

# 超声相控阵在多层媒质中的声场模式优化\*

丁亚军<sup>1)2)</sup> 钱盛友<sup>2)†</sup> 胡继文<sup>2)</sup> 邹孝<sup>2)</sup>

1) (湖南师范大学图像识别与计算机视觉研究所, 长沙 410081)

2) (湖南师范大学物理与信息科学学院, 长沙 410081)

(2011年10月26日收到; 2011年11月17日收到修改稿)

针对超声在多层媒质中的传播特性, 引入相位补偿因子并结合遗传算法, 提出了一种可对多层媒质进行声聚焦控制的方法. 利用该方法对  $16 \times 16$  二维超声相控阵在多层生物媒质中的多焦点声场模式进行了仿真, 计算了生物媒质不同厚度层和不同吸收系数时的声场. 结果表明: 该方法能优化多焦点声场模式, 抑制旁瓣, 提高声场增益, 将声强最大限度地聚焦在目标区域内; 改变生物组织不同层的厚度和不同层的吸收系数, 焦点位置不发生变化, 但焦域内的声强会有所变化.

**关键词:** 相控阵, 多层媒质, 声场优化, 遗传算法

**PACS:** 43.35.+d

## 1 引言

高强度聚焦超声 (HIFU) 治疗是目前国际超声治疗学领域中的一个研究热点 [1,2], 超声换能器和加热模式的发展是其关键技术之一, 其治疗原理是将超声波从体外聚焦到治疗区, 使其温度在短时间内上升到  $65^\circ\text{C}$  以上, 使治疗区内生物组织发生凝固性坏死, 并最大限度地不损伤周围正常组织, 从而达到无创治疗的目的 [3,4]. 治疗区内温度的分布与声聚焦方式、效果密切相关, 相关理论研究对实际治疗温度的自动控制具有重要意义 [5,6]. 针对不同深度和体积较大的肿瘤进行治疗, 多焦点声聚焦控制的相控阵换能器比单焦点自聚焦式换能器具有较大优势. 目前国内外有关相控阵设计的研究较多, 其声场合成方法主要有场结合法 [7]、伪逆算法 [8]、遗传算法等. 通过优化超声相控阵相关参数和阵元的方位角度, 便可获得最大深度处的大体积肿瘤消融 [9].

目前针对媒质中的单焦点声聚焦模式研究较多, 其焦点位置易于控制, 如球面超声换能器, 但在

治疗时生成焦斑体积小, 对大病灶的治疗需要很长时间. 而超声相控阵多焦点声场模式能解决小焦域治疗时间过长的问题, 但有关超声在多层媒质中的折射效应及相关声聚焦模式研究较少. 本文分析了超声在多层媒质中传播的特性, 在伪逆算法的基础上, 引入相位补偿因子结合遗传算法优化了相控阵中各阵元的振幅、相位和声场中各点声压的相位, 提高声场在多层生物组织中的合成增益.

## 2 理论

### 2.1 多焦点相控阵在同种媒质中的声压合成

空间声场中每一点的声压  $p$  可由 Rayleigh-Sommerfeld 积分给出, 其形式表示为

$$p = \frac{j\rho ck}{2\pi} \int_s u \frac{e^{-(\alpha+jk)r}}{r} ds, \quad (1)$$

其中  $j = \sqrt{-1}$ ,  $\rho$  和  $c$  分别为媒质的密度和波速,  $\alpha$  为媒质的声吸收系数,  $u$  表示阵元表面的质点振动速度,  $k = \omega/c$  为波数,  $\omega$  表示圆频率,  $ds$  是阵元表

\* 国家自然科学基金 (批准号: 11174077) 和湖南省自然科学基金 (批准号: 11JJ3079) 资助的课题.

