

声透镜对多层样品的光声层析成像

魏亚东¹ 吴云霞^{2*} 张志坚¹

(¹ 东莞理工学院电子工程学院, 广东 东莞 523808)
(² 东莞理工学院学报编辑部, 广东 东莞 523808)

摘要 由于光声效应产生光声压分布图像, 所以当强散射介质中的模拟吸光组织在受到短脉冲激光照射时, 该声压分布会经声透镜成像在像平面上。在像平面上利用线性超声探测器阵列获取光声信号并传递给高速数据采集卡进行数据采集, 可由程序重构出光声图像。设计的光声层析成像系统可以采集记录一定深度的数据, 成像时只要在所采集到的数据中选取不同列数即可同时获得强散射介质多层样品不同层面的光声图像。实验成功地获得了强散射介质内多层样品不同层面的光声层析图像。该成像方法无需进行复杂的算法重建, 且可以同时实现多层样品不同切面的光声成像。

关键词 生物光学; 光声成像; 光声层析成像; 声透镜; 光声信号

中图分类号 O436 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.0611002

Photoacoustic Tomography of Multi-Layer Sample Using Acoustic Lens

Wei Yadong¹ Wu Yunxia² Zhang Zhijian¹

(¹ School of Electronic Engineering, Dongguan University of Technology, Dongguan, Guangdong 523808, China)
(² Editorial Department of Journal of Dongguan University of Technology, Dongguan, Guangdong 523808, China)

Abstract When a short laser pulse illuminates the virtual absorber in a scattering medium, the absorber will generate pressure distribution which is linearly proportional to the optical absorption of the medium. The laser induced ultrasonic signals are imaged with an acoustic lens. A 64-element linear transducer array is one-dimensionally scanned on an imaging plane to acquire the acoustic pressure distribution by high speed acquisition card, and the signals are recorded and reconstructed by a computer. A new fast photoacoustic tomograph imaging system is demonstrated. It can acquire and record the data for a certain depth. The system can reconstruct different images from different planes at the same time only by selecting different numbers of columns in the datasheet. We experimentally obtain photoacoustic tomography images on different planes in the scattering media successfully. The images are vivid and contrast clearly with the background. This method directly provides images on different object planes of absorbing structures at the same time without the need of computational reconstruction.

Key words biotechnology; photoacoustic imaging; photoacoustic tomograph imaging; acoustic lens; photoacoustic signal

OCIS codes 110.5125; 110.5120; 110.6960; 110.6955

1 引 言

光声(PA)成像结合了光学成像的高对比度特性和超声成像的高穿透深度特性, 相对于目前临床常用的一些成像手段来说, 光声成像不仅分辨率高、

对比度高、对人体无损伤, 而且可以进行较大深度的功能成像, 是一种有发展前景的医学成像模式^[1~4]。光声成像以脉冲激光作为激发源照射在生物组织上, 生物组织吸收光能量后发生热弹性膨胀产生超

收稿日期: 2011-11-14; **收到修改稿日期**: 2012-02-07

基金项目: 国家 863 计划(2006AA02Z4B4)、国家自然科学基金(60877068, 60377009)、广东省自然科学基金(05005926)、东莞市重大科技专项(2011215101)和东莞市科技计划项目(2011108102033)资助课题。

作者简介: 魏亚东(1977—), 男, 博士, 副教授, 主要从事光电技术及系统方面的研究。E-mail: weiyd@dgut.edu.cn

* **通信联系人**。E-mail: wuyx@dgut.edu.cn

声,产生的超声信号强度正比于生物组织的光吸收系数,所以获得的光声信号携带了生物组织光吸收特性的信息(生物组织的光吸收特性同组织的生理特征、代谢状态和病变特性等密切相关)。此外,由于生物组织对超声的衰减和散射远小于组织对光的衰减和散射,所以使用超声探头检测光声信号重建生物组织的光吸收分布即可实现组织体较大深度的结构和功能成像^[5,6]。

