

超声调制光学信号的频谱分析

朱莉莉 谢文明 李 晖*

(福建师范大学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,
福建师范大学光电与信息工程学院, 福建 福州 350007)

摘要 选择准确、合适的成像信号是提高超声调制光学层析成像(UOT)灵敏度和对比度的关键。利用快速傅里叶变换(FFT)获得了超声调制信号的频谱图像,其中零频强度 I_0 代表着未被超声调制的光信号的谱强度,而在超声探头频率范围内(0.2~1.8 MHz)的谱强度之和表示受超声调制信号的谱强度 I_f 。与时域信号相比较,谱强度 I_f 对介质的光学性质有较高的灵敏度,但它容易受非靶组织(介质)的影响。而频谱信号的调制深度 M_2 ($M_2 = I_f/I_0$) 不易受非靶组织(介质)的影响,有较强的抗干扰性,但它对靶组织(介质)的光学属性的灵敏度低。结果表明,采用超声调制光信号的频谱进行图像处理和重构并不比时域信号更具优势。

关键词 光谱学; 超声调制; 光学层析成像; 快速傅里叶变换; 谱强度

中图分类号 O433.4; O426.3; Q631 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201340.s115001

Spectrum Analysis of Ultrasound-Modulated Optical Signal

Zhu Lili Xie Wenming Li Hui

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

Abstract The choice of the accurate and proper signal is the key to enhance the sensitivity and contrast of ultrasound-modulated optical tomography (UOT). Fast Fourier transform (FFT) is used in the digital frequency analysis of modulation signal. Spectral intensity of zero frequency (I_0) represents the unmodulated light intensity, and the sum total of spectral intensity (I_f) from 0.2 MHz to 1.8 MHz depended on the frequency range of ultrasonic probe represents the ultrasound-modulated light intensity. Compared with the in-time signal, I_f has the higher sensitivity to optical properties of media, but it is easy to be influenced by the non-target media. The modulated depth of in-frequency signal ($M_2 = I_f/I_0$) is not easy to be influenced by non-target media, but it has low sensitivity to optical properties of the target media. The results indicate that the result of in-frequency signal is not better than the in-time signal for image reconstruction and processing.

Key words spectroscopy; ultrasonic modulation; optical tomography; fast Fourier transform; spectral intensity

OCIS codes 110.2960; 110.4500; 170.3010

1 引 言

超声调制光学层析成像(UOT)是一种有前途的声-光混合成像技术^[1-3]。它将光和超声波同时作用于生物组织中,利用聚焦超声波定位和调制组织中的散射光。通过检测散射光中的调制成分来推断超声区域组织的光学和超声性质,从而实现超声定位的高空间分辨率和光学检测高灵敏度的组织成像。

超声调制光学成像术中,受超声调制的散射光

与背景光(未被调制光)相比十分微弱。如何提高该技术的信噪比和灵敏度一直是研究学者的研究重点和热点。许多学者已经在这方面取得了一定的成果。Kim等^[4-5]采用强超声短脉冲提供更大的调制源,后来又采用环形光源,利用共聚焦原理,大大地提高了信噪比(SNR)。Suzuki等^[6]利用光折变聚合物提高了UOT的成像灵敏度。还有学者巧妙地利用各种光学器件作为一个窄带波长滤波器,如 Xu

收稿日期: 2013-08-01; 收到修改稿日期: 2013-09-01

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

等^[7]利用光折射晶体(PRC)、Kothapalli 等^[8]采用法布里-珀罗干涉仪(FPI)结合雪崩光电二极管(APD)、Xu 等^[9]利用光谱烧孔技术(SHB)等,使得只有调制光可通过而未调制光不能通过,从而提高了 SNR,使成像的深度和成像质量上了一个新台阶。除此之外,选择准确、合适的信号处理方法也是提高成像灵敏度和对比度的关键^[10]。Wang 等^[11]对组织隐含异物进行成像,发现超声调制光信号的交流成分比直流成分对介质的光学属性更敏感,成像对比度更高。Zhu 等^[12-13]通过蒙特卡罗模拟和实验证明了超声调制光信号的调制深度(峰峰值/平均值)只与超声聚焦区介质的声光属性有关,而几乎不受超声聚焦区外介质的光学属性(吸收系数和散射系数)和组织结构(单层或多层)的影响。因此,调制深度 M 比调制信号的峰峰值 I_{ac} 和平均 I_{dc} 更适合作为最终进行图像处理的物理量。Yao 等^[14-15]曾采用幅度调制的聚焦超声波对散射介质中的散射光进行定位和调制,并用快速傅里叶变换(FFT)实时将调制光信号解调,用谱强度重建图像,提高了图像的对比度和测量精度。

