

基于 COMSOL 的多层组织声光作用机制

邓辉煌, 刘遥, 宋海洋, 朱莉莉*

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 采用 COMSOL Multiphysics 软件对不同结构组织中的声光作用过程进行仿真, 讨论轴向和径向的光分布特点以及单层和多层组织光学参数对声光信号的影响。仿真结果表明: 入射光束的大小对轴向和径向光的衰减速度以及轴向能流率峰值出现位置均产生影响; 声光信号的峰峰值、平均值以及调制深度均随单层组织光学特性的改变而规律性变化; 对于多层结构, 声光信号的调制深度仅取决于靶组织的光学特性, 与非靶组织的光学特性无关。

关键词 生物光学; 声光作用机制; 光学参数; 多层组织; 调制深度

中图分类号 Q631

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS222024

1 引言

生物组织的光学参数、结构特征等是医学临床诊断的重要依据。生物医学工作者一直在寻找理想的、无损的成像方法, 以实现人类各种疾病的早期、精确、快速诊断。生物医学光学成像技术具有安全、无损的特性, 以及较高的检测灵敏度及在组织实现功能成像等优势^[1-2], 成为国际发展迅速的新开拓领域。纯光学成像法中利用弹道光 and 蛇行光的直接成像法[如光学相干成像(OCT)]的成像分辨率较高(10 μm 量级), 但只能实现 mm 量级的浅层组织成像; 利用散射光的间接成像法[如扩散光学层析成像(DOT)]的成像深度显著提高(cm 量级), 但由于光在组织中具有高散射、难定位的特点, 成像分辨率一直难以提高, 无法满足医学临床诊断的要求。结合多种技术的混合成像法可以发挥多种技术的优势, 取长补短, 逐渐获得学者们的关注。

利用声光相互作用的混合成像技术——声光成像(AOT)和光声成像(PAT)随之出现。这两种技术将超声成像技术的高分辨率与纯光学成像技术中的强对比度相结合, 同时又保持了非侵入性、无损等优势。AOT 利用超声来标记和定位散射光^[3], 通过检测穿过浑浊介质受超声调制的光信号即声光信号, 可获得组织的光学和声学特征。AOT 具有与 DOT 相当的光学对比度及 cm 量级的成像深度, 同时具有超声成像的较高空间分辨率(亚毫米量级)^[4]。OCT 虽然具有非常高的空间分辨率(约 10 μm), 但其成像深度(1~

2 mm)远不如 AOT^[5]。与 PAT 相比, AOT 不仅对吸收特性敏感, 还可获得组织的散射特性^[6]。

透明介质中声光相互作用并不是一个新的物理现象, 1922 年, 布里渊从理论上首次提出声光效应^[7], 国内相关研究人员利用该理论在水下声学目标跟踪与定位中获得了高分辨感知声波相位^[8], 并提出了基于光频梳和超声脉冲之间声光效应的水下声速测量方法, 该方法溯源清晰, 精度提升空间大^[9]。但在生物组织这类高散射介质中声光相互作用机制尚未完全揭秘。已提出的声光作用机制大多做了近似和理想化处理, 不能解释所有的实验现象。1998 年 Mahan 等^[10]首次提出随机介质中光的超声调制理论模型。2001 年 Wang^[11]提出散射介质中多重散射相干光的超声调制解析模型, 该模型的结果与 Monte Carlo 模拟结果^[12]吻合。Sakadzic 等^[13-14]利用时间相关传递方程和 Monte Carlo 模拟, 研究了脉冲超声调制的散射光在各向异性 and 不均匀散射介质中的传播规律。朱莉莉等^[15-16]通过 Monte Carlo 模拟研究了超声调制漫散射光在多层散射介质中的传播规律, 在强度调制机制的基础上利用漫射理论推导出散射光强受超声场调制的解析方程, 并在实验上观察到非相干光的超声调制现象。Alerstam 等^[17-18]使用 Monte Carlo 模拟和图形处理单元模拟多层组织的光传输及超声调制光现象。声光成像 Monte Carlo 模拟可以很容易地结合新机制并以合理的时间(~10 min)运行^[19]。Adams 等^[20]考虑到声传播取决于介质的机械特性(如密度、黏度等), 将机械模型与声光成像的 Monte Carlo 模拟相结合, 评估了组织厚

收稿日期: 2022-11-22; 修回日期: 2022-12-14; 录用日期: 2022-12-18; 网络首发日期: 2023-01-06

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金(11804051)、福建省自然科学基金(2017J01742)

通信作者: *llzhu@fjnu.edu.cn

度、病灶光学对比度、病灶位置以及相邻病灶对声光信号的影响。Lu 等^[21-23]利用 Monte Carlo 模拟来研究由声辐射力剪切波引起的光调制现象,获得散斑对比度与横波振幅的关系。Tsalach 等^[24]提出了结合布朗运动、超声调制和血流效应的 Monte Carlo 模拟,评估不同超声束对获得的声光信号或深度分辨能力的贡献。

有限元法是使用有限元方法来分析静态或动态物理物体或物理系统的方法,它可以用有限的、相互关联的单元模拟无限的复杂体,使复杂的、感觉无处下手的工程问题简单化。已有的有限元分析软件非常多,其优劣也各有不同,其中 COMSOL Multiphysics 是一款基于有限元法的多物理场建模和仿真软件,它通过求解偏微分方程来模拟真实的物理现象,在计算性能和多场耦合分析方面非常高效。Wang 等^[25]使用有限元方法模拟混浊介质中的光传播,评估 3 种类型的边界条件,并将它们与 Monte Carlo 模拟进行比较。目前光场与声场的耦合大多用于光声成像模拟。一些研究人员建立了光声成像模型,通过 COMSOL Multiphysics 软件进行光声信号的定量分析^[26]和光热效应模拟与分析^[27],但在声光成像领域鲜有相关报道。

本文利用有限元模拟软件 COMSOL Multiphysics 对多层组织中的声光作用过程进行仿真,讨论轴向和径向的光分布特点以及多层光学参数对声光信号的影响,探索声光信号在单层和多层组织中的传播规律以及组织光学特性对声光信号的影响,从而揭示散射介质中的声光作用机制,为提高声光成像信噪比和分辨率提供理论依据,也为最终进行数据处理和图像重组提供原理性依据。

