

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2025.02.012

基于 NSGA-II 算法的超声骨刀换能器设计与模态优化

张宏杰, 蔡养春, 吴军强
(天津工业大学 机械工程学院, 天津 300387)

摘要: 为了实现超声骨刀换能器在工作频率附近的多模态分离和寄生模态抑制, 提高超声能量传输效率, 综合模块化设计、机电等效四端网络、模态频率灵敏度分析、非支配排序遗传算法(NSGA-II)等方法, 建立了一种超声骨刀换能器设计与模态优化的新方法, 并对其可行性和有效性进行试验验证。试验结果表明: 所建立的超声骨刀换能器稳态振幅、模态频差多目标优化模型有效, 利用 NSGA-II 算法可获得结构参数的全局最优解; 试制的超声骨刀样机工作频率为 27.56 kHz, 稳态输出振幅达到 110 μm , 振幅放大系数较优化前提升 50.43%, 同时在工作频率附近 ± 2 kHz 范围内不存在寄生模态, 有效抑制了模态密集现象, 展现出良好的优化效果。

关键词: 超声骨刀换能器; 优化设计; 有限元; NSGA-II 算法; 灵敏度分析

中图分类号: TB552; R318 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-024X(2025)02-0084-08

Design and modal optimization of ultrasonic osteotome transducer based on NSGA-II algorithm

ZHANG Hongjie, CAI Yangchun, WU Junqiang
(School of Mechanical Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: To achieve multi-modal separation and parasitic modal suppression near the working frequency of the ultrasonic osteotome transducer, and improve the efficiency of ultrasonic energy transmission, a new method for the design and modal optimization of the ultrasonic osteotome transducer is established by integrating modular design, electromechanical equivalent four-terminal network, modal frequency sensitivity analysis, and NSGA-II (non-dominated sorting genetic algorithm). The experimental results demonstrate the effectiveness of the established multi-objective optimization model for steady-state amplitude and modal frequency difference. Utilizing the NSGA-II algorithm, the global optimal solution for structural parameters is successfully obtained. The prototype exhibits a working frequency of 27.56 kHz, with a steady output amplitude of 110 μm . Notably, the amplitude amplification factor is increased by 50.43% compared to pre-optimization levels. Furthermore, within a ± 2 kHz range around the working frequency, no parasitic modals are observed, effectively mitigating mode density issues and showing a significant optimization effect.

Key words: ultrasonic osteotome transducer; optimization design; finite element; NSGA-II algorithm; sensitivity analysis

在脊柱、神经、手足、颌面整形等外科手术中经常需要对骨组织进行切削, 由于骨组织周边分布着丰富的血管和神经等软组织, 操作不当可能导致软组织机械损伤或热损伤, 甚至造成不可逆伤害, 因此骨外科手术器械的安全性一直是相关领域的关注焦点^[1]。超声骨刀是一种新型骨外科手术器械, 研究表明, 超声能量聚焦在骨组织上能够产生超声波机械效应, 当被

作用的骨组织质点加速度达到 $1.2 \times 10^5 g$ (g 为重力加速度) 时, 可以与骨组织本体剥离, 实现骨切削。通常超声骨刀的工作频率设计在 24~30 kHz, 因为在该频率范围内, 骨组织的声阻远高于其周边软组织, 这就使得超声骨刀能够在工作过程中实现只切割声阻抗较高的骨组织, 而不伤害周边软组织。正是凭借组织选择性和冷切割特点, 超声骨刀具有了较高的安全性, 成为国内

收稿日期: 2023-09-12

基金项目: 国家自然科学基金项目(52175110)

通信作者: 张宏杰(1977—), 男, 博士, 教授, 主要从事微纳操作与精密制造技术、传感检测的研究。E-mail: zhanghongjie@tiangong.edu.cn

外研究热点^[2-4]。

超声换能器是超声骨刀的核心部件之一,其作用是利用压电陶瓷材料的逆压电效应,将电能转换为机械能,驱动超声刀头产生机械振动并作用于骨组织。为了获得足够大的振动能量输出,超声骨刀换能器需要工作在谐振状态,即其激振频率应尽可能接近其谐振频率^[5-6]。然而,超声换能器的谐振频率受到换能器材料特性、结构参数、激励电压、工作负载、陶瓷温度等诸多因素的影响,呈现出极大的不稳定性,即所谓的频率偏移现象。如果骨刀换能器的结构参数设计不当,在其工作模态附近常会出现模态密集和寄生模态现象,非工作模态的激发会破坏超声骨刀的运动规律,导致超声能量传输效率降低,影响骨切削精度和效率,甚至导致骨组织和软组织的严重损伤^[7-8]。为了解决上述问题,一部分学者将研究重点放在谐振频率跟踪控制上,提出了基于锁相环、最大电流真有效值、最大导纳等频率跟踪控制方法^[9-12]。但是当换能器工作频率附近存在模态密集和多模态耦合情况时,将给谐振频率搜索和跟踪控制带来很大困难,出现误锁、失锁和锁相混沌等问题,严重影响骨刀超声能量的转换和传输效率。因此,在骨刀换能器的结构参数设计阶段进行模态优化以及实现多模态分离和寄生模态抑制是非常必要的。

