

文章编号: 0258-7025(2005)01-0097-04

光声层析成像的信号处理

曾亚光, 邢 达*, 付洪波, 王 毅

(华南师范大学激光生命科学研究所, 广东 广州 510631)

摘要 报道了采用滤波反投影的光声层析成像的信号处理方法, 为了还原空间位置的光声信号, 声探测器接收到的光声信号和探测器的脉冲响应在频域进行逆卷积处理; 由于光声信号相对于触发时刻的延迟时间就是光声源到探测器的走时, 重建时根据光声信号的延迟时间以及声速的距离, 把速度势信号反投影到与探测器等距离的圆弧上。通过多个角度的反投影, 能够重建出光声源的图像, 但是由于反投影时光声信号投影到没有光声源的地方产生伪迹信号, 模糊了光声源图像的边界, 降低了图像的分辨率和对比度。因此在反投影之前采用 CT 成像中的 R-T 空间滤波函数与光声速度势信号进行卷积处理, 然后再进行反投影成像; 这种方法降低了由反投影带来的伪迹。应用这些处理方法, 获得了埋藏深度为 12 mm 的四个光吸收体的二维光声层析成像。

关键词 激光技术; 光声成像; 滤波反投影; 速度势

中图分类号 Q 631 **文献标识码** A

Signal Process of Photoacoustic Tomography

ZENG Ya-guang, XING Da, FU Hong-bo, WANG Yi

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

Abstract A method of photoacoustic (PA) tomography with the filtered back projection is proposed. For the PA signals of the source, real PA pressures are obtained by deconvoluting the impulse response of the transducer used for detecting the PA signals of samples. The optical absorption distributions of the samples are reconstructed using the filtered back projection with sufficient PA pressures in different directions. The data are filtered with SL (Slion-Line) filter before back projecting. Simulations and experiments were performed to compare the filtered back projection and the direct back projection. The results prove the filtered back projection method is valid for PA imaging. Combining this image method, the two-dimension PA images of four absorbers buried in 12 mm were reconstructed.

Key words laser technique; photoacoustic image; filter back-projection; velocity potential

1 引 言

近年来, 生物组织的光声层析成像受到越来越多的关注。不同生物组织对光的吸收不同。例如, 近红外激光照射下, 癌变组织和周围的正常组织光吸收的差异至少有 5 倍以上^[1~3]。因此生物组织内产生的光声信号反映了组织的光吸收差异, 反映组织代谢和病变特征。应用光声方法对乳腺癌的检测和层析成像成为目前研究的热点^[4~10]。

本文报道光声层析成像的信号处理方法: 探测器接收到的光声信号和探测器的脉冲响应进行逆卷积处理, 得到实际的光声压强; 重建中用 R-T 滤波函数来进行空间滤波, 并详细给出了这个滤波函数在光声图像重建中的处理方法。

2 光声信号处理方法

探测器在空间某一位置接收到的光声信号和光

收稿日期: 2003-08-18; 收到修改稿日期: 2003-12-08

基金项目: 国家重大基础研究前期专项(2002CCC00400)及广东省自然科学基金团队项目(015012)资助课题。

作者简介: 曾亚光(1975—), 男, 湖南湘潭人, 华南师范大学激光生命科学研究所硕士研究生, 主要从事光声成像方面的研究。

* 通信联系人。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

吸收分布的关系可以表达为^[7]

$$\oint_{|r'-r_i|=c_0 t} A(r') dr' = -\frac{4\pi c_p}{\beta I_0 \rho v_0 \tau_0} t \int_0^t p(r_i, \xi) d\xi, \quad (1)$$

方程(1)中 $A(r')$ 表示光吸收量的空间分布, $p(r_i, \xi)$ 为光声压强, c_p 表示定压热容量, β 为热膨胀系数, I_0 为照射激光的强度, ρ 为密度, v_0 为声速, τ_0 为脉冲激光的脉宽。方程(1)的强度对应以探测器为球心, 半径为 $c_0 t$ 的球面上的所有点的光吸收总和, 因此速度势信号就是光吸收分布的投影信号。然而探测器接收后的信号并不是实际的光声信号 $p(r_i, \xi)$, 而是光声信号和探测器的脉冲响应 $h(t)$ 的卷积。为了滤去探测器的脉冲响应, 把光声信号和脉冲响应信号都变换到频域处理, 然后再逆变换得到

$$p(r, t) \approx \text{IFFT} \left[\frac{p(\omega)}{I(\omega)} \right] \left[1 + \cos \left(\frac{\pi \omega}{\omega_c} \right) \right], \quad (2)$$

