



基于遗传算法设计超薄超声平面透镜

林梓彬¹, 祝少博^{2*}, 彭玉桂¹, 祝雪丰^{1*}

1. 华中科技大学物理学院, 武汉 430074;

2. 武汉大学中南医院创伤与显微骨科, 武汉 430071

* 联系人, E-mail: zhushaobo2000@163.com; xfzhu@hust.edu.cn

2023-03-23 收稿, 2023-06-09 修回, 2023-06-09 接受, 2023-06-12 网络版发表

国家重点研发计划(2020YFA0211400, 2020YFA0211401)资助

摘要 本文从目标超声声场分布出发, 基于遗传算法和有限元模拟对超声平面透镜进行结构优化设计. 通过迭代二进制编码后的声学人工结构单胞参数, 得到所需超声平面透镜的结构模型, 数值模拟了透射聚焦声场旁瓣抑制效果. 利用波束聚焦过程中产生的多点聚焦和旁瓣分布控制, 进一步优化设计出一种超声声束. 本文提出的逆向优化设计方法可用于实现基于声学人工结构的水下透射声场精准调控. 该方法有望简化定制用途的超声平面透镜设计流程, 为基于声学人工结构的超声成像、声辐射力操控器件提供了一种简洁、高效的设计思路和方法.

关键词 声学人工结构, 超声平面透镜, 遗传算法, 波束聚焦

超声平面透镜是一种基于超声波在变化介质中的传播特性来实现聚焦或分束等功能的人工结构, 通过调制超声波的振幅和/或相位分布, 实现对声波的复杂精准操控. 其应用场景十分广泛, 涵盖医学超声、材料无损检测、水下通信等重要领域. 在超声医学领域中, 超声透镜主要用于超声成像和超声治疗. 在超声成像中, 人工结构透镜可用于实现高分辨率的图像扫描采集和病灶定位, 同时还可用于手术实时引导^[1,2]. 在超声治疗方面, 人工结构透镜可通过聚焦强声场的方式进行热治疗, 具有非侵入性、无放射性和小副作用等优点^[3]. 在材料无损检测领域, 人工结构透镜能够用于提升检测材料中缺陷、裂纹和异物的分辨率, 以及材料厚度测量、黏结强度测试、金属材料硬度精准度测试等^[4,5]. 此外, 在水下通讯领域, 可利用人工结构透镜产生衍射抑制或涡旋声束进行水下信号远距离传输, 实现水下定位和信息传递等应用^[6,7].

近几十年来, 随着医疗超声和无损检测对于更高

成像分辨率与测量精度需求的不断增加, 超声平面透镜的设计逐渐引起了学者们广泛关注. 声学超构表面的迅猛发展使得平面人工结构可在亚波长尺度上实现声波的异常折射、反射和吸收^[8~10]. 自2011年以来, 哈佛大学Yu等人^[11]通过在材料界面处引入光学共振单元带来相位突变, 进而提出了广义斯涅尔定律和光学超构表面. 而后, 科研人员类比设计出多种在亚波长尺度调制声波相位的声学超构表面(如迷宫结构^[12~14]、空间蜷曲结构^[15,16]和亥姆霍兹腔结构等^[17]), 实现了声波聚焦、负折射、涡旋等功能. 菲涅耳波带片(Fresnel zone plate, FZP)聚焦透镜作为一种基于相位或幅度调制的声学人工结构, 近些年来也得到了广泛深入的研究^[18~20]. FZP聚焦透镜由同心圆环组成, 每个圆环作为一个相移单元, 协同作用下将入射声波调制并聚焦到设计的焦点上. 通过改变圆环的数量、厚度和宽度, 能够有效地调整声学透镜的焦距、焦斑大小和聚焦效率. 相比于共振型声学超构表面, FZP超声平面透镜更易于

引用格式: 林梓彬, 祝少博, 彭玉桂, 等. 基于遗传算法设计超薄超声平面透镜. 科学通报, 2023, 68: 3464–3471

Lin Z B, Zhu S B, Peng Y G, et al. Design of functional ultra-thin ultrasonic planar meta-lens based on genetic algorithm (in Chinese). Chin Sci Bull, 2023, 68: 3464–3471, doi: 10.1360/TB-2023-0266

实现高频超声波的宽频高通量高精度单点或多点聚焦。当利用聚焦超声对组织进行消融治疗时,高精度聚焦可避免声场热效应对敏感器官或区域造成损伤。另外,高精度聚焦能进一步提高超声回波成像分辨率。FZP超声平面透镜亦可用于实现一种特殊的瓶状声束,利用声场干涉在瓶束区域形成一个特定尺寸的低声压腔体,可将生物细胞或微小颗粒囚禁或保护在声瓶中心位置^[21]。超声声瓶束为单一颗粒选择性操控、声学诱捕等应用方向提供了一个新颖的工具^[22-24]。