传统超声骨刀换能器的设计是通过压电方程、波动方程、机电等效设计等建立频率方程,进而根据换能器谐振状态下的电学边界条件求解换能器各结构单元的尺寸参数^[13-16]。为了验证尺寸参数的有效性,考察换能器的工作频率及其附近模态的分布情况,学者们广泛采用有限元模态分析方法,在有限元环境下,通过微调尺寸参数使换能器的工作模态尽可能接近其设计目标频率,同时实现多模态分离^[17-18]。目前,利用有限元进行换能器的模态优化主要基于摄动分析,摄动参数的选择通常依赖于设计经验或结构参数的灵敏度分析^[19-21]。由于换能器结构参数和其模态特性之间存在复杂的非线性互相关性,因此依靠单一结构参数摄动很难保证模态优化效果,但通过多个结构参数摄动,极大地增加了模态优化的复杂性和偶然性。此外,换能器的结构参数对其振幅放大系数、振型特性等影响显著,不合适的参数调节会破坏换能器的工作性能,导致设计失败。因此,换能器的模态优化既要保证换能器工作频率与设计目标频率的一致性,又要实现多模态抑制和分离,还要尽可能避免结构参数变化对换能器放大系数、振型等基础性能的影响,是一个复杂的优化问题。为了实现超声骨刀换能器的结构参数设计和模态优化,本文综合模块化设计、机电等

效四端网络、有限元模态频率灵敏度分析、非支配排序遗传算法(NSGA-II, Nondominated Sorting Genetic Algorithm II)等方法,根据换能器放大系数、弯振模态、扭振模态与其纵振模态的频差目标,构建多目标优化函数,并在频率方程、结构尺寸、半波长设计条件等约束下,实现结构参数设计、多模态分离和寄生模态抑制,提高振幅放大系数,并通过实验验证本文所建立方法的可行性和有效性。

1 超声骨刀结构设计

根据文献[22],本文所设计超声骨刀工作在纵振模态下,谐振频率为28 kHz,输出稳态振动幅值大于 $1\ \mu\text{m}$,可使骨组织质点产生大于 $1.2 \times 10^5\ g$ 的振动加速度,满足切割条件。

1.1 骨刀超声换能器的结构设计

图1所示为骨刀超声换能器结构与等效四端传输网络。

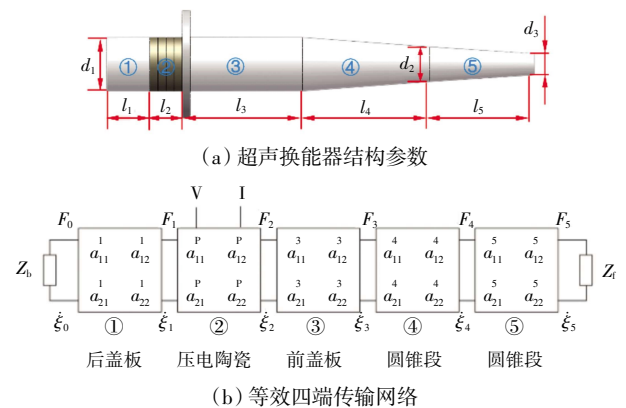


图1 骨刀超声换能器结构与等效四端网络

Fig.1 Structure of ultrasonic osteotome transducer and equivalent four-terminal network

通常超声骨刀由压电振子、前后盖板、机械变幅杆、超声刀头、夹持法兰等结构单元组成。图1(a)所示为所设计的骨刀超声换能器的结构,其中: l 为换能器各结构单元长度; d 为圆形截面直径;压电振子采用4片PZT8压电陶瓷环(直径20 mm、孔径8 mm、厚度3 mm);振子后盖板和预紧螺栓采用一体化结构,选用304钢;机械变幅杆和超声刀头采用7075航空铝。本文将骨刀换能器的一个纵振节点设计在压电陶瓷与前盖板的结合面处,并在此设置夹持法兰,以降低夹持法兰对换能器超声能量传递的影响,同时提高了换能器的加工工艺性。

根据波动理论、机电等效设计理论可将换能器的结构单元等效为一个机械四端网络。根据结构单元间

的机械串联条件,可以得到骨刀换能器整体的等效四端传输网络,如图 1(b)所示。图中: $Z_1、Z_2$ 分别为换能器工作端和后盖板后端面的负载阻抗; $a_{ij}^n(i=1,2;j=1,2)$ 为结构单元 n 对应的四端网络传输系数矩阵。后盖板后端面与压电振子输出端的传输矩阵可以表示为:

$$\begin{bmatrix} F_2 \\ \dot{\xi}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P & P \\ a_{11} & a_{12} \\ P & P \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{11}^1 & a_{12}^1 \\ a_{21}^1 & a_{22}^1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_0 \\ \dot{\xi}_0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中: $a_{11}^1 = \cos(k_1 l_1); a_{12}^1 = j\rho_1 c_1 S_1 \sin(k_1 l_1); a_{21}^1 = \frac{j \sin(k_1 l_1)}{\rho_1 c_1 S_1}; a_{22}^1 = \cos(k_1 l_1); a_{11}^2 = \cos(k_2 l_2); a_{12}^2 = j\rho_2 c_2 S_2 \sin(k_2 l_2); a_{21}^2 = \frac{j \sin(k_2 l_2)}{\rho_2 c_2 S_2}; a_{22}^2 = \cos(k_2 l_2); F_0, \dot{\xi}_0, F_2, \dot{\xi}_2$ 分别为后盖板后端面和压电振子输出端的力和振速; ρ_1, ρ_2 分别为 304 钢和 PZT8 压电陶瓷材料的密度; c_1, c_2 分别为超声在 304 钢和压电陶瓷材料中的声速; S_1, S_2 分别为后盖板和压电陶瓷环截面面积; k_1, k_2 分别为超声波在后盖板和压电陶瓷环中的波数; l_2 为压电陶瓷堆长度。由于将换能器的一个纵振节点设置在压电陶瓷片和变幅杆的结合面上,因此,该结合面的振速为 0,后盖板后端面为自由端,受力为 0,利用式(1)可求得后盖板长度。

