

散射体和吸收体的超声调制光学成像

朱莉莉 李 晖*

福建师范大学光电与信息工程学院医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建省光子技术重点实验室, 福建 福州 350007

摘要 具有超声定位的高空间分辨率特点和光学检测的高灵敏度特点的超声调制光学成像(UOT)既可以对光吸收介质进行成像也可以对光散射介质进行成像。在介质和光电倍增管(PMT)之间放置两个小孔,通过控制 PMT 的探测位置提高了系统的信噪比和成像对比度,同时获得了浑浊介质中隐含散射体和吸收体的一维成像。实验结果表明在不同的探测位置处,超声调制光信号的调制深度 M 与介质的吸收系数和散射系数的关系不同。选择合适的 PMT 探测位置,超声调制光学成像信号不仅可以体现吸收体和散射体的大小和强弱,还可以分辨出吸收体和散射体的不同。

关键词 生物光学; 光学成像; 超声调制; 吸收体; 散射体

中图分类号 O433.4; O426.3; Q631

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201542.0204001

Imaging by Optically Scattering Objects and Absorption Objects with Ultrasound-Modulated Optical Tomography

Zhu Lili Li Hui

Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine of the Ministry of Education, Fujian Provincial Key Laboratory of Photonic Technology, College of Photonic and Electronic Engineering, Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China

Abstract Ultrasound-modulated optical tomography (UOT) has high spatial resolution of ultrasonic location and high sensitivity of optical detection. Both of scattering objects and absorption objects can be imaged by UOT. The signal to noise ratio and image contrast of UOT is improved by laying two apertures between the sample and the detector (photomultiplier tube, PMT) and choosing appropriate position of PMT. One dimensional imaging of scattering objects and absorption objects buried in turbid media is provided. The experimental results indicate that the relationship between modulation depth of ultrasound-modulated signal and the scattering and absorption properties of media is dependent on detection position of PMT. The scattering objects and absorption objects are imaged simultaneously and distinguishable when PMT is at an appropriate position.

Key words biotechnology; optical imaging; ultrasonic modulation; absorption object; scattering object

OCIS codes 170.1065; 170.3880; 170.0110

1 引 言

超声调制光学成像^[1-4](UOT)也称声光成像(AOT),是一种无电离辐射的无损成像技术,属于声-光相互作用成像技术的一个分支,具有超声定位的高空间分辨率特点和光学检测的高灵敏度特点。超声调制光学成像技术发展至今已有20多年,随着实验仪器性能的提高和技术路线的改进,成像深度已达3~5 cm^[5-7],空间分辨率由超声决定,最高可达几十微米^[8],对比度由光学提供。与光声成像^[9-11]相比,该技术可同时提供组织的光学吸收系数和散射系数,有望获得更多组织的成像信息。Kim等^[12]采用强超声脉冲和电荷耦合元件(CCD)

收稿日期: 2014-07-21; 收到修改稿日期: 2014-09-11

基金项目: 国家自然科学基金(61178089)、福建省科技计划重点项目(2011Y0019)、福建省教育厅科技项目(JA13074)

作者简介: 朱莉莉(1979—),女,博士,讲师,主要从事生物医学光子学方面的研究。E-mail: llzhu@fjnu.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: hli@fjnu.edu.cn

探测器获得了不同吸收体的超声调制信号。Kothapalli等^[13]同样采用强超声脉冲和CCD探测器获得了不同光散射体的超声调制光学成像。Lai等^[14]采用两种不同峰值压强的脉冲超声结合光折射晶体获得了声光信号与介质的约化散射系数之间的定量关系,并获得组织模拟液隐含散射体的超声调制光学成像。本文通过在介质和探测器(光电倍增管PMT)之间放置两小孔,并控制PMT的探测位置有效地增大了超声调制信号,提高了系统的信噪比和成像对比度,同时获得了散射介质隐含吸收体和散射体的超声调制光学成像。

2 仪器和材料

脂肪乳溶液和墨水溶液常用来配制组织模拟液。波长为632.8 nm时,1%脂肪乳溶液的散射系数约为 $48.84 \text{ cm}^{-1[15]}$,1%墨汁溶液的吸收系数约为 $80 \text{ cm}^{-1[16]}$ 。实验中通过改变脂肪乳溶液和墨汁的体积分数可以改变介质的散射系数和吸收系数。组织模拟液加上一定比例的琼脂粉加热溶解冷却后可形成固状物体。

