

# 超声调制光信号的调制深度与组织光学特性关系

林洁清<sup>1,2,3</sup> 朱莉莉<sup>1,2,3</sup> 李 晖<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> 医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007  
<sup>2</sup> 福建省光子技术重点实验室, 福建 福州 350007  
<sup>3</sup> 福建师范大学物理与光电信息科技学院, 福建 福州 350007

**摘要** 超声调制光学成像技术融合了光学成像和超声成像的优点, 已实现对浑浊介质内隐藏异体的成像, 是一种很有前景的医学成像技术。通过实验探究超声调制光信号与组织光学特性的关系、超声焦点内外组织的光学特性对调制信号的影响, 发现超声对光信号的调制深度与超声焦点组织的光学性质呈简单的线性关系, 调制深度随样品散射系数的增大而减小, 随样品吸收系数的增大而增大。超声区信号调制深度基本不受超声调制区域外复杂组织的光学特性的影响。这为超声调制光学成像提供必要的图像重构依据。

**关键词** 生物技术; 超声调制光学成像; 调制深度; 光学性质; 散射系数; 吸收系数

**中图分类号** O426.3; O436.2; Q631 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/LOP49.041701

## Relation Between Modulation Depth of Ultrasound-Modulated Optical Signal and Tissue Optical Properties

Lin Jieqing<sup>1,2,3</sup> Zhu Lili<sup>1,2,3</sup> Li Hui<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine, Ministry of Education, Fuzhou, Fujian 350007, China  
<sup>2</sup> Fujian Provincial Key Laboratory of Photonics Technology, Fuzhou, Fujian 350007, China  
<sup>3</sup> School of Physics and Optoelectronics Technology, Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China

**Abstract** Ultrasound modulated optical tomography combines the advantages of light imaging with ultrasound and is able to image objects embedded in turbid medium. It is a promising technique. A relation between the modulated optical signal and the optical parameters of tissue inside and outside of the ultrasound zone is given by experiment. It is discovered that the modulation depth is directly relevant to the optical properties of the tissue at the ultrasound focal zone. The modulation depth reduces as the scattering coefficient of sample increases, and increases with the increase of absorption coefficient. The modulation depth of signal in ultrasound zone is not subject to the optical properties of complex tissue outside of the ultrasound zone. All these results will provide necessary basis for the image reconstruction of ultrasound modulated optical tomography.

**Key words** biotechnology; ultrasound modulated optical tomography; modulation depth; optical property; scattering coefficient; absorption coefficient

**OCIS codes** 170.1065; 170.3010; 040.5250; 110.7050; 170.3880

## 1 引言

激光和超声的结合为医学光学成像开辟了新的途径, 现已发展了声荧光成像、光声成像和超声调制光学

**收稿日期**: 2011-10-11; **收到修改稿日期**: 2011-11-01; **网络出版日期**: 2012-02-15

**基金项目**: 国家自然科学基金(61178089)、福建省科技厅重点项目(2011Y0019)和福建省教育厅科技项目(JA10068, JB1C020)资助课题。

**作者简介**: 林洁清(1987—), 女, 硕士研究生, 主要从事超声调制光学成像方面的研究。E-mail: linjq870312@163.com

**导师简介**: 李 晖(1963—), 男, 博士, 教授, 博士生导师, 主要从事生物医学光学工程及其应用等方面的研究。

E-mail: hli@fjnu.edu.cn(通信联系人)

成像三个方面的声光结合成像工作<sup>[1]</sup>。其中,超声调制光学成像技术利用超声波对组织内的散射光进行调制(标记),通过检测散射光中的调制成分,可推断超声区域组织的光学和力学性质;经过超声扫描的数据分析和重建可得到生物组织光学和超声响应的成像图。该成像技术与声光成像<sup>[2,3]</sup>一样,克服了单纯光学成像方法的空间分辨率差以及传统超声方法图像反差不足的缺点,充分利用了二者的优势,是一种有前途的生物组织无损成像技术。目前,对于超声对漫散射光调制机制方面<sup>[4~6]</sup>以及功能成像方面<sup>[7~10]</sup>的研究都已取得可喜进展,并新发展了超声调制光学显微成像等技术<sup>[11]</sup>。该技术一旦走向实用化,将对早期乳腺癌成像、新生儿脑积水检测等具有重大的意义。