前盖板输入端与输出端的传递矩阵可以表示为:

$$\begin{bmatrix} F_3 \\ \dot{\xi}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11}^3 & a_{12}^3 \\ a_{21}^3 & a_{22}^3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_2 \\ \dot{\xi}_2 \end{bmatrix} \quad (2)$$

式中: $a_{11}^3 = \cos(k_3 l_3); a_{12}^3 = j\rho_3 c_3 S_3 \sin(k_3 l_3); a_{21}^3 = \frac{j \sin(k_3 l_3)}{\rho_3 c_3 S_3}; a_{22}^3 = \cos(k_3 l_3); F_2, \dot{\xi}_2, F_3, \dot{\xi}_3$ 分别为前盖板输入端和输出端的力和振速; ρ_3 为 7075 航空铝的密度; c_3 为超声在 7075 铝中的声速; S_3 为前盖板的截面面积; k_3 为前盖板的波数。同理,根据纵振节点处振速为 0 和输出端受力为 0 条件,通过式(2)可求得前盖板长度 l_3 。类似的,圆锥二级变幅单元输入端与输出端的传递矩阵可以表示为:

$$\begin{bmatrix} F_5 \\ \dot{\xi}_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11}^5 & a_{12}^5 \\ a_{21}^5 & a_{22}^5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{11}^4 & a_{12}^4 \\ a_{21}^4 & a_{22}^4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_3 \\ \dot{\xi}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_3 \\ \dot{\xi}_3 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中: $a_{11}^4 = (1 - \alpha_1 l_4) \cos(k_4 l_4) + \frac{\alpha_1}{k_4} \sin(k_4 l_4); a_{12}^4 = \frac{\rho_4 c_4 S_4}{j k_4} \cdot \{ [k_4 (1 - \alpha_1 l_4) + \frac{(\alpha_1)^2}{k_4}] \sin(k_4 l_4) - (\alpha_1)^2 l_4 \cos(k_4 l_4) \}; a_{21}^4 = -\frac{j \sin(k_4 l_4)}{\rho_4 c_4 S_4 (1 - \alpha_1 l_4)}; a_{22}^4 = -\frac{\cos(k_4 l_4) - \frac{\alpha_1}{k_4} \sin(k_4 l_4)}{(1 - \alpha_1 l_4)}; a_{11}^5 = (1 -$

$$\alpha_2 l_5) \cos(k_5 l_5) + \frac{\alpha_2}{k_5} \sin(k_5 l_5); a_{12}^5 = \frac{\rho_5 c_5 S_5}{j k_5} \{ [k_5 (1 - \alpha_2 l_5) + \frac{(\alpha_2)^2}{k_5}] \sin(k_5 l_5) - (\alpha_2)^2 l_5 \cos(k_5 l_5) \}; N_1 = \sqrt{\frac{S_3}{S_4}}; N_2 = \sqrt{\frac{S_4}{S_5}}; a_{21}^5 = \frac{j \sin(k_5 l_5)}{\rho_5 c_5 S_4 (1 - \alpha_2 l_5)}; a_{22}^5 = \frac{\cos(k_5 l_5) - \frac{\alpha_2}{k_5} \sin(k_5 l_5)}{(1 - \alpha_2 l_5)}; \alpha_1 =$$

$(N_1 - 1)/N_1 L_4; \alpha_2 = (N_2 - 1)/N_2 L_5; F_4, \dot{\xi}_4, F_5, \dot{\xi}_5$ 分别为二级变幅杆输入端和输出端的力和振速; S_4, S_5 分别为二级圆锥变幅杆大端和小端(换能器工作端)的横截面面积; k_4, k_5 为变幅杆的波数。将变幅杆两端自由边界条件即 $F_4 = 0, F_5 = 0$ 代入式(3),可以计算得到变幅杆频率方程 $A_{12} = 0$ 和放大系数 A_{22} , 进而求得 l_4, l_5, d_2, d_3 。

1.2 超声刀头结构设计

超声刀头是将超声能量施加于骨组织的关键结构单元,其模态特性将直接影响骨切削效果。本文所设计的超声刀头采用直刀结构,如图 2 所示。

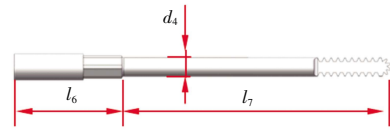


图 2 超声骨刀刀头示意

Fig.2 Schematic diagram of ultrasonic osteotome blade

为了使骨刀刀头工作端具有最大的超声能量输出,除了要和骨刀换能器具有一致的谐振频率外,还应满足半波长振子设计条件,其设计过程与机械变幅杆类似,这里不再赘述。表 1 列出了所设计超声骨刀各结构单元的初始计算尺寸。

表 1 超声骨刀初始结构参数

											mm
l_1	l_2	l_3	l_4	l_5	l_6	l_7	d_1	d_2	d_3	d_4	
16	12	45	45	50	28	70	20	13	8	5	

为了考察超声骨刀在初始计算尺寸下的模态分布特性,利用 COMSOL 有限元软件的 Block Lanczos 法对所设计的超声骨刀进行模态分析,结果如表 2 所示。

表 2 超声骨刀模态分析

Tab.2 Modal analysis of ultrasonic osteotome

阶数	固有频率/kHz	振型	模态
1	26.46	扭转	
2	28.33	纵向	
3	28.89	弯曲	

在 26~30 kHz 范围内,骨刀共有 3 个振动模式,其中 $f_2 = 28.33$ kHz 对应的纵振模式为骨刀的设计工作模式, $f_1 = 26.46$ kHz 和 $f_3 = 28.89$ kHz 分别对应扭转振动模式和弯曲振动模式。由于这 2 个非工作模式与骨刀工作模式间的频差均小于 1 kHz,特别是弯曲振动模式与工作模式的频差仅有 0.56 kHz,为避免模式耦合对骨刀工作性能的影响,有必要进行模式优化。

