

文章编号: 1001-3806(2008)05-0558-03

## 基于虚拟仪器的光声信号采集和成像系统

何军锋, 谭 毅, 姚军财

(陕西理工学院 物理系, 汉中 723003)

**摘要:** 为了实现光声信号的快速采集和图像重建, 采用基于虚拟仪器的光声信号采集和成像系统进行光声信号采集, 由 LABVIEW 调用 MATLAB 程序对采集到的数据进行处理, 最后利用滤波反投影重建算法, 实现了对模拟组织样品的光声层析成像。成像系统的分辨率为 0.15mm, 重建图像与实物十分吻合。结果表明, 该系统具有快速、方便、直观等特点, 有望发展成为一种低成本的实用的临床诊断仪器。

**关键词:** 医用光学与生物技术; 光声成像; 光声信号; 虚拟仪器

**中图分类号:** Q-334 **文献标识码:** A

## Photoacoustic signal collecting and image reconstructing system based on virtual instruments

HE Jun-feng TAN Yi YAO Jun-cai

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

**Abstract** In order to collect photoacoustic signals and reconstruct images quickly, photoacoustic signal collecting and image reconstructing system based on virtual instrument is applied to collect photoacoustic signals. Then the program of MATLAB is used to process collected data by LABVIEW. The photoacoustic imaging of phantom is obtained with filtered back projection algorithm in the end. The resolution of reconstructed image is 0.15mm. The reconstructed image is corresponded well with phantom. The methodology and equipment show that this imaging system features high speed and convenience. Furthermore, it is likely to be developed into a cheaper and practical clinical diagnosis instrument.

**Key words** medical optics and biotechnology; photoacoustic imaging; photoacoustic signals; virtual instrument

### 引 言

用短脉冲激光照射生物软组织, 由于光吸收的差异, 组织内局部温度发生瞬时改变, 导致体积膨胀而产生超声, 这种超声信号称为光声信号<sup>[1-2]</sup>。不同生理状态的生物组织对光的吸收不同, 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。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>。

光声成像技术非常适合于乳腺癌的早期诊断和组织的功能检测, 引起了人们广泛的关注。一些模拟组织样品和活体组织功能的光声成像检测被报道<sup>[4-8]</sup>, 许多重建算法被应用到 2 维光声图像重建中<sup>[9-15]</sup>。在以

上的成像方法中, 数据采集和成像都是通过编写复杂的程序来实现的。

基于虚拟仪器的光声信号采集和成像系统, 由 LABVIEW 软件制作的虚拟示波器对光声信号进行高速采集, 由计算机存储采集进来的数据, 再调用 MATLAB 对数据进行滤波、去卷积等处理, 最后应用反投影算法实现对模拟生物组织的光声成像。该采集与成像系统易于理解、调试和维护, 而且程序编制简单、直观, 特别适合在各种数据采集与处理系统中的应用。

### 1 光声理论

光声图像重建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  $A$  的分布关系可以表达为<sup>[7]</sup>:

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

式中,  $\beta$  为等压膨胀系数,  $c_0$  为声速,  $c_p$  为比定压热容,  $I_0$  为入射光强,  $\tau$  为激光的脉冲宽度,  $t$  表示光声信号采集时间,  $t'$  为时间的积分变量,  $r$  为光声压的场点位置,  $r'$  为光声源的位置,  $|r-r'|$  为场点到源点的距离。

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: 何军锋 (1972-), 男, 讲师, 主要研究方向为光声层析成像在医学中的应用。

E-mail: hejunfeng@snut.edu.cn

收稿日期: 2007-08-24 收到修改稿日期: 2007-11-13

由于采集到的光声信号不是实际的光声压,而是光声压和探测器的脉冲响应  $h(t)$  的卷积。为了滤去探测器的脉冲响应,把光声压和脉冲响应信号都变换到频域处理,然后再进行逆变换得:

$$p(t, t) \approx \mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{j\omega p(\omega)}{I(\omega)} \right] \left[ 1 + \cos \left( \frac{\pi\omega}{\omega_c} \right) \right] \quad (2)$$

式中,  $p(\omega)$  和  $I(\omega)$  分别是探测器接收到的光声信号和探测器的脉冲响应的傅里叶变换,  $\omega$  为信号频率,  $\omega_c$  为截止频率,  $1 + \cos(\pi\omega/\omega_c)$  是滤波窗函数。探测器的脉冲响应是通过聚焦透镜把弱激光聚焦到一块黑胶带上产生的光声信号。

