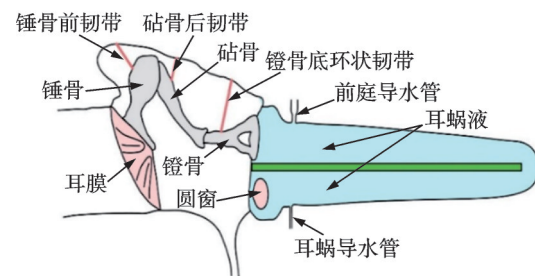
### 1.2 中耳动力学模型

为了对中耳部分进行动力学建模,将锤骨、砧骨、镫骨和耳蜗液简化为质量,其他人耳组织被简化为刚度和阻尼<sup>[20]</sup>,如图 1 所示。锤骨( $m_M$ )、砧骨( $m_I$ )和镫骨( $m_S$ )分别通过与锤骨前韧带( $k_{\text{AML}}, c_{\text{AML}}$ )、砧骨后韧带( $k_{\text{PIL}}, c_{\text{PIL}}$ )和镫骨底环状韧带( $k_{\text{AL}}, c_{\text{AL}}$ )连接而悬挂在鼓室中。声激励下,声压作用在耳膜( $k_E, c_E$ )上,引起锤骨振动。然后,振动依次通过砧锤关节( $k_{\text{IMJ}}, c_{\text{IMJ}}$ )、砧骨-砧镫关节( $k_{\text{ISJ}}, c_{\text{ISJ}}$ )和镫骨传递到耳蜗液( $m_{\text{CF}}$ )。



(a) 中耳动力学模型示意图

(a) Schematic diagram of the middle ear dynamics model



(b) 人耳简化示意图

(b) Simplified sketch map of the human ear

图 1 中耳动力学模型

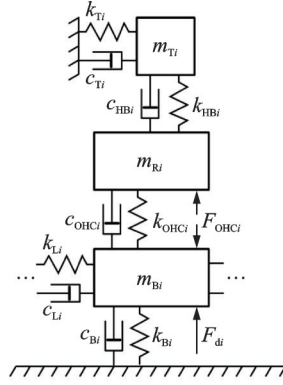
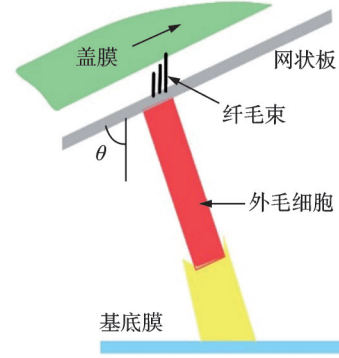
Fig. 1 Middle ear dynamics model

此外,为了模拟圆窗激振,在模型中考虑了前庭导水管( $c_{\text{VA}}$ )和耳蜗导水管( $c_{\text{CA}}$ )<sup>[21]</sup>。圆窗激振下,作动器振动直接通过圆窗膜( $k_{\text{RW}}, c_{\text{RW}}$ )传递到耳蜗液( $m_{\text{CF}}$ ),引起耳蜗隔膜两侧压差。由于中耳阻抗相对于前庭导水管阻抗较大,圆窗激振下前庭导水管处耳蜗液溢出,降低了前庭阶压强,进一步增大了耳蜗隔膜两侧压差<sup>[22]</sup>。

经上述简化,中耳在声激励和圆窗激振下的动力学方程为:

$$\begin{cases} m_M \ddot{x}_M + k_{11} x_M + k_{12} x_I + c_{11} \dot{x}_M + c_{12} \dot{x}_I = P_E A_E \\ m_I \ddot{x}_I + k_{21} x_M + k_{22} x_I + k_{23} x_S + \\ c_{21} \dot{x}_M + c_{22} \dot{x}_I + c_{23} \dot{x}_S = 0 \\ m_S \ddot{x}_S + k_{32} x_I + k_{33} x_S + c_{32} \dot{x}_I + c_{33} \dot{x}_S + c_{34} \dot{x}_{\text{CF}} = 0 \\ m_{\text{CF}} \ddot{x}_{\text{CF}} + k_{44} x_{\text{CF}} + c_{43} \dot{x}_S + c_{44} \dot{x}_{\text{CF}} = P_{\text{RW}} A_{\text{RW}} \end{cases} \quad (3)$$



(a) 柯蒂氏器第*i*个片段的动力学模型示意图(a) Schematic diagram of the *i*th segment dynamics model of the organ of Corti

(b) 柯蒂氏器截面简化示意图

(b) Simplified sketch map of a cross section of the organ of Corti

图3 柯蒂氏器动力学模型

Fig. 3 Organ of Corti dynamics model

$$\begin{cases}
 m_{B1} \ddot{z}_{B1} + k_{11} z_{B1} + k_{12} z_{R1} + k_{14} z_{B2} + c_{11} \dot{z}_{B1} + \\
 c_{12} \dot{z}_{R1} + c_{14} \dot{z}_{B2} = F_{d1} + F_{OHC1} \\
 \vdots \\
 m_{Bi} \ddot{z}_{Bi} + k_{(3i-2)(3i-5)} z_{B(i-1)} + k_{(3i-2)(3i-2)} z_{Bi} + \\
 k_{(3i-2)(3i-1)} z_{Ri} + k_{(3i-2)(3i+1)} z_{B(i+1)} + \\
 c_{(3i-2)(3i-5)} \dot{z}_{B(i-1)} + c_{(3i-2)(3i-2)} \dot{z}_{Bi} + \\
 c_{(3i-2)(3i-1)} \dot{z}_{Ri} + c_{(3i-2)(3i+1)} \dot{z}_{B(i+1)} = F_{di} + F_{OHCi} \\
 m_{Ri} \ddot{z}_{Ri} + k_{(3i-1)(3i-2)} z_{Bi} + k_{(3i-1)(3i-1)} z_{Ri} + \\
 k_{(3i-1)(3i)} z_{Ti} + c_{(3i-1)(3i-2)} \dot{z}_{Bi} + c_{(3i-1)(3i-1)} \dot{z}_{Ri} + \\
 c_{(3i-1)(3i)} \dot{z}_{Ti} = -F_{OHCi} \\
 m_{Ti} \ddot{z}_{Ti} + k_{(3i)(3i-1)} z_{Ri} + k_{(3i)(3i)} z_{Ti} + c_{(3i)(3i-1)} \dot{z}_{Ri} + \\
 c_{(3i)(3i)} \dot{z}_{Ti} = 0 \\
 \vdots \\
 m_{Bn} \ddot{z}_{Bn} + k_{(3n-2)(3n-5)} z_{B(n-1)} + k_{(3n-2)(3n-2)} z_{Bn} + \\
 k_{(3n-2)(3n-1)} z_{Rn} + c_{(3n-2)(3n-5)} \dot{z}_{B(n-1)} + \\
 c_{(3n-2)(3n-2)} \dot{z}_{Bn} + c_{(3n-2)(3n-1)} \dot{z}_{Rn} = F_{dn} + F_{OHCn} \\
 \vdots
 \end{cases} \quad (11)$$