超声调制光学信号的调制深度表征超声对光信号的调制程度。多个研究小组分别研究了超声强度<sup>[4]</sup>、光阑孔径<sup>[12]</sup>、折射率<sup>[13]</sup>、超声重复频率<sup>[14]</sup>和组织厚度<sup>[15]</sup>等对调制深度的影响。Kim等<sup>[16,17]</sup>探究了 CCD 所接收调制信号的调制深度与样品吸收和散射系数的关系。本文在这些研究的基础上以光电信增管(PMT)为接收器探究超声调制光信号与超声焦区内组织光学特性的关系,为将探测信号的调制深度作为功能成像重构的物理量提供了理论和实验依据。

## 2 实验原理及装置

生物组织是光的强散射体。纯光学成像对比度高,可功能成像,但没有任何高分辨率的光学成像技术能够突破软极限(1 mm 左右)<sup>[18]</sup>。超声波在组织中可聚焦、穿透性强,弥补了纯光学成像在厚组织中无法定位、空间分辨率差的缺陷。二者的结合在成像深度方面可突破软极限,具有其他光学成像无法比拟的优势。在超声调制光学成像中,光经过声场时将与声场发生相互作用,这种相互作用通过声光介质互相耦合。超声波在整个过程中起定位和调制光的作用。接收被超声调制的光信号来成像即超声调制光学成像。

图 1 是实验装置示意图。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 的连续光经扩束器扩束至直径 26 mm 后照射到样品槽上。在光轴的垂直方向上,超声发生器(Panametric 5800PR)驱动聚焦超声换能器(Panametric A308S)产生脉冲超声(中心频率 5 MHz,重复频率 2 kHz)同时作用于样品上,超声的焦区和光轴相重合。样品槽的宽度为 8 cm,高度为 9 cm,厚度为 1.5 cm。经过样品和超

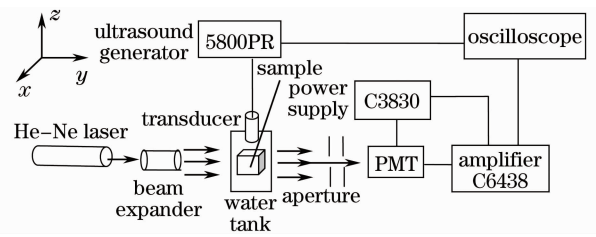


图 1 实验装置示意图

Fig. 1 Schematic sketch of experimental setup

声焦区的入射光再经过 2 个小孔(直径  $d \approx 1$  mm)被光电倍增管(Hamamatsu R2949)所接收,最后经前置放大器(Hamamatsu C6438)放大后在示波器(Tektronix TDS3054C)上显示。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 C3830 的负高压值统一设置为  $-800$  V。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。连续超声下的调制深度指的是某个频率下的交流成分与直流成分的比值。对于脉冲超声作用,从频谱分析上可以把脉冲超声看成是各种频率的超声组合。考虑到在相同条件下不同频率的超声对光的调制作用的一致性,即不同超声频率作用下的光信号具有同样的调制深度,因此脉冲调制深度的定义仍可以看成是脉冲调制光部分占总背景光的比例。图 2 所示为有超声和无超声作用下获取的光信号。示波器显示的平均值为透过光强  $I_{ac}$ ,定义峰-峰值为调制光强  $I_{ac}$ ,调制深度  $M = I_{ac} / I_{dc}$ ,表示超声对光的调制程度。从图可以算出声光相互作用点离超声换能器表面的距离约为 4.8 cm(超声波声速与信号离触发点的时间的乘积)。

## 3 调制信号与待测区域组织光学性质的关系

超声调制光信号与超声波的强度、入射光强及组织厚度、声光属性等都有关系<sup>[13]</sup>。在保持超声波的强度、入射光强及组织厚度不变等前提下,本文探究调制信号与超声定位区域组织模拟液的光学性质的关系。