1.3 骨刀振幅放大系数

振幅放大系数是骨刀换能器的重要性能参数,可定义为谐振时骨刀刀头前端面(输出端)与后盖板后端面(输入端)稳态振幅的比值。图 3 为骨刀换能器在工作频率下的纵振振型和稳态振幅,由图 3 可见,沿轴线方向存在 3 个位移节点,骨刀振幅放大系数仅为 8.21。

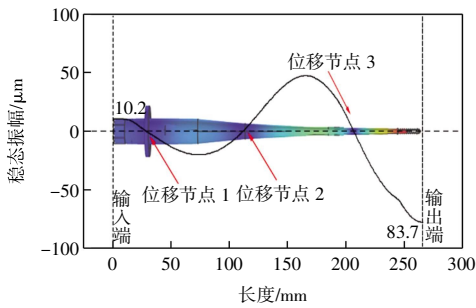


图 3 超声骨刀纵振振型和稳态振幅

Fig.3 Longitudinal vibration mode and steady-state amplitude of ultrasonic osteotome

2 基于NSGA-II的骨刀换能器结构参数优化

2.1 优化变量选择

考虑到不同结构参数对换能器模式特性和振幅放大系数的影响程度不同,因此在结构参数优化前,首先需要确定影响度大的关键结构参数,并作为待优化变量,为此采用了模态频率灵敏度分析方法。

设换能器的第 i 个结构参数为 $l_i (i = 1, 2, \dots, n)$,换能器第 n 阶模态的固有振动方程和加权正交方程为:

$$(\mathbf{K} - \lambda_n \mathbf{M})\boldsymbol{\varphi}_n = 0 \quad (4)$$

$$\boldsymbol{\varphi}_r^T \mathbf{M} \boldsymbol{\varphi}_r = 1 \quad (5)$$

式中: \mathbf{K} 为系统刚度矩阵; \mathbf{M} 为系统质量矩阵; $\boldsymbol{\varphi}_n$ 为第 n 阶特征向量; λ_n 为系统第 n 阶特征值。将特征方程和加权正交方程分别对各结构参数求偏导,得到第 n 阶模态频率对结构参数的灵敏度 S ,如式(6)所示:

$$S = \frac{\partial f_n}{\partial L_i} = \frac{\boldsymbol{\varphi}_n^T \left(\frac{\partial \mathbf{K}}{\partial L_i} - \lambda_n \frac{\partial \mathbf{M}}{\partial L_i} \right) \boldsymbol{\varphi}_n}{8\pi^2 f_n} \quad (6)$$

为了降低结构参数的数值差距对灵敏度的影响,本文采用相对灵敏度 S' 进行分析,如式(7)所示:

$$S' = \frac{L_i \partial f_n}{\partial L_i} = \frac{\boldsymbol{\varphi}_n^T \left(\frac{L_i \partial \mathbf{K}}{\partial L_i} - \lambda_n \frac{L_i \partial \mathbf{M}}{\partial L_i} \right) \boldsymbol{\varphi}_n}{8\pi^2 f_n} \quad (7)$$

对(7)式进行差分法近似可得:

$$S' = \frac{L_i \partial f_n}{\partial L_i} = \frac{\boldsymbol{\varphi}_n^T \left(\frac{L_i \Delta \mathbf{K}}{\Delta L_i} - \lambda_n \frac{L_i \Delta \mathbf{M}}{\Delta L_i} \right) \boldsymbol{\varphi}_n}{8\pi^2 f_n} \quad (8)$$

式中: ΔL_i 为结构参数 L_i 变化量; $\Delta \mathbf{K}$ 为系统刚度矩阵变化量; $\Delta \mathbf{M}$ 为系统质量矩阵变化量。

模态频率的灵敏度分析通常利用有限元分析实现,为了确保模态分析的准确性和可靠性,超声骨刀有限元模型需要有足够的网格节点数量。系统刚度矩阵 \mathbf{K} 和质量矩阵 \mathbf{M} 通常为大型稀疏矩阵,其阶数取决于超声骨刀有限元模型中的网格节点数量。

本文采用 Workbench 的 Parameters Correlation 模块实现模态频率的灵敏度分析,图 4 所示为超声骨刀的 3 种模态频率对其结构参数的相对灵敏度计算结果。由于结构参数 d_1 和 l_2 由所选用的压电陶瓷片决定,因此没有对这 2 个参数进行相对灵敏度计算。

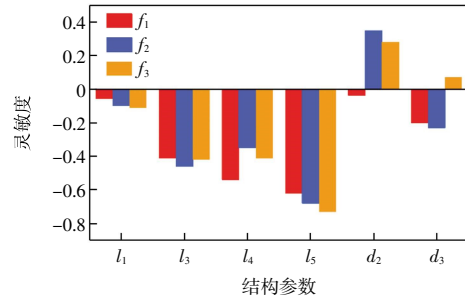


图 4 各模态频率对结构参数的灵敏度

Fig.4 Sensitivity of frequencies of various modes to structural parameters

由图 4 可知:结构参数 d_2 对 f_2 和 f_3 影响较大,对 f_1 影响较小;参数 d_3 对 f_1 和 f_2 影响较大,对 f_3 影响较小;参数 l_3 对 f_2 影响较大,参数 l_4 对 f_1 影响较大,尺寸 l_5 对 f_3 影响较大。此外,结构参数 l_1 对任何模式的影响均不显著,因此选择 d_2, d_3, l_3, l_4, l_5 作为优化变量,即

