

文章编号: 0253-2239(2005)03-331-4

# 基于多元线性阵列探测器的快速光声层析成像\*

尹邦政 邢达\*\* 王毅 曾亚光 谭毅

(华南师范大学激光生命科学研究所, 广州 510631)

**摘要:** 报道了一种基于相控聚焦的多元线性阵列探测器进行快速光声层析成像的方法和装置,并实现了模拟组织的光声层析成像。实验中采用波长为532 nm脉宽为7 ns的倍频 Q-YAG 激光器作为激发光源。多元线性阵列探测器由 320 个振元组成,采用相控聚焦的方法成像,每次由 11 个振群的探测器接收信号并合并 1 路,一幅图像由 64 路这样的信号组成。实验结果能够正确反映样品中的光学吸收分布。与现有的方法比较,本系统具有快速方便的特点,它有望成为一种组织功能在体成像的新方法,发展成为一种低成本的实用的临床诊断装置。

**关键词:** 成像系统; 光声成像; 线性阵列探测器; 相控聚焦

中图分类号: Q433 文献标识码: A

## Fast Photoacoustic Imaging Based on Multi-Element Linear Transducer Array

Yin Bangzheng Xing Da Wang Yi Zeng Yaguang Tan Yi

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

**Abstract:** A fast photoacoustic (PA) imaging system based on multi-element linear transducer array and phase-controlled focus method was developed and tested on phantoms. A Q-switched Nd:YAG laser operating at 532 nm and pulse width of 7 ns was used in our experiment as thermal source. The multi-element linear transducer array consists of 320 elements. By phase-controlled focus method, 64 signals, one of which gathered by 11-group element, make up an image. Phantom experimental results can reflect the distribution of the optical absorption correctly. Compared to other existing technology and algorithm, the PA imaging based on transducer array was characterized with speediness and convenience. It can provide a new approach for tissue functional imaging at vivo, and may have potentials in developing an appliance for clinic diagnosis.

**Key words:** image systems; photoacoustic imaging; linear transducer array; phase-controlled focus

### 1 引 言

当脉冲光源辐照某种媒质时,媒质由于光的吸收会产生结构和体积的变化而产生光声信号,检测的光声信号重建媒质中光吸收体的空间分布,这就是光声层析成像。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,因为不同生理状态的生物组织对光的吸收不同。研究表明,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>[1]</sup>。因此,光声成像被认为是一种很有前途的早期乳腺癌诊断方法,可望发展成一种新的无损伤的医学影像技术。同时,由于它同纯光学成像和纯超声成像相比,具有较好的衬比度和分辨力以及无损伤性,近年来已成为研究的热点<sup>[2~7]</sup>。Kornel 等<sup>[8]</sup>采用空间傅里叶变换的算法成像,Wang 等<sup>[7,9,10]</sup>利用滤波反投影算法成像,Xue 等<sup>[11]</sup>利用声透镜成像

\* 国家自然科学基金面上项目(60378043)、国家重大基础研究前基专项(2002CCC00400)和广东省自然科学基金团队项目(015012)资助课题。

作者简介: 尹邦政(1978~),男,湖南邵阳人,华南师范大学激光生命科学研究所硕士研究生。主要从事多元线阵探测器的快速光声层析成像在医学中的应用研究。

\*\* 通信联系人。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

收稿日期: 2004-03-17; 收到修改稿日期: 2004-06-17

都获得了样品的二维光声层析成像图,但是他们的光声层析成像中对光声信号的探测采用的都是单个的宽带换能器,并采用旋转接收成像,虽然这种成像结果也能够反映生物组织的光吸收分布,但是其实验装置复杂,采集数据时间长,结果受硬件因素影响较大,而且该方法的成像算法复杂,计算量大,成像耗费的时间长,因此很难应用于实际。

本文发展了一种多元线性阵列探测器系统,并用该系统实现了样品的二维光声层析成像。利用 320 振元电子线性扫描探测器阵列,采用与 B 型超声诊断仪类似的相控聚焦方法探测时域声信号,将振元里的每一组探测器采集的信号转换成一维图像,将多组一维的图像按顺序组合成二维图像,方便快速地实现样品的光声层析成像。这种基于多元线性阵列探测器系统的光声层析成像,无需移动探测器便可完成一幅图像所需数据的采集,同单探测器及其它的多元阵列探测器成像<sup>[9]</sup>相比具有装置简单,采集成像时间短,算法简单等优点。它可为生物组织的光声层析成像提供一种更方便快捷的方法。