实验装置如图1所示,最大输出功率为22 mW的氦氖激光器(CVI Melles Griot, 25-LHR-925-230)发出波长为632.8 nm、直径约为2 mm的平行光照射到样品上。在光轴的垂直方向上,超声发生器(Panametrics-NDT 5800PR)驱动聚焦超声换能器[Panametrics-NDT A314S;中心频率为1 MHz,脉宽为0.48 MHz,直径为0.75 inch (1 inch=2.54 cm),焦长为1.006 inch (1 inch=2.54 cm)]产生脉冲超声(重复频率为2 kHz,脉冲能量为100 μJ)作用于样品上。超声传播方向(y轴)与光轴(z轴)相垂直,因为超声焦区的强度最大,令超声焦区落在光轴上,使入射光经过超声焦区以获得较大的超声调制光信号。在样品和PMT之间放置两小孔,小孔1安装在PMT探测窗口之前,用来控制PMT的实际探测面积,只有在探测孔径足够小的情况下,才能观察到光信号的瞬态变化。小孔2放置在样品与PMT之间,与样品距离约为11 cm,与PMT距离为14 cm,此小孔使介质中受超声调制的散射光在PMT处形成较清晰的超声光栅自身像。两小孔直径均为1 mm,有利于PMT探测到更明显的超声调制信号^[17]。探测到的光电信号经前置放大器(Hamamatsu C6438)放大后在示波器上(Tektronix TDS3054C)显示。高压电源(Hamamatsu C3830)同时作为前置放大器和PMT的电源。实验中将高压电源C3830的负高压值统一设置为-800 V,此时PMT具有较高的阴极灵敏度和较好的信噪比。示波器采用外触发模式,触发源是超声发生器的同步输出信号。示波器的捕获模式设置为512平均模式,可有效地减小噪声,有利于信号的精确测量。定义示波器显示的超声调制信号的平均值为透射光强 I_{ac} ,峰峰值为调制光强 I_{dc} ,调制深度 M 等于峰峰值的一半除以平均值。

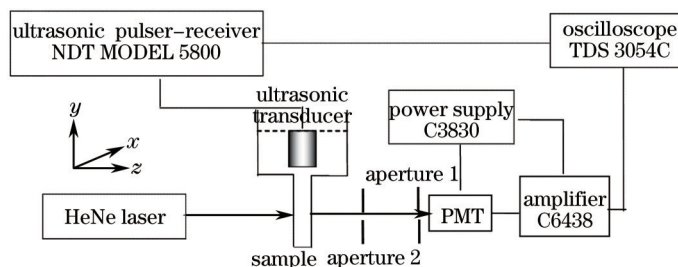


图1 实验装置示意图

Fig.1 Diagram of experimental setup

3 结果与讨论

3.1 不同探测位置对超声调制信号的影响

将PMT从光轴沿垂直方向的x轴和y轴(超声传播方向)移动。图2(a)和(b)分别是 I_{ac} 、 I_{dc} 和 M 与PMT在x轴方向和y轴方向探测位置的关系。由图2(a)可见 I_{ac} 和 I_{dc} 随着探测位置偏离光轴方向(沿x轴)而减小,调制深度略有上升。实验结果与Wang等^[18]的结论相一致,表明超声调制信号来自于漫射光而非弹道光。当探测位置在x轴方向的中心位置时,调制信号峰峰值 I_{dc} 最大。但探测位置在y轴方向的中心位置时, I_{ac} 却并非最大。如图2(b)所示,调制信号的平均值 I_{ac} 随着探测位置偏离光轴方向(沿y轴)而减小,而调峰峰值 I_{dc} 却是先增大后减小,最大值出现在偏离光轴约0.4 mm的位置上。这是因为超声的焦区不是一个点,而是一个大约2 cm长的焦柱(沿y轴),且整个超声焦柱的中心不一定刚好在光轴上,所以经小孔所成的自身像也会偏离光轴,导致 I_{ac} 的最大