式中,  $z_{Bi}$ 、 $z_{Ri}$  和  $z_{Ti}$  分别为第 *i* 个耳蜗片段中基底膜、网状板和盖膜的位移;  $F_{di}$  为第 *i* 个耳蜗片段基底膜两侧压强差产生的压力。参数  $k_j$  和  $c_{ij}$  具体值由下式计算得出:

$$\begin{aligned}
 k_{11} &= k_{L1} + k_{B1} + k_{OHC1} + k_{L2}, k_{12} = -k_{OHC1}, \\
 k_{14} &= -k_{L2}, c_{11} = c_{L1} + c_{B1} + c_{OHC1} + c_{L2}, \\
 c_{12} &= -c_{OHC1}, c_{14} = -c_{L2}, k_{(3i-2)(3i-5)} = -k_{Li}, \\
 k_{(3i-2)(3i-2)} &= k_{Li} + k_{Bi} + k_{OHCi} + k_{L(i+1)}, \\
 k_{(3i-2)(3i+1)} &= -k_{L(i+1)}, c_{(3i-2)(3i-5)} = -c_{Li}, \\
 c_{(3i-2)(3i-2)} &= c_{Li} + c_{Bi} + c_{OHCi} + c_{L(i+1)}, \\
 c_{(3i-2)(3i+1)} &= -c_{L(i+1)}, k_{(3i-2)(3i-1)} = -k_{OHCi}, \\
 k_{(3i-1)(3i-1)} &= k_{OHCi} + k_{HBi}, c_{(3i-2)(3i-1)} = -c_{OHCi}, \\
 c_{(3i-1)(3i-1)} &= c_{OHCi} + c_{HBi}, k_{(3i-1)(3i)} = -k_{HBi}, \\
 k_{(3i)(3i)} &= k_{HBi} + k_{Ti}, c_{(3i-1)(3i)} = -c_{HBi}, \\
 c_{(3i)(3i)} &= c_{HBi} + c_{Ti}, k_{(3n-2)(3n-5)} = -k_{Ln}, \\
 k_{(3n-2)(3n-2)} &= k_{Ln} + k_{Bn} + k_{OHCn}, \\
 k_{(3n-2)(3n-1)} &= -k_{OHCn}, c_{(3n-2)(3n-5)} = -c_{Ln}, \\
 c_{(3n-2)(3n-2)} &= c_{Ln} + c_{Bn} + c_{OHCn}, \\
 c_{(3n-2)(3n-1)} &= -c_{OHCn}, k_{ij} = k_{ji}, c_{ij} = c_{ji} \quad (12)
 \end{aligned}$$

上述方程中参数的值参考自文献[27-32], 具体如表2所示。

表2 内耳模型参数

Tab. 2 Parameters of the inner ear model

参数	取值
耳蜗横截面积 $A_c / \text{m}^2$	$1.45 \times 10^{-6} - 1.1 \times 10^{-8} i$
基底膜宽度 $W_{Bi} / \text{mm}$	$0.31 + 0.002 i$
基底膜质量 $m_{Bi} / \text{kg}$	$4.11 \times 10^{-13} \times e^{0.04523i}$
基底膜刚度 $k_{Bi} / (\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	$1.012 \times e^{-0.09803i}$
基底膜阻尼 $c_{Bi} / (\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$	$1.587 \times 10^{-8} \times e^{0.02245i}$
基底膜纵向刚度 $k_{Li} / (\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	$1.012 \times 10^{-4} \times e^{-0.09803i}$
基底膜纵向阻尼 $c_{Li} / (\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$	$1.587 \times 10^{-12} \times e^{0.02245i}$
外毛细胞刚度 $k_{OHCi} / (\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	$1 \times 10^6 \times e^{0.0563i}$
外毛细胞阻尼 $c_{OHCi} / (\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$	$7.745 \times 10^{-4} \times e^{0.0107i}$
网状板质量 $m_{Ri} / \text{kg}$	$2.712 \times 10^{-13} \times e^{0.04523i}$
网状板刚度 $k_{Ri} / (\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	$0.2023 \times e^{-0.09803i}$
网状板阻尼 $c_{Ri} / (\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$	$1.167 \times 10^{-7} \times e^{-0.02673i}$
盖膜质量 $m_{Ti} / \text{kg}$	$3.78 \times 10^{-10} \times e^{0.0175i}$
盖膜刚度 $k_{Ti} / (\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	$0.21 \times e^{-0.077i}$
盖膜阻尼 $c_{Ti} / (\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$	$4.455 \times 10^{-6} \times e^{-0.02975i}$
鼓阶接地电阻 $R_{TL} / \Omega$	$1.3714 \times 10^6$
蜗管接地电阻 $R_{ML} / \Omega$	$4.8 \times 10^6$
外毛细胞顶部电阻 $R_a / \Omega$	$2.5 \times 10^8$
外毛细胞基部电阻 $R_b / \Omega$	$3.75 \times 10^7$
外毛细胞顶部电容 $C_a / \text{F}$	$1.4583 \times 10^{-13}$
外毛细胞基部电容 $C_b / \text{F}$	$5.17 \times 10^{-12} + 7.07 \times 10^{-14} i$
静息电位差 $V_{EP} - V_{OHC} / \text{V}$	$0.15 - 3.5 \times 10^{-4} i$
网状板倾角 $\theta / \text{rad}$	$1.134 - 3.491 \times 10^{-3} i$
压电耦合系数 $\epsilon / (\text{N} \cdot \text{V}^{-1})$	$-0.008 - 2.8 \times 10^{-5} i$
纤毛束电导率 $G_1 / (\text{S} \cdot \text{m}^{-2})$	$4.17 \times 10^6 \times e^{-0.1683i}$