2 基本原理

2.1 声传播模型

无外力作用下,通常使用流体力学原理推导的均匀介质波动方程^[28]描述声波的传输,在瞬态研究下,COMSOL Multiphysics 给出的声分布描述方程为

$$\frac{1}{\rho u^2} \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \left(-\frac{1}{\rho} \nabla p \right) = 0, \quad (1)$$

式中: ρ 为介质的密度; u 为超声在组织中的传播速度; p 为总声压。

$$p = P_0 \left\{ \sin \left[2\pi f_0 \left(t - \frac{x e_k}{c |e_k|} \right) \right] + \phi \right\}, \quad (2)$$

式中: P_0 为声压幅值; f_0 为超声频率; ϕ 为超声波函数的初始相位; e_k 为波方向; c 为超声在组织中的传播速度。

为了使模拟情况更接近真实情况,设置声场外部吸收边界,保证当声波沿着平行于法线的方向出射时,其反射回组织内部的杂散波幅度最小,数学表达式为

$$-n \left(-\frac{1}{\rho} \nabla p \right) + \frac{1}{\rho} \left(\frac{1}{u} \right) \frac{\partial p}{\partial t} = 0, \quad (3)$$

式中: n 为指向介质的单位方向矢量; t 为时间。对于角度为 θ 的入射平面波,从边界反射的杂散波幅度可由反射系数 R_s 求得,即

$$R_s = \left| \frac{\cos \theta - 1}{\cos \theta + 1} \right|^N, \quad (4)$$

式中: N 为边界条件的阶数(此处为 1 或 2)。

由式(4)可知:当光线沿法向入射(即入射角为 0°)时,没有发生反射;当 $\theta = 30^\circ$ 且 $N = 2$ 时,反射波的幅度为入射波的 0.5%。

2.2 光传播模型

生物组织中的光传播常使用辐射输运方程(RTE)进行描述^[29]。由于组织对光具有强散射特性,在远离光源或边界处满足漫射近似条件^[30],RTE 可以近似成漫射方程。此时在瞬态研究下光在生物组织中的传输可表示为含时漫射方程^[31],即

$$\frac{1}{v} \cdot \frac{\partial \phi(r, t)}{\partial t} - D \Delta \phi(r, t) + \mu_a \phi(r, t) = 0, \quad (5)$$

式中: Δ 为拉普拉斯算子; $\phi(r, t)$ 为光能流率; $D =$

$$\frac{1}{3[\mu_a + (1-g)\mu_s]}$$

为漫射系数, μ_s 、 μ_a 、 g 分别为介质的

散射系数、吸收系数和各向异性因子; v 为光在介质中的传播速度。COMSOL Multiphysics 模拟中通过系数偏微分方程模块结合式(5)可对光在组织中的传播过程进行精确描述。

2.3 漫射理论边界条件

通常情况下,散射介质的折射率与外部介质并不匹配,当散射光经过介质边界时,需要考虑由于折射率差异被反射回介质内部的辐射强度。

本文采用外推吸收边界条件(EBC)作为漫射方程的边界。由于能流率在组织真实边界处并不为 0,在模拟中通过计算外推距离,使其随着组织真实边界往外作线性衰减,衰减为 0 处即为外推边界。外推的距离为 Z_b ,在该边界上光能流率等于 0。图 1 为外推边界示意图。

从真实边界到外推边界的距离^[32] Z_b 为

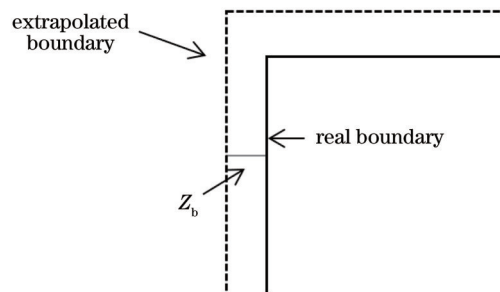


图 1 外推边界示意图

Fig. 1 Schematic of extrapolated boundary

$$Z_b = -2C_R D, \quad (6)$$

$$C_R = \frac{1 + R_{\text{eff}}}{1 - R_{\text{eff}}}, \quad (7)$$

式中: R_{eff} 为正入射时的菲涅耳反射系数。

$$R_{\text{eff}} = -1.440n^{-2} + 0.710n^{-1} + 0.668 + 0.0636n, \quad (8)$$

式中: n 为组织折射率。

2.4 声光作用机制

基于非相干调制即强度调制机制^[5], 当超声波在散射介质内传播时, 会在介质内产生随时间和空间变化的弹性应变或应力, 从而引起介质密度发生变化, 导致介质内吸收和散射粒子的密度也发生变化, 考虑简单的一维变化, 若超声波以平面波的形式沿 y 轴正方向传播, 则组织密度^[33]可以表示为

$$\rho = \rho_0 - \frac{\rho_0 A \omega_a}{u^2} \sin(\omega_a t - k_a y) = \rho_0 + \rho_m \sin(\omega_a t - k_a y), \quad (9)$$

式中: ρ_0 为密度的初始值; A 为超声振幅; ω_a 和 k_a 分别为超声的角频率和波数; $\rho_m = \frac{\rho_0 A \omega_a}{u^2}$ 为超声调制下密度的变化幅值。

声压 P 与密度变化幅值 ρ_m 的关系为

$$P = u^2 \rho_m = \rho_0 A \omega_a. \quad (10)$$

超声作用处组织的吸收系数和散射系数的变化规律与介质密度一致^[34], 分别表示为

$$\mu_a(t) = \mu_{a0} \left[1 - \frac{\mu_{\text{am}}}{\mu_{a0}} \sin(\omega_a t) \right], \quad (11)$$

$$\mu_s(t) = \mu_{s0} \left[1 - \frac{\mu_{\text{sm}}}{\mu_{s0}} \sin(\omega_a t) \right], \quad (12)$$

