

文章编号:1004-7220(2017)01-0021-06

基于压电叠堆的砧骨激励式人工中耳低功耗结构设计

王梦丽¹, 刘后广¹, 杨建华¹, 周雷², 黄新生², 韩帅¹

(1. 中国矿业大学 机电工程学院, 徐州 221116; 2. 复旦大学附属中山医院 耳鼻喉科, 上海 200032)

摘要: **目的** 设计一种具有位移放大结构的压电振子改进方案,用于降低现有砧骨激励式人工中耳压电叠堆振子的功耗。**方法** 首先,基于人耳解剖结构,设计带有位移放大结构和仅仅由压电叠堆构成的两种压电振子,并建立相应压电振子与中耳的耦合力学模型。通过对比该两种耦合力学模型的计算结果,分析引入位移放大结构前后的人工中耳听力补偿性能及功耗。**结果** 引入位移放大结构后,压电振子在 10.5 V 有效电压驱动下,在 1 kHz 频率处的等效声压级由之前的 100 dB 增大至 113 dB。此外,由压电叠堆直接激励时,振子在 1、2 和 4 kHz 处的功耗分别为 6.42、1.56 和 0.28 mW;引入位移放大结构后,压电振子对应上述 3 个频率点的功耗分别降低至 0.39、0.09 和 0.01 mW。**结论** 所设计的带有位移放大结构的压电振子能够提高砧骨激励式人工中耳的听力补偿能力,有效降低压电振子的功耗。研究结果将有助于人工中耳结构设计的进一步完善,从而达到更好的听力补偿效果。

关键词: 人工中耳; 砧骨激励; 压电振子; 位移放大结构; 有限元模型; 功耗

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.01.004

Low power consumption structure design of an incus-stimulating middle ear implant based on piezoelectric stack

WANG Meng-li¹, LIU Hou-guang¹, YANG Jian-hua¹, ZHOU Lei², HUANG Xin-sheng², HAN Shuai¹ (1. *College of Mechatronic Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China*; 2. *Department of Otorhinolaryngology, Zhongshan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200032, China*)

Abstract: Objective To improve the design plan and get a piezoelectric actuator with displacement magnification structure, so as to reduce power consumption of the existing incus-stimulating piezoelectric actuator for middle ear implant. **Methods** Based on anatomical structure of human ear, the piezoelectric actuator with displacement magnification structure, and the one only composed of piezoelectric stack were designed, respectively, then the corresponding coupled mechanical models of the middle ear with the piezoelectric actuator were established. By comparing the calculation results from the two types of coupled mechanical models, the hearing compensation property and power consumption of the actuator before and after the implantation with the displacement magnification structure were analyzed. **Results** After adding the displacement magnification structure, the sound pressure level (SPL) at 1 kHz frequency was increased from 100 dB to 113 dB when the piezoelectric actuator was stimulated by 10.5 V effective voltages. In addition, for the piezoelectric stack, its power consumption at the frequency of 1, 2 and 4 kHz were 6.42, 1.56 and 0.28 mW, respectively; after introducing the displacement magnification structure, the power consumption at the above-mentioned 3 frequencies decreased to 0.39, 0.09 and 0.01 mW, respectively. **Conclusions** Piezoelectric actuator with displacement magnification structure in this study can improve hearing compensation ability of the incus-stimulating middle ear implant, and effectively reduce the power

收稿日期:2016-02-27; 修回日期:2016-03-24

基金项目:国家自然科学基金项目(51305442),江苏省自然科学基金项目(BK20130194),江苏省博士后科研资助计划(1301122C)。

通信作者:刘后广,副教授,博士研究生导师,E-mail:liuhg@cumt.edu.cn。

consumption. The research findings will help to further improve the structure design of middle ear implant, thus achieving better hearing compensation effect.

Key words: Middle ear implant; Incus-stimulating; Piezoelectric actuator; Displacement magnification structure; Finite element model; Power consumption

