

全光非接触光声层析及光学相干层析双模成像

谢炳凯¹ 刘少杰¹ 吴泳波^{1,2,3} 唐志列^{1,2,3}

¹华南师范大学物理与电信工程学院, 广东 广州 510006

²广东省量子调控工程与材料重点实验室, 广东 广州 510006

³广东省光电检测仪器工程技术研究中心, 广东 广州 510006

摘要 提出全光非接触光声层析成像(ncPAT)与光学相干层析(OCT)双模成像的新方法,用于同时获取物体的吸收分布图像和散射分布图像。搭建ncPAT-OCT双模成像系统,采用同一探测光源、同一干涉系统用于提高系统稳定性;采用同步触发模式来确保双模成像在数据采集时间上的同步性;使用共同样品臂来保证采样区域在空间上的一致性。并在此基础上实现同时对同一个样品进行PAT和OCT两种模式成像,实验结果表明两种模式成像能够很好地匹配,而且可以在不同模式下获得不同的信息。

关键词 成像系统;光声成像;层析成像;多模成像

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201636.0111001

Dual Mode Imaging of All-Optical Non-Contact Photoacoustic Tomography and Optical Coherence Tomography

Xie Bingkai¹ Liu Shaojie¹ Wu Yongbo^{1,2,3} Tang Zhilie^{1,2,3}

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

²*Laboratory of Quantum Engineering and Quantum Materials, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510006, China*

³*Guangdong Provincial Engineering Research Center for Optoelectronic Instrument, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510006, China*

Abstract A new dual-mode imaging method of all-optical non-contact photoacoustic tomography (ncPAT) imaging and optical coherence tomography (OCT) is presented to get absorption and scattering of sample simultaneously. An all-optical ncPAT-OCT dual-model imaging system is built. The same probe light and the same interferometer system are used to improve the stability of system. Synchronous trigger mode is utilized to ensure the data acquisition at the same time, and a common sample arm is employed to ensure the sampling region in the same space. On the basis of these, the images of PAT and OCT are achieved at the same time for the same sample. Experimental results show that the two-mode imaging can be a good match, and it can get different information in different modes.

Key words imaging systems; photoacoustic imaging; tomographic imaging; multiple imaging; coherence imaging

OCIS codes 110.5120; 110.6955; 110.4190

1 引言

光学层析成像(OCT)是一种非接触的层析成像技术,频域OCT(FDOCT)则是在此基础上发展起来的快速OCT成像技术,FDOCT通过对干涉谱信号进行傅里叶变换来获取样品的空间散射分布图。具有采集速度

收稿日期: 2015-07-15; 收到修改稿日期: 2015-08-18

基金项目: 国家自然科学基金(61178086)、广东省自然科学基金重点项目(S2013020012810)

作者简介: 谢炳凯(1989—),男,硕士研究生,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: 1031526847@qq.com

导师简介: 唐志列(1963—),男,博士,教授,主要从事光声和光学相干层析等方面的研究。

E-mail: tangzhl@scnu.edu.cn(通信联系人)

快、非接触、信噪比高等优点,目前已经被广泛应用在生物组织医学诊断中^[1-3]。同时,FDOCT可以实现远程探测,所以,可以作为内窥成像工具,比如咽喉癌的激光手术^[4]和人类大脑皮层的神经外科^[5]。但是,OCT只是依靠样品的散射系数来成像,对光的吸收系数并不敏感。而光声层析成像(PAT)则是一种基于样品吸收系数来成像的技术,具有高分辨率、高对比和非入侵等优点^[6-7]。PAT提供了一种内源性的光学对比度,根据光声信号重建样品的吸收分布图^[8-10],被广泛应用于血流研究、肿瘤诊断、乳腺癌诊断和分子成像等领域^[11]。PAT和OCT在优势上的互补性意味着实现PAT-OCT双模式成像具有重大的意义。

