

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2310985

初压力控制式圆窗激振压电作动器设计与优化*

刘后广¹, 寇寅欣¹, 王杰^{2,3,4}, 饶柱石⁵, 曹国华¹

(1. 中国矿业大学机电工程学院 徐州 221116; 2. 首都医科大学附属北京同仁医院耳鼻咽喉头颈外科 北京 100730;
3. 首都医科大学耳鼻咽喉头颈科学教育部重点实验室 北京 100730; 4. 北京市人工听觉工程技术研究中心
北京 100730; 5. 上海交通大学振动、冲击、噪声研究所 上海 200240)

摘要: 针对临床上所用的圆窗激振人工中耳不是针对该激振方式设计, 存在术后补偿性能个体差异大、性能不稳定、增益值达不到理论值的问题, 设计了一款作动端与圆窗膜尺寸匹配、初始压力可控的圆窗激振压电作动器。首先, 结合人耳解剖结构, 设计了作动器的机械组成结构及宏观尺寸; 其次, 对弯张放大器进行受力分析, 采用粒子群算法对弯张放大器进行优化设计, 以获得最优输出位移放大倍数; 再次, 构建了压电作动器-人耳耦合力学模型, 分析了支撑弹簧横截面积与压电叠堆层数对作动器听损补偿性能的影响, 确定了该设计参数; 最后, 根据确定的设计尺寸制造了压电作动器样机, 搭建了激光测振试验台, 对压电作动器的动态特性进行了测试。试验结果表明, 所设计的圆窗激振式压电作动器作用在圆窗膜上的初始压力可控, 且具有工作频带宽(100~10 000 Hz)、谐波失真低(THD≤0.29%)的优点。该压电作动器适用于圆窗激振的听力损伤补偿, 为混合性听力损伤的临床治疗提供一种新的方案。

关键词: 人工中耳; 圆窗激振; 压电作动器; 优化设计; 听损补偿

中图分类号: TH789 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.2

Design and optimization of a preload controlled round-window stimulating piezoelectric actuator

Liu Houguang¹, Kou Yinxin¹, Wang Jie^{2,3,4}, Rao Zhushi⁵, Cao Guohua¹

(1. School of Mechatronic Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China; 2. Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing 100730, China;
3. Key Laboratory of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Ministry of Education, Capital Medical University, Beijing 100730, China; 4. Beijing Engineering Research Center of Audiology Technology, Beijing 100730, China;
5. Institute of Vibration Shock & Noise, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: The clinically used middle-ear implant for round-window stimulation is not designed specifically for this excitation method, and there are problems such as large individual differences in postoperative performance, unstable performance, and gain value that cannot reach the theoretical value. To address these issues, a round-window stimulating type piezoelectric actuator that matches the size of the round-window membrane and can monitor the preload acting on the round-window membrane is designed. Firstly, combined with the anatomical structure of the human ear, the mechanical structure and macroscopic dimensions of the actuator are designed. Then, the force analysis of the flexensional amplifier is carried out, and the particle swarm algorithm is used to optimize the design of the flexensional amplifier to obtain the optimal output displacement magnification. After that, a piezoelectric actuator-human ear coupling mechanics model is formulated, the influence of the cross-sectional area of the support spring and the number of piezoelectric stack layers on the performance of the actuator's hearing loss compensation is analyzed, and the cross-sectional area of the support spring and the number of piezoelectric stack layers are ascertained. Finally, the prototype of the piezoelectric actuator is manufactured according to the determined design size. A laser vibration test bench is established to test the dynamic characteristics of the piezoelectric actuator. The

收稿日期: 2023-01-16 Received Date: 2023-01-16

* 基金项目: 国家自然科学基金(52275296, 52111530235)、江苏高校优势学科建设工程资助项目(PAPD)资助

experimental results show that the designed round-window stimulating type piezoelectric actuator can monitor the preload acting on the round-window membrane. It has the advantages of wide operating frequency band (100~10 000 Hz) and low harmonic distortion (THD $\leq 0.29\%$). The designed piezoelectric actuator is suitable for the hearing loss compensation of the round-window stimulation, which provides a new solution for the clinical treatment of mixed hearing loss.

Keywords: middle ear implant; round-window stimulation; piezoelectric actuator; optimization design; hearing compensation

0 引 言

听力损伤是社会最常见的感觉器官致残疾病,我国有 2 780 万患者,位居各类残疾之首^[1];全球更有高达 4.3 亿患者,且患者数随着人口老龄化逐年增加^[2]。根据耳内损伤组织的不同,听力损伤分为感音神经性听力损伤和传导性听力损伤。其中,感音神经性听力损伤患者数占 60% 以上,至今仍无有效的药物、手术治疗方案,患者主要通过佩戴助听器来改善听力^[3]。然而,助听器存在高频增益低、伴有声反馈、堵耳效应等不足,很多患者甚至不愿意佩戴^[4]。针对助听器的不足,国内外竞相研究人工中耳^[5-7],一种通过植入体内的作动器机械激振耳内组织,来补偿听力损伤的新型助听装置。

人工中耳的植入通常需要患者听骨链完好,从而为作动器提供可激振的耳内组织,使振动能量有效传入耳蜗内。但临床上有一些感音神经性听力损伤患者还伴有听小骨腐蚀、硬化、畸形等病变,即混合性听损^[8]。这些病变使得患者无法为作动器提供激振需求的正常听小骨,无法使用传统人工中耳^[9]。为此,Colletti 等^[10]临床上率先探索了避开损坏的听骨链,直接将作动器激振圆窗膜的听力补偿方案——圆窗激振,并在临床上得到了广泛的应用^[11-13]。但出现了术后补偿性能个体差异大^[14]、性能不稳定^[15]、增益值达不到理论值^[16]等传统人工中耳所没有的问题。

为了找出圆窗激振式人工中耳上述临床问题的根源,很多学者开展了理论^[6,17-18]与实验^[19-20]研究,发现所用作动器不是针对圆窗激振方案专门设计是主要原因之一。临床上所采用的作动器主要是针对激振砧骨长突的方案设计,不完全适用于激振圆窗膜。这种不适用一方面表现在尺寸不匹配,作动器直径(1.8 mm)大于圆窗膜直径(1.2~1.6 mm)^[21],需要磨除圆窗膜周围部分骨壁,且增加耦合层才能将作动器振动通过圆窗膜传入耳蜗。而耦合层的增加衰减了输入的能量,使补偿效果达不到理论值^[6]。另一方面表现在,无法控制植入时作动器作用在圆窗膜的初始压力,不能判断作动器与圆窗膜的耦合效果。Muller 等^[22]试验研究表明,作动器在给圆窗膜 6~20 mN 的初始压力下,其补偿性能最佳。为此,哈佛大学 Nakajima 等^[23]提出,应针对圆窗激振听力补偿方案,对作动器进行专门设计。

人工中耳作动器根据其驱动原理的不同,还可以分为电磁式和压电式两种^[7]。其中,相对于电磁式,压电式作动器具有高频性能优异、制造成本低、抗电磁干扰等优点^[24-26]。然而,目前临床上圆窗激振所用的人工中耳作动器主要是电磁式^[11-12]。为了提供适用于圆窗激振听损补偿方案、工作频带宽的人工中耳,Shin 等^[27]结合人耳圆窗处的解剖结构,针对性地设计了一款压电作动器,试验结果显示该作动器具有频带宽、易于制造、抗电磁干扰的优点。但其作动器作动端与圆窗膜的初始压力仍然无法控制,不能确保手术植入效果,试验补偿效果远低于其理论设计值^[28]。

