

基于样品及点源光声信号逆卷积的光声成像方法

王 毅, 邢 达, 曾亚光

(华南师范大学激光生命科学研究所, 广州 510631)

摘要: 光声成像是一种新的生物组织成像方法, 在目前的光声成像中, 都是通过样品光声信号和超声探测器的脉冲响应来计算样品光吸收的投影, 但是由于无法获得超声探测器较准确的脉冲响应, 影响重建图像质量。提出一种新的计算样品光吸收投影的方法, 从理论上给出了样品光吸收投影和样品及点源光声信号的关系, 由样品及点源光声信号的逆卷积可直接计算样品光吸收的投影, 点源光声信号通过聚焦入射激光直接测得。试验结果显示, 重建图像和样品的相对位置、形状及尺寸完全吻合, 成像系统空间分辨率达到 0.3 mm, 证明这是一种有效的光声成像方法。

关键词: 光声成像; 脉冲响应; 点源; 逆卷积

中图分类号: R318

1 引 言

光声成像是一种新的生物组织成像方法, 在近几年引起了广泛的关注^[1-5]。对于正常组织和肿瘤组织, 超声成像、MRI 及 X 射线成像的对比度通常远小于 1, 而光学对比度一般为 1~5^[6], 但是由于组织对光的强散射造成纯光学成像的低灵敏度和低分辨率。光声成像结合了组织光学成像和组织超声成像的优点, 利用短脉冲激光照射生物样品, 肿瘤组织因有较强的吸收而产生膨胀, 产生超声, 由于组织对超声的衰减和散射远小于组织对光的衰减和散射, 用宽带超声探测器检测超声来代替光学成像中检测散射光子, 光声成像可以产生高对比度、高分辨率的组织影像^[7]。

目前主要的光声成像方法包括: (1) Kruger^[8]的逆三维 Radon 变换; (2) Frenz^[9]的傅里叶变换; (3) Wang^[10]的基于解析解的重建方法。这些重建方法都是通过样品光声信号及超声探测器的脉冲响应来计算实际的声压, 再计算出样品光吸收的投影来进行重建, 但是由于实验中很难产生短脉冲的超声, 所以无法获得探测器较准确的脉冲响应, 而影响重建图像质量。在本文中, 提出了一种新的基于样品及点源光声信号逆卷积的光声成像方法, 从理论上给出了样品光吸收投影和样品及点源光声信号的关系, 通过样品光声信号和点源光声信号的逆卷积可直接计算出样品光吸收的投影, 点源光声信号通过聚焦入射激光直接检测到, 不需要考虑超声探

测的脉冲响应。试验结果显示, 重建图像和样品的相对位置、形状及尺寸完全吻合, 成像系统空间分辨率达到 0.3 mm, 证明这是一种有效的光声成像方法。

2 理 论

2.1 光声成像的基本理论

当用短脉冲激光照射吸收体时, 吸收体吸收光能量引起升温, 升温导致热膨胀而产生超声, 这就是光声效应, 光声效应给出了样品光吸收分布和超声的关系, 所以样品的光吸收分布可通过检测超声进行重建。

设入射激光的时间分布函数为 $I(t)$, 并假定入射激光均匀地照射到样品, 光强为 I_0 , 样品的光吸收系数分布为 $A(\mathbf{r})$, 则在空间 \mathbf{r} 处产生的声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 满足方程^[10]:

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial H(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (1)$$

收稿日期: 2003-11-24

基金项目: 国家重大基础研究前期专项 (2002CCC00400), 国家自然科学基金面上项目 (60378043) 和广东省自然科学基金团队项目 (015012)

通讯作者: 邢达, 电话: (020) 85210089,

E-mail: xingda@scnu.edu.cn

$$H(\mathbf{r},t)=A(\mathbf{r})I_0I(t) \quad (2)$$

方程(1)中, β 是等压膨胀系数, c 是声速, C_p 为比热, 方程(1)、(2)的解为^[10]:

$$p(\mathbf{r},t)=\frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|} \left. \frac{\partial H(\mathbf{r}',t')}{\partial t'} \right|_{t'=t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|}{c}} \quad (3)$$

设激光的脉宽为 τ , 当 τ 较小时, 方程(3)可近似为^[11]:

$$p(\mathbf{r},t) \approx \frac{\beta I_0 c}{4\pi C_p} \tau \frac{d}{dt} \iiint_{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|=ct} A(\mathbf{r}') \frac{d\mathbf{r}'}{ct} \quad (4)$$