## 2 实验装置与方法

多元线性阵列探测器系统(MLTAS)如图 1 所示,它由 320 振元线性阵列探测器 EZU-PL22 (Hitachi, Japan)、控制电路(Control)、前置放大(Pre-amplification)电路、电子开关(Electronic switch)电路和相位调整电路(Phase-adjustment)等组成。EZU-PL22 是由 320 个振元组成的超声探测器<sup>[13]</sup>,每 4 个振元组成一个振群,它的中心频率为 5 MHz,扫描宽度为 56 mm。控制电路提供频率为 30 Hz 的控制信号,用来选择 EZU-PL22 的某一组群元接收光声信号,以及同步脉冲激光的发射和采集卡(DAS-CARD)的采集。EZU-PL22 的接收原理是:在控制电路的控制信号的控制下,每次 11 个

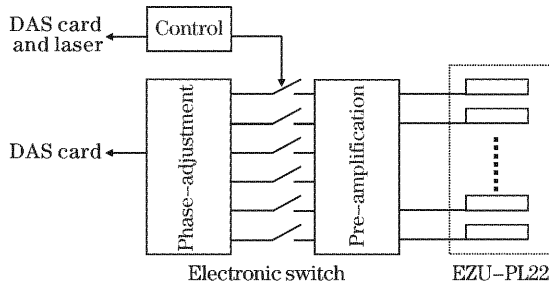


图 1 多元线性阵列探测器系统组成方框图

Fig. 1 The schematic of multi-element linear transducer array system (MLTAS)

振群的换能器接收光声信号,接收的信号通过前置放大器放大,再通过电子开关电路转换成 6 路信号,6 路信号再通过相位调整电路后转换成一路信号,这一路信号供采集卡采集;在控制信号的下一个周期,11 个振群同时向前平移一个振群进入下一次接收。高速采集卡(DAS)选用 Gage Applied 公司的 Compuscope 12100 型高速数据采集卡,它的采样速率 100 MHz,采用外部触发方式,与激光器触发和 EZU-PL22 的接收保持同步。

11 个群元换能器接受的信号利用相控聚焦原理合成为一路。相控聚焦原理如图 2,为得到吸收体中的任意点  $p$  的信号,对探测器阵列的各探头测得的信号  $S_n(t)$  依据该探头到点  $p$  的距离做一个时间延时  $\tau_n$ ,并依据探测器的指向性作一幅值权重  $\lambda_n$ ,然后对它们求和(相当于对  $p$  点信号的同相叠加)即可得到  $p$  点的光声信号  $S_p$ :

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

其中  $n$  表示第  $n$  个换能器; $N$  为每次同时投入接收的换能器振元数。 $t_{p1} = r_{p1}/v$ ,表示光声信号从  $p$  点传到第一个振元所用的时间; $\tau_n = (r_{pn} - r_{p1})/v$ , $r_{pn}$  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。由(1)式可知,对于  $p$  点发出的光声信号,通过计算  $\tau_n$ ,并在电路对每一路信号设置相应的延时,经过延时补偿后,合成一路后的信号幅度最大。这样, $p$  点相当于探测器的焦点,对于光声源不在焦点处的情况,由于不同振元离光声源的距离不同,各振元接收到的信号通过延时后相位差异较大,合成的信号相对较弱。因此每次探测器群元组合采集到的信号主要是焦点处声源发出的信号。在本系统中,换能器振元数  $N$  即为每次投入接受光声信

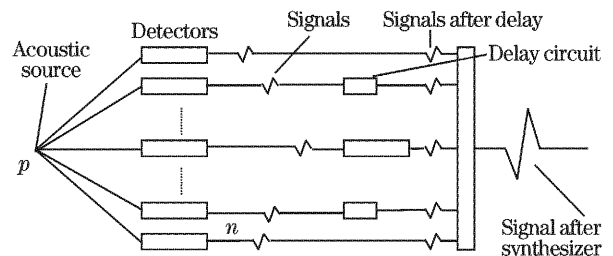


图 2 相控聚焦原理示意图,  $n$  个探测器同时接收来自  $p$  点的声信号,通过设定的延时后合成为一路信号

Fig. 2 Basic principle of phase-controlled focus algorithm,  $n$  detectors accept the acoustic pressure waves at the same time and the PA signals are synthesized, after pre-determined delay to be a coherent output