本文采用中心频率为 1 MHz 的脉冲超声调制散射介质中的光信号,利用 Matlab 软件的 FFT 变换对脉冲超声调制的光信号进行数据处理,获得调制信号的频谱图像。在频谱图像中寻找有用的特征信息,并与通常采用的时域信号的调制深度相比较,期待获得较佳的成像质量和对比度。

2 实验装置

实验装置如图 1 所示,最大输出功率为 22 mW

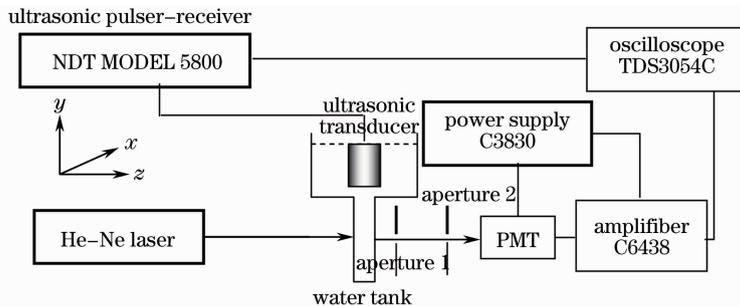


图 1 实验装置示意图

Fig. 1 Diagram of experimental setup

组织模拟液采用脂肪乳-墨水液体模型,其光学参数灵活可变。在波长 632.8 nm 照射下,体积分数为 1% 的脂肪乳溶液的散射系数约为 48.84 cm^{-1} ^[16],体积分数为 1% 的墨汁溶液(北京一得阁墨业有限责任公司所生产)的吸收系数约为 80 cm^{-1} ^[17]。

的 He-Ne 激光器(CVI Melles Griot, 25-LHR-925-230)发出波长为 632.8 nm 的平行光(直径约 2 mm)照射到单层或多层样品槽上。在光轴的垂直方向上,超声发生器(Panametric 5800PR)驱动聚集超声换能器(Panametric A314S;中心频率为 1 MHz, 0.48 MHz 的脉宽, 1.905 cm 的直径, 2.55524 cm 的焦长)产生脉冲超声(重复频率为 2 kHz, 脉冲能量为 $100 \mu\text{J}$)作用于样品上,超声传播方向(y 轴)与光轴(z 轴)相垂直。因为超声聚焦区的强度最大,令超声聚焦区落在光轴上,使入射光经过超声聚焦区以获得较大的超声调制光信号。在样品和光电倍增管(PMT)之间放置两小孔,其中一小孔安装在 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,才能观察到光学散斑的瞬态变化,该小孔直径固定取 1 mm。另一小孔(直径为 1 mm)离样品距离约为 13.5 cm,离光电倍增管距离约为 10.5 cm,此小孔使介质中受超声调制的散射光在 PMT 处形成清晰的超声光栅自身像,有利于 PMT 探测到更明显的超声调制信号。最后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)同时为前置放大器和光电倍增管提供电源。实验中将高压电源 C3830 的负高压值统一设置为 800 V。在此电压值作用下,光电倍增管具有较高的阴极灵敏度和较好的 SNR。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,可有效地减少噪声,有利于信号的精确测量。

