

文章编号: 0258-7025(2009)10-2593-05

超声调制的散射光在多层生物组织中的传播

朱莉莉 李晖 谢文明

(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,
福建师范大学物理与光电信息科技学院, 福建 福州 350007)

摘要 通过 Monte Carlo 方法研究了经超声场调制的散射光在双层和三层生物组织中的传播规律。给出了超声调制的散射光及其调制深度与介质厚度、吸收系数、散射系数和各向异性因子的关系。Monte Carlo 模拟结果表明, 经超声调制后的散射光会随着超声区外生物组织的光学参数和组织结构的变化而变化, 而调制深度只与超声区的声光特性有关, 与超声区外生物组织的光学特性、组织结构等无关, 是超声调制光学成像技术最终进行图像处理与重建的关键物理量。

关键词 生物光学; 超声调制; Monte Carlo 模拟; 生物组织; 散射光; 调制深度

中图分类号 O426.3; Q631 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL20093610.2593

Propagation of the Scattered Light Modulated by Ultrasound in Multi-Layer Biological Tissue

Zhu Lili Li Hui Xie Wenming

(Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine of Ministry of Education,
Fujian Provincial Key Laboratory of Photonic Technology, School of Physics and Optoelectronics Technology,
Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China)

Abstract The propagation of ultrasound modulation scattering signal in two-layered and three-layered biological tissue was studied with Monte Carlo simulation. The relations with the modulation scattered light intensity and its modulation depth contributed by the thickness, absorption coefficient, scattering coefficient and anisotropy coefficient of homogeneous and layered tissue were figured out. The results of Monte Carlo simulation show that the modulation scattering light is dependent on the optical properties and configuration of tissue, but the modulated depth of the modulated light doesn't change in the propagation and is only dependent on the optical and ultrasonic properties of biological tissue within the ultrasound zoom. So the modulated depth is a key factor in ultrasound-modulated optical tomography. These works will conduce to reconstruct the tissue imaging effectively and reliably.

Key words biotechnology; ultrasound modulated; Monte Carlo simulation; biological tissue; scattered light; modulation depth

1 引言

超声调制光学成像 (Ultrasound-modulated optical tomography, UOT) 也称声光成像 (Acousto-optical tomography, AOT), 是新兴生物医学光学中的最新进展, 属于声-光相互作用成像术^[1~3]的一个分支。该技术将光和声同时作用于生物组织, 通过检测经超声作用区调制的散射光, 可推

断超声区中组织的光学和声学性质, 完成超声场对组织的整体扫描并经过数据分析重组可得到生物组织光学和超声响应的成像图。这种声光相结合的成像方法, 同时具有超声定位的高空间分辨率和光学检测的高灵敏度的特点, 是一种有前途的无损生物组织成像技术。一旦该技术走向实用化, 将具有无损、方便、快捷、收费便宜等优点, 对乳腺疾病检查的

收稿日期: 2009-07-01; 收到修改稿日期: 2009-08-24

基金项目: 教育部新世纪优秀人才计划(NECT-04-0615)和福建省自然科学基金(A520001, 2006J0233)资助课题。

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

导师简介: 李晖(1963—), 男, 博士, 教授, 主要从事生物医学光子学方面的研究。E-mail: hli@fjnu.edu.cn(通信联系人)。

普及和乳腺癌的早期诊断,以及血糖浓度的检测等具有参考价值。

生物组织是一种多重随机散射介质,探索光在超声作用下的生物组织中的传播规律是超声调制光学成像术必须解决的一个根本性问题,也是关系到最终进行图像处理与重建在原理性依据方面的重要问题。本文通过 Monte Carlo 方法研究了经超声场调制的散射光在双层和三层生物组织中的传播规律,给出了超声调制的散射光及其调制深度与介质厚度 d ,吸收系数 μ_a ,散射系数 μ_s 和各向异性因子 g 的关系。

2 理论分析

在聚焦超声场作用下的组织介质中,光的传播十分复杂,将这个复杂的过程分解为三个阶段:

首先,入射光从介质表面经过足够长的传播距离 z [该距离远远大于平均自由程(mfp)]后,到达聚焦超声区,此过程遵循漫射理论。假设宽束准平行光入射到半无限大散射介质(介质厚度大于 10 倍平均自由程可近似看作半无限大介质),则介质中(远离边界和光源)的光强分布表示为^[4~6]

$$I_z = I_0 \exp(-z/\delta), \quad (1)$$

其中

$$\delta = \{\mu_a [3\mu_a + \mu_s(1-g)]\}^{-1/2}. \quad (2)$$

其次,到达聚焦超声区的散射光与超声波发生作用,受到声波的调制。这个过程一直是超声调制光学成像技术研究的重点和难点,Leutz 等^[7]曾用动态光散射的方法研究了 this 机制,但所建的模型需要改进。接着 Wang^[8,9]就超声引发的相位调制机制做出了较完整的描述。为了讨论的方便及保证结论的正确,本文直接引用实验经验公式,即散射光经超声调制后,光强将随超声的频率做周期性变化,表示为^[10,11]

$$I'_z = I_z [1 + M(z) \cos \omega_a t] = I_0 \exp\left(-\frac{z}{\delta}\right) \times [1 + M(z) \cos \omega_a t], \quad (3)$$

其中 M 为调制深度,由超声场的强度和超声区的声光特性所决定, ω_a 为超声波的角频率。

最后从超声区出来的调制光以弹道光(包括蛇行光)或漫射光的方式到达介质表面。假设介质为单层均匀散射介质,分为两种情况考虑:

1) 调制的弹道光或蛇行光在散射介质中的传输满足比尔定律^[12],不考虑边界匹配情况下可表示为

$$I_b = I'_z \exp[-(\mu_z + \mu_s)z] = I_0 \exp[-(\mu_a + \mu_s + \frac{1}{\delta})z] \times [1 + M(z) \cos \omega_a t]. \quad (4)$$

2) 漫射条件下,组织外表面探测的调制散射光为^[13]

$$I_d(z) = \frac{I'_z}{z} \exp\left(-\frac{z}{\delta}\right) = \frac{I_0 \exp\left(-\frac{z}{\delta}\right) [1 + M(z) \cos \omega_a t]}{z} \exp\left(-\frac{z}{\delta}\right). \quad (5)$$

从(4)式和(5)式可知,在单层均匀散射介质中,探测到的调制散射光与传播距离 z 及介质的光学参数(吸收系数、散射系数和各向异性因子)有关,但其对应的调制深度,并不因为弹道光或散射光传输而发生改变。因此调制深度是超声调制成像术的关键特征量,它只与超声区的声光特性有关。当介质为多层散射介质时,由于要考虑分界面的反射和折射效应,组织外表面探测的调制漫射光就不能简单地表示为(5)式,调制散射光强及其调制深度的传播规律将由 Monte Carlo 模拟给出。

3 Monte Carlo 模拟

在 Monte Carlo 模拟中,将研究重点放在已受超声调制的散射光在组织介质中的传播过程,不细究超声作用区的声光作用过程。为简便计,将组织介质简化为均匀的层状结构,用随时间变化的光子集团模拟经超声调制的散射光,光子密度随时间变化表示为

$$N(t) = N_0 (1 + M \cos \omega_a t), \quad (6)$$

其中调制深度 M 取值为 0.2。

探测到的调制散射光强 I_d 取交流信号的峰峰值的一半,调制深度 $M = I_d/I_0$, I_0 为调制信号的平均值。

在单层组织中,已经证明经超声聚焦区出来的调制散射光在生物组织中的分布(远离声光作用区和边界)满足漫射理论,在入射光强有限(低于组织的损伤阈值)的情况下,成像深度 5 cm 左右已接近理论极限,调制信号受吸收系数的影响极大,相对而言受散射系数的影响较小,同时各向异性因子越大,调制信号越清晰,受噪声影响越小。调制深度只与超声区的声光特性有关,不随散射光的传输而发生改变^[14]。

