

文章编号: 0253-2239(2003)09-1105-5

# 光声信号的声透镜层析成像研究\*

徐险峰 唐志列 汪 洁 陈更生  
(华南师范大学物理系, 广州 510631)

**摘要:** 提出了一种用声透镜实现光声层析成像的新模式。从理论上计算出了声透镜的响应, 测出了已知声场中标准物像面处的声场分布。考虑到圆形活塞振源的指向性, 对代表物成像进行了理论修正, 并与实验结果做了对比分析。研究表明, 利用声透镜可以实现光声层析成像, 并经图像重构得到了生物组织中异物的光声图像, 横向、纵向分辨力较高。

**关键词:** 信息光学; 光声层析成像; 光声效应; 声透镜  
中图分类号: O433 文献标识码: A

## 1 引 言

光声学研究的是物质吸收一强度随时间变化的光束, 被时变加热经无辐射去激励产生声信号的现象<sup>[1~3]</sup>。光声技术是一种高灵敏度的无损检测技术, 在生物、医学等领域应用十分广泛。它可以将局域性辐射吸收的光信息转换成可测量的声信号, 因为生物组织的局域性辐射吸收与其病理状态紧密相关, 依吸收辐射后产生的声压信号, 反演能量吸收密度的空间分布, 就可实现光声信号的功能成像。又因生物组织各部分的光学特性参量差别较大, 故光声信号所携带的信息量非常丰富, 而传统的成像手段仅依赖组织某方面特性的变化, 但在特殊情况下, 这种特性的变化并不明显, 无法准确判断, 如 X 射线成像判断骨折的愈合初期。光声信号结合了光、声的特点, 利用它来成像, 就可获得大视野的、分辨力高的、对比度明显的层析图像<sup>[4]</sup>。近几十年来, 该技术成为光声领域的一大研究热点<sup>[5~15]</sup>, 尤其在对强散射物质(如生物组织)的非侵入性层析成像方面呈现出显著的优势。目前已有多种光声成像方法: 相敏探测、相控聚焦、类似计算机层析的图像重组、阿达玛(Hadamard)变换及传统的傅里叶变换技术<sup>[16]</sup>等。本文提出了一种用声透镜对光声信号进行二维成像的新方法, 并系统地分析了声透镜成像特点, 其原理直观, 纵、横向分辨力较高, 具有广泛的应用前景。

## 2 数值计算和实验分析

### 2.1 声透镜的响应

为了将数值计算与实验结果相比较, 本文如图 1 所示组建实验系统。

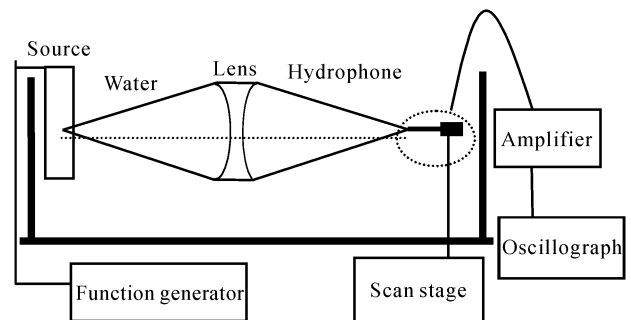


Fig. 1 Experimental system

实验时, 在半径为 15 mm, 中心频率约为 1.8 MHz 的压电陶瓷片上加频率为 1.8 MHz 的正弦激励信号(相当圆形活塞振源), 产生的声波照射在一个带有小孔的板上。板上的小孔代表物体, 板近似是不透声的。声透镜用有机玻璃加工, 半径  $r$  为 20 mm, 在水中的焦距约为 50 mm。小孔距振源为 250 mm, 距声透镜为 100 mm。水听器沿过小孔、声透镜中心的轴线移动, 找出声压的最大位置, 然后过该位置水平扫描水听器, 每隔 0.5 mm 记录一次水听器的输出电压。

在近轴近似的条件下, 定义如下参量: 小孔处的声场振幅为  $U_0(x_0, y_0)$ ; 探测平面上声场振幅为  $U_i(x_i, y_i)$ ; 声透镜的孔径函数为  $P(x, y)$ ; 声波波长为  $\lambda$ ; 设小孔距声透镜前平面为  $d_0$ , 则将在声透镜后  $d_i$  处形成一个像<sup>[17]</sup>, 依基尔霍夫衍射理论有

