

# 基于多元相控技术的一体化光声快速成像系统\*

谭毅, 何军锋

(陕西理工学院 物理系, 陕西 汉中 723003)

**摘 要:**利用多元相控技术发展了一体化光声快速成像系统,该成像系统集成了激光传输、光声激发和光声信号探测.多元线性阵列探测器以反射模式接收光声信号,并通过相控聚焦技术快速成像,得到了不同深度的猪油模拟样品的光声像和活体动物不同直径血管的光声像,系统的横向分辨率为 0.5 mm,光声采集成像时间为 5 s.该一体化光声快速成像系统与现有的光声成像系统相比,具有快速方便等特点.

**关键词:**光声成像;一体化;相控聚焦;系统

**中图分类号:**Q433

**文献标识码:**A

**文章编号:**1004-4213(2007)09-1726-4

## 0 引言

用时变的光束照射吸收体时,吸收体因受热膨胀而产生超声压,这种现象称为光声效应<sup>[1-2]</sup>.在各个方向探测从吸收体中传播出来的光声压,可以重建出吸收体的光吸收分布.这种成像方法结合了纯光学成像和纯声学成像的优点,可以得到高分辨率高对比度的重建图像<sup>[3-4]</sup>.生物组织对光吸收的差异,同时也反映组织代谢的差异和病变特征,因为不同生理状态的生物组织对光的吸收不同<sup>[5]</sup>.例如,在近红外的激光照射下,癌变组织和周围正常组织的光吸收差异至少有 5 倍以上<sup>[6]</sup>.

近年来,光声成像作为一种新型无损伤成像技术已经引起人们极大的兴趣.一些模拟组织样品和活体组织功能的光声成像检测报道<sup>[7-9]</sup>,许多重建算法被应用到二维光声图像重建中<sup>[10-15]</sup>.在以上文献介绍的实验和成像方法中,利用单元探测器对组织扫描成像,检测的时间长,算法复杂;样品与探测器通过水作为耦合介质,造成声阻抗的不匹配;激光与探测器不在同一方向入射和检测,很难适用于临床应用检测.

本文提出利用多元相控技术发展了一体化光声快速成像系统,该成像系统集成了激光传输、光声激发和光声信号探测.多元线性阵列探测器以反射模式接收光声信号,并通过相控聚焦技术快速成像,得到了不同深度的猪油模拟样品的光声像和活体动物不同直径血管的光声像,系统的横向分辨率为 0.5 mm,光声采集成像时间为 5 s.

## 1 光声理论

光声图像重建就是对光吸收空间分布的反演.在空间某一位置接收到的光声压  $p(r, t)$  和光吸收系数分布  $A(r)$  的关系可以表达为<sup>[8]</sup>

$$\oint_{|r'-r_t|=c_0 t} A(r') dr' = \frac{4\pi C_p}{\beta I_0 \tau} \int_0^t p(r, t') dt' \quad (1)$$

式中  $\beta$  为等压膨胀系数,  $c_0$  为声速,  $C_p$  为比热,  $I_0$  为光强,  $\tau$  为激光的脉宽,  $r$  表示光声压的场点位置,  $r'$  表示光声源的位置,  $|r-r'|$  表示场点到源点的距离.采集的信号不是实际的光声信号,而是光声压和探测系统的脉冲响应  $h(t)$  的卷积.为了滤去探测系统的脉冲响应,把光声压和脉冲响应信号都变换到频域处理,然后再经过逆傅里叶变换得到<sup>[11]</sup>.

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

式中  $p(\omega)$  和  $I(\omega)$  分别为探测器接收到的光声信号和探测系统脉冲响应的傅里叶变换,  $\omega_c$  为截止频率,  $1 + \cos(\pi\omega/\omega_c)$  为滤波窗函数.探测系统的脉冲响应是通过聚焦透镜把弱激光聚焦在一块黑胶带上产生的光声信号.

多元线性阵列探测器通过电路延时,相控聚焦的方式探测光声信号,其表达式为<sup>[12]</sup>

$$S_p = \sum_{n=1}^N \lambda_n S_n(t p_1 + \tau_n) \quad (3)$$

其中  $n$  表示第  $n$  个换能器,  $N$  为每次同时接收的换能器的振元数;  $t_{p1} = r_{p1}/v$ , 表示光声信号从  $p$  点传到第一个振元所用的时间;  $\tau_n = (r_{pn} - r_{p1})/v$ , 其中  $r_{pn}$  和  $r_{p1}$  分别为  $p$  点到第  $n$  个和第 1 个振元换能器的距离,  $v$  是声波在介质中传播的平均速度.