然而,传统PAT通常使用接触式压电转换器作为信号探测工具,这些探测器与样品之间必须有耦合介质,这限制了PAT在一些需要避免或禁止接触的医学诊断上的应用,比如脑部手术^[12]和燃烧诊断或管道材料检测^[13],同时也给PAT-OCT双模式成像系统带来诸多影响。近几年,国内外已经提出一些PAT-OCT双模式成像方法^[14-16],但是这些方法只是简单地将接触式的传统PAT与OCT结合在一起,这不仅仅限制了PAT-OCT双模式成像的应用范围,也影响成像的稳定性、重复性以及OCT成像质量,而且PAT和OCT分别使用光干涉和声压探测两种模式,这也无法保证PAT和OCT的成像结果在空间和时间上的一致性。近年来,国内外已经提出一些利用光学方法远程探测样品表面位移^[17-19]以及一些利用光学超声探测器检测压力波,例如基于光纤的线阵探测器^[20]以及基于聚合物薄膜的法布里-珀罗干涉仪^[21],但是这些探测器仍然需要与样品保持相接触。目前,一些基于干涉仪的全光非接触光声层析成像(ncPAT)技术也应运而生^[22-24],为ncPAT-OCT双模式成像提供了有利的条件,其中有研究提出利用波分复用器实现ncPAT-OCT双模式成像^[25-27],然而,该方法的OCT子系统采用迈克耳孙干涉仪作为探测系统,低相干光(中心波长1325 nm,带宽150 nm)作为探测光源;而PAT子系统却是采用马赫-曾德尔干涉仪作为探测系统,由于马赫-曾德尔干涉仪无法通过调节双臂的长度来确保双臂等光程,所以只能采用长相干光(1550 nm的激光)作为探测光源,此外,为了确保马赫-曾德尔干涉仪双臂的光程差在激光的相干长度以内,该系统还采用了复杂的相位延迟技术,来实现光声信号的相干测量,从而增加了该系统的复杂性,而两个子系统采用不同探测光源,也影响了系统的稳定性。而本文搭建的PAT-OCT双模式成像系统,两个子系统均采用迈克耳孙干涉仪作为探测系统,由于迈克耳孙干涉仪可以通过调节参考臂的长度,实现探测臂和参考臂等光程,因此可以采用低相干光(中心波长1310 nm,带宽55 nm)作为PAT子系统的探测光源,从而使PAT子系统和OCT子系统可以使用同一个低相干光源。该系统的优点是可以使用同一探测光源,同一干涉系统(两个子系统都采用迈克耳孙干涉仪),使得光路设计简化,系统更加稳定,并且使用同一样品臂和同步触发模式来保证两种模式的成像结果在空间和时间上的一致性。实现了真正意义上的完全兼容的ncPAT-OCT双模式成像方法,并且同时获取样品的吸收分布图和散射分布图。

2 实验装置及方法

2.1 ncPAT-OCT双模式成像系统

图1为ncPAT-OCT双模式成像系统示意图。ncPAT和OCT系统采用同一个超辐射发光二极管(SLD)作为探测光源,其中心波长为1310 nm、带宽为55 nm、功率为30 mW。ncPAT激发光源则采用CrystaLaser(QB440-050),波长为440 nm,工作在外触发模式。探测光经过一个2×2耦合器分成两束,分别进入ncPAT和光谱OCT(SD-OCT)两个子系统,ncPAT探测光经ncPAT系统输出到样品臂,在进入样品臂时使用一个二向色镜将ncPAT探测光与ncPAT激发光合成一束;而OCT探测光则经SD-OCT系统输出至样品臂,并用一个中空反射镜与ncPAT探测光进行合束。ncPAT探测光、ncPAT激发光和OCT探测光合束之后经过焦距为30 mm的凸透镜聚焦于样品表面,利用合束之后共用样品臂的方法确保了双模式成像在空间上的一致性。同时为了使样品表面更加光滑,提高ncPAT探测灵敏度,滴加一层1~2 mm的硅油(或者水)。样品的后向散射光经样品臂分别返回ncPAT和OCT系统进行耦合相干,ncPAT系统的输出信号由示波器采集卡进行采集,而OCT系统的输出信号则由电荷耦合元件(CCD)(SU1024-LDH2)进行采集,并最终由计算机读取所有数据,此过程采用同步触发方式使短脉冲激发光源、示波器采集卡和CCD可同步协调工作,确保双模式成像的同时性。

