

# 基于相衬解调的实时光声成像系统

张宇<sup>1</sup> 薛月菊<sup>1</sup> 贾金亮<sup>2</sup> 金晓勇<sup>3</sup> 刘洪山<sup>1</sup> 谢家兴<sup>1</sup>

<sup>1</sup>华南农业大学电子工程学院, 广东 广州 510642

<sup>2</sup>华南农业大学材料与能源学院, 广东 广州 510642

<sup>3</sup>华南农业大学农学院, 广东 广州 510642

**摘要** 超声信号能引起 SU-8 材料的厚度变化, 将一薄层厚度均匀的 SU-8 膜镀在盖玻片上, 再镀一层均匀金属银制成光滑反射面, 制作了一个光声传感器, 并借助此传感器设计了一套实时、动态的光声成像系统。该光声成像系统中, 吸收性样品的光声信号引起光声探测器上 SU-8 材料厚度变化, 当一束激光经过探测器反射面时, 该厚度变化将会调制反射光的相位, 系统借助光学相衬滤波法解调该相移, 得到 SU-8 的厚度变化量, 获取与样品光声信号的分布对应的光强分布, 从而获得样品的动态实时光声像。对光声信号的产生(光致超声效应)、光声信号的调制、光声信号的解调(传感器的制作)进行了论述, 并对 SU-8 光声探测器对光声信号的感应特性做了初步实验研究, 结果验证了 SU-8 能够探测光声信号。

**关键词** 成像系统; SU-8 光声传感器; 相衬; 光声成像

**中图分类号** Q631 **文献标识码** A

**doi:** 10.3788/LOP53.071701

## Real-Time Photoacoustic Imaging System Based on Phase Contrast Demodulation

Zhang Yu<sup>1</sup> Xue Yueju<sup>1</sup> Jia Jinliang<sup>2</sup> Jin Xiaoyong<sup>3</sup> Liu Hongshan<sup>1</sup> Xie Jiaying<sup>1</sup>

<sup>1</sup> School of Electronic Engineering, South China Agriculture University, Guangzhou, Guangdong 510642, China

<sup>2</sup> School of Materials and Energy, South China Agriculture University, Guangzhou, Guangdong 510642, China

<sup>3</sup> School of Agriculture, South China Agriculture University, Guangzhou, Guangdong 510642, China

**Abstract** Ultrasonic signal can cause the SU-8 material thickness change. Based on this, a uniform thin layer thickness of the SU-8 film is plated on the cover glass, the smooth reflecting surface is coated with a layer of uniform metal silver, and then a photoacoustic sensors is made. And a set of real-time, dynamic photoacoustic imaging system is proposed based on the sensor. In this system, the photoacoustic signal of absorbent sample causes the SU-8 material thickness change on the photoacoustic detector. When the laser through the reflector of detector, the changes of thickness will modulate the phase of reflected light. The phase shift is demodulated using the optical phase contrast filter method, and the thickness variation of SU-8 is obtained. The corresponding light distribution of photoacoustic signal of samples is acquired, and the dynamic real time photoacoustic images are obtained. The generating (ultrasonic effect), modulation and demodulation (production of the sensor) of photoacoustic signals are discussed. The response characteristics of photoacoustic signals are studied experimentally by SU-8 photoacoustic detector, and the results indicate that SU-8 can detect photoacoustic signals.

**Key words** imaging systems; SU-8 photoacoustic sensor; phase contrast; photoacoustic imaging

**OCIS codes** 110.5120; 170.3880; 170.3010

## 1 引言

当激光照射生物组织时, 大部分光被吸收或散射, 能够透射和反射的光非常微弱, 因此采用光学方法无法对组织深层成像。超声信号在组织中的阻抗小、传输距离远, 能够对组织深度成像, 但超声波长较长, 成像

收稿日期: 2016-01-11; 收到修改稿日期: 2016-02-28; 网络出版日期: 2016-06-14

作者简介: 张宇(1976—), 女, 硕士, 讲师, 主要从事光声成像方面的研究。E-mail: zhangyu@scau.edu.cn

分辨率低,而且没有对超声信号直接成像的 CCD,所以不能实现实时高分辨成像。

光声成像结合了光学和超声成像的优点,既能实现超声成像达到的深层组织成像,又具有光学成像的分辨率,能够实现对组织深层高分辨成像,近年来成为医学成像研究的热点之一。现有的光声成像技术的分辨率可以达到  $10\sim 100\ \mu\text{m}$ ,实现对生物组织  $3\sim 30\ \text{mm}$  深度(血管等医学成像、动物实验)的无损和高分辨清晰成像。