## 2 实验装置和实验方法

一体化光声快速成像系统如图 1, 主要由光纤(直径 600  $\mu\text{m}$ ,  $\text{NA} = 0.22$ )、多元线性阵列探测器

\*陕西省教育厅自然科学中青年科技人才培养计划(06JK330)资助

Tel: 0916-2291184 Email: tanyi@snut.edu.cn

收稿日期: 2006-05-12

(MLTA,CTS-200; 汕头,中国)和超声耦合液等组成.多元线性阵列探测器的共振频率和扫描宽度分别为 7.5 MHz 和 49 mm,在其前部有一个内置的柱面声透镜用于实现 Z 方向的相控聚焦.光纤和多元线性阵列探测器集成在一个自制的盒子上,可以调其夹角.由光纤传输的YAG激光(波长为1 064 nm,脉宽为 6 ns,脉冲重复频率为 20 Hz)通过柱面光学透镜( $f = 3.5 \text{ cm}$ )照射在多元线性阵列探测器的正前方,即生物组织上,这样可以有效地照射成像区域,减少激光对周围组织的潜在损伤.不同组织的声速匹配可以通过调整甘油与水的比例来实现,如图 2.在本实验中,甘油与水的比例为 1:10,即超声在耦合液与脂肪中的声速相同(1 547 m/s).在多元线性阵列探测器的前方有一可以透光透声的薄膜将耦合液密封,在其两侧各有一个热电偶用于监控耦合液的温度.整个一体化光声快速成像系统固定在一个三维平台上.

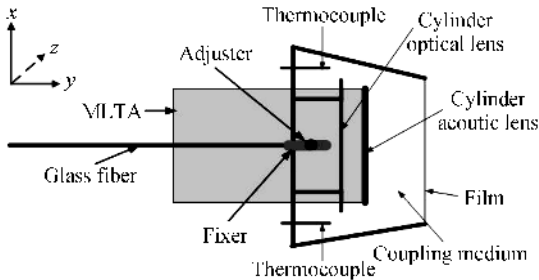


图 1 一体化光声快速成像系统  
Fig. 1 Sketch of integrative fast photoacoustic imaging system

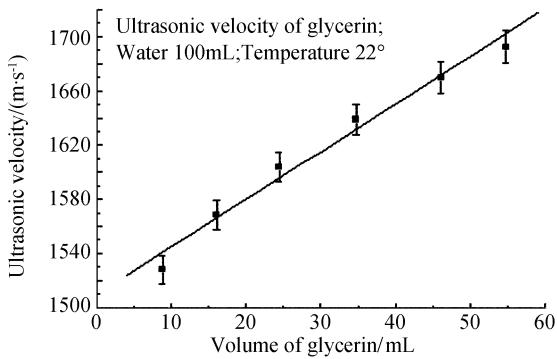


图 2 不同甘油浓度的声速  
Fig. 2 The relationship of the glycerin concentrations and the ultrasonic velocity

图 3 为一体化快速光声成像系统的实验装置.首先开机预热调节耦合液的温度(22℃),再将探头贴在组织上.调整光纤和多元线性阵列探测器的夹角,让激光经过柱面透镜均匀地照射在组织上.控制电路提供频率为 20 Hz 的控制信号,用来选择多元线性阵列探测器的某一组单元接收光声信号,以及同步控制脉冲激光器.激光器又通过同步调 Q 触发高速采集卡(DAS-CARD, Gage Applied 公司 Compuscope 12 100 型高速数据采集卡,采样速率

为 100 MHz).多元线性阵列探测器在激光激发的同一侧通过相控聚焦接收光声信号,再经过高速采集卡将信号离散化并储存到计算机,最后通过相控聚焦算法快速成像.

