

数字全息内窥技术实现耳膜病态下的振动模态研究

丁剑雯, 周文静*, 于瀛洁

上海大学机电工程与自动化学院, 上海 200444

摘要 根据薄膜结构振动理论, 采用人造耳膜材料作为样本, 针对耳膜病态中的穿孔、划伤和钙化对一阶振动模态的影响进行了有限元分析, 并设计了一种数字全息与内窥镜技术相结合的振动形变检测光路系统; 采用空间载波相位提取方法检测耳膜的振动模态, 并进行了相应的实验验证。结果表明: 穿孔、划伤和钙化对耳膜的一阶振动模态具有一定影响, 振幅在穿孔和划伤情况下会增大, 并会随着钙化层厚度增大而减小, 同时还会随病态位置变化而有所不同。本研究为真实耳膜病态的原位检测提供了参考, 对于听力方面的医疗诊断具有重要的参考意义。

关键词 医用光学; 数字全息技术; 振动模态; 有限元仿真; 形变检测

中图分类号 O438.1

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL230492

1 引言

耳朵是人体重要的听觉器官, 耳膜在整个听觉系统中的主要作用是将接收到的外界声压信号转换为耳膜的振动信号, 最终产生听觉^[1]。在整个过程中, 耳膜的振动反映了中耳的传声性能, 其振动性能对人的听力具有直接影响, 耳膜对振动的响应可表现为耳膜表面形变、振型分布、振动频率的变化。耳膜结构复杂, 且位于耳道内部, 其产生的表面形变又通常在微米量级, 因此需要借助有效的技术手段来检测耳膜的相关参数。

在此之前, 相关学者已经对耳膜进行了广泛研究, 主要有实验检测和有限元仿真分析。在实验检测方面, 人们采用的方法主要有激光多普勒测振技术、数字图像相关技术、时间平均或频闪全息测量技术、光学相干断层扫描法等, 这些技术为检测耳膜振动机制提供了重要工具^[2]。1987年, Konrádsson等^[3]使用扫描激光多普勒测振仪记录并重建了单频率下具有振幅和相位图的人类耳膜三维振动。2002年, Wada等^[4]将正弦相位调制应用于时间平均散斑干涉测量中, 以中等速度检测了豚鼠耳膜整个表面的振幅和相位。2018年, Gladiné等^[5]先使用调色剂和荧光粉在耳膜上创建斑点图案并进行染色, 然后利用数字图像相关技术进行重建, 实现了完整耳膜的形变和应变测量。2019年, Psota等^[6]在高速全息系统的基础上提出了一种新的照明技术, 并基于该技术利用单波长高功率激光器对耳膜进行了形状测量。应用上述方法可以检测耳膜振动信号, 并能够辅助研究

中耳出现病变时造成的听力损失。在有限元仿真分析方面, 人们通常通过对中耳的几何参数和力学性能进行模拟分析来计算耳膜在声压下的振动情况。2007年, Gan等^[7]利用有限元分析了鼓室内的流体对鼓膜和镫骨底板的位移以及中耳传声的影响。2004年, Gan等^[8]根据建立的有限元模型, 分析了耳膜弹性模量和厚度对其振动性能的影响。2015年, 王杰等^[9]针对不同厚度耳膜对中耳传声的影响进行了有限元分析, 结果发现耳膜厚度会影响中耳的传声效能。

综上所述, 由于耳膜在耳道内的位置比较特殊, 对光路结构具有一定的限制性, 目前耳膜关键参数的检测主要是针对离体解剖样本进行的, 而且现有的实验和仿真分析都未明确耳膜缺陷和耳膜振动模态之间的关联性。

由于物体在共振下的各阶振型是恒定的, 其缺陷会引起振型的变化, 而数字全息技术具有无损、全场和动态测量等优势, 在形变检测、生物医学成像等方面被广泛应用^[10-12], 因此, 笔者提出了用于研究耳膜病态下振动模态的数字全息内窥技术, 并将空间载波相位提取方法应用到耳膜的振动模态检测中, 为实现耳膜病态的原位检测提供了实现途径和理论依据。为简化实验条件, 笔者针对外伤性耳膜病态主要发生在紧张部这一实际情况^[13], 将人造耳膜材料硅橡胶薄膜作为实验样本, 就耳膜的穿孔、划伤和钙化缺陷对一阶振动模态的影响进行研究; 然后通过有限元仿真分析了不同病态耳膜一阶振型和振幅分布的变化, 并采用数字全息技术获取了一阶振动模态下的振幅分

收稿日期: 2023-02-06; 修回日期: 2023-03-27; 录用日期: 2023-04-10; 网络首发日期: 2023-04-20

基金项目: 国家自然科学基金(61975112)、上海市自然科学基金(18ZR1413700)

通信作者: *lazybee@shu.edu.cn

布相位条纹图;最后采用实验验证了仿真方法的有效性。

2 薄膜振动模态检测原理

2.1 薄膜自由振动原理

假设圆形薄膜厚度均匀,半径为 k ,在周边固支的情况下自由振动,如图 1 所示。

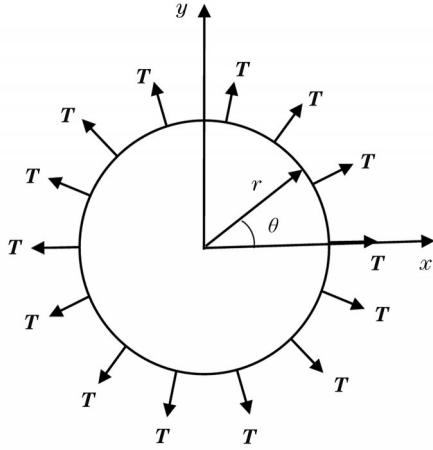


图 1 圆形薄膜示意图

Fig. 1 Schematic representation of circular film

根据哈密顿原理,在极坐标 (r, θ) 下,圆形薄膜自由振动的动力学方程^[14]为

$$\frac{\partial^2 W}{\partial t^2} = a^2 \left(\frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial \theta^2} \right), \quad (1)$$

式中: W 为垂直于 xoy 面的位移; ϕ 为圆形薄膜的固有振型; a 为波的传播速度, $a^2 = \frac{T}{\rho}$, T 为薄膜单位长度上的张力的大小, ρ 为单位面积的薄膜质量。

薄膜振动的边界条件为

$$\begin{cases} W(k, \theta, t) = 0 \\ W(r, 0, t) = W(r, 2\pi, t) = 0 \end{cases}, \quad (2)$$