### 3.1 超声调制区域组织散射系数与调制信号的关系

脂肪乳汁是光的强散射体,散射微粒的浓度决定了模拟组织的散射系数,二者在一定条件下成线性比例

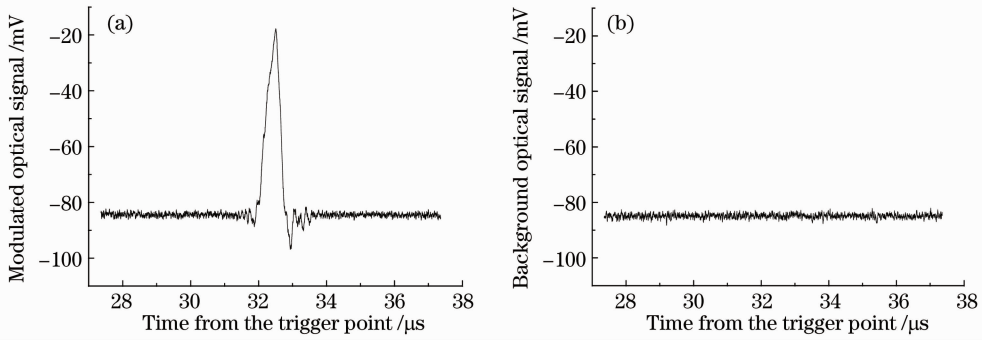


图 2 (a)在超声作用下与(b)撤去超声后 PMT 接收的光信号

Fig. 2 PMT signal (a) with and (b) without ultrasound modulation

关系<sup>[19]</sup>。实验中,入射光功率 $6 \mu\text{W}$ ,样品盒厚 $1.5 \text{ cm}$ 。往 $350 \text{ mL}$ 的蒸馏水中逐次加入 $0.05 \text{ mL}$   $20\%$ (体积分数)的脂肪乳注射液,改变样品介质的光散射系数(从 $1.335 \text{ cm}^{-1}$ 增大到 $2.73 \text{ cm}^{-1}$ )。图 3 表示超声调制光信号与样品光学散射系数的关系。如图 3 所示,随着样品散射系数的增大,透射光强和调制光强度都指数下降(指数衰减拟合度均达 $0.995$ 以上)。但它们的比值即调制深度 $M$ 随着浓度的增大呈线性递减趋势。散射系数每增大 $1 \text{ cm}^{-1}$ ,调制深度将在原基础上下降约 $5.8\%$ 。

### 3.2 超声调制区域组织吸收系数与调制信号的关系

墨汁是光的强吸收体。将一得阁墨汁稀释 $10$ 倍,往 $1.5 \text{ cm}$ 厚样品盒内的 $350 \text{ mL}$ 蒸馏水中依次添加 $0.02 \text{ mL}$ 该稀释墨汁,改变样品溶液的吸收系数(从 $1.47 \text{ cm}^{-1}$ 增大到 $3.2 \text{ cm}^{-1}$ )。入射光功率为 $4.3 \mu\text{W}$ 。图 4 表示样品溶液的吸收系数对调制信号的影响。如图 4 所示,随着墨汁溶液吸收系数的增大,透射光强和调制信号光强都呈指数衰减(指数衰减拟合度均达 $0.995$ 以上);而它们的比值即调制深度 $M$ 随着墨汁溶液吸收系数的增大而线性增大。吸收系数每增大 $1 \text{ cm}^{-1}$ ,调制深度将上升 $11.1\%$ 。

由于超声波对光的调制机制尚未明确,其具体原因还有待进一步研究。从实验结果可见,调制深度能反映超声焦区介质的光散射和吸收系数,具有较好的线性关系。其中,吸收系数对调制信号的影响更明显。当散射系数和吸收系数增大到一定程度时,透射光强和调制光强都变得很小,仪器显示数据以及人工的读数误差比较大。

## 4 待测区域外复杂组织及其他因素对调制信号的影响

我们的前期工作已经通过蒙特卡罗模拟和实验研究了待测区域后层组织对调制信号的影响<sup>[15,20,21]</sup>。本文将进一步研究待测区域前层组织对调制信号的影响。