针对上述问题,本文基于人耳圆窗解剖结构和人耳传声力学模型,设计了一种初压力可控制的圆窗激振压电作动器。该作动器主要由压电叠堆、弯张放大器、耦合杆、载荷指示器等构成。通过耦合杆与圆窗膜的尺寸匹配设计,确保了作动器驱动有效传入耳蜗内;通过载荷指示器的设计,实现了作动器作动端与圆窗膜接触力可控;通过弯张放大器的引入,降低了压电作动器所需驱动电压。试验测试结果表明,所设计的压电作动器具有工作频带宽、谐波失真低、初始压力可控的优点,适用于圆窗激振的听力损伤补偿,为混合性听力损伤的临床治疗提供一种新的方案。

1 作动器工作原理与结构设计

1.1 圆窗激振式人工中耳工作原理

所设计的圆窗激振式人工中耳如图 1 所示,其主要由麦克风、信号处理模块、作动器与电源构成。其中,麦克风负责接收外界声音信号,将声音信号转化为电信号,传输给信号处理模块;信号处理模块根据患者的听力损伤情况,对麦克风输入的信号进行处理,并将处理后的信号传输给作动器;作动器作为人工中耳的核心部件固定在圆窗膜旁手术磨出的骨槽内,一端支撑在骨槽的骨壁,另一端作用在圆窗膜上,将电信号转换为机械运动,驱动圆窗膜振动,从而补偿患者听力损伤。

1.2 压电作动器结构设计

针对圆窗激振,结合人耳的解耦结构,设计了压电作动器的机械结构方案,如图 2 所示。该作动器主要由耦合杆、弯张放大器、压电叠堆、外壳、底座、支撑弹簧组成。其中,压电叠堆是作动器的核心部件,设置在弯张放大器

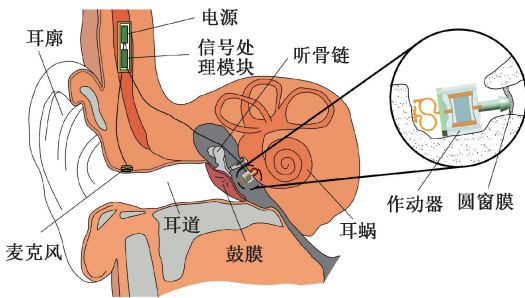


图1 圆窗激振式人工中耳工作原理

Fig. 1 Working principle diagram of the round-window stimulating artificial middle ear

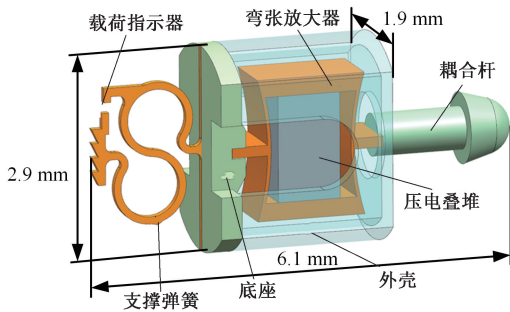


图2 圆窗激振压电作动器机械结构

Fig. 2 Mechanical structure of the round-window stimulating piezoelectric actuator

的内部;它在输入的驱动电压作用下作伸缩运动,通过弯张放大器将该运动放大,以补偿重度听力损伤。弯张放大器一端固定在底座上,通过固连底座的支撑弹簧固定在骨槽内的骨壁上;弯张放大器的另一端与耦合杆固连,耦合杆作用在圆窗膜上,通过耦合杆将弯张放大器放大的伸缩运动传输到圆窗膜上,带动耳蜗内淋巴液波动,补偿听力损伤。后端的支撑弹簧上设有载荷指示器,通过其上、下两角是否完全重合来监控植入时耦合杆作用在圆窗膜上的初始压力是否达到 20 mN 的最优值^[22]。

考虑到人耳圆窗膜周围的解剖结构尺寸及现有制造工艺^[29],作动器长、宽、高分别设定为 6.1、1.9、2.9 mm。该长度小于 Muller 等^[30]设计及经过临床植入验证的圆窗激振作动器长度值(6.2 mm),宽度与高度也与临床圆窗激振所用的声桥悬浮作动器相当,满足圆窗激振作动器的植入条件。圆窗膜横截面的平均直径为 1.2~1.6 mm,为使圆窗尺寸小的患者也能够使用,将与其接触的作动器耦合杆直径设定为 0.8 mm。为使耦合杆的作动端能够在圆窗膜上自动对中,参考 Tringali 等^[31]工作及声桥圆窗耦合器形状^[32],将作动器耦合杆端部设置为球体和圆台的组合状。此外,考虑到圆窗龛的平均深

度为 1.34 mm^[29],为防止作动器壳体抵住圆窗龛,将耦合杆长度设定为 2 mm。

2 弯张放大器优化设计

由于压电叠堆输出位移较小,为了增加其输出位移量,减小补偿重度听损所需驱动电压,在其外部设置了弯张放大器,如图 3 所示。弯张放大器设计过程中的关键参数包括:侧壁厚度 T ,弯壁厚度 t ,侧壁长度 L ,弯壁半径 R ,以及安装间隙 S_0 。

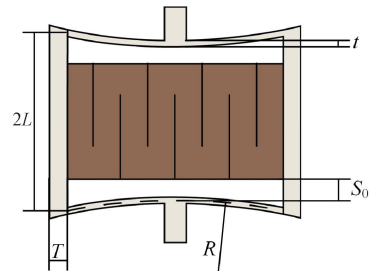


图3 弯张放大器结构示意图

Fig. 3 Schematic diagram of the structure of the flexensional amplifier

为了优化确定上述弯张放大器关键尺寸参数,对弯张放大器进行受力分析,如图 4 所示。其中,图 4(a)为弯张放大器整体受力示意图,其水平方向受到压电叠堆输出作用力 F 。为便于后续使用卡式定理,在竖直方向添加虚力 F_0 。图 4(b)为弯张放大器左半部受力示意图,该左半部右侧受到 2 个水平方向的分力 $F/2$ 及竖直方向添加分力 $F_0/2$ 。图 4(c)为弯张放大器左下部分受力示意图,该左下部分左侧会受到水平方向的分力 $F/2$ 。

