

声黑洞-声子晶体复合波导杆设计及其 超声手术刀应用*

陈诚¹⁾²⁾ 王显¹⁾ 董宜雷²⁾ 王莎^{3)†} 周梦圆⁴⁾

徐春龙^{1)‡} 郭建中²⁾ 林书玉²⁾

1) (长安大学理学院, 西安 710064)

2) (陕西师范大学, 陕西省超声重点实验室, 西安 710119)

3) (江苏科技大学海洋学院, 镇江 212100)

4) (中检西北生态技术(陕西)有限公司, 西安 710001)

(2026年5月18日收到; 2026年6月10日收到修改稿)

弯曲寄生模态是制约超声手术刀能量传输效率与刀头位移输出的关键技术瓶颈. 为此, 本文提出一种融合声黑洞 (acoustic black hole, ABH) 与声子晶体 (phononic crystal, PnC) 的复合波导杆设计方案, 旨在抑制弯曲寄生模态并提升手术刀的机械输出能力. 首先, 在竹节形周期变截面杆中嵌入 ABH 幂律轮廓, 通过传输矩阵建模和有限元仿真, 分析了 ABH 参数 m 、最小截面半径 r_0 与晶格常数 a 对振动带隙分布的影响规律. 当 $m = 4.1$, $r_0 = 0.85$ mm, $a = 16$ mm 时, ABH-PnC 复合波导杆在 55.5 kHz 附近形成了弯曲振动的布拉格禁带 (带宽约 27 kHz、衰减达 30 dB), 同时纵向振动处于通带. 进而, 将 ABH-PnC 复合波导杆集成至超声手术刀, 建立了可快速预估频率特性 (误差 $< 1.5\%$) 的机电等效电路模型. 结合有限元分析表明, 新型手术刀在 55.5 kHz 附近仅呈现单一共振峰, 其他阻抗杂峰被完全消除, 有效抑制了弯曲寄生模态. 与常规均匀刀杆手术刀相比, ABH-PnC 型手术刀的刀头纵振位移提升 4.2%, 刀杆及换能器的弯振幅值降低 82%. 本研究从物理机制上实现了对寄生弯曲模态的有效阻断, 可以为高精度、高效率超声手术器械的波导设计提供新理论路径与高效设计工具.

关键词: 声黑洞, 声子晶体, 振动带隙, 超声手术刀, 等效电路

DOI: 10.7498/aps.75.20260709

CSTR: 32037.14.aps.75.20260709

1 引言

超声手术刀因其高精度、低热损伤及良好的止血效果, 在现代微创外科手术中发挥着不可或缺的作用^[1-3]. 其核心工作原理是换能器将电能转换为高频纵向振动, 经由波导杆传递至刀头, 实现对生

物组织的切割与凝固^[4,5]. 然而, 在实际手术操作中, 由于刀头与组织的非对称接触、设计结构的几何非对称性以及换能器自身可能存在的横向振动分量, 容易激发出弯曲寄生模态. 这些寄生模态会与设计模态 (纵向振动) 耦合, 不仅会导致能量的反向泄漏, 降低能量传输效率和刀头位移输出, 还可能引起波导杆的疲劳损伤和手柄异常发热, 严重

* 国家自然科学基金重点项目 (批准号: 12534018)、国家自然科学基金 (批准号: 12174240, 12574498) 和国家自然科学基金青年基金 (批准号: 12404528) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: wangs@just.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: chunlongxu@chd.edu.cn

制约了超声手术刀的性能和可靠性^[6,7]. 因此, 如何有效抑制弯曲寄生模态, 已成为超声手术刀波导设计中的一个关键技术瓶颈.

为调控弹性波传播, 声子晶体 (phononic crystal, PnC) 因其独特的带隙特性而受到广泛关注^[8-10]. 通过周期性排列的胞元结构, PnC 可以形成特定频率范围内弹性波无法传播的禁带, 从而为振动模态控制提供了新思路^[11,12]. 在功率超声领域, 林基艳等^[13-15]利用近周期声子晶体结构对大尺寸压电换能器以及超声塑料焊接系统的横向振动进行抑制, 有效改善了辐射面纵向振幅分布均匀性. Wang 等^[16]利用梭形声子晶体结构设计了新型超声手术刀波导杆, 成功形成了针对纵向振动的禁带, 有效抑制了其他纵向模态的干扰; 进一步地, 探索了拓扑声子晶体在超声手术刀中的应用, 利用拓扑界面态增强了振动鲁棒性并实现了位移放大^[17]. 然而, 上述工作主要抑制的是纵向振动杂峰, 对于更易激发且对刀头位移输出影响更为显著的弯曲寄生模态, 尚未实现有效阻断. 相比较而言, 弯曲波的调控比纵波更为复杂, 因为其色散关系与截面几何形状耦合紧密, 传统的单一声子晶体结构难以同时兼顾纵向振动的高透过率和弯曲振动的宽频强衰减. 因此, 亟需发展新的波导设计策略, 以定向抑制弯曲寄生模态.

另一方面, 声黑洞 (acoustic black hole, ABH) 效应作为一种新颖的弯曲波操纵机制, 近年来在结构减振和能量调控领域展现出独特的应用优势^[18,19]. 该结构通过使板或梁的厚度按特定幂律逐渐减小至零 (理想情况下), 可实现弯曲波传播速度逐渐降低、振幅逐渐增大, 从而在尖端处形成能量聚集^[20,21]. 基于这一特性, Wen 等^[22]设计了一种纵向-弯曲复合振动的斧形超声换能器, 利用 ABH 结构将振动能量聚焦于输出端, 显著提升了超声焊接时的位移振幅. Shi 等^[23]则提出了一种圆形 ABH 定制型超声辐射器, 通过激发出多个沿中心轴排列的超声焦点, 实现了高通量的空气声场聚焦. 此外, 我们团队前期原创性地探索了 ABH 结构在功率超声领域的多项应用, 包括利用其能量局域效应增强超声手术刀的机械位移^[24]、提升了声化学反应器的空化强度^[25]、开发了多功能超声镊子^[26]以及改善了超声换能器的近场辐射声压^[27]. 值得注意的是, 上述工作均侧重于利用 ABH 的能量局域效应来提升功率超声器件的正向输出性能; 而本文则是

逆向探索 ABH 对功率超声振动器件中有害振动的抑制能力, 以期进一步拓展其在功率超声领域的应用边界.