3.1 双层组织的模拟结果

本文分别模拟了光在两种不同的双层组织中的传播过程,并进行比较。保持第一层组织的光学参数和厚度不变,给出了超声调制的散射光及其调制深度与第二层组织的厚度和光学参数(吸收系数、散射系数和各向异性因子)的关系。模拟结果如图 1~4 所示。

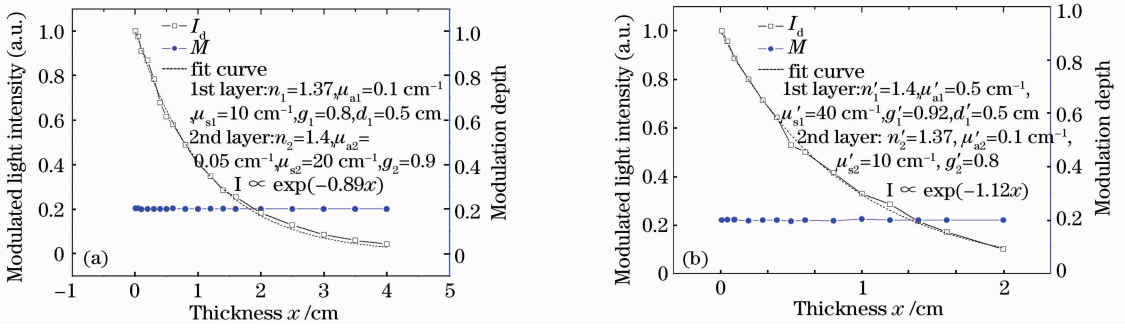


图 1 调制光强和调制深度与双层介质第二层组织厚度的关系

Fig. 1 Modulated light intensity and its modulation depth versus the thickness of the second layer in two-layered biological tissue

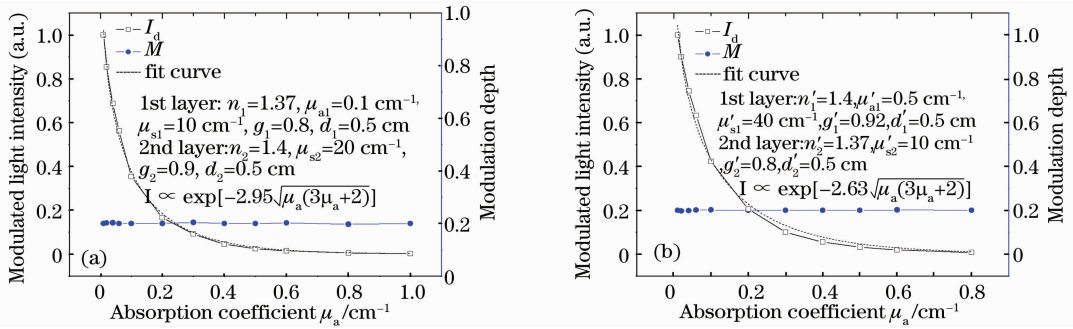


图 2 调制光强和调制深度与双层介质第二层组织的吸收系数的关系

Fig. 2 Modulated light intensity and its modulation depth versus the absorption coefficient of the second layer in two-layered biological tissue

