

文章编号: 0253-2239(2005)10-1313-6

## 对光声成像系统中声透镜的二元声学研究\*

李凌燕<sup>1,2,3</sup> 郑楚君<sup>2</sup> 唐志列<sup>2\*\*</sup> 梁瑞生<sup>1</sup> 刘景锋<sup>1</sup> 钟可君<sup>2</sup> 卢非<sup>2</sup>

(<sup>1</sup> 华南师范大学信息光电子科技学院, 广州 510631)  
(<sup>2</sup> 华南师范大学物理与电信工程学院, 广州 510631)  
(<sup>3</sup> 华南农业大学理学院, 广州 510642)

**摘要:** 基于二元声学的方法提出了一种折射/衍射混合声透镜设计方案, 该声透镜在对光声信号进行二维成像时体现出了极大的优越性, 与单声透镜相比, 除了有实时成像、成像焦深较大且可以利用时间分辨技术实现层析成像的优点外, 还可以利用二元声学透镜独特的色散特性校正单声透镜的轴向色差, 可以极大提高成像的分辨力。通过计算机模拟了有一定带宽的点声源通过该声透镜像面上的点扩展函数, 与经单声透镜的结果比较, 可以看出点扩展函数弥散斑得到明显改善, 极大地消除色差对成像质量的影响。

**关键词:** 成像系统; 光声成像; 折/衍射混合声透镜; 二元声学; 菲涅耳透镜; 点扩展函数

中图分类号: O433 文献标识码: A

## Binary Acoustics Study on Optoacoustic Imaging Lens

Li Lingyan<sup>1,2,3</sup> Zheng Chujun<sup>2</sup> Tang Zhilie<sup>2</sup> Liang Ruisheng<sup>1</sup>

Liu Jingfeng<sup>1</sup> Zhong Kejun<sup>2</sup> Lu Fei<sup>2</sup>

(<sup>1</sup> School for Information and Optoelectronics Science and Engineering, South China Normal University, Guangzhou 510631)  
(<sup>2</sup> College of Physics and Telecommunication Engineering, South China Normal University, Guangzhou 510631)  
(<sup>3</sup> College of Sciences, South China Agriculture University, Guangzhou 510642)

**Abstract:** The design project of a diffractive-refractive hybrid acoustic lens based on binary acoustical principle is presented. In photoacoustic imaging, the diffractive-refractive hybrid acoustic lens, comparing with single acoustic lens, has many advantages including real-time imaging, long imaging focal depth, using time-delay to realize tomographic imaging and especially its achromatization merit to increase imaging resolution. It is simulated that point spread function received after point acoustic source with band width passes through the diffractive-refractive hybrid acoustic lens. Compared with that through single acoustic lens, point spread function is greatly improved in the simulated figure and the influence of axial chromatism on imaging quality is partly eliminated.

**Key words:** imaging systems; optoacoustic imaging; diffractive-refractive hybrid acoustic lens; binary acoustics; Fresnel lens; point spread function

### 1 引 言

由于光声成像技术可获得高分辨力和高对比度的层析图像<sup>[1,2]</sup>, 近几年来, 该技术成为生物医学影像领域的一大研究热点<sup>[3~5]</sup>。目前光声成像的方法主要是利用各种数学算法重建光声图像, 如滤波反投影算法<sup>[1,4,6]</sup>、相控聚焦算法<sup>[7,8]</sup>、最佳统计方法实现图像重建算法<sup>[9]</sup>、空间傅里叶变换重建算法<sup>[10]</sup>、三维逆向

拉东(Radon)反演重建算法<sup>[11]</sup>等。虽然这些成像方法的分辨力比较高, 但需要逐点扫描, 耗时长, 很难实现在位实时成像。如果利用声透镜直接对光声信号成像, 不仅可以对光声信号直接实时成像, 而且可以利用时间分辨技术实现层析成像, 这将为科研和医疗诊断提供更多有价值的信息, 具有广泛的应用前景。文献[12]首先实现了利用声透镜直接对光声信号进行成像, 横向分辨力可达到 4 mm, 纵向分辨力可达到