3 实验结果与讨论

3.1 超声调制光信号的频谱图

实验中的样品为单层脂肪乳溶液(散射系数约为 12.4 cm^{-1} , 厚度为 1 cm),获得的超声调制光信

号(时域图)和对调制信号进行 FFT 变换得到的频谱图如图 2(a)和(b)所示。由图 2(b)可见,无超声调制时,探测到的光信号的频谱强度集中在零频上,其他频率的谱强度几乎为零。所以零频强度 I_0 代表着未被超声调制的光信号的谱强度。当有超声作用时,探测到的调制光的频谱强度除了在零频有很大的谱强度,在频率 $0.2 \sim 1.8$ MHz 范围内的谱强度明显大于无超声作用时的频谱强度。该频率范围与所用脉冲超声的频率范围相一致如图 2(c)。所以可将频率 $0.2 \sim 1.8$ MHz 范围内的谱强度求和,表示受超声调制信号的谱强度(用 I_f 表示)。调制光信号零频的谱强度比其他频率(包括 $0.2 \sim 1.8$ MHz)的谱强度大一个数量级以上,这是因为当

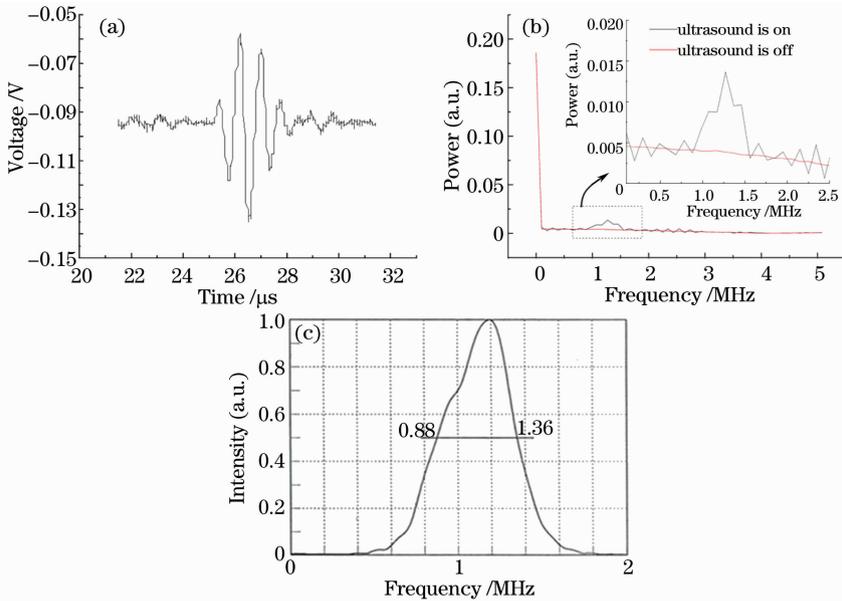


图 2 超声调制光信号的(a) 时域波形图和(b) 频谱图; (c) 超声波的频谱图

Fig. 2 (a) Signal waveform and (b) frequency spectrum of ultrasound-modulated light; (c) frequency spectrum of ultrasound

有超声作用时,探测到的光信号大部分是未通过超声聚焦区的光子,即未被调制的光信号,只有一小部分是超声焦区被调制的光信号。图 3 给出不同介质中,有无超声调制光信号的零频强度的对比。由图 3 可见,无超声作用下的零频强度略大于有超声时的零频强度,再次说明了在探测到的光信号中绝大部分是未调制的光信号,只有极小一部分是受超声调制的光信号。由于二者几乎相等,可直接用有超声作用下的零频强度表示无超声作用时光信号的谱强度。定义调制光信号的频谱信号的调制深度 M_2 等于频率范围在 $0.2 \sim 1.8$ MHz 的谱强度之和 I_f 与零频强度 I_0 之比;时域信号的调制深度 M_1 等于调制信号的峰峰值 I_{ac} 的一半与平均值 I_{dc} 之比。