方程(4)可写为:

$$S(\mathbf{r},t)=\frac{4\pi C_p \tau}{\beta I_0 c} \int_0^t p(\mathbf{r},t') dt' = \iiint_{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|=ct} A(\mathbf{r}') d\mathbf{r}' \quad (5)$$

方程(5)类似三维 Radon 变换, 不同的是方程(5)中的积分是沿着球面进行的, $S(\mathbf{r},t)$ 即为样品光吸收的投影。

由于超声探测器为有限带宽, 设探测器测到的光声信号为 $p'(t)$, 则有:

$$p'(t)=p(t)*h(t) \quad (6)$$

$h(t)$ 是探测器的脉冲响应, $*$ 表示卷积。

用这种方法进行光声成像时, 必须首先测得探测器的脉冲响应, 通过逆卷积计算出实际的声压, 再计算出样品光吸收的投影 $S(\mathbf{r},t)$ 进行重建。由于实验中很难产生短脉冲的超声, 所以无法获得探测器较准确的脉冲响应, 而影响重建图像质量。

2.2 基于样品及点源光声信号逆卷积的光吸收投影计算方法

为了方便, 取探测器的位置为坐标原点, 并去掉方程(3)中的上标, 则方程(3)可写为:

$$p(t)=\frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{d\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|} A(\mathbf{r}) I' \left(t - \frac{|\mathbf{r}|}{c} \right) \quad (7)$$

在球坐标系中, 方程(7)为:

$$p(t)=\frac{\beta}{4\pi C_p} \int \left(\frac{1}{r} \iiint A(r,\theta,\phi) r^2 \sin\theta d\theta d\phi \right) I' \left(t - \frac{r}{c} \right) dr \quad (8)$$

$r=|\mathbf{r}|$, 令 $t'=r/c$ 即激光开始照射的时间定为时间零点, 得到:

$$p(t)=\frac{\beta}{4\pi C_p} \int \left(\frac{1}{t'} \iiint A(ct',\theta,\phi) (ct')^2 \sin\theta d\theta d\phi \right) I'(t-t') dt' \quad (9)$$

方程(9)可以写为:

$$p(t)=\left(\frac{1}{t} \iiint A(ct,\theta,\phi) (ct)^2 \sin\theta d\theta d\phi \right) * I'(t) \quad (10)$$

令 $h(t)$ 表示探测器的脉冲响应, 则检测到的样品的光声信号 $p'(t)$ 为:

$$p'(t)=p(t)*h(t) \\ = \left(\frac{1}{t} \iiint A(ct,\theta,\phi) (ct)^2 \sin\theta d\theta d\phi \right) * I'(t) * h(t) \quad (11)$$

当吸收体为一个点源时, 产生的声压 $p_{\text{point}}(t)$ 为^[12]:

$$p_{\text{point}}(t)=k \frac{1}{r_0} I'(t - \frac{r_0}{c}) \quad (12)$$

r_0 是点源到场点之间的距离, k 为由点源的吸收及入射激光参数确定的系数, 则通过同样的超声探测器检测到的点源的光声信号 $p'_{\text{point}}(t)$ 为:

$$p'_{\text{point}}(t)=k \frac{1}{r_0} I'(t - \frac{r_0}{c}) * h(t) \quad (13)$$

根据卷积运算的性质可得^[13]:

$$p_0(t)=p'_{\text{point}}(t + \frac{r_0}{c}) = k \frac{1}{r_0} I'(t) * h(t) \quad (14)$$

由方程(11)和(14), 得到方程(15)、(16):

$$p'(t)=p(t)*h(t) \\ = \frac{r_0}{kt} \left(\left(\iiint A(ct,\theta,\phi) (ct)^2 \sin\theta d\theta d\phi \right) * p_0(t) \right) \quad (15)$$

$$\iiint_{|\mathbf{r}|=r_0} A(\mathbf{r}) d\mathbf{r} = \iiint A(ct,\theta,\phi) (ct)^2 \sin\theta d\theta d\phi \\ = \text{IFFT} \left(\frac{P'(\omega)W(\omega)}{P_0(\omega)} \right) \frac{tk}{r_0} \quad (16)$$