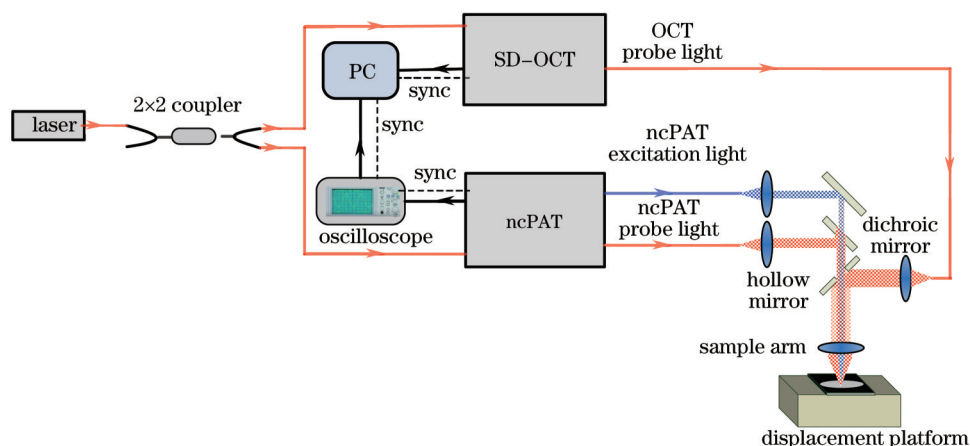


图 1 ncPAT-OCT 双模成像系统示意图

Fig.1 Schematic diagram of the ncPAT-OCT dual-mode imaging system

2.1.1 ncPAT 子系统

图 2 为 ncPAT-OCT 双模成像系统装置图。图 2(a) 中蓝色虚线方框内所示为 ncPAT 子系统, 探测光进入 ncPAT 干涉仪模块, 经过一个环形器进入 2x2 耦合器, 分别输出到参考臂和样品臂; 短脉冲激发光经过透镜 L1 和 L2 之后进入样品臂, 调节透镜 L1 和 L2 的距离使激发光聚焦于样品表面以下 0.5 mm 左右位置; 样品反射的探测光和参考臂反射的参考光返回 ncPAT 系统耦合相干, 一路通过环形器进入平衡光电探测器 (PDB420C), 另一路直接进入平衡光电探测器, 再由平衡光电探测器的射频 (RF) 端输出得到差分放大信号, 消除直流信号, 再经过高通滤波器后由示波器采集卡 (ni-scope 5124) 进行采集。

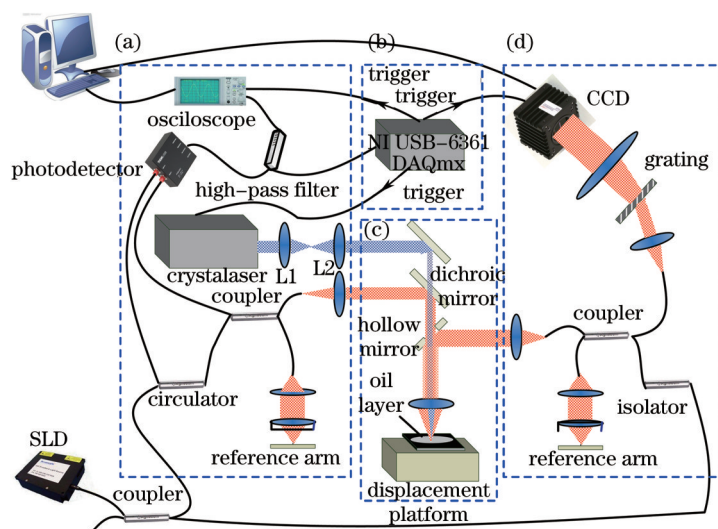


图 2 ncPAT-OCT 双模成像系统装置图

Fig.2 Experimental setup of the ncPAT-OCT dual-mode imaging system

2.1.2 SD-OCT 子系统

图 2(d) 中蓝色虚线方框所示为 SD-OCT 子系统, 探测光经过一个光隔离器进入 2x2 耦合器, 分别输出到样品臂和参考臂, 样品臂后项散射光和参考臂反射光返回光纤耦合器耦合相干后, 经光栅分光, 由 CCD 进行采集, CCD 像素为 1024 pixel × 1 pixel, 采集速度为 50 frame/s (1000 line/frame)。图 2(b) 是同步触发模块, 图 2(c) 为 ncPAT、OCT 合束模块以及共同样品臂。

两个子系统采用同一探测光源、相同相干系统提高系统稳定性; 使用独立的参考臂, 方便分别调节 ncPAT 子系统的电平零点和 OCT 子系统的成像深度位置。当 ncPAT 子系统的探测窗口出现时, 触发模块将