## 2 实验装置和实验方法

利用 LABVIEW 软件制作的虚拟示波器的控制面板如图 1 所示。可以根据需要选择采集信号的通道、

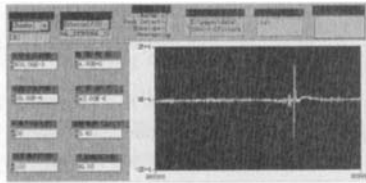


Fig 1 The panel of photoacoustic signal collecting system based on LABVIEW

触发源、采集类型;根据光声信号的强度和激光器触发电压大小,分别合理设置获取电压范围和触发电压,以获取合适的光声信号;根据吸收体到超声换能器的距离,设置采集开始时间 ( $\mu s \sim ms$ ),由成像物体大小设置时间标尺,即采集光声信号范围;为了进一步提高信噪比,可将采集到的光声信号进行平均;为了从各个方向探测光声信号,步进电机将带动样品旋转,电机每步旋转  $1.8^\circ$ ;为了了解系统采集情况,可以显示已采集的次数;设置数据存储路径、数据类型,将采集到的数据存储在计算机上;最后调用 MATLAB 程序对采集到的数据进行滤波,去卷积,再利用滤波反投影重建算法,实现对模拟组织样品的光声层析成像。

图 2 为样品和超声换能器都置于超声耦合液中的实验装置图。由光纤输出出来的脉冲激光经凹透镜和毛

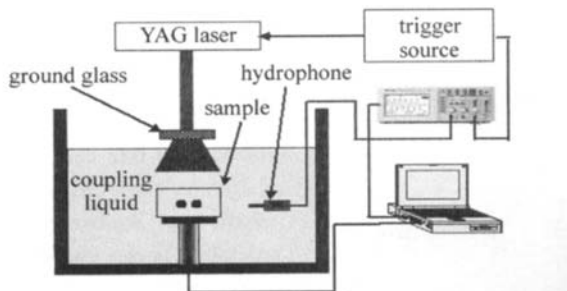


Fig 2 Experimental setup

玻璃均匀照射在样品上,在距离旋转中心  $5.00cm$  处用一针状的二氧化树脂膜的宽带水听器接收光声信

号,样品固定在一个由步进电机驱动的一维旋转扫描平台上,水听器在每一个位置采集 20 次,信号经过前置放大和主放大器后进入数字示波器,数字示波器将采集到的光声信号平均后再经过通用接口总线卡被计算机采集并存储。然后,计算机通过数字 I/O 卡控制一维旋转扫描平台的步进电机旋转,探测器到下一个位置等待采集。步进电机采样间隔为  $3.6^\circ$ ,探测器共采集 100 个位置的光声信号。实验中,示波器的采样率为  $250MHz$  超声波在样品中的声速与在配置的耦合液中的声速相等。

为了检验成像系统分辨率,用  $3.0g$  琼脂粉、 $100g$  水和  $2mL$  质量分数为  $0.02$  的 intralipid 散射溶液加热到  $70^\circ C$  后,在圆形烧杯中冷却凝结制成实验样品,样品中埋藏了 5 根头发作为吸收体,埋藏的深度为  $8.0mm$ ,实际样品照片如图 3a 所示。为了检验该系统对模拟肿瘤块的成像,在模拟组织中埋藏了 2 块猪肝,埋藏的深度为  $5.0mm$ ,实际样品照片如图 4a 所示。

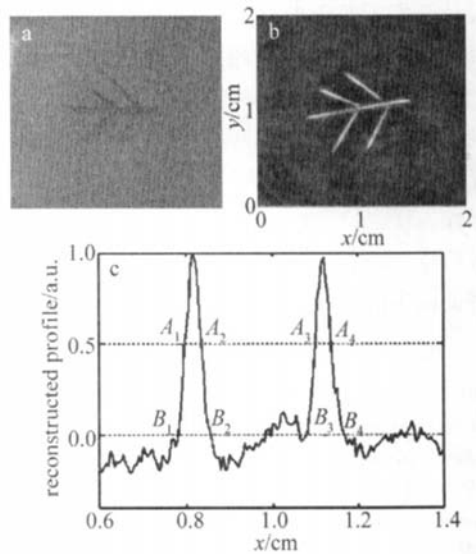


Fig.3 The resolution of reconstructed image

a—the photograph of the phantom b—reconstructed image of the phantom c—the normalization line profile of the reconstructed image at  $y=0.75cm$

