

文章编号: 1001-3806(2009)03-0300-03

## 基于旋转多元阵列探测器的快速光声成像系统

谭毅, 何军锋, 任亚杰, 姚军财  
(陕西理工学院 物理系, 汉中 723003)

**摘要:** 为了快速得到高质量的光声重建图像, 采用旋转多元线性阵列探测器, 可改善投影不均匀的影响, 重建复杂吸收体的光声像。由旋转不同角度数的光声像的仿真和实验表明, 利用多元线性阵列探测器旋转扫描的光声像, 能够更好地反映生物组织的光学吸收分布。该系统有望为组织的在体功能成像提供一种更方便快捷的装置和方法。

**关键词:** 医用光学与生物技术; 光声成像; 多元线性阵列探测器; 旋转扫描系统; 相控聚焦

中图分类号: Q-334 文献标识码: A

### Fast photoacoustic imaging systems based on rotating multi-element linear transducer array

TAN Yi, HE Jun-feng, REN Ya-jie, YAO Jun-cai

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

**Abstract:** Fast photoacoustic imaging systems, based on rotating multi-element linear transducer array, can improve the effect of asymmetric projection and reconstruct the photoacoustic image of complex absorbers. The simulation and experiments of photoacoustic images of rotating multi-element linear transducer array demonstrated that this kind of system could reconstruct images indicating the optical absorption distribution of absorbers. It will provides a novel and effective photoacoustic imaging approach for clinic diagnosis of neoplasm and tissue functional imaging in vivo, and has potential to be developed into a practical apparatus.

**Key words:** medical optics and biotechnology; photoacoustic imaging; multi-element linear transducer array; rotating scanning system; phase-controlled focus

### 引言

近年来, 光声层析成像已成为人们研究的一个热点。用短脉冲激光照射生物软组织, 由于光吸收的差异, 组织内局部的温度发生瞬时的改变, 导致体积的膨胀而产生超声, 这种超声信号称为光声信号<sup>[1]</sup>。生物组织内产生的光声信号反映了组织的光吸收差异, 同时也反映组织代谢的差异和病变特征<sup>[2]</sup>, 因为不同生理状态的生物组织对光的吸收不同。例如, 在近红外的激光照射下, 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<sup>[3]</sup>。应用光声方法对病变组织的检测和层析成像<sup>[4]</sup>, 许多研究者认为它是一种很有前途的诊断方法, 有望发展成一种新的无损伤的医学影像技术。

基金项目: 陕西理工学院院上资助项目(SLG0721); 陕西省教育厅资助项目(06JK330)

作者简介: 谭毅(1975-), 男, 光学硕士, 讲师, 主要研究方向为光声层析成像在医学中的应用。

E-mail: tanyi@snut.edu.cn

收稿日期: 2008-03-19; 收到修改稿日期: 2008-06-19

目前国际上已有很多模拟组织的光声成像和在体功能成像研究的相关报道<sup>[5-10]</sup>, 但其实验装置复杂, 数据采集时间长, 且成像算法复杂, 计算量大, 获得一幅完整的重建图像的时间通常需要几分钟至数十分钟, 无法满足实际临床应用的要求。同时, 由于采用几百个角度的机械扫描和长时间的数据采集过程, 机械振动和仪器长时间工作的随机参量漂移等不稳定因素对研究结果不可避免带来随机误差, 从而严重影响成像的质量和研究结果的可靠性和稳定性。XING 等人的研究小组利用多元线性阵列探测器, 结合多元相控聚焦技术, 方便快速地实现了生物组织的光声层析成像<sup>[11-15]</sup>, 但由于没有旋转多元线性阵列探测器, 很难重建出结构复杂的吸收体的光声像, 后来 NIE 等人提出了利用多元线性阵列探测器的旋转扫描热声层析成像, 由于采用微波作为热声信号的激发源, 微波频率为 1.2GHz, 脉宽为 0.5 $\mu$ s, 适合对深层病变组织的热声成像, 但激发的热声信号主频较低, 频谱较窄, 所以只能选择主频较低的多元线性阵列探测器, 重建了 2 块琼脂边界的热声像<sup>[15]</sup>。