基于这一思路, 本文提出将 ABH 的弯曲波调制特性与 PnC 的周期带隙特性进行协同设计, 通过 ABH 轮廓增强 PnC 周期结构对弯曲振动的布拉格散射效应, 以期在目标工作频率处形成更宽、更强的弯曲振动禁带, 进而系统解决超声手术刀的弯曲寄生模态干扰问题. 首先, 在竹节形周期变截面杆嵌入 ABH 幂律变化轮廓, 采用传递矩阵法和有限元仿真分析了 ABH 参数、最小截面半径与晶胞常数对振动带隙分布的影响, 验证了弯曲禁带的形成机制及调控规律; 其次, 将 ABH-PnC 复合波导杆集成至超声手术刀, 建立了相对应的机电等效电路模型; 最后, 结合有限元仿真对比了新型手术刀与常规手术刀的振动特性. 本研究旨在从物理机制上实现对寄生弯曲能量的有效阻断, 进而为高精度、高效率超声手术器械的波导设计提供理论研究参考与高效设计工具.

2 ABH-PnC 复合波导杆的设计理论与带隙调控特性

2.1 复合波导杆的几何构型

本文提出的 ABH-PnC 复合波导杆几何结构如图 1 所示, 其基本构型是在一细长杆上周期性布置竹节形变截面单元, 每个单元的截面轮廓按照声黑洞幂律曲线设计, 即:

$$r(x) = r_0 + (r_1 - r_0) \left(\frac{x}{l_{\text{ABH}}} \right)^m, \quad (1)$$

其中 m 为声黑洞参数, r_0 为最小截面半径, r_1 为最大截面半径, l_{ABH} 为每个 ABH 单元的长度. 该结构将 ABH 对弯曲波的局部调制作用与 PnC 的周期布拉格散射效应相结合, 目标是在工作频率 (55.5 kHz) 附近形成针对弯曲振动的禁带, 同时确保纵向振动处于通带. 本文选取的周期数 N 为 9, 晶胞常数为 a , 最大截面半径 r_1 为 2.25 mm, 材料为钛合金 (弹性模量 110 GPa, 密度 4500 kg/m³, 泊松比 0.3). 工作频率设定为 55.5 kHz, 该频率为常规超声手术刀的典型工作频率.

2.2 复合波导杆的传输矩阵建模

由于 ABH 轮廓的嵌入导致细杆截面发生连续

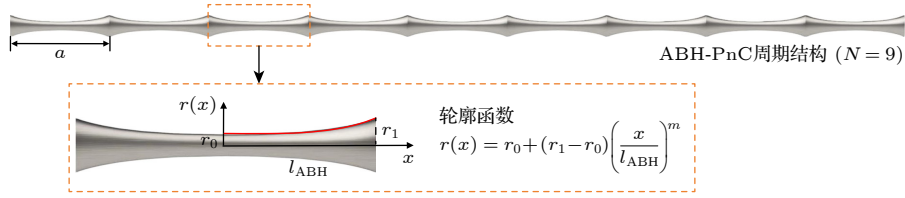
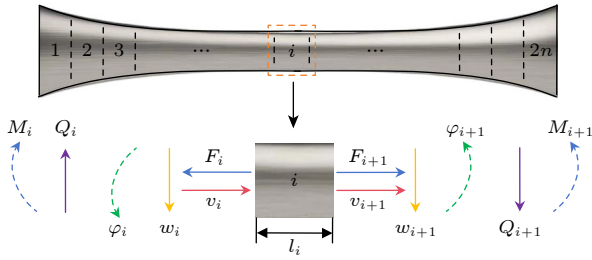


图 1 ABH-PnC 复合波导杆的几何结构示意图

Fig. 1. Geometric structure schematic diagram of ABH-PnC composite waveguide rod.

变化, 因此采用传输矩阵法对其进行单元离散. 如图 2 所示, 将单个 ABH 轮廓胞元沿轴向划分为 $2n$ 个微段, 每个微段近似为等截面杆, 分别建立其纵向振动和弯曲振动的传输矩阵.


 图 2 ABH 轮廓胞元结构的振动单元划分及其边界条件
 Fig. 2. Vibration unit division and boundary conditions of the ABH-profile cell structure.

对于纵向振动, 振速 (v_i, v_{i+1}) 与边界力 (F_i, F_{i+1}) 将作为主要传递量, 其第 i 微段的振动传输可表示为

$$\begin{bmatrix} v_i \\ F_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(k_L l_i) & \frac{j}{Z_i} \sin(k_L l_i) \\ jZ_i \sin(k_L l_i) & \cos(k_L l_i) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_{i+1} \\ F_{i+1} \end{bmatrix} = [T_i^{(L)}] \begin{bmatrix} v_{i+1} \\ F_{i+1} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

其中 $k_L = \omega/c_L$ 为纵向波数, ω 为角频率, c_L 为纵向波速, $l_i = a/2n$ 为微段长度, $Z_i = \rho c_L S_i$ 为特性阻抗, ρ 为密度, S_i 为截面积. 根据 (2) 式可以进一步推导得到单个 ABH 轮廓胞元结构纵向振动传输矩阵为

$$[T_{\text{cell}}^{(L)}] = \prod_{i=1}^{2n} [T_i^{(L)}]. \quad (3)$$

根据边界连续性条件, 复合波导杆纵向振动的整体传输矩阵为

$$[T_{\text{Total}}^{(L)}] = [T_{\text{cell}}^{(L)}]^N = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{bmatrix}. \quad (4)$$

则复合波导杆纵向振动传输频率响应函数可推导

得到

$$L(\omega) = 20 \lg \left| \frac{A_{22}}{A_{11}A_{22} - A_{12}A_{21}} \right|. \quad (5)$$

对于弯曲振动, 本文提出的复合波导杆最大长径比满足细长梁假设, 因此采用铁木辛柯梁理论的四参量传输矩阵法对其进行理论建模, 挠度 (w_i, w_{i+1})、转角速度 (ϕ_i, ϕ_{i+1})、力矩 (M_i, M_{i+1}) 与剪切力 (Q_i, Q_{i+1}) 将作为主要传递量, 其第 i 微段的振动传输矩阵可表示为

$$\begin{bmatrix} w_i \\ \phi_i \\ M_i \\ Q_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & b_{14} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} & b_{34} \\ b_{41} & b_{42} & b_{43} & b_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_{i+1} \\ \phi_{i+1} \\ M_{i+1} \\ Q_{i+1} \end{bmatrix} = [T_i^{(B)}] \begin{bmatrix} w_{i+1} \\ \phi_{i+1} \\ M_{i+1} \\ Q_{i+1} \end{bmatrix}, \quad (6)$$