以往基于有源或无源声学人工结构设计声场分布的工作大多采用了正向设计方法。由于实际条件下需考虑传播媒质非线性、黏性及人工结构的固液耦合效应等影响,正向设计存在较强的局限性。遗传算法作为一种自适应的全局搜索算法,以目标函数(聚焦或瓶状声场分布)为出发点并结合有限元模拟逆向设计系统参数,可应用于超薄超声平面透镜的设计中。本文通过对超薄平面透镜的单胞结构进行参数编码,使用选择、交叉和变异等进化操作,逆向设计超薄超声平面透镜的结构参数,可用于实现弱旁瓣高通量超声聚焦和超声声瓶束等功能结构声场分布。

1 遗传算法中变量设计

1.1 超薄平面透镜模型

声学透镜作为一种重要的超声波聚焦器件,具有调制声波相位或幅度、改变声波传播路径、实现波束高分辨聚焦的功能。超声透镜的相关研究主要集中在设计高频聚焦透镜,以达到更小焦斑、更深聚焦深度和更高信噪比。菲涅尔半波带法和时间反演在声学透镜的设计中比较普遍,二者的具体设计思路有所不同。菲涅尔半波带法设计的超声透镜通常由一组同心圆环结构组成,圆环间距从中心向边缘处逐渐缩小。透镜具有亚波长厚度。通过设计选择每个同心圆环结构的材料和宽度,并保持相邻两同心圆环间的相位差为 π ,可在近场范围内实现高精度的声场聚焦效果。时间反演法则是一种更为精确的相位分布设计方法。通过数值求解声场传播的波动方程,利用时间反演对称性,根据设计目标声场分布,反向计算出声场在平面透镜表面的振幅和相位分布。依据相位分布随结构参数变化的关系曲线,设计出超声透镜单胞的形状,用来实现完美的声束聚焦。

然而,以上两种设计方法在设计超声透镜时都存

在一定的约束限制。对于FZP平面透镜,工作频段较窄且与透镜结构参数密切相关;当透镜结构参数和工作频率不匹配时,会导致超声束的畸变和聚焦效率降低。基于时间反演设计的超声平面透镜具有很强的超声束调控能力,然而其性能主要取决于人工结构单胞的尺寸或单位面积内单胞排列数量。随着单胞排列密度增加,透镜表面相位调控更加连续,增加了加工制备的难度系数。因此在实际情况下,需在单胞设计尺寸与声场调控精度之间做出权衡。综合上述两种方法,本文介绍了一种采用遗传算法结合有限元模拟,从全局最优解的角度设计定制的超声平面透镜。遗传算法是一种基于自然选择和遗传进化理论的优化工具,可通过对透镜结构参数进行不断迭代搜索,得到最优的设计方案。相比于传统的设计方法,遗传算法可以快速且高效地找到最优解,提高了设计效率、结构的简单易加工性和声场调控性能的准确性。此外,遗传算法还可以同时考虑多个因素,如焦斑尺寸、工作频段、焦斑深度和信噪比等,提出进一步优化设计方案。

本文采用金属铝薄片设计超声平面透镜。金属材料的密度为 $\rho = 2700 \text{ kg/cm}^3$,弹性模量为 $E = 69 \text{ GPa}$,泊松比为 $\nu = 0.33$ 。通过高精度金属加工技术改变铝片的厚度来实现对透射声场的相位调控。图1(a)展示了聚焦型超薄平面透镜的功能示意图。

超声平面透镜模型具有轴对称属性,半径 $r = 2.5 \text{ mm}$,可通过对 x - z 截面上透镜形状(蓝色区域所标注)进行轴对称旋转操作得到,如图1(b)所示。图1(c)中,超声平面透镜在 x - z 截面上拟定为由6个单胞组成,以旋转轴为中心依次标号1~6。单胞的结构参数范围信息设定了后续遗传算法对超声透镜的单胞进行迭代优化的参数空间范围,其中单胞宽度 $a_1 \sim a_6$ 的参数范围为 $0.2 \sim 0.6 \text{ mm}$,单胞高度 $h_0 \sim h_6$ 的参数范围为 $0.04 \sim 0.12 \text{ mm}$ 。

