

文章编号 1004-924X(2014)10-2765-08

弹性支撑式压电骨传导听觉装置

曾平¹, 陈艳辉¹, 高莹莹¹, 董景石^{1*}, 李彦鹏¹, 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:提出一种以圆形轮式片状弹簧作为中间弹性支撑的新型压电骨传导听觉装置以提高它的低频响应性能。通过对听觉装置的动力学建模,理论分析了由支撑弹簧和压电振子组成的振动系统;选择厚度为0.9 mm的片弹簧作为听觉装置的支撑元件,设计了圆形轮式片状支撑弹簧。最后,制作了弹性支撑式压电骨传导听觉装置的试验样机,搭建了试验测试系统,对样机的幅频特性、响频特性和噪频特性进行了试验测试。实验结果显示:当电源激励信号频率为550 Hz时,压电振子的最大振动幅值可达22.21 μm ;中低频区域的响度为60~70 dB,中高频区域的响度稳定在80 dB左右;在离听觉装置1 m远处测试到听觉装置的噪声大小为35~40 dB。得到的数据表明:圆形中间弹性支撑式压电骨传导听觉装置具有较好的低频响应性能,其响度基本能够满足佩戴者的听力要求,近距离噪声也不大。

关键词:弹性支撑;骨传导听觉装置;压电式听觉装置;固有频率

中图分类号:TN384;R764.5 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20142210.2765

Piezoelectric bone-conduction hearing device with elastic support

ZENG Ping^{1*}, CHEN Yan-hui¹, GAO Ying-ying¹,
DONG Jing-shi^{1*}, LI Yan-peng¹, 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 novel circular piezoelectric bone-conduction hearing device with a leaf spring support was proposed to improve its lower-frequency response performance. The equivalent dynamic system containing a support spring and a piezoelectric vibrator was analyzed theoretically by building the dynamic-model of the hearing device. The structure of the support spring was designed after selecting an optimum spring with the thickness of 0.9 mm as the support element. A prototype of piezoelectric bone-conduction hearing device was developed and the test system was built. The experimental test on amplitude-frequency characteristics and loudness-frequency characteristics were conducted. The results show that the maximum response amplitude of the piezoelectric system has reached up to 22.21 μm at 550 Hz. Furthermore, the loudness of the hearing device is between 60 dB and 70 dB in the low-frequency region, and that is stabilized at about 80 dB in the high-frequency region. The noise of the de-

收稿日期:2014-03-21;修订日期:2014-05-04.

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)

vice is within a basically reasonable level of 35—40 dB at one meter away. It concludes that the response amplitude of the hearing device is larger in the low-frequency region; the loudness of the device basically meets the requirements of the wearers with a smaller noise.

Key words: flexible support; bone conduction hearing device; piezoelectric hearing device; natural frequency

1 引言

在正常情况下,声波可以通过两条路径传入内耳:空气传导和骨传导。空气传导是我们所熟知的声波经耳廓由外耳道传递到中耳,再经听骨链传到内耳。骨传导是指声波通过颅骨、颌骨等的振动传到内耳。在骨传导中,声波无需经过外耳和中耳也可以传递到内耳,也不会因为在空气中的扩散而影响到他人。因此当外耳和中耳的病变使声波传递受阻时,可以利用骨传导来弥补听力不足^[1,2]。

目前,利用骨传导原理设计制作的骨传导听觉装置主要有电磁式和压电式两种。电磁式骨传导听觉装置已有较成熟的产品,工作性能较好,但其功率越大,越难以微型化,且易因电磁辐射对患者造成二次伤害。压电式骨传导听觉装置用压电振子做为发声元件,而压电振子具有在电信号激励下产生机械振动的特性^[3,4],利用压电振子的这一特性产生发声能量,在佩戴过程中不受电磁辐射影响,并且其有体积小、响应速度快和消耗功率低等优点^[5,6],故这种骨传导听觉装置近年来受到了广泛关注。

压电骨传导听觉装置在国内外外早已有相关研究,主要有需要手术植入的固定式听觉装置和无需手术的外部佩戴式听觉装置。其中前者更换不便,手术过程中有风险,还可能出现术后并发症^[7,8];更换方便,正常人也可以佩戴,其应用范围也更广^[9,11]。目前,压电式骨传导听觉装置所用的压电振子主要有两种典型的支撑方式,中间固定支撑和周边固定支撑^[12-13]。不同支撑方式的压电振子的变形量和响应频率不同,这些压电骨传导听觉装置的共同特点是响应频率较高,一般在 1 500~2 500 Hz,有的甚至达到 3 000 Hz 以上,往往低频响应不足。