$P'(\omega)$ 和 $P_0(\omega)$ 分别是 $p'(t)$ 和 $p_0(t)$ 的傅里叶变换, $W(\omega)$ 是窗函数。

方程(15)、(16)给出了样品和点源光声信号及样品光吸收投影之间的关系, 用方程(15)、(16)可以直接计算样品光吸收的投影, 而不需要知道超声探测器的脉冲响应, 通过聚焦入射激光产生一个点源吸收体, 可直接测到 $p'_{\text{point}}(t)$, 再根据点源到探测器之间的距离 r_0 , 进行时间平移即可得到 $p_0(t)$ 。

3 试验和讨论

试验装置如图1所示, 样品和水听器置于水中, 样品固定于旋转平台, 由步进电机驱动, 水听器的灵敏度和横截面直径分别为 930 nV/Pa、1 mm (HP, Precision Acoustics LTD); 用倍频的调 Q-YAG 激光器作为光源, 激光的波长、脉冲宽度及重复频率分别为 532 nm、7 ns、30 Hz, 用一个扩散透镜使激光均匀地照射到样品; 光声信号经放大由示波器 (TDS3032, Tektronix) 接收, 再传给计算机。

首先对本文提出的光吸收投影计算方法进行验

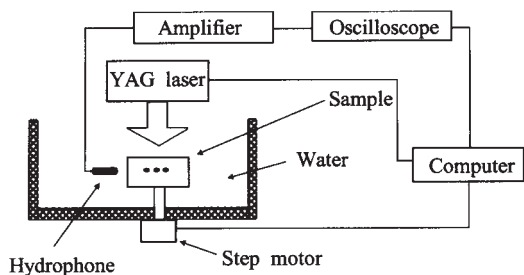


Fig.1 The experimental setup

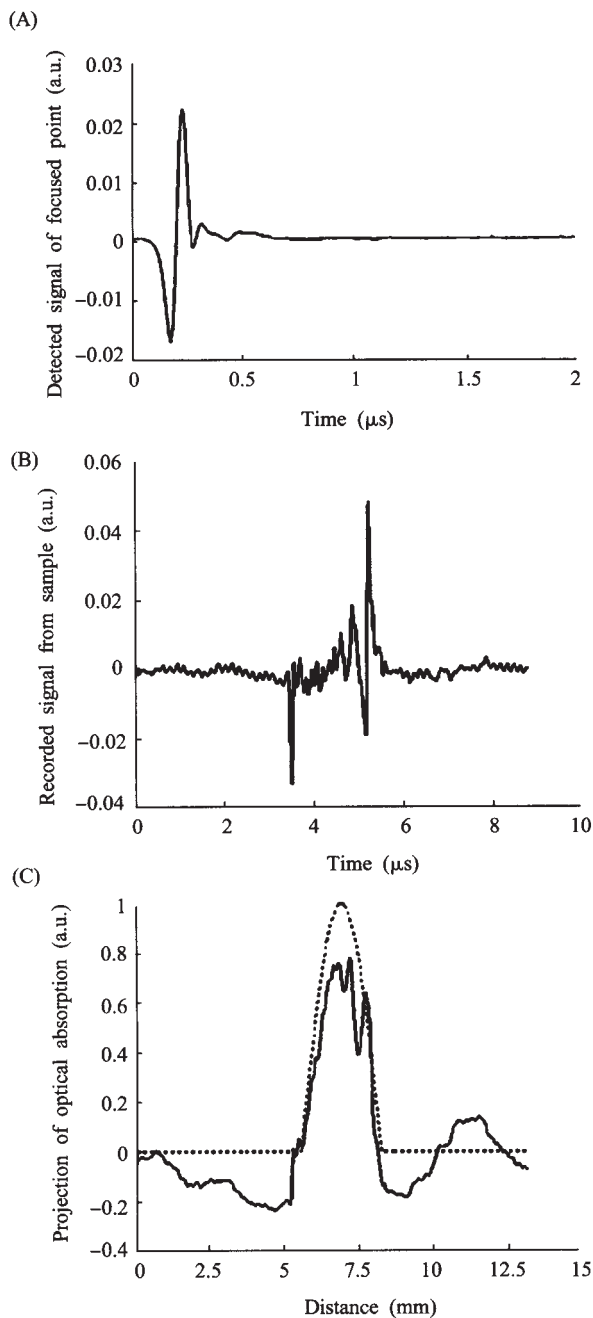


Fig.2 (A) Detected signal of focused point; (B) Detected signal of a thin cylinder with a diameter of 3.5 mm; (C) Projections of the thin cylinder calculated with Eq. (16) (solid line) and with Eq. (5) (dashed line)

