

基于维纳滤波反卷积的光声成像

卢 涛 李秀娟 毛慧勇 牛群峰 王 莉

(河南工业大学电气工程学院, 河南 郑州 450007)

摘要 为了提高光声成像(PAT)的对比度和分辨率,需对组织样品的光声(PA)信号进行基于探头脉冲响应的滤波反卷积以恢复其频谱特性。对宽带光声信号而言,由于带通滤波的截止频率由人为确定,噪声不能得到有效抑制,很难获得稳定的反卷积结果。针对此问题,提出了基于维纳滤波反卷积的光声成像方法,利用点光声源获得超声探头的脉冲响应。利用维纳滤波抑制反卷积过程中噪声的影响,滤波器参数由离散小波变换(DWT)动态估计,样品光声图像由时域后向投影算法重建。数值模拟与成像实验均表明该方法有效地抑制了噪声对反卷积的影响,提高了光声成像的对比度和分辨率。

关键词 医用光学与生物技术; 光声成像; 反卷积; 维纳滤波

中图分类号 Q334 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS20092907.1854

Photoacoustic Tomography with Wiener Filter Deconvolution Algorithm

Lu Tao Li Xiujian Mao Huiyong Niu Qunfeng Wang Li

(College of Electrical Engineering, Henan University of Technology, Zhengzhou, Henan 450007, China)

Abstract In order to improve contrast and resolution in photoacoustic tomography (PAT), the filtered photoacoustic (PA) signal of tissue phantom was often deconvoluted by transducer impulse response to restore its spectrum. Because the cut-off frequency of band-pass filter was determined manually, it couldn't suppress noise effectively, it was hard to get static deconvolution result. To solve this problem, a Wiener filter deconvolution algorithm was presented. The transducer impulse response was measured by a point photoacoustic source. The noise was suppressed by Wiener filter during deconvolution. The filter's parameter was estimated by discrete wavelet transform (DWT). The photoacoustic image was reconstructed by time domain back projection algorithm. Both numerical simulation and experimental results demonstrated that the noise was suppressed effectively during deconvolution. The imaging contrast and resolution was improved.

Key words medical optics and biotechnology; photoacoustic tomography(PAT); deconvolution; Wiener filter

1 引 言

光声成像(PAT)结合了光学成像和超声成像二者的优点,可对生物组织进行高分辨率和对比度的成像^[1]。光声成像利用短脉冲激光作为激励源照射生物组织,组织内部的光学吸收区域吸收入射光能量后发生绝热膨胀进而辐射超声波,即光声效应(PA effect)^[2,3]。通过对光声信号的检测可重建样品内部的光学吸收分布图像^[4~8]。超声传感器接收到的宽带光声信号(2~25 MHz)是探头脉冲响应与

实际光声信号的卷积,为了提高成像的对比度和分辨率,需对光声信号进行基于探头脉冲响应的滤波反卷积处理以恢复光声信号实际的幅频特性^[9]。对噪声的抑制是获得稳定反卷积结果的关键,常用的频域带通滤波需人为设定滤波截止频率,很难获得稳定的反卷积结果。

提出了一种基于维纳滤波反卷积的光声成像方法。滤波器参数根据光声信号信噪比(SNR)确定;利用小波变换的多分辨分析(MRA)能力对信噪比进行估计;样品光声信号由波长 532 nm 的脉冲激

收稿日期: 2008-10-08; 收到修改稿日期: 2008-11-24

基金项目: 河南省国际科技合作项目(084300510058)和河南工业大学博士基金(2007BS058)资助课题。

作者简介: 卢 涛(1974—),男,讲师,博士,主要从事生物组织光声成像方面的研究。

E-mail: hautlutao@yahoo.com.cn

光激励产生；聚偏二氟乙烯(PVDF)压电膜宽带超声探头以圆周扫描的方式采集模拟生物组织样品的光声信号；样品内部光声图像由时域后向投影算法重建，探头脉冲响应通过点源的光声信号测量。数值模拟与成像实验均表明该方法有效抑制了噪声对反卷积的影响，获得了稳定的反卷积结果，提高了光声成像的分辨率和对比度。