同时触发短脉冲激发光、示波器采集卡和 CCD, 确保 ncPAT 子系统和 OCT 子系统能够同时采集数据, 保证了 PAT-OCT 成像的同时性。此外, 两个子系统采用同一个样品臂和扫描平台来确保空间上的一致性。

3 结果与讨论

3.1 ncPAT 成像

用黑胶带做样品以验证 ncPAT 系统的纵向分辨率, 采集一个单点 A 扫描信号(见图 3)。数据采集卡的采样率为 200 MHz, 每次采样长度为 1000 个数据点, 即时长 5 μs , 每个数据点间隔 5 ns。信号的半峰全宽 (FWHM) 为 50 ns, 其纵向分辨率为 75 μm (固体中声速约为 1.5 m/s)。

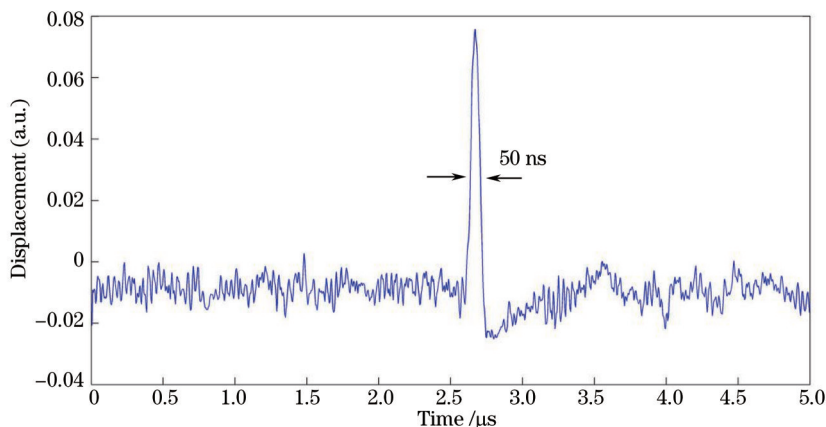


图 3 黑胶带的单点光声信号图

Fig.3 Photoacoustic signals detected from a black tape

用 100 ml 纯净水、3 ml 质量分数为 20% 的英脱利匹特脂肪乳注射液、2 g 琼脂粉混合加热溶解成琼脂液, 将 3 根头发分层嵌入到琼脂中, 凝固后作为强散射模拟组织样品(深度 0.5~1 mm)。利用本系统对模拟组织样品进行扫描采集得到 ncPAT 图像(见图 4), 扫描步长为 15 μm , 扫描区域为 100 \times 100 个数据点(1.5 mm \times 1.5 mm)。

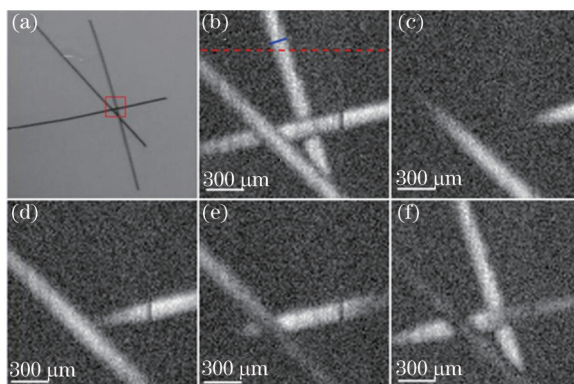


图 4 强散射模拟组织 ncPAT 图像。(a) 样品的实物图(红色方框区域为扫描区域); (b) 样品的最大幅值图(MAP); (c) 深度层为 0.525~0.6 mm 的 MAP; (d) 深度层为 0.6~0.675 mm 的 MAP; (e) 深度层为 0.675~0.75 mm 的 MAP; (f) 深度层为 0.75~0.825 mm 的 MAP

Fig.4 ncPAT images from strong scattering simulation organization. (a) Real picture of sample (the red area is scanned); (b) maximum amplitude picture (MAP) of sample; (c) MAP of sample from the depth layer of 0.525~0.6 mm; (d) MAP of sample from the depth layer of 0.6~0.675 mm; (e) MAP of sample from the depth layer of 0.675~0.75 mm; (f) MAP of sample from the depth layer of 0.75~0.825 mm