式中: μ_{a0} 和 μ_{s0} 分别为吸收系数和散射系数的初始值; μ_{am} 和 μ_{sm} 分别为吸收和散射系数在超声场作用下的改变量幅值。定义超声调制系数 K_m 为

$$K_m = \frac{\mu_{\text{am}}}{\mu_{a0}} = \frac{\mu_{\text{sm}}}{\mu_{s0}} \propto \frac{A \omega_a}{u^2} = \frac{P}{\rho_0 u^2}. \quad (13)$$

由式(13)可知, 超声调制系数 K_m 由介质的声学特性决定, 与声压 P 成正比, 与声速 u 的平方成反比。

当超声信号为任意波形 $g(t)$ 时, 在超声的作用下, 超声焦区内组织的吸收系数和散射系数分别表示为

$$\mu_a(t) = \mu_{a0}(t) [1 + K_m g(t)], \quad (14)$$

$$\mu_s(t) = \mu_{s0}(t) [1 + K_m g(t)]. \quad (15)$$

利用式(13)~(15)可以在 COMSOL Multiphysics 模拟中建立光场和声场并进行耦合, 仿真组织中的声光相互作用过程。

3 有限元建模

3.1 几何模型及光场设置

有限元模拟软件 COMSOL Multiphysics 可以处理复杂的几何形状。为简便计算, 在仿真模拟中只考虑二维情况。如图 2(a) 所示, 在单层结构中, 将生物组织的二维模型设置成一个尺寸为 $1 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ 的矩形, 超声焦区的尺寸为 $0.1 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ 。外推边界与组织边界的距离为 Z_b , 该距离通过式(6)求得。在多层结构中, 组织的前后层均为 $1 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ 的矩形, 超声焦区的尺寸仍为 $0.1 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ 。与单层结构模型不同的是, 多层组织中前后层光学参数的差异导致计算得到的外推距离不同, 如图 2(b) 所示。

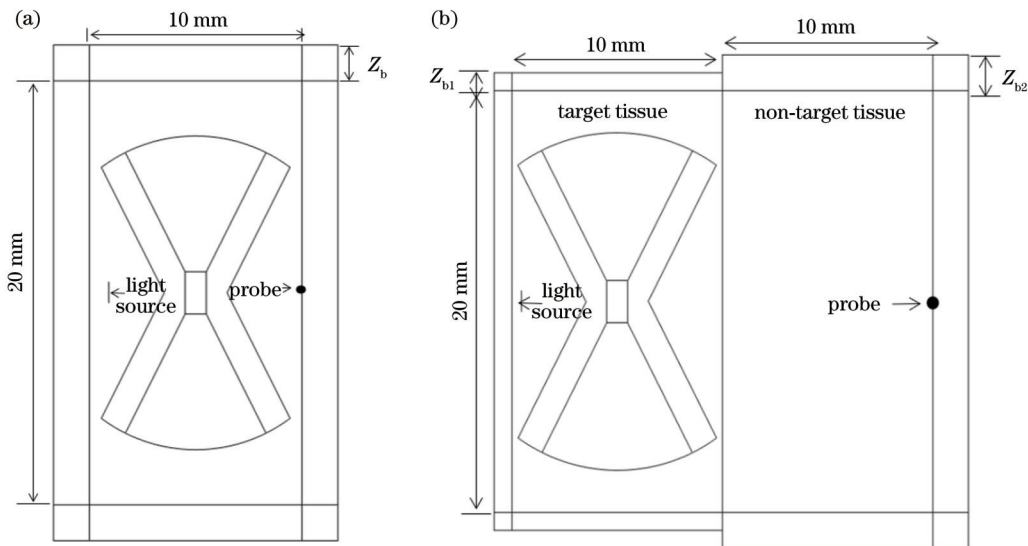


图 2 组织二维模型。(a) 单层组织; (b) 多层组织

Fig. 2 Two-dimensional model of tissue. (a) Monolayer tissue; (b) multi-layer tissue

平行光从组织左侧垂直入射到组织中, 光源的辐照强度为 20 mW , 光束宽度为 1 mm 。如图 2 所示, 模拟中光源采取等效近似^[35]来模拟真实情况中平行光从

组织边界入射, 等效光源为位于组织表面以下一个平均自由程深度 D_{mfp} 的各向同性源, 其中

$$D_{\text{mfp}} = \frac{1}{(1-g)\mu_s + \mu_a} \quad (16)$$

3.2 声场设置

图 3 所示为模型中添加的声场传输模块,其中边界 OO' 应用式(2)设置为入射超声源,对边界 PP' 采取式(3)以满足超声出射条件,用于模拟具有开放边界的无限域,该边界支持声波以无反射的方式通过。同时为声场添加完美匹配层(PML)以吸收两侧的扩散波,其中每个网格大小设置为六分之一超声波长。使用弧形入射超声来实现超声聚焦效果,并将超声焦区的尺寸设置为 $1 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$,与实验中常用的聚焦超声焦区相符。同时,将超声焦区设置为光场和声场的耦合区域,在此区域介质的吸收和散射系数在声压的作用下可由式(14)、(15)描述,因此该区域的光场会受到超声的调制作用。

3.3 网格划分

为了提高计算精度以及缩短计算时间,网格划分需要考虑两个因素:1)对于数值突变较大的耦合区域,为了降低计算误差,需要设置较小的网格;2)网格的密集程度直接影响计算规模,通常来说,网格尺寸越小,计算时间越长,因此需要对精度和计算时长进行权衡,在确保足够精度的前提下加快计算速度。图 4 所示的网格划分体现了上述两点,例如靠近光源、边界处以及声光耦合区域的网格划分较为细致,密集

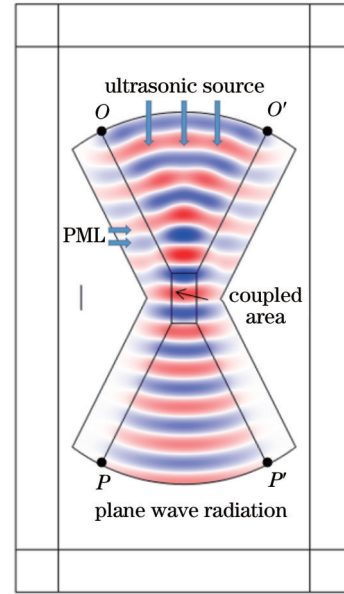


图 3 超声的传播
Fig. 3 Propagation of ultrasound

能够提高计算的准确性。单层结构和多层结构模型均使用自由三角形划分网格,网格最大单元尺寸为 0.0468 cm ,最小单元尺寸为 $1.75 \times 10^{-4} \text{ cm}$,最大单元增长率为 1.2,曲率因子为 0.25,单层模型中共有 4052 个单元,多层模型中共有 6482 个单元。