\* 国家自然科学基金(60377009)资助课题。

作者简介: 李凌燕(1978~), 女, 华南师范大学研究生, 主要从事光学和光声成像方面的研究。

\*\* 通信联系人。E-mail: tangzhl@sncu.edu.cn

收稿日期: 2004-11-17; 收到修改稿日期: 2005-03-08

0.45 mm,文献[13]利用声透镜结合 CCD 成像方法,获得了对比度和灵敏度都非常高的光声图像,但由于声透镜的色差和像差比较大,限制了分辨力的进一步提高。为了进一步提高横向分辨力,需要设计出消色差和像差的声透镜,为此,我们设计了一种基于二元声学方法的折射/衍射混合<sup>[14,15]</sup>声透镜系统来实现光声成像,利用二元声学透镜(多阶相位透镜)独特的色散特性来校正单透镜的轴向色差,即用折射透镜的球面提供聚焦功能,用表面的浮雕相位波带结构校正轴向色差<sup>[16]</sup>。从原理上推出有一定带宽的点声源经这种混合声透镜后点扩展函数将会得到改善,并通过计算机模拟了有一定带宽的点声源通过该混合声透镜后像面上的点扩展函数,并与经单声透镜后的点扩展函数做了比较,可以明显看出点扩展函数弥散斑得到改善,极大地消除色差对成像质量的影响,从而提高成像系统的分辨力。

## 2 折衍混合声透镜的设计原理以及消色差原理

### 2.1 折衍混合声透镜的设计原理

利用声透镜对光声信号直接成像必须解决两个问题:

第一,光声信号是一种宽频带信号<sup>[17]</sup>,要尽可能减小声透镜的色差和像差对成像系统的分辨力和成像质量的严重影响。第二,光声信号是一种微弱信号,要尽可能减少声透镜表面的反射,从而提高探测器接收到信号的强度。

为此,我们将透镜前表面设计成会聚凹球面,后表面利用二元光学的方法设计成四阶菲涅耳透镜,如图 1 所示,以使得初始的基底像差最小,减少衍射面消像差的负担,便于进行像差校正<sup>[14]</sup>。基于超声技术中常采用的半波透声片的透声原理<sup>[18]</sup>,将菲涅耳透镜的厚度及球面折射声透镜的中心厚度均设计成 2.7 mm(声波在透镜中的波长,因声源及其透

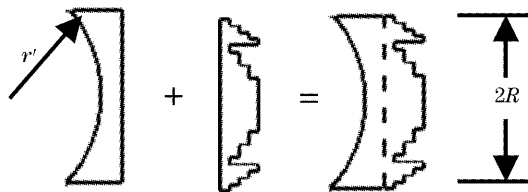


图 1 折射球面声透镜+衍射菲涅耳声透镜=折衍混合声透镜

Fig.1 Refractive acoustic lens+diffractive Fresnel acoustic lens=hybrid acoustic lens

镜材料而有所不同,我们选有机玻璃作透镜材料),以减小反射声波的影响。菲涅耳透镜采用相位补偿的办法,通过减小或增加奇数波带的厚度,使波通过偶数波带时相对于奇数波带产生  $\pi$  的相位变化,于是通过偶数波带的波与通过奇数波带的波在一级衍射焦点(主焦点)处变成同相位,它们相互加强<sup>[19]</sup>。根据二元相位光栅的衍射效率公式  $\eta = \frac{I}{I_0} = \left[ \frac{\sin(\pi/N)}{(\pi/N)} \right]^2$  可知,阶数  $N$  越大,衍射效率越高,四阶菲涅耳透镜的衍射效率可达到 81%,考虑到加工精度,我们将菲涅耳透镜设计成四阶。菲涅耳透镜的特点除主焦点有很高的衍射效率外,根据其焦距表达式  $f = \frac{\rho_i^2}{j\lambda} - \frac{j\lambda}{4}$  可知,焦距随波长的增加而减小(传统折射透镜的焦距随波长的增加而增大),因而具有不同于常规折射透镜的色散特性,把衍射型的二元声学透镜与传统的折射球面声透镜结合起来制成混合声透镜可以消除轴向色差。