本文提出一种新的支撑方式——弹性支撑作为压电骨传导听觉装置中压电振子的支撑方式。通过对装置内部结构的理论分析和对可实现

弹性支撑的片状弹簧的设计,制作了一种中间弹性支撑式的压电骨传导听觉装置。这种听觉装置除了有压电振子自身振动产生的变形外,还有支撑弹簧的变形,因此整个装置有较大的变形量;和固定支撑相比,弹性支撑整个系统的刚度相对减小,装置的固有频率也减小,因此有较好的低响频性能。文中通过试验的方式对所设计装置响度和噪声进行了测试。

2 理论分析

中间弹性支撑式圆形压电式骨传导听觉装置主要由传导膜、支撑柱、压电振子、片状弹簧、橡胶圈、上盖和下座等组成,其结构如图 1 所示。

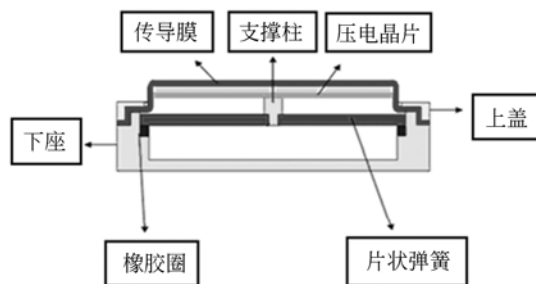


图 1 听觉装置结构简图

Fig. 1 Structure diagram of hearing device

片弹簧的周边通过橡胶圈固定在下座上,中间通过支撑柱与压电振子连在一起,压电振子的周边自由,上面盖有一层传导膜,传导膜的四周通过上盖固定,其他地方直接与人的颅骨接触。

运用振动学理论将听觉装置的内部结构简化为由圆形压电振子和支撑弹簧组成的自由振动的动力学系统^[14-15],如图 2 所示。

将支撑弹簧和压电振子都等效为轻弹簧、阻尼器和质量块 3 部分,其中支撑弹簧等效的轻弹簧的刚度为 k_1 、阻尼器的阻尼为 c_1 、质量块的质量为 m_1 、压电振子等效的轻弹簧的刚度为 k_2 、阻尼器的阻尼为 c_2 、质量块的质量为 m_2 。 $x_1(t)$ 和 $x_2(t)$ 分别表示弹簧质量 m_1 和压电振子质量 m_2 在任意时刻 t 时的位移。

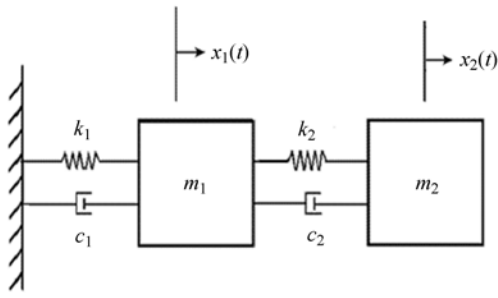


图 2 听觉装置动力学模型

Fig. 2 Dynamical model of hearing device

根据动力学原理,系统微分方程组为:

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1(t) - k_1 x_1(t) - c_1 \dot{x}_1(t) + k_2 [x_2(t) - x_1(t)] + \\ c_2 [\dot{x}_2(t) - \dot{x}_1(t)] = 0 \\ m_2 \ddot{x}_2(t) - k_2 [x_2(t) - x_1(t)] - c_2 [\dot{x}_2(t) - \dot{x}_1(t)] = 0 \end{cases} \quad (1)$$

为了计算听觉装置动力学系统的固有频率,将系统简化为无阻尼系统。简化为:

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1(t) + (k_1 + k_2) x_1(t) - k_2 x_2(t) = 0 \\ m_2 \ddot{x}_2(t) - k_2 x_1(t) + k_2 x_2(t) = 0 \end{cases} \quad (2)$$

引进矩阵形式:

$$\begin{bmatrix} m_1 & 0 \\ 0 & m_2 \end{bmatrix} = [\mathbf{m}] \quad \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 \end{bmatrix} = [\mathbf{k}] \quad (3)$$