近年来国内外关于光声成像技术的相关报道较多<sup>[1-13]</sup>,刘炎炎等<sup>[1]</sup>采用滑动焦点法,将样品在整个扫描过程中,始终处于焦深的范围,从而获得分辨率和信噪比均匀的光声像;张宇等<sup>[2-4]</sup>搭建了基于声透镜的光声层析成像系统,通过声透镜对光声信号成像,获得样品的三维光声像;Xu 等<sup>[5]</sup>提出滤波反投影重建法来实现光声像重建;Kruger 等<sup>[6]</sup>采用逆三维 Radon 变换方法进行光声成像的图像重建;许栋等<sup>[7]</sup>提出多阵元相控聚焦成像,用多个光声探测器同时记录样品的不同方向的光声信号,并通过补偿实现信号的相位匹配;Wang 等<sup>[8]</sup>采用样品与点源信号逆卷积结合迭代法的光声图像重建方法。

上述的不同光声成像系统,都是通过扫描、硬件设备实现相位匹配和不同算法对探测的光声信号进行匹配后,对吸收分布进行投影得到样品光声像,扫描和算法都需要一定的时间,所以无法实现实时成像。Niederhauser 等<sup>[9-10]</sup>提出光学暗场立体成像系统结合声透镜的光声成像,将样品光声信号转化为探测光的光强信号,但暗场法信噪比低,成像质量差。

本文提出了基于相衬解调的实时光声成像方法,将一薄层厚度均匀的 SU-8 膜镀在盖玻片上,再镀一层均匀金属银制成光滑反射面,制作成一个光声传感器,并借助此传感器设计了一套实时、动态的光声成像系统。该光声成像系统中,由于 SU-8 材料对光声信号的感应特性,吸收性样品的光声信号将引起光声探测器上 SU-8 材料厚度变化,当一束光激光经过探测器反射面时,该厚度变化将会调制反射光的相位,系统借助光学相衬滤波法解调该相移,得到 SU-8 的厚度变化量,获取与样品光声信号的分布对应的光强分布,用 CCD 记录下来,从而获得样品的动态光声像,可进行实时监控、调整。实时性是本文系统与扫描、像控聚焦等系统相比的主要优势。

基于上述系统,对光声成像过程中的关键环节进行了理论阐述,主要包括以下几个环节:1) 光声信号的产生(光致超声效应);2) 光声信号的调制;3) 光声信号的解调(传感器的制作)。自制 SU-8 光声探测器对光声信号的感应特性,也进行了初步的探测效果研究实验,论证了该系统的可行性。

## 2 光声信号产生

脉冲激光照射样品,样品吸收光能量后温度微弱升高而发生热弹性膨胀,导致被照射组织内部压力变化,从而产生超声信号,即光声效应。

光声效应的热弹性组织的吸收系数不同,产生的超声强度分布不同,可以以此来区分不同吸收分布的生物组织(正常和病变的吸收分布往往不同),也可以实现生物组织的分子成像。

光声信号的频率与照射光调制频率相同,其强度和相位则决定于物质的光学、热学、弹性和几何特性,光声效应产生的超声力可以写为<sup>[11]</sup>

$$p = \rho_0 c_0^2 \beta T' \quad (1)$$

式中  $\rho_0$  为组织密度,单位为  $\text{g}/\text{cm}^3$ ;  $c_0$  为声波在组织中的传播速度,单位为  $\text{cm}/\text{s}$ ;  $\beta$  为热膨胀参数;  $T'$  为温度的变化,单位为  $^\circ\text{C}$ 。

当光流量为  $F_0$  的脉冲激光照射在组织上时,组织中的压力空间分布特性  $p(z)$  就可写为检测器接收到的压力时间分布特性,表示为<sup>[12]</sup>

$$p(t) = \Gamma \mu_a F_0 \exp(-\mu_a c_0 t) \quad (2)$$

式中  $\Gamma$  为格林爱森参数,  $\Gamma = \beta c_0^2 / c_p$ ,  $c_p$  为压力  $p$  下的热容量,单位为  $\text{J}/(\text{g} \cdot \text{C})$ ;  $\mu_a$  为组织的光吸收系数,单位为  $\text{cm}^{-1}$ 。如果照射光均匀,光声信号的强度,粗略正比于样品的光吸收分布,这个关系是光声投影像重建的基础。

### 3 光声信号的调制

在现有的反投影法、逆卷积法、相控聚焦法、基于声透镜的光声层析成像法等光声成像方法中,光声信号的记录都是采用超声探头将光声压转换成电压值,然后传输给计算机,根据各点电压值对样品成像。