### 2.2 折射/衍射混合声透镜的消色差原理

传统折射声透镜的阿贝数  $V_{\text{ref}}$ (色散的倒数)定义为<sup>[16]</sup>

$$V_{\text{ref}} = (n_d - 1)/(n_a - n_b), \quad (1)$$

上式中  $n_a, n_d$  和  $n_b$  分别代表透镜对波长为  $\lambda_a, \lambda_d$  和  $\lambda_b$  的声波的折射率,  $\lambda_a$  和  $\lambda_b$  是探测器能够探测到波段的两端波长,  $\lambda_d$  为此波段的中心波长,设  $\lambda_a < \lambda_d < \lambda_b$ , 声波在两种介质中传播时折射率满足  $n = v/v' = \lambda/\lambda'$ , 式中  $\lambda, \lambda'$  分别代表声波在水中和在透镜中的波长,我们可以通过实验测得波长为  $\lambda_a, \lambda_d$  和  $\lambda_b$  的声波分别在水中和透镜中的波长从而可得各波长对应的折射率。

二元衍射声透镜不同于传统的折射透镜,其等效阿贝数与所用基底材料无关,而只与所使用的波长范围有关,其等效阿贝数  $V_{\text{dif}}$  为<sup>[16]</sup>

$$V_{\text{dif}} = \lambda_d/(\lambda_a - \lambda_b), \quad (2)$$

由(1)式、(2)式可知,折射声透镜的阿贝数为正值而二元衍射声透镜的阿贝数为负值,这种色散与材料无关且为负值的特性非常有利于消色差。二元衍射声透镜同时拥有正声焦度和负向色散的特性,不仅为校正系统的色差提供了条件,还分担了声焦度,有利于减小单色像差,大大提高了透镜孔径。只要恰当地分配衍射声透镜部分和折射声透镜部分的声焦度,就可以极大改善轴向色差。

### 2.3 折/衍射混合声透镜的声焦度分配

混合声透镜的总声焦度为折射透镜部分和衍射

透镜部分声焦度之和,即

$$1/f_{\text{dif}}^{\text{d}} + 1/f_{\text{ref}}^{\text{d}} = 1/f, \quad (3)$$

其中  $f_{\text{dif}}^{\text{d}}$  和  $f_{\text{ref}}^{\text{d}}$  分别为衍射透镜和折射透镜在  $\lambda_{\text{d}}$  的焦距,  $f$  为混合声透镜在  $\lambda_{\text{d}}$  的总焦距。根据消色差原理,要求波长为  $\lambda_{\text{a}}$  和  $\lambda_{\text{b}}$  的声波经过混合透镜后的声焦度相等。即

$$1/f_{\text{dif}}^{\text{a}} + 1/f_{\text{ref}}^{\text{a}} = 1/f_{\text{dif}}^{\text{b}} + 1/f_{\text{ref}}^{\text{b}}, \quad (4)$$

其中  $f_{\text{dif}}^{\text{a}} = f_{\text{dif}}^{\text{d}} \frac{\lambda_{\text{a}}}{\lambda_{\text{d}}}$ 、 $f_{\text{ref}}^{\text{a}} = f_{\text{ref}}^{\text{d}} \frac{\lambda_{\text{a}}}{\lambda_{\text{d}}}$  和  $f_{\text{ref}}^{\text{b}} = (n_{\text{a}} - 1)c_0$  ( $c_0$  是与透镜表面几何形状有关的常数)、 $f_{\text{ref}}^{\text{b}} = (n_{\text{b}} - 1)c_0$  分别为衍射透镜和折射透镜在  $\lambda_{\text{a}}$  和  $\lambda_{\text{b}}$  的焦距。由(1)式~(4)式联合求解可得消色差混合系统的声焦度分配公式<sup>[16]</sup>:

$$\begin{cases} f_{\text{dif}}^{\text{d}} = f \left( \frac{V_{\text{dif}} - V_{\text{ref}}}{V_{\text{dif}}} \right), \\ f_{\text{ref}}^{\text{d}} = f \left( \frac{V_{\text{ref}} - V_{\text{dif}}}{V_{\text{ref}}} \right), \end{cases} \quad (5)$$