即:

$$k_{11} = k_1 + k_2 \quad k_{12} = k_{21} = -k_2 \quad k_{22} = k_2 \quad (4)$$

支撑弹簧的振动是由于压电振子的振动引起的,始终跟随压电振子的振动而振动,当忽略两者之间的迟滞性时,可认为两者是同步运动,即系统的位形始终不变,两个离散质量的位移却时刻发生着变化。2 自由度同步运动无阻尼系统的固有频率计算公式^[14,15]为:

$$\omega_1^2 = \frac{1}{2} \left(\frac{m_1 k_{22} + m_2 k_{11}}{m_1 m_2} \right) - \frac{1}{2\sqrt{\left(\frac{m_1 k_{22} + m_2 k_{11}}{m_1 m_2} \right)^2 - 4 \frac{k_{11} k_{22} - k_{12}^2}{m_1 m_2}}} \quad (5)$$

$$\omega_2^2 = \frac{1}{2} \left(\frac{m_1 k_{22} + m_2 k_{11}}{m_1 m_2} \right) + \frac{1}{2\sqrt{\left(\frac{m_1 k_{22} + m_2 k_{11}}{m_1 m_2} \right)^2 - 4 \frac{k_{11} k_{22} - k_{12}^2}{m_1 m_2}}} \quad (6)$$

式中: ω_1 、 ω_2 为系统固有频率。

将式(4)代入式(5)、(6)得到听觉装置一阶

和二阶固有频率计算公式为:

$$\omega_1^2 = \frac{1}{2} \left[\frac{m_1 k_2 + m_2 (k_1 + k_2)}{m_1 m_2} \right] - \frac{1}{2\sqrt{\left(\frac{m_1 k_2 + m_2 (k_1 + k_2)}{m_1 m_2} \right)^2 - 4 \frac{(k_1 + k_2) k_2 - k_2^2}{m_1 m_2}}} \quad (7)$$

$$\omega_2^2 = \frac{1}{2} \left[\frac{m_1 k_2 + m_2 (k_1 + k_2)}{m_1 m_2} \right] + \frac{1}{2\sqrt{\left(\frac{m_1 k_2 + m_2 (k_1 + k_2)}{m_1 m_2} \right)^2 - 4 \frac{(k_1 + k_2) k_2 - k_2^2}{m_1 m_2}}} \quad (8)$$

从式(7)、(8)可知,当圆形压电振子确定后,其质量 m_2 、刚度 k_2 为定值,固有频率 ω_1 、 ω_2 的大小只与支撑弹簧的质量 m_1 和刚度 k_1 有关。因此可以通过改变支撑弹簧的质量和刚度来调节固有频率的大小。

3 支撑弹簧的设计计算

支撑弹簧是弹性支撑式压电骨传导听觉装置的重要部件,既要满足压电振子中间弹性支撑的要求,又要使装置轻便、结构紧凑,因此将其设计成如图 3 所示的圆形片状,并与压电振子平行放置。该片弹簧主要由外圈、支撑梁和内圈构成。

工作时,将其内圈和外圈分别与压电振子和下座连接就能发挥弹性支撑的作用。

选择制作片弹簧的材料为弹簧钢 70Si3MnA。圆形片状弹簧的主要结构尺寸如图 3 所示,包括外圈外直径 D_1 、外圈内直径 D_2 、内圈外直径 d_1 、内圈内直径 d_2 、螺旋支撑梁展开长度 L 、支撑梁宽度 b 和片弹簧厚度 h 。

为保证弹簧有足够弹性、听觉装置整体结构小巧轻便,并配合选用的直径为 20 mm,厚度为 0.2 mm 的圆形压电振子,弹簧外圈内直径 D_2 的大小取压电振子的直径大小(20 mm);外圈外直径 D_1 过小会影响支撑梁与外圈接触处的疲劳强度,取 D_1 为 22 mm;内圈内外直径 d_2 、 d_1 分别为