2 理 论

如果激光脉冲的持续时间远小于样品内部的热传导时间，生物组织内部吸收入射光能量产生的热传导可被忽略，其内部光学吸收区发生绝热膨胀进而产生光声信号，在 \mathbf{r} 处产生的声压 $p(\mathbf{r}, t)$ 为^[10]

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

其中 c 为声速，生物组织中 $c = 1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$ ， β 为等压膨胀系数， C_p 为比热， $H(\mathbf{r}, t)$ 为单位时间和体积内生物组织吸收入射激光并转化的热力学能量， $H(\mathbf{r}, t) = A(\mathbf{r})I(t)$ 。 $A(\mathbf{r})$ 为样品的空间光学吸收分布函数， $I(t)$ 为入射激光脉冲强度的时域分布。 $p(\mathbf{r}, t)$ 可进一步表示为^[11]

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{d^3 r'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \cdot \left. \frac{\partial H(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - (|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|/c)}, \quad (2)$$

样品的二维光声图像 $A(\mathbf{r})$ 由时域后向投影算法重建^[11]

$$A(\mathbf{r}) = -\frac{r_0^2}{2\pi\eta c^4} \int_{\varphi_0} d\varphi_0 \left. \frac{1}{t} \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} \right|_{t = |\mathbf{r}_0 - \mathbf{r}|/c}, \quad (3)$$

其中 $\eta = \beta/C_p$ ， \mathbf{r}_0 为探头位置坐标， φ_0 为投影曲线，如图 1 所示。

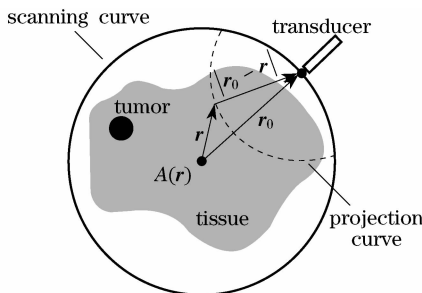


图 1 圆周扫描投影关系

Fig. 1 Circular scan projection scheme

可知探头在 \mathbf{r}_0 处， $|\mathbf{r}_0 - \mathbf{r}|/c$ 时刻探头检测到的光声信号 $p_d(\mathbf{r}, t)$ 是沿投影弧线所有光学吸收点的积分， $p_d(\mathbf{r}, t)$ 可表示为

$$p_d(\mathbf{r}, t) = p(\mathbf{r}, t) * i(t) + \gamma(t), \quad (4)$$

其中 $*$ 表示卷积， $p(\mathbf{r}, t)$ 为不含噪声的理想光声信号， $i(t)$ 为宽带探头的时域脉冲响应， $\gamma(t)$ 为随机白噪声，则对 $p(\mathbf{r}, t)$ 的维纳滤波反卷积估计可表示为

$$\tilde{p}_\lambda(\mathbf{r}, t) = \mathcal{F}_t^{-1} \left\{ \left[P(\mathbf{r}, \omega) + \frac{\Gamma(\omega)}{I(\omega)} \right] \cdot \lambda_\omega \right\}. \quad (5)$$

其中 \mathcal{F}_t^{-1} 为快速傅里叶反变换， $P(\mathbf{r}, \omega)$ ， $\Gamma(\omega)$ 和 $I(\omega)$ 分别为 $p(\mathbf{r}, t)$ ， $\gamma(t)$ 和 $i(t)$ 的频谱，维纳滤波参数 λ_ω 可表示为^[12]

$$\lambda_\omega = \frac{|I(\omega)|^2}{|I(\omega)|^2 + N\sigma^2 / |P(\mathbf{r}, \omega)|^2}, \quad (6)$$