1.2 混合变量设计

根据人工结构透镜调制声场的原理,金属结构厚度变化引起透射声场相位的改变。如图1(c)所示,平面透镜二维轴对称 x - z 截面图中金属结构厚度的参数包含单胞宽度 a_i 和边高度 h_i 两组变量(其中 i 代表任意单胞,取值1~6对应1~6号单胞),分别表示为

$$a_i = (a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6), \quad (1)$$

$$h_i = (h_0, h_1, h_2, h_3, h_3', h_4, h_5, h_6). \quad (2)$$

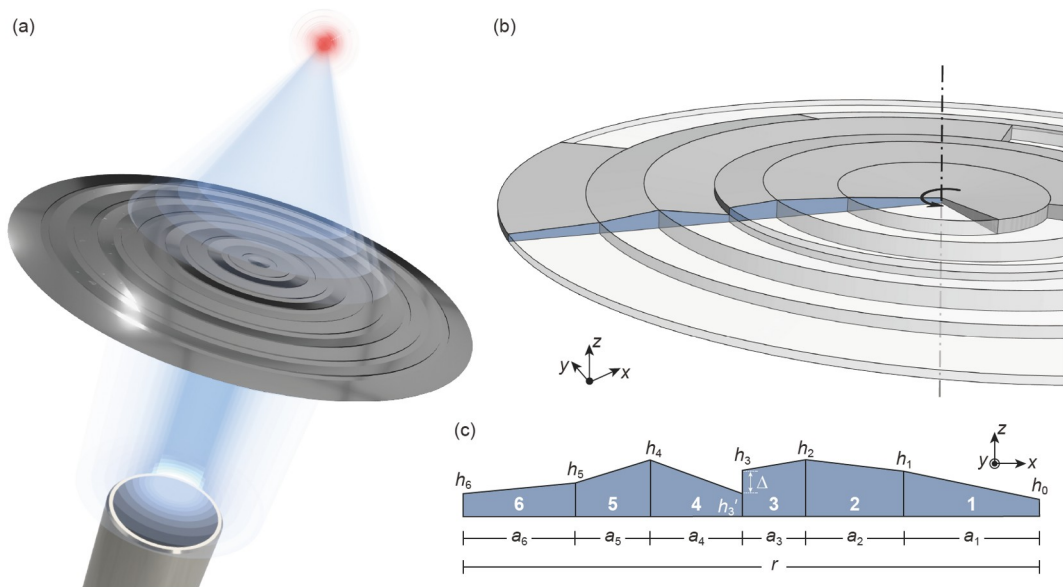


图1 超薄平面透镜的示意图及含参数截面图。(a) 功能示意图。(b) 平面透镜的三维模型。(c) 二维轴对称 x - z 截面图

Figure 1 Schematic diagram and parameter-containing cross-sectional view of the ultra-thin planar meta-lens. (a) Functional schematic. (b) 3D model of the planar meta-lens. (c) 2D axisymmetric x - z cross-sectional view

本文使用商用有限元软件COMSOL Multiphysics, 调用LiveLink接口与数学分析软件MATLAB联合实现基于遗传算法的拓扑结构优化设计。MATLAB软件负责在优化过程中完成迭代。网格划分、数值模拟和后处理所需的数据提取等在COMSOL中完成。由于设计的参数在每次迭代过程中都会从求解空间中寻找最优解用于构建新一代模型, 用于离散几何模型的网格相应会在每次迭代中重新剖分。因此, 需要控制相邻单胞之间边高度差 Δ , 以保证网格划分顺利进行得到离散几何模型。为了避免设置额外约束, 提高遗传算法的效率并降低编码的复杂度, 采用二进制编码来表示单胞的宽度 a_i 和高度 h_i , 并保证相邻单胞间高度差始终大于网格中最小单元尺寸。

图1(b)中, 在二维截面上(x - z 面内)连续排列的6个单胞在 x 方向上的总宽度 $\sum a_i$ (即超声平面透镜的半径)为2.5 mm。在超声透镜的参数设计空间中, 设定最小尺寸为0.04 mm。为确保网格划分合理, 令模型在迭代中产生的边高差 Δ 与几何最小尺寸的1/10保持相同数量级。单胞在 x 方向上宽度 a 的取值范围为 $[a_l, a_u] = [0.2 \text{ mm}, 0.6 \text{ mm}]$, 其中 a_l 和 a_u 分别代表单胞宽度参数空间的下限和上限。为避免产生狭窄区域导致网格划分失败, 将单胞宽度参数空间划分为 $(a_u - a_l) / \varepsilon$ 段, 其中 $\varepsilon = 1 \times 10^{-3}$ 为网格划分步长精度。代入单胞宽度的上