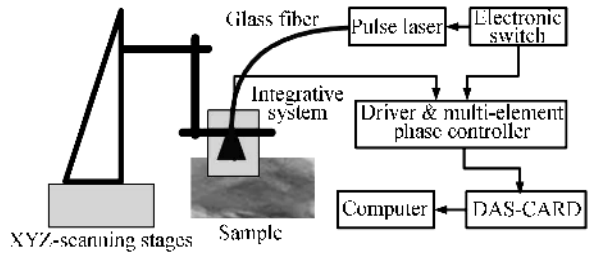


图 3 一体化光声快速成像实验装置  
Fig. 3 Experimental setup of integrative fast photoacoustic imaging system

为了检验一体化快速光声成像系统的分辨率,在猪肉中竖直插入二根铅笔芯,直径为 0.7 mm,二铅笔芯的中心距离为 3 mm,长度为 2 mm,如图 4(a);为了检验该系统对不同深度组织的光声层析成像,在猪油里埋了一根长碳棒,长度为 5.20 cm,直径为 0.7 mm,碳棒在猪油中最浅端为 0.5 mm,最深端为 20.0 mm,碳棒与组织界面的夹角约为 22.6°,如图 5(a);为了检验该系统对活体动物不同直径血管的成像,选择兔子左后腿的一条主血管和两条分叉血管,如图 6(a).实验前,在兔子耳朵静脉注射浓度为 2%的戊巴比妥钠,剂量按照 2 mL/kg 注射.兔子麻醉后,先剃掉兔子腿部的长毛,然后再用脱毛剂(NaS,2%)脱掉其余的细毛.在照片上,肉眼可以看到二条交叉的血管,其深度约为 1.5 mm,直径分为 2.0~2.9 mm.

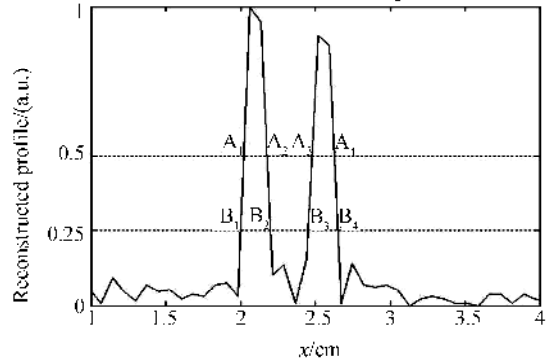
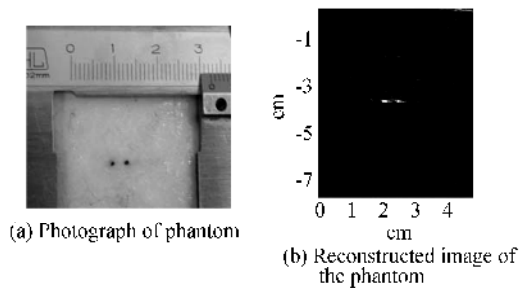


图 4 模拟样品的重建图像  
Fig. 4 Reconstructed image of a phantom

### 3 实验结果与讨论

图 4(b)是在猪肉中插入二根铅笔芯所成的光声像,探测器沿着二根铅笔芯的方向放置.从重建图像上可以看出,铅笔芯的光声像与样品的几何位置能很好对应;但由于铅笔芯不能严格地与组织界面垂直以及多元线性阵列探测器以一定的立体角接收光声信号,使所成的光声像有些变形.图 4(c)是取图 4(b)中位置为  $y=3.1$  cm 的投影值并归一化,其峰值的  $1/2$  和  $1/4$  线分别经过点  $A'_{1-4}$  和  $B'_{1-4}$ .按照文献[14]的定义,可得该成像系统的分辨率为  $0.5$  mm.

图 5(b)~(c)为多元线性阵列探测器以不同方式扫描猪油中碳棒不同深度的光声断层像.图 5(b)为多元线性阵列探测器沿  $y$  轴扫描,一共扫描了 5 个断层面,扫描的步长为  $1.20$  cm.从系列重建图像上可以看出,随着碳棒深度的增加,其断层像的强度逐渐减小,主要原因是激光和光声信号在组织中传播的衰减.从图 5(b)的第五幅图像可以看出,重建物体的深度为  $20$  mm,即在猪油中重建光声图像的深度至少可达  $20$  mm.图 5(c)为多元线性阵列探测器沿  $x$  轴扫描,一共扫描了 3 个断层面,扫描的步长为  $0.8$  cm,从重建图像上可以看出,第一幅和第三幅图像没有碳棒的像,第二幅图像在  $y=2.0-3.1$  cm 重建了长碳棒的像,同样可以看出,随着碳棒的深度的增加,其像的强度逐渐减少.

