

多种光声成像方法研究

张宇^{1,2} 唐志列¹ 吴泳波¹ 谢家兴² 代芬² 赵文锋²

(¹ 华南师范大学物理与电信学院, 广东 广州 510006)
(² 华南农业大学工程学院, 广东 广州 510642)

摘要 阐述了光声成像的基本原理,综述了现有的几种光声成像方法、原理及成果。介绍了国内外多个研究小组在光声成像领域所取得的一些成果,主要包括:用超声探测器记录光声信号的滤波反投影算法光声成像;超声探测器结合声透镜的傅里叶方法;用探测光做载波调制光声信号,将光声信号转化为光信号,经光学系统解调,将样品像显示在 CCD 摄像机上的实时光声成像等。对比了几种光声成像方法,并提出了一些光声成像的新思路。

关键词 医用光学;光声信号;光声成像;超声探测器;调制;解调

中图分类号 Q631 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/LOP49.020004

Study of Various Photoacoustic Imaging Methods

Zhang Yu^{1,2} Tang Zhilie¹ Wu Yongbo¹ Xie Jiaying² Dai Fen² Zhao Wenfeng²

(¹ School of Physics and Telecommunication Engineering, South China Normal University,
Guangzhou, Guangdong 510006, China)

(² School of Engineering, South China Agriculture University, Guangzhou, Guangdong 510642, China)

Abstract The theory of photoacoustic (PA) imaging is introduced. The existing reconstruction methods, their fundamental and results at home and abroad are summarized. The filtered back-projection algorithm and the Fourier transform method based on acoustic lens, which can realize reconstruction of PA image from the PA signals recorded by ultrasonic sensors are both described. The demodulation of PA signals by optical systems is also introduced. In the optical methods, PA signals are modulated by probing optical beam and turned into optical signals, then it can be demodulated by different optical systems, and finally the sample image can be monitored by CCD camera dynamically. Comparison is made among the different real-time PA imaging methods and some new ideas are proposed.

Key words medical optics; photoacoustic signal; photoacoustic imaging; ultrasonic sensor; modulation; demodulation

OCIS codes 170.3880; 110.5120

1 引言

当今,病理诊断不再局限于从病人出现的症状入手,而更多地根据组织结构成像和功能成像直观地进行判断,从而及早预防治疗。在病变的早期,组织结构形态往往已经发生变化,组织光学吸收、热学特性、弹性系数等也将发生变化,通过对这些参数的测定,可实现对病变组织的结构成像,甚至功能成像。目前已有的多种医学成像技术包括 X 射线成像、X 射线计算机层析成像(CT)、放射性核素成像、核磁共振成像、光学相干层析(OCT)成像、超声成像、光声成像技术等,其中核磁共振成像、超声成像和 OCT 属于无损成像。核磁共振设备昂贵;OCT 成像分辨率高,但由于组织内部光吸收和散射严重,激光经过组织后,反射光或者透射光通常很弱,所以只能对组织表面(2~3 mm 深度)进行成像;超声信号在组织中衰减较小,成像深度好,但由于声波波长较长,成像对比度差,分辨率低。光声成像技术结合了光学成像的高分辨率和超声成像的成像

收稿日期: 2011-07-15; **收到修改稿日期**: 2011-08-31; **网络出版日期**: 2011-11-28

基金项目: 国家自然科学基金(60877068)资助课题。

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

导师简介: 唐志列(1965—),男,教授,博士生导师,主要从事光声成像方面的研究。E-mail: tangzhl@scnu.edu.cn

(通信联系人)

深度,可以实现对生物组织的深层无损和高分辨成像,而且借助 CCD 能够实现成像的实时动态监控。光声成像过程^[1,27]可以分为光致超声即光声信号的产生、光声信号的转换或调制、光声信号的重建(即解调或成像)。在用超声传感器进行直接探测的方法中,一般直接用算法重建,无需对光声信号进行调制。

本文在介绍光声成像基本原理的基础上,综述了现有的几种光声成像方法,并对几种方法进行了对比。

2 光声信号的产生

当光波(也可以是微波、射频波等电磁波)照射物体时,物体吸收光能,内部的温度升高,引起内部某些区域结构和体积变化,产生并向外辐射声波,这种现象被称为光声效应。当激发源是激光时,这个声波信号被称为光声信号。