其中 N 为采样点数， σ^2 为噪声方差， $\sigma/P(\mathbf{r}, \omega)$ 为信噪比的倒数，对 λ_ω 的计算过程为 1) 对 $p_d(\mathbf{r}, t)$ 进行离散二进小波分解^[13,14]；2) 根据第一层小波分解高频系数的方差估计噪声 σ^2 ；3) 对小波系数进行阈值消噪，阈值 $T = \sigma \sqrt{2 \lg N}$ ；4) 利用逆离散小波变换估计 $p(\mathbf{r}, t)$ ；5) 对 $p(\mathbf{r}, t)$ ， $i(t)$ 进行傅里叶变换得到 $P(\mathbf{r}, \omega)$ ， $I(\omega)$ ；6) 根据 $\sigma/P(\mathbf{r}, \omega)$ 计算 λ_ω 。

3 数值模拟成像

根据(2)式，样品内光学吸收点产生的点源光声信号可表示为^[15]

$$p_0(\mathbf{r}, t) \approx \mathcal{F}_t^{-1} \left[j\omega \cdot \frac{\exp(jkd)}{d} \right], \quad (7)$$

其中 k 为波数， d 为点源与探头的距离。上式可进一步表示为

$$p_0(\mathbf{r}, t) \approx \left. \frac{\partial \delta(\mathbf{r}, t - t_0)}{\partial t} \right|_{t_0 = d/c}, \quad (8)$$

其中 $\delta(\mathbf{r}, t - t_0)$ 为时域 δ 函数。因此，探头在 \mathbf{r}_0 处得到的光声信号可通过对 $p_0(\mathbf{r}, t)$ 沿投影弧线的前向投影积分进行模拟计算。上式在频域中等价为

$$P_0(\omega) = j\omega \cdot I(\omega), \quad (9)$$

其中 $I(\omega)$ 和 $P_0(\omega)$ 分别为 $\delta(\mathbf{r}, t - t_0)$ 和 $p_0(\mathbf{r}, t)$ 的频域表示，则对模拟光声信号的反卷积运算表示为

$$p(\mathbf{r}, t) \approx \mathcal{F}_t^{-1} \left[\frac{P_d(\omega) W(\omega)}{I(\omega)} \right] \approx \mathcal{F}_t^{-1} \left[j\omega \cdot \frac{P_d(\omega) W(\omega)}{P_0(\omega)} \right], \quad (10)$$

其中 $P_d(\omega)$ 为模拟光声信号的频谱， $W(\omega)$ 为滤波函数。

在数值模拟成像中，圆形吸收体直径 3 mm，探

头圆周扫描 180 个位置,信噪比 20 dB,模拟光声图像由时域后向投影算法重建,基于维纳滤波反卷积

光声成像的数值模拟结果如图 2 所示。

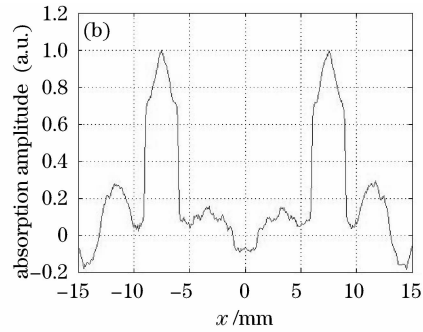
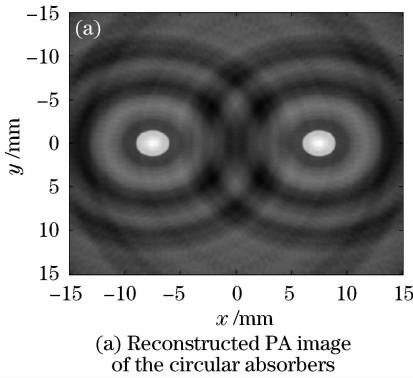


图 2 数值模拟结果

Fig.2 Numerical simulation results

由图 2 可知,重建的空间光学吸收分布图像的对比度得到了显著提高,图像中的伪迹是由于滤波器泄漏的噪声 $[I(\omega)/I(\omega)] \cdot \lambda_0$ 以及探头的有限扫描位置所带来的反投影误差造成的。