目前常见的光声成像方法如下。基于各种重构算法的光声成像,其优点是避免了声波衍射效应的限制,可实现高分辨率成像,但由于重构算法需要对成像物体进行扫描和数据平均,所需时间较长,且难于实时成像,尽管由 Yang 等^[7,8]提出的改进算法可提高成像速度,却未能从原理上解决实时成像的难题。在利用有机玻璃声透镜直接进行原位成像方面,徐险峰等^[9~14]有一系列的报道,在此基础上 Chen 等^[15]又提出利用 $4f$ 铝质声透镜进行原位成像,指出 $4f$ 声透镜具有跟光学 $4f$ 透镜系统类似的物像等大的特性。Wei 等^[16]结合 $4f$ 透镜和自行研制的峰值保持模块解决了光声成像系统利用 Boxcar 无法多路集成的困难,推进了光声实时成像的可能。但是,利用这些方法进行光声层析成像时,都无法避免必须进行多次扫描采集光声信号才能重建不同层的光声信号的弊端。为此,本文结合声透镜的优势,利用高速数据采集卡具有一定采样长度、可以一次记录多层光声信号的特点,设计了一套快速光声层析成像方法和系统,并在实验中成功地获得了模拟生物组织不同层面的光声图像,所得光声

图像与物体完全吻合,图像清晰,对比度高。

2 成像原理和实验方法

由于声透镜具有对声压分布的傅里叶成像能力^[13~15],不同物面处的样品吸收光所产生的光声压信号将会成像在声透镜后不同的像面上,但声速较光速要慢很多,所以光声成像具有很好的时间分辨特性;且声透镜具有较大的景深,使得在同一探测平面上采集多个物面处产生的光声压分布成为可能,也就是说不同物面所产生的光声信号将在不同时刻到达某个特定的像面。根据声透镜的这一特性,结合光声信号的强度正比于样品的光吸收分布的特点即可直接重建出样品上所产生的光声压分布,而无需通过复杂的重建算法进行模拟重建。另一方面,本文提出的基于声透镜的快速光声采集系统,还避免了过去声透镜成像系统^[11~16]需要根据不同层面的光声信号位置分别多次调整 Boxcar 或峰值保持模块的延时来分别采集各不同层面光声信号的弊端,可以一次性采集多层样品所产生的光声信号并对多层样品进行同时成像。

图 1 是本文设计的光声成像系统的原理示意图。由 Nd:YAG 激光器(Spectra Physics, PRO230)经倍频后发射波长为 532 nm、脉冲宽度为 7 ns 的脉冲激光,经扩束后均匀辐照在一个置于强散射介质溶液(质量分数为 10%的牛奶溶液)中的多层样品上,样品用有机玻璃制成,厚 8 mm,两面贴有不同图形的黑胶带。样品上的吸光物质吸光后发生光声效应,