值出现在偏离光轴的位置上。若实验条件发生改变,如超声焦区在样品中的位置发生变化, I_{ac} 出现最大值的探测位置将发生改变,可能不再是偏离光轴约0.4 mm这个位置。调制深度随着探测位置沿y轴偏离而增大。所以要获得较大的调制深度(信噪比),探测位置越偏离光轴(沿y轴)越好,但此时探测到的调制信号(I_{ac} 和 I_{dc})越小,对探测器的测量灵敏度要求越高。因此要根据实际情况,综合考虑,选择一个合适的探测位置。

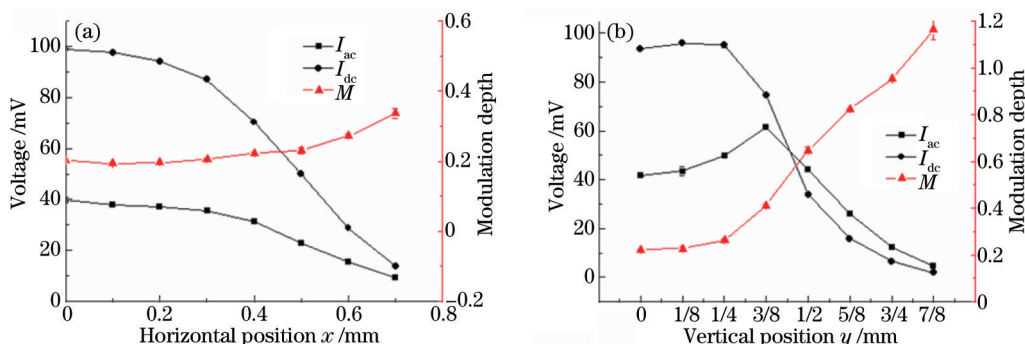


图2 I_{ac} 、 I_{dc} 和 M 与PMT探测位置的关系。(a)沿x轴;(b)沿y轴

Fig.2 I_{ac} , I_{dc} and M versus PMT detection position. (a) Horizontal position (x coordinate); (b) vertical position (y coordinate)

3.2 不同探测位置超声调制信号与介质光学属性的关系

保持实验条件不变,选择三个具有代表意义的探测位置:1) PMT在光轴上,此时调制信号的平均值最大;2) PMT在偏离光轴约0.4 mm处,此时调制信号的峰峰值最大;3) PMT在偏离光轴约0.6 mm处,此时调制深度较大,且调制信号的峰峰值和平均值不会太小。图3~5分别给出了这三个探测位置超声调制信号 I_{ac} 、 I_{dc} 和 M 与介质吸收系数和散射系数的关系。为了使图5与图4、图3有相同的横坐标数值变化范围,图5的入射光强大于图4和图3,导致图5中 I_{ac} 甚至比图4中 I_{ac} 大。因为图3~5是研究不同探测位置调制信号与介质光学属性的关系,即使三者入射光强不同,也不影响实验结论。由图3~5可见,不管PMT在什么位置进行探测, I_{ac} 和 I_{dc} 随着介质吸收系数和散射系数的增加呈指数衰减,这是因为当介质的吸收系数或散射系数增加时,会有更多的光子被吸收或散射,所以PMT探测到的调制信号的峰峰值和平均值会指数减小。吸收系数或散射系数每增加 1 cm^{-1} , I_{ac} 和 I_{dc} 就会减小70%~80%。但调制深度 M 与介质吸收系数和散射系数的关系随着探测位置的不同而不同。当PMT在光轴上进行探测时,如图3所示,调制深度 M 的值较小($M < 0.3$), M 随着介质吸收系数或散射系数的增加而线性增加,吸收系数或散射系数每增加 1 cm^{-1} , M 约增加0.06。当PMT在偏离光轴(沿y轴)约0.4 mm的位置上时,如图4所示,此时 I_{ac} 达到最大值,调制深度 M 为0.5左右, M 同样随着介质吸收系数或散射系数的增加而线性增加,但增加的幅度更大,约为0.09。当PMT在偏离光轴(沿y轴)约0.6 mm的位置上时,如图5所示,调制深度 M 值更大,达0.6左右。调制深度 M 随着介质吸收系数的增大而线性增大,吸收系数每增加 1 cm^{-1} , M 增加0.07;然而 M 随着介质散射系数的增加却是减小的,散射系数每增加 1 cm^{-1} , M 约减小0.11。可见在不同探测位置处调制深度 M 与介质的吸收系数和散射系数的关系不同。在保证探测位置相同的前提下,研究调制深度 M 与介质的吸收系数和散射系数的关系才有意义。