下限于

$$\frac{(b-a)}{\varepsilon} \leq 2^n - 1, \quad (3)$$

可得在此精度下二进制编码所需位数为 $n = 9$ 。同理, 将单胞高度参数空间的上限与下限数值 $[h_l, h_u] = [0.04 \text{ mm}, 0.12 \text{ mm}]$ 代入式(3), 得到单胞高度在此精度下所需的二进制编码位数 $n = 7$ 。由于单胞的总宽度 $r = 2.5 \text{ mm}$, 仅需对前5个单胞的宽度参数进行优化设计。另外, 为进一步精简编码长度并提高遗传迭代效率, 将相邻单胞间高度差设置为0, 仅保留第3与第4单胞间边高度差 Δ 以适度增加解空间容量。包含单胞宽度变量 a_i 和高度变量 h_i 的单次迭代混合变量总长度为101, 可表示为

$$M_i = \left\{ \underbrace{(a_1^{bi}, a_2^{bi}, \dots, a_5^{bi})}_{a_i^{bi} (5 \times 9)}, \underbrace{(h_0^{bi}, h_1^{bi}, \dots, h_6^{bi})}_{h_i^{bi} (8 \times 7)} \right\}_{101} \quad (4)$$

在拓扑优化设计得到全局最优解后, 通过解码即可得到对应的单胞宽度和边高度大小。

1.3 遗传算法优化

图2展示了利用遗传算法进行结构参数优化设计的流程, 主要包括以下几个步骤。首先, 生成二进制初

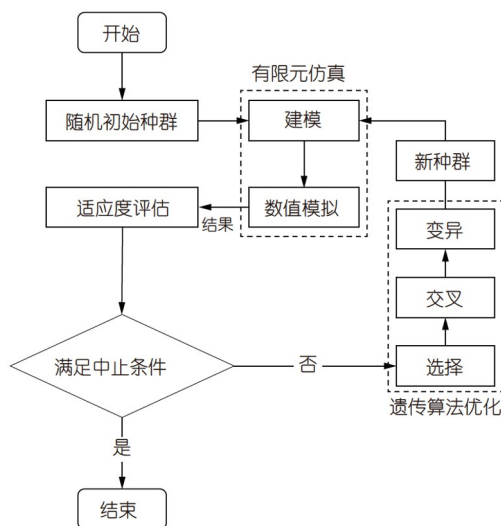


图2 基于遗传算法的拓扑优化设计流程图，虚线框代表有限元仿真和算法优化模块

Figure 2 Topology optimization design process based on the genetic algorithm, where the two dashed boxes represent the finite element simulation and the genetic algorithm optimization, separately

始种群，随机设置初始参数；然后，将随机生成的二进制种群转码为十进制输入模型，并进行有限元仿真计算；而后，使用适应度函数评估是否满足中止条件。若满足则输出设计参数，完成优化设计；若不满足，则进行遗传算法的优化模块处理。遗传算法的进化操作包含3个步骤：选择、交叉和变异。本文采用轮盘赌选择作为优化过程中的选择策略。相较于锦标赛选择和随机选择方式，轮盘赌选择可保证更高的优秀个体选择概率和更高的种群适应度，同时能节省计算资源时间。交叉算子采用多点交叉中的均匀交叉，交叉概率设为 $p_c = 0.8$ 。通过设置随机掩码组，使得配对的基因序列上每个位置都以相同概率进行交叉，形成新的基因序列。我们采用基本位变异作为优化设计过程中变异算子，用于引入新的变异个体。基本位变异按照变异概率将基因序列上某个基因位处信息随机变换，即二进制编码中0和1互换。由于基本位变异仅改变基因序列上某一位的基因值，效果较不明显，因此本文设定变异概率为 $p_m = 0.1$ 。

2 计算结果与分析

2.1 弱旁瓣聚焦声束

聚焦声场在无损检测、水下通信和探测等不同领域有着非常广泛的应用。尤其在超声医学领域，超声波

束聚焦为医疗影像和治疗提供了一种重要的技术手段。本节基于遗传算法对超声平面透镜进行拓扑优化设计，以实现基于简单结构的弱旁瓣波束聚焦功能。根据传统透镜聚焦原理^[11,25,26]，通过合理设计透镜单胞的相位调制参数，可实现入射平面波在任意点聚焦。对于优化设计弱旁瓣聚焦超声平面透镜，需要设计简化后透镜单胞的宽度和高度，以最大化透射声场中指定位置的主瓣强度和最小化其附近旁瓣强度。因此，遗传迭代过程中的目标函数设置为

$$\begin{aligned} \text{Maximum: } F_{\text{obj}} &= |p(x_0, z_0)|^2, \\ \text{Minimum: } F_{\text{obj}} &= |p(x_0 \pm \Delta x, z_0)|^2, \end{aligned} \quad (5)$$