作者提出利用多元线性阵列探测器旋转扫描成

像,消除伪迹投影不均匀的影响,可以重建复杂吸收体的光声像,该系统相对单元探测器旋转扫描成像而言,多元线性阵列探测器只从4个角度扫描采集光声信号,且信号无需平均,这样大大减少了光声信号采集的时间,相对于利用多元线形阵列探测器的旋转扫描热声层析成像而言,由于采用的激发源不同,对不同病变组织的成像选择也将发生变化,其成像效果也会不同。由旋转不同角度数的光声像的仿真和实验表明,利用多元线性阵列探测器旋转扫描的光声像,能够更好地反映生物组织的光学吸收分布,它有望为组织在体功能成像提供一种更方便快捷的装置和方法。

### 1 理论

光声重建就是对光吸收的空间位置的反演,根据热力学的热传导和波动方程,对于短脉冲激光,可得光声压和光吸收分布的关系为<sup>[1]</sup>:

$$p(r,t) \approx \frac{\beta I_0 v \tau}{4\pi c_p} \cdot \frac{d}{dt} \oint_{|r-r'|=vt} A(r') \frac{dr'}{vt} \quad (1)$$

式中, $\beta$ 为等压膨胀系数, $v$ 为声速, $c_p$ 为比定压热容, $I_0$ 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。

在实际测量中,因探测器的带宽是有限的,探测的光声信号  $p_d(t)$  是光声压与探测器脉冲响应的卷积,即:

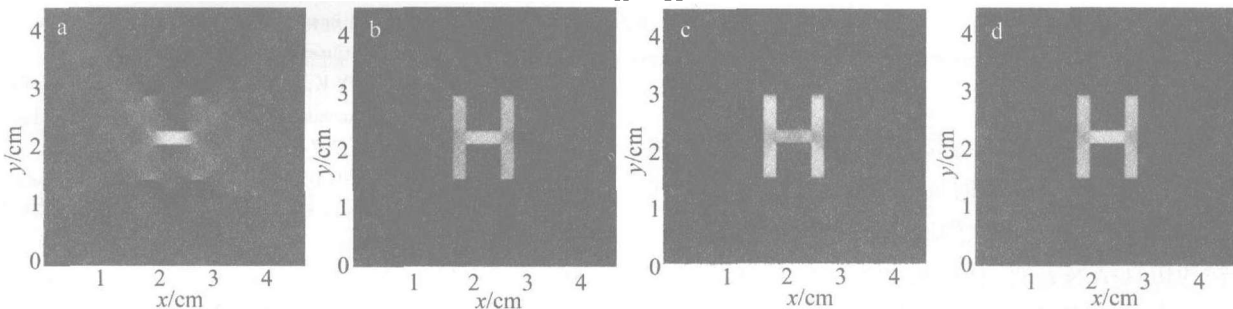


Fig. 1 The influence of rotating multi-element linear transducer array on reconstructed image, the transducer was placed a—upside b—upside and left c—upside, underside and left d—around

得到了一些增强,但伪迹较严重;图1c为多元线性阵列探测器置于上、下侧和左侧所成的像,即把样品旋转了两次,从重建的图像上来看,图像的对比度得到了进一步增强,但还存在一些伪迹;图1d为多元线性阵列探测器置于四周所成的像,即把样品旋转了3次,从重建的图像上来看,图像的对比度得到了很大的改善,伪迹得到了明显的消除。所以说,探测器旋转的角度越多,重建图像效果越好。

### 3 实验方法与结果

YAG激光波长为1064nm,脉宽为6ns,脉冲重复频率为20Hz,由光纤经过毛玻璃均匀地照射在组织上,如图2所示。控制电路提供频率为20Hz的控制信

$$p_d(t) = p(t) * h(t) =$$

$$\frac{\beta I_0 v \tau}{4\pi c_p} \cdot \frac{d}{dt} \oint_{|r-r'|=vt} A(r') \frac{dr'}{vt} * h(t) \quad (2)$$