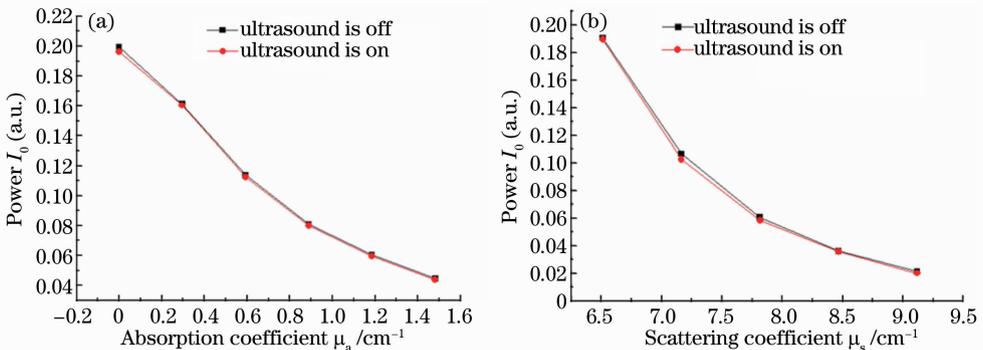


图 3 不同介质中 有无超声调制的光信号的零频强度比较

Fig. 3 Comparison of the zero frequency intensities when the ultrasonic wave is off and on in variety of medias

3.2 超声聚焦区内介质的光学属性对调制信号的谱强度的影响

不同探测位置处,超声调制的光信号与介质的

吸收系数和散射系数的关系不同^[18]。分别取 3 种较为典型的探测位置,即探测器 PMT 在光轴上,以及在偏离光轴(沿 y 轴)约 0.4 mm 和 0.6 mm 的位置

上来研究超声调制光信号与介质光学属性的关系。对所得实验数据进行 FFT 变换,取调制信号的谱强度 I_f 及其相应的调制深度 M_2 ,得到 I_f 和 M_2 与介质吸收系数和散射系数的关系图,并同时域信号的调制深度 M_1 相比较,结果如图 4 所示。由图 4 可见,不管 PMT 的探测位置是在光轴上,还在偏离光轴(沿 y 轴)上,调制信号的谱强度 I_f 随着介质吸收系数和散射系数的增大而快速减小,即吸收系数或散射系数每增加 1 cm^{-1} , I_f 下降 $80\% \sim 90\%$;在相同的探测位置上, M_2 与 M_1 的变化规律相似,即随着吸收系数或散射系数同增或同减,但 M_2 对介质的吸收系数或散射系数的灵敏度比 M_1 小得多。当 PMT 在光轴上探测时,如图 4 所示, M_2 随着介质吸收系数和散射系数的增大几乎不变(M_2 分别只增大 0.007 cm^{-1} 和 0.011 cm^{-1}),远低于 M_1 的

0.06 cm^{-1} 。在 PMT 略偏离光轴时(沿 y 轴偏离约 0.4 mm),如图 5 所示, M_2 的变化也很小,随着介质吸收系数和散射系数的增大, M_2 分别只增大 0.031 cm^{-1} 和 0.011 cm^{-1} ,而 M_1 增大约 0.09 cm^{-1} 。在 PMT 偏离光轴较大时(沿 y 轴偏离约 0.6 mm),如图 6 所示, M_2 随吸收系数的增加线性递增(0.03 cm^{-1}),而随着散射系数线性递减(-0.06 cm^{-1}),相应的 M_1 的变化分别为 0.07 cm^{-1} 和 -0.108 cm^{-1} 。从数据处理结果发现,相同条件下, M_1 比 M_2 对介质光学属性的灵敏度高,而 I_f 比 M_1 和 M_2 的灵敏度更高。 I_f 是否就是用于成像的最佳物理量,还需看看 I_f 是否只与聚焦区内介质的光学属性有关,而不受聚焦区外介质的影响。