其中 $b_{11}—b_{14}, b_{21}—b_{24}, b_{31}—b_{34}, b_{41}—b_{44}$ 的具体表达式可参考文献 [25]. 根据 (6) 式可以进一步推导得到单个 ABH 轮廓胞元结构弯曲振动传输矩阵为

$$[T_{\text{cell}}^{(F)}] = \prod_{i=1}^{2n} [T_i^{(F)}]. \quad (7)$$

根据边界连续性条件, 复合波导杆弯曲振动的整体传输矩阵为

$$[T_{\text{Total}}^{(F)}] = [T_{\text{cell}}^{(F)}]^N = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} & B_{14} \\ B_{21} & B_{22} & B_{23} & B_{24} \\ B_{31} & B_{32} & B_{33} & B_{34} \\ B_{41} & B_{42} & B_{43} & B_{44} \end{bmatrix}. \quad (8)$$

则复合波导杆的弯曲振动传输频率响应函数可表示为

$$F(\omega) = 20 \lg \left| \frac{B_{32}}{B_{11}B_{32} - B_{12}B_{31}} \right|. \quad (9)$$

根据 (5) 式和 (9) 式, 代入设计频率、几何尺寸以及材料参数, 即可快速判别 ABH-PnC 复合波导杆是否在设计频率处产生了振动带隙. 这种快速判别方法在实际工程应用中可以大幅提升设计效率, 也为后续研究提供理论验证基础.

2.3 复合波导杆的有限元仿真模拟

为了进一步验证模型设计的有效性, 采用 COMSOL Multiphysics 5.4 固体力学模块建立有限元仿真模型, 网格尺寸控制为最小波长的 1/6, 采用自由四面体网格, 并在 ABH 尖端区域进行局部加密. 如图 3 所示, 依次在波导杆一端施加轴向和横向的加速度激励 $a_{in} = 1 \text{ m/s}^2$, 在杆的另一端设置了边界探针, 用来提取输出端的加速度幅值 a_{out} , 有限元计算的振动传输频率响应函数可以表示为

$$H(\omega) = 20 \lg \left| \frac{a_{out}}{a_{in}} \right|. \quad (10)$$



图 3 振动传输频率响应函数的有限元计算方法
Fig. 3. Finite element calculation method of the vibration transmission frequency response function.

图 4 展示了利用有限元法得到的振动传输频率响应函数曲线以及关键设计参数对于带隙分布的影响. 首先, 分析了 m 分别为 2.9, 3.5, 4.1, 4.7, 5.3 时纵向振动与弯曲振动的带隙分布规律 ($r_0 = 0.85 \text{ mm}$, $a = 16 \text{ mm}$), 图 4(a) 中的红色框即为设计频率附近的弯曲振动禁带分布, 蓝色框为弯振禁带对应频率范围的纵振通带. 观察图 4(a) 可以发现, 随着 m 的增大, 弯振带隙逐渐向低频移动, 且对应带宽逐渐减小, 而纵向振动处于通带. 接着, 分析了 r_0 分别为 0.55, 0.65, 0.75, 0.85, 1.05 mm 时纵振与弯振的带隙分布规律 ($m = 4.1$, $a = 16 \text{ mm}$), 如图 4(b) 所示. 随着 r_0 的减小, ABH 尖端弯曲波速更低, 能量聚集效应增强, 弯振带隙逐渐向低频偏移, 带宽与最大振动衰减逐渐增大, 这表明更小的尖端半径有利于增强 ABH 对弯曲波的局域捕获效应, 从而强化复合波导结构的隔振能力. 最后, 分析了 a 分别为 12, 14, 16, 18, 20 mm 时纵向振动与弯曲振动的带隙分布规律 ($m = 4.1$,

$r_0 = 0.85 \text{ mm}$), 如图 4(c) 所示. 随着 a 的增大, 弯振带隙逐渐向低频偏移, 对应带宽逐渐减小, 设计频率附近的纵向振动仍处于通带.

此外, 为了厘清弯曲禁带的主导机制, 对比分析了无 ABH 轮廓棱形-PnC 波导杆 ($m = 1$, $r_0 = 0.85 \text{ mm}$, $a = 16 \text{ mm}$) 与 ABH-PnC 波导杆 ($m = 4.1$, $r_0 = 0.85 \text{ mm}$, $a = 16 \text{ mm}$) 的第一弯振带隙分布特性, 如图 4(d) 所示, 图中红色框为 ABH-PnC 复合波导杆的第一弯振带隙分布, 蓝色框为棱形-PnC 波导杆的第一弯振带隙分布. 在其他尺寸相同的情况下, 棱形-PnC 波导杆的第一带隙分布在较低频率处, 其带宽仅为 8.5 kHz, 最大振动衰减为 24.5 dB, 而 ABH-PnC 复合波导杆的第一弯振带隙分布在较高频率处, 最大振动衰减接近 36.5 dB (提升约 12 dB), 并展现出约 27 kHz 的带宽 (提升约 18.5 kHz), 这说明本文设计的禁带并非单纯由布拉格散射产生, 而是 ABH 对弯曲波的慢波聚集效应增强了周期结构对弯曲振动的调制能力, 两者形成耦合增强型禁带. 结合上述分析结果并考虑到加工可行性, 本文选择了 $m = 4.1$, $r_0 = 0.85 \text{ mm}$, $a = 16 \text{ mm}$ 作为应用尺寸, 利用 2.2 节中的结论进行理论验证, 可以得到 $L(\omega) > 0$, $F(\omega) < 0$, 说明复合波导杆在 55.5 kHz 附近确实会存在弯振带隙, 而纵向振动则处于通带, 从而验证了仿真模型的有效性.

3 基于 ABH-PnC 复合波导杆设计的新型超声手术刀

3.1 设计结构与原理

将上述 ABH-PnC 复合波导杆集成到超声手术刀系统中, 用以替代常规的统一截面刀杆. 图 5 分别展示了常规超声手术刀与本文提出的 ABH-PnC 型超声手术刀的整体结构. 两种超声手术刀由纵向振动夹心式压电换能器 (工作频率为 55.5 kHz, 整体长度为一个波长)、传振刀杆以及工作刀头组成, 区别的是常规手术刀采用等截面均匀刀杆设计 (半径为 2.05 mm, 总长度 180 mm), 本文提出的新型超声手术刀采用 ABH-PnC 复合波导杆设计 (包含 9 个周期, 总长度 144 mm).