从下面的计算及模拟结果可以看出:只要按(5)式合适地分配衍射透镜部分和折射透镜部分的声焦度,就可以大大减少轴向色差。

### 3 有一定带宽点声源经成像系统后的点扩展函数

根据傅里叶成像理论:一个成像系统的成像特性可以由该成像系统的点扩展函数准确描述,因此我们必须导出折/衍射混合声透镜成像系统的点扩

展函数。考虑到光声信号是一种宽频带信号,且由于激发光是一种脉宽为纳秒的脉冲激光,在时间上的分布为高斯分布,其激发的光声信号为脉宽为微秒的脉冲(在生物组织中),根据高斯函数的傅里叶变换仍然是高斯函数,因此光声信号分布也近似为高斯分布,故我们以有一定带宽的且带宽范围内的波长分布呈高斯分布的点声源为成像物体,讨论其经过该成像系统后在像面上的点扩展函数分布。

#### 3.1 有一定带宽的点声源经单声透镜成像后的点扩展函数

对于轴上点声源的中心波长经过单声透镜后像面上的点扩展函数可以表达为孔径函数的傅里叶变换<sup>[20]</sup>,其表达式为

$$h_1(x_i, y_i) = \frac{1}{\lambda^2 d_0 d_i} \times \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp \left[ -j2\pi \left( \frac{x_i}{\lambda d_i} x + \frac{y_i}{\lambda d_i} y \right) \right] dx dy, \quad (6)$$

其中  $d_0$  表示物距,  $d_i$  表示像距,  $P(x, y)$  代表孔径函数。而除中心波长外的其他波长,由单声透镜的球面曲率与焦距关系式  $r = (1 - n)f$  以及声学折射率公式  $n = \lambda/\lambda'$  可知,不同波长经过某一单声透镜后其焦距也将不同<sup>[21]</sup>。取此点声源中心波长的像面为基准,则除中心波长外的其他任一波长经过单声透镜后都将引起不同程度的离焦,任一波长对应点扩展函数表达式为

$$h_2(x_i, y_i) = \frac{1}{\lambda^2 d_0 d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp \left[ j \frac{\pi}{\lambda} \left( \frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_0} - \frac{1}{f} \right) (x^2 + y^2) \right] \exp \left( -j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i} \right) dx dy, \quad (7)$$

因点声源频带范围内的波长满足高斯分布,则任一波长声波的点扩展函数对点声源共轭像面上的贡献(离焦权重)应满足以  $d_i$  为中心的高斯分布,故此点声源经过单声透镜后的点扩展函数可以表示为

$$h'_2(x_i, y_i) = \int_{\lambda_d - \Delta\lambda/2}^{\lambda_d + \Delta\lambda/2} \frac{1}{\sqrt{2\pi}\omega} \exp \left[ -\frac{(\lambda - \lambda_d)^2}{2\omega^2} \right] h_2(x_i, y_i) d\lambda, \quad (8)$$

式中  $\lambda$  为任一波长,  $\lambda_d$  为中心波长,  $\Delta\lambda$  为点声源的带宽,  $\omega = \sqrt{\sum_{i=1}^n (\lambda_i - \lambda_d)^2 / n}$  为各波长偏离中心波长数值的均方根。将(7)式代入(8)式可得有一定带宽的点声源经单声透镜后的点扩展函数完整表达式为

$$h'_2(x_i, y_i) = \int_{\lambda_d - \Delta\lambda/2}^{\lambda_d + \Delta\lambda/2} \frac{1}{\sqrt{2\pi}\omega} \exp \left[ -\frac{(\lambda - \lambda_d)^2}{2\omega^2} \right] \frac{1}{\lambda^2 d_0 d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp \left[ j \frac{\pi}{\lambda} \left( \frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_0} - \frac{1}{f} \right) (x^2 + y^2) \right] \times \exp \left( -j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i} \right) dx dy d\lambda. \quad (9)$$

#### 3.2 混合声透镜的点扩展函数描述

我们设计的混合声透镜(如图1所示)的透过率函数可以写为折射声透镜透过率函数与衍射菲涅耳声透镜透过率函数的乘积,其表达式为

$$t(x, y) = P(x, y) \exp\left(-jk \frac{x^2 + y^2}{2f_{\text{ref}}}\right) \times \sum_{n=0}^{NL-1} \exp\left(\frac{-j2\pi n}{L}\right) \text{rect}\left[\frac{(x^2 + y^2)L - 2n\lambda f_{\text{dif}} - \lambda f_{\text{dif}}}{2\lambda f_{\text{dif}}}\right], \quad (10)$$