先后令 $W(r, \theta, t) = \phi(r, \theta)Q(t)$, $\phi(r, \theta) = L(r)P(\theta)$, 采用两次分离变量法由式(1)分离出两个常微分方程,即

$$\frac{d^2 P}{d\theta^2} + n^2 P = 0, \quad (3)$$

$$\frac{r^2 d^2 L}{L dr^2} + \frac{r dL}{L dr} + r^2 \gamma^2 = n^2, \quad (4)$$

式中: $\gamma^2 = \frac{\omega^2}{a^2}$, 其中 ω 为角频率; n 为常数。求解式(3)可得

$$P(\theta) = k_0 \sin(n\theta + \varphi), \quad (5)$$

式中: k_0 为常数。

根据式(2)中的边界条件,可推得 $P(0) = P(2\pi)$, 由此可知式(5)中的 n 为整数。

式(4)变换之后可以看作是 n 阶贝塞尔方程,求解得

$$L(r) = k_1 J_n(\gamma r) + k_2 Y_n(\gamma r), \quad (6)$$

式中: J_n 为第一类贝塞尔函数; Y_n 为第二类贝塞尔函数; k_1 和 k_2 均为常数。由于 $L(0)$ 是有界的, 而 $Y_n(0) = \infty$, 因此在式(6)中取 $k_2 = 0$ 。根据式(2)所示的边界条件, $L(k) = 0$, 即式(6)可转化为

$$J_n(\gamma k) = 0. \quad (7)$$

设式(7)的第 m 个正零点为 β_{nm} , 则 $\gamma_{nm} k = \beta_{nm}$, 即

$$\omega_{nm} = \frac{\beta_{nm}}{k} a = \frac{\beta_{nm}}{k} \sqrt{\frac{T}{\rho}} = \frac{\beta_{nm}}{k} \sqrt{\frac{T}{\rho_0 h}}, \quad (8)$$

式中: ρ_0 为单位体积的薄膜质量; h 为薄膜厚度。

由角频率 ω_{nm} 可求得固有频率 f_{nm} 为

$$f_{nm} = \frac{\omega_{nm}}{2\pi} = \frac{\beta_{nm}}{2\pi k} \sqrt{\frac{T}{\rho}} = \frac{\beta_{nm}}{2\pi k} \sqrt{\frac{T}{\rho_0 h}}. \quad (9)$$

2.2 离面形变数字全息检测原理

采用马赫-曾德尔数字全息内窥干涉光路实现耳膜离面形变信息的全息图记录。图 2 所示为光路示意图,激光器发出的激光经过分光棱镜 BS1 后分为两束,一束经内窥镜照射到被测物表面后反射到 CCD,另一束作为参考光经反射元件后到达 CCD,两束光干涉形成的干涉图由 CCD 记录。当物体发生离面形变时,物光光程就会发生变化,从而导致物光的相位信息发生改变。通过对被测物形变前后的干涉图进行计算分析,得到形变引起的相位条纹图,条纹图中的条纹代表了所测物体形变分布的等值线,对其进行处理后即可得到物体表面的形变量信息。对于物体在振动模式下动态形变的采集,可基于时间平均法实现,由于 CCD 相机光电转换成像需要一定的时间,因此在显示设备上显示的图像实际上是相机成像过程中对光强信息的积分^[15]。

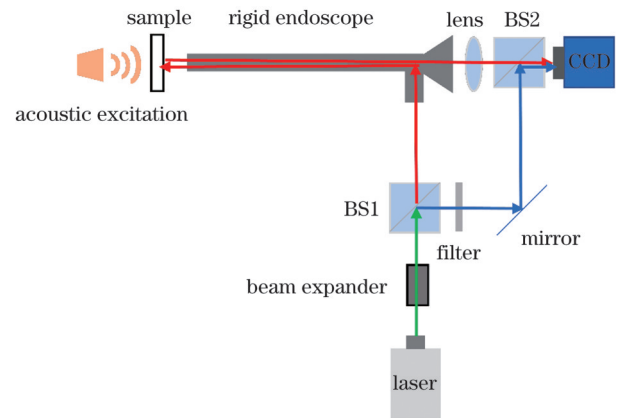


图 2 数字全息内窥干涉光路示意图

Fig. 2 Schematic of digital holographic endoscopy interference light path

物体在静止状态时,CCD 记录的强度图表达式为

$$I_1(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos[\varphi(x, y) + 2\pi f_x x + 2\pi f_y y], \quad (10)$$

式中: A 和 B 分别为干涉图的背景强度和调制强度信息; φ 为振动前物光和参考光之间的随机相位差; f_x 和 f_y 分别为 x 和 y 轴方向上的空间载波。

当物体作纯离面振动时, 振动相位可以表示为

$$\Delta\varphi(x, y, t) = \frac{4\pi}{\lambda} [K(x, y) \sin(\omega t)], \quad (11)$$

式中: $K(x, y) \sin(\omega t)$ 为 t 时刻物体表面点 (x, y) 处离面振动的位移, 其中 $K(x, y)$ 为振幅, ω 为振动角频率。

根据时间平均原理, 当 CCD 曝光时间为振动周期

的整数倍时, 物体振动后的强度图表达式为

$$I_2(x, y) = A(x, y) + B(x, y) J_0\left(\frac{4\pi K}{\lambda}\right) \cdot \cos[\varphi(x, y) + 2\pi f_x x + 2\pi f_y y], \quad (12)$$

其中, J_0 为第一类零阶贝塞尔函数。

根据式(12), $I_2(x, y) \propto J_0\left(\frac{4\pi K}{\lambda}\right)$, 这表明振动后物体的光强和振幅受第一类零阶贝塞尔函数的调制。

为获取模态下的振幅分布信息, 将 I_1 和 I_2 进行傅里叶变换, 从频谱图中提取只包含物体信息的正一级或负一级像, 通过傅里叶逆变换得到只包含物体信息的强度分布 $C(x, y)$, 然后可以得到物体在振动模态下产生的形变相位为

$$\Delta\varphi = \arctan \frac{\text{Im}[C_1^*(x, y) \times C_2(x, y)]}{\text{Re}[C_1^*(x, y) \times C_2(x, y)]} \propto \arctan \frac{\text{Im}\left[J_0\left(\frac{4\pi K}{\lambda}\right)\right]}{\text{Re}\left[J_0\left(\frac{4\pi K}{\lambda}\right)\right]}. \quad (13)$$

由于相位表达式中的第一类零阶贝塞尔函数只有 0 和 π 两个值, 通过条纹图便可以方便地找到相位跳跃的位置, 从而完成振幅分布的检测^[16]。

3 仿真及实验

3.1 病态对人造耳膜材料薄膜振动模态影响的仿真分析

真实耳膜的采集较为困难, 因此笔者采用医学耳膜修复中常用的人造耳膜材料硅橡胶薄膜作为代替

品, 采用有限元仿真软件分析了穿孔、划伤和钙化情况下人造耳膜材料薄膜一阶振动模态的变化。真实耳膜近似为圆形半透膜, 直径为 8~9 mm, 厚度约为 0.1 mm。相关研究表明, 圆形薄膜在振动模态下的振动位移与其直径、厚度呈线性关系^[15, 17]。因此, 为便于实验样本的固定, 利用人造耳膜材料制作了直径为 15 mm、厚度为 0.3 mm 的圆形薄膜作为耳膜样本, 其钙化缺陷采用钙化层材料制成。人造耳膜和钙化层的材料参数如表 1。