$$\mathbf{L} = (d_2, d_3, l_3, l_4, l_5) \quad (9)$$

2.2 优化目标函数

超声骨刀换能器模态优化的目标是在工作频率附近 2 kHz 范围没有干扰模态,本文采用 Screening 方法生成设计点,利用有限元分析得到各优化变量与扭转模式、弯曲模式频率二阶响应面模型,如式(10)一式(11)所示。

$$\begin{aligned} f_1(\mathbf{L}) = & -3.64e^2 l_3 - 3.99e^2 l_4 - 6.05e^2 l_5 - 4.77e^3 l_3 + \\ & 2.26e^3 d_2 + 2.50e^0 l_3^2 + 1.13e^0 l_4^2 + 2.32e^0 l_5^2 + \\ & 2.57e^2 d_3^2 - 1.40e^1 d_2^2 - 3.97e^{-2} l_4 l_3 + 8.92e^{-1} l_5 l_3 + \\ & 2.07e^0 l_5 l_4 - 1.20e^{-1} d_3 l_3 + 2.9e^1 l_4 l_3 + 2.47e^1 d_3 l_5 - \end{aligned}$$

$$5.44e^0d_2l_3 - 8.12e^0d_2l_4 - 1.00e^1d_2l_5 - 1.78e^1d_2d_3 + 7.35e^4 \quad (10)$$

$$f_3(\mathbf{L}) = 1.55e^3l_3 + 2.07e^3l_4 - 2.14e^3l_5 + 1.1e^4d_3 - 1.21e^3d_2 - 4.92e^0l_3^2 - 7.00e^0l_4^2 - 6.32e^0l_5^2 - 5.05e^0d_3^2 + 1.67e^2d_2^2 - 1.26e^1l_4l_3 - 1.19e^1l_5l_3 - 1.63e^1l_5l_4 - 5.24e^1d_3l_3 - 1.07e^2l_4l_3 - 5.45e^1d_3l_5 + 1.73e^1d_2l_3 + 2.38e^1d_2l_4 - 3.26e^1d_2l_5 - 3.08e^2d_2d_3 - 1.08e^5 \quad (11)$$

为了检验二阶响应面模型的有效性,本文计算了 $f_1(\mathbf{L})$ 、 $f_3(\mathbf{L})$ 模型的决定系数 R^2 , 其值分别为 0.985 4 和 0.978 9, 非常接近 1, 表明该二阶响应面模型有效, 能够准确描述优化变量与模态频率之间的关系, 模型精度高^[23]。为了建立超声骨刀换能器振幅放大系数关于优化变量的解析模型, 根据前述换能器四端网络建立了振幅传输方程, 如式(12)所示。

$$\begin{bmatrix} F_5 \\ \dot{\xi}_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} \\ B_{21} & B_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_0 \\ \dot{\xi}_0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

代入两端自由边界条件, 即 $F_0 = F_5 = 0$, 可得到换能器的频率方程 $B_{12} = 0$ 和振幅放大系数 B_{22} , 其中振幅放大系数是关于优化变量的 \mathbf{L} 函数。综上, 多目标优化函数可以表示为:

$$\begin{cases} g_1(\mathbf{L}) = -B_{22} \\ g_2(\mathbf{L}) = -|f_2(\mathbf{L}) - f_1| \\ g_3(\mathbf{L}) = -|f_3(\mathbf{L}) - f_1| \end{cases} \quad (13)$$

2.3 优化约束条件

超声骨刀换能器优化变量除了满足各自的尺寸

范围约束外, 还需满足频率方程和半波长设计条件, 为此构建了式(14)所示的约束条件。

$$\begin{cases} h_1(\mathbf{L}) = (l_4/\lambda + l_5/\lambda) * 2\pi - \pi \\ h_2(\mathbf{L}) = B_{12} \\ 0 \leq l_3 \leq L_3 \\ 0 \leq l_4 \leq L_4 \\ 0 \leq l_5 \leq L_5 \\ d_2^* \leq d_2 \leq D_2 \\ d_3^* \leq d_3 \leq D_3 \end{cases} \quad (14)$$

式中: λ 为超声波在 7075 铝材料中传输时的波长; 本文中 L_3, L_4, L_5 取 50 mm, D_2 取 15 mm, d_2^* 取 10 mm, D_3 取 10 mm, d_3^* 取 6 mm。

2.4 优化求解与优化结果分析

为了实现骨刀换能器结构参数优化模型的准确、快速求解, 本文选择 NSGA-II 算法。NSGA-II 多目标遗传算法是带有精英保留策略的快速非支配多目标优化算法, 相对于多目标模拟退火算法和多目标粒子群算法, 其收敛速度更快, 而且能收敛到既满足优化目标又满足约束条件的优质解, 有效地避免优化过程陷入局部最优解^[24-25]。

图 5 所示为骨刀换能器结构参数的优化流程。

首先输入结构参数初始值, 根据输入值生成初始种群, 计算干扰模态频率与工作频率距离、振幅放大系数, 并判断是否满足频率方程、半波长等约束条件, 满足要求则完成迭代, 输出优化后的结构参数; 否则将生成的初始种群进行交叉、变异, 并将满足约束条