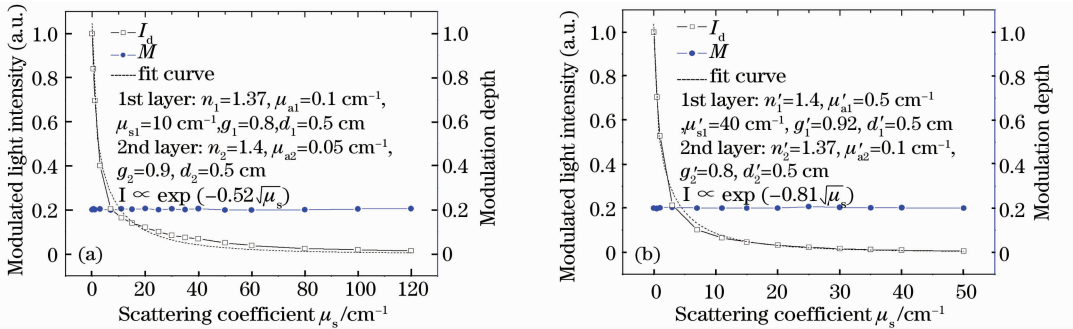


图 3 调制光强和调制深度与双层介质第二层组织的散射系数的关系

Fig. 3 Modulated light intensity and its modulation depth versus the scattering coefficient of the second layer in two-layered biological tissue

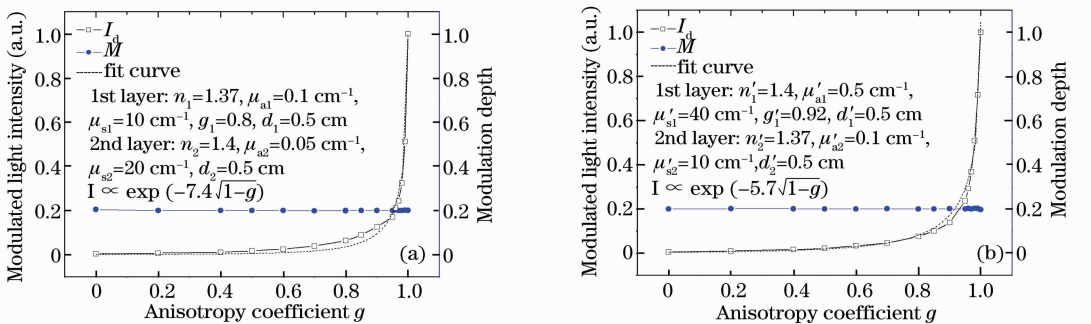


图 4 调制光强和调制深度与双层介质第二层组织的各向异性因子的关系

Fig. 4 Modulated light intensity and its modulation depth versus the anisotropy factor of the second layer in two-layered biological tissue

从图 1 可见, 超声调制信号随双层介质厚度的增加呈指数衰减, 相对于单层介质来说, 衰减趋势较为缓和, 且成像深度明显减小。当入射光强一样时, 单层组织介质^[14] 成像深度约为 5 cm, 双层介质[如图 1(a)] 的成像深度仅为 3.5 cm, 特别是当组织各层的吸收系数和散射系数较大时[如图 1(b)], 双层介质的成像厚度更小, 约为 1.7 cm。调制信号与双层介质的吸收系数的关系与单层介质的情况基本一致, 只不过衰减的速度更快, 在总厚度为 1 cm 的双层介质中, 调制信号随双层介质吸收系数变化趋势与在厚度约为 2.95 cm 的单层介质一致[如图 2(a)] 或与厚度约为 2.63 cm 的单层介质一致[如图 2(b)]。调制信号与双层介质散射系数的关系为 $I \propto \exp(P_2 \times \sqrt{\mu_s})$, 如图 3 所示。相对于单层介质来说, 调制信号衰减的速度更快, 当介质吸收系数越大, 各向异性因子越小, 系数 P_2 越大。调制信号与双层介质各向异性因子的关系为 $I \propto \exp(-P_2 \times \sqrt{1-g})$, 如图 4 所示。当 $g > 0.8$ 时, 调制信号随各向异性因子的增长速度比在单层介质的增长趋势更快, 当介质吸收系数、散射系数和厚度越大, 调制信号增长速度越快。

从图 1~4 可知, 调制深度只与超声区的声光特性有关, 不随超声区外介质的厚度、吸收系数、散射系数和各向异性因子的变化而改变, 也不随组织结构的变化而变化。模拟结果与单层组织的情况基本一致。