### 1.3.3 外毛细胞模型

外毛细胞的电致运动进一步放大了耳蜗响应<sup>[32]</sup>。为更准确地模拟耳蜗响应,建立了外毛细胞

模型以计算其产生的主动激励力,如图 4 所示,图中  $\varphi_{SM}$  为蜗管处电位。在该模型中,纤毛束的偏转和外毛细胞的收缩引起外毛细胞的电致运动,从而产生主动激励力。纤毛束的偏转位移  $u_{HB}$  和外毛细胞的收缩位移  $u_{OHC}$  为:

$$\begin{cases} u_{HB} = z_R \cos \theta \\ u_{OHC} = (z_R - z_B) \sin \theta \end{cases} \quad (13)$$

式中,  $z_R$  和  $z_B$  分别为网状板和基底膜的位移。

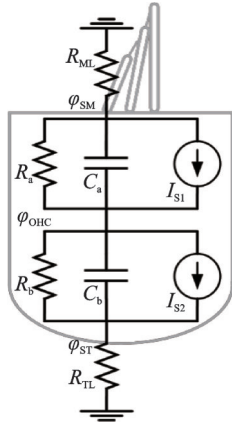


图 4 外毛细胞模型示意图

Fig. 4 Sketch map of the outer hair cell model

纤毛束偏转和外毛细胞收缩分别引起的转导电流和压电电流为:

$$\begin{cases} I_{S1} = (V_{EP} - V_{OHC})G_1 u_{HB} \\ I_{S2} = -j2\pi f \epsilon u_{OHC} \end{cases} \quad (14)$$

式中,  $V_{EP}$  和  $V_{OHC}$  分别为蜗管和在外毛细胞的静息电位;  $f$  为特征频率;  $\epsilon$  为压电耦合系数;  $G_1$  为纤毛束电导率;  $j$  为虚数单位。

然后,求出外毛细胞内电位  $\varphi_{OHC}$  和细胞外电位  $\varphi_{ST}$ :

$$\varphi_{OHC} = \frac{I_{S1} - \frac{\alpha}{\beta} I_{S2}}{\frac{1}{Z_a} + \frac{\alpha/\beta}{Z_b}}, \varphi_{ST} = \frac{\frac{\varphi_{OHC}}{Z_b} + I_{S2}}{\beta} \quad (15)$$

式中,参数  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $Z_a$  和  $Z_b$  分别为:

$$\begin{aligned} \alpha &= \frac{1}{R_{TL}} + \frac{R_{ML}/R_{TL}}{Z_a}, \beta = \frac{1}{R_{TL}} + \frac{1}{Z_b}, \\ Z_a &= \frac{1}{(1/R_a) + j\omega C_a}, Z_b = \frac{1}{(1/R_b) + j\omega C_b} \end{aligned} \quad (16)$$

式中,  $R_{ML}$  和  $R_{TL}$  分别为蜗管和鼓阶的接地电阻;  $R_a$  和  $R_b$  分别为外毛细胞顶部和基部的电阻;  $C_a$  和  $C_b$  分别为外毛细胞顶部和基部的电容;  $\omega$  为每个耳蜗片段的特征角频率。

最终,由外毛细胞内、外电位差产生的主动激励力  $F_{OHC}$  为<sup>[32]</sup>:

$$F_{OHC} = \epsilon(\varphi_{OHC} - \varphi_{ST}) \quad (17)$$

## 2 数据处理后端

为了将上述听觉外周模型计算出的基底膜振速转化为听觉中枢感知到的响度,构建了一个数据处理后端。首先,该后端对耳蜗每个片段上的基底膜振速进行求绝对值和时间积分<sup>[33]</sup>:

$$E_{i,0} = 0,$$

$$E_{i,t} = (1 - e^{-\frac{1}{\tau}}) |v_{i,t}| + e^{-\frac{1}{\tau}} E_{i,t-1} \quad (18)$$

式中,  $E_{i,t}$  为第  $i$  个基底膜片段在时间  $t$  上的初始兴奋;  $v_{i,t}$  为第  $i$  个基底膜片段在时间  $t$  上的振速; 采样频率  $f_s = 200$  kHz; 时间常数  $\tau = 15$  ms。然后,该后端将 100 个耳蜗片段的响应划分为 23 个兴奋段。根据 1/3 倍频程,特征频率为 88.4 ~ 11313.7 Hz 的耳蜗片段被划分为 21 个兴奋段,特征频率小于 88.4 Hz 和大于 11313.7 Hz 的耳蜗片段分别作为一个兴奋段。第  $x$  个兴奋段上的兴奋  $E_x$  可以计算为:

$$E_x = \max \left( \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M E_{m,t} \right) \quad (19)$$

式中,  $M$  为第  $x$  个兴奋段包含的耳蜗片段数。接下来,第  $x$  个兴奋段上的特征响度  $L_x$  可以计算为:

$$L_x = (C_x E_x + A_x)^{\alpha_x} - A_x^{\alpha_x} \quad (20)$$

式中,  $C_x$ 、 $\alpha_x$  和  $A_x$  均为第  $x$  个兴奋段上计算特征响度的常数。国际标准 ISO 226:2023<sup>[18]</sup> 的等响曲线中相同声压级、不同频率激励下人耳感知到的响度级不同,这表明每个兴奋段的兴奋转化为响度所占的权重不同。为拟合这种正常人耳响度感知特性,参数  $C_x$ 、 $\alpha_x$  和  $A_x$  的值在每个兴奋段中不同。为了准确地确定 23 个兴奋段中参数  $C_x$ 、 $\alpha_x$  和  $A_x$  的值,采用了自适应粒子群优化算法对上述参数进行寻优。上述参数的调整目标为本文响度模型的等响曲线与 ISO 226:2023<sup>[18]</sup> 中的等响曲线吻合。