表 1 材料属性
Table 1 Material attribute

Material name	Young's modulus /Pa	Density /($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	Poisson's ratio
Silicone rubber	2.9733×10^6	1100	0.47
Ca	1.486×10^9	2502.8	0.12

通过改变穿孔和划伤的大小、位置以及钙化层厚度分析了耳膜病态对一阶振动模态的影响。需要说明的是, 仿真软件中给出的振动位移不具备单位级别, 数据之间仅为相对大小关系。

在薄膜上设置圆形缺陷来模拟耳膜穿孔。图 3 是改变穿孔尺寸和位置后一阶振动模态的仿真结果, 图 4 是在 $y=0$ 截线上获取的薄膜振幅分布数据。结合图 3 和图 4 可以发现, 穿孔附近的振幅会明显增大, 而且随着穿孔面积增大, 对应位置处的振幅也会随之增大。在改变穿孔位置后, 振动引起的振幅的最大值会偏离中心, 而且穿孔尺寸越大偏离中心的程度越大。

如图 5 所示, 模拟了不同长度和位置处划伤薄膜的一阶振动模态; 提取薄膜划伤位置附近截线上的振幅分布数据进行分析, 如图 6 所示, 结果显示在同一位置处, 划伤长度越大, 对振动模态的影响越明显, 且振动模态受划伤位置的影响。对比图 6(a)、(b) 可以发现: 当划伤位置偏离中心时, 其对振幅分布的影响较划伤位置位于中心时要大得多; 在划伤长度为 6 mm 时, 振幅较无缺陷时振幅的最大值增大了近一倍。

耳膜钙化常常是由耳部炎症引起的, 表现为耳膜表面白色斑块状钙盐沉积, 钙化严重的情况下会导致听力下降。如图 7(a) 所示, 在偏离薄膜中心 3.5 mm

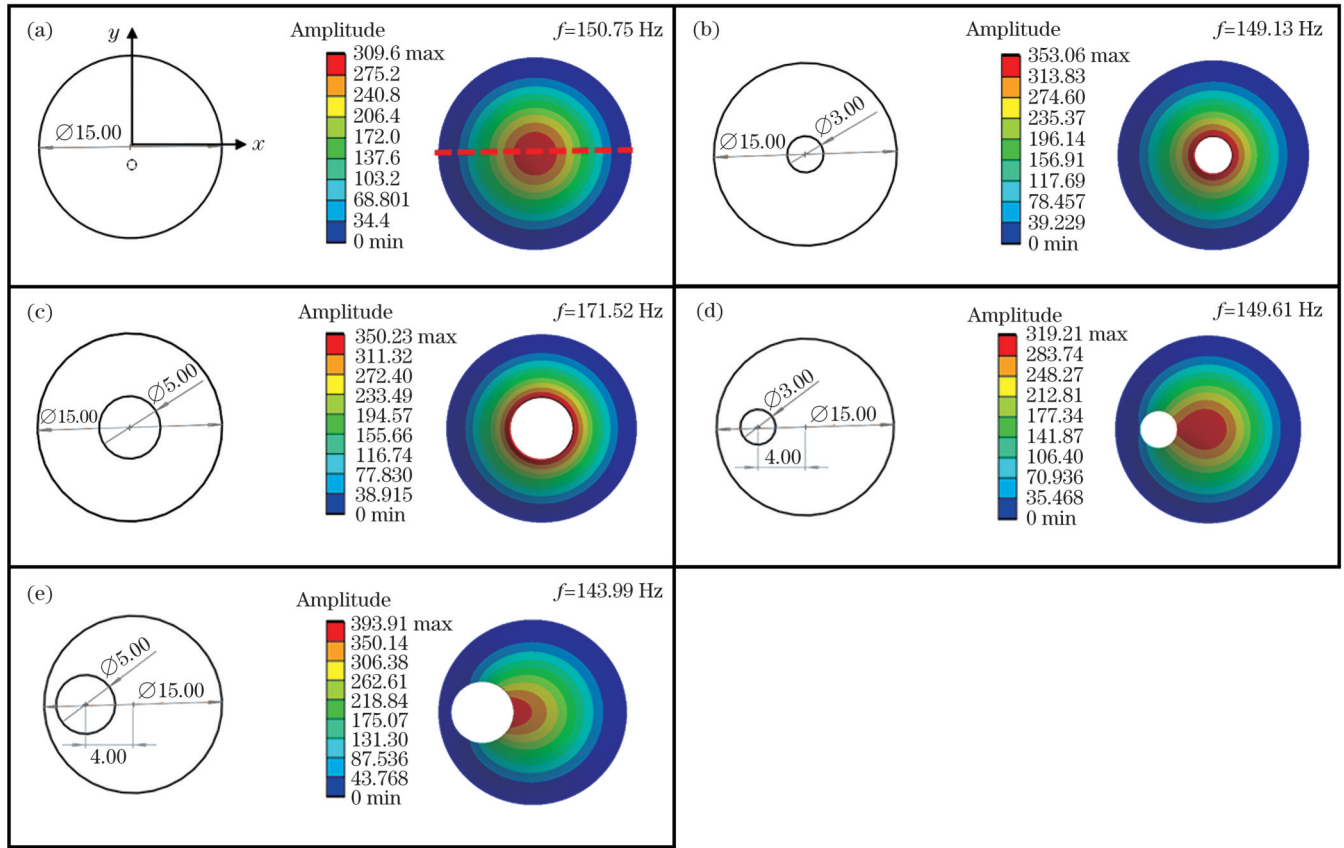


图 3 穿孔薄膜一阶振动模态的仿真结果。(a)无缺陷薄膜;(b)中心穿孔 3 mm 薄膜;(c)中心穿孔 5 mm 薄膜;(d)偏心穿孔 3 mm 薄膜;(e)偏心穿孔 5 mm 薄膜

Fig. 3 Simulation results of first-order vibration modes of perforated films. (a) Defect-free film; (b) film with a 3 mm diameter perforation in the center; (c) film with a 5 mm diameter perforation in the center; (d) film with an eccentric 3 mm diameter perforation; (e) film with an eccentric 5 mm diameter perforation