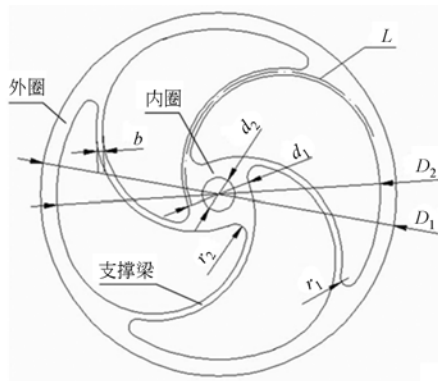


图 3 圆形片状弹簧结构简图

Fig. 3 Structure diagram of circular plate spring

2 和 4 mm;为了同时保证圆形片状弹簧的纵向变形量和弹性支撑梁的强度,支撑梁宽度 b 为 0.4 mm;螺旋支撑梁展开长度 L 可以根据外圈内直径 D_2 、内圈外径 d_1 和支撑梁宽度 b 计算得到:

$$L = \pi \left[\frac{D_2}{2} + \frac{b}{2} + \frac{d_1}{2} - \frac{b}{2} \right] = \frac{\pi}{4} (D_2 + d_1) = \frac{\pi}{4} (20 + 4) \approx 18.85 \text{ mm} \quad (9)$$

此外,设计外圈与支撑梁连接部位的倒圆角半径为 0.5 mm,内圈与支撑梁连接部位的倒圆角半径为 0.7 mm 来减小这两处集中应力的影响。

在弹簧能满足支撑要求的情况下,应尽量选取较小厚度的弹簧以减小装置的整体质量,因此在 0.5~1.5 mm 弹簧厚度范围进行测试选取。加工了不同厚度的弹簧进行试验测试,由于加工有误差,实测厚度分别为 0.49、0.58、0.6、0.7、0.9、1.01、1.18 和 1.46 mm,并测试不同厚度弹簧的质量。对弹簧的弹性系数进行测试,测试装置如图 4 所示,主要由测力计、钢板尺、刚性绳、和可动加载台等组成。

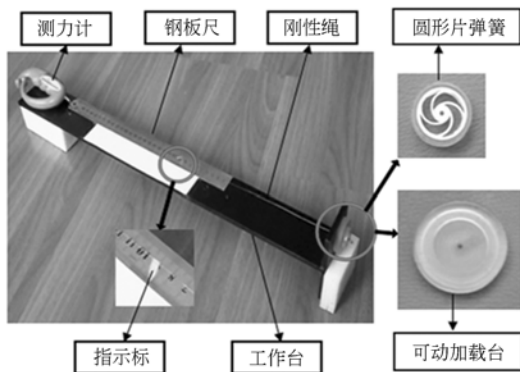


图 4 圆形片状弹簧弹性系数测试装置实物图

Fig. 4 Physical map of sheet-spring-elasticity test set

将圆形片状弹簧周边固定在可动加载台上,中心处与刚性绳连接,测力计与刚性绳的另一端连接。通过拉动测力计,使弹簧伸长量分别处于 0.5、1.0、1.5 和 2.0 mm 时读取测力计中相应的拉力。在测试范围内,弹簧的伸长量和拉力呈线性变化。根据胡克定律可以计算出不同厚度片状弹簧的弹性系数,如图 5 所示,弹性系数随着弹簧厚度的增大逐渐增大。

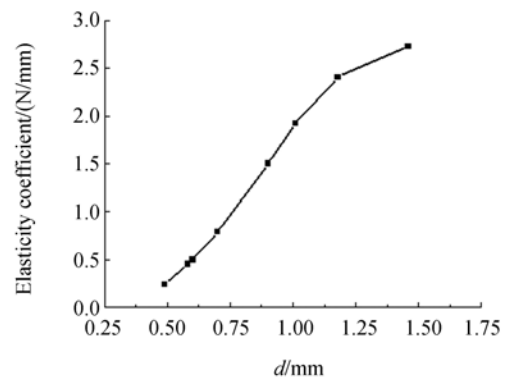


图 5 片弹簧弹性系数与厚度关系图

Fig. 5 Elasticity coefficient vs. spring thickness

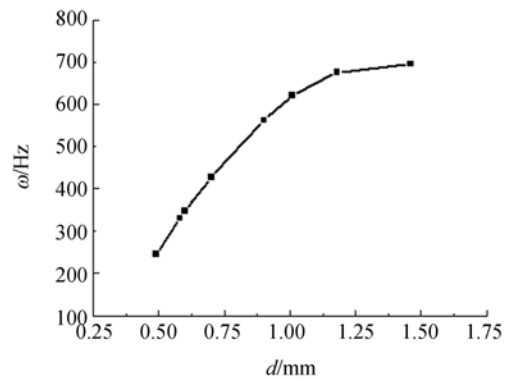


图 6 一阶固有频率与弹簧厚度的关系

Fig. 6 Natural frequency vs. spring thickness

测试压电振子的质量 m_2 为 3.3×10^{-3} kg,刚度 k_2 为 9 615.4 N/m;不同厚度的片弹簧的质量 m_1 和刚度 k_1 都不同,将相应的数据带入固有频率计算式(7)、(8)得听觉装置的一阶固有频率和二阶固有频率,其中一阶固有频率与弹簧厚度的关系如图 6 所示。