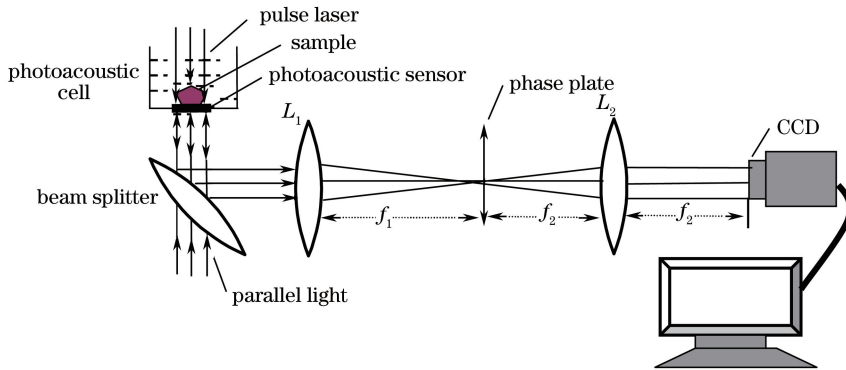


图 1 基于相衬解调的实时光声成像系统

Fig. 1 Real-time photoacoustic imaging system based on phase contrast demodulation

大多数的光声成像系统中,采用的超声探测器可分为单探元、线阵、圆环阵列、面阵排列等,多元阵列探测器比单个探头的采集速度要快很多。但数据并行采集卡的成本较高,通常在实验系统中用到的都是串行采集卡,数据通过模拟电子开关依次传输给计算机,需要一定的传输时间,因此无法实时成像。

针对上述问题,设计了如图 1 所示系统,将光声成像与光学相衬滤波法相结合,并借助 CCD 摄像机,实现对样品光声像的实时、动态成像与监控。

系统中的关键器件——超声传感器,由声敏感材料 SU-8 制成的,具体做法为:将一薄层厚度均匀的 SU-8 膜镀在盖玻片上,并在其表面上镀一层均匀金属银制成光滑反射面。SU-8 是一种对超声信号敏感的材料,当超声信号传输到 SU-8 膜时,将会引起材料形变,从而引起超声传感器反射面发生变化,不再是平滑表面。

图 1 中,光声池为透明有机玻璃制成,光声传感器置放于光声池的底部,样品紧贴超声传感器,用均匀脉冲光照射样品时,样品产生光声信号,SU-8 感应到光声信号后发生厚度变化,使镀银反射平面变得起伏不平,具体起伏的量取决于光声信号的分布情况,通常情况下,厚度变化量会在激光波长量级内。照射脉冲激光、光声池和传感器实现了光声信号的产生和感应,通过这个环节,样品的吸收分布依次转化为样品的光声信号、SU-8 的厚度、镀银反射面的起伏。由于光声压的强弱与样品吸收系数成正比,所以镀银面起伏量实际上取决并正比于样品的吸收分布函数。

设样品的吸收分布函数为  $\mu(x, y)$ ,则样品产生的光声信号  $P(t)$  正比于  $\mu(x, y)$ ,由于 SU-8 镀银面的形变函数  $L(x, y)$  与光声压  $P(t)$  成正比,所以  $L(x, y) \propto \mu(x, y)$ 。

图 1 系统中对传感器表面起伏量的检测,设计采用光学相衬法滤波系统,超声传感器的镀银反射面、分束镜、透镜  $L_1$ 、相移板、透镜  $L_2$ 、CCD 构成一个典型的相衬光学滤波系统。镀银反射面到分束镜的距离与分束镜到透镜  $L_1$  的距离之和等于透镜  $L_1$  的焦距,即传感器处在  $L_1$  前焦面上,透镜  $L_1$  的后焦面和透镜  $L_2$  的前焦面重合,在该处放置  $1/4$  相位板,CCD 摄像机在  $L_2$  的后焦面上,根据光学理论,若镀银面位置有一相位物体,CCD 记录的刚好是该相位物体像面,这里即为形变函数  $L(x, y)$ 。

具体过程如下:探测平面光经镀银面反射后,光程被该形变函数  $L(x, y)$  调制,等相位面分布不再是平面,而是与  $\frac{2\pi L(x, y)}{\lambda}$  或  $\frac{2\pi\mu(x, y)}{\lambda}$  相同的分布。此时,相当于传感器镀银反射面处放置了一个  $\frac{2\pi\mu(x, y)}{\lambda}$  的相位物体,从而实现了从吸收分布—形变量—光波相位的转变,完成了吸收分布与平面载波的调制过程。设照射单位平面波入射到平面镜时的初相位为 0,则复振幅可表示为:  $u(x, y) = 1$ ,光声信号调制后的光场复振幅分布可记为:  $u_1(x, y) = \exp[j2\pi\mu(x, y)/\lambda]$ 。