针对助听器存在的耳道堵塞、高频增益小、伴有声反馈等问题,国内外很多机构开始研究人工中耳——一种植入式助听装置^[1-3]。根据驱动原理的不同,人工中耳又可分为电磁式和压电式两种^[4]。与电磁式相比,压电式具有频带宽、制造成本低、功耗小及抗电磁干扰等优点。目前,日本 Rion 公司的 Rion Device E-Type^[5]、美国 Envoy Medical 公司的 Esteem^[6]及澳大利亚 Cochlear 公司的 TICA^[7]都为采用了该技术的人工中耳。该类人工中耳在临床上具有一定效果,但皆采用了压电双晶片结构,输出增益较小,只能解决传导性听力损伤及中、轻度感音神经性听力损伤。此外,Rion Device E-Type 的植入需要切除锤骨、砧骨等组织,Esteem 的植入需要切断镫砧关节,必将使正常人耳的声音传导功能遭到破坏,而且这种破坏是不可逆转的,从而更加不利于患者传导性听力损伤的补偿。针对上述问题,本课题组曾提出一种采用高频增益优越的压电叠堆激振砧骨体的听力补偿方案^[8],研究结果表明,该方案具有较好的听力补偿效果;但这种振子功耗仍然较大,不利于人工中耳的便携式要求。为了降低压电叠堆型振子的能耗,田佳彬等^[9]提出将位移放大结构引入到振子机械结构中;但该研究基于的是悬浮式人工中耳,这种将振子钳夹在砧骨长突上的人工中耳,振子的植入会恶化患者的高频残余听力^[10-12],而感音神经性耳聋多发生在高频段,故不利于患者听力损伤的补偿。

针对上述问题,本文在前期研究的砧骨激励式压电振子基础上,提出一种带有位移放大结构的砧骨激励式压电振子改进方案,并基于中耳-振子耦合力学模型对该振子进行设计和分析。研究结果表明,改进后的压电振子功耗得到较大降低,功耗低于悬浮式压电振子,更适应人工中耳低功耗的要求。

1 压电振子参数设计

1.1 压电振子结构尺寸设计

前期研究中设计、制造的压电振子主要由压电

叠堆构成,植入到人体颞骨的乳突室内^[8]。针对其功耗较大,在制造工艺的允许下,将压电叠堆的横截面积由 4 mm^2 减小至 1 mm^2 ($1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$),以减小功耗。其他参数不变,即压电叠堆的厚度为 2 mm ,压电陶瓷材料为较通用的锆钛酸铅 PZT-4,密度为 $7.5 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ ^[8],通过尺寸计算可得该压电叠堆振子质量为 15 mg 。

1.2 位移放大结构设计

为了进一步降低压电振子的功耗,引入位移放大结构。与田佳彬等^[9]所设计的位移放大结构不同,为了减小压电振子的整体结构尺寸,采用内凹式机械结构(见图1)。材料选生物相容性较好的钛合金^[13],密度为 $4.42 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,弹性模量为 114 GPa ,泊松比为 0.33 。因人耳乳突室空间限制,放大结构总体长度为 3 mm ,高度为 1.6 mm ,宽度为 1 mm ,上下两端壁厚为 0.05 mm ,该放大结构的压电振子总体质量为 20.68 mg 。由图1可见,当压电叠堆在电压作用下产生变形量 Δx 时,放大结构上下两端将会沿垂直方向上产生位移量 Δy ,两位移量之间的关系为

$$\Delta y = G\Delta x \quad (1)$$

式中: G 为该结构的位移放大倍数, $G = L/(2h)$ ^[14];其中, L 为位移放大结构腔体长度, $L = 2.6 \text{ mm}$, h 为放大结构的单边内凹深度。考虑到植入位置中颞骨乳突室的限制, $h = 0.2 \text{ mm}$ 。计算可得 $G = 6.5$ 倍。

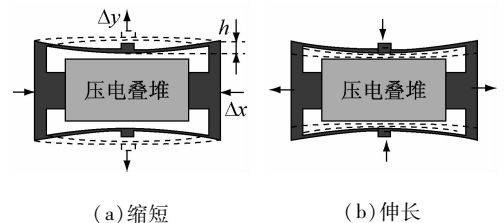


图1 带位移放大结构的压电振子结构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the piezoelectric actuator with displacement amplification structure

(a) Shortening, (b) Stretching

1.3 压电振子中压电叠堆层数的确定

为了确定压电叠堆的层数,需要对人耳传声力

学特性进行研究。为了更准确地研究人体生物力学特性,国内外大量采用有限元法来模拟^[15-20]。为此,本文也基于有限元法设计两种振子结构,并分别建立压电叠堆与中耳的耦合力学模型(见图2)。其中,图2(a)为没有引入位移放大结构的压电振子,为了模拟振子支座端固定在头骨上,将模型中压电叠堆固定端的位移约束;图2(b)为引入了位移放大结构的压电振子,同样,为了模拟振子支座端固定,将其放大结构固定端的位移约束。