证, 用聚焦的激光照射一块染色的琼脂, 测得聚焦点的光声信号如图 2A 所示; 用激光照射一个高为 1 mm、直径为 3.5 mm 染色的琼脂薄圆柱 (激光沿圆柱轴向入射), 测到的光声信号如图 2B 所示; 根据方程(16)计算的光吸收投影如图 2C 中实线所示, 虚线为由方程(5)计算的理论结果, 两者吻合较好。

四个高度为 1 mm、直径为 3.5 mm 染色的琼脂薄圆柱, 埋于一个直径为 3.5 cm 的琼脂圆柱体中, 深度为 5 mm; 样品由水 (100 ml)、琼脂 (3 g)和 Intralipid (5 ml, 20%)混合加热制成。采样频率为 250 MHz, 样品每转动 3.6° 采集一次信号, 根据方程(16)计算样品光吸收投影, 用滤波反投影算法进行重建, 核函数为 SL 滤波函数^[14], 和 CT 中所用的反投影不同, 这里是根据方程(16), 以探测器为圆心, 在不同的弧线上进行反投影。图 3A 为样品横截面的照片, 图 3B 为重建结果, 重建图像和样品的形状、尺寸及相对位置完全吻合。

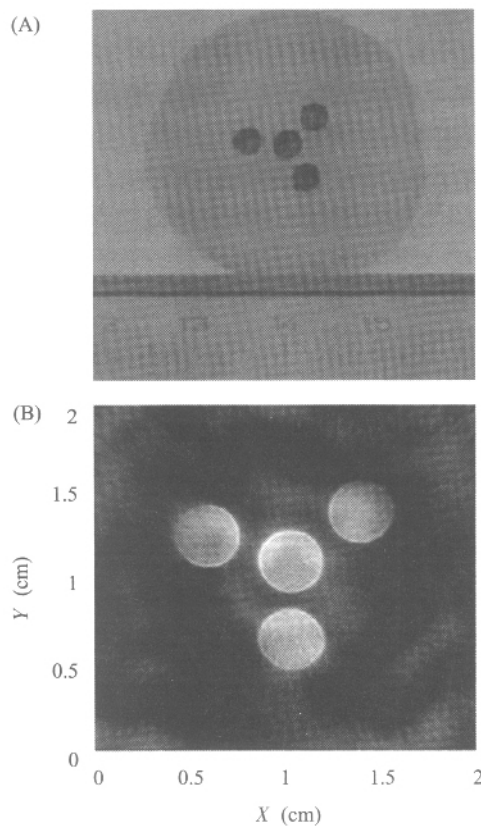


Fig.3 (A) Cross section of the sample; (B) Reconstructed image

图 4 中实线为重建图像 (图 3B) 沿 X=1 cm 处的像素值分布, 图中包括两个吸收体, 有清晰的边缘, 和样品 (用虚线表示) 的边缘完全重合。半

高线和重建图像像素值分布曲线及样品的交点分别为 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 、 B_1 、 B_2 、 B_3 、 B_4 ；当两个吸收体之间的距离小于或等于 $|A_2B_2|$ 和 $|A_3B_3|$ 之和时，两个吸收体将连成一体而不可分辨，所以以半高线和重建图像像素值分布曲线及样品的交点之间的距离 $|A_iB_i|$ (i 表示任意位置) 最大值的两倍定义为成像系统的空间分辨率，以这种方法计算重建图像其他位置的 $|A_iB_i|$ ，最大值小于 0.15 mm，所以成像系统的空间分辨率为 0.3 mm。

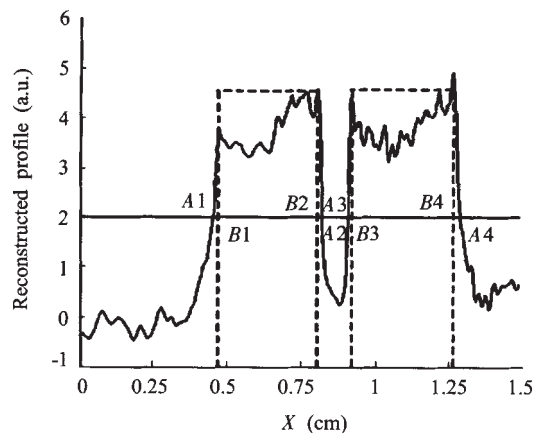


Fig.4 Comparison between a line profile (solid curve) of the reconstructed image (Fig.3B) at $X=1$ cm and the corresponding grayscale profile (dashed curve) of the sample (Fig.3A)