其中 $p(\omega)$ 和 $I(\omega)$ 分别为探测器接收到的光声信号和探测器的脉冲响应的傅里叶变换, $1 + \cos(\pi\omega/\omega_c)$ 为滤波的窗函数, 由于光声信号主要频段在 500 kHz~10 MHz 附近, 因此必须加窗函数限制, 在实际处理中 ω_c 取为 10 MHz。为了求得实际的光声信号必须测量到探测器的脉冲响应, 通过聚焦透镜把弱激光聚焦到一块黑色的铝板上产生光声信号, 水听器在铝板的背后接收信号, 接收到的光声信号作为探测器的脉冲响应信号。图 1 中分别给出了探测器接收到的光声信号(A); 探测器的脉冲响应信号(B)和光声速度势信号(C)。图 1 中纵坐标表示各种信号的相对强度, 横坐标表示相对于触发时刻的延迟时间。

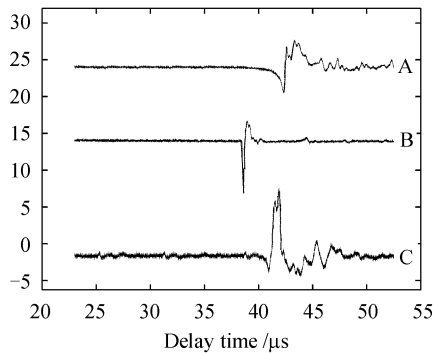


图 1 光声信号(A), 探测器的脉冲响应信号(B)以及处理后的光声速度势信号(C)的波形

Fig.1 Profile of the photoacoustic signal (A), impulse response of the detector (B) and the velocity potential (C)

3 实验方法

实验样品是用 3 g 琼脂粉, 100 g 水和 2 mL 浓

度为 20% 的脂肪乳剂 (intralipit) 溶液加热到 70°C 后在圆形烧杯中冷却凝结而成。样品的有效光散射系数约为 $\mu_s = 5 \text{ mm}^{-1}$ 。样品中埋藏的吸收体是直径为 0.7 mm, 长度大约为 1~1.5 mm 的铅笔芯, 埋藏深度为 12 mm。实验采用的探测器是针状 PVDF 膜水听器 (Precision Acoustics LTD), 其探测灵敏度为 900 nV/Pa, 带宽为 50 kHz~125 MHz, 接收面积直径为 0.5 mm, 探测器在离样品 65 mm 处接收信号。采用的脉冲激光是倍频的调 Q YAG 激光, 波长 532 nm, 脉宽 7 ns, 脉冲的重复频率为 30 Hz。水听器在光束的正对方向的另一侧接收信号, 信号经过前置放大和主放大器后送入数字示波器 (TDS3032, Tektronix, 最高采样率 2.5 GHz, 带宽 300 MHz), 数字示波器将采集到的信号数字化后通过 GPIB 卡传输到计算机并存储。样品固定在旋转平台上, 计算机控制步进电机旋转样品。

4 投影信号的空间卷积

根据公式(1), 某时刻 t 的光声信号的积分(速度势)的强度是以探测器为球心, 半径为 $c_0 t$ 的球面上的所有点的光吸收总和(二维情况是以探测器为圆心, 半径为 $c_0 t$ 圆弧上所有的点的光吸收总和)。图像重建时, 将速度势信号的数值赋给与探测器距离为 $c_0 t$ 的各个点上。通过多个采集位置的信号叠加, 光声源的地方由于叠加的次數多而凸现出来。本文的实验是对二维的光声层析成像, 设 $I(i, j)$ 为成像区域的某点的投影信号

$$I(i, j) = \sum_{k=1}^M \phi(m, l), \quad (3)$$

其中 M 表示总的探测器数目, l 表示与第 m 个探测器的距离, $\phi(m, l)$ 表示第 m 个探测器距离为 l 的速度势信号的强度。这种方法的缺点就是反投影的时候在原来没有光声信号的地方也反投影了信号, 产生了伪迹。