式中  $N$  为环带周期数,  $L$  为台阶数, 则轴上有一定带宽点声源的任一波长经混合声透镜后的点扩展函数可表示为

$$h_3(x_i, y_i) = \frac{1}{\lambda^2 d_o d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \sum_{n=0}^{NL-1} \exp\left(\frac{-j2\pi n}{L}\right) \text{rect}\left(\frac{(x^2 + y^2)L - 2n\lambda f_{\text{dif}} - \lambda f_{\text{dif}}}{2\lambda f_{\text{dif}}}\right) \times \\ \exp\left[j \frac{\pi}{\lambda} \left(\frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_o} - \frac{1}{f_{\text{ref}}}\right) (x^2 + y^2)\right] \exp\left(-j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right) dx dy, \quad (11)$$

由文献[16]知

$$\sum_{n=0}^{NL-1} \exp\left(\frac{-j2\pi n}{L}\right) \text{rect}\left[\frac{(x^2 + y^2)L - 2n\lambda f_{\text{dif}} - \lambda f_{\text{dif}}}{2\lambda f_{\text{dif}}}\right] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} A_n \exp\left(j2\pi n \frac{x^2 + y^2}{r_p^2}\right), \quad (12)$$

式中  $A_n = \exp\left(-\frac{j\pi n}{L}\right) \text{sinc}\left(\frac{n}{L}\right) \cdot \frac{1}{L} \sum_{k=0}^{L-1} \exp\left[-j2\pi \frac{k(n+1)}{L}\right]$ ,  $r_p^2$  表示菲涅耳波带片沿  $r^2$  方向周期性分布的周期。其中  $\sum_{k=0}^{L-1} \exp\left[-j2\pi \frac{k(n+1)}{L}\right] = \begin{cases} L, & n = jL - 1, j \in N \\ 0, & \text{其他} \end{cases}$

为简单起见, 我们以二阶菲涅耳透镜 ( $L = 2$ ) 推导混合透镜的点扩展函数并说明其消色差原理, 对于菲涅耳衍射透镜, 它有一系列的焦点, 集中于主焦点即  $n = -1$  处的光声信号强度被定义为菲涅耳透镜的衍射效率, 当  $L = 2$  时, 衍射效率可以达到 40.5%, 当  $L = 4$  时, 衍射效率可以达到 81%, 即经透镜后的光声信号的大部分能量都集中在主焦点处, 所以只考虑  $n = -1$  的情况 [因为菲涅耳透镜的大部分能量都集中在主焦点 ( $n = -1$ ) 上, 所以只考虑  $n = -1$  的情况], 同时舍弃常数相位因子, 则 (12) 式可简化为

$$\sum_{n=0}^{NL-1} \exp\left(\frac{-j2\pi n}{L}\right) \text{rect}\left[\frac{(x^2 + y^2)L - 2n\lambda f_{\text{dif}} - \lambda f_{\text{dif}}}{2\lambda f_{\text{dif}}}\right] = \text{sinc}\left(-\frac{1}{2}\right) \exp\left(j2\pi n \frac{x^2 + y^2}{r_p^2}\right), \quad (13)$$

此时  $r_p^2 = 2\lambda f_{\text{dif}}$ 。将 (13) 式代入 (11) 式可得有一定带宽的点声源经混合透镜后的点扩展函数表达式为

$$h_3(x_i, y_i) = \frac{\text{sinc}(-1/2)}{\lambda^2 d_o d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp\left[\frac{-j\pi(x^2 + y^2)}{\lambda f_{\text{dif}}}\right] \times \\ \exp\left[j \frac{\pi}{\lambda} \left(\frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_o} - \frac{1}{f_{\text{ref}}}\right) (x^2 + y^2)\right] \exp\left(-j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right) dx dy = \\ \frac{\text{sinc}(-1/2)}{\lambda^2 d_o d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp\left\{j \frac{\pi}{\lambda} \left[\frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_o} - \left(\frac{1}{f_{\text{ref}}} + \frac{1}{f_{\text{dif}}}\right)\right] (x^2 + y^2)\right\} \times \\ \exp\left(-j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right) dx dy. \quad (14)$$

