

文章编号 1004-924X(2015)04-1011-08

三分频式压电骨传导助听装置的仿真与测试

曾 平¹, 高莹莹¹, 董景石^{*1}, 陈艳辉¹, 陈胜辉², 程光明²

(1. 吉林大学 机械科学与工程学院, 吉林 长春 130022; 2. 浙江师范大学 精密机械研究所, 浙江 金华 321004)

摘要:设计了一种采用 3 个结构尺寸不同的压电振子进行电信号—音频信号转换的三分频式压电骨传导助听装置, 该装置可以适应较宽的工作频率范围。对压电振子进行了模态仿真分析和谐波响应仿真分析, 得出了压电振子最佳振型和谐振频率, 确定了各个压电振子的工作频率段。根据仿真结果设计制作了三分频压电骨传导助听装置试验样机, 对样机的幅频特性和响度进行了试验测试。结果显示: 助听装置中低频、中频和高频压电振子的最大振动幅值分别为 86.08 μm 、34.24 μm 和 1.545 μm , 且处于各自振动频率段内; 低频、中频和高频压电振子在各自频段内响度最大, 各频段的最大响度值依次为 69.1 dB、98.3 dB 和 117.1 dB。由于 3 个压电振子同时工作时, 各频段声音都能得到较好的响应, 因此拓宽了声音的响应频域。

关键词:骨传导助听装置; 三分频式; 压电振子; 仿真

中图分类号: TN384; R764.5 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20152304.1011

Simulation and test of three-frequency piezoelectric bone conduction hearing device

ZENG Ping¹, GAO Ying-ying¹, DONG Jing-shi¹,
CHEN Yan-hui¹, CHEN Sheng-hui², CHENG Guang-ming²

(1. College of Mechanical Science and Technology, Jilin University, Changchun 130022, China;

2. Institute of Precision Machinery, Zhejiang Normal University, Jinhua 321004, China)

* Corresponding author, E-mail: dongjs@jlu.edu.cn

Abstract: A three-frequency piezoelectric bone conduction hearing aid device was proposed. The device adopts three piezoelectric vibrators with different sizes to converse the electrical signals into audio signals, which could adapt to a wide frequency range. The modal analysis and harmonic response simulation analysis of the vibrators were conducted, the best modes and resonance frequencies of the vibrators were selected, and their operating frequency bands were determined. A prototype for three-frequency piezoelectric bone conduction hearing aid devices was designed and manufactured according to the simulation results, and its amplitude-frequency characteristics and loudness were tested. The experiments show that the maximum vibration amplitudes of the low-frequency, mid-frequency and high-frequency piezoelectric vibrators are 86.08 μm , 34.24 μm and 1.545 μm , respectively, and they appear in their respective frequency bands. At their own response frequency band, every piezoelectric

收稿日期: 2014-06-16; **修订日期:** 2014-07-19.

基金项目: 高等学校博士学科点专项科研基金资助项目 (No. 20110061110024); 教育部高等学校科技创新工程重大项目培育资金资助项目 (No. 708028); 辽宁省科学技术计划资助项目 (No. 2013225089)

vibrator's loudness is largest and the maximum values are 69.1 dB, 98.3 dB and 117.1 dB, respectively. When three piezoelectric vibrators are working at their respective bands simultaneously, the sound in each frequency band could obtain very good response, which broadens the sound response frequency domain of the hearing device.

Key words: bone conduction hearing device; three-frequency type; piezoelectric vibrator; simulation

1 引言

骨传导助听装置可以将声波振动信号通过颅骨接触传导,直接送至内耳而不经外耳和中耳,可帮助患有音导性听力损失的患者重新接收音讯信号,同时可协助没有听力障碍的用户在嘈杂的环境中轻松接听电话,特别适合于儿童及长时间佩戴耳机的人群。被广泛应用于人们的日常生活中。由于压电式骨传导助听装置的发声元件-压电振子具有结构紧凑、功耗小、无电磁辐射等优点,近年来得到国内外科科研工作者的青睐^[1,2]。