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、弹性和几何的特性,因此光声信号的特征体现了被照射物体的形貌、吸收分布等特征。图 1 为光声信号产生的原理示意图。

目前,光声信号大多通过脉冲激光照射组织,组织吸收热量膨胀产生。脉冲激光通常功率较大,在照射物体前,要经过散射减弱后照射被检测组织,常用的散射方法有两种:1)透镜散射后均匀照射组织;2)将被测物深埋在琼脂加散射剂的均匀介质中。由于散射光比较弱,所以被照射的物体不会损伤。因此,光声成像可实现组织的无损探测。

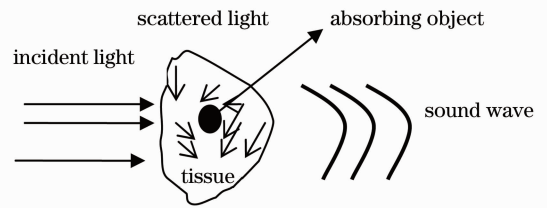


图 1 光声信号的产生

Fig. 1 Generation of photoacoustic signals

3 光声信号的探测

光声信号探测可以采用超声探测器探测,算法重建;也可以用光声信号调制已知光,将超声信号转化成光信号,然后通过光学系统解调,CCD 摄像机直接显示。

用超声探测器记录光声信号时,直接将光声信号转换成电压信号,然后用算法重建产生光声信号的样品像。

初期的光声探测器是单个的超声换能器。Wang 等^[1]利用单个超声换能器旋转扫描探测成像,成功获得了大鼠脑部血管的光声重建图像。Wang 等^[2]对样品产生的信号进行 360°全方位扫描记录,由放大器放大,显示在示波器上。Yang 等^[3]采用小角度滤波反投影算法进行图像重建,消除多元线性阵列相控聚焦探测系统的方向角带来的不利影响,使图像分辨率达到 0.2 mm。

Kruger 等多个研究小组^[4~6]分别用各种形状的多元阵列探测器进行光声信号探测。陈湛旭等^[18]提出了用声透镜成像、线阵超声探测阵列记录的方法,大大提高了信噪比,无需全方位扫描重建样品,并在采集系统中加入了峰值保持器^[20],以更好地记录样品信息、改善采样效果。阵列探测器的优点是可以同时采集多个信号,与单个超声探测器相比,减少了采样时间,提高了采样效率。

利用探测到的光声信号对样品图像进行重建时,必须确知探测器和光声信号源之间的对应关系。如图 2(a)所示,光声信号源为均匀线性物体,在均匀照射条件下, A 和 B 两点产生的光声信号 $P_1 = P_2$,虽然 A、B 到探测器平面的垂直距离相同,但是 P_1 、 P_2 从光声信号源到探测器的距离却是不同的,也就是说同一

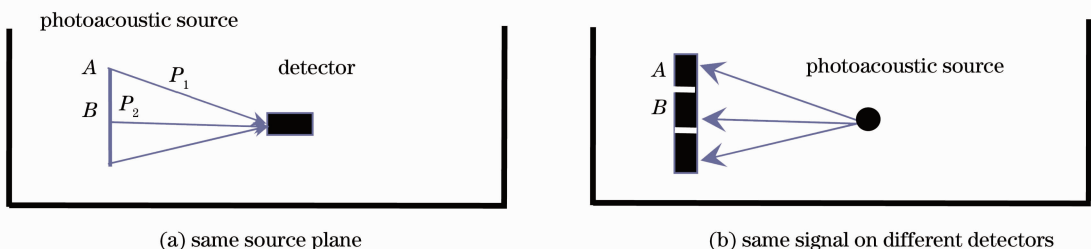


图 2 探测器和光声信号源的相对位置

Fig. 2 Relative position between detector and photoacoustic source

物平面的光声信号却不在同一像平面上。对于图 2(b)所示由同一点物产生的光声信号,不同探元 A、B 的直线距离不同,因此不可能同时到达探元 A、B,也就是说,对于相同物面,如果用线阵列探测器探测的数据直接进行重建,横轴为时间坐标,像面将不在同一平面。