† E-mail: qiansy@hunnu.edu.cn

面积,  $r$  是观察点 (焦点) 至相控阵阵元中心的距离. 若声源由  $N$  个阵元组成, 则  $M$  个焦点的声压可以表示为

$$p_m = \frac{j\rho ck}{2\pi} \sum_{n=1}^N u_n \int_{s_n} \frac{e^{-(\alpha+jk)r_{mn}}}{r_{mn}} ds_n, \quad (2)$$

式中  $m = 1, 2, 3, \dots, M$ ,  $M$  是声场中焦点的个数;  $n = 1, 2, \dots, N$ ,  $N$  是相控阵中阵元的个数;  $r_{mn}$  为第  $m$  个焦点相对于第  $n$  个相控阵阵元中心的距离, 可表示为

$$r_{mn} = \sqrt{(x_n - x_m)^2 + (y_n - y_m)^2 + (z_n - z_m)^2}, \quad (3)$$

$p_m$  表示第  $m$  个焦点处的声压. 伪逆算法中对前向传播算子  $H$  定义为

$$H(m, n) = \frac{j\rho ck}{2\pi} \int_{s_n} \frac{e^{-(\alpha+jk)r_{mn}}}{r_{mn}} ds_n, \quad (4)$$

则前向传输算子  $H$  所构成矩阵为

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} h_{11}, h_{12}, h_{13}, \dots, h_{1N} \\ h_{21}, h_{22}, h_{23}, \dots, h_{2N} \\ h_{31}, h_{32}, h_{33}, \dots, h_{3N} \\ \vdots \\ h_{M1}, h_{M2}, h_{M3}, \dots, h_{MN} \end{pmatrix}. \quad (5)$$

所有焦点处的声压  $\mathbf{P}$  用矩阵形式表示为

$$\mathbf{P} = [p_1, p_2, \dots, p_M]^T. \quad (6)$$

采用伪逆算法求解阵元驱动向量时, 预先指定所有观察点处的声压, 再用 (7) 式进行计算.

$$\mathbf{U} = \mathbf{H}^+ \mathbf{P}, \quad (7)$$

其中,  $\mathbf{H}^+$  为  $\mathbf{H}$  矩阵的伪逆.

从 (2), (4), (6) 及 (7) 式可以推导得出:

$$\mathbf{P} = \mathbf{H}\mathbf{U}, \quad (8)$$

式中  $\mathbf{U} = [u_1, u_2, \dots, u_N]^T$  是阵元的激励复合振幅矩阵,  $\mathbf{P}$  是复合声压矩阵. 声强表达式为

$$I = \frac{\mathbf{P}\mathbf{P}^*}{2\rho c}. \quad (9)$$

## 2.2 多焦点相控阵在多层媒质中的声压合成

超声治疗时超声需要经过不同媒质进入到病灶区域, 所以应考虑不同生物组织的特性对超声的折射等作用. 图 1 描述的是双层生物媒质

结构, 超声在双层媒质中传播时期望声束聚焦到  $P_3$  点, 由于超声波在不同媒质传播时会发生折射效应<sup>[10]</sup>, 实际声束可能聚焦于  $P_2$  点, 而原来期望聚焦的  $P_2$  点可能实际聚焦于  $P_1$  点, 因此在计算阵元与焦点的距离时可通过增加相应的增量  $\Delta d$  来补偿折射引起的偏差, 并通过调整  $\Delta d$  值使期望焦点与实际点接近. 计算图 1 双层媒质中声压时可将 (2) 式中的  $\frac{e^{-(\alpha+jk)r_{mn}}}{r_{mn}}$  改为:  $\frac{e^{-(\alpha_1 r_1 + \alpha_2 r_2 + j(k_1 r_1 + k_2 (r_2 + \Delta d)))}}{r_{mn}}$ , 其中  $r_1$  为超声在第一层媒质中的传播距离,  $r_2$  为超声在第二层媒质中的传播距离.