\* 广东省自然科学基金团队(015012)资助课题。

E-mail: tangzhl@scnu.edu.cn

收稿日期: 2002-12-05; 收到修改稿日期: 2003-03-04

$$U_i(x_i, y_i) = -\frac{1}{\lambda^2 d_i d_0} \exp[jk(d_i + d_0)] \exp\left(j \frac{k}{2} \frac{x_i^2 + y_i^2}{d_i}\right) \times \iiint_{-\infty}^{\infty} U_0(x_0, y_0) P(x, y) \times \exp\left[j \frac{\pi}{\lambda} \left(\frac{1}{d_0} + \frac{1}{d_i} - \frac{1}{f}\right) (x^2 + y^2)\right] \times \exp\left[j \frac{k}{2d_0} (x_0^2 + y_0^2)\right] \times \exp\left[-j \frac{2\pi}{\lambda d_0} (x_0 x + y_0 y)\right] \times \exp\left(-j 2\pi \frac{x_i x + y_i y}{\lambda d_i}\right) dx_0 dy_0 dx dy. \tag{1}$$

在选择探测平面时,使其与透镜的距离  $d_i$  满足:  $\frac{1}{d_0} + \frac{1}{d_i} - \frac{1}{f} = 0$ 。弃去常数相位因子,则(1)式变为

$$U_i(x_i, y_i) = -\frac{1}{\lambda^2 d_i d_0} \exp\left(j \frac{k}{2} \frac{x_i^2 + y_i^2}{d_i}\right) \times \iint_{-\infty}^{\infty} \left\{ \iint_{-\infty}^{\infty} U_0(x_0, y_0) \exp\left[j \frac{k}{2d_0} (x_0^2 + y_0^2)\right] \times \exp\left[-j \frac{2\pi}{\lambda d_0} (x_0 x + y_0 y)\right] dx_0 dy_0 \right\} \times P(x, y) \exp\left[-j \frac{2\pi}{\lambda d_i} (x x_i + y y_i)\right] dx dy. \tag{2}$$

如用  $\delta(x_0, y_0)$  函数表示小孔处的声场分布时,则(2)式变为

$$U(x_i, y_i) = \frac{1}{\lambda^2 d_0 d_i} \exp\left[j \frac{k}{2d_i} (x_i^2 + y_i^2)\right] \times \iint_{-\infty}^{\infty} p(x, y) \exp\left[j \frac{2\pi}{\lambda d_i} (x x_i + y y_i)\right] dx dy = \frac{1}{\lambda^2 d_i d_0} \exp\left[j \frac{k}{2d_i} (x_i^2 + y_i^2)\right] F\{P(x, y)\}_{f_x = x_i/\lambda d_i, f_y = y_i/\lambda d_i}, \tag{3}$$

其中:

$$P(x, y) = \begin{cases} 1, & x^2 + y^2 \leq r^2 \\ 0, & \text{other} \end{cases}$$

以上根据声波长是个小量,小孔作理想的点源处理,在近轴近似下,得到点声源的声透镜响应。一个声源可以分解为无数个点声源的集合,每个点源都以其在像面上的共轭像点为中心,产生各自的响应,呈现有一定分布的衍射斑,这是声透镜孔径的夫

朗禾费图样,但受到适当加权。所有响应的相干叠加,就形成像平面上的声场分布。声透镜的作用就是把物面上点源的集合,变为像面上衍射斑的集合。透镜孔径大小限制了有效成像频谱的大小。在图 1 所示的实验条件下,像点处声场分布的数值计算结果和实验所测,如图 2 所示,两者稍有不同,因为小孔毕竟不是理想的点源,声场也并非自由边界,对声场分布有一定的影响。

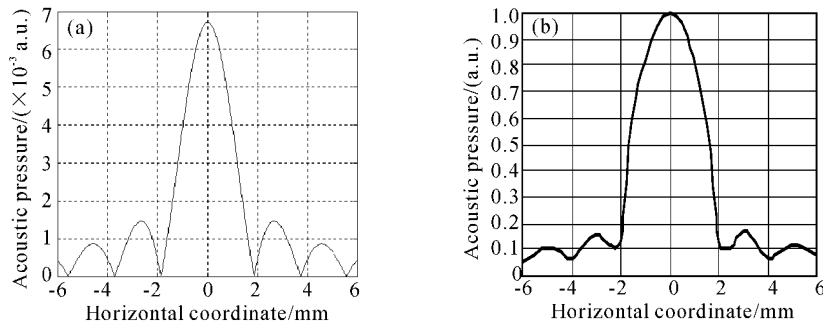


Fig. 2 (a) Calculated result of dot acoustic source; (b) Experimental result of dot acoustic source