为了使相同物面对应同一像面,可以利用权重延迟求和算法成像,即利用时域延迟求和和聚焦技术定位样品中光声源的位置。

超声探测器系统最大的缺陷在于,获得一幅完整的图像往往需要探测器或样品转动作机械扫描,数据采集时间往往要几分钟,成像算法复杂,计算量大,且成像时间分辨率低,难以满足实际临床应用的要求。

4 光声成像

4.1 光声信号与样品灰度的关系

Kruger 等^[7]于 1995 年提出物体吸收分布与光声信号的三维 Radon 变换关系。将一个光学吸收特性均匀的球形小体积元埋在光学特性以散射为主的均匀介质中,用超短脉冲激光照射该体积元。假设光能传输时间极短,近似为一个时间脉冲信号,用介质的热传导方程和声压对超温分布关系方程,在光声远场近似的条件下,推导出球形小体积元吸收热能后的声压分布 $p(\mathbf{r}, t'')$ 、热源项 $S_r(t)$ 和吸收分布 $\mathcal{R}(\mathbf{r}')$ 的关系为三维 Radon 变换:

$$S_r(t) = \frac{4\pi ct}{\beta I_0 \tau \Delta z} \int_0^t p(\mathbf{r}, t'') dt'' \approx \oint_{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|/v_s=t} \mathcal{R}(\mathbf{r}') d\mathbf{r}', \quad (1)$$

(1)式可以用逆三维 Radon 变换方法^[8]求解。

4.2 用光声信号对样品进行成像

在上述理论的基础上,多个研究光声理论的小组提出了不少样品图像重建的方法。Kruger 等^[7,9]最先提出滤波反投影算法,并在实验上开展了一系列对癌症病人的诊断和一些小动物三维光声成像的研究。Xu 等^[10]利用改进的滤波反投影算法重建图像,成功地对动物的头部进行了一系列的成像:脑部的结构成像、神经成像、损伤成像、功能成像和肿瘤成像^[11~13]等。在国内,Wang 等^[2]于 2004 年用滤波反投影算法实现了光声信号重建。

Köstli 等^[14]提出傅里叶变换成像算法。Zhulina^[15]用最佳统计方法实现图像重建算法。Yang 等^[3]利用迭代重建算法实现了有限角度的光声成像。Liu^[16]提出基于 P 变换的光声成像。Wang 等^[2]利用逆卷积算法进行了光声层析成像。Niederhauser 等^[17]采用一个光学暗场立体成像系统结合声透镜技术进行光声成像。本课题组提出了基于声透镜的傅里叶光声成像方法,利用光学透镜与声学透镜成像的相似理论,在 4f 声透镜系统上实现了对吸收样品的光声成像^[18~21]。

除了探测器记录后进行图像重建的成像方法,还有用光声信号调制已知光,然后通过光学系统解调,借助 CCD 显示的光声图像重建方法。后者由于其动态、实时、直观性,近年来逐渐成为光声成像领域一个新的热点^[17,22~24]。

4.2.1 滤波反投影算法

根据(1)式,当把吸收分布分解为时间和空间函数时,经过变换可得

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|} A(\mathbf{r}') I' \left(t - \frac{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|}{c} \right). \quad (2)$$

从(2)式可以看出,任一探元的光声压是由样品上所有点的光声信号综合作用的结果,当照射光 I' 是脉冲光时,光声压分布就只与吸收分布有关。要求出吸收分布,可用光声探测器测得的光声压值反投影获得。

反投影的基本思路是:认为每个测得的光声压值是样品上所有点光声信号在探测器上综合作用的结果,也就是说,样品上一点的吸收系数,应该由测得的各个方向的光声压信号按照一定的关系反投影来对应某一位置的吸收系数。换言之,样品上某一点的吸收系数是各个方向的光声信号反投影的和,所以反投影法将会造成重建吸收分布成像的模糊。在将每个投影光声信号进行反投影之前,如果先进行滤波,可以突出图像的轮廓,消除或减弱模糊干扰。