为满足多种临床术式的需求, 大多数超声手术刀的刀头采用非对称结构设计. 然而, 这种非对称设计在激发纵向振动模态的同时, 不可避免地会同

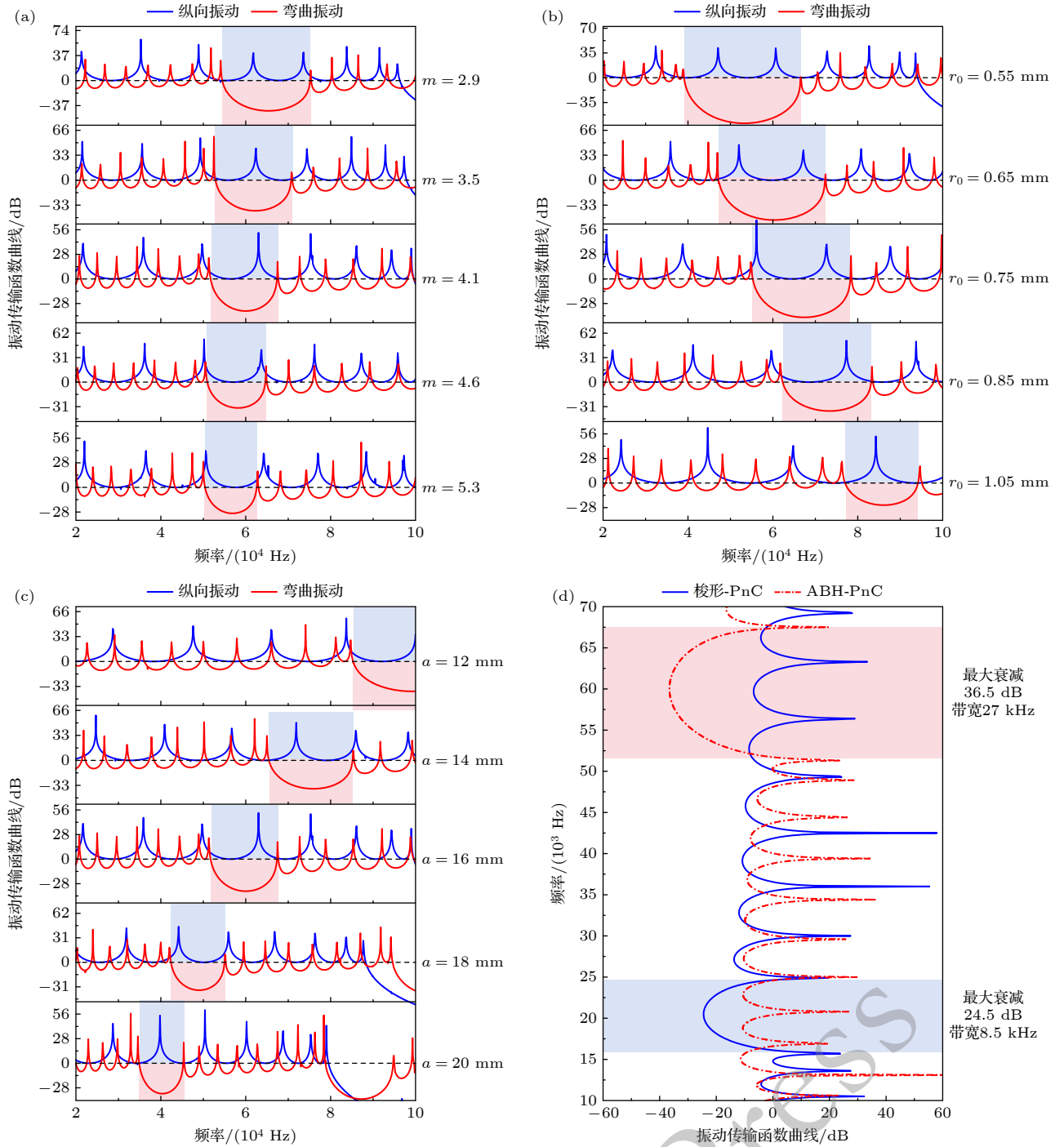


图4 (a) 声黑洞参数 m 对于带隙分布的影响; (b) 最小截面半径 r_0 对于带隙分布的影响; (c) 晶格常数 a 对于带隙分布的影响; (d) ABH-PnC 复合波导杆与梭形-PnC 复合波导杆的弯振带隙分布对比

Fig. 4. (a) Effect of the ABH parameter m on the bandgap distribution; (b) effect of the minimum cross-sectional radius r_0 on the bandgap distribution; (c) effect of the lattice constant a on the bandgap distribution; (d) comparison of flexural vibration bandgap distribution between the ABH-PnC composite waveguide rod and the fusiform-PnC composite waveguide rod.

时激励出弯曲振动模式. 而弯曲波的产生与传播会加剧振动能量的反向泄漏, 从而显著降低能量传输效率及刀头位移输出. 此外, 在手术刀的设计过程中, 经常会出现刀头固有弯振频率与设计频率接近, 从而引发模式畸变和能量损耗. 图6展示了常

规超声手术刀的电阻抗频率响应曲线, 可见在设计频率附近存在一个阻抗杂峰. 该杂峰对应于刀头的寄生弯曲振动模式, 其共振频率 (55484 Hz) 与设计频率 (55515 Hz) 极为接近, 极易导致纵弯模式耦合. 这种耦合不仅会使主设计模式发生畸变, 还

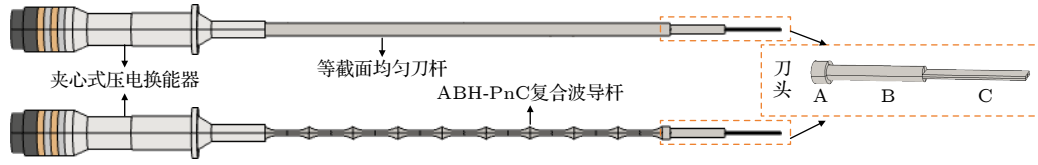


图 5 常规超声手术刀与 ABH-PnC 型超声手术刀几何示意图

Fig. 5. Geometric diagram of conventional ultrasonic scalpel and ABH-PnC type ultrasonic scalpel.

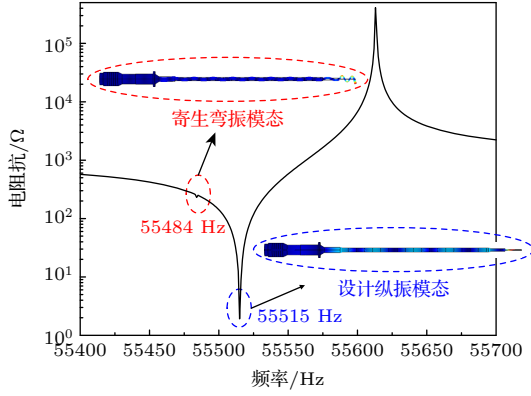


图 6 常规超声手术刀的电阻抗频率响应曲线及振动模式

Fig. 6. Electrical impedance frequency response curve and vibration modes of the conventional ultrasonic scalpel.