### 2.2 声场中代表物的成像分析

同上实验条件,代表物体的为板上相隔为 4 mm、排成一直线的三个小孔,实验测得像面处的声场分布如图 3(a)所示,因圆形活塞振源的声场分布是有指向性的,指向性函数为<sup>[18]</sup>

$$D_i = \frac{P(\theta)}{P(0)} = \frac{2J_1(kr \sin \theta)}{kr \sin \theta}, \tag{4}$$

其中  $k = 2\pi/\lambda$ ,  $\theta$  为辐射角,  $J_1$  为一阶贝塞尔函数,  $r$  为振源的半径(说明圆形活塞振源的声场不是球面分布)。因此必须讨论三个小孔处的声场分布,并对之进行修正。轴外小孔处的声压与轴上的比为

$$D_i = \frac{P(\theta)}{P(0)} = \frac{2J_1(1.884)}{1.884} = 0.6173,$$

得到修正后的声场分布如图 3(b)所示,对比图 3(a)

和图 3(b)可知,经指向性修正后与理论结果相当。

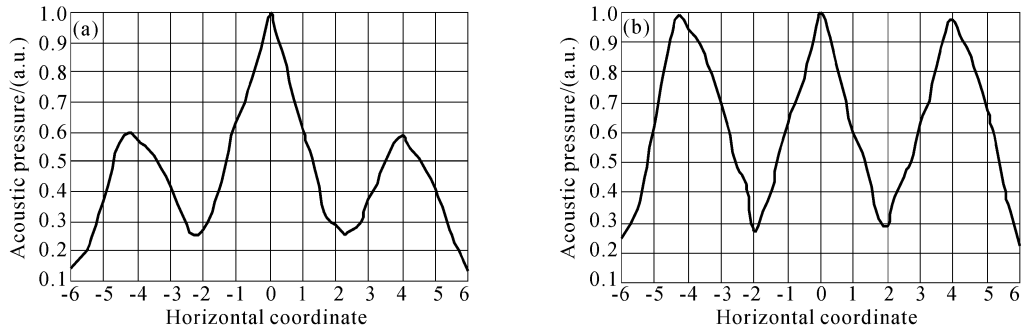


Fig. 3 (a) Experimental result of acoustic field; (b) Correctional result of acoustic field

### 3 光声成像

#### 3.1 成像系统

本文以如图 4 所示的实验系统进行光声层析成像。

YAG 激光器(美国 Spectra Physics 公司生产, Model:PRO-230)经倍频后,以发射波长为 532 nm、脉宽为 5 ns 的激光照射样品,产生的光声信号经水耦合由声透镜变换到像面上,像面上作二维扫描的

水听器(英国精密声学有限公司生产, Model: hydrophone booster amplifier 50 kHz~125 MHz)采集信号,该信号经放大器放大送入 Boxcar 积分器(美国 Stanford Research System Inc. 公司生产, Model:SR250),由示波器(Model:TDS220)监视光声信号和采样门,并将积分后的信号经采集卡(ADC, Model: Advantech PCL-818HG)送入计算机。采集及图像重构的程序用 Visual C++6.0 编写,经计算机处理后,自动完成。