确定上述参数之后,激励产生的初始响度  $L_1$  可以根据下式由 23 个兴奋段的特征响度求和得出:

$$L_1 = \sum_{x=1}^{23} L_x \quad (21)$$

根据函数  $S$ ,初始响度可以转化为响度级  $L_{Level}$ ,如图 5 所示。最后,根据函数  $P$ ,响度级可以转化为响度  $L$ ,如图 6 所示。

由于数据处理后端中参数的调整目标为国际标准 ISO 226:2023<sup>[18]</sup> 中的响度数据,因此,本文所构建的正常听力响度模型适用范围与 ISO 226:2023<sup>[18]</sup> 一致,能够模拟 18 岁至 25 岁正常听力者的声音感知响度。

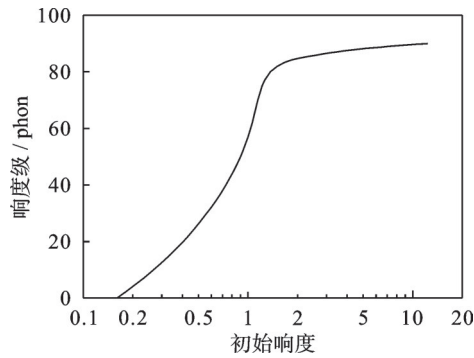


图5 响度级关于初始响度的函数S

Fig. 5 Loudness level as function S of initial loudness

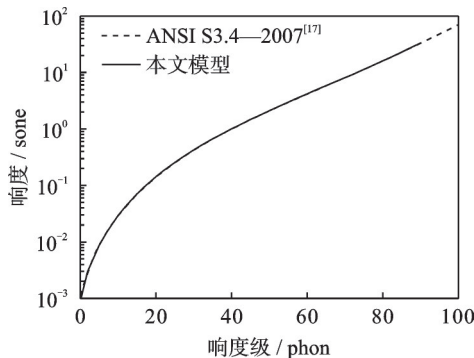


图6 响度关于响度级的函数P

Fig. 6 Loudness as function P of loudness level

### 3 模型可靠性验证

#### 3.1 听觉外周模型的验证

为验证听觉外周模型可靠性,分别对组成听觉外周模型的外耳模型、中耳模型和内耳模型的传声特性进行验证。

##### 3.1.1 外耳模型的验证

为了验证外耳模型的可靠性,将模型计算结果与标准 ANSI S3.4—2007<sup>[17]</sup>中外耳传递函数(耳膜处声压与自由场正面射入声压的比值)进行了对比。如图7所示,计算结果与标准十分吻合。该结果表明外耳模型能够准确地模拟外耳的传声特性。

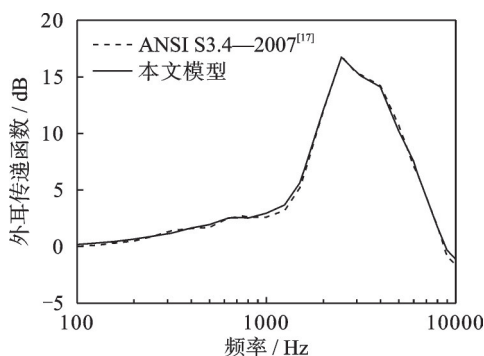


图7 自由场至耳膜的传递函数

Fig. 7 Free field to eardrum transfer function

##### 3.1.2 中耳模型的验证

为了验证中耳模型的可靠性,将模型计算结果与中耳传递函数(声激励下耳蜗压差与耳膜处声压的比值)和圆窗激振传递函数(圆窗激振下耳蜗压差与圆窗膜处的压强的比值)的文献数据进行对比。

如图8所示,耳膜处94 dB SPL声激励下本文模型的中耳传递函数与文献[34]中颞骨试验数据十分吻合。该结果表明本文模型能够准确地模拟声激励下中耳的传声特性。

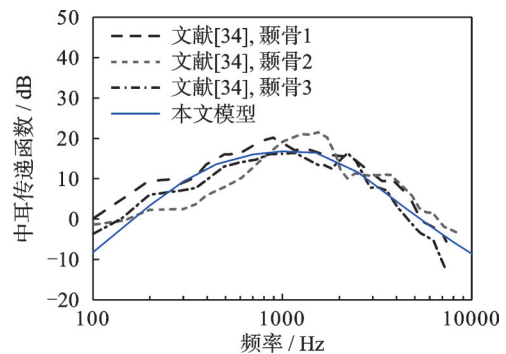
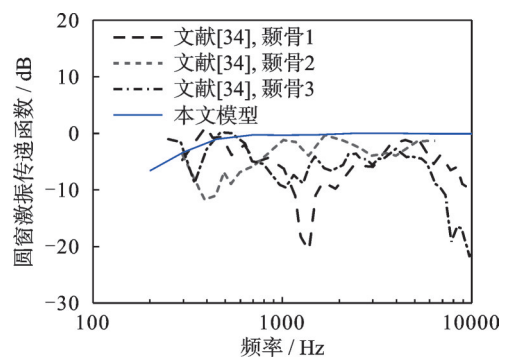


图8 耳膜处94 dB SPL声激励下中耳传递函数

Fig. 8 Middle ear transfer function for 94 dB SPL acoustic stimulation at eardrum

如图9所示,将圆窗膜处50  $\mu$ N圆窗激振下本文模型的中耳传递函数与文献[34]中MED-EL公司的振动声桥中电磁悬浮质量作动器激励下的颞骨试验数据进行了对比。模型计算结果在小于300 Hz时略低于文献中的试验数据,在大于300 Hz时与文献中的试验数据较为吻合。该结果表明本文模型能够较好地模拟圆窗激振下人耳的传声特性。

图9 圆窗膜处50  $\mu$ N激振下圆窗激振传递函数Fig. 9 Round window stimulation transfer function for 50  $\mu$ N stimulus at round window membrane