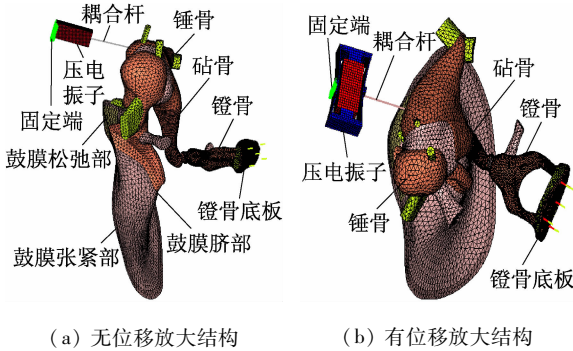


图2 压电叠堆振子-人工中耳耦合力学模型

Fig. 2 Coupled mechanical model of piezoelectric stack actuator-middle ear implant (a) Without displacement amplification structure, (b) With displacement amplification structure

模型中的人体中耳部分,直接采用本课题组前期报道的模型,中耳内各组织所选的单元类型、单元数和节点数和文献[21]一致。各组织的材料属性除了镫砧关节,其他部分也与文献[21]一致。本文镫砧关节的弹性模量为6 MPa,阻尼系数 $\beta = 75 \mu\text{s}$,使其更接近于常见的文献报道。该模型中耳边界条件为所有韧带和肌腱端部均被固定,耳蜗流体等效阻尼单元外侧端也被固定。为了验证中耳模型的可靠性,将模型计算的镫骨位移与实验测量数据^[22]进行对比(见图3)。结果表明,模型计算值总体趋势与实验测量值较一致,故该模型满足用于预测中耳生物力学特性的要求。

在中耳-压电振子耦合模型中,其压电叠堆采用机械、电路皆串联的方法近似模拟^[23],即建模时不考虑压电叠堆内层与层之间的电极层,只将电极设在叠堆的两端面,通过改变施加在这两端面电极上的电压,来分析压电叠堆层数对压电振子激振效果的影响。Ghasemi-Nejhad等^[23]通过实验验证了该压电叠堆简化建模方法的可信度。此外,模型中压

电叠堆的极化方向为其伸缩运动方向,其单元类型选为8节点的三维压电单元C3D8E,单元节点数为2 541,压电材料选为PZT-4,其材料属性参考文献[8]。位移放大结构的单元类型选为8节点三维实体单元C3D8R,单元节点数为9 400。再通过耦合杆建立压电叠堆与砧骨体之间的连接。耦合杆采用杆单元近似模拟,其一端与压电振子作用端耦合,另一端与砧骨体耦合,从而使压电叠堆的输出位移通过耦合杆传给听骨链。耦合杆材料选为钛合金,密度为 $4.5 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,弹性模量为107.8 GPa。耦合杆长度为2 mm,横截面积为 0.3 mm^2 。

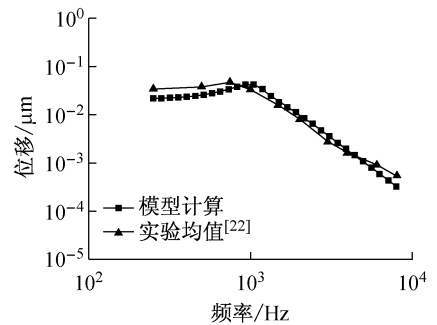


图3 镫骨底板位移对比

Fig. 3 Comparison of the stapes footplate displacement

为了确定所需压电叠堆层数,先对无位移放大结构的压电振子进行计算。计算过程中,波定最大有效驱动电压10.5 V^[24]。通过数值计算,得到在该电压驱动下压电叠堆层数对压电振子激振效果的影响(见图4)。在10.5 V有效驱动电压作用下,压电振子中压电叠堆层数为50层时,便可在低频区对镫骨激起相当于100 dB声压的激振振幅。因此,最终确定压电叠堆的层数为50层,满足听力补偿要求。

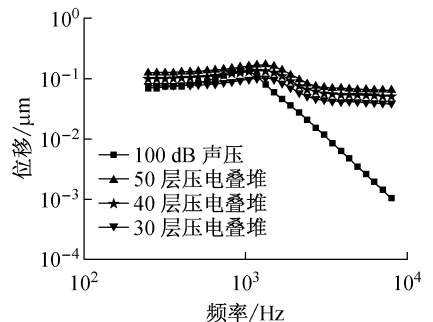


图4 100 dB声压激振和压电振子激振的镫骨底板位移

Fig. 4 Stapes footplate displacement of acoustic stimulation with 100 dB sound pressure level and piezoelectric actuator stimulation