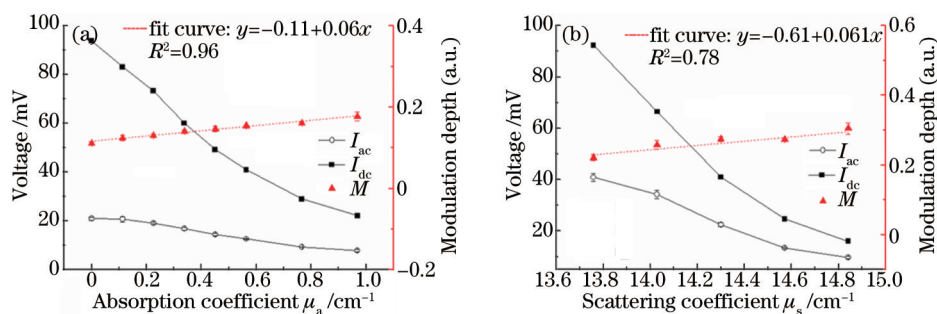


图3 PMT在光轴上时 I_{ac} 、 I_{dc} 和 M 与介质光学属性的关系。(a)吸收系数;(b)散射系数

Fig.3 I_{ac} , I_{dc} and M versus optical properties of the medium when PMT is centered on the optical axis.

(a) Absorption coefficient; (b) scattering coefficient

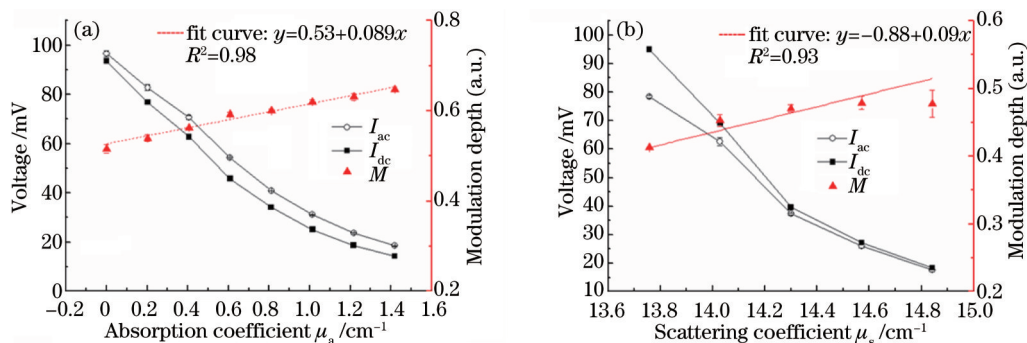


图4 PMT在偏离光轴(沿y轴)约0.4 mm的位置、 I_{ac} 达到最大值时 I_{ac} 、 I_{dc} 和 M 与介质光学属性的关系。(a) 吸收系数; (b) 散射系数
Fig.4 I_{ac} , I_{dc} and M versus optical properties of the medium when PMT is about 0.4 mm away from the optical axis (along y axis) and I_{ac} reaches the maximum value. (a) Absorption coefficient; (b) scattering coefficient