成,由猪血制作的圆形吸收体直径 5 mm,吸收体预先埋入样品表面下 10 mm 深度处并置于水箱中,探头脉冲响应根据将激光聚焦于样品基底所产生的点光声源测量,样品光声图像由时域后向投影算法重建如图 4 所示。

4 实验结果

实验系统如图 3 所示。Nd : YAG 激光器 (Quanta-Ray PIV, Spectrum Physics)脉冲重复频率 10 Hz、脉宽 7 ns、波长 532 nm、脉冲能量 70 mJ。入射光斑直径 10 mm,扩束后光斑直径 20 mm,经均匀化后投射于样品表面。宽带非聚焦 PVDF 针式水听器 (HPM1/1, Precision Acoustics)探测面直径 1 mm。示波器 (TDS5054, Tektronix)在激光触发后延时 10 μ s 采集光声信号,采样频率 250 MHz。水听器由步进电机驱动进行圆周扫描,步进角 3.6 $^\circ$ 。模拟组织样品由 10 g 琼脂与 100 ml 水混合加热制

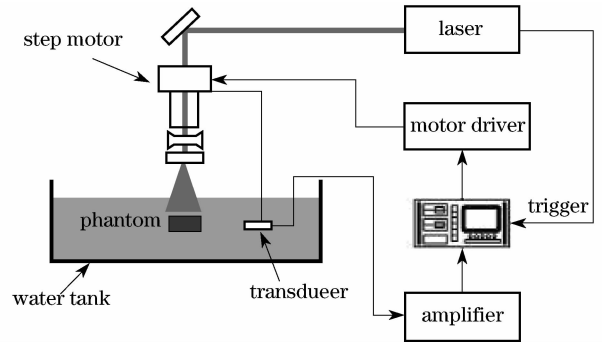


图 3 实验系统组成

Fig.3 Experimental setup

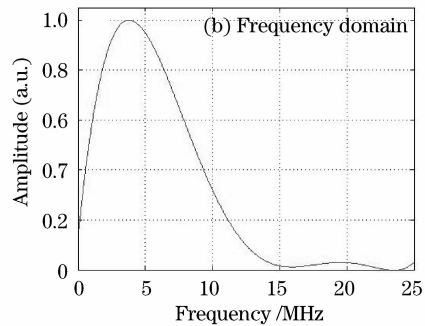
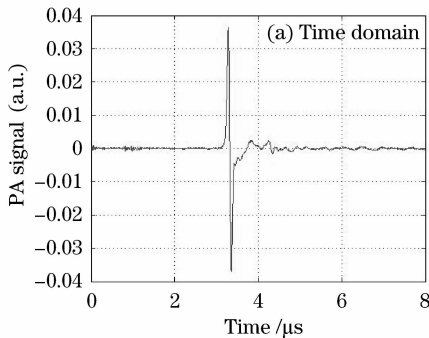