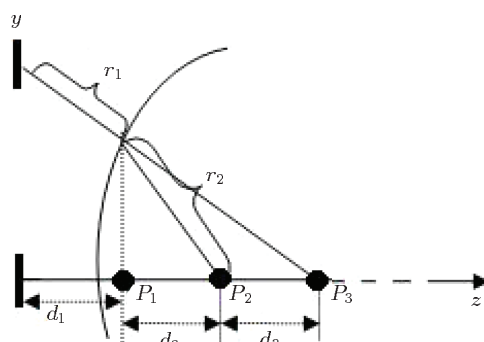


图 1 超声波在双层媒质中折射与传播

## 2.3 遗传算法优化多层媒质中多焦点声场控制模式

遗传算法 (genetic algorithm, GA) 是一种借鉴生物界自然选择和遗传机制进行随机搜索的优化算法<sup>[11]</sup>, 能够在庞大、复杂的搜索空间内寻找最优解. 本文采用遗传算法来优化空间声场, 用声强的增益作为控制声场优化目标函数, 该目标函数为

$$G = \mathbf{P}_M^* \mathbf{T} \mathbf{P}_M / (\mathbf{P}_M^* \mathbf{T} (\mathbf{H}\mathbf{H}^* \mathbf{T})^{-1} \mathbf{P}_M),$$

其中  $\mathbf{P}_M = [P_1 e^{i\theta_1}, P_2 e^{i\theta_2}, \dots, P_M e^{i\theta_M}]$ .

优化时先设定各焦点处的声压幅值, 通过遗传算法对其相位进行寻优, 以求声强增益最大.

## 3 数值仿真与分析

### 3.1 物理模型及参数

计算机仿真时设计了一个由  $16 \times 16$  个相同正方形阵元构成的二维平面 ( $x$ - $y$  平面) 超声相控阵, 如图 2 所示. 每个阵元边长为  $2.5 \text{ mm}$ , 相邻阵元边

间距是 1.5 mm. 仿真对象为四层媒质模型, 如图 3 所示. 假设病变组织位于第四层, 各层的物理特性参数如表 1 所示.

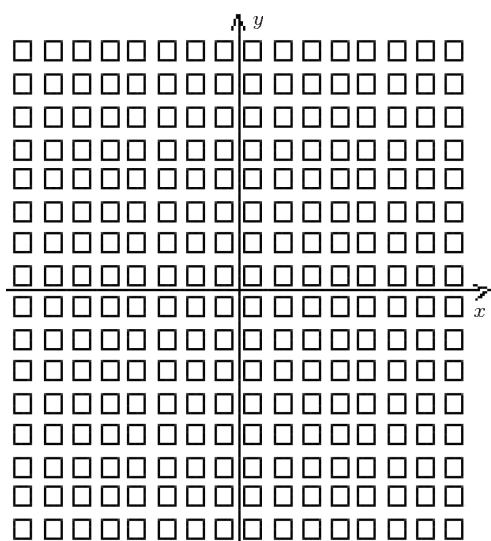


图2 16×16 相控阵模型

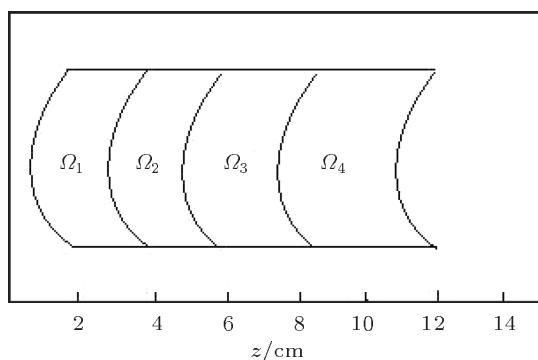


图3 四层媒质模型

表1 四层媒质的物理特性参数

	水 ( $\Omega_1$ )	皮肤 ( $\Omega_2$ )	脂肪 ( $\Omega_3$ )	肌肉 ( $\Omega_4$ )
吸收系 $\alpha/\text{Nep} \cdot \text{m}^{-1}$	0	12	4	5
速度 $c/\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$	1524	1610	1478	1547
密度 $\rho/\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	993	1200	950	1050
热传导率 $k/\text{Wm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	0.63	0.50	0.21	0.64
宽度/mm	20	14	36	60

### 3.2 相位补偿因子的作用

假设焦点位于  $z$  轴 110 mm 处, 利用上述模型和参数可计算出  $z$  轴声传播方向的声强分布如图 4 所示. 结果表明声强可准确地聚焦在病灶区域. 分别采用  $\Delta d = 0 \text{ mm}$ , 5 mm 进行仿真,  $z$  轴上的声

强分布如图 5 所示. 结果表明未采用折射偏移增量  $\Delta d$  时, 焦点位置前移, 通过调整增量  $\Delta d$  的值, 可使焦点与实际位置接近.