式中, $h(t)$ 为探测器的脉冲响应,它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>:

$$S_p = \sum_{n=1}^N \lambda_n S_n(t_{p1} + \tau_n) \quad (3)$$

式中, $n$ 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1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。

### 2 仿真

为了重建出比较复杂吸收体的光声像,模拟了一个“H”形状的吸收体,吸收体的光学吸收系数为1,背景的光学吸收系数为0,吸收体和背景之间没有声阻抗差别,多元线性阵列探测器的阵元数为128。图1a为多元线性阵列探测器置于图上侧,从重建的图像上来看,图像很模糊,对比度很差,伪迹严重;图1b为多元线性阵列探测器置于上侧和左侧所成的像,即把样品旋转了90°,从重建的图像上来看,图像的对比度

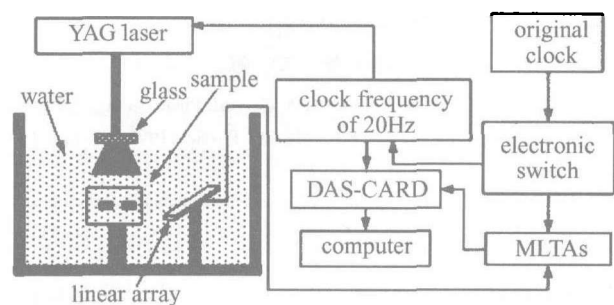


Fig. 2 Experimental setup

号,用来选择多元线性阵列探测器 (MLTA, CTS-200; 汕头,中国)的某一组群元接收光声信号,并同步控制脉冲激光的发射,激光器又通过同步调Q触发高速采集卡(DAS, Gage Applied公司 CompuScope 12100型高

速数据采集卡,采样速率为 100MHz) 的采集。多元线性阵列探测器的共振频率和扫描宽度分别为 7.5MHz 和 49mm,通过相控聚焦的方式接收光声信号,经过高速采集卡,将信号数字化并储存到计算机。步进电机带动样品旋转 90°,系统再次采集数据,共旋转 4 个角度,最后利用相控聚焦算法快速成像。

实验样品制作是把 100g 琼脂粉、500g 水和 100mL

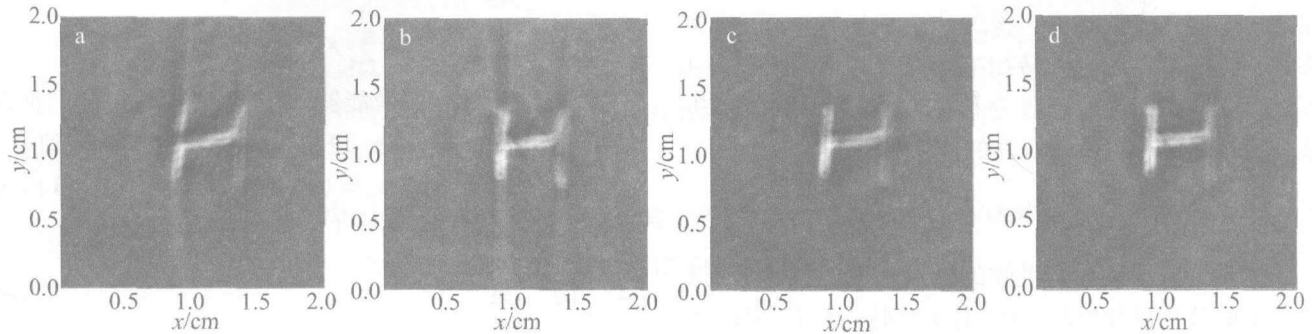


Fig. 3 The influence of rotating multi-element linear transducer array on reconstructed image the transducer was placed  
a—underside b—underside and left c—upside, underside and left d—around