目前压电式骨传导助听装置主要有植入式和外部佩戴式两种。植入式助听装置需要手术植入,更换不便,还可能引发一些术后并发症^[3-6]。外部佩戴式的压电骨传导助听装置避免了手术风险,且便于更换。2008年,泰国的 S. Noimanee 等人设计了贴于乳突上的圆形振动膜片式骨传导助听装置,该装置频率响应可高达 9 000 Hz^[7]。2009年,北京艺鸿天下科技有限公司推出了一款无源型立体声骨传导听觉装置,其内部采用压电式振动器,响应频率为 55~3 200 Hz,最大承受功率为 300 mW。2010年,加拿大 Adamson 等研究了一种直接将压电片贴到颅骨上的助听装置,对装置进行的 0~10 kHz 谐响应分析中,在 9.2 kHz 处出现最大振动幅值 164 μm ^[8]。以往的压电式骨传导助听装置一般只运用单个压电振子作为声发生元件,由于压电振子响应频带较窄,助听装置往往高频或低频响度不足,中频输出能力不强。

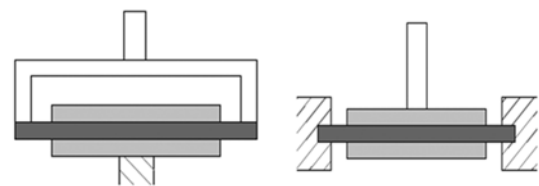
本文提出了一种可外部佩戴的三分频式压电骨传导助听装置,同时采用 3 个不同谐振频率的矩形压电振子作为振动发声元件。音频信号经过分频处理,分成低频段信号、中频段信号和高频段信号,各频段信号分别由 3 个不同谐振频率的压电振子传导,3 个压电振子同时工作在各自的谐振频率附近,提高了每段音频信号的传导效率,拓

宽了声音的响应频域。

2 压电振子支撑方式的选择

三分频式压电骨传导听觉装置中所用压电振子皆为矩形双晶片压电振子,采用的支撑方式有中间固支两端传导和两端固支中间支撑,结构如图 1 所示。

中间固支两端传导的压电振子端部可产生较大的变形,有利于提高听觉装置的发声响度,适用于高频段和低频段信号的传导;两端固支中间传导的支撑方式其电能和机械能的转换效率低,即机电耦合系数低,不利于节能,但输出力较大,适用于中频段信号的传导。因此低频和高压电振子均采用中间固支两端传导的支撑方式,中频压电振子采用两端固支中间传导的支撑方式。



(a) 中间固支两端传导 (b) 两端固支中间支撑
(a) Middle clamped (b) Clamped on both ends

图 1 压电振子支撑方式

Fig. 1 Support way of piezoelectric vibrator

3 仿真分析

3.1 仿真材料及参数

(1)助听装置发声部件最常用材料为 PZT-5 压电陶瓷系列。在 ANSYS 仿真中,采用 SOLID 5 作为压电陶瓷的结构单元来解决压电材料三维耦合分析问题^[9,10]。压电陶瓷材料的密度为 $\rho_p = 7.6 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,介电常数矩阵($\epsilon \times 10^{-9} \text{ F/m}$)、压电常数矩阵($e \times \text{C/m}^2$)和压电弹性系数矩阵(c

$\times 10^{10} \text{ N/m}^2$)分别为:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} 7.124 & 0 & 0 \\ 0 & 7.124 & 0 \\ 0 & 0 & 5.841 \end{bmatrix}$$

$$\boldsymbol{e} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -4.1 \\ 0 & 0 & -4.1 \\ 0 & 0 & 14.1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10.5 & 0 \\ 10.5 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\boldsymbol{c} = \begin{bmatrix} 13.2 & 7.1 & 7.3 & 0 & 0 & 0 \\ 7.1 & 13.2 & 7.3 & 0 & 0 & 0 \\ 7.3 & 7.3 & 11.5 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2.6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2.6 \end{bmatrix}$$

(2)金属基板材料是铍青铜,ANSYS 仿真中金属基板的结构单元选择 SOLID45^[11,12]。其密度为 $8.92 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 、弹性模量为 $E_p = 10.6 \times 10^{10} \text{ Pa}$ 、泊松比为 0.35。

(3)传导柱的材料选用有机玻璃,ANSYS 仿真中传导柱的结构单元也选择 SOLID45。密度为 $1.18 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 、静力学弹性模量为 $E_p = 3.15 \times 10^{10} \text{ Pa}$ 、动力学弹性模量为 $E_p = 4.35 \times 10^{10} \text{ Pa}$ 、泊松比为 0.49^[13,14]。