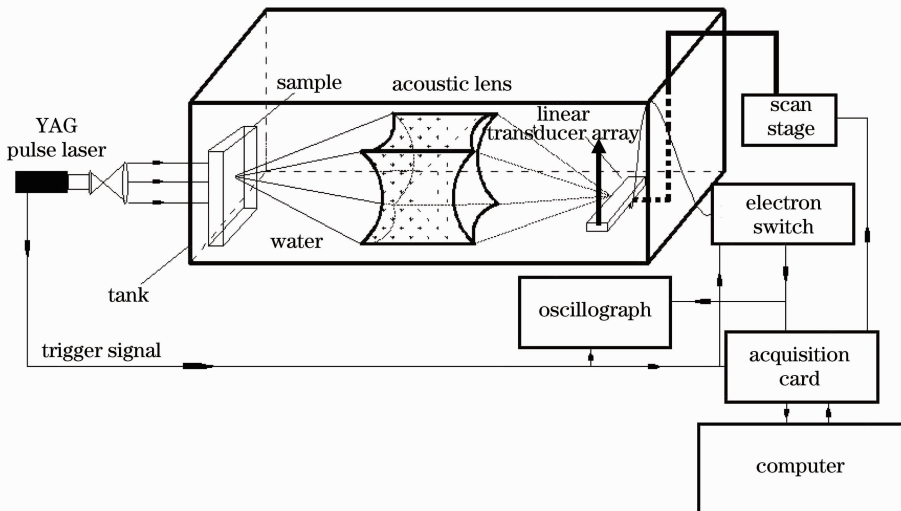


图 1 基于声透镜的快速光声层析成像系统原理图

Fig. 1 Scheme of the fast photoacoustic tomograph imaging system based on acoustic lens

产生的超声压分布在强散射介质中经声透镜成像在像面上。在像面处由一个具有 64 个压电陶瓷探测器探元组成的线性阵列探测器(如图 1 中箭头所示由下向上扫描)把超声信号转换为电压信号,该电压信号由电子开关逐个选通传递给高速数据采集卡(成都中科动态仪器有限公司,PCI4712)进行数据采集,并由计算机记录下采集到的全部数据。扫描平台的步进电机由计算机上的主控程序通过数据采集卡的数字输入输出设备(IO)控制。示波器(Textronix, TDS1012)用于同步验证计算机上所采集到的信号是否准确。示波器、高速数据采集卡、电子开关均由 Nd:YAG 激光器同步触发。

本成像系统的整个采集过程均由计算机上的 LabVIEW 主控程序自动控制完成。所采集到的全部数据被保存在计算机中,当采集结束时,程序根据设置自动寻找出各层光声信号的最大值并以 256 阶灰度模式同时分别显示各层的光声图像。同陈湛旭等^[13~15]的工作(利用调节 Boxcar 采样门的延时来

采集光声信号的最大值)和 Wei 等^[16]的工作(利用调节自制峰值保持模块的延时来保持光声信号的最大值)相比,本光声快速采集系统不但可以同时记录下多层光声信号,使光声层析成像更快捷、方便,避免了多次扫描所带来的误差,而且能把整个光声信号全部记录下,为光声信号机理的深入分析和研究提供科学依据。

3 实验结果及讨论

本成像系统是在已经过验证的声透镜系统改进完成的,首先验证了该系统对单一层面的光声成像效果。图 2 是隐藏于强散射溶液中的贴在有机玻璃上的两个黑胶带点状样品及其对应的光声图像。为研究系统的横向分辨率,继续做了一系列的实验,实验结果如图 3 所示,图 3(a)~(c)所对应的样品上两个黑胶带之间的距离分别为 5.5、5、4.5 mm,可见当两点距离为 4.5 mm 时本系统不能分辨,光声图像为一个亮点。

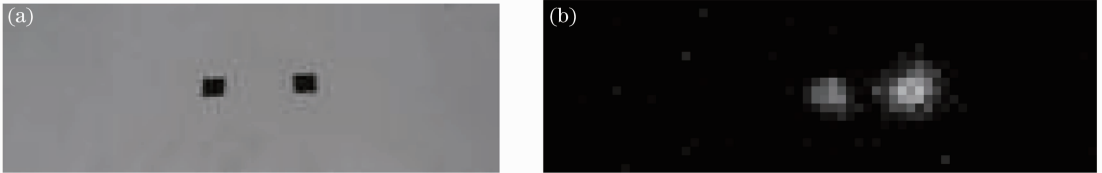


图 2 (a)隐藏于强散射溶液中的两个黑胶带点状样品和(b)对应的光声图像

Fig. 2 (a) Sample consisting of two black adhesive tape dots adhered to a piece of polymethylmethacrylate submerged in milk and (b) reconstructed PA image using the new system