沿激光方向设计一个二层结构的样品盒模型,可分别在两层中装入不同光学性质的模拟液。样品盒第一层厚 $2 \text{ cm}$ ,第二层厚 $1.5 \text{ cm}$ 。将待测模拟组织液置于第二层,超声波将光信号定位在第二层。待测脂肪乳溶液体积分数保持 $0.77\%$ 不变。往前层介质中分别加入脂肪乳和墨汁改变其散射系数和吸收系数,测得超声调制信号随前层介质光学属性的变化情况,如图 5 和图 6 所示。

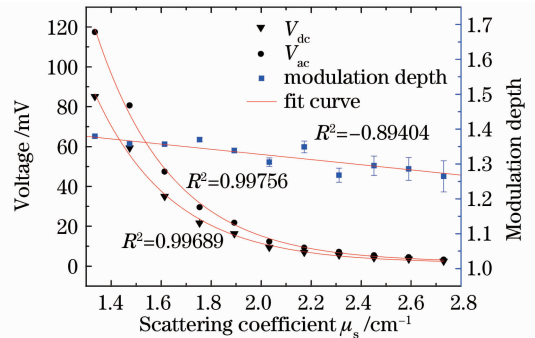


图 3 溶液散射系数对超声区调制信号的影响

Fig. 3 Effect of solution's scattering coefficient on the modulation signal inside the ultrasound zone

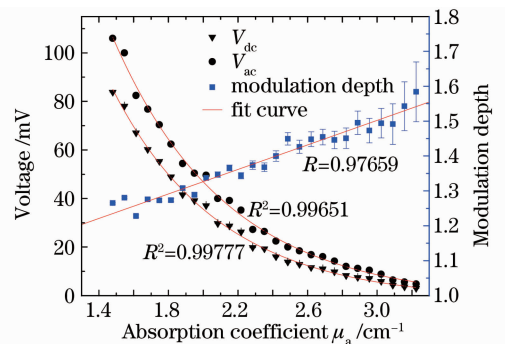


图 4 溶液吸收系数对调制信号的影响

Fig. 4 Effect of solution's absorption coefficient on the modulation signal inside the ultrasound zone

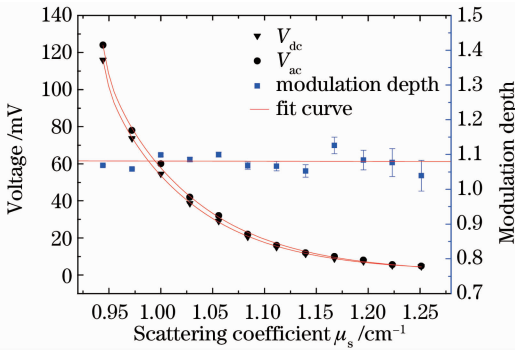


图5 前层介质光散射系数的改变对调制信号的影响

Fig. 5 Modulation signal versus the scattering coefficient of the medium in the front layer

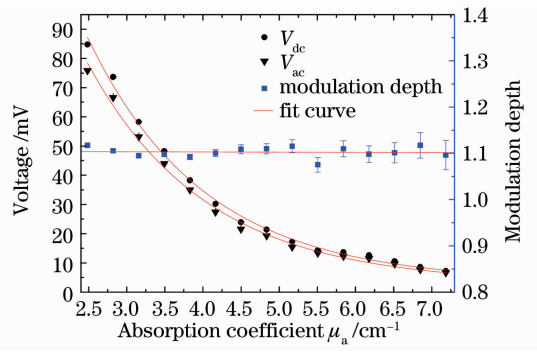


图6 前层光吸收系数的改变对调制信号的影响

Fig. 6 Modulation signal versus the absorption coefficient of the medium in the front layer

实验结果表明:随着前层介质散射系数和吸收系数的增加,透射光强和调制光强呈指数衰减,但调制深度并不受其影响,基本保持不变。可见调制深度不仅不受后层介质光学参数的影响<sup>[21]</sup>,也不受前层介质光学属性的影响,而只与超声区组织的声光特性有关,调制深度不会因传播而变化。

## 5 结 论

本文采用光电倍增管接收透射的调制散射光,探究并分析了超声调制光学信号与待测样品光学性质的关系。结果表明,超声定位区域内组织的光学性质与信号的调制深度呈线性关系,调制深度随样品散射系数的增大而略减小,随样品吸收系数的增大而明显增大。超声区信号调制深度基本不受超声调制区域外复杂组织的光学特性的影响。因此,调制深度在数据处理过程中可作为成像图像重构的特征物理量。