讨论: 1) 对于中心波长  $\lambda_d$  经混合透镜, 将 (3) 式代入 (14) 式可得其点扩展函数表达式为

$$h_4(x_i, y_i) = \frac{\text{sinc}(-1/2)}{\lambda^2 d_o d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp\left[j \frac{\pi}{\lambda} \left(\frac{1}{d_i} + \frac{1}{d_o} - \frac{1}{f}\right) (x^2 + y^2)\right] \exp\left(-j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right) dx dy = \\ \frac{\text{sinc}(-1/2)}{\lambda^2 d_o d_i} \iint_{-\infty}^{+\infty} P(x, y) \exp\left(-j2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right) dx dy, \quad (15)$$

由 (6) 式和 (15) 式比较可知, 中心波长经混合透镜后的点扩展函数和经单透镜后的点扩展函数基本相同。

2) 对于两端波长  $\lambda_a$  和  $\lambda_b$  经过混合透镜, 由 (4) 式和 (14) 式可知两端波长在像面上的点扩展函数将落在同一点上, 故可以消色差, 这必将引起弥散斑的减小、分辨力的提高。

因不同波长经过透镜后在像面上的分布仍然是离焦的, 设在像面上分布的权重仍满足高斯分布则点扩展函数表达式为

$$h'_3(x_i, y_i) = \int_{\lambda_d - \Delta\lambda/2}^{\lambda_d + \Delta\lambda/2} \frac{1}{\sqrt{2\pi}w} \exp\left[-\frac{(\lambda - \lambda_d)^2}{2w^2}\right] h_3(x_i, y_i) d\lambda. \quad (16)$$

对于四阶菲涅耳透镜，其衍射效率更高，消色差原理同二阶。我们对四阶情形下的点扩展函数分布进行了模拟。

### 4 点扩展函数的模拟结果及比较

我们在模拟过程中使设计的混合声透镜(图 1)与单声透镜有相同的孔径  $2R=60\text{ mm}$  和相同的焦距  $f=90\text{ mm}$ ，设所用的物是有一定带宽的点声源，在水中的波长范围为  $\lambda=1.3\sim 1.7\text{ mm}$ ( $1.5\text{ mm}$  为中心波长，进入透镜后波长变为  $\lambda'=2.7\text{ mm}$ ，为计算方便设不同波长经过透镜后波长不变)，物距为  $d_o=150\text{ mm}$ ，像距为  $d_i=225\text{ mm}$ ，表 1 给出单声透镜的参量(球面曲率半径  $r$ )和混合声透镜的参量，即菲涅耳透镜部分参量( $N, L, f_{\text{diff}}$ )和折射透镜部分参量(球面曲率半径  $r'$ 、 $f_{\text{ref}}$ )，如表 1 所示。

表 1 单声透镜和混合声透镜的设计参量

Table 1 Parameters for the design of single acoustic lens and hybrid acoustic lens

$r/\text{mm}$	$N$	$L$	$f_{\text{diff}}/\text{mm}$	$r'/\text{mm}$	$f_{\text{ref}}/\text{mm}$
40	2	4	162	90	202.5

根据以上参量，我们模拟得到有一定带宽点声源的中心波长声波经过传统单声透镜后像面上的点扩展函数三维图(图 2)，考虑色差影响，此点声源经过单声透镜后像面上的点扩展函数三维图如图 3 所示，同样考虑色差影响，此点声源经过我们设计的混合声透镜后像面上的点扩展函数三维图如图 4 所示(图中坐标为计算机自动归一化坐标)。

通过图 2 和图 3 的比较，我们可以看出，因点声源带宽引起的轴向色差使点扩展函数发生明显弥散，将造成成像分辨力的降低。通过图 3 和图 4 的比较，我们可以看出，我们设计的折/衍射混合声透镜大大降低了因带宽引起轴向色差的影响，使点扩