实验中采用 R-T 的滤波函数^[11], 模拟和实际的成像都说明这个滤波函数能有效地抑制光声层析成像中的伪迹, 滤波函数时域的离散表达式为

$$h(n) = \frac{-2}{\pi^2 d^2 (4n^2 - 1)} \quad n = 0, \pm 1, \dots, N_0, \quad (4)$$

其中 d 为采样间距, 它等于采样率的倒数。对于旋转扫描采集的情况, 同时考虑到滤波函数总是对称的, 因此卷积表达为

$$A(n, k) = \phi(n, k) * h(n) = \sum_{l=-N_0}^{N_0} \phi(n+l, k)h(l) \quad (5)$$

$$n = 0, 1, \dots, N_0,$$

其中 $\phi(n, k)$ 为投影信号, n 表示离探测器的距离, N_0 为成像区域总的采样点数, k 表示每次旋转的角度。实验中只采集到 $n = 1$ 到 N_0 的 $\phi(n)$ 信号, 根据方程(5), 在卷积过程中还要用到 $n = -N_0$ 到 -1 和 $n = N_0 - 1$ 到 $2N_0$ 间的 $\phi(n)$ 的值, 因此必须扩充 $\phi(n)$ 。成像中按如下方法扩充: 在 $n = -N_0$ 到 0 之间补以 $\phi(n) = [\phi(1) + \phi(2)]/2$; 在 $n = -N_0 - 1$ 到 $2N_0$ 之间补以 $\phi(n) = [\phi(N_0 - 1) + \phi(N_0)]/2$ 。取平均值是为了减小偶然误差。

5 结果和讨论

为了说明这种处理对于成像的作用, 给出了模拟成像的比较。图 2(a) 中假设一个有一定噪音背景的圆形区域内有一个任意形状的吸收体产生一个局部均匀的光吸收分布。成像中采用了 40 个探测器等角度地分布在圆形区域的边界上接收信号并投影成像。图 2(b) 是直接应用方程(3)成的像。图 2(c) 是应用方程(5)作卷积处理再应用方程(3)成的像。如果继续降低信号和背景的信噪比, 图 2(b) 几乎看不到重建的像, 而图 2(c) 仍能较好地显示图像。

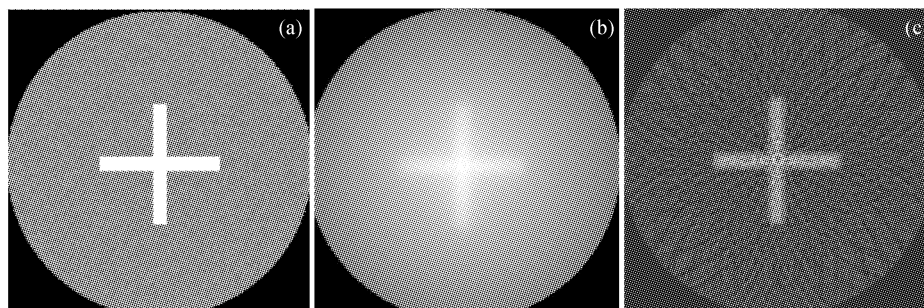


图 2 模拟吸收体的成像结果

Fig. 2 Reconstructed images of the simulation absorber

(a) photo; (b) reconstructed by direct back projection; (c) by filtered back projection

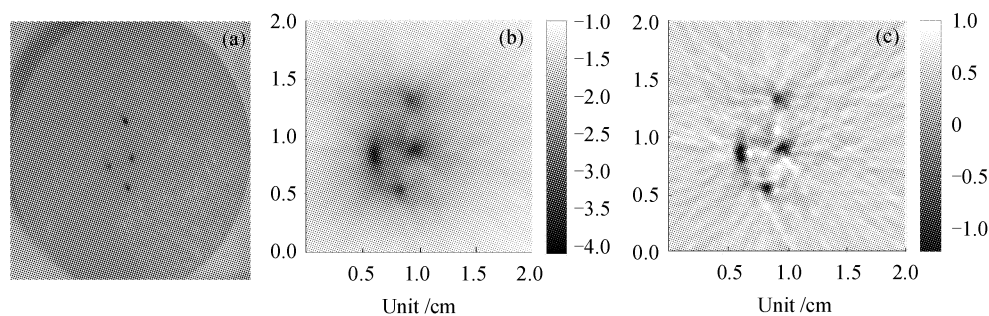


图 3 琼脂中埋藏四个点状光吸收体的光声成像

Fig. 3 Reconstructed images of the four point absorbers buried in agar

(a) photo; (b) reconstructed by direct back projection; (c) by filtered back projection