4.2.2 基于声透镜的傅里叶变换光声成像法

由于光声信号本质上是一种超声波,因此光声信号具有波的所有特征。声透镜对超声波的变换作用与光学透镜对光波的变换作用类似。根据傅里叶成像理论,一个具有空间傅里叶变换性质的声透镜可以把反映物体结构的光声压分布直接成像于像面上,在像面上检测声压分布就能重构原物形状。其原理如图3所示。

在近轴传输的条件下,超声波的传输满足基尔霍夫衍射方程。假设声透镜的焦距是 f ,声透镜对超声的透射率为 1,物距为 d_0 ,像距为 d_i ,它们满足共轭关系,透镜的孔径函数是 $p(x, y)$,物面(即生物组织)上光声信号的复振幅为 $U_0(x_0, y_0)$,观察平面上声波的复振幅为 $U_i(x_i, y_i)$,由菲涅耳衍射公式可以建立二者之间的关系。

特别地,当 $U_0(x_0, y_0) = \delta(x_0, y_0)$ 时,即输入为一个点源超声信号(点物产生的光声信号为这类信号)时,光声信号从声透镜后表面传播到探测器,根据菲涅耳衍射公式,可以写出探测器平面上光声信号的复振幅分布为

$$U_i(x_i, y_i) = \frac{1}{\lambda^2 d_i d_0} \exp\left(j \frac{k}{2} \frac{x_i^2 + y_i^2}{d_i}\right) \mathcal{F}\{p(x, y)\}_{f_x = \frac{x_i}{\lambda d_i}, f_y = \frac{y_i}{\lambda d_i}} \quad (3)$$

(3)式即为近轴近似下声透镜的点脉冲响应。而一个声源可以分解为无数点声源的集合,叠加起来就是整个声源的像。

对于另外一种特殊情况, $d_0 = d_i = f$, $U_0(x_0, y_0)$ 和 $U_i(x_i, y_i)$ 之间近似满足傅里叶变换关系,也即像面上的复振幅分布是物面上复振幅分布的傅里叶变换。

吸收物体产生的光声信号经过透镜会聚后,幅值比会聚前增大几倍,由超声探测器记录,将其转换为电压信号,直接成像。基于声透镜的光声傅里叶成像的基本思路是:光激发-声透镜变换-探测光声信号-成像。

4.3 用光声信号调制探测光的 CCD 实时光声成像

用超声探测器来记录重建时,受声波波长限制,分辨率低且不能实时动态地观察样品的像。高分辨、实时的光声成像是近年来光声成像领域里的一个研究目标,但没有能对超声直接成像的 CCD 摄像机,所以对光声信号直接成像,必须将光声信号转化为光学信号,那样就可以用 CCD 进行实时动态监控。

用 CCD 进行光声重建的基本思路是:用待测样品的光声信号调制探测光,从而将光声信号转换为光波信号,然后再通过光路系统对调制光(光声信号)进行解调,得到样品灰度的光学表达,并用 CCD 实时动态地显示出来。

Thomson 等^[22]于 1973 年用法布里-珀罗(F-P)标准具对超声进行解调。此后该方法被用在光声成像中^[23],并且近年来逐步成为光声成像的一个新研究热点。Niederhauser 等^[17]用一个光学暗场立体成像系统结合声透镜技术,进行实时的三维光声成像。另外,也有通过用样品光声信号使液面发生改变来调制探测光相位的方法。对调制光进行解调的方法除了 F-P 标准具、暗场法,还有相衬法、螺旋相位板、刀口法等光学滤波方法,解调后的光声信号已经转换为光,直接显示在 CCD 上。图 4 是 Hamilton 等^[24]用 F-P 标准具实现光声信号实时成像的原理示意图。超声信号挤压 F-P 标准具的左侧端面,左侧端面含有超声敏感材料,感应超声后发生形变,引起 F-P 腔的厚度变化。在入射光不变的情况下,腔厚发生变化,反射和透射光将发生改变,从而将超声信号调制在入射光和透射光强度信息中,实现光声成像。