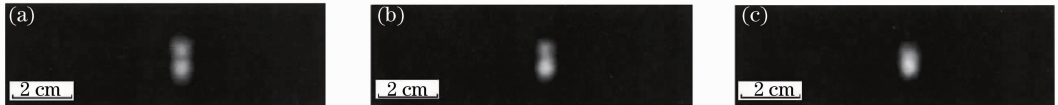


图 3 不同间距的两个黑胶带点状样品的光声图像。(a) 5.5 mm; (b) 5 mm; (c) 4.5 mm

Fig. 3 Three PA images of samples consisting of two black adhesive tape dots adhered to a piece of polymethylmethacrylate with different distances. (a) 5.5 mm; (b) 5 mm; (c) 4.5 mm

由于声透镜具有较长的景深,同一探测面处不同时刻的光声信号即是物体不同层面产生的光声信号^[12~16]。声透镜的轴向分辨率主要由组织中的声速和探测器的响应速度决定,具体表示为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。用 R_a 来表示声透镜轴向的分辨率,则

$$R_a = \tau v, \quad (1)$$

式中 τ 为光声信号的脉宽, v 为光声信号的传播速度。经实验测得,单独一个物面上的点的光声信号

在时域上的宽度约 $1 \mu\text{s}$,而此时光声信号的传播速度约为 $1.50 \text{ mm}/\mu\text{s}$,即光声信号在一个脉冲宽度时间内传输距离为 1.50 mm ,因此,纵向两个面的距离大于 1.50 mm 时,该系统可以将信号分辨。实验中,分别用 2 mm 和 1 mm 厚的有机玻璃制作样品,在示波器上所获得的实验结果如图 4 所示。可见,当两层样品间距为 2 mm 时,两层的光声信号是可以截然分开的;而当两层样品间距为 1 mm 时,两层样品的光声信号叠加在一起无法分辨。实验结果与理论分析基本一致。

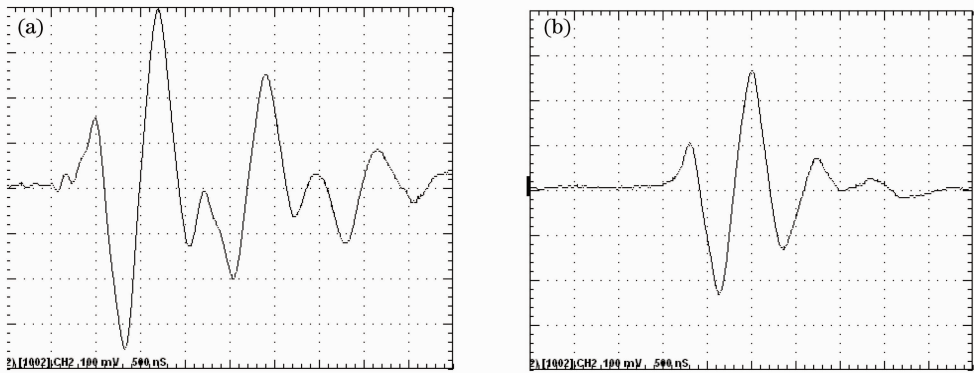


图 4 声透镜的轴向分辨率实验结果,两层相距(a) 2 mm 和(b) 1 mm 时的光声信号

Fig. 4 Experimental results of the axial resolution of the acoustic lens when PA signal of layers separated by (a) 2 mm and (b) 1 mm

本成像系统的最大特点是可以一次采集记录多层样品的光声信号,并可对多层样品不同切面同时进行成像。图 5 为垂直两层的样品拍摄的照片,其中第一层为一个黑色胶带贴成的下半圆(如图 6 中的 O1 所示),它靠近探测器的一端;第二层为一个黑色胶带贴成的上半圆(如图 6 中的 O2 所示),它靠近光源的一端,两层样品间是 8 mm 厚的有机玻璃。图 6 中的 O1、O2 所示为样品的两层分别进行拍