会增强刀杆的横向振动, 进一步加剧能量损耗. 此外, 阻抗杂峰的存在还会导致手术刀在功率激励下无法有效激发主设计模式, 并增加阻抗匹配难度, 进而影响系统的稳定工作.

针对上述问题, 本文提出的 ABH-PnC 复合波导设计具有以下优势: 首先, 利用 ABH 对于弯曲波的捕获特性与 PnC 的带隙特性, 可有效阻断弯曲寄生模式沿波导杆的后向传播路径, 从而抑制振动能量向换能器方向的反向泄漏; 其次, 设计产生的宽频带隙能够有效消除设计频率 (55.5 kHz) 附近的阻抗杂峰, 避免寄生弯振模式的产生, 确保手术刀在期望的纵向振动模式下稳定、高效地工作.

3.2 ABH-PnC 型超声手术刀的机电等效电路建模

针对 ABH-PnC 复合波导杆变截面以及阻抗渐变的特点, 传统均匀波导杆的等效电路将不再适用. 因此, 根据图 2 所示的振动单元划分方法, 将 ABH-PnC 复合波导杆的纵向振动传输矩阵表示为

$$\begin{bmatrix} v_1 \\ F_1 \end{bmatrix} = [T_{\text{total}}^{(L)}] \begin{bmatrix} v_2 \\ F_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_2 \\ F_2 \end{bmatrix}, \quad (11)$$

其中, v_1, v_2 为波导杆两端的振速, F_1, F_2 为波导杆两端的边界力, 将 (11) 式进一步改写, 可得

$$\begin{cases} F_1 = (Z_{22} + Z_{23})v_1 + Z_{23}v_2 + U_0, \\ F_2 = (Z_{21} + Z_{23})v_2 + Z_{21}v_1. \end{cases} \quad (12)$$

将 (12) 式中的力类比成电压, 将振速类比成电流, 可以建立 ABH-PnC 复合波导杆纵向振动的二端非互易机电等效电路, 如图 7 所示. 其中 Z_{21}, Z_{22}, Z_{23} 为等效机械阻抗, U_0 为电流控制电压源, 其表达式如下:

$$Z_{21} = -\frac{a_{11} + 1}{a_{12}}, \quad (13)$$

$$Z_{22} = \frac{a_{22} - 1}{a_{12}}, \quad (14)$$

$$Z_{23} = \frac{1}{a_{12}}, \quad (15)$$

$$U_0 = \frac{(a_{22}a_{21} - a_{22}a_{11} - 1)v_2}{a_{22}}. \quad (16)$$

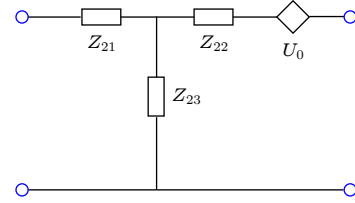


图 7 ABH-PnC 复合波导杆纵向振动的非互易机电等效电路

Fig. 7. Non-reciprocal electromechanical equivalent circuit of the ABH-PnC composite waveguide rod in longitudinal vibration.

接着对工作刀头进行机电等效电路建模, 如图 5 所示, 工作刀头主要由三段不同截面积的均匀细杆组成, 材料为钛合金, 其中 A 段半径 $r_2 = 1.5 \text{ mm}$, 长度 $L_2 = 2 \text{ mm}$; B 段半径 $r_3 = 1.5 \text{ mm}$, 长度 $L_3 = 2 \text{ mm}$; C 段截面可以近似为矩形截面, 面积为 6 mm^2 , 长度 $L_4 = 2 \text{ mm}$. 其纵向振动的机电等效电路可以由 3 个互易无源的 T 形等效电路级联而成, 如图 8 所示, 其中 $Z_{24} \sim Z_{29}$ 为等效机械阻抗.

在完成工作刀头和 ABH-PnC 复合波导杆机电等效电路建模后, 结合力与振速的连续性边界条

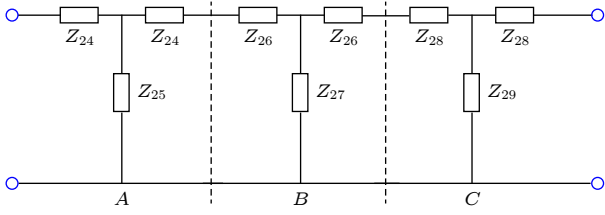


图 8 工作刀头纵向振动的级联机电等效电路

Fig. 8. Cascaded electromechanical equivalent circuit of the operating blade in longitudinal vibration.

件, 可以建立如图 9 所示的 ABH-PnC 型超声手术刀纵向振动的系统机电等效电路. 其中, $Z_1—Z_{20}$, $Z_{p1}—Z_{p3}$ 为换能器的等效机械阻抗, C_0 为钳定电容, n_0 为等效变压器系数, 其详细表达式可参考文献 [24].

根据上述建立的等效电路模型, 可以推导 ABH-PnC 型超声手术刀的等效输入电阻抗的表达式为

$$Z_e = \frac{Z_m}{n_0^2 + j\omega PC_0 Z_m}, \quad (17)$$

其中 Z_m 为等效总机械阻抗. ABH-PnC 型超声手术刀的共振频率方程可以表示为

$$Z_e = 0. \quad (18)$$

基于以上方程, 在给定几何尺寸和材料参数后, 即可快速获得超声手术刀的设计频率值.

3.3 ABH-PnC 型超声手术刀的振动特性分析

基于 COMSOL Multiphysics 的固体力学与静电模块, 对 ABH-PnC 型超声手术刀进行了有限元仿真分析. 图 10(a) 对比了理论模型与有限元仿

真计算得到的电阻抗频率响应曲线. 可以看出, 在 53—58 kHz 的频率范围内, ABH-PnC 型手术刀仅在 55.5 kHz 附近呈现单一的、尖锐的共振峰; 相比之下, 常规超声手术刀在 55.4 kHz 处存在明显的阻抗杂峰, 而在 ABH-PnC 型手术刀中这一杂峰被完全消除. 理论模型预测的共振频率为 56.35 kHz, 有限元仿真结果为 55.5 kHz, 两者相对误差为 1.5%. 与此同时, 分析了 n 取值对于理论计算精度的影响, 结果如图 10(b) 所示, 当 n 取值 ≥ 100 时, 理论计算得到的频率值将不再发生变化, 表明此时已经满足收敛性要求. 因此, 本文选择了 $n = 100$ 以保证计算结果的准确性. 理论与仿真的误差主要来源于两方面: 其一, 理论模型基于一维振动近似, 忽略了横向泊松效应所引发的模态耦合; 其二, 在理论建模中, 将连续变化的 ABH 轮廓离散为有限个等截面微段, 尽管已满足收敛性要求, 但仍存在对连续截面变化的近似误差.