对低频、中频和高频 3 个压电振子进行仿真分析的过程中,网格划分大小为 1 mm,驱动电压为 15 V,压电振子结构尺寸参数如表 1 所示。

表 1 3 个压电振子尺寸参数

Tab.1 Dimension parameters of piezoelectric vibrator (mm)

振子	基板长度	基板厚度	晶片长度	晶片厚度	振子宽度	传导柱内外径	固支大小
低频压电振子	60	0.15	40	0.15	20	10、13	中心 3×10
中频压电振子	46	0.2	30	0.2	18	5	两端宽度 2
高频压电振子	22	0.3	16	0.3	10	6、9	中心 2×5

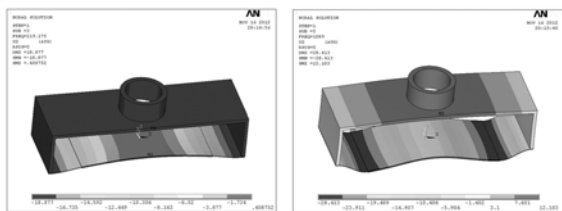
3.2 低频压电振子

不同的振动模式会影响压电振子振动时的能量转化^[15],首先对 3 个压电振子的振动模式进行分析。取低频压电振子的前六阶模式,其最佳模式振型如图 2 所示。

转变形中的一种或几种的结合,其中第三阶模式变形形状最为规则对称,可引起传导柱单纯的上下振动,对应频率为 219.175 Hz,为最佳振动模式;第五阶模式也是对称变形,频率为 1 088.8 Hz;其它模式不具有对称性,传导柱出现了倾斜,在与人的颅骨接触时不利于传声。

3 个压电振子对外传导都是利用传导柱处的振动,因此在对压电振子谐响应分析求解后,绘制传导柱处的谐响应曲线。低频压电振子谐响应取 0~2 000 Hz,传导柱处的谐响应(FREQ)曲线如图 3 所示。

在测试范围内,传导柱的振动位移出现 2 个突变值,对应于压电振子传导柱处的 2 个谐振频率。第一个谐振频率值在 220 Hz 左右,与第三阶模式频率相对应,说明压电振子工作在 220 Hz 左右时传导柱的振动位移最大;第二个谐振频率在 1 100 Hz 左右,说明工作在该频率处传导柱的振动也较为明显。



(a)第三阶模式振型图 (b)第五阶模式振型图
(a) The third mode (b) The fifth mode

图 2 低频压电振子模式振型图

Fig.2 Vibration modes of low-frequency vibrator

每种模式振型都是弯曲变形、伸缩变形和扭

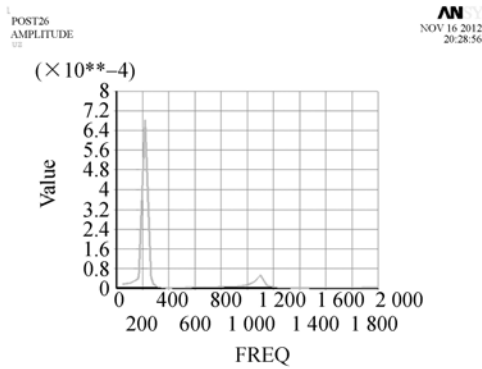


图 3 低频压电振子谐响应曲线图

Fig. 3 Harmonic distortion of low-frequency vibrator

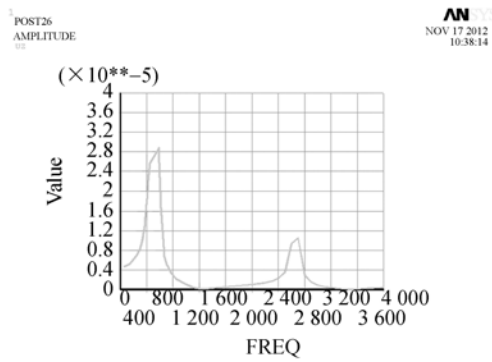


图 5 中频压电振子谐响应曲线图

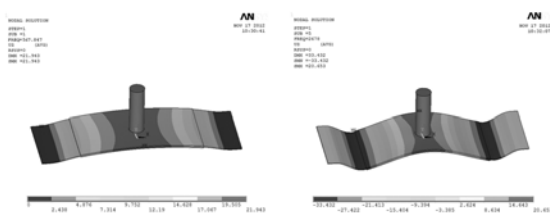
Fig. 5 Harmonic distortion of mid-frequency vibrator