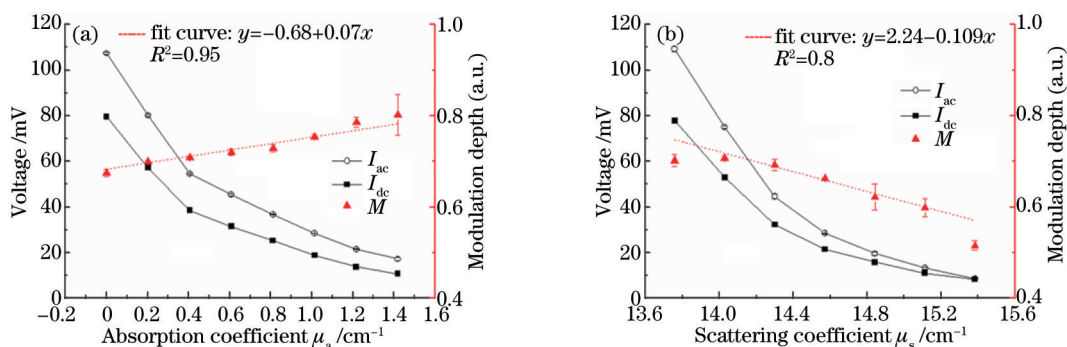


图5 PMT在偏离光轴(沿y轴)约0.6 mm的位置时 I_{ac} 、 I_{dc} 和 M 与介质光学属性的关系。(a) 吸收系数; (b) 散射系数
Fig.5 I_{ac} , I_{dc} and M versus optical properties of the medium when PMT is about 0.6 mm away from the optical axis (along y axis).
(a) Absorption coefficient; (b) scattering coefficient

3.3 不同探测位置散射介质隐含异物的一维成像

调制深度 M 与介质的吸收系数和散射系数的关系与 PMT 的探测位置有关。由图 3~5 可见,在光轴位置或略偏离光轴位置(如 0.4 mm)探测时,调制深度随介质吸收系数和散射系数的增大而增大,所以这种情况下利用调制深度进行成像不能区分吸收体和散射体。但若探测位置在偏离光轴较远(比如 0.6 mm)的情况下,调制深度随介质吸收系数增大而增大,但随散射系数增大而减小,此时利用调制深度进行成像就能区分吸收体和散射体。图 6 和图 7 分别是 PMT 在光轴上和偏离光轴约 0.6 mm 两种不同探测位置上,利用调制深度对散射介质隐含异物进行的一维成像图。图 6 的样品由 0.1% 的脂肪乳溶液加琼脂粉凝结而成,其散射系数约为 5 cm^{-1} ,厚度为 1 cm,宽度为 13 cm。内含异物沿 x 轴分别为:1) 强吸收体由墨汁加琼脂粉配制而成,其吸收系数约为 8 cm^{-1} ,宽度为 6 mm;2) 弱吸收体,吸收系数约为 1.6 cm^{-1} ,宽度为 6 mm;3) 散射体,散射系数约为 10 cm^{-1} ,宽度为 11 mm;4) 小吸收体,吸收系数约为 8 cm^{-1} ,宽度为 3 mm。图 6(a) 是样品的实物图,图 6(b) 是利用超声调制信号的调制深度(已归一化)对样品进行的一维成像图。由图 6 可见,利用调制深度重构的散射介质中隐含吸收体和散射体的一维成像图基本与实物图相吻合。从成像图中基本可以再现吸收体和散射体的大小和位置,也可以体现出吸收体和散射体的强弱,吸收体的吸收系数越大,散射体的散射系数越大,相应的调制深度越大,但分辨不出吸收体和散射体的不同,此结论与图 3 相吻合。图 7 的样品由 0.08% 的脂肪乳溶液加琼脂粉凝结而成,其散射系数约为 4 cm^{-1} ,厚度为 1 cm。内含异物沿 x 轴分别为:1) 强吸收体,吸收系数约为 8 cm^{-1} ,宽度为 5 mm;2) 弱吸收体,吸收系数约为 4 cm^{-1} ,宽度为 6 mm;3) 散射体,散射系数约为 10 cm^{-1} ,宽度为 7 mm;4) 直径为 0.7 mm 的铅笔芯。由图 7 可见,当探测位置在偏离光轴约 0.6 mm 处时,利用调制深度重构的一维成像图与图 6 基本相似,同样可以再现吸收体和散射体的大小和位置,主要的区别是从图 7 可以分辨出散射介质中的散射体和吸收体。吸收体的调制深度比背景大,而散射体的调制深度比背景的调制深度小,此结果与图 4 的结论相吻合。由图 6 (b) 和图 7 (b) 的超声调制光学成像图可见,散射介质中的散射体和吸收体的大小均比实物大,这是因为该成像系统的横向空间分辨率较差,约为 2~3 mm,造成所有物体的成像都大于实物。