此外,由于内耳模型验证的需要,还对耳膜处94 dB SPL声激励下本文模型的镫骨振速进行了验证。如图10所示,模型计算结果在文献[35]统计的颞骨试验数据范围之内,且趋势与文献中的试验数据一致。

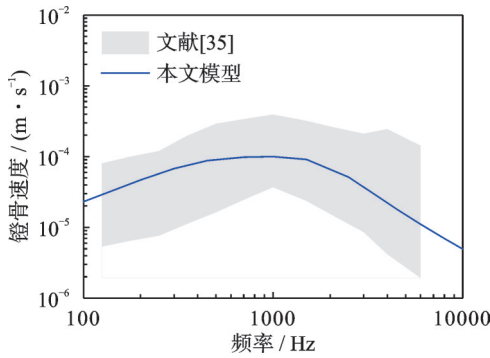


图 10 耳膜处 94 dB SPL 声激励下镫骨振速

Fig. 10 Stapes vibration velocities for 94 dB SPL acoustic stimulation at eardrum

### 3.1.3 内耳模型的验证

为了验证内耳模型的可靠性,将模型计算结果与基底膜选频特性、频响特性和位移的文献中试验数据进行了对比。

如图 11 所示,内耳模型计算结果与文献[36]中颞骨试验数据十分吻合。该结果表明该内耳模型准确地模拟了基底膜的选择特性。

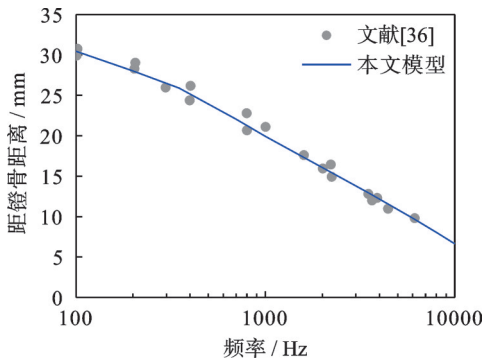


图 11 基底膜的选择特性

Fig. 11 Frequency selectivity of the basilar membrane

如图 12 所示,本文模型距镫骨 12 mm 处基底膜振速的频响曲线与文献[37-38]的颞骨试验数据较为一致。该结果表明内耳模型较好地模拟了中耳到内耳的传声特性和基底膜的频响特性。

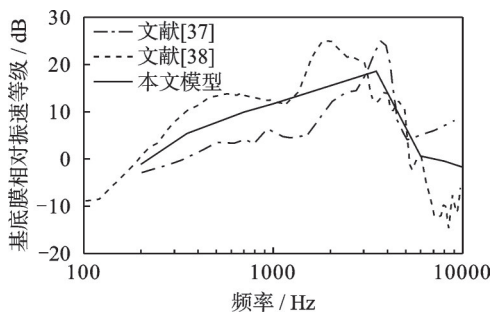


图 12 基底膜相对振速等级

Fig. 12 Basilar membrane relative vibration velocities level

如图 13 所示,将被动和主动内耳模型的计算结果分别与文献[39]中死亡和存活耳蜗的基底膜位移

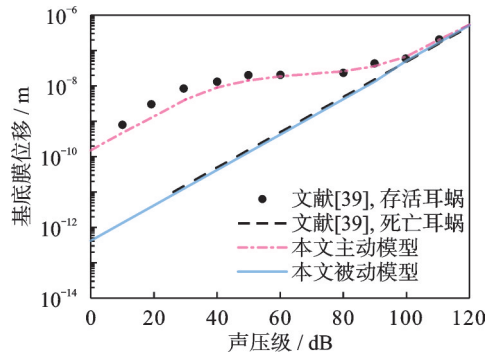


图 13 基底膜位移

Fig. 13 Basilar membrane displacement

试验数据进行对比。模型计算结果与文献中的试验数据十分吻合。该结果表明本文听觉外周模型准确地模拟了不同声压级激励下基底膜的位移,并且外毛细胞模型较好地模拟了耳蜗放大作用。

综上所述,本文听觉外周模型能够较好模拟人耳各种传声特性,模型的可靠性得到了较为全面的验证。

### 3.2 响度模型的验证

#### 3.2.1 等响曲线

本文响度模型数据处理后端中参数的调整目标为国际标准 ISO 226:2023<sup>[18]</sup>中等响曲线,该曲线是基于 18 岁至 25 岁正常听力受试者测听获得。优化后本文响度模型的等响曲线如图 14 所示,可见模型计算结果与 ISO 226:2023<sup>[18]</sup>中等响曲线较为吻合。该结果表明本文响度模型能够较为准确地计算不同声压级、不同激励频率下正常人耳感知到的响度级。

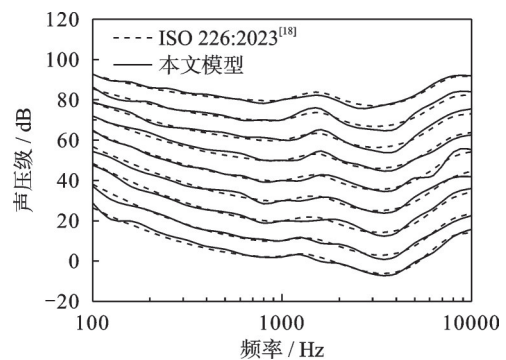


图 14 等响曲线

Fig. 14 Equal-loudness contours

#### 3.2.2 带宽噪声的响度

参照文献[40]中不同带宽的噪声与对比噪声进行等响度匹配的试验,验证本文响度模型计算带宽噪声响度的能力。如图 15 所示,将模型计算结果与文献[40]中 22 名正常听力受试者的试验数据进行对比。对于 30 dB SPL 3500 Hz 带宽噪声,模型计