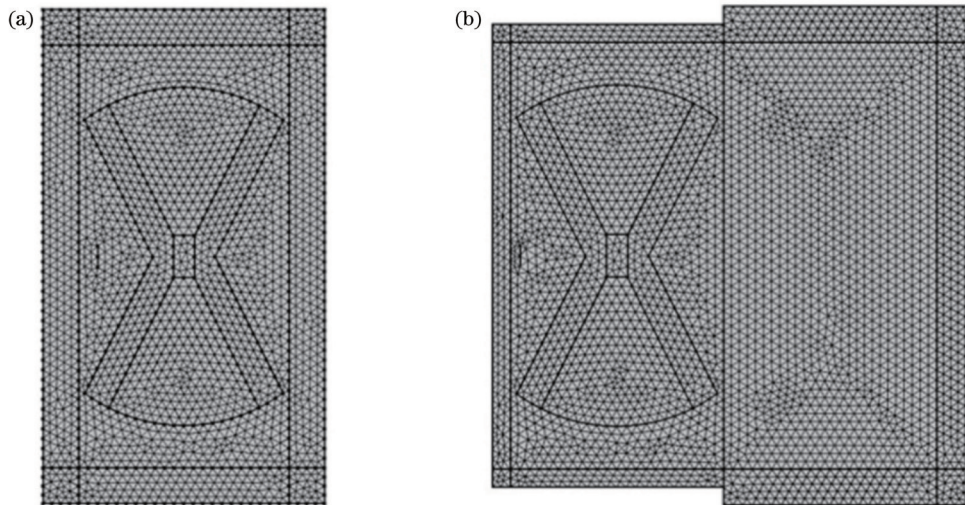


图 4 网格划分。(a)单层组织模型网格划分;(b)多层组织模型网格划分
Fig. 4 Mesh settings. (a) Mesh setting of monolayer tissue; (b) mesh setting of multi-layer tissue

4 仿真结果与讨论

4.1 组织中的光传输

保持入射光的总能量不变,改变入射光束的宽度,分析组织中的光能流率分布。图 5 所示为准直光束宽度为 $0.1, 0.2, 0.4, 0.8 \text{ cm}$ 时组织中的光能流率分布。可以看到,沿着光入射的方向,光能量从组织边界处 ($x = -0.5 \text{ cm}$) 开始逐渐增大,在靠近内表面某一位置

到达峰值后便呈指数衰减。由于组织具有强散射特性且呈现一种很强的前向散射特性,组织内表面的光能流率比入射处大,仿真结果与已有研究结果^[36]吻合。对比不同光束的能流率分布,可以看出光束宽度越大,能流率峰值越小,但分布范围更广;对比径向(y 轴)和轴向(x 轴)的衰减速度,可以很明显看出光能量在径向的衰减更为迅速,但这一趋势随着光束宽度的增大而减弱。

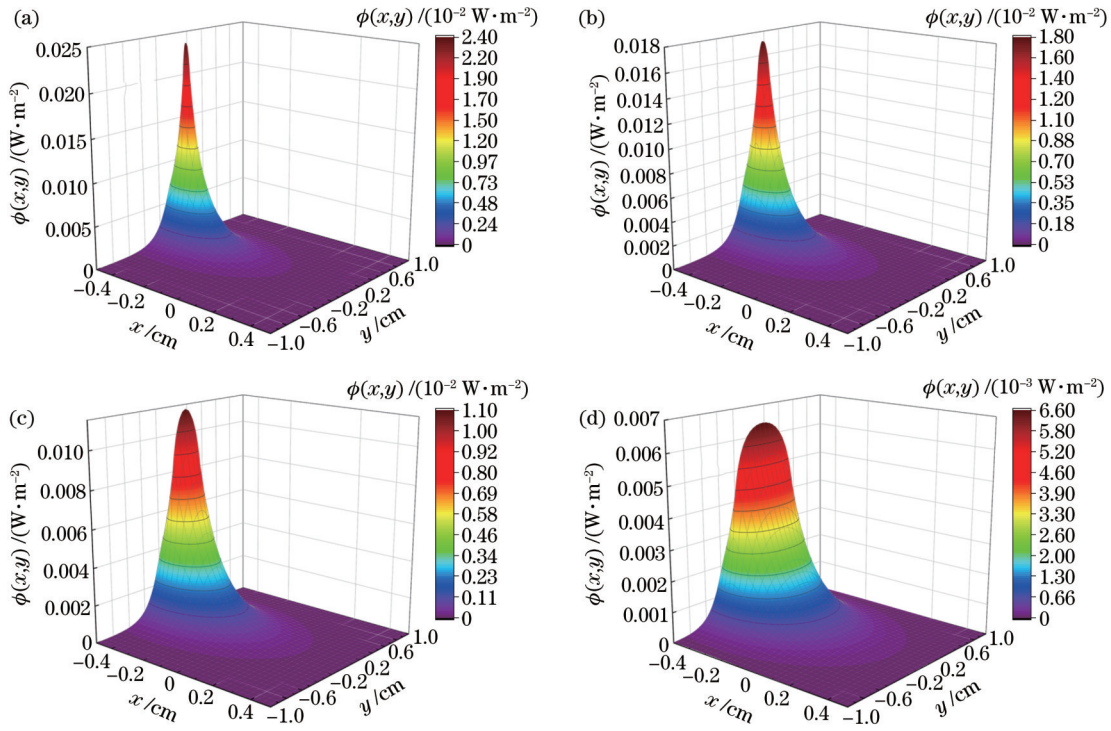


图 5 不同宽度光束下的能流率三维分布。(a) 0.1 cm; (b) 0.2 cm; (c) 0.4 cm; (d) 0.8 cm

Fig. 5 Three-dimensional distribution of fluence rate under different lengths of beams. (a) 0.1 cm; (b) 0.2 cm; (c) 0.4 cm; (d) 0.8 cm