2 结果

2.1 压电振子等效声压级

人工中耳研究领域中,通常以等效声压级作为其听力补偿性能的评价指标^[25],该值反映了人工中耳激振下对应的外耳道声压激振水平。因此,本文也采用该指标对比研究引入位移放大结构前后的振子听力补偿性能,其计算公式为

$$P_{eq} = 100 + 20\lg\left(\frac{d_{tr}}{d_{ac}}\right) \quad (2)$$

式中: P_{eq} 为压电振子对应的等效声压级; d_{tr} 为压电振子激振下镫骨底板位移幅值; d_{ac} 为鼓膜声压激振下镫骨底板位移幅值。

通过所建两种压电振子与中耳的耦合力学模型,并参考 100 dB 声压级 (sound pressure level, SPL) 鼓膜声压激振下镫骨底板位移幅值,通过式(2)计算出两种不同结构压电振子在 10.5 V 有效驱动电压作用下对应的等效声压级 (见图 5)。结果表明,引入该位移放大结构后,明显改善了压电振子的听力补偿效果。压电振子在 10.5 V 有效电压驱动下,在 1 kHz 频率处的等效声压级由之前的 100 dB 增大至 113 dB,而且这种增大在高频处更为显著。由于感音神经性耳聋多发生在高频段^[13],故对此类患者的听力补偿有利。引入位移放大结构后,要达到同等程度的等效声压级,压电振子所需要输入的电压将会明显降低,进而大大降低了功耗。

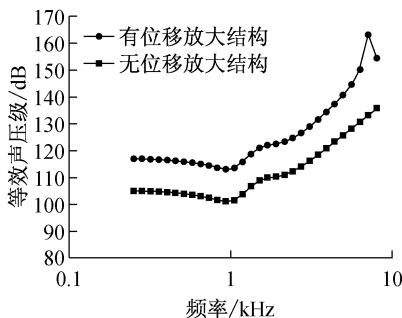


图5 两种振子的等效声压级比较

Fig. 5 Comparison of equivalent sound pressure between two types of actuators

2.2 压电振子功耗

人工中耳压电振子需要植入到患者颞骨乳突室内,属于便携式医疗装置,其功耗不宜过大。因此,需对压电振子的功耗进行分析。在驱动频率为 f 的

正弦电压 u_{rms} 驱动下,压电叠堆的电流 I_{rms} 及相应的功耗 P_{rms} ^[25] 分别为

$$I_{rms} = 2\pi f C u_{rms} \quad (3)$$

$$P_{rms} = \frac{1}{\sqrt{2}} I_{rms} u_{rms} = \sqrt{2} \pi f C u_{rms}^2 \quad (4)$$

式中: C 为压电叠堆的近似电容值,根据压电叠堆的材料特性参数和结构尺寸可得, $C = 17.75$ nF。本文所设计的两种压电振子,其压电叠堆材料均选为 PZT-4,故压电振子在一定激振频率下所需的输入电压决定了其功耗的大小。

过大的声激励会让患者听神经痛,国内外人工中耳研究多以 100 dB 鼓膜激振等效位移为设计标准^[26-27]。文本也以该值为参考指标,分别基于两种压电振子对应的耦合力学模型,计算出它们激振起 100 dB 等效声压级时所需的驱动电压。再将计算得出的驱动电压值代入式(3)、(4),得出振子所需功耗值 (见图 6)。引入位移放大结构前,振子在 1、2 和 4 kHz 处的功耗分别为 6.42、1.56 和 0.28 mW;引入位移放大结构后,对应上述 3 个频率点的功耗分别为 0.39、0.09 和 0.01 mW。由此可见,引入位移放大结构之后,压电振子的功耗得到显著的降低。

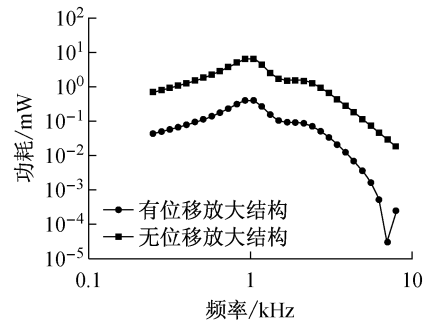


图6 两种振子的功耗比较

Fig. 6 Comparison of power consumption between two types of actuators

3 讨论

现今临床上常用的 SOUNDBRIDGE^[28] 是一款作动器绑定在砧骨长突上的悬浮式人工中耳。理论与实验研究表明,该种人工中耳植入后,患者的残余听力会随着振子质量的增大而恶化^[10-12],进而对振子的制造工艺提出了过高的要求。相对而言,本体固定在头骨上,通过作用端激振砧骨体来补偿听力