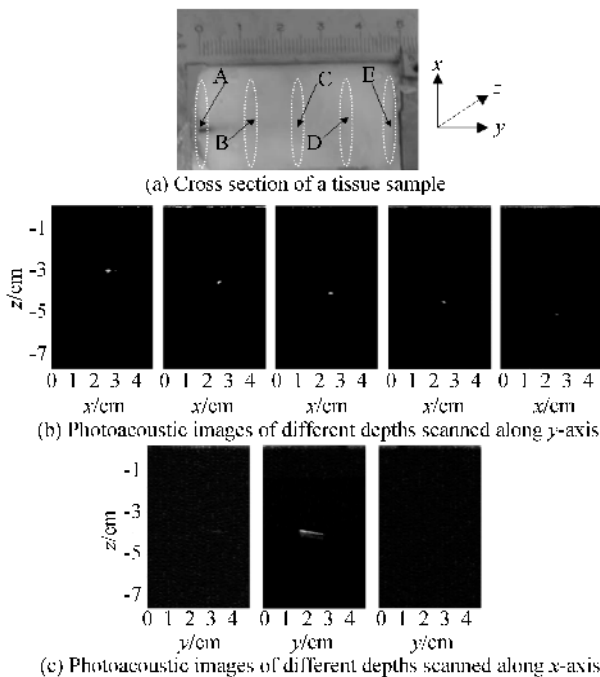


图 5 组织的光声断层成像

Fig. 5 Photoacoustic tomography of tissue sample

图 6(b)~(d)为兔子后腿不同直径血管的光声重建图像.多元线性阵列探测器与血管基本保持平

行放置.从重建图像上可以看出,血管的光声像能够与实物较好的对应,其成像对比度相对于照片得到了提高.并且,由重建图像可得主血管的直径约为  $2.9$  mm,另外两条分叉血管的直径分别约为  $2.2$  mm 和  $2.0$  mm.

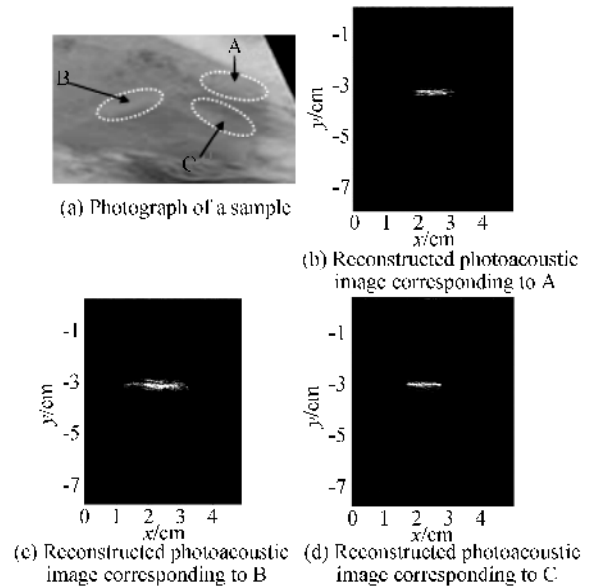


图 6 兔子左后腿不同直径血管的光声重建图像

Fig. 6 The reconstructed images of blood vessels with different diameters at the left leg of a rabbit

该一体化快速光声成像系统,能够很方便地移动,适合对各种不同形状组织进行成像,尤其是对人体组织的断层扫描成像.由于采用多元相控聚焦技术,使采集的光声信号信噪比高,数据不需平均能大大的节省采集的时间.又由于采用多元相控聚焦重建算法,同样缩短了图像重建的时间.光声采集成像的时间为  $5$  s.超声在不同组织中的声速可以通过调节耦合液(甘油和水)的成份加以匹配.当耦合液中的声速与组织中的声速一致时,可以消除声的折射、减少声的散射以及矫正声程差.如果进一步提高激光器的重复频率,利用一体化快速光声成像系统,可以实现实时成像;如果进一步减小一体化光声成像系统的扫描步长,并利用三维重建算法,可以实现组织的三维成像.

### 4 结论

本文利用多元相控技术发展了一体化光声快速成像系统.该成像系统集成了激光传输、光声激发和光声信号探测.多元线性阵列探测器以反射模式接收光声信号,并通过相控聚焦技术快速成像.该一体化快速光声成像系统与现有的光声成像系统相比,具有快速方便等特点,并有望成为一种组织功能在体成像的新方法,并发展成为一种低成本的实用的临床诊断仪器.