图 6 所示为入射光束宽度为 0.1 cm 时不同轴向和径向距离的光场分布。轴向距离分别为 0、0.30、0.45、0.49 cm 的径向光分布如图 6(a) 所示, 可以看到, 径向光能流率随着轴向距离的增大而减缓下降。径向距离为 0、0.2、0.4、0.6 cm 的轴向光分布如图 6(b) 所示, 当径向距离不断增大时, 轴向光能流率的下降速率也逐渐降低, 同时在轴向距离的增大过程中, 能流率的变化存在一个上升阶段, 并在某个位置出现峰

值, 这是因为光子刚入射到介质内部时, 生物组织对光子具有很强的前向散射特性, 组织边界也会对光子进行反射, 使得能流率在距离组织内表面一个平均自由程即 $x = D_{mfp}$ 附近达到最大值, 并且随着径向探测距离的增大, 光的前向散射特性减弱, 边界对光子的反射和散射作用也减弱, 使得峰值出现位置的轴向距离增大。该结论与解析模型和 Monte Carlo 模拟的结果较为吻合^[37]。

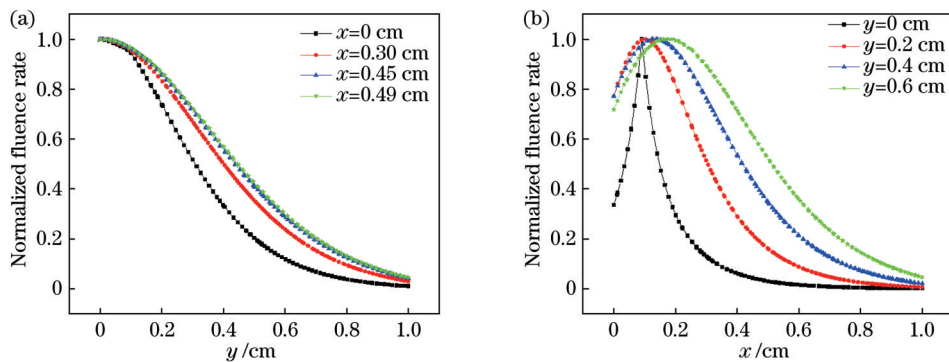


图 6 径向和轴向光分布特点。(a) 不同轴向距离下的径向光分布; (b) 不同径向距离下的轴向光分布

Fig. 6 Characteristics of axial and radial light distribution. (a) Radial light distribution at different axial distances; (b) axial light distribution at different radial distances

4.2 组织中的声光信号

模拟中分别使用正弦超声信号和实验中采集的中心频率为 1 MHz 的 Hanning 窗调制超声信号作为超声源, 超声参数如表 1 所示。图 7 所示为在不同波形超声场作用下, 超声焦区内各点的声压和能流率的时域变

化曲线, 以及在探针位置处探测的能流率即声光信号。如图 7(a)、(d) 所示, 超声焦区内各点的声压频率即超声源频率与该处的能流率波形频率[图 7(b)、(e)]相似, 且声压变化曲线与能流率曲线呈倒立对称关系。图 7(c)、(f) 所示为探测的声光信号, 是组织内部不同路径

表 1 超声参数

Table 1 Parameters for ultrasound

Type of ultrasound	Frequency f_0 / MHz	Amplitude A / (10^4 Pa)	Velocity u / ($m \cdot s^{-1}$)
Sinusoidal ultrasound	1	2	1480
Hanning window ultrasound	1	2	1480