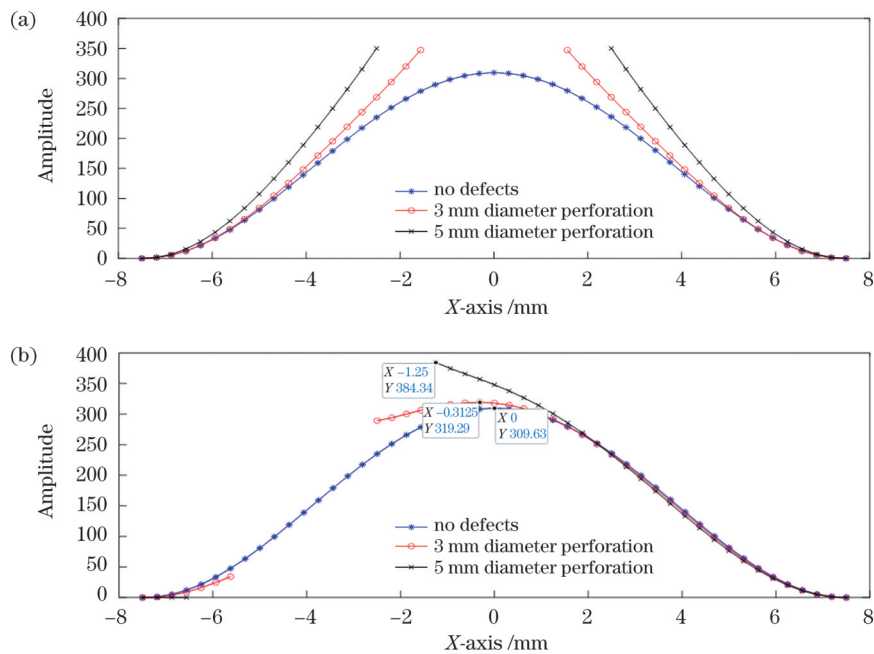


图 4 $y=0$ 处的振幅分布截面图。(a)中心穿孔薄膜;(b)偏心穿孔薄膜

Fig. 4 Section of amplitude at $y=0$. (a) Central perforated film; (b) eccentric perforated film

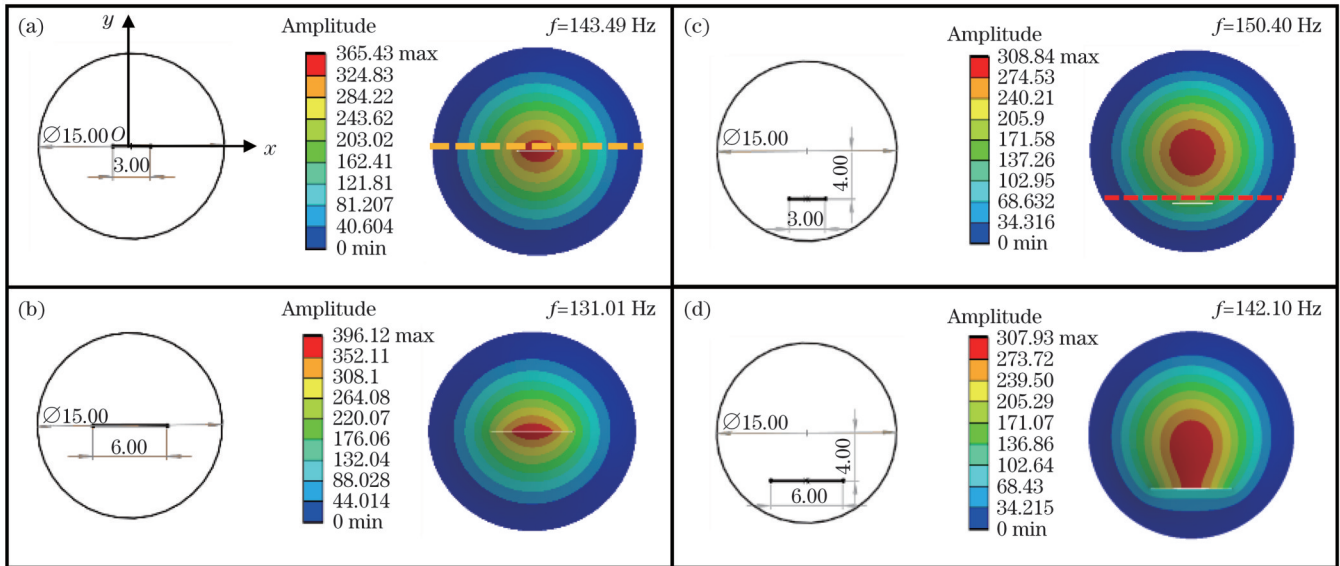


图 5 划伤薄膜一阶振动模态的仿真结果。(a)中心 3 mm 划伤薄膜；(b)中心 6 mm 划伤薄膜；(c)偏心 3 mm 划伤薄膜；(d)偏心 6 mm 划伤薄膜

Fig. 5 Simulation results of first-order vibration modes of scratched films. (a) Film with a 3 mm scratch in the center; (b) film with a 6 mm scratch in the center; (c) film with an eccentric 3 mm scratch; (d) film with an eccentric 6 mm scratch

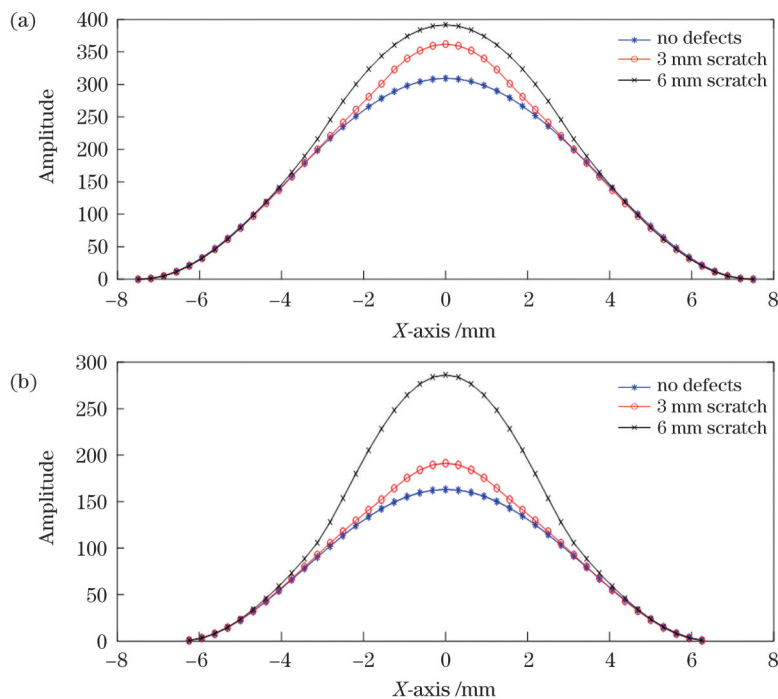


图 6 划伤薄膜振幅分布截面图。(a)中心划伤薄膜 $y=0.1$ 处；(b)偏心划伤薄膜 $y=-3.7$ 处

Fig. 6 Section of amplitude of scratched films. (a) Section at $y=0.1$ of the centrally scratched film; (b) section at $y=-3.7$ of the eccentrically scratched film

处设置了尺寸为 $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ 的钙化层,并对不同厚度钙化层薄膜进行了一阶模态仿真。仿真结果如图 7(b)~(e)所示,分别是钙化层厚度为 0.1、0.2、0.3、0.4 mm 薄膜的一阶模态图。从图中可以看出,在钙化层处薄膜的振幅有所减小。分别取不同钙化层厚度下 $x=0$ 截线上的数据作对比分析,由图 8 所示的对比结果可以看出,随着钙化层厚度增大,薄膜整体的振幅都