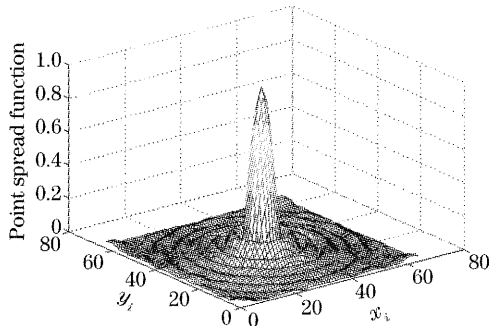


图 2 理想点脉冲经单声透镜点扩展函数图

Fig. 2 The point spread function simulation of single-frequency point source through single acoustic lens

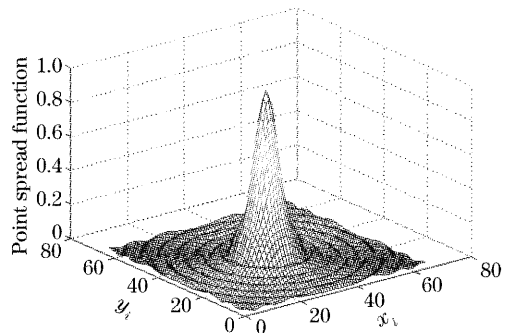


图 3 宽频点声源经单声透镜点扩展函数图

Fig. 3 The point spread function simulation of wideband point source through single acoustic lens

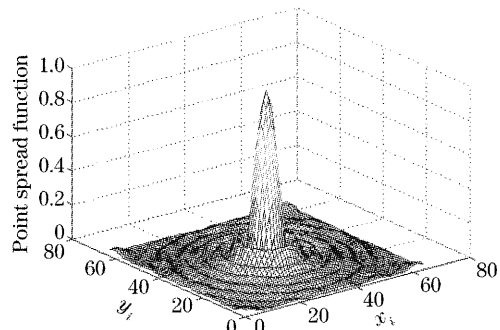


图 4 宽频点声源经混合声透镜点扩展函数图

Fig. 4 The point spread function simulation of wideband point source through hybrid acoustic lens

展函数的弥散明显改善，大大提高了成像的分辨力。可见，折/衍射混合声透镜在消轴向色差方面是极有优势的。

从上面的三个图不能清楚看出点扩展函数的中心弥散程度及其改善情况，我们提高精度后取其归一化的中心切面二维图进行比较如图 5 所示，可以清楚看出有一定带宽的点声源经过我们设计的折/衍射混合声透镜后弥散斑(图中实线)明显小于此点声源经过单声透镜后的弥散斑(图中星划线)。