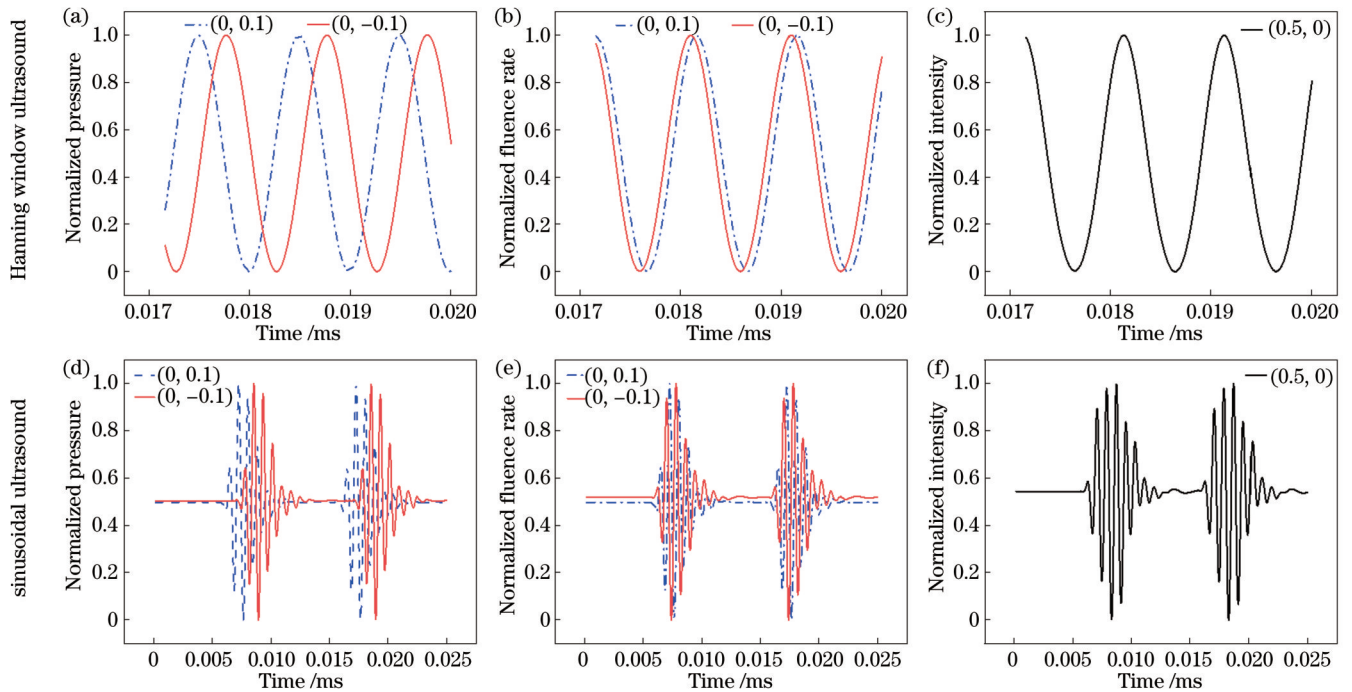


图 7 Hanning 窗超声和正弦超声调制结果。(a)(d)不同点的压力曲线;(b)(e)各点对应的能流率曲线;(c)(f)声光信号

Fig. 7 Modulation results of Hanning window ultrasound and sinusoidal ultrasound. (a)(d) Pressure curves at different points; (b)(e) fluence rate curves corresponding to each point; (c)(f) acousto-optical signals

光的累积结果,其波形与超声波波形非常相似,随着超声频率呈周期性变化,且波形频率与超声频率相同。

图 8 所示为自行搭建的声光成像系统^[38],由最大输出功率为 22 mW 的氦氖 (He-Ne) 激光器发出波长为 632.8 nm、直径约为 2 mm 的平行光,照射到厚度为 1 cm 的组织模拟液(脂肪乳溶液的体积分数约为 0.3%,其散射系数为 13.8 cm^{-1}),在光轴的垂直方向

上,中心频率为 1 MHz、脉冲能量为 $100 \mu\text{J}$ 的脉冲超声同时作用于样品。利用光电倍增管探测声光信号并通过示波器显示。如图 9 所示,实验获得的声光信号与脉冲超声波形十分相似,频率相近。对比图 7 和图 9 可以看出,模拟结果与实验结果大致吻合。在以下的研究中,声光信号的平均值和峰峰值分别定义为透射光强 I_{ac} 和调制光强 I_{dc} ,调制深度 M 定义为

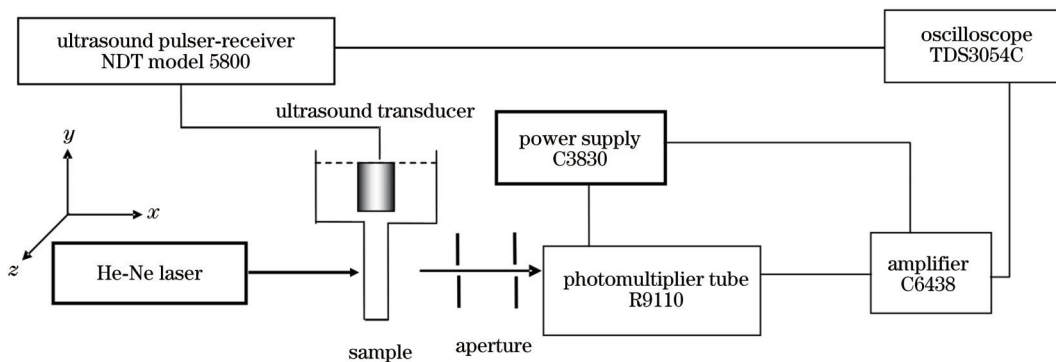


图 8 声光成像系统示意图

Fig. 8 Schematic of acousto-optical imaging system

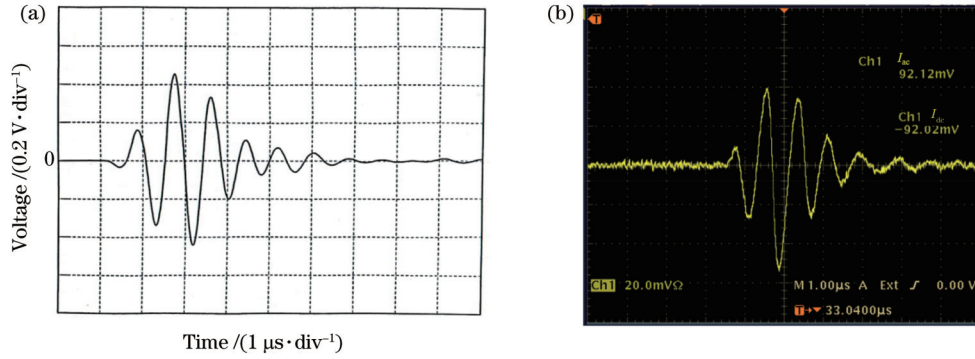


图 9 实验中使用的超声波形及测得的声光信号。(a) 超声波形; (b) 示波器接收的声光信号波形

Fig. 9 Ultrasound waveform used in the experiment and measured acousto-optical signals. (a) Ultrasound waveform; (b) acousto-optical signal waveform obtained by oscilloscope

$$M = \frac{I_{ac}/2}{I_{dc}} \quad (17)$$

4.3 单层组织光学参数对声光信号的影响

单层组织的初始光学参数设置如表 2 所示。图 10 分别给出单层组织的 μ_a 、 μ_s 、 g 对声光信号的影响。如图 10 所示, 随着介质 μ_a 和 μ_s 的增大, 光子更容易被吸收和散射, 因此到达指定探测位置的散射光强和调制光强均有所降低, I_{dc} 和 I_{ac} 呈指数衰减, 且 I_{dc} 下降速度

快于 I_{ac} , 所以 M 呈上升趋势。 g 反映了散射光在不同方向的分布情况, 当 g 增大时, 光在组织中传播的前向散射比例较大, 由于超声焦区位于光轴上, 探测位置的声光信号整体强度变高且经过超声焦区的散射光强增大, I_{dc} 和 I_{ac} 随之呈指数上升, I_{dc} 上升速度快于 I_{ac} , 因此 M 呈线性下降。通过线性拟合 M 曲线, 可以看出: 当 μ_a 、 μ_s 每增大 10% 时, M 分别上升了 2.89%、2.43%; g 从 0.8 增大至 0.9, M 下降了 3.35%。

表 2 单层组织初始光学参数

Table 2 Initial parameters for monolayer tissue

Parameter	Density $\rho / (\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	Refractive index n	Absorption coefficient μ_a / mm^{-1}	Scattering coefficient μ_s / mm^{-1}	Anisotropy factor g
Value	1070	1.3	0.1	10	0.9