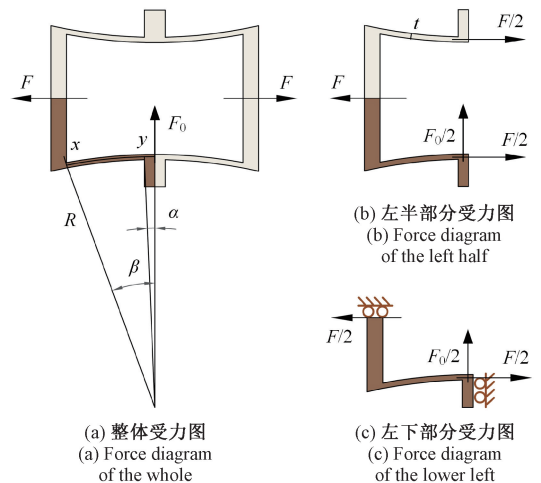


图4 弯张放大器受力图

Fig. 4 The stress diagram of the flexensional amplifier

考虑到弯张放大器为双对称结构,取其左下部分进行分析。如图 4(c)所示,弯张放大器的左下部分受力变形主要包括弯壁的挠曲与拉伸变形以及侧壁的挠曲变形。为简化分析,分别对两者单独进行计算,然后叠加计算。首先,分析弯张放大器弯壁的受力变形。为确定弯张放大器弯壁竖直方向的输出位移,先计算存储在弯壁上的应变能 U :

$$U = \int_0^S \left(\frac{M^2}{2ES_z R} + \frac{MF_1}{EAR} + \frac{F_1^2}{2EA} \right) ds = \int_\alpha^\beta \left(\frac{M^2}{2ES_z} + \frac{MF_1}{EA} + \frac{RF_1^2}{2EA} \right) d\varphi \quad (1)$$

式中: M 为弯壁受到的力矩, R 为弯壁的半径, F_1 为弯壁受到的拉力, E 为弯张放大器的弹性模量, A 为弯张放大器弯壁的截面积, S_z 为弯壁横截面对中性轴的静矩, S 为弯壁长度, 即图 4(a) 中 x 和 y 之间圆弧薄壁的弧长。

由卡氏定理可知,弯张放大器的竖直方向输出位移 Δh 如式(2)所示。

$$\Delta h = 4 \frac{\partial U}{\partial F_0} = 4 \int_\alpha^\beta \left(\frac{M \partial M}{ES_z \partial F_0} + \frac{M \partial F_1}{EA \partial F_0} \right) d\varphi + 4 \int_\alpha^\beta \left(\frac{F_1 \partial M}{EA \partial F_0} + \frac{RF_1 \partial F_1}{EA \partial F_0} \right) d\varphi \quad (2)$$

式中: F_0 为弯张放大器竖直方向上所受的虚力,此力是为方便计算 Δh 而引入,其值为 0 N。此外,考虑到 x 和 y 之间圆弧薄壁有一部分为刚性块,因此计算时只考虑非刚性部分,即图 4(a) 中 β - α 对应弧线部分。

基于上述考虑,取弯张放大器的部分薄壁画出相应力矩图,如图 5 所示。取图 5(a) 中 $d\varphi$ 对应圆弧段为面积微元,则微元右侧弯壁的受力情况如图 5(b) 所示。

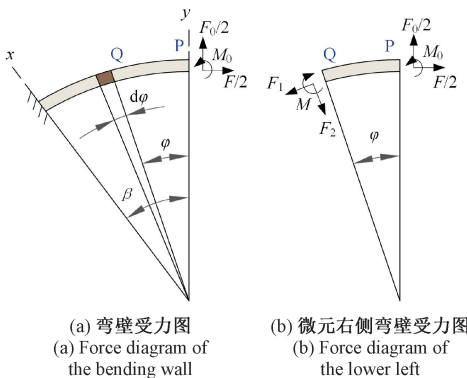


图 5 弯张放大器弯壁受力图

Fig. 5 Force diagram of the bending wall of the flextensional amplifier

如图 5 所示,力矩取逆时针为正时,对于圆弧段上任一点 Q 点存在如式(3)所示的力矩平衡:

$$-M + M_0 - \frac{F}{2}(R - R\cos\varphi) + \frac{F_0}{2}R\sin\varphi = 0 \quad (3)$$

由式(3)可知,弯壁微分块右侧即 Q 点处受弯矩 M 如式(4)所示。

$$M = M_0 - \frac{F}{2}(R - R\cos\varphi) + \frac{F_0}{2}R\sin\varphi \quad (4)$$

由图 5 中受力情况可知,弯壁微分块右侧即 Q 点处受力 F_1 如式(5)所示。

$$F_1 = \frac{F}{2}\cos\varphi + \frac{F_0}{2}\sin\varphi \quad (5)$$

考虑到弯张放大器在 M_0 方向未引起旋转移移,由卡氏定理可知:

$$\frac{\partial U}{\partial M_0} = \int_0^\beta \left(\frac{M \partial M}{ES_z \partial M_0} + \frac{M \partial F_1}{EA \partial M_0} \right) d\varphi + \int_0^\beta \left(\frac{F_1 \partial M}{EA \partial M_0} + \frac{RF_1 \partial F_1}{EA \partial M_0} \right) d\varphi = 0 \quad (6)$$

式(6)可简化为:

$$\frac{\partial U}{\partial M_0} = \int_0^\beta \left(\frac{M}{ES_z} + \frac{F_1}{EA} \right) d\varphi = 0 \quad \left(\frac{\partial M}{\partial M_0} = 1, \frac{\partial F_1}{\partial M_0} = 0 \right) \quad (7)$$

综合式(4)、(5)、(7),可得弯张放大器在中间位置即 P 点处的初始力矩 M_0 为:

$$M_0 = \frac{F}{2} \left(R - R \frac{\sin\beta}{\beta} \right) + F_0 R \frac{\cos\beta - 1}{2\beta} - \frac{S_z}{\beta A} \left(\frac{F}{2} \sin\beta - \frac{F_0}{2} \cos\beta + \frac{F_0}{2} \right) \quad (8)$$

将式(4)、(5)、(8)代入式(2)可以得弯张放大器的输出位移 Δh :

$$\Delta h = \frac{2F}{E} \times \frac{3R}{4} (\sin^2\beta - \sin^2\alpha) + \frac{a(\sin\beta - \sin\alpha)}{A} + \frac{2F}{E} \times \frac{b}{2} (\cos\beta - \cos\alpha) + \frac{2F}{E} \times \frac{R^2}{4} (\sin^2\beta - \sin^2\alpha) + \frac{aR(\sin\beta - \sin\alpha)}{S_z} + \frac{2F}{E} \times \frac{bR}{2} (\cos\beta - \cos\alpha) - \frac{ab(\beta - \alpha)}{S_z} \quad (9)$$

式中: $a = \frac{S_z}{\beta A} (\cos\beta - 1) + R \frac{\cos\beta - 1}{\beta}$, $b = R \frac{\sin\beta}{\beta} + \frac{S_z \sin\beta}{\beta A}$ 。

同理,利用卡氏定理可得弯张放大器弯壁水平方向的输入位移 Δx_1 :

$$\begin{aligned} \Delta x_1 = & \frac{F}{E} \times \frac{\frac{3R}{4}\sin 2\beta - \frac{3R}{4}\sin 2\alpha - 2b\sin\beta}{A} + \\ & \frac{F}{E} \times \frac{2b\sin\alpha + \frac{3R}{2}\beta - \frac{3R}{2}\alpha}{A} + \\ & \frac{F}{E} \times \frac{\frac{R^2}{4}(\sin 2\beta - \sin 2\alpha) - 2bR(\sin\beta - \sin\alpha)}{S_z} + \\ & \frac{F}{E} \times \frac{b^2\beta + \frac{R^2}{2}\beta - b^2\alpha - \frac{R^2}{2}\alpha}{S_z} \end{aligned} \quad (10)$$