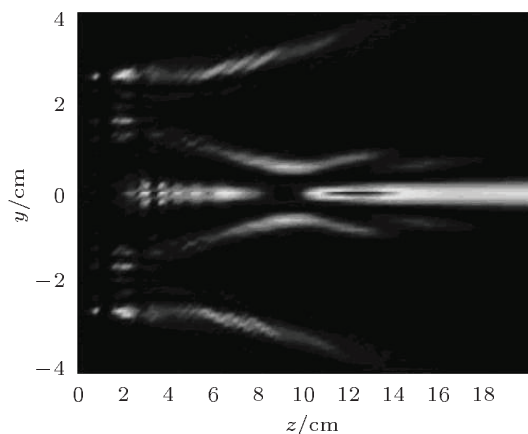


图4  $y$ - $z$  平面上超声声强分布

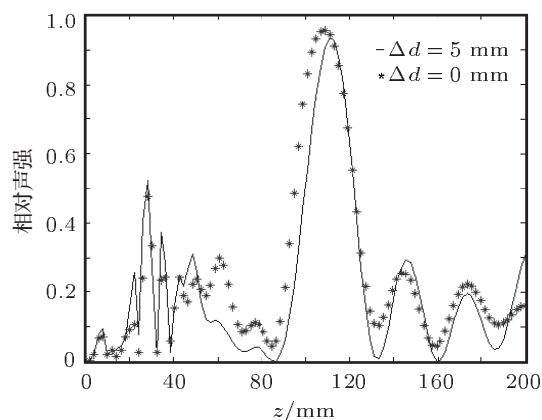


图5 不同偏移增量时  $z$  轴上声强相对值分布

### 3.3 同种媒质与多层媒质中的声聚焦效果

分别采用简化的伪逆算法<sup>[12]</sup>和遗传算法对相控阵在同种媒质和四层媒质中的声场合成进行仿真, 焦平面位于  $z$  轴 110 mm 处, 焦点坐标单位为 mm, 焦点坐标为  $(-15, 0)$ ,  $(15, 0)$ ,  $(0, 15)$ ,  $(0, -15)$ ,  $(0, 0)$ ,  $(15, 15)$ ,  $(-15, 15)$ ,  $(15, -15)$  和  $(-15, -15)$ . 从图 6 和图 8 中可以看出: 直接采用伪逆算法进行声场合成时, 在主瓣周围会出现一些旁瓣. 从图 7(b) 和图 9(b) 中可以看出: 通过本文方法调整  $\Delta d$  增量, 再结合遗传算法进行声场合成, 不仅能很好地消除旁瓣, 还能对声场模式进行优化, 增强声场增益. 当用 HIFU 治疗大病灶区域时, 为了缩短治疗时间, 提高效率, 可适当增加焦点数、调整焦点之间的距离, 形成较大的焦斑体积.