## 4 光声信号的相衬解调

由于光声信号引起的形变一般在几十纳米,所以  $\frac{2\pi\mu(x,y)}{\lambda}$  通常比较小,数值上小于 1 rad。光声信号引起的变化总体相当于一个弱相位物体的效应。

将弱相位信息转化为强度信息,常见的方法有暗场法、相衬法、傅科刀口法、希尔伯特变换法等。其中暗场法所显示图像强度与相位变化不是正比例关系,而是平方关系,不能直接通过图像测量光波相位变化的量值;傅科刀口法观察时,强度为相位的希尔伯特变换决定,各个频率成分的正弦相位物体都会产生 1/4 周期的相移;希尔伯特变换法可用两块具有  $\pi$  相移的相位板来实现,但是可以消除傅科刀口法中的相移。

本文系统选择相衬法,将相位信息转变为强度信息,而且二者之间成正比关系。图 1 中相移板的滤波函数为

$$H(f_x, f_y) = \begin{cases} \pm j, & f_x = f_y = 0 \\ 1, & \text{others} \end{cases}, \quad (3)$$

被光声信号调制的光经过上述相移板后,样品吸收分布将会在像面上显示为强度分布:

$$I(x, y) \approx 1 + \frac{2\pi\mu(x, y)}{\lambda}, \quad (4)$$

强度完全由吸收分布函数  $u(x, y)$  决定,而  $u(x, y)$  取决并正比于样品的吸收分布,从光强表达式可以看出,光强的强度分布与样品的吸收分布相同,从而实现了光声信号的解调,得到样品的吸收分布的像  $\mu(x, y)$ 。

由于  $\frac{2\pi\mu(x, y)}{\lambda}$  较小,其中的直流分量 1 为背景光,背景光太强,将影响成像质量,可将相移板的中心处的低频背景光吸收,即将光学相衬法和暗场法结合,以提高成像对比度。

## 5 SU-8 传感器对光声信号的感应测试

为了验证超声传感器对光声信号的感应,设计如图 2 所示的测试系统,探测光路用暗场法。用超声换能器发射约 38 kHz 周期性正弦超声波模拟样品光声信号,超声波传输到传感器时,其镀银面会随超声压而起伏变化,从而引起探测平面波相位改变,通过暗场法对该相移进行解调,则光电探测器记录的光场强度即为该相移分布。

图 3(a)为没有加超声信号时,像面上某点的光强信号;图 3(b)为打开超声换能器用 38 kHz 正弦超声信号激励超声传感器时,光电探测器检测到的像面上的光强。

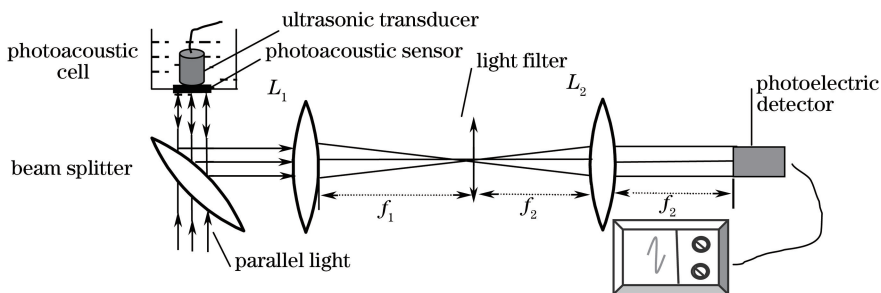


图 2 超声传感器测试系统

Fig. 2 Test system of photoacoustic sensor

对比图 3(a)、(b)两幅图像可以看出,对自制 SU-8 光声传感器加载正弦超声信号波后,系统像面上的光强值随超声信号也按相同频率的正弦信号。在实验过程中观察到,光电探测器的信号的强度与加载的超声信号的幅值之间趋向于正比关系,波形一致。