3.3 中频压电振子

求解中频压电振子的前六阶模态,其最佳振动模态如图 4 所示。

3.4 高频压电振子

求解高频压电振子前六阶模态进行,最佳振动模态如图 6 所示。



(a)第一阶模态振型图 (b)第五阶模态振型图
(a) The first mode (b) The fifth mode

图 4 中频压电振子模态振型图

Fig. 4 Vibration mode of mid-frequency vibrator

其中第一阶模态变形形状最为规则对称,变形位移从两端到中间连续增大,可引起传导单纯的上下振动,且对应频率为 567.85 Hz,是最佳的振动模态;第五阶模态变形图也是对称变形,频率为 2 678.3 Hz,处于中频段内,亦可采用;其它模态不具有对称性,传导柱出现了倾斜。

中频压电振子谐响应取 0~4 000 Hz,传导柱处的谐响应曲线如图 5 所示。

在测试范围内,传导柱的振动位移出现 2 个突变值,对应于中频压电振子传导柱处的 2 个谐振频率。第一个谐振频率在 580 Hz 左右,与第一阶模态频率相对应,说明压电振子工作在 580 Hz 左右时传导柱振动位移最大;第二个谐振频率在 2 680 Hz 左右,与第五阶模态频率值相吻合,说明工作在该频率处时传导柱的振动也较为明显。

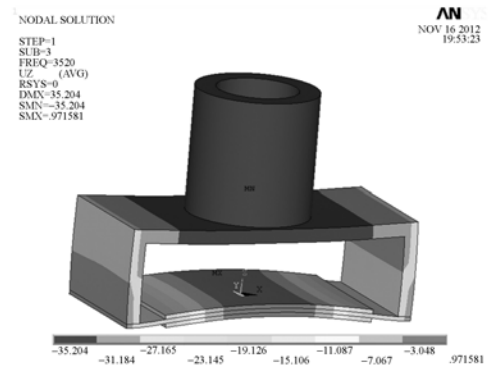


图 6 高频压电振子第三阶模态振型图

Fig. 6 The third mode of high-frequency vibrator

每种模态振型都是弯曲变形、伸缩变形和扭转变形中的一种或几种的结合,其中第三阶模态变形形状最为规则对称,可引起传导单纯的上下振动,且其模态频率值为 3 520.0 Hz,为最佳的振动模态;其它模态不具有对称性,不能引起压电振子单纯的上下运动。

谐响应取 2 000~6 000 Hz,高频压电振子传导柱处的谐响应曲线如图 7 所示。

在测试范围内,振动位移出现一个突变点,对应高频压电振子传导柱的一个谐振频率。该谐振频率在 3 400 Hz 左右,与高频第三阶模态频率相对应,说明该频率处传导柱有最为明显的振动位移。

考虑到人声声像定位的问题,通常中频段和低频段的分频点应为 200~300 Hz。结合低频、中频和高压电振子的最佳振动模态频率和传导

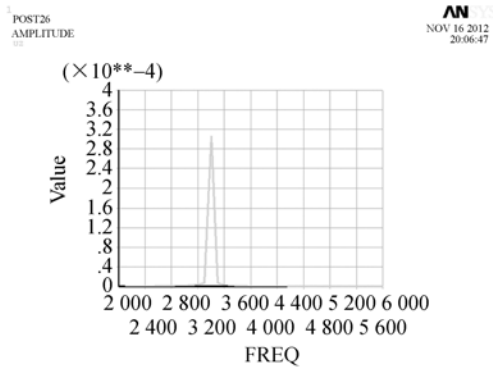


图 7 高频压电振子谐响应曲线图

Fig. 7 Harmonic distortion of high-frequency vibrator

柱处的谐振频率,确定助听装置的中低频分频点为 300 Hz,中高频的分频点为 3 000 Hz。即低频压电振子基本工作在 0~300 Hz 内,中频压电振子基本工作在 300~3 000 Hz 内,高频压电振子基本工作在 3 000 Hz 以上。