然后,分析弯张放大器侧壁受力变形。弯张放大器侧壁水平方向的输入位移可以通过欧拉-伯努利梁方程来计算。首先,取弯张放大器的部分侧壁进行受力分析,受力情况如图6所示。图6(a)为弯张放大器侧壁的整体受力图,取 dx 对应长方体为面积微元,则图6(b)为微元上侧部分侧壁的受力图。

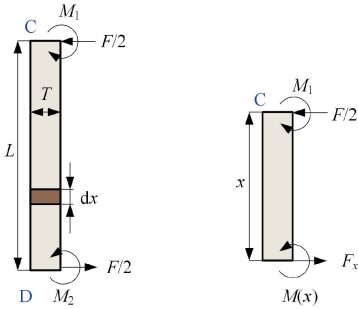


图6 弯张放大器侧壁受力图
(a) Force diagram of the side wall
(b) Force diagram of the side wall

图6 弯张放大器侧壁受力图

Fig. 6 Force diagram of the side wall of the flextensional amplifier

由图6可知,存在以下力矩平衡:

$$M_2 - M_1 + \frac{FL}{2} = 0 \quad (11)$$

$$M_x - M_1 + \frac{F_x}{2} = 0 \quad (12)$$

式中: M_1 为侧壁中心位置受到的弯矩, $M(x)$ 为侧壁距离C点 x 处受到的弯矩, M_2 为侧壁底端位置受到的弯矩,其值大小与弯壁微分块左侧受弯矩 M 在 $\varphi=\beta$ 时对应的值相同,即:

$$M_2 = \frac{F}{2} \left(R\cos\beta - R \frac{\sin\beta}{\beta} - \frac{e \times \sin\beta}{\beta} \right) \quad (13)$$

综合式(11)和(13)可以得到 M_1 为:

$$M_1 = \frac{F}{2} \left(R\cos\beta - R \frac{\sin\beta}{\beta} - \frac{e \times \sin\beta}{\beta} + L \right) \quad (14)$$

综合式(12)和(14)可以得到 M_x 为:

$$M_x = \frac{F}{2} \left(R\cos\beta + L - x - R \frac{\sin\beta}{\beta} - \frac{e \times \sin\beta}{\beta} \right) \quad (15)$$

基于欧拉-伯努利梁方程可得梁的挠度 $y(x)$ 为:

$$\begin{aligned} y(x) = & \iint \frac{M(x)}{EI(x)} dx^2 = \iint \frac{F(R\cos\beta + L - x)}{2EI} dx^2 - \\ & \iint \frac{F \left(R \frac{\sin\beta}{\beta} - \frac{e \times \sin\beta}{\beta} \right)}{2EI} dx^2 = \\ & \frac{F(3Rx^2\cos\beta + 3Lx^2 - x^3)}{12EI} - \\ & \frac{F \left(3Rx^2 \frac{\sin\beta}{\beta} - \frac{3ex^2 \times \sin\beta}{\beta} \right)}{12EI} \end{aligned} \quad (16)$$

弯张放大器侧壁的输入位移 Δx_2 为 $x=L$ 对应的挠度,即:

$$\begin{aligned} \Delta x_2 = & y(L) = \frac{F(3RL^2\cos\beta + 2L^3)}{12EI} - \\ & \frac{F \left(3RL^2 \frac{\sin\beta}{\beta} - \frac{3eL^2 \times \sin\beta}{\beta} \right)}{12EI} \end{aligned} \quad (17)$$

式中: I 为弯张放大器侧壁的惯性矩。

基于上述结果,可得弯张放大器的放大倍数 k :

$$k = \frac{-\Delta h}{\Delta x} = \frac{-\Delta h}{\Delta x_1 + \Delta x_2} \quad (18)$$

此外,弯张放大器的输入刚度 K_F :

$$K_F = \frac{F}{\Delta x} = \frac{F}{\Delta x_1 + \Delta x_2} \quad (19)$$

由式(18)、(19)可得,弯张放大器的放大倍数和输入刚度主要与弯壁厚度 t 、弯壁半径 R 、侧壁厚度 T 、侧壁长度 L 有关,其影响如图7所示。

由图7中可知,弯张放大器的放大倍数随着侧壁厚度 T 增加而增大,随着弯壁厚度 t 和侧壁长度 L 增大而减小,且随着弯壁半径 R 变化存在一个对应的最高值;弯张放大器的输入刚度随着弯壁厚度 t 、侧壁厚度 T 和弯壁半径 R 增加而增大,随着侧壁长度 L 增大而减小。

上述这些参数对弯张放大器的放大倍数和输入刚度的影响趋势不同,且这些参数之间的变化会改变其他参数对放大倍数和输入刚度的影响趋势。因此,为了得到最优的配套尺寸参数,采用粒子群优化算法(particle swarm optimization, PSO)^[33-35]对弯张放大器进行优化设计。

优化目标为弯张放大器在相关约束条件下实现最大的放大倍数。约束条件主要是为保证弯张放大器的紧凑性、可加工性以及可装配性,从而对弯张放大器的关键尺寸进行约束。由于弯张放大器是与压电叠堆装配在一起,弯张放大器的设计需要考虑压电叠堆的尺寸,压电叠堆的尺寸及刚度参考现有商用压电振子设定,尺寸为

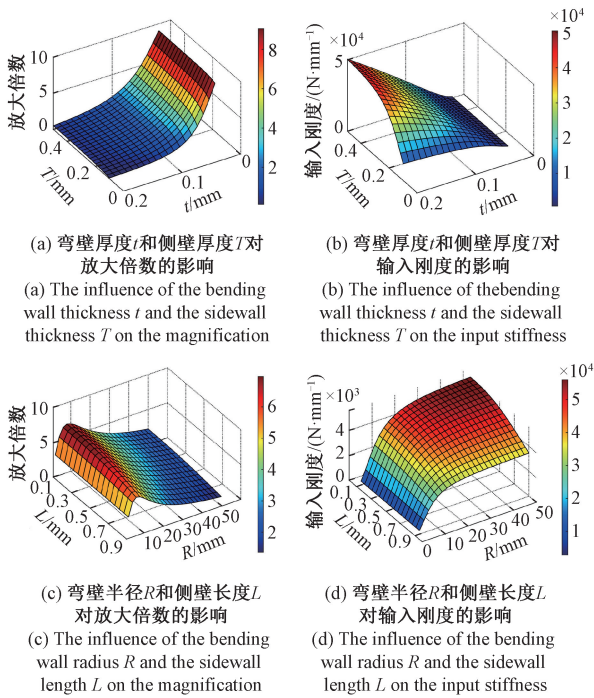


图 7 弯张放大器的设计参数对放大倍数影响

Fig. 7 The influence of the flextensional amplifier's design parameters on the magnification

0.9 mm×0.9 mm×1.5 mm, 输入刚度 K_{PZT} 为 30 N/μm。参考现有加工厂家的加工限制, 弯壁厚度 t 设定最小尺寸为 0.05 mm。为了便于装配, 弯张放大器与压电叠堆留有 0.1 mm 的安装间隙。考虑到外壳的尺寸以及弯张放大器的振动幅度, 将弯张放大器最大宽度设定为 2 mm。因此, 优化算法的关键参数设置如下:

目标函数: 弯张放大器的放大倍数 k ;

优化模型的设计变量: 侧壁厚度 T , 弯壁厚度 t , 侧壁长度 L , 弯壁半径 R ;

约束条件: 输入刚度 $K_F \leq K_{PZT}$, 弯壁厚度 $t \geq 0.05$ mm, 弯张放大器宽度 $2 \times T + 1.5 \leq 2$ mm, 弯张放大器与压电叠堆安装间隙 $L - 0.45 - R + R \times \cos \beta \geq 0.1$ mm。

通过 MATLAB 计算获得优化后的结果为: 侧壁厚度 $T = 0.25$ mm, 弯壁厚度 $t = 0.05$ mm, 侧壁长度 $L = 0.69$ mm, 弯壁半径 $R = 3.5$ mm。此时, 弯张放大器的放大倍数 $k = 2.9$ 。

3 压电叠堆与支撑弹簧设计

为辅助设计压电作动器后端的支撑弹簧, 建立了压电作动器-人耳耦合力学模型, 如图 8 所示。其中, 人耳部分采用了团队近期所建的人耳模型^[6]。作动器中耦合杆和弯张放大器分别由 5 839 个四面体单元和 14 670 个六

面体单元剖分, 材料为不锈钢 316 L, 密度为 8 000 kg/m³, 杨氏模量为 193 GPa, 泊松比为 0.285^[36]。压电叠堆由 360 个六面体单元剖分, 材料为 PZT-8, 其材料属性如表 1 所列^[28]。底座与外壳分别由 571 个、3 218 个六面体单元剖分, 材料为生物相容性树脂, 密度为 1 100 kg/m³, 杨氏模量为 2.4 GPa, 泊松比为 0.35^[37]。支撑弹簧由 20 550 个六面体单元剖分, 材料为钛合金 Ti-6Al-4V, 密度为 4 380 kg/m³, 杨氏模量为 114 GPa, 泊松比为 0.35^[36]。作动器与圆窗膜在 ABAQUS 中通过接触命令耦合。

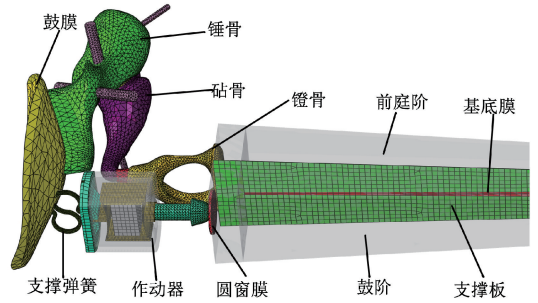


图 8 压电作动器-人耳耦合力学模型

Fig. 8 Coupling mechanical model of piezoelectric actuator and human ear

表 1 PZT-8 的材料参数

Table 1 Material parameters of PZT-8

弹性柔顺系数 ($\times 10^{-12}$ m ² /N)						压电应变系数 ($\times 10^{-10}$ m/V)			介电常数 ($\times 10^{-10}$ F/m)	
S_{11}^E	S_{12}^E	S_{13}^E	S_{33}^E	S_{44}^E	S_{66}^E	d_{31}	d_{33}	d_{15}	ϵ_{11}^T	ϵ_{33}^T
11.5	-3.7	-3.8	13.5	31.9	30.4	-0.97	2.25	3.3	114.2	88.5

通过改变支撑弹簧横截面积, 来分析该设计参数对作动器激振性能的影响, 结果如图 9 所示。其中, 压电作动器驱动的峰值电压为 6 V_p 。为便于对比分析, 图上还增加了 94 dB SPL 耳膜声激励下的镫骨响应曲线。从图中可见, 随着支撑弹簧截面积增大, 反映人耳感声的镫骨底板速度的峰值向高频偏移; 当支撑弹簧横截面积为 0.12 mm×0.12 mm 时, 镫骨底板速度的共振峰为 1 050 Hz, 与人耳气导共振频率 (1 049 Hz)^[38] 较接近, 且使得作动器大部分频段达到 94 dB SPL 耳膜声激励下的感声效果。故最终确定支撑弹簧横截面积为 0.12 mm×0.12 mm。

为了确定作动器中压电叠堆所需的层数, 进一步分析了该层数对作动器激振性能的影响。分析过程中, 以激振起 100 dB SPL 耳膜声激励下的等效镫骨响应为设计标准^[39]; 并参考 Shin 等^[27]工作, 将作动器驱动峰值电压取为 6 V_p 。为使最终制造时能采用成品压电叠堆, 且

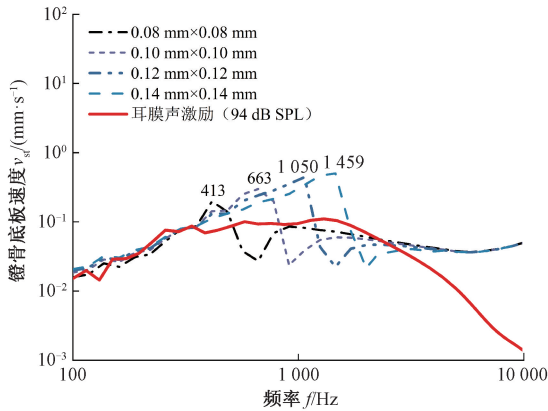


图9 支撑弹簧横截面积对作动器圆窗激振性能影响 (作动器叠堆层数为40层,驱动电压 $6 V_p$)

Fig. 9 Effect of cross-sectional area of the supporting spring on the excitation performance of the round-window stimulating actuator (40 layers of piezoelectric stack, driving voltage of $6 V_p$)

每次分析的压电叠堆层数变化能显著改变激振效果,设定每次计算的压电叠堆层数增加量为20,结果如图10所示。从中可见,作动器激振效果随着压电叠堆层数的增加而增大;压电叠堆的层数为70时,作动器可以在工作电压下激振起近似100 dB SPL耳膜声激励下的感声效果。故将压电叠堆的层数确定为70。

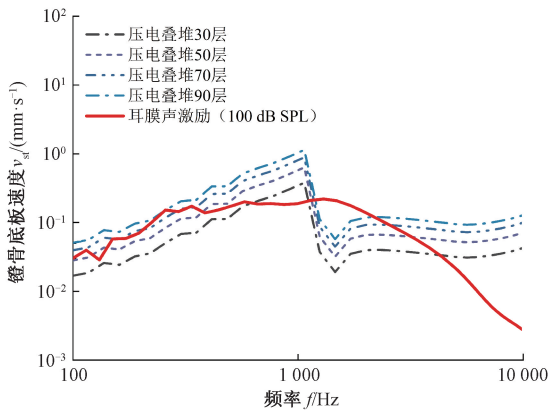


图10 压电叠堆层数对作动器圆窗激振性能影响 (作动器驱动电压 $6 V_p$)

Fig. 10 Effect of the number of the piezoelectric stacks on the excitation performance of the round-window stimulating actuator (actuator driving voltage of $6 V_p$)