其中， p 是透射声压， (x_0, z_0) 是聚焦焦斑的位置坐标信息， $(x_0 \pm \Delta x, z_0)$ 是聚焦旁瓣的位置坐标信息。

优化设计后的单胞宽度参数为 $[a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6] = [0.59, 0.425, 0.275, 0.4, 0.325, 0.485]$ mm，单胞高度参数为 $[h_1, h_2, h_3, h'_4, h_5, h_6] = [0.1, 0.08, 0.12, 0.08, 0.04, 0.1, 0.06, 0.04]$ mm。背景流体媒质声速设为1500 m/s，密度设为1000 kg/m³。激励声源中心频率设为5 MHz，对应波长为 $\lambda = 300 \mu\text{m}$ 。超声平面透镜厚度处于亚波长尺度($< \lambda/3$)。图3(a)为基于拓扑优化设计的超声平面透镜在传播平面上的全波模拟结果。当平面波沿着 z 方向垂直入射平面透镜后，透射声场在白色点划线相交处产生了明显的聚焦效果。在透射声场远端，我们设置了完美匹配层(perfect matched layer, PML)，以消除边界反射对透射声场分布的影响。

图3(b)，(c)分别为图3(a)中聚焦点处沿纵向(I虚线)和横向(II虚线)上归一化强度分布曲线。优化的聚焦点设定在 $(x_0, z_0) = (0, 10\lambda)$ 处，旁瓣抑制点设定在 $(x_0 \pm \Delta x, z_0) = (\pm\lambda, 10\lambda)$ 。如图3(b)所示，传播方向数值仿真结果满足优化设计预期目标，且PML附近声场分布光滑连续，无明显的驻波条纹，表明边界反射基本可以忽略。如图3(c)所示，横向平面内聚焦效果同样满足优化设计需求，全宽半高(FWHM)约为 0.98λ ，旁瓣抑制比约为1/10。因此，利用遗传算法能优化设计出易于加工的简化型超声平面透镜，最大程度增强透射场中指定位置的声强，抑制旁瓣强度大小，从而实现精准超声聚焦功能。

2.2 超声声瓶束

声瓶束(acoustic bottle beam)属于一种特殊声束，其

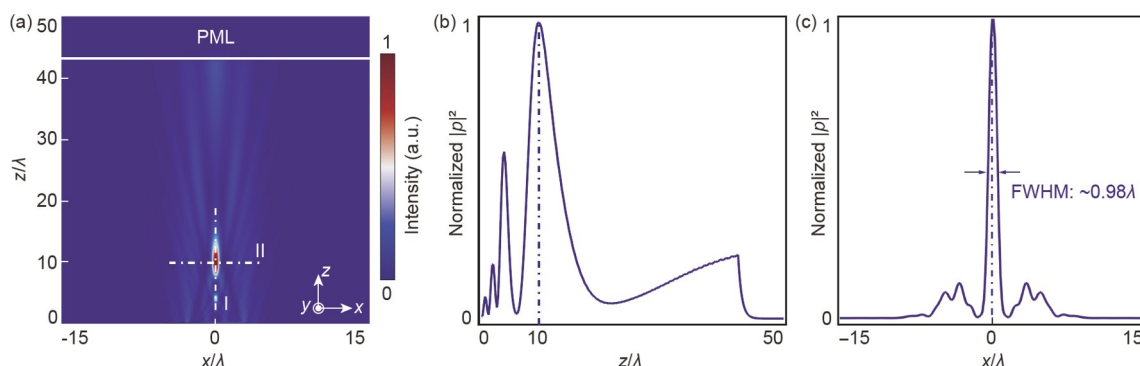


图3 基于遗传算法设计超声平面透镜的聚焦效果。(a) 透射场归一化强度分布。(b) I虚线(沿z方向)上的声场强度分布。(c) II虚线(沿x方向)上的声场强度分布

Figure 3 Focusing effect of the ultrasonic planar meta-lens based on the genetic algorithm. (a) Normalized intensity distribution of the transmitted field. (b) Intensity distribution at the dashed line I along z direction. (c) Intensity distribution at the dashed line II along x direction

声场强度分布类似于瓶状, 由高声强区域包裹一个低声强区域。本节基于上节优化的结果, 进一步结合遗传算法对超声平面透镜进行优化设计从而实现声瓶束。根据图3(a)中结果, 可观察到在I虚线上两个焦点之间场强极小处存在两个较强的旁瓣, 该旁瓣的强度和位置主要与透镜1~3号单胞相关联。为了提高优化效率和降低所需计算资源, 可仅对1~3号单胞的结构参数(边高 h_0 , h_1 , h_2 和 h_3)进行优化。此时单次迭代变量的总长度为28, 可表示为

$$M_i = \left\{ \frac{(h_0^{bi}, h_1^{bi}, h_2^{bi}, h_3^{bi})}{h_i^{bi} (4 \times 7)} \right\}_{28} \quad (6)$$