4 助听装置的设计制作

将高频、中频和低频压电振子组装形成听觉装置内部结构,如图 8 所示。

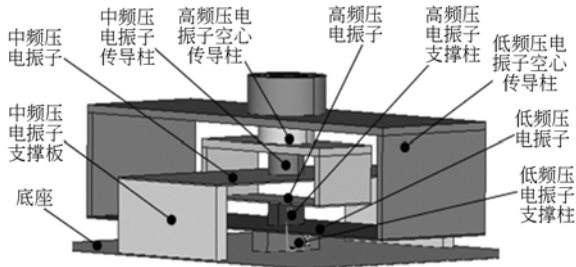


图 8 助听装置内部结构简图

Fig. 8 Diagram of device's internal structure

根据助听装置的结构设计和仿真分析结果,制作了三分频式压电骨传导助听装置的试验样机,如图 9 所示。三分频式压电骨传导助听装置的工作原理如图 10 所示。

音频信号经过电路分频后,分成高、中、低 3 个频率段的信号,经过功率放大后分别输入到高频、中频和低频压电振子,引起相应压电振子的振动并带动其传导柱振动,当传导柱与人的颅骨接触时引起颅骨的振动。颅骨的振动将声波传到内耳,耳蜗里的淋巴液压缩流动,挤压听毛细胞,最终传到听觉中枢使人感知声音信号。



图 9 助听装置实物图

Fig. 9 Physical map of hearing device

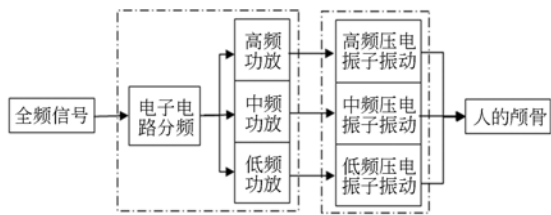


图 10 助听装置工作原理示意图

Fig. 10 Principle block diagram of hearing device

5 试验测试

5.1 试验测试装置

为了更好地了解助听装置的性能,对所制作的样机进行了试验测试,测试系统如图 11 所示,由任意波形发生器,功率放大器、激光测微仪和音频分析仪等组成。



(a) 位移测试装置 (b) 响度测试局部图

(a) Displacement test system (b) Loudness test system

图 11 助听装置测试系统

Fig. 11 System test on prototype

在该试验测试系统中,通过 LABVIEW 软件编写的任意波形发生器在计算机中产生频率和幅值可调的正弦信号,该信号通过功率放大器放大后输入到压电骨传导助听装置中,引起压电振子

的振动。通过激光测微仪测试助听装置传导柱处的振动幅值;用音频分析仪替换激光测微仪测试助听装置的响度。

5.2 幅频特性测试

对低频、中频和 高频压电振子分别输入电压为 28 V,频率可变的正弦波信号,测试其传导柱中心处位移随频率的变化,结果如图 12 所示。

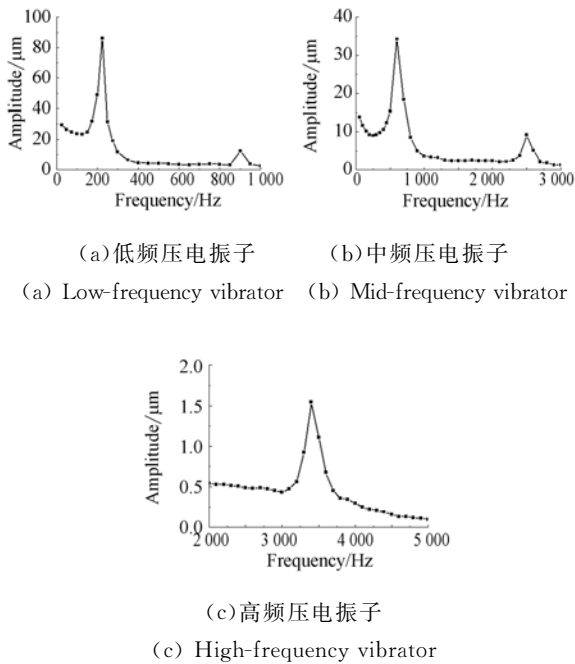


图 12 助听装置幅频特性曲线

Fig. 12 Amplitude-frequency characteristic curves

从测试结果可知,低频压电振子在 0~1 000 Hz 内,振幅出现 2 个极大值,其中第一个极大值为 86.08 μm ,在 200 Hz 左右,与谐响应仿真曲线中第一个谐振频率接近,处于低频压电振子工作频率段。中频压电振子在 0~3 000 Hz 内,振幅也有 2 个极大值,第一个振幅极大值为 34.24 μm ,在 600 Hz 左右,与谐响应仿真曲线中第一个谐振频率基本吻合;第二个振幅极值在 2 500 Hz 左右,与仿真曲线中压电振子的第二个谐振频率相吻合,两个极值点频率都处于其工作频率段内。高频压电振子在 2 000~5 000 Hz 内,振幅最大值为 1.545 μm ,出现在 3 400 Hz 左右,与仿真曲线中的谐振频率基本吻合,且处于其工作频率段内。