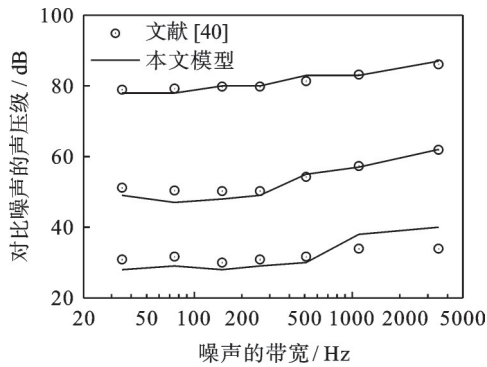


图15 对比噪声的声压级

Fig. 15 Sound pressure level of the comparison noise

算结果略大于文献中的试验数据。对于 30 dB SPL、小于 1100 Hz 带宽噪声以及 50 dB 和 80 dB SPL、不同带宽噪声,模型计算结果与文献中的试验数据较为吻合。此外,在噪声带宽小于 510 Hz 时,随着带宽的增大,对比噪声的声压级变化很小;在噪声带宽大于 510 Hz 时,对比噪声的声压级随着带宽的增大而增大。该结果表明本文响度模型较为准确地计算了带宽噪声的响度,并模拟了临界带宽现象。

### 3.2.3 频域掩蔽

参照文献[41]中安静环境纯音和带宽噪声中纯音等响度匹配的试验,对本文响度模型计算频域掩蔽下纯音响度的能力进行了验证。如图16所示,模型计算结果与文献[41]中8名正常听力受试者的40 dB和60 dB SPL带宽噪声掩蔽下纯音响度级的试验数据十分吻合。该结果表明本文响度模型较为准确地计算了带宽噪声掩蔽下纯音的响度级,并模拟了频域掩蔽效应。

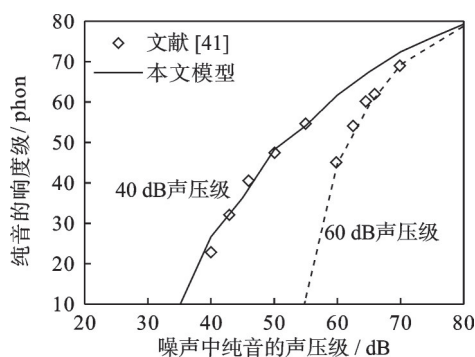


图16 带宽噪声频域掩蔽下纯音对应的响度级

Fig. 16 Loudness level of tone with bandwidth noise frequency masking

### 3.2.4 复音的阈值

参照文献[42]中的试验,进一步对本文响度模型计算频域掩蔽引起的掩蔽阈值的能力进行了验证。如图17所示,将模型计算的复音中平均单个纯音的阈值与文献[42]中4名25岁至33岁并且有心理声学测试经验的正常听力受试者(三名男性和一

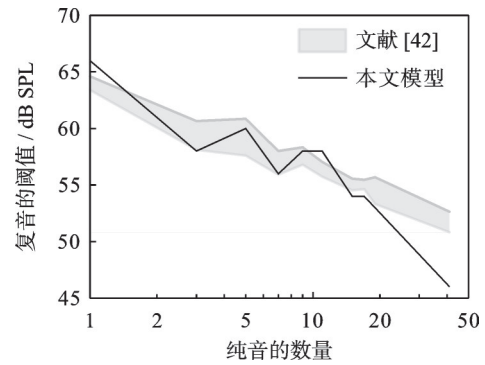


图17 不同纯音的数量构成复音的阈值

Fig. 17 Threshold of complex tones with different pure tones numbers

名女性)的试验数据进行了对比。对于小于等于19个纯音组成的复音,模型计算结果与文献中的试验数据较为吻合。对于41个纯音组成的复音,模型计算结果小于文献中的试验数据。该结果表明本文响度模型能够对频域掩蔽引起的掩蔽阈值进行较为准确的计算。

综上所述,本文响度模型能较为准确地计算纯音、复音和带宽噪声的响度,并模拟临界带宽和领域掩蔽效应。本文响度模型和数据处理后端的可靠性得到了较为全面的验证。

## 4 讨论

STEVENS<sup>[43]</sup>最早基于响度概念建立了响度模型。STEVENS模型与ZWICKER等<sup>[44]</sup>提出的响度模型一起构成了国际标准ISO 532:1975<sup>[45]</sup>。然而,ISO 532:1975与基于ZWICKER模型重新修订的国际标准ISO 532-1:2017<sup>[46]</sup>均采用的是图表法,该方法存在响度预测值不连续等问题。

为此,MOORE等<sup>[13]</sup>提出了基于分析公式进行计算的响度模型。该响度模型采用滤波器模拟外耳和中耳传声特性,滤波器组模拟基底膜的选频特性,基于滤波器组计算出的兴奋拟合正常听力者的响度数据。后来,MOORE等<sup>[15-16]</sup>提出的双耳响度模型和时变响度模型分别被国际标准组织确定为标准ISO 532-2:2017<sup>[47]</sup>和ISO 532-3:2023<sup>[48]</sup>。MOORE等<sup>[14]</sup>的响度模型可以通过调整中耳传递函数模拟传导性听力损伤,以及通过调整等效矩形带宽兴奋模拟感音神经性听力损伤。然而,该响度模型是对主观感知响度数据的拟合,未考虑人耳生理结构。

为研究主观感知响度与客观耳蜗响应之间的关系,PIEPER等<sup>[49]</sup>建立了考虑耳蜗生理结构的响度模型。该响度模型仍采用滤波器模拟声激励下振动通过耳膜、听骨链和卵圆窗进入耳蜗过程中的传递

函数,未考虑中耳生理结构和耳蜗第三窗。圆窗激振下振动通过圆窗膜传递至耳蜗。两种激振方式的振动传递途径不同,传递函数不同。因此,PIEPER模型不能模拟圆窗激振。相对于PIEPER响度模型,本文响度模型进一步考虑了中耳生理结构和耳蜗第三窗,故能够用于计算圆窗激振响度。计算步骤如下:(1)将圆窗激振人工中耳作动器激振力输入至响度模型内中耳动力学模型的圆窗膜处,计算得到圆窗激振下的耳蜗液加速度;(2)将耳蜗液加速度代入内耳模型,计算得到圆窗激振下每个耳蜗片段上的基底膜振速;(3)将基底膜振速代入数据处理后端得到圆窗激振响度。

相较于上述响度模型,本文响度模型具有以下优点:(1)本文响度模型能够计算圆窗激振的响度;(2)本文响度模型考虑了中耳和内耳的生理结构,能够更真实地模拟听力损伤;(3)本文响度模型能够与人工中耳作动器的力学模型耦合,可以用于优化作动器的设计参数以及开发人工中耳的验配算法。