会减小,并且振幅的减小在钙化层处表现得较为明显。

3.2 病态对人造耳膜材料薄膜振动模态影响的实验验证

根据图 2 所示的数字全息内窥干涉光路示意图,搭建了离面形变检测实验装置,如图 9 所示。在该检测系统中,激光器的波长为 532 nm,功率可调范围在

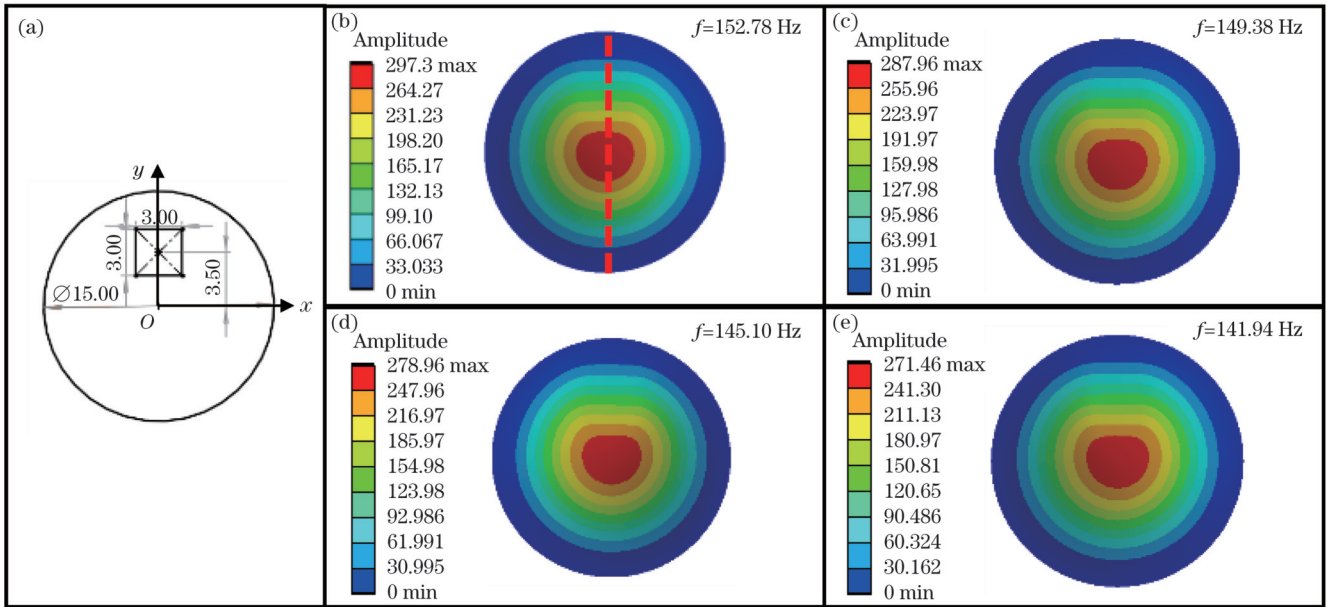


图 7 钙化薄膜一阶振动模式的仿真结果。(a)钙化薄膜示意图;(b)~(e)钙化厚度为 0.1、0.2、0.3、0.4 mm 的薄膜

Fig. 7 Simulation results of first-order vibration modes of calcified films. (a) Schematic of calcified film; (b)–(e) films with calcification thickness of 0.1, 0.2, 0.3 and 0.4 mm, respectively

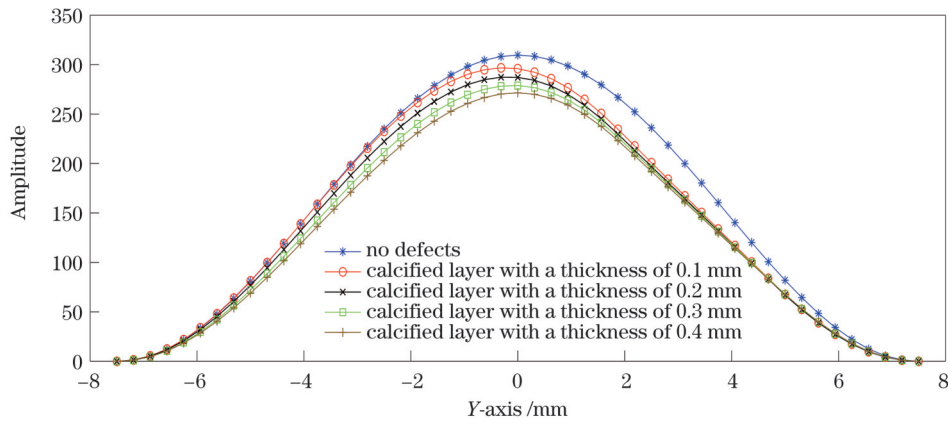


图 8 $x=0$ 处的振幅分布截面图

Fig. 8 Section of amplitude at $x=0$

0~80 mW 范围内,内窥镜是沈阳沈大内窥镜有限公司生产的 J0900D 型内窥镜, CCD 的分辨率为 $2592 \text{ pixel} \times 1944 \text{ pixel}$, 像素尺寸为 $2.2 \mu\text{m} \times 2.2 \mu\text{m}$, 采样速度为 7 frame/s。音频信号发生器可以产生 10 Hz~20 kHz 的正弦波, 正弦信号经过扬声器后产生声波激励样本表面。调节成像光路, 使成像视场的尺寸为 $15 \text{ mm} \times 15 \text{ mm}$ 。通过在光路中引入内窥镜使样本清晰地成像在 CCD 感光面上, 而内窥镜是由多组成像光学元件组成的且通光孔径只有 4 mm, 故 CCD 接收到的物光光强相对较弱, 需要适当增大激光器的功率。

根据上述仿真, 用图 9(a) 所示光路系统进行了相应的实验验证。实验中采用声波激励前与声波激励后的相位相减模式, 声波激励过程中保持功率不变, 通过实时处理软件观察形变干涉条纹。当干涉条纹最密且趋于稳定时, 对应的形变信息即为物体在振动模式下

的振幅分布。

实验样本与仿真时的样本保持一致, 图 10 是实验获取的无缺陷薄膜的一阶模态图。在中心穿孔实验中得到的一阶振动模态下的振型图即为振幅分布, 如图 11 所示。在中心穿孔增大的情况下, 在图 11(a)、(b) 箭头方向上(即横向中心线), 图 11(b) 中明暗相间的条纹数比图 11(a) 图中的条纹数多, 即直径 5 mm 穿孔薄膜附近的振幅要比直径 3 mm 穿孔薄膜相应位置处的振幅大。当穿孔偏离中心时, 振幅的最大值偏离中心, 而且穿孔直径越大, 薄膜整体的振幅越大。对比图 10 所示无缺陷薄膜和图 11 所示带穿孔薄膜的一阶模态图可以发现, 不论穿孔直径还是穿孔位置发生变化, 穿孔附近的振幅都会比无缺陷时相应位置处的振幅大, 这与仿真结果一致, 说明穿孔会引起一阶模态下穿孔附近振幅增大。