## 参 考 文 献

- 1 Qian Shengyou, Xing Da. Research progress in image of biological tissues combining light and sound[J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2000, **9**(3): 228~231  
钱盛友, 邢 达. 光声结合用于生物组织成像的研究进展[J]. *激光生物学报*, 2000, **9**(3): 228~231
- 2 Zhang Leihong, Ma Xiuhua. Study on influential factor of photoacoustic signal excited by intensity-modulated continuous-wave laser in biological[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
- 3 Xu Dong, Xiang Liangzhong, Ji Xuanrong. Photoacoustic imaging system based 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
- 4 W. Leutz, G. Maret. Ultrasonic modulation of multiply scattered light[J]. *Physica B*, 1995, **204**(1-4): 14~19
- 5 Lihong V. Wang. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light; an analytic model[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2001, **87**(4): 043903
- 6 S. Sakadzic, L. V. Wang. Correlation transfer and diffusion of ultrasound-modulated multiply scattered light[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2006, **96**(16): 163902
- 7 L. V. Wang, S. L. Jacques, X. M. Zhao. Continuous-wave ultrasonic modulation of scattered laser-light to image objects in turbid media[J]. *Opt. Lett.*, 1995, **20**(6): 629~631
- 8 Xiao Xu, Sri-Rajasekhar Kothapalli, Honglin Liu *et al.*. Spectral hole burning for ultrasound-modulated optical tomography of thick tissue[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2010, **15**(6): 066018
- 9 L.-H. Wang, G. Ku. Frequency-swept ultrasound-modulated optical tomography of scattering media[J]. *Opt. Lett.*, 1998, **23**(12): 975~977
- 10 G. Yao, S. L. Jiao, L. H. V. Wang. Frequency-swept ultrasound-modulated optical tomography in biological tissue by use of parallel detection[J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(10): 734~736
- 11 Sri-Rajasekhar Kothapalli, Lihong V. Wang. *Ex vivo* blood vessel imaging using ultrasound-modulated optical microscopy [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2009, **14**(1): 014015

- 12 Lihong V. Wang, Xuemei Zhao. Ultrasound-modulated optical tomography of absorbing objects buried in dense tissue-simulating turbid media[J]. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(28): 7277~7282
- 13 Lihong V. Wang. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light; a Monte Carlo model[J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(15): 1191~1193
- 14 Cai Jiali. Ultrasound-Modulated Optical Phenomena in Scattering Media Driven by a Pulsed Transducer[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2007. 37~38  
蔡佳丽. 散射介质中脉冲超声作用下调制光的产生与传输[D]. 福州: 福建师范大学, 2007. 37~38
- 15 L. L. Zhu, H. Li, J. L. Cai *et al.*. Propagation of the diffused light modulated by a focused ultrasound in scattering media [C]. *SPIE*, 2005, **6047**: 6047
- 16 Chulhong Kim, Lihong V. Wang. Multi-optical-wavelength ultrasound-modulated optical tomography: a phantom study [J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**(16): 2285~2287
- 17 Sri-Rajasekhar Kothapalli, Sava Sakadzic, Chulhong Kim *et al.*. Imaging optically scattering objects with ultrasound-modulated optical tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**(16): 2351~2353
- 18 LiHong V. Wang. The future of photoacoustic imaging[J]. *Opt. & Optoelectron. Technol.*, 2009, **7**(3): 1~4  
汪立宏. 光声成像的未来[J]. 光学与光电技术, 2009, **7**(3): 1~4
- 19 Xie Shusen, Li Junheng, Huang Luhua *et al.*. An optical phantom for simulating biotissue[J]. *Chin. J. Laser Med. & Surg.*, 1992, **1**(3): 131~134  
谢树森, 李峻亨, 黄禄华 等. 一种模拟生物组织的光学模型[J]. 中国激光医学杂志, 1992, **1**(3): 131~134
- 20 Lili Zhu, Hui Li, Jiali Cai. Theoretical and experimental studies of the propagation of modulation depth of the detected optical signal from an ultrasound zone[C]. *SPIE*, 2007, **6437**: 64371R
- 21 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