遗传迭代过程中的目标函数设置为

$$\begin{aligned} \text{Maximum: } F_{\text{obj}} &= |p(x_0, z_0)|^2, \\ \text{Maximum: } F_{\text{obj}} &= |p(x_0, z_0 - 6\lambda)|^2, \\ \text{Maximum: } F_{\text{obj}} &= |p(x_0 \pm 0.8\lambda, z_0 - 4\lambda)|^2, \\ \text{Minimum: } F_{\text{obj}} &= |p(x_0, z_0 - 4\lambda)|^2, \end{aligned} \quad (7)$$

其中 $(x_0, z_0) = (0, 10\lambda)$ 。经过遗传算法和有限元仿真获得最优解后, 通过转码得到1~3号单胞的高度参数: $h_0 = 0.03 \text{ mm}$, $h_1 = 0.08 \text{ mm}$, $h_3 = 0.1 \text{ mm}$, $h_4 = 0.08 \text{ mm}$ 。

图4(a)展示了拓扑优化设计后超薄平面透镜在传播平面上实现声瓶束的全波模拟效果。分别选取透射声场中 $z = 4\lambda$, 6λ , 10λ 和 15λ 四个位置提出横向归一化强度分布, 如图4(a)上插图I~IV所示。在I和III图中, 声场聚

焦于 $x = 0 \text{ mm}$ 处, 旁瓣明显被抑制。在II图中, 声场聚焦于两侧 $x = \pm 0.8\lambda$ 处, 且中心 $x = 0 \text{ mm}$ 处声场强度很弱, 归一化强度约为0.09。因目标函数未设置相关约束, 图IV中声场虽聚焦于 $x = 0 \text{ mm}$ 处, 但旁瓣较为明显。图4(b)中, 三维声场分布可更加形象地体现声瓶束的特征, 其中各截面处声场强度分布于插图I~IV所示。计算结果表明, 经遗传算法设计的超薄平面透镜所产生的超声声瓶束存在一个高声强区域完全包裹一个低声强区域。特殊场分布的声瓶束可用于选择性囚禁和操控颗粒或用于可绕过障碍物的超声聚焦治疗。

3 结论

综上所述, 本文提出了一种结合遗传算法和有限元模拟的特定功能超薄平面透镜的优化设计方法, 分别设计了两种不同功能超声透镜, 并仿真验证了弱旁瓣聚焦声束和超声声瓶束的生成。该方法具有高效性、简洁性和自适应性, 通过对透镜单胞的参数信息进行编码解码, 实现单胞宽度和高度等结构参数的逆向设计。数值仿真结果表明, 沿着纵向和横向的声场强度分布均满足优化设计的目标函数。这种基于遗传算法的优化迭代在设计特定功能的超薄超声平面透镜等功能器件方面具有重要的应用前景。通过该方法设计生成的弱旁瓣聚焦声束和超声声瓶束可为医学超声成像、治疗和超声无损检测等领域提供一种精确和有效的工具。在未来研究中, 可增加基于遗传算法优化超声透镜的自由度, 探索实现更多优化目标并满足相关约束条件, 实现更加复杂和有意义的结构声场调控。此外, 可将遗传算法与其他算法相结合, 进一步提高声学

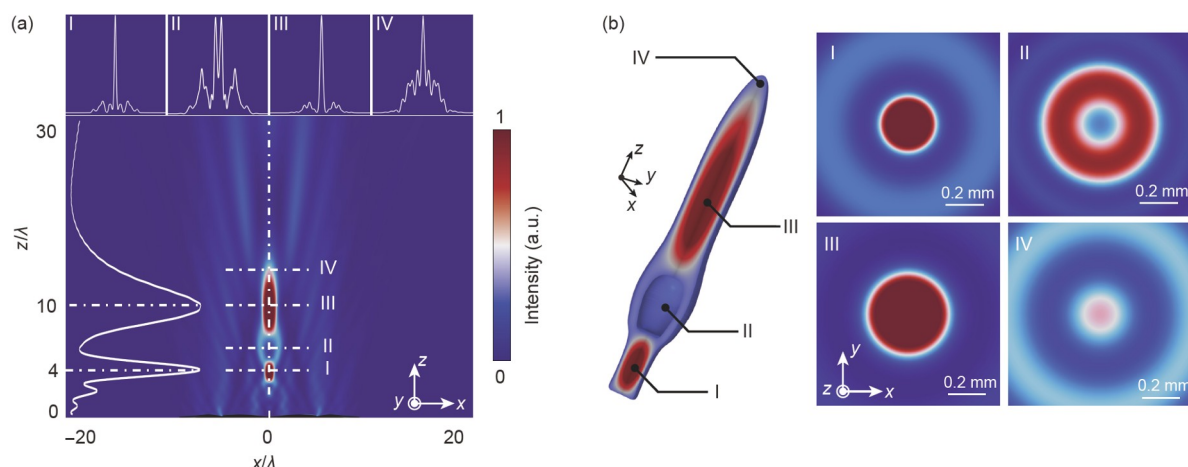


图 4 基于遗传算法设计超声平面透镜的声瓶束效果. (a) 透射场归一化强度分布. 插图I~IV分别为沿场图中I~IV虚线上透射声场强度分布. (b) 声瓶束的三维场图. 插图I~IV分别为沿着 z 方向排列的4个标注截面的声场分布