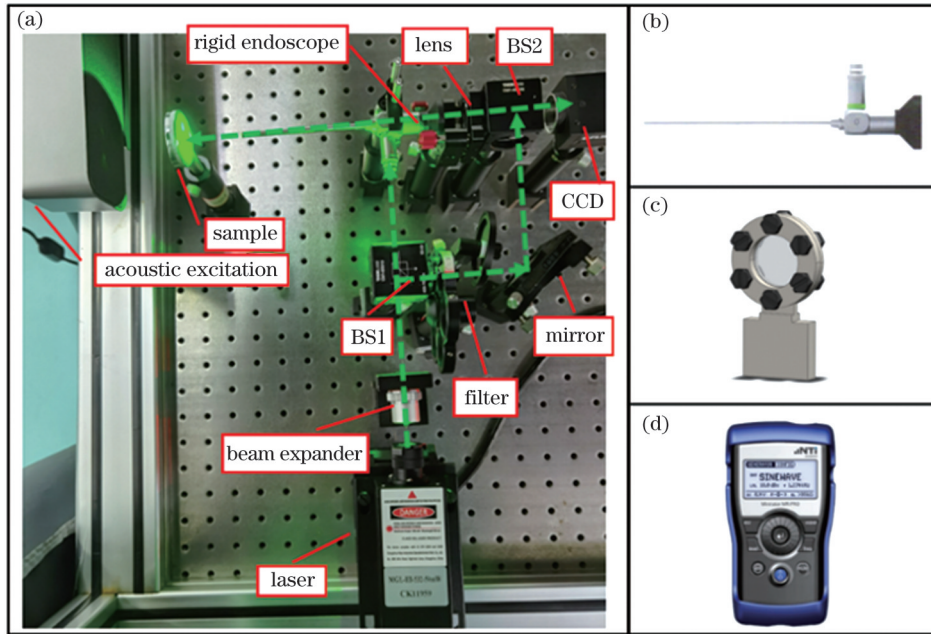


图 9 离面形变检测实验装置。(a)光路系统;(b)J0900D内窥镜;(c)样本夹具;(d)音频信号发生器

Fig. 9 Experimental device for out-of-plane deformation detection. (a) Optical path system; (b) J0900D endoscopic otoscope; (c) sample fixture; (d) sound generator

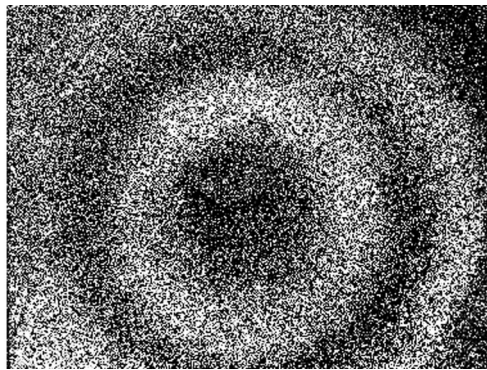


图 10 无缺陷薄膜的一阶振动模式图

Fig. 10 First-order vibrational mode diagram of a defect-free film

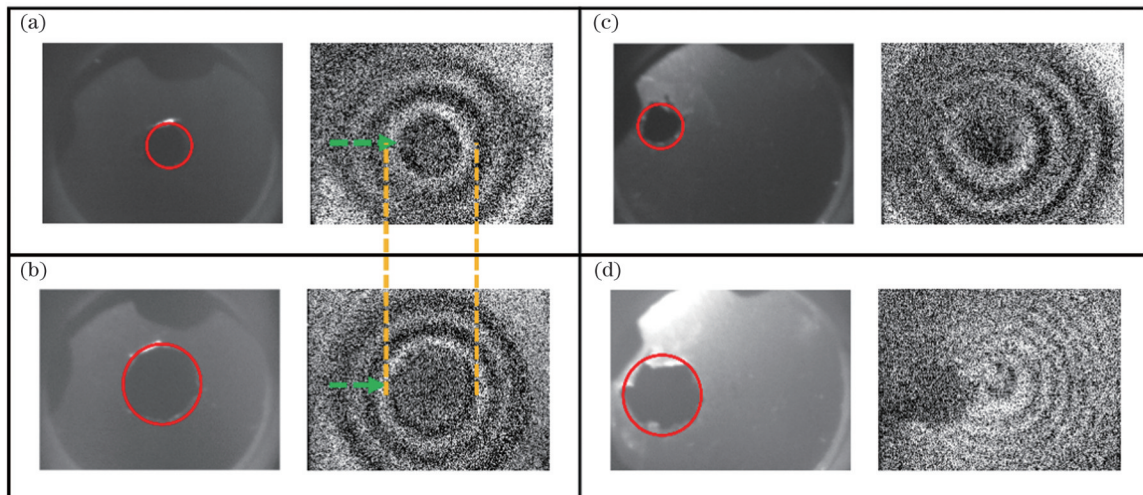


图 11 穿孔薄膜的一阶振动模式图。(a)中心穿孔 3 mm 薄膜;(b)中心穿孔 5 mm 薄膜;(c)偏心穿孔 3 mm 薄膜;(d)偏心穿孔 5 mm 薄膜
Fig. 11 First-order vibrational mode diagrams of perforated films. (a) Film with a 3 mm diameter perforation in the center; (b) film with a 5 mm diameter perforation in the center; (c) film with an eccentric 3 mm diameter perforation; (d) film with an eccentric 5 mm diameter perforation

针对上述的薄膜划伤仿真分析,同样进行了相应的实验验证,得到的中心划痕样本的一阶振动模态图如图 12 所示,与仿真结果一致。当划痕在薄膜中心时,随着划痕长度增大,一阶振动模态图中的中心条纹数目增多,即振动引起的薄膜的整体振幅增大。如图 12(b)所示,当划痕较长时,靠近中心划痕的条纹形状趋于扁平状,这说明受划痕影响,其附近薄膜的振幅增大,振动更加明显。当划痕长度不变但划痕偏离中心时,条纹数目不及划痕在中心时的变化明显。条纹形状会随着划痕长度的增大而改变,靠近中心的条纹

会偏向划痕处,说明划痕附近的振幅增大。

在钙化薄膜的实验验证中,为了模拟真实的耳膜钙化情况,在薄膜表面涂抹不同厚度的尺寸为 $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ 的钙化材料。分别在相同位置处涂抹 0.1 mm 和 0.3 mm 厚度的钙化材料,如图 13(a)、(b)所示,实验结果显示:钙化层厚度越大,条纹数目越少,条纹分布得越稀疏,且在钙化层处条纹形状发生变化——相对于无钙化层时更平。这说明钙化层越厚,薄膜的振动越不明显,并且钙化层厚度对钙化位置处振幅分布的影响更大。