本文响度模型除了有上述优点以外,还存在一些将来工作中要逐渐解决的不足:(1)由于考虑了人耳生理结构,本文响度模型所需计算时间要长于MOORE响度模型;(2)本文响度模型是基于双耳所受激励相同假设建立的,不能准确计算双耳所受激励不同情况下的响度。这是由于双耳抑制作用,相同激励下双耳响度并不简单是标准ANSI S3.4—2007<sup>[17]</sup>中描述的单耳响度之和,MOORE等<sup>[15]</sup>的研究结果显示双耳响度为单耳响度的1.5倍。

## 5 结 论

本文提出了一个适用于圆窗激振的人耳生理响度模型。该响度模型由听觉外周模型和数据处理后端组成。通过将听觉外周模型计算结果与已有文献中的外耳传递函数、声激励下中耳传递函数和镫骨振速、圆窗激振传递函数、内耳基底膜选频特性、频响特性和位移等试验数据进行对比,证明了听觉外周模型能够较为准确地模拟出声激励和圆窗激振下基底膜振速。根据声激励下基底膜振速和等响曲线,构建了数据处理后端。通过与已有文献中的试验数据的对比,进一步验证了本文响度模型能够计算纯音响度、带宽噪声响度、频域掩蔽下纯音的响度级和复音的阈值,并模拟临界带宽和频域掩蔽等心理声学现象。由于听觉外周模型能够模拟圆窗激振下基底膜振速,并且响度的计算基于基底膜振速,因此本文响度模型能够计算圆窗激振的响度。此外,

由于该响度模型基于人耳生理结构,因此还可以用于研究耳硬化症等传导性听力损伤和外毛细胞损伤情况等感音神经性听力损伤患者的响应感知。基于该响度模型和患者的听力损伤情况,可以开发个性化的圆窗激振式人工中耳的验配算法。

## 参考文献:

- [1] 韩德民. 世界听力报告(中文版)[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2021.
- [2] 刘后广, 刘兆海, 王杰, 等. 压电式人工中耳设计参数对圆窗激振性能的影响[J]. 华中科技大学学报(自然科学版), 2023, 51(6): 91-97.  
LIU Houguang, LIU Zhaohai, WANG Jie, et al. Influence of design parameters of piezoelectric middle ear implant on performance of round-window stimulation[J]. Journal of Huazhong University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2023, 51(6): 91-97.
- [3] 刘后广, 寇寅欣, 王杰, 等. 初压力控制式圆窗激振压电作动器设计与优化[J]. 仪器仪表学报, 2023, 44(10): 156-166.  
LIU Houguang, KOU Yinxin, WANG Jie, et al. Design and optimization of a preload controlled round-window stimulating piezoelectric actuator[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(10): 156-166.
- [4] COLLETTI V, SOLI S D, CARNER M, et al. Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window[J]. International Journal of Audiology, 2006, 45(10): 600-608.
- [5] SPRINZL G M, SCHOERG P, MUCK S, et al. Long-term stability and safety of the soundbridge coupled to the round window[J]. The Laryngoscope, 2021, 131(5): E1434-E1442.
- [6] SNIK A, MAIER H, HODGETTS B, et al. Efficacy of auditory implants for patients with conductive and mixed hearing loss depends on implant center[J]. Otology & Neurotology, 2019, 40(4): 430-435.
- [7] OLSZEWSKI L, JEDRZEJCZAK W W, PIOTROWSKA A, et al. Round window stimulation with the vibrant soundbridge: comparison of direct and indirect coupling[J]. The Laryngoscope, 2017, 127(12): 2843-2849.
- [8] 欧健, 彭沸潭, 张庆庭, 等. 极限梯度提升声品质预测模型在车内噪声主动控制中的运用[J]. 振动工程学报, 2023, 36(5): 1349-1355.  
OU Jian, PENG Feitan, ZHANG Qingting, et al. Application of extreme gradient boosting sound quality prediction model in active control of interior noise[J]. Journal of Vibration Engineering, 2023, 36(5): 1349-1355.