随着片弹簧厚度的逐渐增加,压电式骨传导听觉装置的一阶固有频率从 246.09 Hz 逐渐增大到 696.4 Hz,其中当弹簧厚度增加到约 1 mm 时固有频率增大的幅度变小。固有频率逐渐增大的

原因是随着弹簧厚度的增加,弹簧弹性系数增大,系统刚度增大,固有频率亦增大;固有频率增大幅度变小的主要原因在于当弹簧的弹性系数无限增加时,压电振子的支撑方式趋近于中间固定支撑,固有频率亦趋近于但始终小于中间固定支撑时的固有频率。

将不同厚度片弹簧的质量、弹性系数和由理论计算得到的系统前两阶固有频率汇总,如表 1 所示。人类正常说话时的声音频率可以达到 65~1 100 Hz 之间,而助听装置主要用来与人正常交流,因此选用厚度为 0.9 mm 能产生固有频率为 563.03 Hz 的片弹簧作为支撑元件,设计助听装置的整体结构并进行试验测试。

表 1 片弹簧参数和对应的系统固有频率

Tab. 1 Parameters of plate springs and the natural frequencies of system

片弹簧厚度/mm	片弹簧质量/g	片弹簧弹性系数/ $N \cdot mm^{-1}$	系统一阶固有频率/Hz	系统二阶固有频率/Hz
0.49	0.56	0.238	246.09	4 522.0
0.58	0.663	0.45	331.60	4 240.9
0.60	0.686	0.50	347.99	4 187.9
0.70	0.8	0.79	427.59	3 967.1
0.90	1.029	1.50	563.03	3 660.5
1.01	1.154	1.92	622.19	3 538.7
1.18	1.349	2.41	676.62	3 372.0
1.46	1.669	2.73	696.47	3 134.6

4 样机制作与性能测试

4.1 制作样机和搭建试验平台

根据以上设计的听觉装置结构,制作了中间弹性支撑式压电骨传导听觉装置的实验样机,实物如图 7 所示。



图 7 实验样机实物图

Fig. 7 Physical map of prototype

为了更好地了解听觉装置的性能,搭建了听觉装置性能测试系统,如图 8 所示,测试系统主要由任意波形发生器,功率放大器、激光测微仪和音频分析仪组成。



(a) 测试装置

(b) 音频分析仪

(a) Amplitude test equipment (b) Audio analyzer

图 8 听觉装置测试系统

Fig. 8 Test system of hearing device

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不同频率、不同幅值的正弦驱动信号,该信号通过数模转换模块转换成电信号输入到功率放大器进行放大,然后输入到压电骨传导听觉装置,引起压电振子振动,通过激光测微仪测试其振动幅值,通过音频分析仪测试其响度和噪声。

4.2 幅频特性测试

测试听觉装置在不同频率下的振动幅值,利用声音信号发生器对样机输入不同频率的正弦信号,用激光测位仪对听觉装置的振动幅值进行测试。幅频特性曲线如图 9 所示。

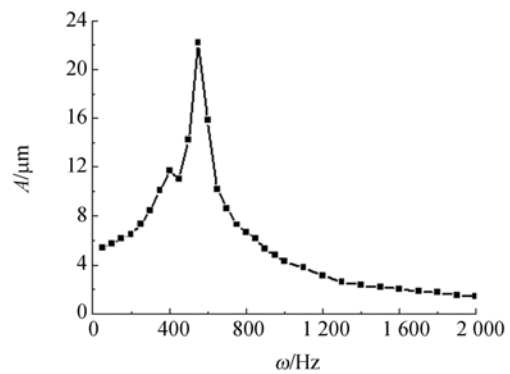


图 9 幅频特性曲线

Fig. 9 Curve of frequency-amplitude characteristic

由幅频特性曲线可知,在 20~2 000 Hz 内,随着输入频率的变化,听觉装置响应幅值也在变化,在 550 Hz 处达到极大值 22.21 μm ,且该处频率大小与理论计算的压电骨传导听觉装置的固有频率(563.03 Hz)相近,听觉装置在较低的频率范围内振幅相对较大,低频段的响应效果得到了提升。