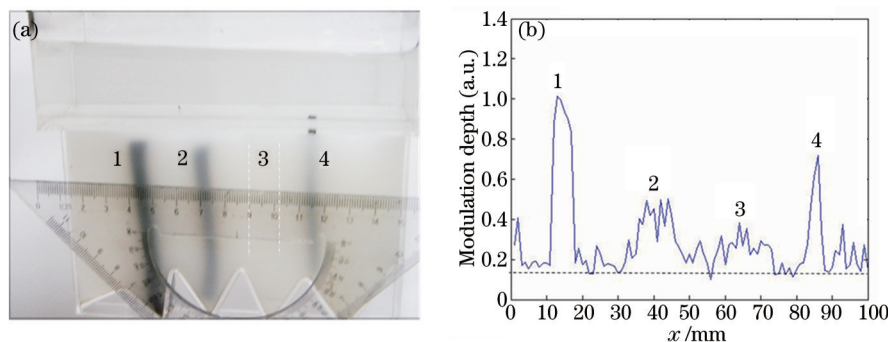


图6 探测位置在光轴上时散射介质隐含异物的(a)实物图和(b)一维成像图

Fig.6 (a) Real object and (b) one-dimensional image of the sample when PMT is centered on the optic axis

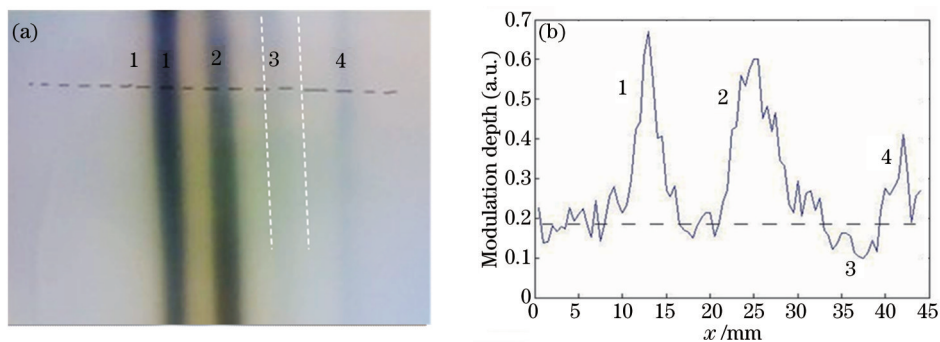


图7 探测位置在偏离光轴(沿y轴)约0.6 mm处时散射介质隐含异物的(a)实物图和(b)一维成像图

Fig.7 (a) Real object and (b) one-dimensional image of the sample when PMT is about 0.6 mm away from the optic axis (along y axis)

4 结 论

具有超声定位的高空间分辨率特点和光学检测的高灵敏度特点的超声调制光学成像,既可以对光吸收介质进行成像也可以对光散射介质进行成像。在介质和PMT之间放置两个小孔,通过控制PMT的探测位置来提高系统的信噪比和成像对比度,最终同时获得了浑浊介质中隐含散射体和吸收体的一维成像。实验结果表明, PMT在x轴的中心位置时,调制信号峰峰值 I_{ac} 最大,但在y轴的中心位置时, I_{ac} 却并非最大,而是在偏离光轴(沿y轴)约0.4 mm处 I_{ac} 达到最大值,这个数值可能会随着实验条件的变化而变化,也就是说,不同的实验条件下, I_{ac} 出现最大值的探测位置可能会发生变化。随着探测位置偏离光轴(沿y轴或沿x轴)的距离增加,调制深度越来越大,但此时探测到的调制信号(I_{ac} 和 I_{dc})越来越小,对探测器的测量灵敏度要求越高。不同的探测位置处,调制深度 M 与介质的吸收系数和散射系数的关系也不同。理论上的调制深度应该是内禀的,只与超声焦区介质的光学和声学特性有关,与传播过程无关^[19]。实验中定义的调制深度(等于调制光信号的峰峰值除以平均值)与探测位置有关,说明此调制深度不是理论上定义的调制深度。若采用实验中的调制深度,只有在保证探测位置相同的前提下,调制深度与介质的吸收系数和散射系数的关系才有唯一性。当探测位置在光轴上时,利用该调制深度对散射介质隐含异物进行成像可以分辨出吸收体和散射体的强弱,无法分辨吸收体和散射体的不同,但在偏离光轴位置(比如偏离0.6 mm处)探测时,调制深度可以分辨出吸收体和散射体的不同。因此可以根据实际的实验要求,综合考虑来选择合适的探测位置。

参 考 文 献

- 1 L H Wang. Ultrasound-mediated biophotonic imaging: A review of acousto-optical tomography and photo-acoustic tomography[J]. Dis Markers, 2004, 19: 123-138.
- 2 Y Suzuki, P Lai, X Xu, *et al.*. High-sensitivity ultrasound-modulated optical tomography with a photorefractive polymer[J]. Opt Lett, 2013, 38(6): 899-901.
- 3 L Zhu, J Lin, B Lin, *et al.*. Noninvasive blood glucose measurement by ultrasound-modulated optical technique[J]. Chin Opt Lett, 2013, 11(2): 021701.