号的振群数 11。通过设定各  $\tau_n$  的值,使焦点位于探测器 EZU-PL22 正前方 30 mm 处。

实验装置如图 3 所示,实验中样品和探测器 EZU-PL22 浸在水池中的水中,激发光源为倍频的 Q 开关 Nd:YAG 激光,波长为 532 nm,脉宽宽度为 7 ns,单个脉冲的能量为 40 mJ。激光通过扩束后均匀的照射在样品的表面,EZU-PL22 放在入射激光的对侧,并与激光束中心保持在同一条水平线上,样品的中心放在 EZU-PL22 的焦区内。

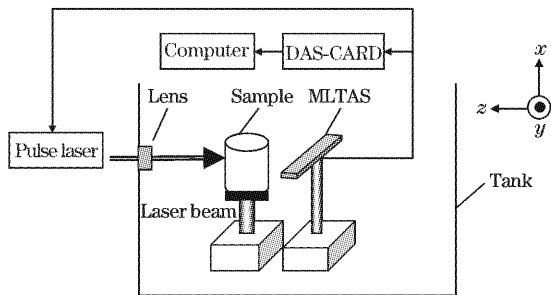
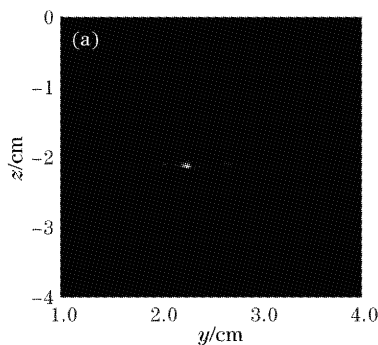


图 3 实验装置图,MLTAS 中实际只有多元阵列探测器 EZU-PL22 放置在水槽中

Fig. 3 Experimental setup for PA signal detection with MLTAS, only the linear array EZU-PL22 of MLTAS was submerged in the water tank



由于探测器的带宽有限,探测器每次记录的并不是光声信号  $p(r,t)$ <sup>[10]</sup>,而是光声信号和探测器的脉冲响应函数  $h(t)$  的卷积  $p'(r,t)$ :

$$p'(r,t) = p(r,t) * h(t), \quad (2)$$

用下面的公式可以求得光声信号:

$$p(r,t) = \mathcal{F}_F^{-1} \left[ \frac{p'(\omega)}{I(\omega)} \right] \left[ \frac{1 + \cos(\pi\omega/\omega_c)}{2} \right], \quad (3)$$

其中  $p'(\omega)$  和  $I(\omega)$  分别是探测器接收到的光声信号和探测器的脉冲响应函数的傅里叶变换,  $[1 + \cos(\pi\omega/\omega_c)]/2$  是窗函数,  $\mathcal{F}_F^{-1}$  为快速傅里叶反变换。本文的实际处理中取  $\omega_c$  为 10 MHz。

测探测器 EZU-PL22 的脉冲响应时,把弱激光聚焦后辐照在黑色的金属板上,聚焦点放在探测器的焦区上,探测器测得的信号即为脉冲响应函数。

### 3 结果与讨论

图 4(a) 为聚焦激光打在黑色铝板上的重建结果图,以此图作为本系统的二维点扩展函数。并以它的中心宽度来估测系统的分辨力。图 4(b) 为图 4(a) 中  $z = -2.13$  cm 处的截线图,它的半峰全宽约为 1.5 mm。

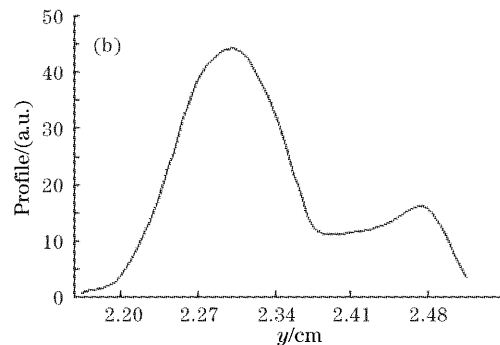


图 4 (a) 聚焦激光打在金属铝板上的重建图,(b) 图 4(a) 中  $z = -2.13$  cm 处的截线图,它的半峰全宽约为 1.5 mm

Fig. 4 (a) Reconstructed image of a dot by focusing laser beam on a black foil, (b) reconstructed intensity profile at position  $z = -2.13$  cm of the image (a). The width at the half amplitude is about 1.5 mm