图 4 点源光声信号

Fig.4 Measured PA signal of the point optical absorber

图 5(c)说明成像的对比度得到了显著提高,且图像中存在的伪迹有了一定程度的改善,圆形吸收

体的边界更加锐利说明成像分辨率也有了一定的提高。

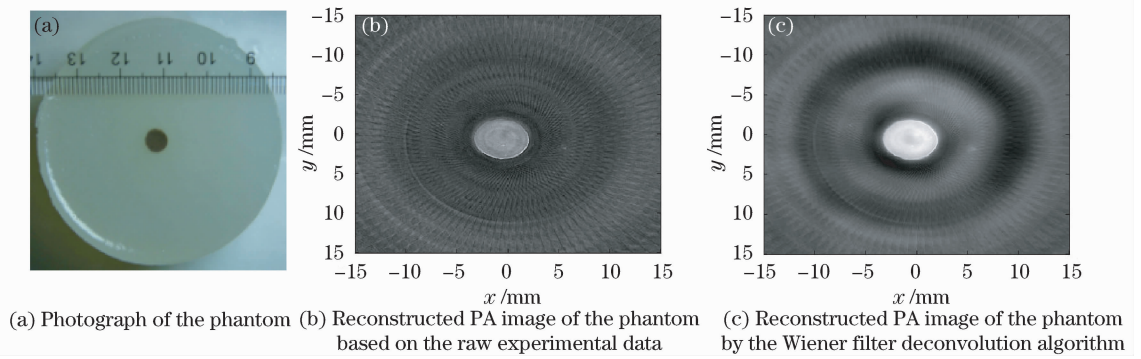


图 5 实验结果

Fig. 5 Experimental results

5 结 论

提出了基于维纳滤波反卷积的光声信号处理方法。利用维纳滤波抑制光声信号反卷积过程中噪声的影响,滤波器参数由离散小波变换估计,探头脉冲响应由聚焦激光产生的点光声源测量。光声信号由非聚焦针式水听器圆周扫描采集,光声图像通过时域后向投影算法重建。数值模拟与成像实验均表明该方法可获得稳定的信号反卷积结果,显著提高了光声成像的对比度和分辨率。

参 考 文 献

- 1 Kruger R. A., Kiser Jr W. L., Reinecke D R *et al.*. Application of thermoacoustic computed tomography to breast imaging [C]. *SPIE*, 1999, **3659**: 426~430
- 2 Chen Qingming, Cheng Zuhai, Zhu Haihong. Laser acoustic energy conversion efficiency induced by pulse laser in water [J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(3): 341~344
陈清明, 程祖海, 朱海红. 脉冲激光在水中激发声脉冲的光声能量转换效率[J]. *中国激光*, 2007, **34**(3): 341~344
- 3 Zhang Wang, Wu Zhiying, Yu Qingxu. Photoacoustic spectroscopy for fast and sensitive ammonia detection [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2007, **5**(11): 677~679
- 4 Tao Lu, Zhiyuan Song, Yixiong Su *et al.*. Feasibility of photoacoustic tomography for ophthalmology [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2007, **5**(8): 475~476
- 5 Kruger R. A., Kiser Jr W. L., Miller K. D. *et al.*. Thermoacoustic CT: imaging principles [C]. *SPIE*, 2000, **3916**: 150~159

- 6 K. Maslov, Wang L. H. Photoacoustic imaging of biological tissue with intensity-modulated continuous-wave laser [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2008, **13**(2): 024006-1~024006-5
- 7 Valeriy G. Andreev, Alexander A. Karabutov, Alexander A. Oraevsky. Detection of ultrawide-band ultrasound pulses in optoacoustic tomography [J]. *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2003, **50**(10): 1383~1390
- 8 Su Yixiong, Zhang Fan, Xu Kexin *et al.*. A photoacoustic tomography system for imaging of biological tissues [J]. *Appl. Phys.*, 2005, **38**(15): 2640~2644
- 9 Wang Yi, Xing Da, Zeng Yaguang *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**: 3117~3124
- 10 Xu Minghua, Wang L. H. Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulation for thermoacoustic tomography in various geometries [J]. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 2003, **50**(9): 1086~1099
- 11 Xu Minghua, Wang L. H. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry [J]. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 2002, **21**(7): 814~822
- 12 Ramesh Neelamani, Hyeokho Choi, Richard Baraniuk. ForWaRD: Fourier-Wavelet Regularized Deconvolution for Ill-Conditioned Systems [J]. *IEEE Trans. on Signal Processing*, 2004, **52**(2): 418~433
- 13 Igor Patrickeyev, Alexander A. Oraevsky. Multiresolution reconstruction method to optoacoustic imaging [C]. *SPIE*, 2003, **4960**: 99~105
- 14 Zibiao Wei, Shujun Yang, Amin N. Dharamsi *et al.*. Applications of wavelet transforms in biomedical optoacoustics [C]. *SPIE*, 2000, **3916**: 249~257
- 15 Xu Minghua, Wang L. H. Pulsed-microwave-induced thermoacoustic tomography: Filtered backprojection in a circular measurement configuration [J]. *Med. Phys.*, 2002, **29**(8): 1661~1669