3.2 三层组织的模拟结果

假设三层组织的第一层光学参数为 $n_1 = 1.37$, $\mu_{a1} = 0.1 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_{s1} = 10 \text{ cm}^{-1}$, $g_1 = 0.8$, $d_1 = 0.2 \text{ cm}$ 第二层的光学参数为 $n_2 = 1.4$, $\mu_{a2} = 0.05 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_{s2} = 20 \text{ cm}^{-1}$, $g_2 = 0.9$, $d_2 = 0.3 \text{ cm}$ 。保持第一、二层组织的光学参数和厚度不变, 利用 Monte Carlo 方法得出超声调制的漫散射光及其调制深度与第三层组织的厚度、吸收系数、散射系数和各向异性因子的关系。模拟结果如图 5~8 所示。

从图 5 可见, 超声调制信号和三层介质厚度的关系呈指数衰减趋势, 衰减趋势比双层介质更为缓慢。在单层组织介质^[7] 中成像深度可达到 5 cm 的入射光强, 在如上三层介质中的成像深度仅约为 1.7 cm。图 6 显示调制信号随总厚度为 1 cm 的三层介质的吸收系数的增加迅速衰减, 衰减趋势与在厚度约为 2.15 cm 的单层介质相一致。如图 7, 8 所示, 调制信号和三层介质散射系数、各向异性因子 g 的关系与单层或双层介质情况基本一致, 系数 P_2

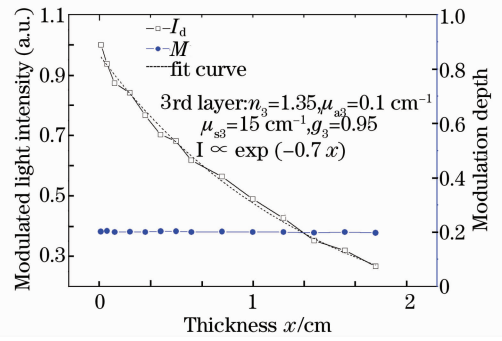


图 5 调制光强和调制深度与三层介质的第三层组织厚度的关系

Fig. 5 Modulated light intensity and its modulation depth versus the thickness of the third layer in three-layered biological tissue

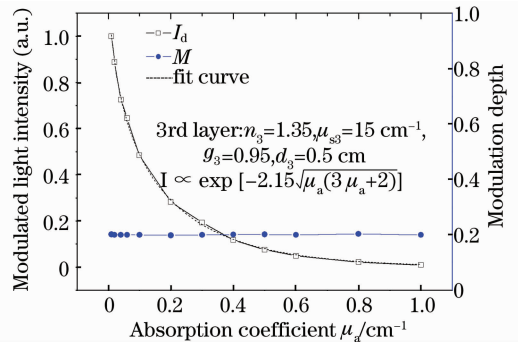


图 6 调制光强和调制深度与三层介质的第三层组织的吸收系数的关系

Fig. 6 Modulated light intensity and its modulation depth versus the absorption coefficient of the third layer in three-layered biological tissue

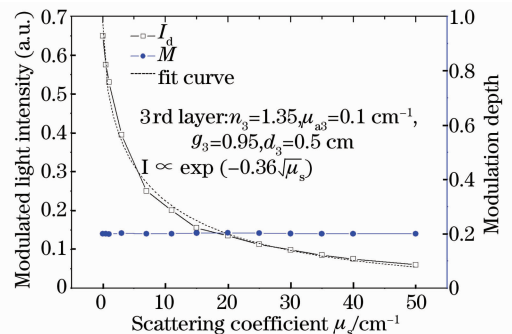


图 7 调制光强和调制深度与三层介质的第三层组织的散射系数的关系

Fig. 7 Modulated light intensity and its modulation depth versus the scattering coefficient of the third layer in three-layered biological tissue

的大小由各层光学参数和厚度共同决定。从图 5~8 可见, 调制深度同样不随超声区外介质的厚度、吸收系数、散射系数和各向异性因子 g 的变化而改变, 也不随介质层数的增加而改变。