为测试多元线性阵列探测器系统,取三个直径不同的铅笔芯作为吸收体,它们分别为 4 mm, 2 mm 和 0.6 mm。三铅笔芯并行垂直排开,中心距离都为 8 mm,外面包裹了一层由 3% 琼脂加热冷凝而成的样品,直径为 40 mm。它们的切面示意图如图 5 中的插入部分。重建结果如图 5,探测器放置在  $z = 0$  处,亮度表示光吸收的强弱,样品的吸收系数很小,因此样品几乎没有产生光声信号。可以看出,重建图中亮的区域与样品中吸收体的位置有较好的对应,在探测器的位置处有少许的亮斑,这是由于激光透过

样品直接打在探测器表面的缘故。

采用相控聚焦原理接收的光声信号具有较好的信噪比。因为每一点的信号为多个探测器群元接受信号的累加,把  $N$  个信号通过相位调整后累加起来相当于将信号进行了  $N$  次平均。利用这个特性,可以减少信号采集次数,从而减少数据的采集时间。在系统实验中,为提高每帧图像的采集速率,数据没有平均,每帧图像的采集时间仅为 2 s。

由于多元阵列探测器的相控聚焦原理,只有在探测器的焦点区域的信号才能被探测器最大地接

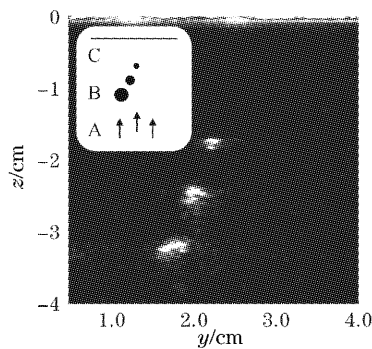


图5 不同直径大小的铅笔芯的重建结果,亮区域能较好地与三个吸收体对应;插入部分为样品的切面示意图,A代表激光束,B代表三个铅笔芯,C代表探测器

Fig.5 Reconstructed image of graphite rods with different diameter. The highlighted areas can correspond to the three absorbers. The insert is a sketch of the experimental setup: laser A, three graphite rods B and transducer array C

收。横向分辨力由焦点区域的横向尺寸决定,这个尺寸由图4(b)估计为1.5 mm,即基于多元线性阵列探测器系统的光声成像系统的横向分辨力约为1.5 mm。减小探测器振元间的距离可以提高成像的横向分辨力。另外,设置多个焦点可以提供轴向更多的信息。

## 4 结 论

利用多元线性阵列探测器系统方便快速地对样品的光声层析成像,这种成像能较好地反映样品的光学吸收,它为组织的无损伤功能结构在体成像提供一种方便快捷的方法。此探测系统可以把光源和声探头集成为一体,有望发展成为一种实用的临床诊断仪器,具有较强的实用价值和发展前途。随着激光器脉冲重复频率的提高,这种光声层析成

像系统有望成为一种实时的生物组织成像系统。

## 参 考 文 献

- 1 Suzuki, 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
- 2 Chen Xianfeng, Zhou Nan, Zhang Shuyi *et al.*. Theory and experiments on the photoacoustic effect in three-layers solids[J]. *Acta Optica Sinica*, 1997, **17**(9): 1195~1201 (in Chinese)  
陈显锋,周 岚,张淑仪 等. 三层固体材料的光声效应理论与实验[J]. *光学学报*, 1997, **17**(9): 1195~1201
- 3 C. G. A Hoelen, F. F. M de Mul, R. G. M. KoLkman *et al.*. Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue [J]. *Opt. Lett.*, 1998, **23**(8): 648~650
- 4 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
- 5 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
- 6 J. J. Niederhauser, D. Frauchiger, H. P. Weber *et al.*. Real-time optoacoustic imaging using a Schlieren transducer[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2002, **81**(4): 571~573
- 7 Xueding Wang, Yongjiang Pang, Geng Ku *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
- 8 Kornel P. Kostli, Paul C. Beard. 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
- 9 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
- 10 Kruger R A, Reinecke D R, Kruger G A. Thermoacoustic computed tomography-technical considerations[J]. *Med. Phys.*, 1999, **26**(9): 1832~1837
- 11 Xu Xianfeng, Tang Zhilie, Wang Jie *et al.*. Studies on acoustic lens imaging of photoacoustic signal[J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9): 1103~1109 (in Chinese)  
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