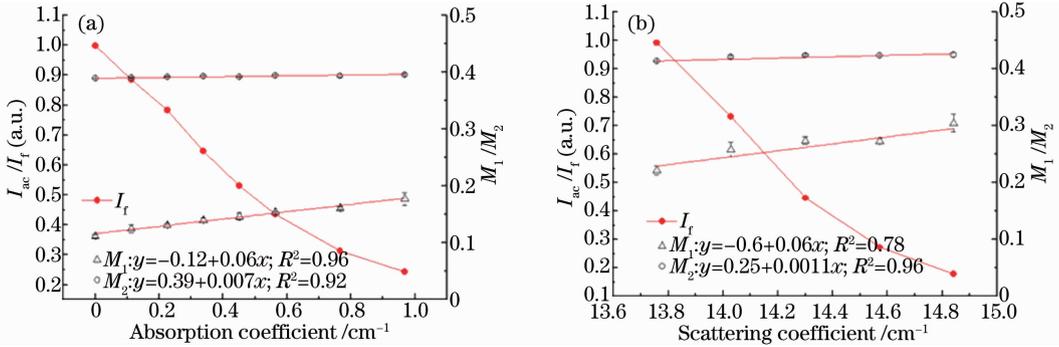


图 4 PMT 在光轴上时调制信号的 I_f 、 M_1 和 M_2 与介质

Fig. 4 I_f 、 M_1 and M_2 versus (a) the absorption coefficient and (b) the scattering coefficient of the medium when PMT is on the optical axis

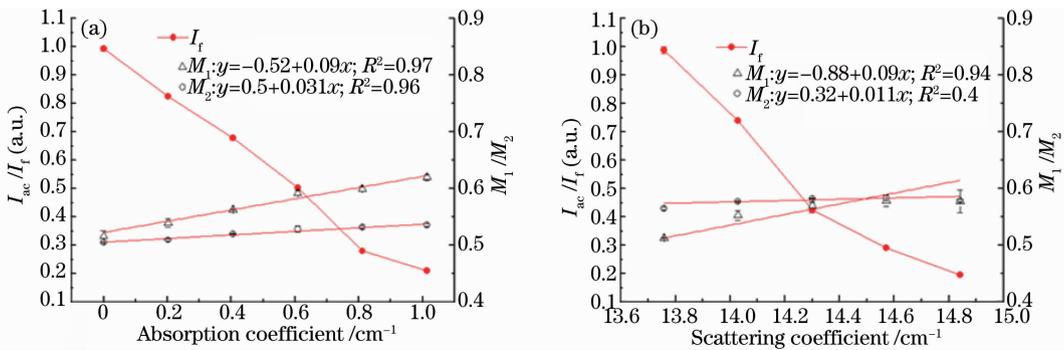


图 5 PMT 在偏离光轴(沿 y 轴)约 0.4 mm 的位置上时调制信号的 I_f 、 M_1 和 M_2 与

介质(a)吸收系数和(b)散射系数的关系

Fig. 5 I_f 、 M_1 and M_2 versus (a) the absorption coefficient and (b) the scattering coefficient of the medium when PMT is away from the optical axis of about 0.4 mm (along y axis)

3.3 超声聚焦区外介质的光学属性对调制信号的谱强度的影响

实验中通过采用双层散射介质,研究超声聚焦区外介质的光学属性对调制信号的谱强度的影响。超声所在层介质由体积分数为 0.11% 的脂肪乳溶液

和少量墨汁配制而成(其散射系数约为 5.2 cm^{-1} ,吸收系数约为 0.05 cm^{-1} ,介质属性保持不变),尺寸为 $7 \text{ cm} \times 8 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ 。PMT 的探测位置在光轴上。将一厚度为 1 cm ,装有体积分数 0.12% 脂肪乳溶液(散射系数约为 6.5 cm^{-1})的样品槽放在超声

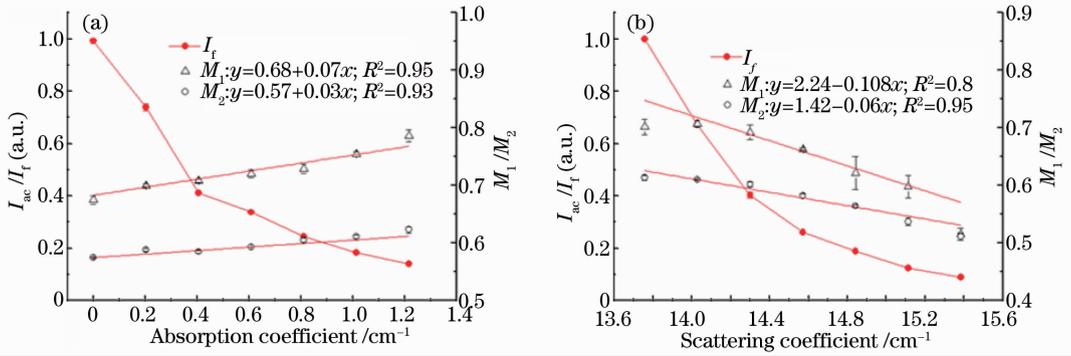


图6 PMT在偏离光轴(沿 y 轴)约0.6 mm的位置上时调制信号的 I_r 、 M_1 和 M_2 与介质(a)吸收系数和(b)散射系数的关系

Fig. 6 I_r 、 M_1 and M_2 versus (a) absorption coefficient and (b) scattering coefficient of the medium when PMT is away from the optical axis of about 0.6 mm (along y axis)