实验后将吸收体所在的这一层切开后的照片如图 3(a) 所示。图 3(b) 是没有应用卷积处理, 直接应用光声速度势的信号, 根据公式(3)成的像。图 3(c) 是根据卷积函数(5)的方法处理以后的信号再按照方程(3)投影成的像。实际样品是一个直径为 3.2 cm 的琼脂, 为了减少计算量, 成像范围是以旋转中心为对称中心的 $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ 范围, 图像的像素点为 500×500 , 通过对比可以看出, 图 3(b) 的边缘比较模糊, 这和图 2(b) 的模拟结果很相似, 图 3(c)

的图像边缘非常清晰, 以最大信号的 20% 为截断信号, 图像的吸收体的最大尺寸约为 1.5 mm (图像中间的左边的吸收体), 最小为 1.2 mm (图像最上面的吸收体), 成像能较好地对应实际吸收体的尺寸。

由于反投影算法是利用各个探测器信号的叠加, 对总数为 k 个探测器的叠加来说, 图像的信噪比正比于 $\sqrt{k}^{[12]}$, 因此扫描位置越多, 图像的信号强度和信噪比增强, 但投影的位置越多, 重建图像时伪迹也越严重, 因此选择合适的滤波函数是非常重要的。

滤波反投影的重建算法在一些文献中提到过,但没有人给出具体的滤波函数和处理方法,本文给出了滤波函数并给出了详细的信号处理方法,模拟和实验结果说明这种信号处理方法是有效的,获得了很好的成像结果。

参 考 文 献

- 1 J. Kolzer, J. Mitic, J. Otto *et al.*. Measurements of the optical properties of breast tissue using time resolved transillumination [C]. *SPIE*, 1992, **2326**:143~152
- 2 D. Grosenick, H. Wabnitz, H. H. Rinneberg *et al.*. Development of a time-domain optical mammograph and first *in vivo* applications [J]. *Appl. Opt.*, 1999, **38**(13):2927~2943
- 3 Wei Huajiang, Li Xiaoyuan, Wu Guoyong *et al.*. Scattering and absorbing characteristics of human arteries and veins in Kubelka-Munk model at He-Ne laser in vitro [J]. *Chinese J. Lasers*, 2001, **A28**(6):573~576
魏华江, 李晓原, 巫国勇 等. Kubelka-Munk 模型下人血管对 He-Ne 激光的散射与吸收特性[J]. *中国激光*, 2001, **A28**(6): 573~576
- 4 T. O. McBride, B. W. Pogue, Shudong Jiang *et al.*. Initial studies of *in vivo* absorbing and scattering heterogeneity in near-infrared tomographic breast imaging [J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(11):822~824
- 5 Irio G. Calasso, Walter Craig, Gerald J. Diebold. Photoacoustic point source [J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2001, **86**(16):3550~3553
- 6 Christoph G. A. Hoelen, Frits F. M. de Mul. Image reconstruction for photoacoustic scanning of tissue structures [J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(31):5872~5883
- 7 Rober A. Kruger, William L. Kiser, Gabe A. Kruger. Thermoacoustic computed tomography using a conventional linear transducer array [J]. *Med. Phys.*, 2003, **30**(5):856~860
- 8 Xu Xianfeng, Tang Zhilie, Wang Jie *et al.*. Study on acoustic lens imaging of photoacoustic signal [J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9):1105~1109
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
- 9 Yaguang Zeng, Da Xing, Yi Wang *et al.*. Photoacoustic and ultrasonic Co-image with a linear transducer array [J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(15):1760~1762
- 10 Yi Wang, Da Xing, Yaguang Zeng *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**:3117~3124
- 11 Zhuang Tiange. The Principle and Arithmetic of CT [M]. Shanghai: Publishing House of Shanghai Jiaotong University, 1992
庄天葛. CT 的原理和算法[M]. 上海:上海交通大学出版社, 1992
- 12 Feng Dazi, Xu Yuan, Ku Geng *et al.*. Microwave-induced thermoacoustic tomography: Reconstruction by synthetic aperture [J]. *Med. Phys.*, 2001, **28**(22):2427~2430