4 作动器听损补偿性能测试

4.1 作动器频响特性测试

基于上述优化确定的设计参数,制造了圆窗激振压电作动器样机,如图11所示。为了验证所设计压电作动

器的实际频响特性,对其性能进行试验测试,如图12所示。试验过程中,首先将压电作动器通过微操纵器与磁性座固定在隔振台上。再用信号发生器和功率放大器给定驱动电压,驱动压电作动器振动。最后,调整激光测振仪(Polytec, OFV-5000)激光头,使激光头发出的激光对准压电作动器输出端,测量压电作动器的输出响应,并通过激光测振仪自带的信号采集器读取并传入电脑。

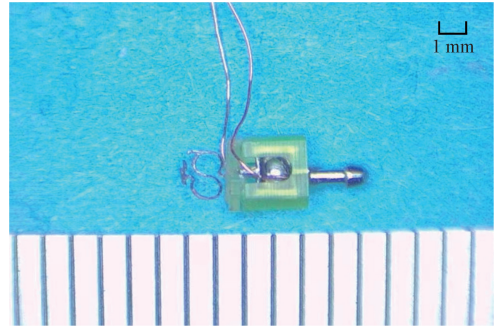


图11 圆窗激振压电作动器样机

Fig. 11 Prototype of the round-window stimulating piezoelectric actuator

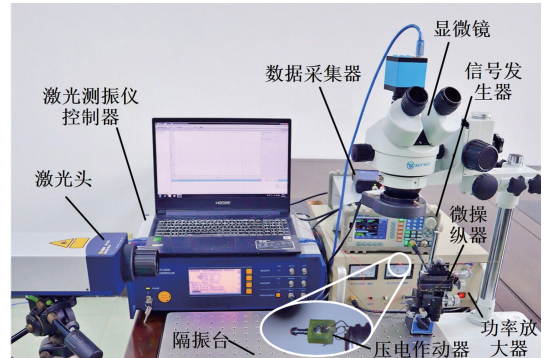


图12 圆窗激振压电作动器输出性能测试试验台

Fig. 12 Measurement of the output performance of the round-window stimulating piezoelectric actuator

试验测量的压电叠堆及配上弯张放大器后的输出频响特性如图13所示。从图中可见,在 $6 V_p$ 电压驱动下,压电叠堆在0.1~10 kHz频率范围内的位移频响曲线幅值在90 nm左右波动;带有弯张放大器后,其输出位移幅值增至225 nm左右,放大倍数约为2.5。该放大倍数略小于第2节理论设计值(2.9),这可能是由于弯张放大器与压电叠堆装配偏差所致。但整体性能实现了显著放大压电叠堆输出位移、降低所需驱动电压的设计要求。

4.2 作动器听损补偿清晰度测试

低非线性失真确实是确保助听装置清晰度的一个重要要求,对言语和音乐感知至关重要^[40]。助听装置领域采用

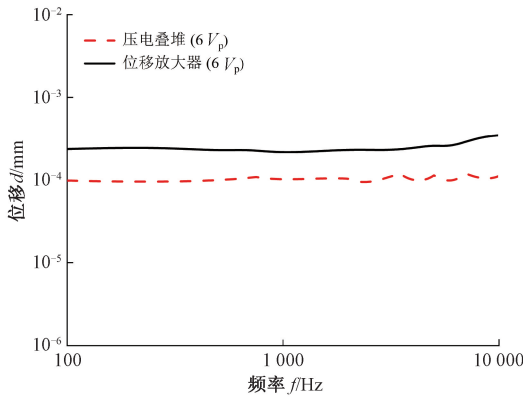


图 13 压电叠堆与增加弯张放大器后的位移频响特性

Fig. 13 Displacement frequency response characteristics of the piezoelectric stack and the flextensional amplifier

总谐波失真来评估该非线性失真,其计算公式如式(20)^[41]所示。

$$THD = \sqrt{\frac{1}{A_1^2} \sum_{n=2}^n A_n^2} \quad (20)$$

式中: A_1 为基频对应的幅值, A_n 为第 n 次谐波分量所对应的幅值。根据式(20), 试验测得的压电作动器总谐波失真结果如图 14 所示。

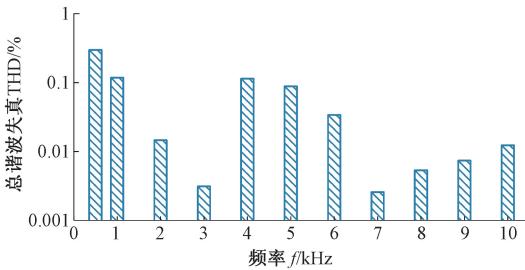


图 14 圆窗激振压电作动器总谐波失真

Fig. 14 Total harmonic distortion of the round-window stimulating piezoelectric actuator

从图 14 中可见,所设计压电作动器的总谐波失真最大仅为 0.29% (0.5 kHz 处),远小于我国助听器领域不大于 10% 的标准^[42],也小于 Shin 等^[43]针对圆窗激振设计的电磁式作动器对应值(最大总谐波失真为 4.1%)。故所设计的压电作动器清晰度优于电磁作动器,更优于传统助听器。此外,该作动器在高频段(>5 kHz)的总谐波失真值更低(<0.1%),而混合性听损中的感音神经性部分主要在高频恶化,这将特别有利于感音神经性听损部分的补偿。

4.3 作动器补偿特性测试

为测试压电作动器激振物理圆窗膜的听力补偿性能,在图 12 的试验台基础上,使作动器激振物理圆窗膜,如图 15 所示。试验过程中,通过作动器后端设置的压力传

感器来检测所设计的载荷指示器是否能监控作动器初始压力。为了便于对比分析,近似认为圆窗膜的响应速度与镮骨响应速度一致,结果如图 16 所示。

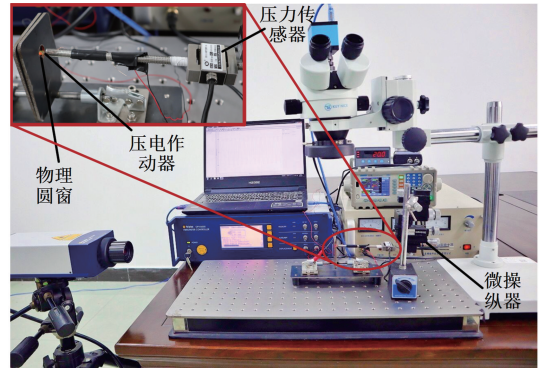


图 15 压电作动器激振物理圆窗膜试验

Fig. 15 Measurement of the vibration of the physical round-window membrane stimulated by the piezoelectric actuator