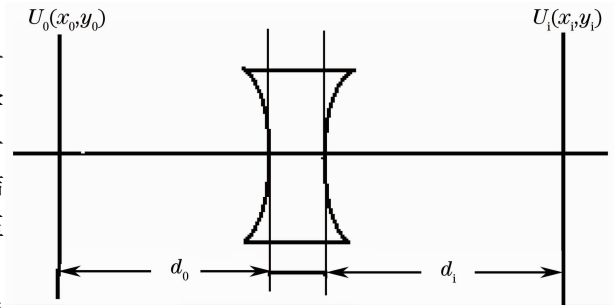


图3 声透镜的变换原理

Fig. 3 Transform principle of acoustic lens

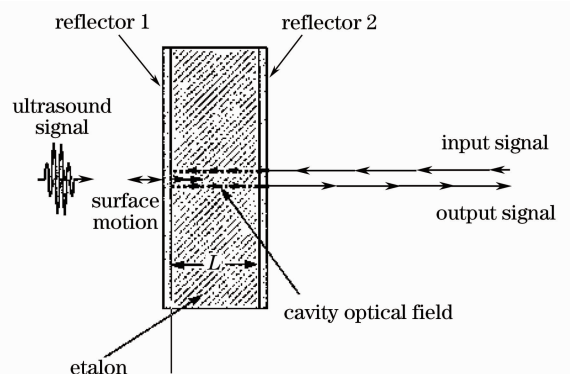


图4 用标准具传感器探测超声信号的方法

Fig. 4 Method for detecting ultrasound signals using an etalon sensor

光学方法的实质是:利用光声信号对物质的作用,改变物质的折射率或者表面形状,由此改变探测光的光程,致使探测光的相位发生变化,相位的变化量与光声信号的强弱相对应,调制光经由光学系统将光声信号以光的形式解调出来,用 CCD 监控。因此,光学方法可以实现实时、动态、直观的检测。

4.4 光声图像重建方法的对比分析

算法重建时,设备简单、容易实现,但用超声探测器记录信号的缺点在于:单个探测器需要较长扫描时间,阵列超声探测器各个探元之间容易互相干扰;数据量大,很难并行采集,假设光声探测器的中心频率为 2 MHz,那么单个探元每秒采集数据 2×10^6 个, 1×128 的线阵探测器每秒的总数据量达 2.56×10^8 个,如果要并行采集的话,对数据采集卡来说要求非常高,成本昂贵;另外,不能实时成像。

基于声透镜的傅里叶光声成像技术,由于透镜对光声信号会聚后大大提高了信噪比,成像具有较高的清晰度;用 BOXCAR 结合时间分辨技术,能够实现三维层析成像。但是由于声透镜的孔径大小有限,且声透镜存在像差和色差,成像质量受到制约;由于纵向成像靠时间分辨率来实现,所以只能分层成像,而无法实现纵向连续物体成像。

用光学解调方法重建的好处在于:分辨率高,理论上为光波波长量级;可以动态实时观察像。但是该方法对光路系统和探测环境的要求较高,容易出现散斑噪声。

5 结束语

在光声成像中,采用光学相衬解调结合声透镜的方法可提高信噪比,同时使理论分辨率达到光波波长量级,可以用 CCD 实时动态监控,而且比暗场法更为灵敏;另外,用声透镜可实现纵向连续物体成像,从而实现对样品的三维成像,克服目前只能分层成像的问题。上述两点都是本课题组目前的努力方向,并已做了一些初步的实验研究。