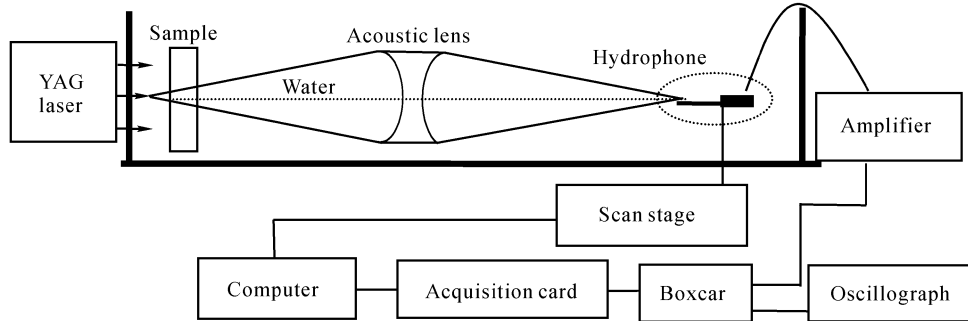


Fig. 4 Photoacoustic imaging system

#### 3.2 层析成像的实现

根据傅里叶成像原理,物面上各点所产生的光声信号,经具有二维成像能力的声透镜变换后,在像面上形成不同的像点,物与像之间一一对应。这样在像面上水听器做二维扫描,就可以获得某一物面的二维图像。由于不同物面产生的光声信号到达像面的时间各不相同,如图 5 为前后相距约 5 mm 的两个物面上的两个物点(都在光轴上的两黑色吸收体)所产生的光声信号,从图上可看出:两吸收体产生的光声信号在时域上被分开,相隔约 3.2 μs(光声信号在水中的传播速度约为 1.5 mm/μs)。如选取 Boxcar 采样门(门宽取 30 ns)的延时与第一物面产生的光声信号至水听器的延时相等,固定延时让水听器扫描,就可得到第一个物面的光声图像。同理,改变

Boxcar 采样门的延时,使其与第二物面的延时相等,并扫描水听器,就能获得第二个物面的光声图像。

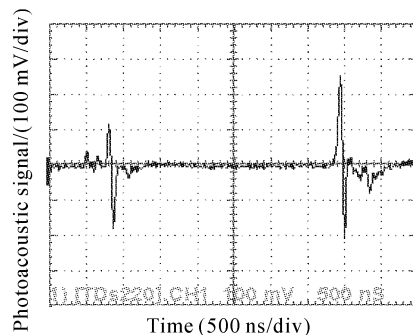


Fig. 5 Photoacoustic signal

#### 3.3 图像重构

物面上各点产生的光声信号经声透镜变换到像

面上对应的点。水听器在像面上逐点扫描,采集到各点的信号强弱。所得的信号经数据采集卡模/数转换为数字量,除去少数奇异的极大值和极小值,反演出物面的分布。我们采用 256 色显示模式,找出电压数字量的最大值  $V_{\max}$  及最小值  $V_{\min}$ ,利用公式

$$C = \frac{V - V_{\min}}{V_{\max} - V_{\min}} \times 255, \quad (5)$$

可将电压数字量调整为 0 ~ 255 的范围。在 Windows98 操作系统中,直接调用像素函数,按电压值 0 ~ 255 相对应的灰度在屏幕上显示,并以 MIC 格式或 BMP 格式保存。

### 3.4 实验结果及分析讨论

我们用图 4 所示的实验系统进行了层析成像的实验研究。把直径约 1 mm 的小碳片排成长约 4 mm 的直线,埋在 6 mm 深的猪肉内作为成像物体。用能量为 10 mJ 脉冲激光从前表面进行照射,水听器在声透镜的像面上(像距约 2 倍焦距)作二维扫描,能分辨猪肉内小碳片的图像如图 6 所示。然后调节 Boxcar 采样门的延时时间,可以获得另一层面的图像。图 7 为在 Boxcar 的采样门的延时时间后移 150 ns 后所获得的图像,由图 7 可见,图像中已没有任何图像信息。

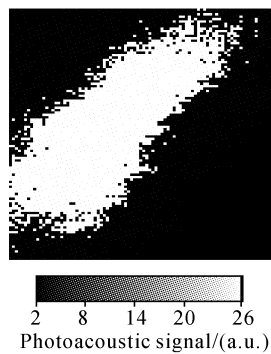


Fig. 6 Photoacoustic image

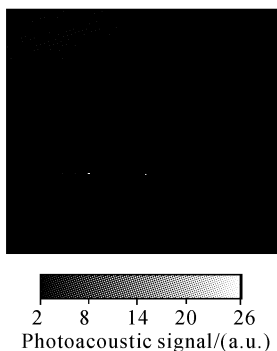


Fig. 7 Photoacoustic image

为了研究声透镜成像方法的横向分辨力,我们

在猪肉内同一物面上埋入两个小圆碳片,直径约 1 mm,碳片间隔可以改变。我们发现当两个小碳片的间距小于 4 mm 时,两个像点不能被分辨。因此,声透镜成像方法的横向分辨力达 4 mm。

声透镜层析成像的纵向分辨力取决于脉冲光声信号的脉宽与组织中声速的乘积,也就是说,前后两个物面上两个物点的光声信号,在时域上能被分辨开的最小时间间隔为一个脉冲宽度。在我们的实验中,光声信号的脉宽约为 300 ns,故纵向分辨力达 0.45 mm。