的砧骨激励式人工中耳,振子的植入对患者高频段残余听力影响较小^[29]。但目前临床上使用的砧骨激励式人工中耳都采用压电双晶片结构,使得高频补偿效果较差^[25],不利于感音神经性耳聋的补偿。

针对上述问题,本课题组前期曾提出利用压电叠堆实现砧骨激励式人工中耳的听力补偿方案^[8]。该方案利用压电叠堆谐振频率高的特点,能显著提高振子的高频增益。但与此同时,其功耗也高于传统人工中耳,不利于人工中耳此类植入式装置的实施。因此,如何降低功耗是上述问题的关键所在。为了降低压电叠堆型振子的功耗,田佳彬等^[9]将位移放大结构引入悬浮式人工中耳中,效果显著。但基于的人工中耳仍采用悬浮式结构,该类人工中耳振子的植入会显著恶化患者的高频残余听力。基于此,本文探索研究能否将位移放大结构引入到前期提出的砧骨激励式人工中耳中。

考虑到压电叠堆功耗与横截面积相关,本文先在现有制造工艺的允许下,减小压电叠堆的横截面积。结果表明,激励起 100 dB 声强下的镫骨运动幅值,其功耗依然高达 6.42 mW (1 kHz 处),远高于 Leysieffer 等^[32]所报道的电磁式人工中耳 0.25 mW 功耗量^[30]。为此,本文进一步引入了位移放大器,对压电振子结构进行改进。该放大结构可以在压电叠堆输入位移不变的情况下,放大整体输出的位移量;进而减小补偿同样大小听力损伤下所需的驱动电压,以此来减小功耗。研究表明,该放大结构可以在压电叠堆输入位移不变的情况下,使整体输出的位移量更加明显;进而减小补偿同样大小听力损伤下所需的驱动电压,功耗明显降低。具体来说,通过引入该改进结构的压电振子后,可以将振子激起 100 dB 幅值所需的功耗降低至 0.39 mW,与现有电磁式人工中耳功耗相当。本课题组后期将结合人耳解剖结构,对该振子的结构进行进一步完善,完成其支撑部件及与患者人体隔绝的壳体设计,使其能够植入体内,固定在颞骨上;并搭建由激光测振仪、测声探管、测声器等构成的颞骨实验台,对其实际听力补偿性能进行测试。

4 结论

本文针对先前设计的压电叠堆式人工中耳功耗较大的问题,提出一种带有位移放大结构的压电振

子。基于人耳解剖结构及中耳-振子耦合力学模型,对振子的设计参数进行确定。此外,对比分析了引入位移放大结构前后压电振子的等效声压级和功耗。研究表明:

(1) 采用位移放大结构后,压电振子在同等电压驱动下的等效声压级得到明显提升,进而可以补偿更程度的听力损伤;

(2) 补偿相同程度的听力损伤,带有位移放大结构的压电振子所需的功耗得到较大的降低,可满足人工中耳低功耗的要求。

参考文献:

- [1] GAN RZ, DAI CK, WANG XL, et al. A totally implantable hearing system: Design and function characterization in 3D computational model and temporal bones [J]. *Hear Res*, 2010, 263(1-2): 138-144.
- [2] 刘后广, 闵小峰, 塔娜, 等. 人工中耳惯性压电式悬浮振子驱动电压研究[J]. *压电与声光*, 2010, 32(2): 233-235.
- [3] KALTENBACHER D, SCHACHTELE J, GOLL E, et al. Design study of a miniaturized displacement transducer (MDT) for an active middle ear implant system [J]. *Biomed Microdev*, 2014, 16(6): 805-814.
- [4] TYSOME JR, MOORTHY R, LEE A, et al. Systematic review of middle ear implants: Do they improve hearing as much as conventional hearing AIDS? [J]. *Otol Neurotol*, 2010, 31(9): 1369-1375.
- [5] KOMORI M, YANAGIHARA A, HINOHIRA Y, et al. Re-implantation of the Rion E-type semi-implantable hearing aid: Status of long-term use and hearing outcomes in eight patients [J]. *Auris Nasus Larynx*, 2012, 39(6): 572-576.
- [6] MAURER J, SAVVAS E. The esteem system: A totally implantable hearing device [J]. *Adv Otorhinolaryngol*, 2010, 69: 59-71.
- [7] ZENNER HP. TICA totally implantable system for treatment of high-frequency sensorineural hearing loss [J]. *Ear Nose Throat J*, 2000, 79(10): 770-777.
- [8] LIU HG, RAO ZS, HUANG XS, et al. An incus-body driving type piezoelectric middle ear implant design and evaluation in 3D computational model and temporal bone [J]. *Sci World J*, 2014, DOI: 10.1155/2014/121624.
- [9] 田佳彬, 饶柱石, 塔娜, 等. 人工中耳悬浮式压电振子的优化设计[J]. *振动与冲击*, 2015, 34(5): 136-140.
- [10] WANG X, HU Y, WANG Z, et al. Finite element analysis of the coupling between ossicular chain and mass loading for evaluation of implantable hearing device [J]. *Hear*