Figure 4 Generation of the acoustic bottle beam based on the genetic algorithm. (a) Normalized intensity distribution of the transmitted field. Insets I–IV represent the field intensity distributions along the dashed lines of I–IV in the field map. (b) The 3D simulation result of the acoustic bottle beam. Insets (I–IV) show the intensity field distributions on the four selected cross-sections arranged along the z direction

器件的设计效率和性能. 除超薄平面透镜外, 该方法还适用于人工超表面复合超声换能器、微纳人工结构声表面波滤波器等声学器件的设计. 该工作有助于完成

更精准功能、更高效率、更简单轻便的超声功能器件设计, 推动超声成像、超声消融、无损检测、水下通讯等领域声学人工结构应用的发展.

参考文献

- Errico C, Pierre J, Pezet S, et al. Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging. *Nature*, 2015, 527: 499–502
- Ji K, Zhao P, Zhuo C, et al. Ultrasonic autofocus imaging of internal voids in multilayer polymer composite structures. *Ultrasonics*, 2022, 120: 106657
- Legon W, Sato T F, Opitz A, et al. Transcranial focused ultrasound modulates the activity of primary somatosensory cortex in humans. *Nat Neurosci*, 2014, 17: 322–329
- Drinkwater B W, Wilcox P D. Ultrasonic arrays for non-destructive evaluation: A review. *NDT E Int*, 2006, 39: 525–541
- Le Jeune L, Robert S, Lopez Villaverde E, et al. Plane Wave Imaging for ultrasonic non-destructive testing: Generalization to multimodal imaging. *Ultrasonics*, 2016, 64: 128–138
- Ma F, Zhang H, Du P, et al. An underwater planar lens for broadband acoustic concentrator. *Appl Phys Lett*, 2022, 120: 121701
- Ruan Y D, Liang X. 2D phononic-crystal Luneburg lens for all-angle underwater sound localization. *Acta Acust*, 2022, 6: 12
- Yu N, Capasso F. Flat optics with designer metasurfaces. *Nat Mater*, 2014, 13: 139–150
- Assouar B, Liang B, Wu Y, et al. Acoust Metasurf. *Nat Rev Mater*, 2018, 3: 460–472
- Jin Y, Pennec Y, Bonello B, et al. Physics of surface vibrational resonances: pillared phononic crystals, metamaterials, and metasurfaces. *Rep Prog Phys*, 2021, 84: 086502
- Yu N, Genevet P, Kats M A, et al. Light propagation with phase discontinuities: Generalized laws of reflection and refraction. *Science*, 2011, 334: 333–337
- Xie Y, Wang W, Chen H, et al. Wavefront modulation and subwavelength diffractive acoustics with an acoustic metasurface. *Nat Commun*, 2014, 5: 5553
- Li Y, Jiang X, Li R, et al. Experimental realization of full control of reflected waves with subwavelength acoustic metasurfaces. *Phys Rev Appl*, 2014, 2: 064002
- Qi S, Li Y, Assouar B. Acoustic focusing and energy confinement based on multilateral metasurfaces. *Phys Rev Appl*, 2017, 7: 054006
- Li Y, Liang B, Tao X, et al. Acoustic focusing by coiling up space. *Appl Phys Lett*, 2012, 101: 233508