4 结 论

为了克服目前光声成像中必须用超声探测器的脉冲响应来计算实际的声压，但是又无法得到探测器较准确的脉冲响应的问题，本文提出了一种新的计算样品光吸收投影的方法，用样品光声信号和点源光声信号的逆卷积可直接计算出样品光吸收投影，通过聚焦入射激光可直接测出点源光声信号，而不需考虑探测器的脉冲响应。试验结果显示，重建图像和样品的相对位置、形状及尺寸完全吻合，成像系统的分辨率达到 0.3 mm，证明这是一种有效的光声成像方法。

参考文献:

[1] Wang X, Pang YJ, Ku G, Xie XY, Stoica G, Wang LH. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for

structural and functional *in vivo* imaging of the brain. *Nature Biotechnology*, 2003,21(7):803~806

- [2] Kruger RA, Kiser WL, Reinecke DR, Kruger GA. Thermoacoustic computed tomography using a conventional linear transducer array. *Med Phys*, 2002,30(5):856~860
- [3] Xu Y, Xu MH, Wang LHV. Exact frequency-domain reconstruction for thermoacoustic tomography-II: cylindrical geometry. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2002, 21(7):829~833
- [4] Niederhauser JJ, Frauchiger D, Weber HP, Frenz M. Real-time optoacoustic imaging using a Schlieren transducer. *Applied Physics Letters*, 2002,81(4):571~573
- [5] Yao Y, Xing D, Ueda K, Chen Q. Technique for measurement of photoacoustic waves in situ with ultrasound probe beam. *J Appl Phys*, 2003,94(2):1278~1281
- [6] Oraevsky AA, Karabutov AA, Solomatina SV, Savateeva EV, Fleming R, Gatalica Z, Singh H. Laser optoacoustic imaging of breast cancer *in vivo*. In: Oraevsky AA. Proceedings of SPIE. Washington: Soc Photo-Opt Instrum Eng, 2001,4256:6~15
- [7] Esenaliev RO, Karabutov AA, Oraevsky AA. Sensitivity of laser optoacoustic imaging in detection of small deeply embedded tumors. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999,5(4):981~988
- [8] Kruger RA, Kiser Jr WL, Miller KD, Reynolds HE. Thermoacoustic CT: imaging principles. In: Oraevsky AA. Proceedings of SPIE. Washington: Soc Photo-Opt Instrum Eng, 2000,3916:150~159
- [9] Köstli KP, Beard PC. Two-dimensional photoacoustic imaging by use of Fourier-transform image reconstruction and a detector with an anisotropic response. *Applied Optics*, 2003,42(10):1899~1908
- [10] Xu MH, Wang LHV. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2002,21(7):814~822
- [11] Kruger RA, Liu P, Fang Y, Appledorn CR. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-reconstruction tomography. *Med Phys*, 1995,22(10):1605~1609
- [12] Callasso IG, Craig W, Diebold GJ. Photoacoustic point source. *Physical Review Letters*, 2001,86(16):3550~3553
- [13] 冯博琴, 冯岚, 丛臻, 刘鹰. 信号、系统与信号处理. 北京: 机械工业出版社, 2001. 127~128
- [14] 庄天戈. CT原理与算法. 上海:上海交通大学出版社, 1992. 46~47

**PHOTOACOUSTIC IMAGING WITH DECONVOLVING THE DETECTED SIGNALS
OF SAMPLE BY THE DETECTED SIGNAL OF A POINT SOURCE**

WANG Yi, XING Da, ZENG Ya-guang

(Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631, China)

Abstract: Photoacoustic imaging is a potential novel medical imaging technique to image structures in biological tissue. In the current photoacoustic imaging, the photoacoustic signals detected by a wide-band ultrasonic transducer are deconvolved by the impulse response of the transducer to compute the projection of the optical absorption of the sample, and then reconstruct the optical absorption distribution. But it's difficult to get the exact impulse response of the transducer. A relationship between the projections, detected photoacoustic signals of sample and point source are presented, and the projection can be computed with deconvolving the detected signals of the sample by the detected signal of a point source directly, which can be measured by focusing the incident laser. Experiments demonstrate that the reconstructed images agree well with the original sample. The spatial resolution of the system reaches 0.3 mm.

Key Words: Photoacoustic imaging; Impulse response; Point source; Deconvolution