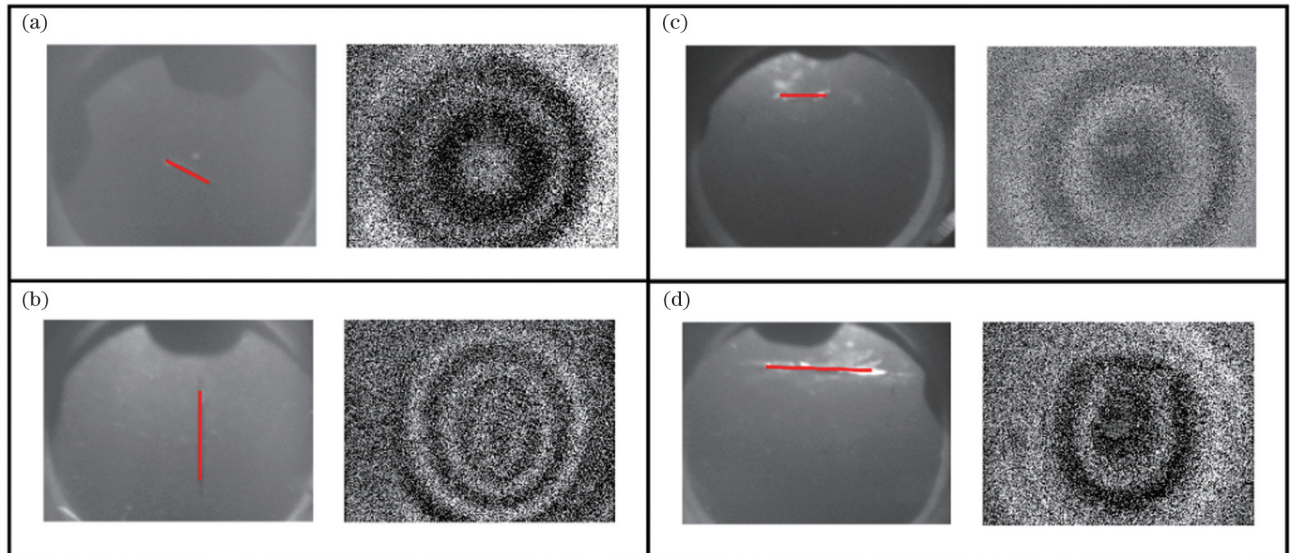


图 12 划伤薄膜的一阶振动模态图。(a) 中心 3 mm 划伤薄膜;(b) 中心 6 mm 划伤薄膜;(c) 偏心 3 mm 划伤薄膜;(d) 偏心 6 mm 划伤薄膜

Fig. 12 First-order vibrational mode diagrams of scratched films. (a) Film with a 3 mm scratch in the center; (b) film with a 6 mm scratch in the center; (c) film with an eccentric 3 mm scratch; (d) film with an eccentric 6 mm scratch

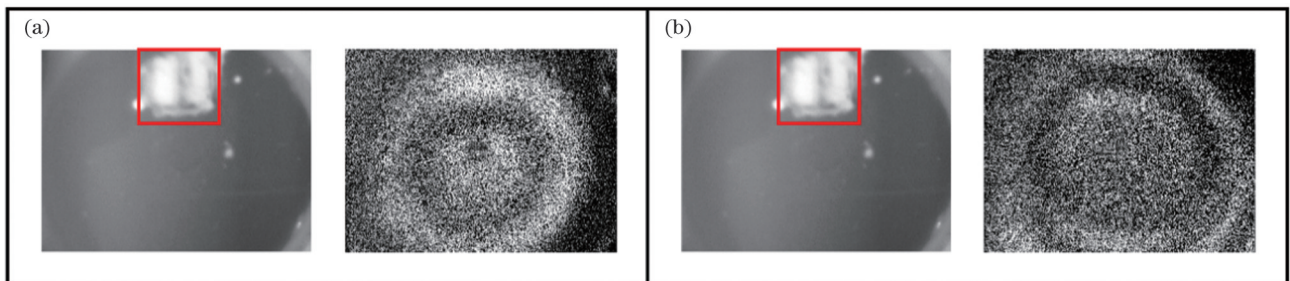


图 13 钙化薄膜的一阶振动模态图。(a) 钙化厚度为 0.1 mm 的薄膜;(b) 钙化厚度为 0.3 mm 的薄膜

Fig. 13 First-order vibrational mode diagrams of calcified films. (a) Film with calcification thickness of 0.1 mm ; (b) film with calcification thickness of 0.3 mm

4 结 论

为了方便研究耳膜病态对耳膜振动模态的影响,笔者选择常用的人造耳膜材料硅橡胶替代耳膜材料,通过有限元仿真软件研究了耳膜病态对耳膜一阶振动模态的影响,并采用数字全息内窥技术对仿真结果进行了相应的实验验证。仿真分析和实验研究结果表明,耳膜病态会对耳膜的一阶模态产生影响,且病态的尺寸和位置

不同,产生的影响也不同。从力学角度来说,耳膜病态会导致其结构局部的刚度发生变化,穿孔和划伤会使刚度降低,钙化则会使刚度增大,进而导致薄膜在穿孔和划伤附近振动加剧,而在钙化层附近振动减弱。本研究说明病态会对耳膜振动产生影响,从而导致耳膜的振动性能发生改变,这势必会导致听力受损。本研究为耳膜病态研究提供了一种光学无损原位检测手段,对于听力方面疾病的预防和检测具有一定的参考价值。