如图 4(b) 中红虚线所示(即扫描方向), 作出光声信号强度与扫描位移曲线图(见图 5), 光声信号的 FWHM 为 100 μm , 所以沿红虚线扫过头发的宽度为 100 μm ^[22]; 而头发直径[见图 4(b) 中蓝实线所示]与红虚线并不重合, 经换算, 头发直径约为 94 μm 。这与实验所用的头发大小相符。

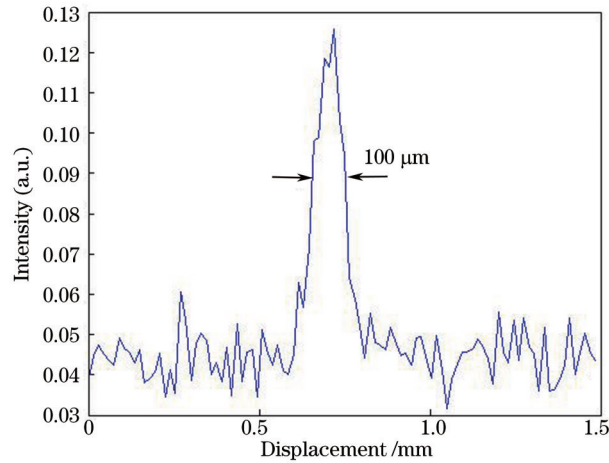


图5 光声信号强度与扫描位移曲线图

Fig.5 Relationship between photoacoustic signal intensity and the scanning displacement

3.2 光谱 OCT 成像

光谱 OCT 系统采用与 ncPAT 系统相同的探测光、相同的扫描方式,并通过同步触发 CCD 采集 OCT 成像数据。将多根文竹叶子嵌入琼脂中制成强散射模拟组织,利用光谱 OCT 系统对其进行成像(见图 6)。

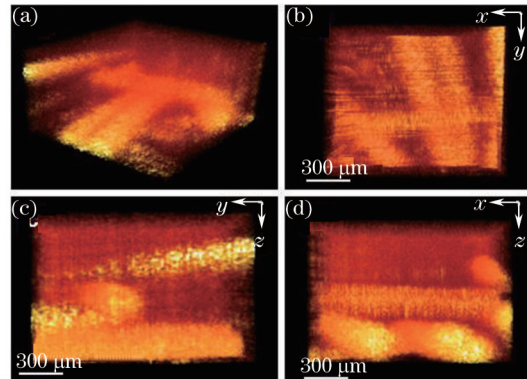


图6 强散射模拟组织中的文竹叶子 OCT 成像图。(a) OCT 三维图;(b) 三维图在 XY 面的投影;

(c) 三维图在 YZ 面的投影;(d) 三维图在 XZ 面的投影

Fig.6 OCT images of asparagus leaf from strong scattering simulation organization. (a) Three-dimensional picture of OCT; (b) projection corresponding to XY plane; (c) projection corresponding to YZ plane; (d) projection corresponding to XZ plane

3.3 ncPAT-OCT 双模成像

将两根黑头发镶入含强散射剂的琼脂中作为模拟组织样品,并利用搭建的 ncPAT-OCT 双模成像系统对样品进行探测。通过使用同一探测光、同一扫描方式、同步触发模式,使得 ncPAT 和 OCT 数据是同步同点采集的,其中 ncPAT 信号是在同一点处连续采集 5 次平均后的结果。

图 7 为 ncPAT 和 OCT 的 MAP 和纵向截面图。图 7(a)为样品实物图,采集区域为红色方框区域;图 7(b)为样品 ncPAT 信号的 MAP,由于黑头发对短脉冲激发光有强烈的吸收,可以清晰看到两根黑头发,而含强散射剂的琼脂吸收非常弱,背景几乎为零(黑色);图 7(c)为样品 OCT 信号的 MAP,同样也能看到两根黑头发,但由于 OCT 是依靠样品后向散射光与参考光干涉来获取信号的,而含强散射剂的琼脂也有较强的散射光,所以会看到头发周围也有杂散信号[见图 7(c)中白箭头],这表明在 ncPAT 和 OCT 不同模式下可以得到样品不同的信息;另外,虽然两种模式下都能看到头发,但是由于黑头发的吸收比散射更为显著,因此 ncPAT 图像中的黑头发比 OCT 图像更为清晰。