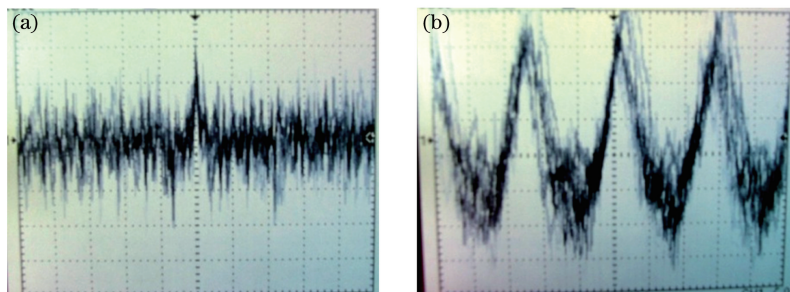


图3 光电探测器测得的信号。(a) 没有加载超声信号时；(b) 加载 38 kHz 超声信号时  
Fig. 3 Detected signals by photoelectric detector. (a) Without load of photoacoustic signal;  
(b) with load of 38 kHz photoacoustic signal

## 6 结 论

对自制 SU-8 传感器对超声信号的感应情况作了实验分析,并从理论上论证了相衬解调方法与光声成像的可行性,但是传感器放在光声池经模拟组织溶液浸泡后,镀银 SU-8 会从载玻片上脱落,传感器难以持久使用,因此寻找合适的保护层是关键问题和下一步的工作方向。

在光声信号的实时解调重建时,相衬法对相位变化比暗场法更敏感,且光强与相位成正比关系,因此从暗场法结果可以推断,本文系统对组织成像是可行的。相衬法对 SU-8 材料的厚度变化分辨力为探测光的波长量级,而样品的光声信号在产生而未扩散传输时刻最强,从理论上讲光声信号能够引起 SU-8 的厚度变化也在此范围内。综合而言,光声信号调制成探测光的相位后,经相衬光学系统解调直接将其转化为光强信息,所以自制 SU-8 传感器、光学相衬滤波系统、CCD 摄像机相结合,能够实现实时、动态的光声成像。

## 参 考 文 献

- Liu Yanyan, Yang Xiaoquan, Luo Qingming. Method of sliding focus photoacoustic microscopic[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(5): 0517002  
刘炎炎, 杨孝全, 骆清铭. 滑动焦点光声显微成像方法[J]. 光学学报, 2012, 32(5): 0517002.
- Zhang Yu, Tang Zhilie, Wu Yongbo, *et al.*. Three-dimensional photoacoustic imaging technique based on acoustic lens [J]. Acta Physica Sinica, 2015, 64(24): 240701.  
张 宇, 唐志列, 吴泳波, 等. 基于声透镜的三维光声成像技术[J]. 物理学报, 2015, 64(24): 240701.
- Chen Z, Tang Z, Wan W. Photoacoustic tomography imaging based on a 4f acoustic lens imaging system[J]. Optics Express, 2007, 15(8): 4966-4976.
- Zhang Yu, Tang Zhilie, Wu Yongbo, *et al.*. Study of various photoacoustic imaging methods[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2012, 49(2): 020004.  
张 宇, 唐志列, 吴泳波, 等. 多种光声成像方法研究[J]. 激光与光电子学进展, 2012, 49(2): 020004.
- Xu M, Wang L V. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry[J]. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 2002, 21(7): 814-822.
- Kruger R A, Liu P, Appledorn C R. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-reconstruction tomography[J]. Medical Physics, 1995, 22(10): 1605-1609.
- Xu Dong, Xiang Liangzhong, Ji Xuanrong. Photoacoustic imaging system based photoacoustic ultrasound (PAUS)-reconstruction tomography 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.
- Wang Y, Xing D, Zeng Y, *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm[J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(14): 3117.
- Niederhauser J J, Jaeger M, Lemor R, *et al.*. Combined ultrasound and optoacoustic system for real-time high-contrast vascular imaging *in vivo* [J]. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 2005, 24(4): 436-440.
- Maslov K, Stoica G, Wang L V. *In vivo* dark-field reflection-mode photoacoustic microscopy[J]. Optics Letters, 2005,

- 30(6): 625-627.
- 11 Karabutov A, Podymova N B, Letokhov V S. Time-resolved laser optoacoustic tomography of inhomogeneous media[J]. Applied Physics B, 1996, 63(6): 545-563.
  - 12 Esenaliev R O, Larina I V, Larin K V, *et al.*. Optoacoustic technique for noninvasive monitoring of blood oxygenation: A feasibility study[J]. Applied Optics, 2002, 41(22): 4722-4731.
  - 13 Zhang Jian, Yang Sihua. Photoacoustic component imaging based on multi-spectral excitation[J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(1): 0104001.  
张 建, 杨思华. 基于多波长激发的光声组分成像[J]. 中国激光, 2011, 38(1): 0104001.