所在层介质之前,改变样品槽内脂肪乳溶液或墨汁的浓度,得到调制信号的 I_r 、 M_1 和 M_2 与前层介质吸收系数和散射系数的关系如图7所示。将样品槽放在超声所在层介质之后,同样操作得到介质吸收系数和散射系数的关系如图8所示。由图7和图8可见, M_1 和 M_2 随超声聚焦区外(包括前层和后层)的

介质的散射系数和吸收系数的改变变化很小,其中 M_2 几乎不变,说明 M_2 比 M_1 更不易受聚焦区外介质的影响。而 I_r 随着超声焦区外介质的散射系数和吸收系数的增大呈指数形式下降,变化明显。因此 I_r 不适合用于最后的图像重构,它容易受非靶目标介质的影响。

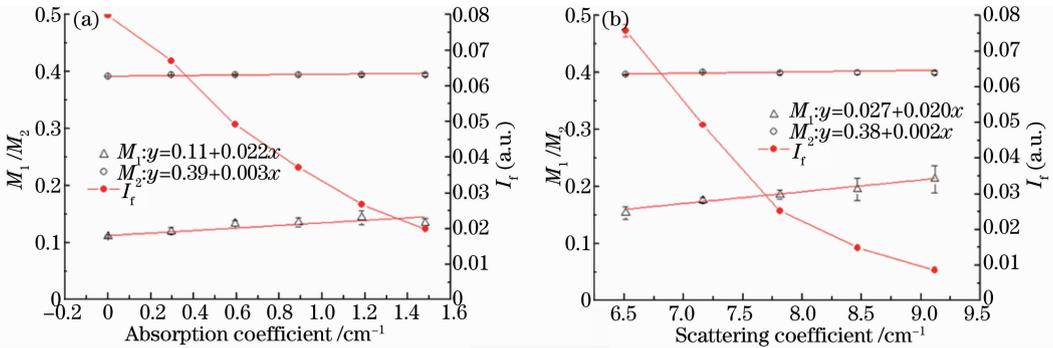


图7 超声调制信号的 I_r 、 M_1 和 M_2 与双层介质中前层介质(a)吸收系数和(b)散射系数的关系

Fig. 7 I_r 、 M_1 and M_2 versus (a) absorption coefficient and (b) scattering coefficient of the first layer in double-layer medium

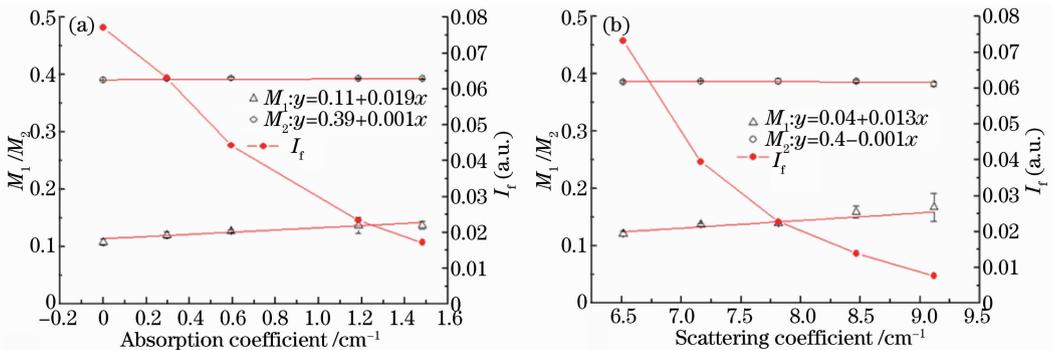


图8 超声调制信号的 I_r 、 M_1 和 M_2 与双层介质中后层介质(a)吸收系数和(b)散射系数的关系

Fig. 8 I_r 、 M_1 and M_2 versus (a) absorption coefficient and (b) scattering coefficient of the second layer in double-layer medium