- 16 Zhu X, Li K, Zhang P, et al. Implementation of dispersion-free slow acoustic wave propagation and phase engineering with helical-structured metamaterials. [Nat Commun](#), 2016, 7: 11731
- 17 Zhu Y, Assouar B. Multifunctional acoustic metasurface based on an array of Helmholtz resonators. [Phys Rev B](#), 2019, 99: 174109
- 18 Calvo D C, Thangawng A L, Nicholas M, et al. Thin Fresnel zone plate lenses for focusing underwater sound. [Appl Phys Lett](#), 2015, 107: 014103
- 19 Tarrazó-Serrano D, Pérez-López S, Candelas P, et al. Acoustic focusing enhancement in Fresnel zone plate lenses. [Sci Rep](#), 2019, 9: 7067
- 20 Xia X, Li Y, Cai F, et al. Ultrasonic tunable focusing by a stretchable phase-reversal Fresnel zone plate. [Appl Phys Lett](#), 2020, 117: 021904
- 21 Zhang P, Li T, Zhu J, et al. Generation of acoustic self-bending and bottle beams by phase engineering. [Nat Commun](#), 2014, 5: 4316
- 22 Chen D C, Zhu X F, Wei Q, et al. Dynamic generation and modulation of acoustic bottle-beams by metasurfaces. [Sci Rep](#), 2018, 8: 12682
- 23 Zhou Q, Zhang J, Ren X, et al. Multi-bottle beam generation using acoustic holographic lens. [Appl Phys Lett](#), 2020, 116: 133502
- 24 Fan X, Huang X, Kang Y, et al. Ultra-broadband bending beam and bottle beam based on acoustic metamaterials. [Appl Sci](#), 2022, 12: 3025
- 25 O'Shea D C, Suleski T J, Kathman A D, et al. *Diffraction Optics: Design, Fabrication, and Test*. Washington: SPIE Press, 2004
- 26 Zhang S, Yin L, Fang N. Focusing ultrasound with an acoustic metamaterial network. [Phys Rev Lett](#), 2009, 102: 194301

Summary for “基于遗传算法设计超薄超声平面透镜”

Design of functional ultra-thin ultrasonic planar meta-lens based on genetic algorithm

Zi-Bin Lin¹, Shao-Bo Zhu^{2*}, Yu-Gui Peng¹ & Xue-Feng Zhu^{1*}

¹ School of Physics, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China;

² Department of Trauma and Micro-Orthopedics, Zhongnan Hospital of Wuhan University, Wuhan 430071, China

* Corresponding authors, E-mail: zhushaobo2000@163.com; xfzhu@hust.edu.cn

Ultrasonic meta-lenses are artificial planar structures that utilize the phase and/or amplitude modulations of ultrasound in gradient or changed media to achieve the anomalous beam manipulation effects, such as perfect focusing or vortex effects. Functional meta-lenses feature various applications in different domains of medical imaging, ultrasonography, non-destructive assessment, and underwater communication. Note that most work on generations of functional acoustic fields utilizing active and/or passive meta-structures relies on forward design methods. In real conditions, these methods often ignore the effects of nonlinearity, viscosity, and fluid-solid interaction in the fluid environment, resulting in certain limitations to the forward design strategy. As an optimization tool based on natural selection and evolution, the genetic algorithm (GA) is based on iterating the structural parameters for the optimal design. This study utilizes GA combined with the finite element method to design various functional ultrasonic meta-lenses from a global optimization perspective.

In this study, we design ultrasonic meta-lenses by using ultra-thin aluminum sheets and adjust the thickness of metal sheets via high-precision metal processing technology to achieve the optimized phase distributions for projecting the designed acoustic field. We use the commercial finite element software (COMSOL Multiphysics) and MATLAB in combination of genetic algorithms for implementing the topology optimization design. The genetic algorithm includes three steps: Selection, crossover, and mutation, incorporating different strategies such as roulette wheel selection, uniform crossover, and bit-flip mutation. The thickness difference between adjacent unit cells is set to be larger than a threshold to ensure smooth meshing. We employ binary encoding to represent the structural parameters (such as the width and height) of each unit cell. Here we focus on two cases. In the first case, we perform the GA-based optimization design to achieve ultrasonic focusing with suppressed side-lobes. Numerical simulation results show that the designed meta-lenses meet the expected targets with a full width at the half maximum (FWHM) of around half the sound wavelength and a sidelobe suppression ratio of approximately 1/10. In the second case, based on the optimization of side-lobe-suppressed focusing, we optimize the design of meta-lens for achieving acoustic bottle beams. To improve optimization efficiency and reduce computational resources, here we only optimize the structural parameters of unit cells 1–3. The objective function is set to maximize the surrounding high-intensity region and minimize the central low-intensity region at a specific location. After obtaining the optimal solution through GA and finite element simulations, the structural parameters of unit cells 1–3 are obtained via the decoding process. The simulation results indicate that the meta-lenses designed using GA can produce compact acoustic bottle beams that provide a novel approach for realizing selective confinement and manipulation of micro-particles, as well as other important applications such as ultrasound treatment of tumors behind an obstacle.

Our work pushes forward the application scenarios of functional meta-structures in ultrasound imaging, ultrasound ablation, non-destructive testing, underwater communication, etc., facilitating precise, efficient, and integrated meta-device design.

acoustic meta-structure, ultrasonic planar lens, genetic algorithm, beam focusing

doi: [10.1360/TB-2023-0266](https://doi.org/10.1360/TB-2023-0266)