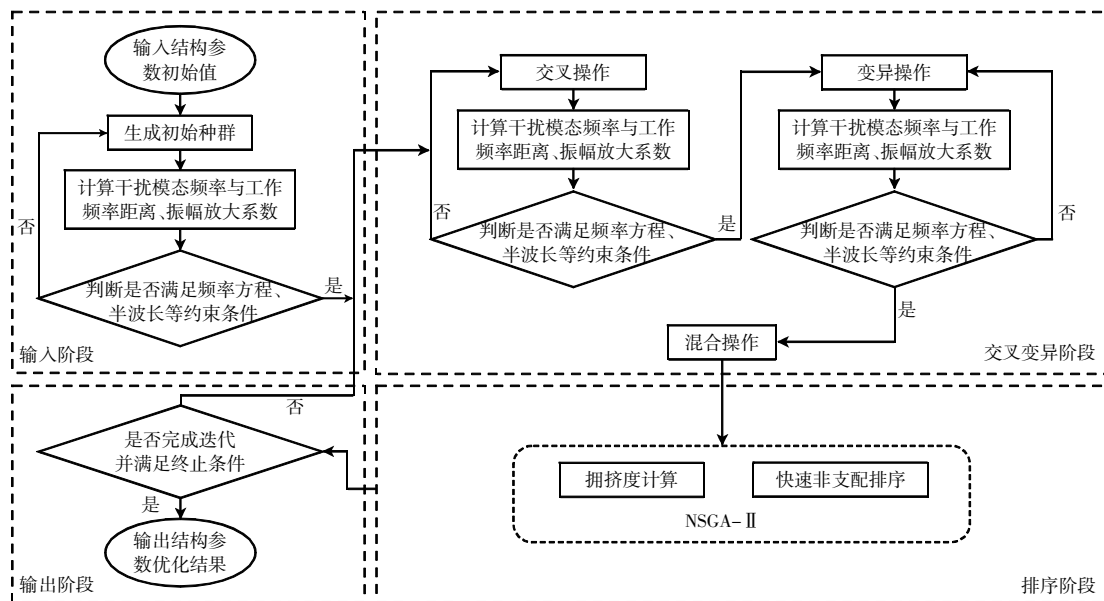


图 5 骨刀换能器结构参数优化流程

Fig.5 Optimization process of structural parameters of osteotome transducer

件的结构参数组合与初始种群混合, 对混合后的种群进行排序筛选, 得到一组结构参数的最优解集; 最后

验证是否达到迭代次数最大要求和终止条件, 达到要求则输出结构参数优化结果, 否则继续迭代求解。种

群规模 N 设置为 30 个,交叉概率 P_c 设为 7%,变异概率 P_m 设为 0.5%,最大迭代次数为 150 次,最终得到的优化结果如表 3 所示。

表 3 超声骨刀优化后结构参数

Tab.3 Optimized structural parameters of ultrasonic osteotome

mm										
l_1	l_2	l_3	l_4	l_5	l_6	l_7	d_1	d_2	d_3	d_4
16	12	45	41	54	28	70	20	13	7	5

为了检验优化结果的有效性,利用有限元分析对优化后的超声骨刀模型进行了模态分析,结果如图 6 所示。优化后,骨刀纵振模态频率 f_2 变为 27.82 kHz,更加接近设计目标频率,同时弯振模态 f_1 降低为 25.60 kHz,扭振模态 f_3 变为 29.98 kHz,频差均大于 2 kHz。同时,如图 7 所示,优化后的超声骨刀振幅放大系数为 12.35,相较于优化前的 8.21 提高了 50.43%,优化效果显著,达到了预期目标。

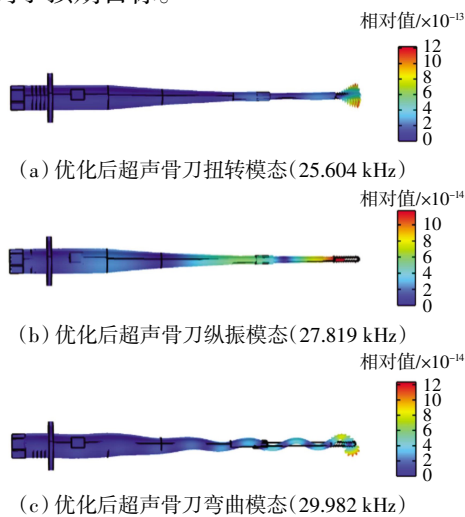


图 6 优化后超声骨刀模态分析结果

Fig.6 Modal analysis results of optimized ultrasonic osteotome

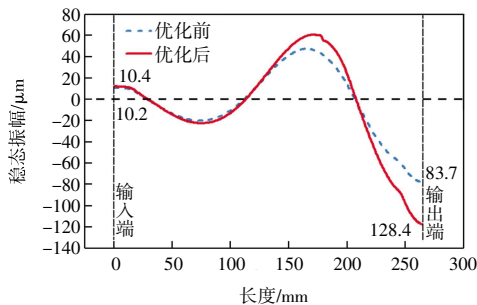


图 7 优化前后超声骨刀的稳态振幅

Fig.7 Steady-state amplitude of ultrasonic osteotome before and after optimization

3 实验验证

为了验证结构参数优化的有效性,制作了骨刀样

件,同时搭建了性能试验平台,如图 8 所示。其中,超声骨刀频率-阻抗特性分析利用 PV80A 型阻抗分析仪实现;骨刀输出端振动振幅采用 OPTOM-ET Vector-speed 型激光多普勒测振仪测量,并利用 NI USB6366 信号采集设备采集,采样率为 2 MHz。相关测试实验均在光学精密隔振平台进行。



图 8 超声骨刀振动测试平台

Fig.8 Test platform of ultrasonic osteotome vibration

在阻抗分析测试中,扫频范围设定为 26~30 kHz,频率间隔 20 Hz,扫频结果如图 9 所示。由图 9 可知,超声骨刀谐振频率为 27.56 kHz,与设计目标频率非常接近,同时在工作频率附近 2 kHz 范围内,没有其他寄生模态,模态分离和多模态密集抑制效果显著。