图 11 展示了 ABH-PnC 型超声手术刀在 55.5 kHz 共振频率下的振动模态. 结果显示, 换能器与复合变幅杆呈现纯纵向振动; 由于 ABH-PnC 复合波导杆的带隙作用, 刀杆区域的弯曲振动被显著抑制, 几乎无弯曲波传播, 纵向振动被高效传递至刀头, 并在刀尖位置达到位移最大值. 这一特性与文献 [16,17] 中基于梭形声子晶体的效果类似, 但后者主要抑制纵向振动杂峰, 而本文实现了对弯曲振动杂峰的定向抑制.

最后, 进一步对比了 ABH-PnC 型手术刀与常规手术刀的振动位移, 结果如图 12 所示. 在相同的 1 V 激励电压下, ABH-PnC 型手术刀的刀头纵向振动位移比常规手术刀提高了 4.2%; 同时, 刀杆

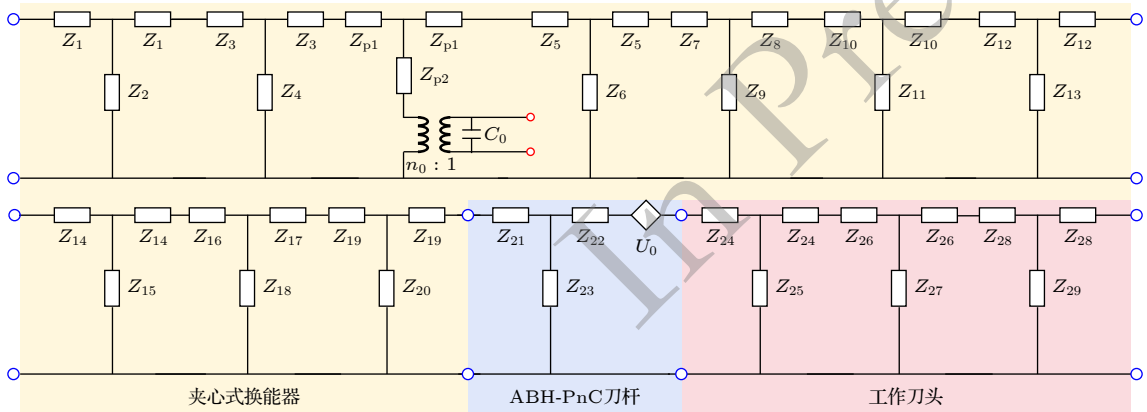


图 9 ABH-PnC 型超声手术刀纵向振动的机电等效电路

Fig. 9. Electromechanical equivalent circuit of the ABH-PnC type ultrasonic scalpel in longitudinal vibration.

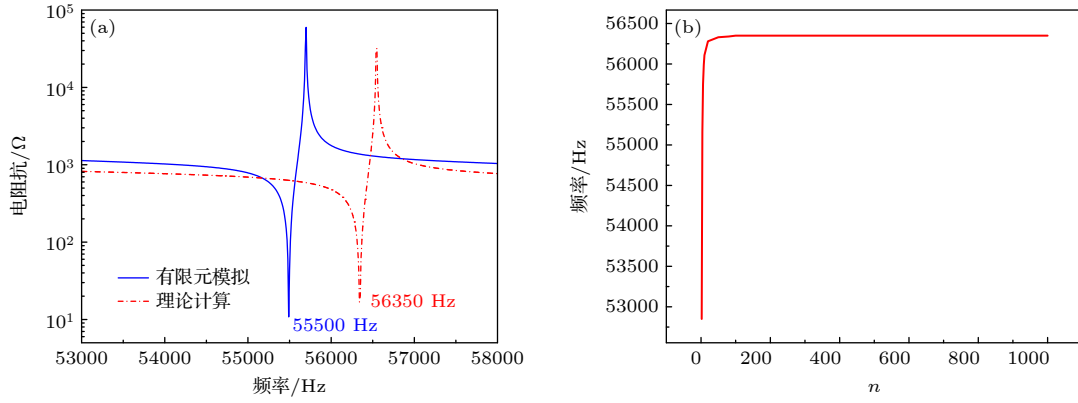


图 10 (a) ABH-PnC 型超声手术刀的电阻抗频率响应曲线; (b) 理论计算得到的共振频率随 n 值的变化曲线

Fig. 10. (a) Electrical impedance frequency response curves of the ABH-PnC type ultrasonic scalpel; (b) theoretically calculated curve of the resonant frequency as a function of n .

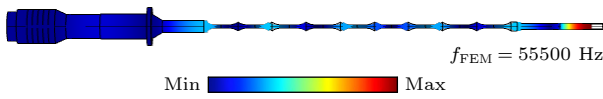


图 11 ABH-PnC 型超声手术刀的振动模式

Fig. 11. Vibration mode of the ABH-PnC type ultrasonic scalpel.

及换能器部位的弯振位移幅值显著降低, 其中峰值降低了 82%。可以发现二者变化幅度差异较为显著, 主要原因如下: 其一, 常规手术刀的弯曲寄生模态本身会消耗一部分输入能量, 但纵向振动主模态仍占主导地位, 因此阻断弯曲能量泄漏后, 纵向位移的提升受限于换能器输出总功率, 提升幅度相对有限; 其二, ABH-PnC 复合波导结构对弯曲振动的衰减效果较为显著, 因此弯振幅值的降幅更为突出; 其三, ABH 轮廓本身对纵向振动具有轻微的变幅效应 (阻抗渐变), 有助于小幅提升纵向位移, 但该效应远弱于对弯曲振动的抑制。综上, 4.2% 的

纵振性能提升在工程上已具有积极意义, 而 82% 的弯振抑制则显著改善了系统的稳定性和可靠性。

4 结 论

本文通过融合声黑洞 (ABH) 与声子晶体 (PnC) 的波操控机制, 提出了一种新型复合波导杆结构并应用于超声手术刀以抑制弯曲寄生模态, 主要结论如下:

1) 通过传输矩阵建模与仿真验证, 当 $m = 4.1$, $r_0 = 0.85$ mm, $a = 16$ mm 时, ABH-PnC 复合波导杆在 55.5 kHz 附近形成了针对弯曲振动的布拉格禁带 (带宽约 27 kHz, 衰减达 30 dB), 同时纵向振动处于通带。

2) 对比梭形-PnC 波导杆, ABH-PnC 复合波导杆的第一弯振带隙最大振动衰减提升约 12 dB, 带宽提升约 18.5 kHz, 说明 ABH 对弯曲波的慢波

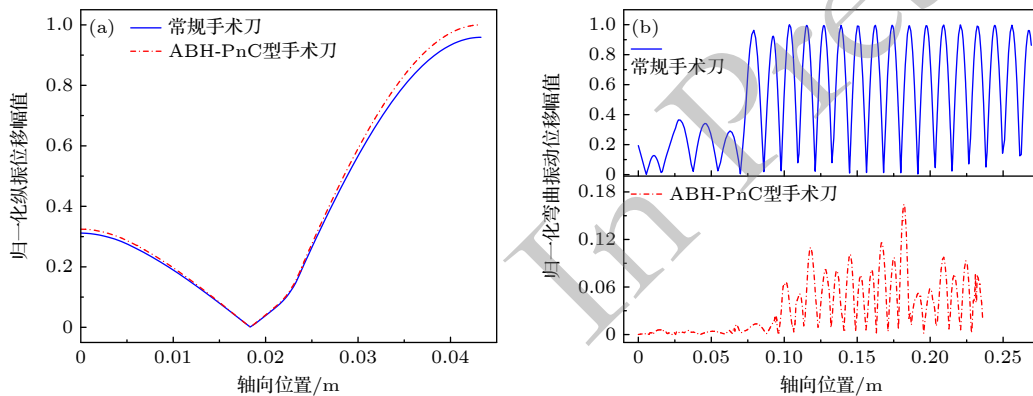


图 12 ABH-PnC 型超声手术刀与常规超声手术刀的振动位移对比 (a) 刀头纵振位移; (b) 刀杆及换能器的弯振位移

Fig. 12. Comparison of vibration displacement between the ABH-PnC type ultrasonic scalpel and the conventional ultrasonic scalpel: (a) Longitudinal displacement of the blade tip; (b) flexural vibration displacement of the waveguide rod and transducer.

聚集效应增强了周期结构对弯曲振动的调制能力, 进而形成了耦合增强型禁带.

3) 将 ABH-PnC 复合波导杆集成到超声手术刀设计中, 建立了可快速预估频率特性的机电等效电路模型, 理论预测与有限元仿真结果的共振频率相对误差小于 1.5%, 验证了模型的有效性.

4) ABH-PnC 型手术刀在设计频率附近呈现单一共振峰, 其他阻抗杂峰被完全消除, 实现了纵弯模态的有效解耦.

5) 与常规均匀超声手术刀相比, ABH-PnC 型手术刀头纵向振动位移提升 4.2%, 刀杆及换能器的弯曲振动幅值降低 82%.

本研究从物理机制上实现了对寄生弯曲模态的有效阻断, 为高精度、高效率超声手术器械的波导设计提供了新路径. 未来工作将聚焦于实验样机制造与性能测试, 并探索其在柔性超声手术刀及微型机器人手术器械中的拓展应用.

附录 A

在 ABH-PnC 型超声手术刀的设计中, 采用的换能器为常见的商用超声手术刀换能器 (55.5 kHz), 其后质量块的材料为钢, 压电陶瓷材料为 PZT-8, 前质量块 (包含变幅杆) 的整体材料为铝, 刀杆与刀头材料兼为钛合金 TC4, 设计尺寸如图 A1 所示, 材料参数如表 A1 所列.

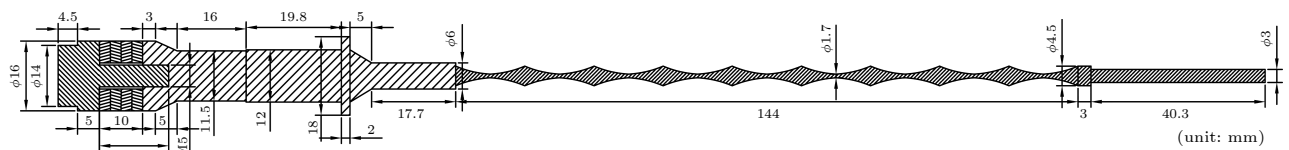


图 A1 设计尺寸图

Fig. A1. schematic diagram of the design size.

表 1 材料参数

Table A1. Material parameters.

	钢	压电陶瓷(PZT-8)						铝	钛合金TC4
密度/(kg·m ⁻³)	7850	7600						2700	4500
泊松比	0.28	—						0.33	0.30
杨氏模量/GPa	205	$\begin{bmatrix} 146.9 & 81.1 & 41.1 & 0 & 0 & 0 \\ 81.1 & 146.9 & 81.1 & 0 & 0 & 0 \\ 81.1 & 74.3 & 131.7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 31.3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 31.3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 32.9 \end{bmatrix}$						70	110
相对介电常数矩阵	—	$\begin{bmatrix} 904.4 & 0 & 0 \\ 0 & 904.4 & 0 \\ 0 & 0 & 561.6 \end{bmatrix}$						—	—

参考文献

[1] O'Daly B J, Morris E, Gavin G P, O'Byrne J M, McGuinness G B 2008 *J. Mater. Process. Technol.* **200** 38

[2] Li X, Stritch T, Manley K, Lucas M 2021 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **68** 2543

[3] Yao G, Wu F, Lucas M, Zheng L J, Wang C Y, Gu H 2023 *Ultrasonics* **135** 107113

[4] Schafer M E 2023 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **70** 147

[5] Chen Q, Yao M, Li L, Liu X N, Liu Y Q, Wang F F, Tang Y X, Zhang Q Z, Lin D, Luo H S, Zhao X Y 2025 *Sens. Actuators Phys.* **382** 116149

[6] Cao F 2020 *M. S. Thesis* (Nanjing: Nanjing University of Aeronautics and Astronautics) (in Chinese) [曹峰 2020 硕士学位论文 (南京: 南京航空航天大学)]

[7] Zhou H S 2017 *Ph. D. Dissertation* (Changchun: Changchun University of Science and Technology) (in Chinese) [周红生 2017 博士学位论文 (长春: 长春理工大学)]