下侧,下侧和左侧,上、下侧和左侧以及四周的光声重建图像,从重建图像上可以看出,图 3a 的伪迹严重,对比度差;图 3b 的伪迹较图 3a 有所减少,对比度得到了一些提高;图 3c 的伪迹再次被减少,对比度也得到了进一步的提高;图 3d 的伪迹明显被减少,对比度也得到了明显的提高,重建图像与样品吸收体的形状能很好的对应。

## 4 结论

利用多元阵列探测器旋转扫描成像,该系统能够大大减少光声信号采集的时间,通过旋转扫描的方式进行光声信号采集,能消除伪迹投影的不均匀的影响。由实验和仿真结果表明,利用这种多元阵列探测器系统所成的光声像能够更好地反映生物组织的光学吸收分布,它有望为组织的功能在体成像提供一种更方便快捷的装置和方法。

### 参 考 文 献

- [1] KRUGER R A, LIU P Y, FANG Y C, *et al.* Photoacoustic ultrasound-reconstruction tomography [J]. *Medical Physics*, 1995, 22(10): 1605-1609.
- [2] HE J F, TAN Y. Development of photoacoustic imaging technology in biomedicine [J]. *Laser Technology*, 2007, 31(5): 530-533 (in Chinese).
- [3] WANG X D, PANG Y J, KU G, *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.
- [4] SUZUKI K, YAMASHITA Y, OHTA K K, *et al.* Quantitative measurement of optical parameters in normal breasts using time-resolved spectroscopy in vivo results of 30 Japanese women [J]. *Journal of Biomed-*

体积分数为 0.1 的低脂牛奶溶液加热到沸腾后在圆形烧杯中冷却,等样品快要凝结时将吸收体嵌入并迅速冷却凝结而成,样品的直径为 35mm。埋藏的吸收体是用 3 根炭棒组成的“H”形状,炭棒的直径为 0.7mm,长度分别为 6.5mm, 7.5mm 和 5.0mm,埋藏的深度为 2mm。

图 3a ~ 图 3d 是将多元线性阵列探测器分别置于

- ical Optics, 1996, 1(3): 330-334.
- [5] TAN Y, HE J F, CAO J L, *et al.* High-contrast and fast photoacoustic image of tissue [J]. *Laser Technology*, 2008, 32(5): 551-553 (in Chinese).
- [6] SU Y X, WANG R K, ZHANG F, *et al.* Two-dimensional photoacoustic imaging of blood vessel networks within biological tissues [J]. *Chinese Physics Letters*, 2006, 23(2): 512-515.
- [7] SIPHANTO R I, THUMMA K K, KOLKMAN R G M, *et al.* Serial non-invasive photoacoustic imaging of neovascularization in tumor angiogenesis [J]. *Optics Express*, 2005, 13(1): 89-95.
- [8] ZHANG H F, MASLOV K, WANG I. V. In vivo imaging of subcutaneous structures using functional photoacoustic microscopy [J]. *Nature Protocols*, 2007, 2(4): 797-804.
- [9] TAN Y, XING D, YANG D W. Influence of  $|\omega|$  filter on photoacoustic imaging [J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2006, 15(3): 323-327 (in Chinese).
- [10] CHEN Z X, TANG Z L, WAN W. Photoacoustic tomography imaging based on a 4f acoustic lens imaging system [J]. *Optics Express*, 2007, 15(8): 4966-4976.
- [11] YANG D W, XING D, GU H M, *et al.* Fast multi element phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm [J]. *A P L*, 2005, 87(19): 194101-194103.
- [12] TAN Y, HE J F. Integrative fast photoacoustic imaging system based on multi-element phase-controlled technique [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, 36(9): 1726-1729 (in Chinese).
- [13] YIN B Z, XING D, WANG Y, *et al.* Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(7): 1339-1346.
- [14] YANG D W, XING D, TAN Y, *et al.* Integrative prototype B-scan photoacoustic tomography system based on a novel hybridized scanning head [J]. *A P L*, 2006, 88(17): 174101-174103.
- [15] NIE L M, XING D, YANG D W, *et al.* Detection of foreign body using fast thermoacoustic tomography with a multielement linear transducer array [J]. *A P L*, 2007, 90(17): 174109. 1-174109. 3.