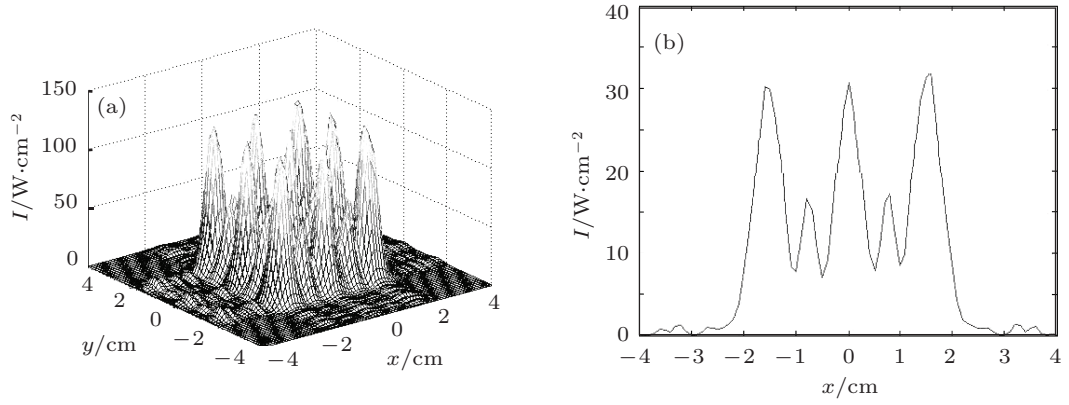


图6 同种媒质中伪逆算法九焦点控制模式 (a)  $z = 110$  mm 处轴截面上声强分布; (b)  $z = 110$  mm,  $y = 0$  mm 处  $x$  轴方向声强分布

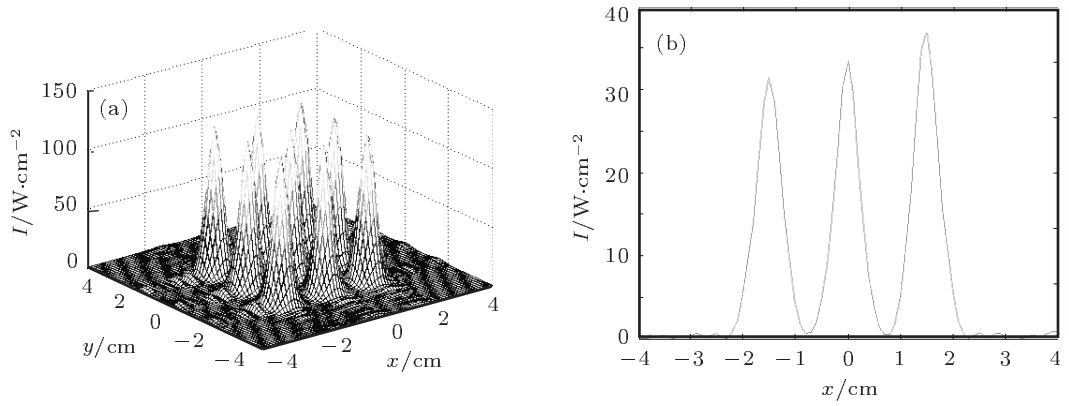


图7 同种媒质中遗传算法九焦点控制模式 (a)  $z = 110$  mm 处轴截面上声强分布; (b)  $z = 110$  mm,  $y = 0$  mm 处  $x$  轴方向声强分布

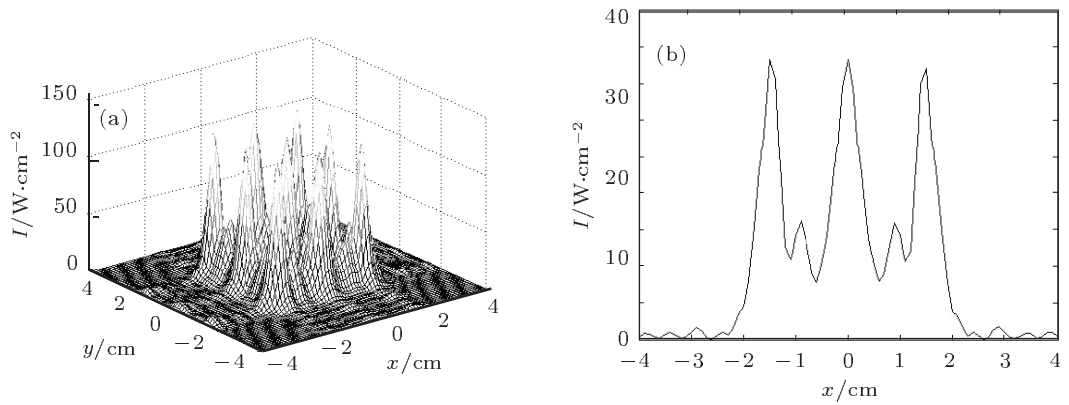


图8 四层媒质中伪逆算法九焦点控制模式 (a)  $z = 110$  mm 处轴截面上声强分布; (b)  $z = 110$  mm,  $y = 0$  mm 处  $x$  轴方向声强分布