4.3 响频特性测试

物理学中,0 dB 是人们刚刚能听到的最微弱的声音;30~40 dB 是较为理想的安静环境;50 dB 会影响休息和睡眠;70 dB 会干扰谈话,影响工作效率;长期生活在 90 dB 以上的噪声环境,会严重影响听力和引起神经衰弱、头疼、血压升高等疾病;如果突然暴露在高达 150 dB 的噪声中,听觉器官会发生急剧外伤,会引起鼓膜破裂出血,使双耳完全失去听力。不同的响度对人们的影响明显不同,因此有必要对其发声响度和其产生的噪声进行测试。

在使用过程中,听觉装置与使用者的颅骨直接接触,且存在约 2.5 N 的佩戴压力。为了测试听觉装置响度,将听觉装置传导膜与实时音频分析仪上的传感器直接接触,并保持两者之间存在 2.5 N 的压力。将电压为 10 V 频率可调的正弦信号输入到被测听觉装置。测试频率为 25~4 000 Hz 时听觉装置的响度,所测响频特性曲线如图 10 所示。

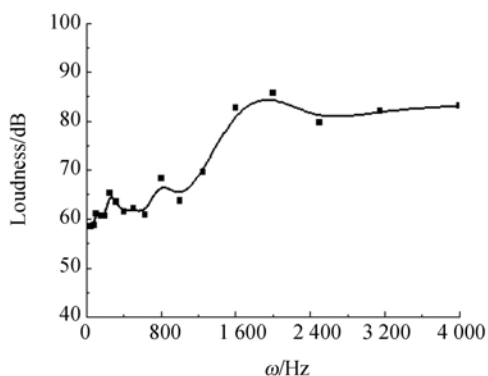


图 10 响频特性曲线

Fig. 10 Curve of frequency-loudness characteristic

通过响频特性曲线可知,在频率为 25~1 000 Hz 时,听觉装置的响度在 60~70 dB 之间;随着

频率的继续增大,听觉装置响度明显增大,在 2 000 Hz 时出现最大值 85.7 dB;在 2 000~4 000 Hz 时,响度稳定在 80 dB 左右。低频段的响应特性良好,基本处于人正常谈话响度范围内,高频段声音响度虽有所增加,但始终小于影响人听力的 90 dB,全频段基本上都能够达到骨传导听觉装置的传声要求。

4.4 噪频特性测试

对听觉装置噪声的测试,主要是为了佩戴过程中对周围人的影响。首先对听觉装置施加 2.5 N 左右的压力,然后将音频分析仪的传感器放在离听觉装置 1 m 左右的距离进行测试。测试的电压和频率点与响度测试所取频率点相同。噪频特性曲线如图 11 所示。

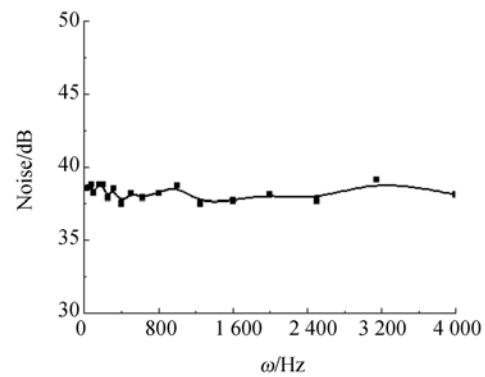


图 11 噪频特性曲线

Fig. 11 Curve of frequency-noise characteristic

通过试验测试可知,在 25~4 000 Hz 内,所测听觉装置噪声的变化范围不大,且均处于 35~40 dB 之间,属于较为理想的安静环境,因此听觉装置不会对他人造成明显的影响。

5 结 论

本文提出了一种新型圆形轮片式的中间弹性支撑压电骨传导听觉装置。通过对听觉装置的内部结构建立动力学模型,推导了固有频率的计算公式;对圆形支撑轮片的支撑弹簧进行结构设计;在圆形支撑轮片的基础上,制作了相应的压电式骨传导听觉装置。对听觉装置的幅频特性和响频特性进行试验测试,试验结果显示,听觉装置低频