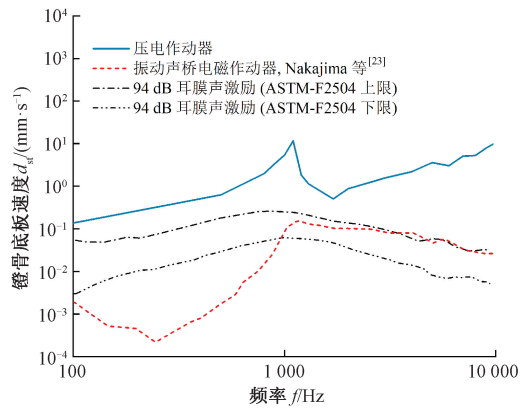


图 16 作动器圆窗激振的性能对比

Fig. 16 Comparison of the performance of the actuators' round-window stimulation

从图 16 中可见,所设计的压电作动器在 6 V_p 电压驱动下便能激振起 94 dB 鼓膜声激励下的等效镮骨足板速度^[44],且补偿性能在中高频段(>1 700 Hz)随着频率增大而增大。考虑到混合性听损中感音神经性听损主要在高频恶化^[3],该作动器高频补偿性能优越的特性有助于听损补偿。相对与临床上圆窗激振主要采用的振动声桥电磁作动器(奥地利 MED-EL 公司)^[23],该压电作动器除了高频性能优越外,还克服了其低频(<1 000 Hz)补偿性能不足的缺点。此外,压力传感器显示为 20 mN 时,即压电作动器作用端给物理圆窗膜的初始压力为 20 mN 时,作动器载荷指示器上、下两角重合,证明所设计的载荷指示器可以有效监控压电作动器作用在圆窗上的初始压力。

5 结 论

本文针对圆窗激振的听力损伤补偿方案,结合人耳解剖结构,优化设计了一款初始压力可控、作用端与圆窗膜尺寸匹配的圆窗激振压电作动器。搭建了激光测振试验台,对所设计作动器的弯张放大器放大能力、压电作动器输出频响特性、压电作动器总谐波失真、压电作动器圆窗激振特性进行了测试。试验结果表明,所设计的圆窗激振压电作动器具有工作频带宽(100~10 000 Hz)、谐波失真低($\text{THD} \leq 0.29\%$)、初始压力可控、高频性能优越的优点。该作动器适用于圆窗激振的听力损伤补偿,为混合性听力损伤的临床治疗提供一种新的方案。

参考文献

- [1] 第二次全国残疾人抽样调查办公室. 第二次全国残疾人抽样调查资料[M]. 北京: 中国统计出版社, 2007. Office of the Second National Sample Survey of the Disabled. Data from the second national sample survey of the disabled[M]. Beijing: China Statistics Press, 2007.
- [2] 谢静, 贺璐, 龚树生. WHO 世界听力报告的解读与思考[J]. 中华耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2021, 56(10): 1131-1135. XIE J, HE L, GONG SH SH. Interpretation and thought on the WHO world report on hearing[J]. Chinese Journal of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, 2021, 56(10): 1131-1135.
- [3] MOORE B C. Cochlear hearing loss: Physiological, psychological and technical issues[M]. New York: John Wiley & Sons, 2007.
- [4] SHIN D H, SEONG K W, NAKAJIMA H H, et al. A piezoelectric bellows round-window driver (PBRD) for middle-ear implants [J]. IEEE Access, 2020, 8: 137947-137954.
- [5] SHIN D H, SEONG K W, LEE K Y. Effect of driver mass loading on bone conduction transfer in an implantable bone conduction transducer [J]. IEEE Access, 2023, 11: 19269-19278.
- [6] ZHAO Y, LIU H G, YANG J H, et al. Effects of design and coupling parameters on the performance of electromagnetic transducers in round-window stimulation[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2022, 151(1): 609-619.
- [7] BANAKIS HARTL R M, JENKINS H A. Implantable hearing aids: Where are we in 2020? [J]. Laryngoscope Investigative Otolaryngology, 2020, 5(6): 1184-1191.
- [8] 宫琴, 朱仁骏, 陈曦, 等. 听觉系统传输通路综合检测平台的研制[J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(11): 2609-2614. GONG Q, ZHU R J, CHEN X, et al. Development of integrated detection system of auditory propagation pathway[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010, 31(11): 2609-2614.
- [9] JENKINS H A, GREENE N, TOLLIN D J. Round window stimulation of the cochlea [J]. Frontiers in Neurology, 2021, 12: 777010.
- [10] 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.
- [11] SONG C I, CHO H H, CHOI B Y, et al. Results of active middle ear implantation in patients with mixed hearing loss after middle ear surgery: A prospective multicenter study (the ROMEO study)[J]. Clinical and Experimental Otorhinolaryngology, 2022, 15(1): 69.
- [12] KNOLKE N, MURAWSKI D, WARDENGA N, et al. The hannover coupler V2: Audiological outcomes of a round window coupler for the vibrant soundbridge[J]. Laryngoscope Investigative Otolaryngology, 2022, 7(3): 840-846.
- [13] 王丹妮, 赵守琴, 李轶, 等. 先天性前庭窗闭锁的圆窗模式振动声桥植入(附9例报告)[J]. 临床耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2017, 31(8): 588-591. WANG D N, ZHAO SH Q, LI Y, et al. Vibrant soundbridge implantation of congenital atresia of oval window (with summary of nine cases) [J]. Journal of Clinical Otorhinolaryngology, 2017, 31(8): 588-591.
- [14] SPRINZL G, WOLF-MAGELE A, SCHNABL J, et al. The active middle ear implant for the rehabilitation of sensorineural, mixed and conductive hearing losses[J]. Laryngo-Rhino-Otologie, 2011, 90(9): 560-572.
- [15] BERNARDESCHI D, HOFFMAN C, BENCHAA T, et al. Functional results of vibrant soundbridge middle ear implants in conductive and mixed hearing losses[J]. Audiology and Neurotology, 2011, 16(6): 381-387.
- [16] BELTRAME A M, MARTINI A, PROSSER S, et al. Coupling the vibrant soundbridge to cochlea round window: Auditory results in patients with mixed hearing loss [J]. Otology & Neurotology, 2009, 30(2): 194-201.
- [17] YAO W J, TANG D, CHEN Y Q, et al. Study on vibration characteristics and transmission performance of round window membrane under inverse excitation[J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2018, 18(3): 1850033.
- [18] 王学林, 胡于进. 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.
- WANG X L, HU Y J. Evaluation of round window stimulation by a FE model of human auditory periphery[J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2012, 44(3): 622-630.
- [19] ARNOLD A, STIEGER C, CANDREIA C, et al. Factors improving the vibration transfer of the floating mass transducer at the round window [J]. Otolology & Neurotology, 2010, 31(1): 122-128.
- [20] GOSTIAN A O, PAZEN D, ORTMANN M, et al. Loads and coupling modalities influence the performance of the floating mass transducer as a round window driver[J]. Otolology & Neurotology, 2016, 37(5): 524-532.
- [21] NAKAJIMA H H, MERCHANT S N, ROSOWSKI J J. Performance considerations of prosthetic actuators for round-window stimulation [J]. Hear Res, 2010, 263(1-2): 114-119.
- [22] MULLER M, SALCHER R, LENARZ T, et al. The Hannover coupler: Controlled static prestress in round window stimulation with the floating mass transducer[J]. Otolology & Neurotology, 2017, 38(8): 1186-1192.
- [23] NAKAJIMA H H, DONG W, OLSON E S, et al. Evaluation of round window stimulation using the floating mass transducer by intracochlear sound pressure measurements in human temporal bones[J]. Otolology & Neurotology, 2010, 31(3): 506-511.
- [24] RUSINEK R, LENCI S. Stapes vibrations induced by piezoelectric floating mass transducer [J]. Journal of Sound and Vibration, 2023, 548: 117556.
- [25] BRADLEY C D, REDLEAF M, MOGHIMI M J. Vibration transmissibility of unimorph piezoelectric actuator on flexible substrate for conductive hearing aids[C]. Microfluidics, BioMEMS, and Medical Microsystems XXI. SPIE, 2023, 12374:47-50.
- [26] 顾寒烈, 吴洪涛, 杨小龙, 等. 压电作动器非对称迟滞模型的建立和参数辨识[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(4): 903-909.
- GU H L, WU H T, YANG X L, et al. Modeling and parameter identification of asymmetric hysteresis for piezoelectric actuator[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(4): 903-909.
- [27] SHIN D H, CHO J H. Piezoelectric actuator with frequency characteristics for a middle-ear implant [J]. Sensors, 2018, 18(6): 1694-1704.
- [28] LIU H G, WANG H H, RAO Z S, et al. Numerical study and optimization of a novel piezoelectric transducer for a round-window stimulating type middle-ear implant[J]. Micromachines, 2019, 10(1): 40-55.
- [29] SU W Y, MARION M S, HINOJOSA R, et al. Anatomical measurements of the cochlear aqueduct, round window membrane, round window niche, and facial recess [J]. The Laryngoscope, 1982, 92(5): 483-486.
- [30] MULLER M, SALCHER R, PRENZLER N, et al. Redesign of the hannover coupler: Optimized vibration transfer from floating mass transducer to round window[J]. Biomed Res Int, 2018, 2018: 3701954.
- [31] TRINGALI S, KOKA K, DEVEZE A, et al. Round window membrane implantation with an active middle ear implant: A study of the effects on the performance of round window exposure and transducer tip diameter in human cadaveric temporal bones [J]. Audiology and Neurotology, 2010, 15(5): 291-302.
- [32] RAHNE T, SKARZYNSKI P H, HAGEN R, et al. A retrospective European multicenter analysis of the functional outcomes after active middle ear implant surgery using the third generation vibroplasty couplers[J]. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, 2021, 278(1): 67-75.
- [33] 徐凯, 杨锐. 基于 QPSO-DBN 集成学习的城轨列车定位研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2022, 36(9): 21-28.
- XU K, YANG R. Research on the positioning of urban rail train based on QPSO-DBN ensemble learning[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2022, 36(9): 21-28.
- [34] 王红尧, 郑鸿林, 田劫, 等. 面向矿井动目标的 PSO-SVR 模型与 UWB Chan 优化距离指纹融合定位方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2022, 36(7): 106-114.
- WANG H Y, ZHENG H L, TIAN J, et al. Fusion location method of PSO-SVR model and UWB Chan optimal fingerprint matching for mine moving target[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2022, 36(7): 106-114.
- [35] 周建民, 李家辉, 尹文豪, 等. 基于 CEEMDAN 和 PSO-OCSVM 的滚动轴承性能退化评估[J]. 电子测量与仪器学报, 2021, 35(7): 194-201.
- ZHOU J M, LI J H, YIN W H, et al. Evaluation of rolling bearing degradation performance based on CEEMDAN and PSO-OCSVM[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2021, 35(7): 194-201.
- [36] SEMENESCU A, RADU-IONITĂ F, MATES I M, et al. Finite element analysis on a medical implant[J]. Rom J Ophthalmol, 2016, 60(2): 116-119.