- [9] 张捷,肖新标,张玉梅,等. 100%低地板列车车内噪声传递特性分析[J]. 振动工程学报, 2015, 28(4): 541-549.  
ZHANG Jie, XIAO Xinbiao, ZHANG Yumei, et al. Study on transfer path characteristic of interior noise of 100% low-floor railway train[J]. Journal of Vibration Engineering, 2015, 28(4): 541-549.
- [10] BYRNE D, DILLON H, CHING T, et al. NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures[J]. Journal of the American Academy of Audiology, 2001, 12(1): 37-51.
- [11] MOORE B C J, GLASBERG B R, STONE M A. Use of a loudness model for hearing aid fitting: III. A general method for deriving initial fittings for hearing aids with multi-channel compression[J]. British Journal of Audiology, 1999, 33(4): 241-258.
- [12] MOORE B C J, GLASBERG B R, STONE M A. Development of a new method for deriving initial fittings for hearing aids with multi-channel compression: CAM-EQ2-HF[J]. International Journal of Audiology, 2010, 49(3): 216-227.
- [13] MOORE B C J, GLASBERG B R, BAER T. A model for the prediction of thresholds, loudness, and partial loudness[J]. Journal of the Audio Engineering Society, 1997, 45(4): 224-239.
- [14] MOORE B C J, GLASBERG B R. A revised model of loudness perception applied to cochlear hearing loss[J]. Hearing Research, 2004, 188(1-2): 70-88.
- [15] MOORE B C J, GLASBERG B R. Modeling binaural loudness[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2007, 121(3): 1604-1612.
- [16] MOORE B C J, JERVIS M, HARRIES L, et al. Testing and refining a loudness model for time-varying sounds incorporating binaural inhibition[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2018, 143(3): 1504.
- [17] American Society of America. Procedure for the computation of loudness of steady sounds: ANSI S3.4—2007[S]. New York: American National Standards Institute, 2007.
- [18] International Organization for Standardization. Acoustics — Normal equal-loudness-level contours: ISO 226: 2023[S]. Geneva: International Organization for Standardization, 2023.
- [19] 赵玲玲,魏静,张爱强,等. 集成式动力总成振动噪声分析与主动控制研究[J]. 振动工程学报, 2021, 34(4): 828-837.  
ZHAO Lingling, WEI Jing, ZHANG Aiqiang, et al. Vibro-acoustic analysis and active control of integrated powertrain systems[J]. Journal of Vibration Engineering, 2021, 34(4): 828-837.
- [20] RUSINEK R, KECIK K, SZYMANSKI M. Effect of magnet position in an electromagnetic transducer for the middle ear implant[J]. Journal of Sound and Vibration, 2023, 559: 117766.
- [21] ELLIOTT S J, NI G J, VERSCHUUR C A. Modeling the effect of round window stiffness on residual hearing after cochlear implantation[J]. Hearing Research, 2016, 341: 155-167.
- [22] STIEGER C, ROSOWSKI J J, NAKAJIMA H H. Comparison of forward (ear-canal) and reverse (round-window) sound stimulation of the cochlea[J]. Hearing Research, 2013, 301: 105-114.
- [23] YANG S G, XU D, LIU X L. Evaluation of round window stimulation performance in otosclerosis using finite element modeling[J]. Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2016, 2016(1): 3603207.
- [24] XUE L, LIU H G, WANG W B, et al. The role of third windows on human sound transmission of forward and reverse stimulations: a lumped-parameter approach [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2020, 147(3): 1478.
- [25] 高雷,梁俊毅,姚文娟,等. 被动螺旋耳蜗力学模型[J]. 物理学报, 2023, 72(7): 273-282.  
GAO Lei, LIANG Junyi, YAO Wenjuan, et al. Computational mathematics model of passive spiral cochlea [J]. Acta Physica Sinica, 2023, 72(7): 273-282.
- [26] ELLIOTT S J, NI G J. An elemental approach to modelling the mechanics of the cochlea[J]. Hearing Research, 2018, 360: 14-24.
- [27] SAREMI A, STENFELT S. Effect of metabolic presbycusis on cochlear responses: a simulation approach using a physiologically-based model[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2013, 134(4): 2833-2851.
- [28] WYSOCKI J. Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae[J]. Hearing Research, 1999, 135(1-2): 39-46.
- [29] LIU Y W, NEELY S T. Distortion product emissions from a cochlear model with nonlinear mechano-electrical transduction in outer hair cells[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2010, 127(4): 2420-2432.
- [30] YOON Y J, PURIA S, STEELE C R. Intracochlear pressure and derived quantities from a three-dimensional model[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2007, 122(2): 952-966.
- [31] RAMAMOORTHY S, DEO N V, GROSH K. A mechano-electro-acoustical model for the cochlea: response to acoustic stimuli[J]. The Journal of the Acous-

- tical Society of America, 2007, 121(5): 2758-2773.
- [32] RAMAMOORTHY S, NUTTALL A L. Outer hair cell somatic electromotility in vivo and power transfer to the organ of corti[J]. *Biophysical Journal*, 2012, 102(3): 388-398.
- [33] BUUS S, FLORENTINE M, POULSEN T. Temporal integration of loudness, loudness discrimination, and the form of the loudness function[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1997, 101(2): 669-680.
- [34] NAKAJIMA H H, MERCHANT S N, ROSOWSKI J J. Performance considerations of prosthetic actuators for round-window stimulation[J]. *Hearing Research*, 2010, 263(1-2): 114-119.
- [35] KOCH M, EBINGER T M, MAIER H, et al. Methods and reference data for middle ear transfer functions [J]. *Scientific Reports*, 2022, 12: 17241.
- [36] KRINGLEBOTN M, GUNDERSEN T, KROKSTAD A, et al. Noise-induced hearing losses: can they be explained by basilar membrane movement?[J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 1978, 86(Sup360): 98-101.
- [37] GUNDERSEN T, SKARSTEIN Ø, 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 Oto-Laryngologica*, 1978, 86(1-6): 225-232.
- [38] 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]. *Hearing Research*, 2003, 181(1-2): 131-143.
- [39] JOHNSTONE B M, PATUZZI R, YATES G K. Basilar membrane measurements and the travelling wave [J]. *Hearing Research*, 1986, 22(1-3): 147-153.
- [40] ZWICKER E, FLOTTORP G, STEVENS S S. Critical band width in loudness summation[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1957, 29(5): 548-557.
- [41] ZWICKER E. Über die Lautheit von ungedrosselten und gedrosselten Schallen[J]. *Acta Acustica united with Acustica*, 1963, 13(3): 194-211.
- [42] LANGHANS A, KOHLRAUSCH A. Spectral integration of broadband signals in diotic and dichotic masking experiments[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1992, 91(1): 317-326.
- [43] STEVENS S S. Calculation of the loudness of complex noise[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1956, 28(5): 807-832.
- [44] ZWICKER E, SCHARF B. A model of loudness summation[J]. *Psychological Review*, 1965, 72(1): 3-26.
- [45] International Organization for Standardization. Acoustics—method for calculating loudness level: ISO 532: 1975[S]. Geneva: International Organization for Standardization, 1975.
- [46] International Organization for Standardization. Acoustics—methods for calculating loudness level—Part 1: Zwicker method: ISO 532-1:2017[S]. Geneva: International Organization for Standardization, 2017.
- [47] International Organization for Standardization. Acoustics—methods for calculating loudness level—Part 2: Moore-Glasberg method: ISO 532-2: 2017[S]. Geneva: International Organization for Standardization, 2017.
- [48] International Organization for Standardization. Acoustics—methods for calculating loudness level—Part 3: Moore-Glasberg-Schlittenlacher method: ISO 532-3: 2023[S]. Geneva: International Organization for Standardization, 2023.
- [49] PIEPER I, MAUERMAN M, KOLLMEIER B, et al. Physiological motivated transmission-lines as front end for loudness models[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2016, 139(5): 2896.

第一作者: 刘兆海(1998—),男,博士研究生。

E-mail: liuzh@cumt.edu.cn

通信作者: 刘后广(1982—),男,博士,教授。

E-mail: liuhg@cumt.edu.cn