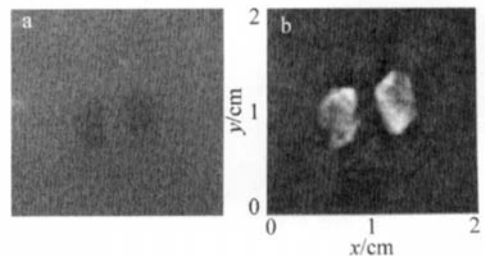


Fig.4 The reconstructed image of phantom

a—the photograph of phantom (two pieces of pork liver) b—the reconstructed image of phantom

## 3 实验结果与讨论

图 3b 是在样品中埋藏 5 根头发的光声像,从重建

图像可以看出, 头发所组成形状的光声像与样品的几何位置能很好地对应; 但由于旋转扫描样品和只采集了 100 个位置的光声信号, 使重建图像的四周呈现环状伪迹; 如果进一步增加扫描位置, 即数据反投影的次數增多, 图像将更加清晰。图 3c 是取图 3b 中  $y = 0.75\text{cm}$  的投影数据, 对投影值进行归一化, 其峰值的  $1/2$  线和  $1/4$  线分别经过点  $A_1 \sim A_4$  和点  $B_1 \sim B_4$ 。按照参考文献 [13] 中的定义, 可得该成像系统的分辨率为  $0.15\text{mm}$ 。

图 4b 是在样品中埋藏了 2 块猪肝的光声像, 可以看出, 重建图像的轮廓与样品基本相同; 同样的, 由于旋转扫描样品和只采集了 100 个位置的光声信号, 使重建图像的四周呈现环状伪迹。对比图 3b 与图 4b 可以发现, 图 4b 的对比度小于图 3b 的对比度, 这是由于猪肝对光的吸收小于头发对光的吸收。

## 4 结 论

设计开发了基于虚拟仪器的光声信号采集和成像系统, 该系统能方便快速地采集光声信号, 由 LABVIEW 调用 MATLAB 程序对采集到的数据进行处理, 最后利用滤波反投影重建算法, 实现了对模拟组织样品的光声层析成像。与现有的方法比较, 该成像系统具有操作方便、易于理解、调试和维护, 程序编制简单直观等特点, 有利于医务人员操作及维护, 有望发展成为一种低成本的实用的临床诊断仪器。

### 参 考 文 献

- [ 1 ] ZHU H H, ZUO D L, CHENG ZH, *et al* Experiment research of acoustic effect induced by pulsed  $\text{CO}_2$  laser in water [ J ]. *Laser Technology* 2006, 30(6): 605-607 ( in Chinese ).
- [ 2 ] TAN Y, HE J F. Photoacoustic imaging: consideration of ultrasonic refraction [ J ]. *Journal of Optoelectronics: Laser* 2007, 18(8): 1013-1016 ( in Chinese ).
- [ 3 ] SUZUKI K, YAMASHI TA 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 ]. *Journal of Medical Optics* 1996, 1(3): 330-334
- [ 4 ] ZHANG H F, MASLOV K, WANG L H, *et al* Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive in vivo imaging [ J ]. *Nature Biotechnology* 2006, 24(7): 848-851
- [ 5 ] KU G, WANG L H. Deeply penetrating photoacoustic tomography in biological tissues enhanced with an optical contrast agent [ J ]. *Opt Lett* 2005, 30(5): 507-509
- [ 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 ] 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.
- [ 8 ] 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
- [ 9 ] CHEN Z X, TANG Z L, WAN W, *et al* Photoacoustic tomography in aging based on a  $f$  acoustic lens imaging system [ J ]. *Optics Express* 2007, 15(8): 4966-4976
- [ 10 ] 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.
- [ 11 ] ZENG Y G, XING D, WANG Y, *et al* Photoacoustic and ultrasonic Co-imaging with a linear transducer array [ J ]. *Opt Lett* 2004, 29(15): 1760-1762
- [ 12 ] 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.
- [ 13 ] XU M H, WANG L V. Time-domain reconstruction for photoacoustic tomography in a spherical geometry [ J ]. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2002, 21(7): 814-822
- [ 14 ] HE J F, TAN Y. Development of photoacoustic imaging technology in biomedicine [ J ]. *Laser Technology*, 2007, 31(5): 530-533 ( in Chinese ).
- [ 15 ] ZENG LM, XING D, GU H M, *et al* High antisense photoacoustic tomography based on a modified filtered backprojection algorithm with combination wave [ J ]. *Medical Physics* 2007, 34(2): 556-563