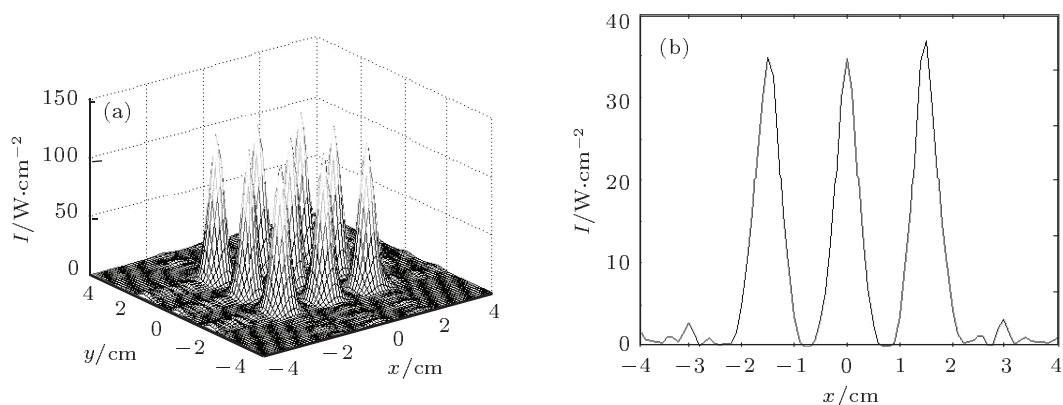


图9 四层媒质中遗传算法九焦点控制模式 (a)  $z = 110 \text{ mm}$  处轴截面上声强分布; (b)  $z = 110 \text{ mm}$ ,  $y = 0 \text{ mm}$  处  $x$  轴方向声强分布

### 3.4 媒质参数对声聚焦的影响

在其他参数相同的情况下, 第二层媒质厚度分别采用  $14 \text{ mm}$  和  $24 \text{ mm}$  进行声场合成仿真, 沿  $z$  轴方向声强分布如图 10(a) 所示. 该声强分布表明, 在其他参数相同的情况下, 若媒质层厚度不同, 通过遗传算法结合调整  $\Delta d$  增量值的方法进行声场合

成, 可使声场焦点位置不变, 焦域声强大小有所不同, 声强可准确地聚焦在病灶区域.

在其他参数相同的情况下, 若第二层媒质的吸收系数  $\alpha$  分别采用  $5$  和  $12 \text{ Nep}\cdot\text{m}^{-1}$ , 利用本文方法进行声场合成, 沿  $z$  轴方向声强分布如图 10(b) 所示. 仿真结果表明, 焦点位置不变, 其声强大小有所不同.

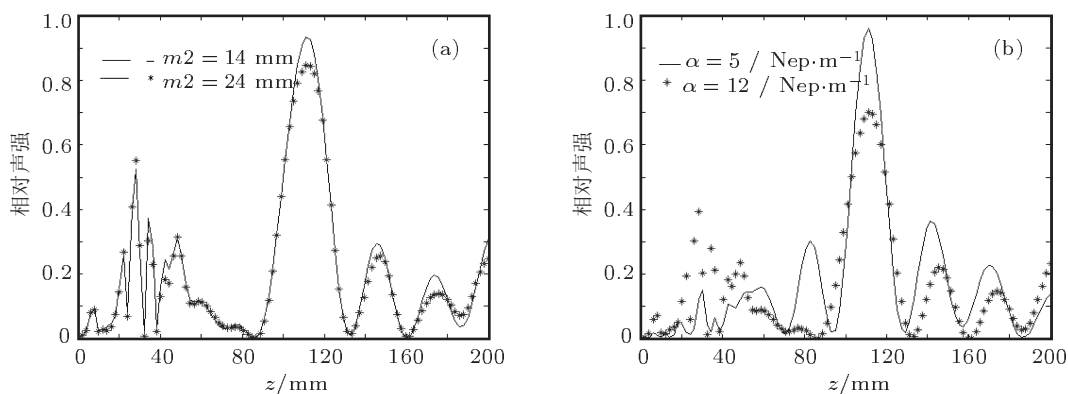


图10 不同吸收系数沿  $z$  轴方向声强相对值分布 (a) 层厚不同时沿  $z$  轴方向声强相对值分布; (b) 媒质吸收系数不同时沿  $z$  轴方向声强相对值分布