4 结 论

采用 FFT 变换对脉冲超声调制的光信号进行数据处理,获得调制信号的谱强度 I_f 和调制深度 M_2 。实验结果表明,谱强度 I_f 虽然对介质的光学属性有较高的灵敏度,但它容易受非靶目标介质的影响,不适合用于图像重组。调制深度 M_2 不易受非靶目标介质的影响,有较强的抗干扰性,但它对目标介质的光学属性的灵敏度低。相对而言,时域信号的调制深度 M_1 ,既不易受非靶目标介质的影响,同时对目标介质的光学属性又有较高的灵敏度,是进行图像重构较合适的选择。总而言之,采用超声调制光信号的频谱信号进行图像处理和重构并不比时域信号更具优势。

参 考 文 献

- Zhang Leihong, Ma Xiuhua. Study on influential factor of photoacoustic signal excited by intensity-modulated continuous-wave laser in biological tissue[J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(11): 1104002.
张雷洪, 马秀华. 生物组织中强度调制的连续激光激发的光声信号影响因素研究[J]. 中国激光, 2011, 38(11): 1104002.
- P Lai, X Xu, H Liu, *et al.*. Time-reversed ultrasonically encoded optical focusing in biological tissue[J]. JBO Letters, 2012, 17(3): 036001.
- 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.
- C Kim, R J Zemp, L H Wang. Intense acoustic bursts as a signal-enhancement mechanism in ultrasound-modulated optical tomography[J]. Opt Lett, 2006, 31(16): 2423–2425.
- C Kim, K H Song, K Maslov, *et al.*. Ultrasound-modulated optical tomography in reflection mode with ring-shaped light illumination[J]. Journal of Biomedical Optics, 2009, 14(2): 024015.
- 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.
- X Xu, H Zhang, P Hemmer, *et al.*. Photorefractive detection of tissue optical and mechanical properties by ultrasound modulated optical tomography[J]. Opt Lett, 2007, 32(6): 656–658.
- S R Kothapalli, L H Wang. Ex vivo blood vessel imaging using ultrasound-modulated optical microscopy [J]. Journal of Biomedical Optics, 2009, 14(1): 014015.
- X Xu, S R Kothapalli, H Liu, *et al.*. Spectral hole burning for ultrasound-modulated optical tomography of thick tissue [J]. Journal of Biomedical Optics, 2010, 15(6): 066018.
- Zhang Jingjing, Jiang Yuesong, He Yuntao, *et al.*. Performance analysis of fractional Fourier transform optical imaging based on fractional Fourier-domain filtering[J]. Acta Optica Sinica, 2011, 31(11): 1111003.
张静静, 江月松, 何云涛, 等. 分数域滤波的分数傅里叶变换光学成像性能分析[J]. 光学学报, 2011, 31(11): 1111003.
- L H Wang, S L Jaques, X Zhao. Continuous-wave ultrasonic modulation of scattered laser light to image objects in turbid media [J]. Optics Lett, 1995, 20(6): 629–631.
- L L Zhu, H Li, S F Yang, *et al.*. Propagation of ultrasound modulation scattering signal in multi-layer scattering media: simulations and experiments[C]. SPIE, 2007, 6826: 68262F.
- 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.
- Y Yao, D Xing, Y He. AM ultrasound-modulated optical tomography with real-time FFT [J]. Chin Sci Bull, 2001, 46(22): 1869–1872.
- Y Yao, D Xing, Y He, *et al.*. Acousto-optic tomography using amplitude-modulated focused ultrasound and a near-IR laser[J]. Quantum Electron, 2001, 31(11): 1023–1026.
- 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.
- 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.
- Lili Zhu, Shubing Ran, Zhiyuan Lin, *et al.*. The effect of apertures in ultrasound-modulated optical tomography with photomultiplier tube[C]. SPIE, 2012, 8553: 85532P.

栏目编辑: 韩 峰