段的幅频响应性能较好,在频率为 550 Hz 时,听觉装置中压电振子的最大幅值可达 22.21 μm 。低频区域听觉装置的响度在 60~70 dB 之间;中高频区域响度稳定在 80 dB 左右,低频段的响应

特性良好,且全频段基本都能够达到骨传导听觉装置的传声要求。1 m 近距离测试噪声在 35~40 dB 之间,属于比较理想的安静环境,不会产生噪声污染。

参考文献:

- [1] SABINE R, ÖSTLI P, HÅKANSSON B. Hearing one's own voice during phoneme vocalization Transmission by air and bone conduction [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, August 2010, 128(2):751-762.
- [2] CLAVIER O H, NORRIS J A, DIETZ A J. A comparison of the nonlinear response of the ear and to bone-conduction sound [J]. *Hearing Research*, 2010, 263:224-232.
- [3] BHALLA S, BAJAJ S. Bone Characterization using piezotransducers as biomedical sensors [J]. *Strain*, 2008, 44(6):475-478.
- [4] 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)
- [5] 赖志林,刘向东,耿洁,等.压电陶瓷执行器迟滞的滑模逆补偿控制[J]. *光学精密工程*, 2011, 19(6):1281-1290.
- LAI ZH L, LIU X D, GENG J, et al.. Sliding mode control of hysteresis of piezoceramic actuator based on inverse Preisach compensation [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19(6):1281-1290. (in Chinese)
- [6] 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)
- [7] 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, 19:965-971.
- [8] LIU H G, TA N, RAO ZH SH. Voltage property analysis of piezoelectric floating mass actuator used in middle ear implant[J]. *Journal of Southeast University (English Edition)*, 2009, 125(4):496-500.
- [9] 蒋德龙,程光明,温建明,等.矩形结构压电晶片式骨传导听觉装置研究[J]. *机械设计与制造*, 2012, 8:104-106.
- JIANG D L, CHENG G M, WEN J M, et al.. Study on piezoelectric bone conduction hearing equipment with rectangle structure[J]. *Machinery Design & Manufacture*, 2012, 8:104-106. (in Chinese)
- [10] NOIMANEE S, WATTANASIRICHAIGOON S. Development of vibration interface to skin ear hearing devices using PB(Ti0.48Zr0.52)O3[J]. *The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering*, 2008:387-390.
- [11] ADAMSON R B A, BANCE M, BROWN J A. A piezoelectric bone-conduction bending hearing actuator [J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010(10):2003-2008.
- [12] 肖永福.中间支撑和悬臂结构压电式骨传导助听装置的研究[D].长春:吉林大学,2009.
- XIAO Y F. *Study of core fixing and rectangle cantilever Structure Piezoelectric Bone conduction Hearing aid devices*[D]. Chang Chun: Jilin University, 2009. (in Chinese)
- [13] 孙景阳,程光明,吴博达,等.基于圆形压电振子的骨传导听觉装置[J]. *吉林大学学报(工学版)*, 2010, 40(1):1671-5494
- SUN J Y, CHENG G M, WU B D, et al.. Circular bimorph piezoelectric bone-conduction hearing device [J]. *Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition)*, 2010, 34(4):1671-5494. (in Chinese)

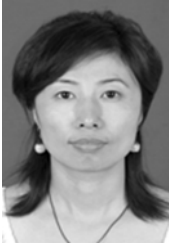
[14] 陈宇东, 编. 结构振动分析[M]. 长春: 吉林大学出版社, 2007.

CHEN Y D. *Structural Vibration Analysis*[M]. CHANG Chun: Jilin University Press, 2007. (in Chinese)

[15] 张义民, 编. 机械振动力学[M]. 长春: 吉林科学技术出版社, 2002.

ZHANG Y M. *Mechanical vibration mechanics* [M]. Chang Chun: Jilin Science and Technology Press, 2002. (in Chinese)

作者简介:



陈艳辉(1972—), 女, 吉林长春人, 博士研究生, 主要从事骨传导技术的研究。E-mail: 444297605@qq.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

导师简介:



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

通讯作者:



董景石(1973—), 男, 吉林长春人, 副教授, 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)