## 4 结论

本文分析了超声波在多层生物媒质中的传播特性, 提出了解决因折射引起的焦点偏移的方法, 通过实例验证了 2D 超声相控阵在多层媒质中的声场模式, 引入偏移增量  $\Delta d$  可使焦点接近实际位置. 采用本文方法进行仿真时, 改变生物组织的特性,

如不同生物组织的厚度和吸收系数, 计算结果表明, 焦点位置不发生变化, 但焦域内的声强会有所变化. 利用遗传算法对声场进行优化, 其优化效果显著, 能对超声相控阵输出声场模式进行有效调控, 为超声相控阵多焦点声场的控制与优化提供了新思路, 对高强度聚焦超声相控阵换能器用于治疗有重要意义.

- [1] Lu M Z, Wan M X 2001 *Acta Phys. Sin.* **50** 347 (in Chinese) [陆明珠, 万明习 2001 物理学报 **50** 347]
- [2] Huo J, Shi K R 2005 *Acta Acustica* **30** 207 (in Chinese) [霍健, 施克仁 2005 声学学报 **30** 207]
- [3] Jessi E J, Paolo F M 2006 *IEEE Trans. Biom. Eng.* **53** 1006
- [4] Umemura S, Cain C A 1989 *IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Freq. Contr.* **36** 49
- [5] Hu J W, Qian S Y, Ding Y J 2010 *Ultrasonics* **50** 628
- [6] N'Djin W A, Melodelima D, Parmentier H 2008 *Ultrasound Med. Biol.* **34** 1934
- [7] Mohammed S, Charles A 1989 *IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Freq. Contr.* **36** 3
- [8] Ebbini E S, Cain C A 1989 *IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Freq. Contr.* **36** 540
- [9] Ji X, Shen G F, Bai J F 2011 *Shanghai Jiaotong Univ. (Sci.)* **16** 55
- [10] Meng T T, Chang M C, Chauhan S 2006 *Biomedical and Pharmaceutical Engineering. ICBPE.* 564
- [11] Khaldon L, Luay F, Osama A 2009 *Med. Biol. Eng. Comput.* **47** 635
- [12] Hu J W, Qian S Y, Ding Y J 2010 *J. Sys. Simu.* **22** 1111 (in Chinese) [胡继文, 钱盛友, 丁亚军 2010 系统仿真学报 **22** 1111]

# Optimization of phased array ultrasonic field in multi-medium\*

Ding Ya-Jun<sup>1)2)</sup> Qian Sheng-You<sup>2)†</sup> Hu Ji-Wen<sup>2)</sup> Zou Xiao<sup>2)</sup>

1) (*Institute of Image Recognition and Computer Vision, Hunan Normal University, Changsha 410081, China*)

2) (*College of Physics and Information Science, Hunan Normal University, Changsha 410081, China*)

(Received 26 October 2011; revised manuscript received 17 November 2011)

## Abstract

According to the ultrasonic propagation characteristics in the multi-medium, a control method of ultrasonic focus in the multi-medium is presented through introducing the phase compensation factors and using genetic algorithm. The patterns of multi-focus ultrasonic field generated by two-dimensional phased array consisting of  $16 \times 16$  elements are simulated in multi-biological tissue, and the ultrasonic fields are calculated under the various thicknesses and the various absorption coefficients of medium layer. The results show that this approach can optimize the patterns of multi-focus ultrasonic field and restrain side-lobe, which can improve the ultrasonic intensity gain and make the maximal ultrasonic intensity focus on the target area. When the thickness and the absorption coefficient of biological tissue are changed, the focus position remains unchanged, but the ultrasonic intensity of the focus area will change relatively.

**Keywords:** phased array, multi-layer medium, sound field optimization, genetic algorithm

**PACS:** 43.35.+d

---

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11174077) and Hunan Provincial Natural Science Foundation of China (Grant No. 11JJ3079).

† E-mail: qiansy@hunnu.edu.cn