- Res, 2011, 280(s1-2): 48-57.
- [11] NEEDHAM AJ, JIANG D, BIBAS A, *et al.* The effects of mass loading the ossicles with a floating mass transducer on middle ear transfer function [J]. *Otol Neurotol*, 2005, 26(2): 218-224.
- [12] 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.
- [13] WANG Z, MILLS R, LUO H, *et al.* A micropower miniature piezoelectric actuator for implantable middle ear hearing device [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011, 58(2): 452-458.
- [14] SHIH WY, SHIH WH, AKSAY IA. Scaling analysis for the axial displacement and pressure of flextensional transducers [J]. *J Am Ceram Soc*, 1997, 80(5): 1073-1078.
- [15] 姚文娟, 李兵, 胡宝琳, 等. 置换部分听骨质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.
- [16] 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.
 LIU YX, LI S, SUN XZ. Numerical analysis of pathologic tympanic membrane of human ear [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(4): 275-278.
- [17] 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.
- [18] 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(8): 907-916.
- [19] 赵改平, 方新果, 王晨曦, 等. 脊柱颈胸结合部 C5 ~ T2 三维有限元建模与验证[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(1): 56-61.
 ZHAO GP, FANG XG, WANG CX, *et al.* Establishment and validation for a 3D finite element model of cervicothoracic junction C5-T2 [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 56-61.
- [20] 刘梦超, 吴信雷, 林崇翔, 等. 颞下颌关节骨骼肌肉系统三维有限元模型的构建[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(2): 118-124.
- LIU MC, WU XL, LIN CX, *et al.* Construction of a 3D finite element model of temporomandibular joints including the musculoskeletal system [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(2): 118-124.
- [21] 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.
- [22] GAN RZ, WOOD MW, DORMER KJ. Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system [J]. *Otol Neurotol*, 2004, 25(4): 423-435.
- [23] GHASEMI-NEJHAD MN, POURJALALI S, UYEMA M, *et al.* Finite element method for active vibration suppression of smart composite structures using piezoelectric materials [J]. *J Thermoplast Compos Mater*, 2006, 19(3): 309-352.
- [24] LAURSEN W. Breaking the sound barrier [J]. *Eng Technol*, 2006, 1(3): 38-41.
- [25] WANG ZG, ABEL EW, MILLS RP, *et al.* Assessment of multi-layer piezoelectric actuator technology for middle-ear implants [J]. *Mechatronics*, 2002, 12(1): 3-17.
- [26] 刘后广, 田佳彬, 饶柱石, 等. 砧骨激励式压电振子听力补偿性能实验[J]. *噪声与振动控制*, 2014, 34(1): 191-195.
- [27] HONG EP, KIM MK, PARK IY, *et al.* Vibration modeling and design of piezoelectric floating mass transducer for implantable middle ear hearing devices [J]. *Leice Trans Fundam Electro Commun Comput Sci*, 2007, 90(8): 1620-1627.
- [28] BALL GR. The vibrant soundbridge: Design and development [J]. *Adv Otorhinolaryngology*, 2010, 69: 1-13.
- [29] LIU H, GE S, CHENG G, *et al.* The effect of implantable transducers on middle ear transfer function: A comparative numerical analysis [J]. *J Mech Med Biol*, 2016, 16(4): 16500401-16500416.
- [30] LEYSIEFFER H, BAUMANN JW, MULLER G, *et al.* An implantable piezoelectric hearing aid transducer for sensorineural hearing loss. Part II: Clinical implant [J]. *HNO*, 1997, 45: 801-805.