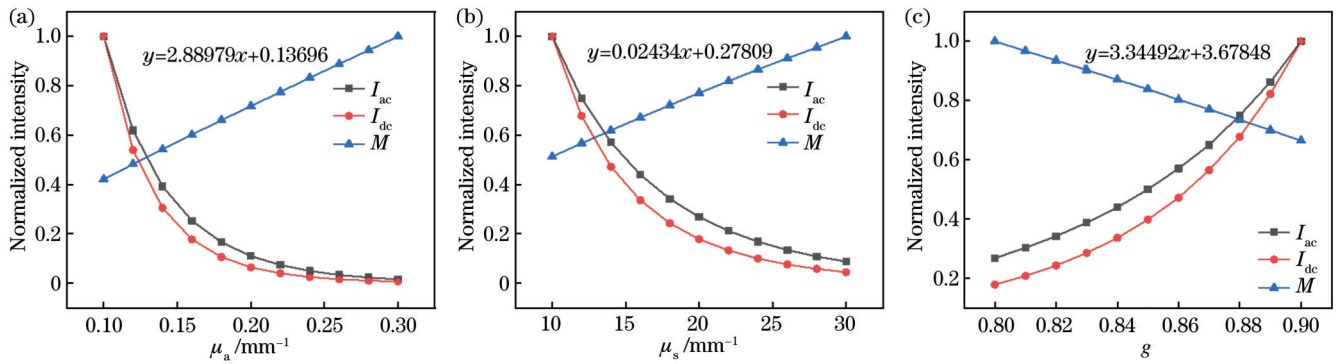


图 10 单层组织光学特性对声光信号的影响。(a) 吸收系数 μ_a ; (b) 散射系数 μ_s ; (c) g

Fig. 10 Influence of optical parameters on acousto-optical signal in monolayer tissue. (a) Absorption coefficient μ_a ; (b) scattering coefficient μ_s ; (c) g

4.4 多层组织的光学参数对声光信号的影响

4.4.1 多层组织中非靶组织光学参数对声光信号的影响

多层组织的前层和后层初始参数见表 3。定义超声作用所在组织层为靶组织, 其他组织层为非靶组织。当超声作用于组织前层时, 保持前层组织光学参数不变, 改变后层组织的光学特性, 讨论后层组织即非靶组织对声光信号的影响。从图 11(a)、(b)可以看出: 随

着后层非靶组织的 μ_{a2} 和 μ_{s2} 增大, I_{dc} 和 I_{ac} 呈指数下降, 但 M 几乎不变; μ_{a2} 和 μ_{s2} 每增大 10%, M 分别仅上升 0.21% 和 0.17%。当超声作用于后层时, 保持后层组织光学参数不变, 前层非靶组织的光学参数对声光信号的影响见图 11(c)、(d)。随着前层非靶组织的 μ_{a1} 和 μ_{s1} 增大, I_{dc} 和 I_{ac} 呈指数下降, M 同样几乎不变; μ_{a1} 和 μ_{s1} 每增大 10%, M 分别上升 0.25% 和 0.13%。

表 3 多层组织初始光学参数
Table 3 Initial parameters for multi-layer tissue

Tissue layer	Density ρ / ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	Refractive index n	Absorption coefficient μ_a / mm^{-1}	Scattering coefficient μ_s / mm^{-1}	Anisotropy factor g
Front layer	1070	1.33	0.1	10	0.9
Back layer	1070	1.33	0.1	20	0.9

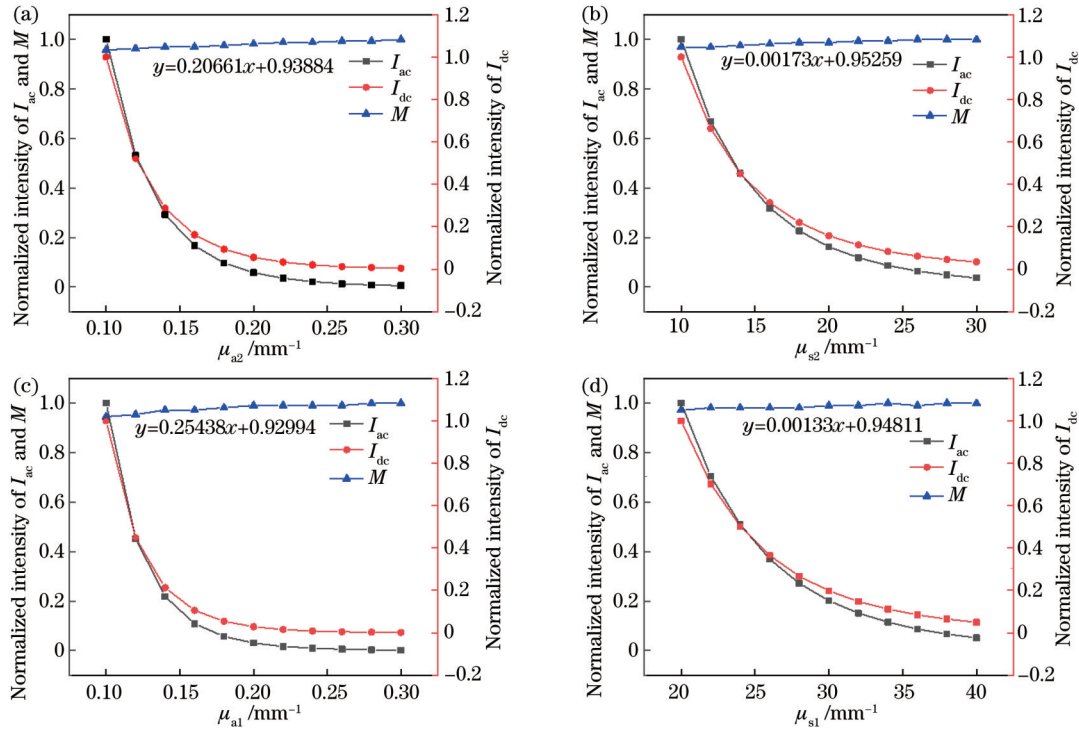


图 11 多层组织中非靶组织光学特性对声光信号的影响。(a) μ_{a2} ; (b) μ_{s2} ; (c) μ_{a1} ; (d) μ_{s1}

Fig. 11 Influence of optical parameters of non-target tissue on acousto-optical signal in multi-layer tissue. (a) μ_{a2} ; (b) μ_{s2} ; (c) μ_{a1} ; (d) μ_{s1}