摄所获得的实物照片,其对应的光声图像分别如图 6 中 I1、I2 所示(倒立的实像)。



图 5 垂直拍摄的两层样品的实物图

Fig. 5 Planform photo of the sample with two layers

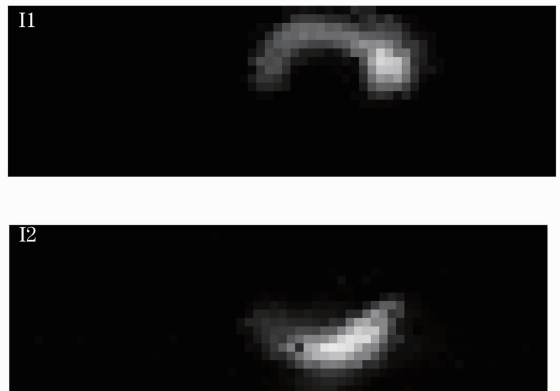
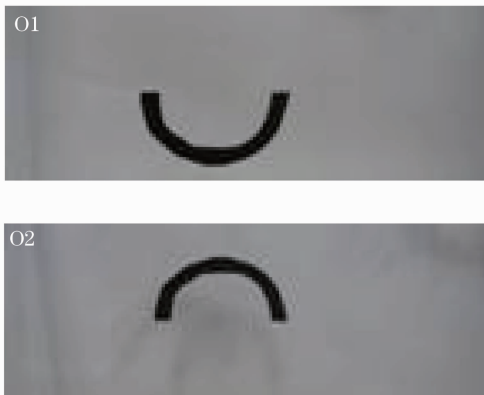


图 6 两层样品的分层实物图 O1、O2 和其对应的光声图像 I1、I2

Fig. 6 Photos of object in different layers O1, O2 and their corresponding PA images I1, I2

图 7 为某个电子开关导通时所采集到的光声信号,由图可见,样品前后两个表面所产生的光声信号被均采集记录了下来,为多层样品不同切面的同时成像提供了可能,且该波形图与示波器上所记录下的光声信号完全一致。

造成两个光声信号未能同时到达探测器的原因即在于两个样品面处所产生的光声信号传播到探测器处所用的时间不同,靠近探测器的面上样品的光声信号首先被探测到,随后才探测到远离探测器的

面上样品所产生的光声信号。两层样品之间间隔的是 8 mm 厚的有机玻璃,超声在有机玻璃中的传播速度为 $2.640 \text{ mm}/\mu\text{s}$,而 8 mm 相对于光速来说可以忽略,也就是说理论上两个信号被探测器探测到的时差应为 $8/2.640 = 3.03 \mu\text{s}$ 。由图 7 可以看出,第一层所产生的光声信号是在 x 轴的第 89 个点处,第二层所产生的光声信号是在 x 轴的第 149 个点处,由于所设置高速采集卡的采样率为 20 MHz,所以这两点之间的时间间隔即为 $0.05 \times (149 - 89) = 3 \mu\text{s}$,同理论

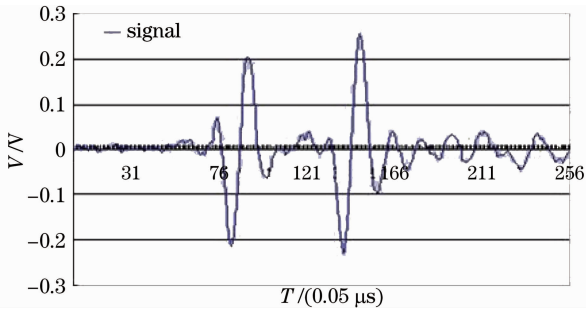


图7 某个电子开关导通时采集的光声信号

Fig. 7 PA signal when a certain electronic switch is opened

结果完全一致。

4 结 论

声透镜具有实时光声层析成像能力,可以将生物组织内部的光声压分布直接成像到便于放置探测器的像平面处进行记录,避免了用复杂的重建算法模拟重建,可实现光声实时成像。本文设计的一套基于声透镜的快速光声层析成像系统,在之前的研究基础上,实现了对多层模拟组织的光声信号的同时获取,并利用时间分辨技术分别对各层进行快速成像。结果显示,光声图像与样品完全符合,具有图像清晰、对比度高和可靠性高等优点。