参 考 文 献

- 1 X. D. Wang, Y. J. Pang, G. Ku *et al.*. Three-dimensional laser-induced photoacoustic tomography of mouse brain with the skin and skull intact[J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(19): 1739~1741
- 2 Y. Wang, D. Xing, Y. G. Zeng. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(14): 3117~3124
- 3 D. W. Yang, D. Xing, H. M. Gu *et al.*. Fast multielement phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2005, **87**(19): 194101
- 4 R. A. Kruger, W. L. Kiser Jr., D. R. Reinecke *et al.*. Thermoacoustic computed tomography using a conventional linear transducer array [J]. *Med. Phys.*, 2003, **30**(5): 856~860
- 5 A. A. Oraevsky, A. A. Karabutov, S. V. Solomatin *et al.*. Laser optoacoustic imaging of breast cancer *in vivo* [C]. *SPIE*, 2001, **4256**: 352~363
- 6 B. Z. Yin, D. Xing, Y. Wang *et al.*. Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(7): 1339~1346
- 7 R. A. Kruger, P. Y. Liu, Y. C. Fang *et al.*. Photoacoustic ultrasound (PAUS)—reconstruction tomography[J]. *Med. Phys.*, 1995, **22**(10): 1605~1609
- 8 H. H. Barreu. Fundamentals of the Radon transform. in M. A. Viergever, A. Todd. Pokropek eds. Mathematics and Computer Science in Medical Imaging [M]. Berlin: Springer, 1998. 105~125
- 9 R. A. Kruger, S. Keith, J. W. L. Kiser. Thermoacoustic CT of the breast[C]. *SPIE*, 2003, **4682**: 521~525
- 10 M. Xu, L. V. Wang. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry[J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002, **21**(7): 814~822
- 11 X. D. Wang, Y. J. Pang, G. Ku *et al.*. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional *in vivo* imaging of the brain [J]. *Nature Biotechnol.*, 2003, **21**(7): 803~806
- 12 Y. Xu, L. H. Wang. Effects of acoustic heterogeneity on thermoacoustic tomography in the breast[J]. *IEEE Trans. Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2003, **50**(9): 1134~1146
- 13 G. Ku, X. D. Wang, G. Stoica *et al.*. Multiple-bandwidth photoacoustic tomography[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(7): 1329~1338

- 14 K. P. Köstli, P. 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
- 15 Y. V. Zhulina. Optimal statistical approach to optoacoustic image reconstruction [J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(32): 5971~5977
- 16 P. Y. Liu. The P-transform and photoacoustic imaging reconstruction [J]. *Phys. Med. Biol.*, 1998, **43**(3): 667~674
- 17 J. J. Niederhauser, M. Jaeger, M. Frenz. Real-time three-dimensional optoacoustic imaging using an acoustic lens system [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2004, **85**(5): 846~848
- 18 Chen Zhanxu, Tang Zhilie, Wan Wei *et al.*. Photoacoustic tomography imaging based on an acoustic lens imaging system [J]. *Acta Physica Sinica*, 2006, **55**(8): 4365~4369
陈湛旭, 唐志列, 万巍等. 基于声透镜成像系统的光声层析成像 [J]. *物理学报*, 2006, **55**(8): 4365~4369
- 19 Zhanxu Chen, Zhilie Tang, Wei Wan *et al.*. Fast optoacoustic tomography imaging using an acoustic lens [C]. *SPIE*, 2006, **6047**: 60470F
- 20 Yadong Wei, Zhilie Tang, Hanchao Zhang *et al.*. Photoacoustic tomography imaging using a $4f$ acoustic lens and peak-hold technology [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(8): 5314~5319
- 21 Xian Chen, Zhilie Tang, Yongheng He *et al.*. Simultaneous photoacoustic imaging technique using an acoustic imaging lens [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2009, **14**(3): 030511
- 22 J. K. Thomson, H. K. Wickramasinghe, E. A. Ash. A Fabry-Perot acoustic surface vibration detector-application to acoustic holography [J]. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 1973, **6**(6): 677~687
- 23 J.-P. Monchalain, R. Heon. Laser ultrasonic generation and optical detection with a confocal Fabry-Perot interferometer [J]. *Mater. Trans. Eval.*, 1986, **44**(10): 1231~1237
- 24 J. D. Hamilton, M. O' Donnell. High frequency ultrasound imaging with optical arrays [J]. *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1998, **45**(1): 216~235
- 25 Lu Tao, Li Xiujuan, Mao Huiyong *et al.*. Photoacoustic tomography with Wiener filter deconvolution algorithm [J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(7): 1854~1857
卢涛, 李秀娟, 毛慧勇等. 基于维纳滤波反卷积的光声成像[J]. *光学学报*, 2009, **29**(7): 1854~1857
- 26 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
- 27 Xu Dong, Xiang Liangzhong, Ji Xuanrong. Photoacoustic imaging system based on inulti-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