## 参考文献

- [1] BOWEN T. Radiation-induced thermoacoustic soft tissue imaging [J]. *Proc-IEEE Ultrason Symp*, 1981, **2**:817-822.
- [2] ZHAO You-quan, FAN Shi-fu, LI Xiao-xia, *et al.* The technology of invasive measurement of thermal response in laser medicine [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, **35**(2):265-268.  
赵友全, 范世福, 李小霞, 等. 激光医学中热响应的遥测技术研究[J]. *光子学报*, 2006, **35**(2):265-268.
- [3] ZHANG Lin, ZHANG Lian-shun, XU Tang, *et al.* In vitro and in vivo noninvasive measurements for the optical properties of the biological tissues[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(11):1377-1381.  
张琳, 张连顺, 许棠, 等. 生物组织光学参量的离体和体无损测量[J]. *光子学报*, 2004, **33**(11):1377-1381.
- [4] TAN Yi, XING Da, WANG Yi, *et al.* Photoacoustic components with attenuation rectification of different frequent of photoacoustic signal[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(7):1019-1022.  
谭毅, 邢达, 王毅, 等. 基于不同频率成份衰减修正的光声成像[J]. *光子学报*, 2005, **34**(7):1019-1022.
- [5] ORAEVSKY A A, KARABUTOV A A, SOLOMATIN S V, *et al.* Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo[C]. *SPIE*, 2001, **4256**:6-15.
- [6] SUZUKI K, YAMASHITA Y, OHTA K, *et al.* Quantitative measurement of optical parameters in normal breasts using time-resolved spectroscopy in vivo results of 30 Japanese women[J]. *J Biomed. Opt*, 1996, **1**(3):330-334.
- [7] SU Yi-xiong, WANG Rui-kang, ZHANG Fan, *et al.* Two-dimensional photoacoustic imaging of blood vessel networks within biological tissues [J]. *Chinese Physics Letters*, 2006, **23**(2):512-515.
- [8] WANG Xue-ding, PANG Yong-jiang, KU Geng, *et al.* Noninvasive laser induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain [J]. *Nat Biotechnol*, 2003, **21**(7):803-806.
- [9] SIPHANTO R I, THUMMA K K, KOLKMAN R G M, *et al.* Serial noninvasive photoacoustic imaging of neovascularization in tumor angiogenesis[J]. *Optics Express*, 2005, **13**(1):89-95.
- [10] XU Xian-feng, TANG Zhi-lie, WANG Jie, *et al.* Studies on acoustic lens imaging of photoacoustic signal[J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9):1103-1109.  
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):1103-1109.
- [11] WANG Yi, XING Da, ZENG Ya-guang, *et al.* Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm[J]. *Phys Med Biol*, 2004, **49**(14):3117-3124.
- [12] YIN Bang-zheng, XING Da, WANG Yi, *et al.* Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array [J]. *Phys Med Biol*, 2004, **49**(7):1339-1346.
- [13] YANG Di-wu, XING Da, GU Huai-min, *et al.* Fast multielement phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm [J]. *Appl Phys Lett*, 2005, **87**(19):194101-194103.
- [14] XU M H, WANG L V. Time-Domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2002, **21**(7):814-822.
- [15] KÖSTLI K P, BEARD P C. Two-dimensional photoacoustic imaging by use of Fourier-transform image reconstruction and a detector with an anisotropic response[J]. *Appl Opt*, 2003, **42**(10):1899-1908.

## Integrative Fast Photoacoustic Imaging System Based on Multi-element Phase-controlled Technique

TAN Yi, HE Jun-feng

(Department of Physics, Shaanxi University of Technology, Hanzhong, Shaanxi 723003, China)

Received date: 2006-05-12

**Abstract:** An integrative fast photoacoustic imaging system based on multi-element phase-controlled technique was developed, which integrated laser delivery, photoacoustic excitation and photoacoustic detection. The PA signals were received by the multi-element transducer array in a reflection mode, reconstructed by phase-controlled focus algorithm. The PA images of different depths of phantom lard and animal blood vessels of different diameters were obtained. The lateral resolution of the system was 0.5 mm, and the whole PA imaging time was less than 5 s.

**Key words:** Photoacoustic imaging; Integrative transducer; Phase-controlled; System



**TAN Yi** was born in 1975, in Hunan Province. He got the Master's degree in South China Normal University in 2005. Now, he is lecturer of Shaanxi University of Technology. His current research field is photoacoustic imaging.