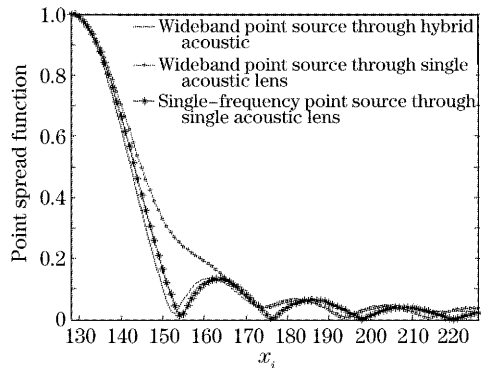


图 5 归一化的二维比较图

Fig. 5 Normalized 2-dimensional comparison figure

## 参 考 文 献

- 1 Wang Xueding, Pang Yongjiang, Ku Geng *et al.*. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain [J]. *Nature Biotechnology*, 2003, **21**(7): 803~806
- 2 I. G. Calasso, W. Craig, G. J. Diebold. Photoacoustic point source[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2001, **86**(16): 3550~3553
- 3 X. D. Wang, G. Ku, M. A. Wegiel *et al.*. Noninvasive photoacoustic angiography of animal brains in vivo with near-infrared light and an optical contrast agent[J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(7): 730~732
- 4 C. G. A. Hoelen, F. F. M. Mul, R. Pongers *et al.*. Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue[J]. *Opt. Lett.*, 1998, **23**(8): 648~650
- 5 A. A. Karabutov, E. V. Savateeva, N. B. Podymova *et al.*. Backward mode detection of laser-induced wide-band ultrasonic transients with optoacoustic transducer[J]. *J. Appl. Phys.*, 2000, **87**(4): 2003~2014
- 6 Zeng Yaguang, Xing Da, Fu Hongbo *et al.*. Signal process of photoacoustic tomography[J]. *Chin. J. Lasers*, 2005, **32**(1): 97~100 (in Chinese)  
曾亚光, 邢 达, 傅洪波 等. 光声层析成像的信号处理[J]. 中国激光, 2005, **32**(1): 97~100
- 7 C. G. A. Hoelen, F. F. M. de Mul. Imaging reconstruction for photoacoustic scanning of tissue structures [J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(31): 5872~5883
- 8 Bangzheng Yin, Da Xing, Yi Wang *et al.*. Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(7): 1339~1346
- 9 Y. V. Zhulina. Optimal statistical approach to optoacoustic image reconstruction[J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(32): 5971~5977
- 10 K. O. Kostli, P. C. Beard. Two-dimensional photoacoustic imaging by use of Fourier-transform image reconstruction and a detector with an anisotropic response[J]. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(10): 1899~1908
- 11 Geng Ku, Xueding Wang, George Stoica *et al.*. Multiple-bandwidth photoacoustic tomography [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(7): 1329~1338
- 12 Xu Xianfeng, Tang Zhilie, Wang Jie *et al.*. Studies on acoustical lens imaging of photoacoustic signal [J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9): 1105~1109 (in Chinese)  
徐险峰, 唐志列, 汪 洁 等. 光声信号的声透镜层析成像研究 [J]. 光学学报, 2003, **23**(9): 1105~1109
- 13 J. J. Niederhauser, M. Jaeger, M. Frenz. Real-time three-dimensional optoacoustic imaging using an acoustic lens system [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2004, **85**(5): 846~848
- 14 Zhao Liping, Wu Minxian. Study on the design of the hybrid singlet to replace the refractive doublet [J]. *Acta Optica Sinica*, 1998, **18**(2): 223~227 (in Chinese)  
赵丽萍, 邬敏贤. 折衍混合单透镜替代双胶合望远物镜的设计研究 [J]. 光学学报, 1998, **18**(2): 223~227
- 15 Zhang Huijuan, Wang Zhaoqi, Li Fengyou *et al.*. The study of the hybrid refractive-diffractive singlet in the eyepiece [J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(2): 236~239 (in Chinese)  
张慧娟, 王肇圻, 李凤友 等. 折/衍混合单透镜在目镜中的应用研究 [J]. 光学学报, 2003, **23**(2): 236~239
- 16 Jin Guofan, Yan Yingbai, Wu Minxian *et al.*. *Binary Optics* [M]. Beijing: Industry of National Defence Press, 1998. 89~92, 188~191 (in Chinese)  
金国藩, 严瑛白, 邬敏贤 等. 二元光学 [M]. 北京: 国防工业出版社, 1998. 89~92, 188~191
- 17 Tan Yi, Xing Da, Wang Yi *et al.*. Influence of bandwidth of ultrasonic transducer on photoacoustic imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(1): 40~44 (in Chinese)  
谭 毅, 邢 达, 王 毅 等. 超声换能器带宽对光声成像的影响 [J]. 光学学报, 2005, **25**(1): 40~44
- 18 Du Gonghuan, Zhu Zhemin, Gong Xiufen *et al.*. *Acoustics Foundation* [M]. Nanjing: Nanjing University Press, 2001. 214~217 (in Chinese)  
杜功焕, 朱哲民, 龚秀芬. 声学基础 [M]. 南京: 南京大学出版社, 2001. 214~217
- 19 Yu Daoyin, Tan Hengying. *Engineering Optics* [M]. Beijing: Mechanism and Industry Press, 2003. 279~281 (in Chinese)  
郁道银, 谈恒英. 工程光学 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2003. 279~281
- 20 G. Wade. *Acoustical Imaging* [M]. Shanghai Jiaotong University Acoustical Holographic Lab Transl.. Beijing: Industry of National Defence Press, 1981. 153~156 (in Chinese)  
韦 德. 声成像 [M]. 上海交通大学声全息研究室译. 北京: 国防工业出版社, 1981. 153~156
- 21 Liu Zhijun, Lü Baida. Focusing of ultrashort pulsed Gaussian beams by a lens [J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, **24**(6): 798~802 (in Chinese)  
刘志军, 吕百达. 超短脉冲高斯光束通过透镜的聚焦特性 [J]. 光学学报, 2004, **24**(6): 798~802