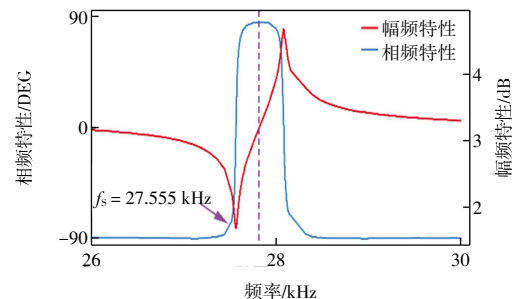
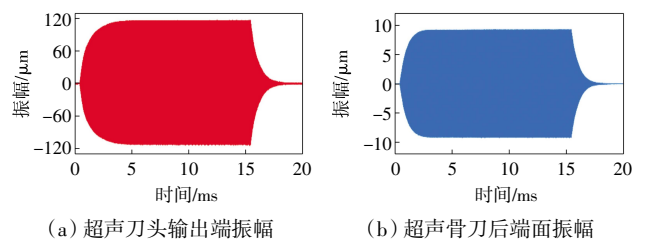


图 9 超声骨刀阻抗分析

Fig.9 Impedance analysis of ultrasonic osteotome

为了测量骨刀样机的振幅放大系数,开展了简谐激励实验。图 10 显示了简谐激励(激励功率 100 W)下骨刀刀头前端面和后盖板后端面的实测振幅信号,稳态幅值分别为 110 μm 和 9 μm,振幅放大系数为 12.22,优化效果显著。



(a) 超声刀头输出端振幅 (b) 超声骨刀后端面振幅

图 10 谐振激励下超声骨刀振动幅值

Fig.10 Vibration amplitude of ultrasonic osteotome under resonance excitation

4 结 论

为了实现超声骨刀换能器在工作频率附近的多模态分离和寄生模态抑制,系统建立了换能器结构参数的综合优化设计方法。利用机电等效四端网络、模态频率灵敏度和二阶响应面法建立了换能器多目标优化函数和约束条件,利用 NSGA-II 算法进行全局最优求解,进而得到换能器关键结构参数的最优值。为了验证该方法的有效性,设计了目标工作频率为 28 kHz 的超声骨刀样机,并搭建了性能测试平台。实验结果表明:

(1) 超声骨刀工作频率为 27.56 kHz,在工作频率附近 2 kHz 范围内没有模态密集和寄生模态现象。

(2) 优化后的超声骨刀换能器具有良好的超声能量传输效率,较优化前稳态振幅放大系数提升 50.43%,证明本文所提出的方法可行、有效、可信,在超声骨刀及相关领域超声换能器结构参数的优化设计中有较好的应用前景。

参考文献:

- [1] 曹时亮, 李彦, 刘忠军. 超声骨刀在颈椎手术中的应用进展[J]. 中医正骨, 2022, 34(8): 54-58.
CAO S L, LI Y, LIU Z J. Advancement of application of piezosurgery in cervical spine surgery[J]. The Journal of Traditional Chinese Orthopedics and Traumatology, 2022, 34(8): 54-58(in Chinese).
- [2] LIN Q, LIN T T, WANG Z Y, et al. Safety and effectiveness of modified expansive open-door laminoplasty using a ultrasonic bone scalpel compared with a high-speed drill[J]. Clinical Spine Surgery, 2022, 35(1): E223-E229.
- [3] JUNDT J S, MARCHENA J M, HANNA I, et al. Evolving technologies for tissue cutting[J]. Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America, 2019, 31(4): 549-559.
- [4] LI X, STRITCH T, MANLEY K, et al. Limits and opportunities for miniaturizing ultrasonic surgical devices based on a Langevin transducer[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2021, 68(7): 2543-2553.
- [5] LI X, FENU N G, COCHRAN S, et al. Bone cutting performance of ultrasonic surgical tools incorporating PZT piezoceramic and Mn: PIN-PMN-PT piezocrystal[C]//2022 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS). Venice, Italy: IEEE, 2022: 1-4.
- [6] BEJARANO F, FEENEY A, LUCAS M. Optimisation of a cymbal transducer for its use in a high-power ultrasonic cutting device for bone surgery[J]. Physics Procedia, 2016, 87: 35-41.
- [7] MATHIESON A, CARDONI A, CERISOLA N, et al. Understanding nonlinear vibration behaviours in high-power ultrasonic surgical devices[J]. Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2015, 471(2176): 20140906.
- [8] MATHIESON A, CERISOLA N, CARDONI A. Nonlinear characterization of half and full wavelength power ultrasonic devices[J]. Physics Procedia, 2016, 87: 125-131.
- [9] DU P F, LIU Y X, CHEN W S, et al. Fast and precise control for the vibration amplitude of an ultrasonic transducer based on fuzzy PID control[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2021, 68(8): 2766-2774.
- [10] 段誉, 余厉阳, 邹林. 用于压电换能器的频率跟踪驱动电路设计[J]. 传感技术学报, 2018, 31(9): 1331-1336.
DUAN Y, YU L Y, ZOU L. Design of frequency tracking driver of piezoelectric transducer[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2018, 31(9): 1331-1336(in Chinese).
- [11] 屈百达, 刘辉洪. 基于 DSP 的超声换能器频率跟踪系统[J]. 压电与声光, 2014, 36(2): 297-301.
QU B D, LIU H H. Ultrasonic transducer frequency tracking system based on DSP[J]. Piezoelectrics & Acousto-optics, 2014, 36(2): 297-301(in Chinese).
- [12] 罗锡棋, 郭南翔, 颜海霞, 等. 基于集成芯片的压电换能器频率跟踪技术研究[J]. 传感技术学报, 2023, 36(1): 15-21.
LUO X Q, GUO N X, YAN H X, et al. Research on frequency tracking technology of piezoelectric transducer based on integrated chip[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2023, 36(1): 15-21(in Chinese).
- [13] 雷雨. 制备多牙根种植窝超声骨刀的研究[D]. 杭州: 浙江工业大学, 2015.
LEI Y. Study on preparation of ultrasonic osteotome for multi-root implant socket[D]. Hangzhou: Zhejiang University of Technology, 2015(in Chinese).
- [14] 刘子豪, 孙春生, 蔡晨需, 等. 面向人体骨切削的超声骨刀整体设计与仿真分析[J]. 生物医学工程研究, 2020, 39(1): 62-67.
LIU Z H, SUN C S, CAI C X, et al. Integral design and simulation analysis of ultrasonic bone scalpel facing on human bone cutting[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2020, 39(1): 62-67(in Chinese).
- [15] 郑小涛. 超声弧面骨切割装置的设计及实验研究[D]. 成都: 四川大学, 2021.
ZHENG X T. Design and experimental study of ultrasonic curved bone cutting device[D]. Chengdu: Sichuan University, 2021 (in Chinese).
- [16] 郭志成. 面向手术机器人的超声刀设计方法与实验研究[D]. 天津: 天津大学, 2019.
GUO Z C. Design method and experimental study of ultrasonic