**总结** 本文系统地研究了声透镜成像的特点,测出了代表物像面处的声场分布。经过修正的结论与实验结果基本一致。并依光声效应产生的声波具有波动性,利用声透镜实现了生物组织中异物的光声成像,横向、纵向的分辨力都较高。如进一步增大声透镜的孔径,校正像差和色差,就可得到分辨力更高的光声图像,为科研和医疗诊断提供更多有价值的信息。

### 参 考 文 献

- 1 Rosencwaig A. *Photoacoustic and Photoacoustic Spectrum* (光声学和光谱学). Beijing: Science Press, 1986. 7~125 (in Chinese)
- 2 Chen Xianfeng, Zhou nan, Zhang Shuyi *et al.*. Theory and experiments on the photoacoustic effect in three-layer solids. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 1997, **17**(9): 1195~1201
- 3 Liu Fangxin, Hu Keliang, Wang Yinsheng. Research on FT-IR-PAS spectra of nanocrystal  $ZrO_2$ . *Acta Optica Sinica* (光学学报), 1994, **14**(7):692~695
- 4 Huang D, Swanson E A, Lin C P *et al.*. Optical coherence tomography. *Science*, 1991, **254**(5035):1178~1181
- 5 Hebden J C, Wong K S. Time-resolved optical tomography. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4):372~379
- 6 Knüttel A, Schmitt J M. Spatial localization of absorbing bodies by interfering diffusive photo-density waves. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4):381~389
- 7 Fateley W G, Hammakr R M, Paukstelis J V *et al.*. Application of a two-dimensional Hadamard encoding mask for the image of thin-layer chromatography plates by laser-induced fluorescence or surface-enhanced Raman scattering and for use with a photoacoustic detector to generate three-dimensional photoacoustic images. *Appl. Spectroscopy*, 1993, **47**(9):1464~1470
- 8 Hoelen C G A, Pongers R, Dekker A *et al.*. Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue. *Opt. Lett.*, 1996, **23**(8):648~650
- 9 Kruger *et al.* R A. Photoacoustic ultrasound (PAUS) reconstruction tomography. *Med. Phys.*, 1995, **22**(10): 1605~1609

- 10 Calasso Irio G, Walter Craig, Diebold J. Photoacoustic point source. *Phys. Rev. Lett.*, 2001, **86**:3550~3553
- 11 Liu P Y. The P-transform and photoacoustic images. *Phys. Med. Biol.*, 1998, **43**:667~674
- 12 Paltauf G, Viator J A, Prahl S A *et al.*. Iterative reconstruction method for three-dimensional optoacoustic imaging. *Proc. SPIE*, 2001, **4256**:138~145
- 13 Erel Granot, Aner Lev, Zvi Kotler *et al.*. Detection of inhomogeneities with ultrasound tagging of light. *J. Opt. Soc. Am. (A)*, 2001, **18**(8):1962~1967
- 14 Magdalena C Pilatou, Roy G M, Kolkman Erwin Hondebrink *et al.*. Photoacoustic imaging of blood perfusion in tissue and phantoms. *Proc. SPIE*, 2001, **4256**:28~33
- 15 Frenz M, Kostli K P, Paltauf G *et al.*. Reconstruction technique for optoacoustic imaging. *Proc. SPIE*, 2001, **4256**:130~137
- 16 Coufal H, Moller U, Schmeider S. Photoacoustic image using a Fourier transform technique. *Appl. Opt.*, 1982, **21**(13):2339~2343
- 17 Wade G. *Acoustical Imaging Cameras, Microscopes, Phased Arrays and Holographic Systems*. Pleum Press, 1976
- 18 Morse P M, Ingard K U. *Theoretical Acoustics*. McGraw-Hill, 1968

## Studies on Acoustic Lens Imaging of Photoacoustic Signal

Xu Xianfeng Tang Zhilie Wang Jie Chen Gengsheng

(Department of Physics, South China Normal University, Guangzhou 510631)

(Received 5 December 2002; revised 4 March 2003)

**Abstract:** A new photoacoustic tomographic imaging mode by using acoustic lens directly imaging is put forward, acoustic lens response is figured out and distribution of criterion sample at image plane in a known sound field is measured. Considering sound resource point of cylinder piston, a theoretical correction to sample imaging is carried out and the results are analysed. Investigation indicates that it is feasible for photoacoustic tomographic imaging by acoustic lens. By picture reconstruction, the images of eyewinker in tissue are obtained. The axial resolution and transverse resolution are very high.

**Key words:** information optics; photoacoustic tomographic imaging; photoacoustic effect; acoustic lens