参 考 文 献

- 1 Luo Qingming, Zhang Zhihong. Progress in immunophotonics [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(9): 0900114
骆清铭, 张智红. 免疫光子学进展[J]. *光学学报*, 2011, **31**(9): 0900114
- 2 Xing Da, Xiang Liangzhong. Photoacoustic imaging technique of tissue and its applications in biomedicine [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2007, **44**(8): 26~33
邢 达, 向良忠. 生物组织的光声成像技术及其在生物医学中的应用[J]. *激光与光电子学进展*, 2007, **44**(8): 26~33
- 3 Xu Xiaohui, Li Hui. Photoacoustic imaging in biomedicine[J]. *Physics*, 2008, **37**(2): 111~119
徐晓辉, 李 晖. 生物医学光声成像[J]. *物理*, 2008, **37**(2): 111~119
- 4 Xu Dong, Xiang Liangzhong, Ji Xuanrong. Photoacoustic imaging system based on multi-channel parallel acquisition[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(2): 0204002

- 许 栋, 向良忠, 纪轩荣. 基于多通道并行采集的光声成像系统[J]. *中国激光*, 2011, **38**(2): 0204002
- 5 Zhang Leihong, Ma Xiuhua. Study on influential factor of photoacoustic signal excited by intensity-modulated continuous-wave laser in biological tissue[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(11): 1104002
张雷洪, 马秀华. 生物组织中强度调制的连续激光激发的光声信号影响因素研究[J]. *中国激光*, 2011, **38**(11): 1104002
- 6 Wang Xuedong, Pang Yongqiang, 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
- 7 Yang Diwu, Xing Da, Tan Yi *et al.*. Integrative prototype B-scan photoacoustic tomography system based on a novel hybridized scanning head[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, **88**(17): 174101
- 8 Xiang Liangzhong, Xing Da, Gu Huaiming *et al.*. Photoacoustic imaging of blood vessels based on modified simultaneous iterative reconstruction technique [J]. *Acta Physica Sinica*, 2007, **56**(7): 3911~3916
向良忠, 邢 达, 谷怀民等. 改进的同步迭代算法在光声血管成像中的应用[J]. *物理学报*, 2007, **56**(7): 3911~3916
- 9 Xu Xianfeng, Tang Zhilie, Wang Jie *et al.*. Studies 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
- 10 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
- 11 Li Lingyan, Zheng Chujun, Tang Zhilie *et al.*. Binary acoustics study on optoacoustic imaging lens[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(10): 1313~1318
李凌燕, 郑楚君, 唐志列等. 对光声成像系统中声透镜的二元声学研究[J]. *光学学报*, 2005, **25**(10): 1313~1318
- 12 He Yongheng, Tang Zhilie, Chen Zhanxu *et al.*. A novel photoacoustic tomography based on a time-resolved technique and an acoustic lens imaging system[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2006, **51**(10): 2671~2680
- 13 Chen Zhanxu, Tang Zhilie, Wan Wei *et al.*. Photoacoustic tomography imaging based on an acoustic lens imaging system [J]. *Acta Physica Sinica*, 2006, **55**(8): 4365~4370
陈湛旭, 唐志列, 万 巍等. 基于声透镜成像系统的光声层析成像[J]. *物理学报*, 2006, **55**(8): 4365~4370
- 14 Wan Wei, Liang Ruisheng, Tang Zhilie. The imaging property of photoacoustic Fourier imaging and tomography using an acoustic lens imaging system[J]. *J. Appl. Phys.*, 2007, **101**: 063103
- 15 Chen Zhanxu, Tang Zhilie, Wan Wei. Photoacoustic tomography imaging based on a 4f acoustic lens imaging system [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(8): 4966~4976
- 16 Wei Yayong, Tang Zhilie, Zhang Hanchao *et al.*. Photoacoustic tomography imaging using a 4f acoustic lens and peak-hold technology [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(8): 5314~5319

栏目编辑: 韩 峰