- scalpel for surgical robot[D]. Tianjin: Tianjin University, 2019 (in Chinese).
- [17] 张继昌, 黄嘉伟, 张宏杰. 用于微电子封装的高频压电超声换能器模态优化设计[J]. 装备制造技术, 2018(11): 56-59.
ZHANG J C, HUANG J W, ZHANG H J. Modal optimization design of the high-frequency piezoelectric ultrasonic transducer used in the microelectronic packaging[J]. Equipment Manufacturing Technology, 2018(11): 56-59 (in Chinese).
- [18] WANG F J, ZHAO X Y, ZHANG D W, et al. Optimization design of high frequency piezoelectric ultrasonic transducer for IC packaging[C]//2007 8th International Conference on Electronic Packaging Technology. Shanghai, China.:IEEE, 2007: 1-6.
- [19] 隆志力, 韩雷, 祝孟鹏, 等. 基于频率灵敏度方法的超声键合换能器结构优化[J]. 中国机械工程, 2012, 23(4): 439-442.
LONG Z L, HAN L, ZHU M P, et al. Structure optimization of ultrasonic bonding transducer based on frequency sensitivity method[J]. China Mechanical Engineering, 2012, 23(4): 439-442(in Chinese).
- [20] 张震, 孟凡豪, 刘仲武. 高频超声换能器频率混叠现象的分析与优化[J]. 现代制造工程, 2013(8): 68-71.
ZHANG Z, MENG F H, LIU Z W. Frequency alias analysis and optimization of high frequency ultrasonic transducer for wire bonding application[J]. Modern Manufacturing Engineering, 2013(8): 68-71(in Chinese).
- [21] 杨宇辉, 钟守炎, 谢春晓, 等. 纵扭复合超声换能器的频率灵敏度及其结构优化研究[J]. 机械科学与技术, 2021, 40(10): 1567-1573.
YANG Y H, ZHONG S Y, XIE C X, et al. Study on frequency sensitivity and structure optimization of longitudinal torsional composite ultrasonic transducer[J]. Mechanical Science and Technology for Aerospace Engineering, 2021, 40(10): 1567-1573 (in Chinese).
- [22] 白希婧, 吕东升. 超声骨刀在口腔颌面外科的应用进展[J]. 中国医疗器械信息, 2020, 26(15): 47-48, 128.
BAI X J, LYU D S. Application progress of ultrasonic bone knife in oral and maxillofacial surgery[J]. China Medical Device Information, 2020, 26(15): 47-48, 128(in Chinese).
- [23] 季熠, 李彦斌, 杭晓晨, 等. 基于响应面代理模型的雷达天线阵面风载分析[J]. 工程力学, 2019, 36(11): 222-229.
JI Y, LI Y B, HANG X C, et al. Wind load analysis of radar antenna based on response surface model[J]. Engineering Mechanics, 2019, 36(11): 222-229(in Chinese).
- [24] 徐巍, 朱怀志, 钟宇超, 等. 基于NSGA-II的热压系统上下料机械手结构优化设计[J]. 现代制造工程, 2023(5): 65-73.
XU W, ZHU H Z, ZHONG Y C, et al. Structure optimization design of loading and unloading manipulator of hot-pressing system based on NSGA-II [J]. Modern Manufacturing Engineering, 2023(5): 65-73 (in Chinese).
- [25] 王猛, 王道波, 王博航, 等. 基于改进NSGA-II的多无人机三维空间协同航迹规划研究[J]. 机械与电子, 2021, 39(11): 73-80.
WANG M, WANG D B, WANG B H, et al. Three-dimensional multi-UAV cooperative path planning based on an improved NSGA-II algorithm[J]. Machinery & Electronics, 2021, 39(11): 73-80(in Chinese).

本文引文格式:

- 张宏杰, 蔡养春, 吴军强. 基于NSGA-II算法的超声骨刀换能器设计与模态优化[J]. 天津工业大学学报, 2025, 44(2): 84-91.
ZHANG H J, CAI Y C, WU J Q. Design and modal optimization of ultrasonic osteotome transducer based on NSGA-II algorithm[J]. Journal of Tiangong University, 2025, 44(2): 84-91(in Chinese).