- 4 L Zhu, W Xie, Z Li, *et al.*. Experimental study of ultrasound-modulated scattering light using different frequencies ultrasound probes[J]. *Chin Opt Lett*, 2014, 12(7): 071701.
- 5 C Kim, K H Song, K Maslov, *et al.*. Ultrasound-modulated optical tomography in reflection mode with ring-shaped light illumination [J]. *J Biomed Opt*, 2009, 14(2): 024015.
- 6 G Rousseau, A Blouin, J P Monchalin. Ultrasound-modulated optical imaging using a powerful long pulse laser[J]. *Opt Express*, 2008, 16(17): 12577-12590.
- 7 P Lai, X Xu, L H Wang. Ultrasound-modulated optical tomography at new depth[J]. *J Biomed Opt*, 2012, 17(6): 066006.
- 8 S R Kothapalli, L H Wang. Ultrasound-modulated optical microscopy[J]. *J Biomed Opt*, 2008, 13(5): 054046.
- 9 Zeng Lüming, Liu Guodong, Yang Diwu, *et al.*. Compact optical-resolution photoacoustic microscopy system based on a pulsed laser diode[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(10): 1004001.
曾吕明, 刘国栋, 杨迪武, 等. 基于脉冲激光二极管的小型化光学分辨式光声显微成像系统[J]. *中国激光*, 2014, 41(10): 1004001.
- 10 W Song, Q Wei, R Zhang, *et al.*. *In vivo* photoacoustic chorioretinal vascular imaging in albino mouse[J]. *Chin Opt Lett*, 2014, 12(5): 051704
- 11 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.
- 12 C Kim, L V Wang. Multi-optical-wavelength ultrasound-modulated optical tomography: A phantom study[J]. *Opt Lett*, 2007, 32(16): 2285-2287.
- 13 S R Kothapalli, S Sakadžic, C Kim, *et al.*. Imaging optically scattering objects with ultrasound-modulated optical tomography[J]. *Opt Lett*, 2007, 32(16): 2351-2353.
- 14 P Lai, R A Roy, T W Murray. Quantitative characterization of turbid media using pressure contrast acousto-optic imaging[J]. *Opt Lett*, 2009, 34(18): 2850-2852.
- 15 Han Yonghui, He Zhonghai, Wang Zhili, *et al.*. Study on measuring the optical properties of turbid media[J]. *Ocean Technology*, 2004, 23(2): 19-23.
韩永辉, 贺忠海, 王智丽, 等. 浑浊介质光学特性参数测量方法的研究[J]. *海洋技术*, 2004, 23(2): 19-23.
- 16 Zhu Lili. Opto-Acoustic Interactions within UOT and Application on Measurement of Blood Glucose[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2013. 18-19.
朱莉莉. 超声调制光学成像中声光作用机制及在血糖检测的应用[D]. 福州: 福建师范大学, 2013. 18-19.
- 17 L Zhu, S Ran, Z Lin, *et al.*. The effect of apertures in ultrasound-modulated optical tomography with photomultiplier tube[C]. *SPIE*, 2012, 8553: 85532P.
- 18 L V Wang, X Zhao. Ultrasound-modulated optical tomography of absorbing objects buried in dense tissue-simulating turbid media [J]. *Appl Opt*, 1997, 36(28): 7277-7282.
- 19 Zhu Lili, Li Hui, Xie Wenming. Propagation of the scattered light modulated by ultrasound in multi-layer biological tissue[J]. *Chinese J Lasers*, 2009, 36(10): 2593-2597.
朱莉莉, 李 晖, 谢文明. 超声调制的散射光在多层生物组织中的传播[J]. *中国激光*, 2009, 36(10): 2593-2597.

栏目编辑: 吴秀娟