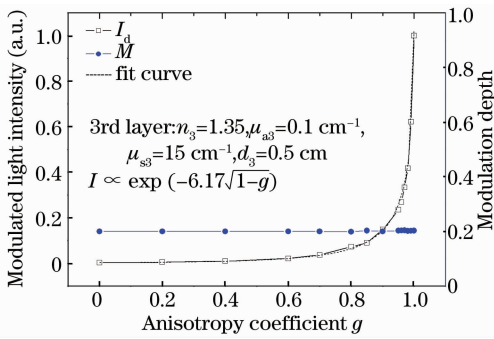


图 8 调制光强和调制深度与三层介质的第三层组织的各向异性因子的关系

Fig. 8 Modulated light intensity and its modulation depth versus the anisotropy coefficient of the third layer in three-layered biological tissue

4 结 论

通过 Monte Carlo 模拟揭示了经超声场调制的漫散射光在多层生物组织中的传播规律。模拟结果表明,经超声调制后的漫散射光会随着超声区外生物组织的光学参数和组织结构的变化而变化,而调制深度几乎不随调制信号的传输而发生改变,不受超声区外介质的光学参数和组织结构等的影响,能准确地反映出超声区的声光特性。研究内容对超声调制光学成像技术最终进行图像处理与重建有一定的参考价值。

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 Tao Lu, Zhiyuan Song, Yixiong Su *et al.*. Feasibility of photoacoustic tomography for ophthalmology [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2007, **5**(8): 475~476

- 3 He Yonghong, Xing Da, Tang Yonghong *et al.*. Study on sonoluminescence imaging of living body[J]. *Acta Optica Sinica*, 2001, **21**(4): 509~512
何永红, 邢 达, 唐永红 等. 活体声荧光成像研究[J]. *光学学报*, 2001, **21**(4): 509~512
- 4 W.-F Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch. A review of the optical properties of biological tissue [J]. *IEEE J. Quantum Electron*, 1990, **26**(12): 2166~2185
- 5 Xie Shusen, Li Hui, Lu Zukang. Overview of tissue optics[J]. *Physics*, 1998, **27**(10): 599~604
谢树森, 李 晖, 陆祖康. 组织光学概要[J]. *物理*, 1998, **27**(10): 599~604
- 6 Xie Shusen, Li Hui, CHIA Texk Chee. Principle and techniques of measuring optical properties of biological tissue[J]. *Chinese J. Biomedical Engineering*, 1997, **16**(4): 327~332
谢树森, 李 晖, CHIA Texk Chee. 生物组织光学性质的测量原理与技术[J]. *中国生物医学工程学报*, 1997, **16**(4): 327~332
- 7 W. Leutz, G. Maret. Ultrasonic modulation of multiply scattered light[J]. *Physica B*, 1995, **20**(4): 14~19
- 8 L.-H. Wang. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light: an analytic model [J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2001, **87**(4): 043903
- 9 L.-H. Wang. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light: an Monte Carlo model [J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(15): 1191~1193
- 10 H. Li, L. V. Wang. Autocorrelation of scattered laser light for ultrasound-modulated optical tomography in dense turbid media [J]. *Appl. Opt.*, 2002, **41**(22): 4739~4742
- 11 Lihong 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
- 12 H. Li, Cuncheng Weng, Lanqing Xu *et al.*. Noninvasive method to determine the optical property of biological tissue by ultrasound modulation and diffuse reflection light [C]. *SPIE*, 2005, **5630**: 101~104
- 13 Zhu Lili. Ultrasonic Modulation of Scattered Light in Scattering Media: Principle, Simulations and Experiments [D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2005, 14~16
朱莉莉. 散射介质中光的超声调制原理及数值模拟和实验[D]. 福州: 福建师范大学, 2005, 14~16
- 14 Lili Zhu, Hui Li, Jiali Cai. Propagation of the diffused light modulated by a focused ultrasound in scattering media [C]. *SPIE*, 2006, **6047**: 60470B