图 7(d)和 (e)分别为图 7(b)和(c)中沿着红虚线处的纵向截面图。对比图 7(b)和(c)、图 7(d)和(e)两根黑头发的大小和位置能够很好的吻合,但是,它们并非是完全重合的,这是因为实验中难以保证 ncPAT 探测光、激发光以及 OCT 探测光合束完全重合的原因。另外,采用位移平台扫描导致样品振动,对 OCT 系统成像质量也有一定的影响。

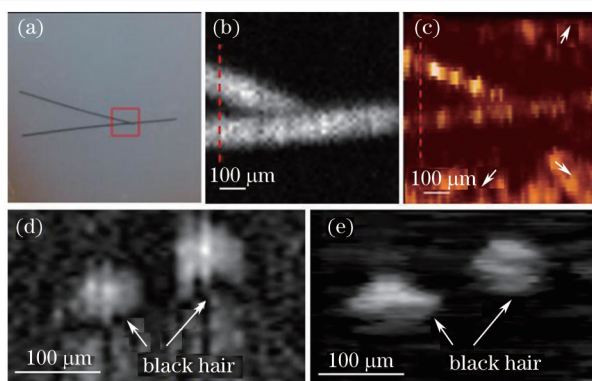


图7 ncPAT和OCT双模成像图。(a)样品实物图(红色方框内为扫描区域);(b)ncPAT信号的MAP;(c)OCT信号的MAP;
(d)图7(b)中红色虚线处的纵向截面图;(e)图7(c)中红色虚线处的纵向截面图

Fig.7 Images from ncPAI and OCT dual-mode. (a) Real picture of sample (the red area is scanned); (b) MAP of ncPAI sangle;
(c) MAP of OCT single; (d) vertical section of dashed line in Fig.7 (b); (e) vertical section of dashed line in Fig.7(c)

4 结 论

研制ncPAT-OCT双模成像新方法,并且采用光纤搭建起一个光纤式ncPAT-OCT双模探测系统。实验前分别验证两个子系统的可靠性,即黑胶带单点纵向信号和琼脂里头发各深度层析图像证明ncPAT系统的可靠性,琼脂里文竹叶子的三维层析图像证明OCT系统的可靠性。然后,实现对同一样品同时进行ncPAT-OCT双模探测,ncPAT图像呈现的是样品中吸收系数分布图像(如黑头发),OCT图像呈现的是样品中散射系数分布图(如强散射剂和黑头发),二者呈现的信息是互补的;另外,采用同一探测光源、同一样品臂、同一扫描方式、同步触发模式,使得两种探测模式在时间上和空间上是基本一致的,结果很好地相匹配。实现全光的、非接触的、系统兼容的、同步同点采集的PAT-OCT双模成像。

参 考 文 献

- 1 Puliafito C A, Hee M R, Lin C P, *et al.*. Imaging of macular diseases with optical coherence tomography[J]. *Ophthalmology*, 1995, 102(2): 217-229.
- 2 Yin Daiqiang, Wang Chengming, Gu Ying. Signal enhancement and despeckling of port wine stains using optical coherence tomography [J]. *Chinese J Lasers*, 2013, 40(9): 0904001.
殷代强,王成铭,顾 瑛.基于光学相干层析的鲜红斑痣信号增强和降斑[J].*中国激光*, 2013, 40(9): 0904001.
- 3 Zhu Yue, Gao Wannong. High-resolution full-field optical coherence tomography for biological tissue[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(8): 0804002.
朱 越,高万荣.全场高分辨生物组织光学层析成像[J].*中国激光*, 2014, 41(8): 0804002.
- 4 Shakhov A V, Terentjeva A B, Kamensky V A, *et al.*. Optical coherence tomography monitoring for laser surgery of laryngeal carcinoma [J]. *Journal of Surgical Oncology*, 2001, 77(4): 253-258.
- 5 Boppart S A, Brezinski M E, Pitris C, *et al.*. Optical coherence tomography for neurosurgical imaging of human intracortical melanoma [J]. *Neurosurgery*, 1998, 43(4): 834-841.
- 6 Wang L V. Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography[J]. *Nature Photonics*, 2009, 3(9): 503-509.
- 7 Tan Bo, Hu Jianming, Yang Pan, *et al.*. Photoacoustic tomography imaging:an emerging detection way[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2013, 50(4): 040005.
谭 波,胡建明,杨 盼,等.光声成像:一种新兴的检测方式[J].*激光与光电子学进展*, 2013, 50(4): 040005.
- 8 Esenaliev R O, Karabutov A A, Oraevsky A A. Sensitivity of laser opto-acoustic imaging in detection of small deeply embedded tumors [J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999, 5(4): 981-988.
- 9 Cai Qiuxia, Tang Zhilie, Wu Yongbo, *et al.*. Microcavity photoacoustic detecting technology and imaging method[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(9): 0918001.
蔡秋霞,唐志列,吴泳波,等.微腔光声探测技术及其成像方法[J].*光学学报*, 2013, 33(9): 0918001.
- 10 Wei Yadong, Wu Yunxia, Zhang Zhijian. Photoacoustic tomography of multi-layer sample using acoustic lens[J]. *Acta Optica Sinica*,