- [37] HU S T, CAO X B, REDDYHOFF T, et al. Flexibility-patterned liquid-repelling surfaces [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2021, 13(24): 29092-29100.
- [38] VALVIK B R, JOHNSEN M, LAUKLI E. Multifrequency tympanometry: Preliminary experiences with a commercially available middle-ear analyzer [J]. *Audiology*, 1994, 33(5): 245-252.
- [39] KIM M K, PARK I Y, SONG B S, et al. Fabrication and optimal design of differential electromagnetic transducer for implantable middle ear hearing device[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2006, 21(11): 2170-2175.
- [40] MAASSEN M M, RODRIGUEZ JORGE J, HERBERHOLD S, et al. Safe and reliable sound threshold measures with direct vibration of the ossicular chain[J]. *Laryngoscope*, 2004, 114(11): 2012-2020.
- [41] WANG Z G, ABEL E W, MILLS R P, et al. Assessment of multi-layer piezoelectric actuator technology for middle-ear implants [J]. *Mechatronics*, 2002, 12(1): 3-17.
- [42] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. 电声学-助听器通用规范: GB/T 14199—2010 [S]. 北京: 中国标准出版社, 2010.
General Administration of Quality Supervision, Inspection and Quarantine of the People's Republic of China. Electroacoustics-general specification for hearing aids: GB/T 14199—2010 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2010.
- [43] SHIN D H, SEONG K W, PURIA S, et al. A tri-coil bellows-type round window transducer with improved frequency characteristics for middle-ear implants [J]. *Hear Res*, 2016, 341: 144-154.
- [44] ASTM C. Standard practice for describing system output of implantable middle ear hearing devices: ASTM F2504-05 [S]. ASTM International: West Conshohocken, 2014.

作者简介



刘后广, 2004年于安徽农业大学获得学士学位, 2007年于西南交通大学获得硕士学位, 2011年于上海交通大学获得博士学位, 现为中国矿业大学教授, 主要研究方向为仿生制造、振动噪声分析与控制。

E-mail: liuhg@cumt.edu.cn

Liu Houguang received B. Sc. degree from Anhui Agricultural University in 2004, M. Sc. degree from Southwest Jiaotong University in 2007 and Ph. D. degree from Shanghai Jiao Tong University in 2011. He is currently a professor at China University of Mining and Technology. His current research interests include bionic manufacturing, vibration and noise analysis and control.



寇寅欣(通信作者), 2020年于河南理工大学获得学士学位, 现为中国矿业大学在读博士研究生, 主要研究方向为压电作动器的开发和控制。

E-mail: kouyinxin@cumt.edu.cn

Kou Yinxin (Corresponding author) received the B. Sc. degree in 2020 from the Henan Polytechnic University. He is currently working toward the Ph. D. degree in China University of Mining and Technology. His research interests include the development and control of piezoelectric actuators.



王杰, 1997年于山西医科大学获得学士学位, 2004年于中国人民解放军第四军医大学获得硕士学位, 2011年于首都医科大学获得医学博士学位, 现为首都医科大学附属同仁医院主任医师, 主要研究方向为人工听觉技术转化。

E-mail: otjiewang@outlook.com

Wang Jie received his B. Sc. degree from Shanxi Medical University in 1997, M. Sc. degree from Fourth Military Medical University in 2004, and Ph. D. degree from Capital Medical University in 2011. He is currently a chief physician at Beijing Tongren hospital affiliated to Capital Medical University. His research interest includes the translational research on artificial hearing technology.



饶柱石, 1983年于上海交通大学获得学士学位, 1992年哈尔滨工业大学获得博士学位, 现为上海交通大学教授, 主要研究方向为结构振动噪声分析与控制、生物力学与仿生学。

E-mail: zsrhao@sjtu.edu.cn

Rao Zhushi received his B. Sc. degree from Shanghai Jiao Tong University in 1983 and received his Ph. D. degree from Harbin Institute of Technology in 1992. He is currently a professor at Shanghai Jiao Tong University. His research interests include structural vibration and noise analysis and control, biomechanics and bionics.