5.3 响度测试

音频分析仪工作时,接收到的声音信号经传声器转换成电信号,电信号经加权处理和衰减处

理后,再由放大器送到检波器,最后显示屏上直接给出声压级的数值。所用的 TES-1358 音频分析仪中有 A、C 两种计权网络,A 加权方式更能模拟人耳对不同频率音讯信号的感应能力,因此对 A 加权方式下的声压值进行测试。对 3 个压电振子进行 28 V 电压下的正弦波激励,改变频率,测试不同频率下 3 个压电振子的响度,结果如图 13 所示。

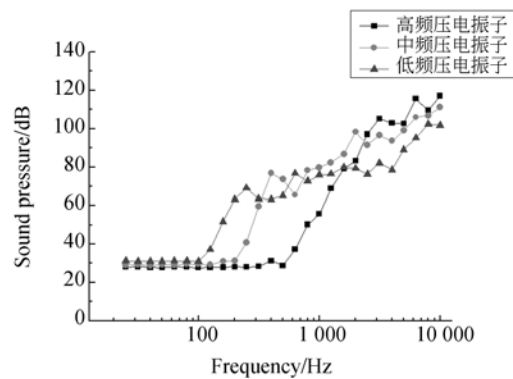


图 13 助听装置响度测试曲线

Fig. 13 Loudness test curves of prototype

测试结果显示,3 个压电振子在 100 Hz 以下的超低频区域的响度大小和环境噪声声压值相近,说明在超低频区域压电振子的响度小于环境噪声。随着频率的增加,3 个压电振子的响度曲线都有所上升,但上升的频率点和上升的幅度不同,低频压电振子大概在 100 Hz 左右,上升幅度最小;中频压电振子在 300 Hz 左右开始上升,上升幅度略大;高频压电振子大概在 1 000 Hz 左右开始,但最终上升的幅度最大。从整体来看,在低频区域 0~300 Hz 内,低频压电振子的响度最大,最大值为 69.1 dB;在中间频率段 300~3 000 Hz 内,中频压电振子的响度最大,最大响度值为 98.3 dB;在高频段 3~10 kHz 内,高频压电振子的响度最大,最大值达到 117.1 dB。虽然声压值不同,但符合三分频式压电骨传导助听装置中低频压电振子用来传输低频信号,中频压电振子用来传输中频信号,高频压电振子用来传输高频信号的要求。

6 结 论

本文提出三分频式压电骨传导助听装置,确定所用中频压电振子采用两端固支中间传导的支

撑方式,低频和低频压电振子采用中间固支两端传导的支撑方式。对3个压电振子进行仿真分析并确定了助听装置的分频点为300 Hz和3 000 Hz。设计制作了三分频压电骨传导助听装置试验样机,并对样机的幅频特性和响度进行试验测试。低频、中频和高频压电振子的最大振动幅值分别为86.08、34.24和1.545 μm ,且处于各自的

工作频率段内。低频区域内,低频压电振子的响度最大,最大响度值为69.1 dB;中频区域内,中频压电振子的响度最大,最大响度值为98.3 dB;高频区域内,高频压电振子响度最大,最大响度值为117.1 dB。3个压电振子同时在3个频率段内工作,使得全频段的信号都能得到很好的响应,拓宽了频率响应区域。

参考文献:

- [1] 刘泊,郭建英,孙永全. 压电陶瓷微位移驱动器建模与控制[J]. 光学精密工程, 2013, 21(6): 1503-1509.
LIU B, GUO J Y, SUN Y Q. Modeling and control for PZT micro-displacement actuator [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(6): 1503-1509. (in Chinese)
- [2] 朱猛,黄战华,王小军,等. 香味动态散斑法测量压电陶瓷位移特性曲线[J]. 光学精密工程, 2011, 19(4): 844-849.
ZHU M, HUANG ZH H, WANG X J, et al.. Measurement of piezoelectric displacement characteristic curves using dynamic speckle correlation [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19(4): 844-849. (in Chinese)
- [3] HONG E P, PARK I Y, SEONG K W, et al.. Evaluation of an implantable piezoelectric floating mass transducer for sensorineural hearing loss [J]. *Mechatronics*, 2009, 19(6): 965-971.
- [4] LIU H G, MING X F, RAO ZH SH. Design of floating mass type piezoelectric actuator for implantable middle ear hearing device [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2009, 22(2): 221-226.
- [5] 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的研究[J]. 压电与声光, 2010, 32(2): 233-235.
LIU H G, MIN X F, TAN, et al.. Study on the driving voltage of floating mass type piezoelectric inertial actuator for implantable middle ear hearing devices [J]. *Piezoelectrics & Acousto-optics*, 2010, 32(2): 233-235. (in Chinese)
- [6] WANG ZH G, MILLS R, LUO H Y, et al.. Brown and alfred cuschieri. A micropower miniature piezoelectric actuator for implantable middle ear hearing device [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(2): 452-458.
- [7] NOIMANEE S, WATTANASIRICHAIGOON S. Development of vibration interface to skin ear hearing devices using PB(TiO₂.48ZrO₂.52)O₃. [J]. *The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering*, 2008: 387-390.
- [8] ADAMSON R B A, BANCE M, BROWN J A. A piezoelectric bone-conduction bending hearing actuator [J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010, 128(4): 2003-2008.
- [9] 王新荣, 陈永波. 有限元法及 ANSYS 基础应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2008.
WANG X R, CHEN Y B. *Method of Finite Element and Based Applications of ANSYS* [M]. Beijing: science Press, 2008. (in Chinese)
- [10] 刘振华, 刘华巍, 曾祥君, 等. 压电复合元件耦合振动模态分析 [J]. 压电与声光, 2010, 32(4): 588-590.
LIU ZH H, LIU H W, ZENG X J, et al.. Piezoelectric modal coupling vibration analysis of composite components [J]. *Piezoelectrics & Acousto-optics*, 2010, 32(4): 588-590.
- [11] 孙景阳. 压电式骨传导听觉装置振动器结构与试验研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2010.
SUN J Y. *Structural design and experimental study of piezoelectric bone conduction auditory device vibrator* [D]. Changchun: Jilin University, 2010. (in Chinese)
- [12] 孙静. ANSYS 有限元分析在压电泵研究中的应用 [J]. 技术与教育, 2009, 23(1): 8-11.
SUN J. The applications of ANSYS finite element analysis in the piezoelectric pump [J]. *Technique & Education*, 2009, 23(1): 8-11. (in Chinese)
- [13] 吴生绪. 塑料成形工艺技术手册 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2008.
WU SH X. *Plastic Forming Technology Handbook* [M]. Beijing: Machinery Industry Press, 2008. (in Chinese)

- [14] 姜松,施小燕,曾昕鑫,等. 基于压杆后屈曲的工程材料形变行为及弹性模量测定[J]. 江苏大学学报(自然科学版). 2014,(1): 107-114.
JIANG S, SHI X Y, ZENG X X, *et al.*. Determination of engineering material deformation behavior of buckling and elastic modulus based on the pressure rod [J]. *Journal of Jiangsu University(Natural Science Edition)*, 2014,(1): 107-114. (in Chinese)
- [15] 刘树林,许小勇,翟宇毅,等. 振动模态对压电发电机陶瓷片粘贴位置的影响[J]. 光学精密工程, 2011,19(8):1801-1809.
LIU SH L, XU X Y, ZH Y Y, *et al.*. Effect of vibration modes on positions of piezoelectric ceramic patches for cantilever generators [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011,19(8):1801-1809. (in Chinese)

作者简介:

曾平(1957—),女,吉林长春人,教授,博士生导师,主要从事机械设计及理论、压电驱动技术的研究。E-mail: zengping321@163.com



高莹莹(1986—),女,山东菏泽人,硕士研究生,主要从事压电驱动技术的研究。E-mail: 853456695@qq.com

通信作者:

董景石(1973—),男,吉林长春人,副教授,现任吉林大学机械科学与工程学院教师,主要从事机械设计及理论、精密驱动与控制的研究。E-mail: dongjs@jlu.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)