- 2012, 32(6): 0611002.
魏亚东, 吴云霞, 张志坚. 声透镜对多层样品的声光层析成像[J]. 光学学报, 2012, 32(6): 0611002.
- 11 Wang L V. Prospects of photoacoustic tomography[J]. *Medical Physics*, 2008, 35(12): 5758–5767.
- 12 Ntziachristos V, Yoo J S, Van Dam G M. Current concepts and future perspectives on surgical optical imaging in cancer[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2010, 15(6): 066024.
- 13 Rousseau G, Gauthier B, Blouin A, *et al.* Non-contact biomedical photoacoustic and ultrasound imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(6): 061217.
- 14 Tan L, Wei Q, Jing W, *et al.* Combined photoacoustic microscopy and optical coherence tomography can measure metabolic rate of oxygen [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(5): 1359–1365.
- 15 Yang Y, Li X, Wang T. Integrated optical coherence tomography, ultrasound and photoacoustic imaging for ovarian tissue characterization [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(9): 2551–2561.
- 16 Li L, Maslov K, Ku G, *et al.* Three-dimensional combined photoacoustic and optical coherence microscopy for in vivo microcirculation studies[J]. *Optics Express*, 2009, 17(19): 16450–16455.
- 17 Pouet B F, K Ing R, Krishnaswamy S, *et al.* Heterodyne interferometer with two-wave mixing in photorefractive crystals for ultrasound detection on rough surfaces[J]. *Applied Physics Letters*, 1996, 69(25): 3782–3784.
- 18 Carp S A, Guerra A, Duque S Q, *et al.* Photoacoustic imaging using interferometric measurement of surface displacement[J]. *Applied Physics Letters*, 2004, 85(23): 5772–5774.
- 19 Thomas B, Armin H, Saeid Z, *et al.* Remote photoacoustic imaging on solid material using a two-wave mixing interferometer[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(24): 4151–4153.
- 20 Eom J, Park S J, Kim Y H, *et al.* Noncontact photoacoustic tomography using optical fiber-based heterodyne interferometer[C]. 23 rd International Conference on Optical Fiber Sensors. International Society for Optics and Photonics, 2014: 915795.
- 21 Eduward Z, Jan L, Paul B. Backward-mode multiwavelength photoacoustic scanner using a planar Fabry-Perot polymer film ultrasound sensor for high-resolution three-dimensional imaging of biological tissues[J]. *Applied Optics*, 2008, 47(4): 561–577.
- 22 Wang Y, Li C, Wang R K. Noncontact photoacoustic imaging achieved by using a low-coherence interferometer as the acoustic detector [J]. *Optics Letters*, 2011, 36(20): 3975–3977.
- 23 Liu J, Tang Z, Tang H, *et al.* Noncontact photoacoustic tomography imaging using a low-coherence interferometer with rapid detection of phase modulation[J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(11): 2322–2331.
- 24 Guenther P, Robert N, Markus H, *et al.* Photoacoustic tomography using a Mach-Zehnder interferometer as an acoustic line detector[J]. *Applied Optics*, 2007, 46(16): 3352–3358.
- 25 Berer T, Leiss-Holzinger E, Hochreiner A, *et al.* Multimodal noncontact photoacoustic and optical coherence tomography imaging using wavelength-division multiplexing[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(4): 046013.
- 26 Berer T, Leiss-Holzinger E, Hochreiner A, *et al.* Multimodal non-contact photoacoustic and OCT imaging using a fiber based approach [J]. *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2014*, 8943(15): 131–135.
- 27 Horstmann J, Brinkmann R. Optical full-field holographic detection system for non-contact photoacoustic tomography[C]. SPIE, 2014, 8943: 89431L.

栏目编辑: 张 雁