[8] Maldovan M 2013 *Nature* **503** 209

[9] He H L, Qiu C Y, Ye L P, Cai X X, Fan X Y, Ke M Z, Zhang F, Liu Z Y 2018 *Nature* **560** 61

[10] Alderete N A, Sandeep S, Raetz S, Asgari M, Abi Ghanem M, Espinosa H D 2025 *Science* **387** 659

[11] Geng Q, Kong L Y, Yang X W, Shao Z S, Li Y M 2023 *Int. J. Mech. Sci.* **251** 108344

[12] Zhang Z, Zhang Z H, Jin X 2023 *Appl. Acoust.* **206** 109314

[13] Lin J Y, Lin S Y 2023 *Acta Phys. Sin.* **72** 094301 (in Chinese)

- [林基艳, 林书玉 2023 物理学报 **72** 094301]
- [14] Lin J Y, Lin S Y, Xu J, Wang S, Zhong X H 2023 *Sci. Sin. Phys. Mech. Astron.* **53** 254311 (in Chinese) [林基艳, 林书玉, 徐洁, 王升, 钟兴华 2023 中国科学: 物理学 力学 天文学 **53** 254311]
- [15] Lin J Y, Lin S Y 2020 *Acta Phys. Sin.* **69** 184302 (in Chinese) [林基艳, 林书玉 2020 物理学报 **69** 184302]
- [16] Wang S, Shan J J, Lin S Y 2024 *Chin. Phys. B* **33** 104302
- [17] Wang S, Shan J J, Lin S Y 2026 *Appl. Acoust.* **250** 111336
- [18] Gao N S, Zhang Z C, Wang Q, Guo X Y, Chen K A, Hou H 2022 **67** 1203 (in Chinese) [高南沙, 张智成, 王谦, 郭鑫羽, 陈克安, 侯宏 2022 科学通报 **67** 1203]
- [19] Liu P Z, Tian Z, H Yang K C, Naquin T D, Hao N J, Huang H Y, Chen J Y, Ma Q X, Bachman H, Zhang P R, Xu X H, Hu J H, Huang T J 2022 *Sci. Adv.* **8** eabm2592
- [20] Liu P Z, Shi D J, Zhang X, Wan M P, Ng B F 2026 *Sens. Actuators Phys.* **397** 117301
- [21] Hou J, Hui Z, Li P J, Jiang N, Li S L, Xu B, Wu G M, Wang X D 2025 *Mech. Syst. Signal Process.* **237** 112948
- [22] Wen S H, Xu L, Gao T, Zhang H D, Liang Z F, Yao L 2025 *Appl. Acoust.* **239** 110826
- [23] Shi D J, Zhang X, Wan M P, Ng B F 2026 *Sens. Actuators Phys.* **397** 117301
- [24] Chen C, Tang Y F, Ren W B, Wang Y, Guo J Z, Lin S Y 2024 *Ultrasonics* **143** 107417
- [25] Chen C, Liu Y, Wang C H, Guo J Z, Lin S Y 2024 *Ultrason. Sonochem.* **111** 107106
- [26] Wang Y, Chen C, Ren W B, Chen H Q, Lin S Y 2025 *Sens. Actuators Phys.* **395** 117042
- [27] Chen H Q, Wang Y, Jiang H, Chen C, Lin S Y 2026 *Sens. Actuators Phys.* **400** 117500

Design of the acoustic black hole-phononic crystal composite waveguide rod and application research in ultrasonic scalpel*

CHEN Cheng¹⁾²⁾ WANG Xian¹⁾ DONG Yilei²⁾ WANG Sha^{3)†}
 ZHOU Mengyuan⁴⁾ XU Chunlong^{1)‡} GUO Jianzhong²⁾ LIN Shuyu²⁾

¹⁾ (School of Science, Chang'an University, Xi'an 710064, China)

²⁾ (Shaanxi Provincial Key Laboratory of Ultrasound, Shaanxi Normal University, Xi'an 710119, China)

³⁾ (Ocean College, Jiangsu University of Science and Technology, Zhenjiang 212100, China)

⁴⁾ (CCIC Northwest Ecological Technology (Shaanxi) CO., LTD, Xi'an 710001, China)

(Received 18 May 2026; revised manuscript received 10 June 2026)

Abstract

The flexural parasitic mode is the key technical bottleneck restricting the energy transmission efficiency and blade displacement output of the ultrasonic scalpel. To address this issue, this paper proposes a composite waveguide rod design that integrates an acoustic black hole (ABH) with a phononic crystal (PnC) structure, aiming to suppress the flexural parasitic mode and enhance the mechanical output capability of the scalpel. First, an ABH power-law profile is embedded into the design of a bamboo-shaped periodic variable cross-section rod. The effects of the ABH parameter m , minimum cross-sectional radius r_0 , and the lattice constant a on the vibration bandgap distribution are systematically investigated through transfer matrix modeling and finite element simulations. When $m = 4.1$, $r_0 = 0.85$ mm, and $a = 16$ mm, the composite waveguide rod forms a Bragg bandgap for the flexural vibration near 55.5 kHz (bandwidth ~ 27 kHz, attenuation up to 30 dB), while the longitudinal vibration remains within the passband. Subsequently, the ABH-PnC composite waveguide rod is integrated into an ultrasonic scalpel, and an electromechanical equivalent circuit model that enables rapid prediction of frequency characteristics (error 1.5%) is established. Finite element analysis shows that the new scalpel exhibits only a single resonance peak near 55.5 kHz, with all other spurious impedance peaks completely

* Project supported by the Key Program of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 12534018), the General Programs of the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 12174240, 12574498), and the Young Scientists Program of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 12404528).

† Corresponding author. E-mail: wangs@just.edu.cn

‡ Corresponding author. E-mail: chunlongxu@chd.edu.cn

eliminated, effectively suppressing the generation of the flexural parasitic mode. Furthermore, compared with a conventional scalpel using a uniform rod, the ABH-PnC scalpel achieves a 4.2% increase in blade longitudinal displacement and an 82% reduction in the flexural vibration amplitude of the rod and transducer. This study physically realizes the effective blocking of the parasitic flexural mode, providing a new theoretical pathway and an efficient design tool for the waveguide design of high-precision, high-efficiency ultrasonic surgical instruments.

Keywords: acoustic black hole, phononic crystal, vibration bandgap, ultrasonic scalpel, equivalent circuit

DOI: [10.7498/aps.75.20260709](https://doi.org/10.7498/aps.75.20260709)

CSTR: [32037.14.aps.75.20260709](https://cstr.cn/32037.14.aps.75.20260709)

In Press