参 考 文 献

- [1] 王立坚, 王杰, 张李芳, 等. 两种声刺激模式下的正常鼓膜振动特征初步研究[J]. 中国听力语言康复科学杂志, 2019, 17(1): 13-16.
Wang L J, Wang J, Zhang L F, et al. A pilot study on the characteristics of normal tympanic membrane vibration in two types of acoustic stimulation modes[J]. Chinese Scientific Journal of Hearing and Speech Rehabilitation, 2019, 17(1): 13-16.
- [2] 张李芳, 王杰, 李永新. 鼓膜振动研究技术进展[J]. 国际耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2019, 43(3): 130-133.
Zhang L F, Wang J, Li Y X. Advances in research on tympanic membrane vibration[J]. International Journal of Dermatology and Venereology, 2019, 43(3): 130-133.
- [3] Konrádsson K S, Ivarsson A, Bank G. Computerized laser Doppler interferometric scanning of the vibrating tympanic membrane[J]. Scandinavian Audiology, 1987, 16(3): 159-166.
- [4] Wada H, Ando M, Takeuchi M, et al. Vibration measurement of the tympanic membrane of Guinea pig temporal bones using time-averaged speckle pattern interferometry[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2002, 111(5): 2189-2199.
- [5] Gladiné K, Dirckx J J J. 3D deformation and strain measurement of an intact eardrum using digital image correlation[J]. Journal of Physics: Conference Series, 2018, 1149(1): 012026.
- [6] Psota P, Tang H M, Pooladvand K, et al. Investigation of tympanic membrane shape using digital holography[J]. Proceedings of SPIE, 2019, 11385: 113850G.
- [7] Gan R Z, Wang X L. Multifield coupled finite element analysis for sound transmission in otitis media with effusion[J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2007, 122(6): 3527-3538.
- [8] Gan R Z, Feng B, Sun Q L. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2004, 32(6): 847-859.
- [9] 王杰, Zhao Fei, 李永新. 颞肌筋膜重建鼓膜厚度对中耳传声的影响: 有限元模型研究[J]. 中国耳鼻咽喉头颈外科, 2015, 22(8): 414-418.
Wang J, Zhao F, Li Y X. Effect of tympanic membrane thickness in fascia myringoplasty on the middle ear transfer function: a finite element ear model[J]. Chinese Archives of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2015, 22(8): 414-418.
- [10] 满天龙, 王玉红, 菅孟静, 等. 面向生物样品三维成像的光干涉显微技术研究进展[J]. 中国激光, 2022, 49(15): 1507202.
Man T L, Wan Y H, Jian M J, et al. Research progress of optical interference microscopy technology for three-dimensional imaging of biological samples[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(15): 1507202.
- [11] 张美娟, 夏海廷, 宋庆和, 等. 多相机数字全息测量物体三维变形方法研究[J]. 激光与光电子学进展, 2022, 59(16): 1609001.
Zhang M J, Xia H T, Song Q H, et al. Research on the method of measuring three-dimensional deformation of objects by multi-camera digital holography[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2022, 59(16): 1609001.
- [12] 刘雅坤, 肖文, 车蕾平, 等. 基于数字全息显微层析的癌细胞空泡化成像研究[J]. 中国激光, 2022, 49(20): 2007209.
Liu Y K, Xiao W, Che L P, et al. Study on cavitation imaging of cancer cells based on digital holographic microscopy[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(20): 2007209.
- [13] 包永新. 外伤性鼓膜穿孔临床治疗的研究[J]. 中国临床实用医学, 2007, 1(7): 41-42.
Bao Y X. Study of the clinical treatment of traumatic tympanic membrane perforation[J]. China Clinical Practical Medicine, 2007, 1(7): 41-42.
- [14] 王靖义. 薄膜结构基于附加质量的振动特性分析[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2021: 1-57.
Wang J Y. Vibration characteristics analysis of membrane structure based on additional mass[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2021: 1-57.
- [15] 耿臻岑. 带缺陷蜂窝夹层结构的力学性能实验研究[D]. 南京: 东南大学, 2016: 1-63.
Geng Z C. Experimental study on mechanical properties of honeycomb sandwich structure with defects[D]. Nanjing: Southeast University, 2016: 1-63.
- [16] Picart P, Leval J, Mounier D, et al. Some opportunities for vibration analysis with time averaging in digital Fresnel holography [J]. Applied Optics, 2005, 44(3): 337-343.
- [17] 谢传喜. 圆形薄膜结构在冲击荷载作用下的动力响应研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2014: 1-70.
Xie C X. Study on dynamic response of circular membrane structure under impact load[D]. Chongqing: Chongqing University, 2014: 1-70.

Vibration Modes Study of Defective Eardrum Realized Using Digital Holographic Endoscopy

Ding Jianwen, Zhou Wenjing*, Yu Yingjie

School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444, China

Abstract

Objective Ear is an important hearing organ of the human body. While hearing, the eardrum vibrates to transmit the incoming sound to the middle ear, and the characteristics of these vibrations have a direct impact on hearing. Studying the vibration parameters of the eardrum is extremely significant and valuable for the medical diagnosis of hearing disorders. In previous studies, researchers have used digital holographic technology to detect the amplitude and phase of the vibrating eardrum surface. However, because of the intricate location of the eardrum in the ear canal, the optical path structure is limited. Currently, the detection of key eardrum parameters relies primarily on dissected samples. The correlation between the eardrum defects and vibration modes obtained through experimental and simulation analyses remains unclear. Therefore, digital holographic endoscopy is proposed to study the vibration mode of a defective eardrum, and an algorithm for spatial carrier phase extraction is implemented to detect the vibration mode. Compared with the fringe pattern of the amplitude distribution obtained using the traditional image subtraction mode, the light and dark contrast of the fringes obtained by phase subtraction is significantly improved. In this study, the effects of different defects in an eardrum on the first-order vibration mode were verified, thereby providing a method and theoretical basis for the *in-situ* detection of defective eardrums.

Methods In this study, the relationship between eardrum defects and vibration modes was analyzed using finite element simulation and experimental analysis. Owing to the difficulty in obtaining an eardrum, a silicone rubber film, which is commonly used in the medical eardrum repair, was used as a substitute. In the finite element analysis, we studied the changes in the first-order vibration mode of the artificial eardrum based on perforation, scratch and calcification. In the vibration mode detection experiment, we built an optical path of the Mach-Zehnder interferometer for digital holographic endoscopy and used a sinusoidal signal excited by a speaker to stimulate the resonance of the sample surface. Spatial carrier phase extraction based on the time-averaged method was used to detect the amplitude distribution of the film surface in the vibration mode. Based on the changes observed in the amplitude distribution in the first-order vibration mode for the artificial eardrums with different defects, the location and severity of the defect and their influence on the vibration were analyzed.

Results and Discussions First, the theoretical analysis proves that using the spatial carrier phase extraction method to detect the amplitude distribution in eardrum samples in the vibration mode is reasonable. In the finite element simulation and experimental analysis, the vibration modes of the artificial eardrums with defects were analyzed, and the results showed that different defects affect the amplitude distribution in the first-order vibration mode for the eardrums differently. For the perforated eardrum samples, the amplitude distribution was analyzed by varying the size and location of the perforation. The results show that the amplitude near the perforation increases significantly with the increase in perforation size (Figs. 3 and 4), and an increase in the number of fringes is observed in the experimental results (Fig. 11). By changing the location of the perforation, the maximum amplitude shifts off-center with the perforation, and the larger the perforation, the more evident the deviation. The amplitude distribution for the scratched eardrum samples was analyzed by varying the size and location of the scratch. The results show that at the same location, the larger the scratch length, the larger the surface amplitude of the film (Fig. 5), and the amplitude changes more significantly near the scratch location (Fig. 6). The experimental results show an increase in the number of fringes, and the shape of the fringe near the central scratch is flat (Fig. 12). When the scratch is off-center, the effect on the amplitude near the scratch is significantly greater than that at the center. The amplitude distribution for the calcified eardrum samples was analyzed by varying the thickness of the calcified layer (Fig. 7). The amplitude of the film decreases with an increase in the thickness of the calcified layer but is more evident at the location of the calcified layer (Figs. 8 and 13).

Conclusions In this study, a finite element simulation method was used to evaluate the influence of different defects of an eardrum on the first-order vibration mode. Digital holographic endoscopy was used to detect the vibration mode of the eardrum, and experimental verification of the simulation results was performed. The simulations and experimental results show that variations in the defects of the eardrum affect the first-order vibration mode, and the effects differ based on the size and location of the defect. From a mechanical perspective, an eardrum defect leads to a change in the local stiffness of the structure. Perforation and scratches reduce the stiffness, and calcification increases the stiffness; this leads to increased vibration of the eardrum near the perforated and scratched regions and a weakened vibration near the calcification layer. This study shows the influence of defects on the vibration of the eardrums by analyzing the distribution of the amplitude at the eardrum and the location and severity of the defect. This study provides an optical detection technique for evaluating eardrum defects, which can help in preventing and detecting hearing disorders.

Key words medical optics; digital holographic technology; vibration modes; finite element simulation; deformation detection