4.4.2 多层组织中靶组织光学参数对声光信号的影响

将超声作用于前层组织时,保持后层组织的光学参数不变,改变前层靶组织的光学参数,分析靶组织光学参数对声光信号的影响。从图 12(a)、(b)可以看出:随着前层靶组织的 μ_{a1} 和 μ_{s1} 增大, I_{dc} 和 I_{ac} 呈指数下降, M 呈线性上升; μ_{a1} 和 μ_{s1} 每增大 10%, M 分别上升 3.87% 和 3.29%。当超声作用于后层组织时,保持前层组织的光学参数不变,同时改变后层靶组织的光学参数,结果如图 12(c)、(d)所示。可以看出:随着后层靶组织的 μ_{a2} 和 μ_{s2} 增大, I_{dc} 和 I_{ac} 均呈指数下降, M 呈线性上升; μ_{a1} 和 μ_{s1} 每增大 10%, M 分别上升 2.79% 和 2.43%。综上:当多层组织中前层组织为靶组织时, M 随靶组织吸收和散射系数的上升速率较单层组织分别提高了 0.98% 和 0.86%; 当后层组织为靶组织时, M 的上升速率较单层组织仅提高了 0.10% 和 0.01%。可见,多层组织光学参数对 M 的影响与单层组织相差不多。

5 结 论

使用有限元方法构建了一种多物理场耦合模型,基于非相干调制对不同结构组织中的声光作用过程进行模拟。仿真结果表明,平行光入射的组织中光能流率在径向的衰减较轴向更为迅速,但二者的衰减速度随着光束宽度的增大而减小。同时能流率随轴向距离的增大存在一个上升的阶段,并在组织内表面的某个位置出现峰值,且径向距离越大,峰值出现的轴向位置越深。当超声同时作用于组织时,经过超声焦区受到超声调制的散射光即声光信号,与超声波形大致呈倒立对称关系,其频率与超声频率相近。对于单层和多层结构的组织而言,光学参数的改变对声光信号的平均值 I_{dc} 和峰峰值 I_{ac} 均有较大影响。在单层组织中,吸收系数和散射系数的增大导致声光信号的 I_{dc} 和 I_{ac} 呈指数下降, M 呈线性上升,而随着各向异性因子 g 增大, I_{dc} 和 I_{ac} 增大,但 M 呈线性下降。当多层组织中的前层组织为靶组织时,光学参数的改变对声光信号的 M 影响较大; 当后层组织为靶组织时,其光学参数对

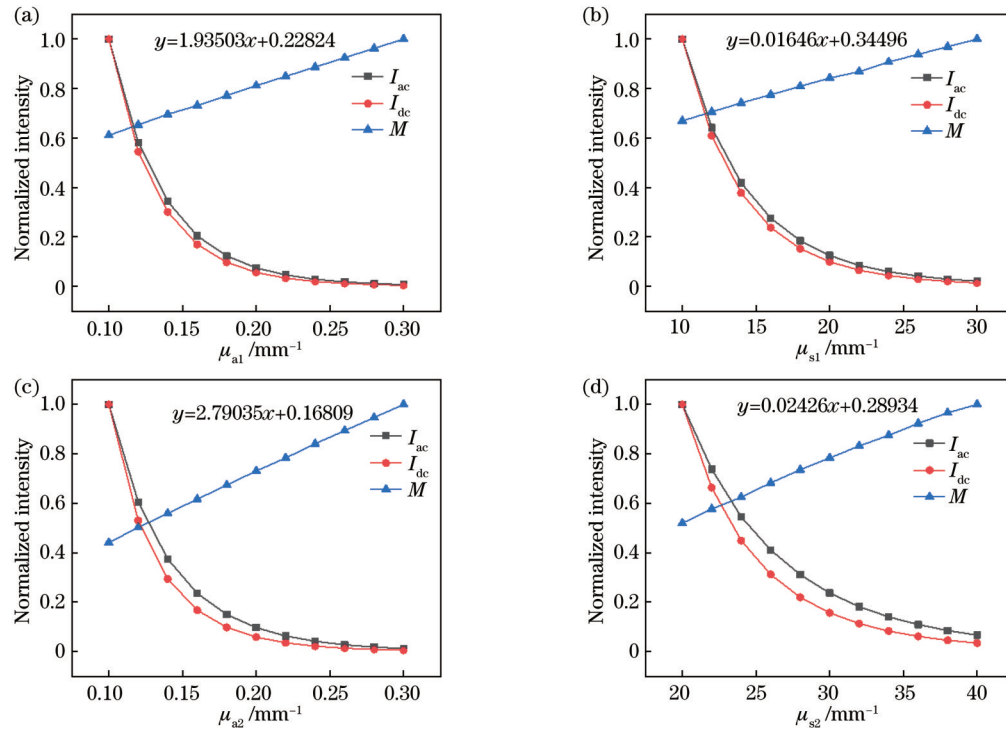


图 12 多层组织中靶组织光学特性对声光信号的影响。(a) μ_{a1} ; (b) μ_{s1} ; (c) μ_{a2} ; (d) μ_{s2}

Fig. 12 Influence of optical parameters of target tissue on acousto-optical signal in multi-layer tissue. (a) μ_{a1} ; (b) μ_{s1} ; (c) μ_{a2} ; (d) μ_{s2}

M 的影响与单层组织几乎相同。若只改变非靶组织的特性,无论是前层组织还是后层组织为非靶组织,随着其光学参数的改变, I_{dc} 和 I_{ac} 的变化规律与单层模型相似,但 M 的增长量十分微小,可忽略不计。可见,与 I_{dc} 和 I_{ac} 不同, M 几乎不受非靶组织光学参数的影响,具有较好的抗干扰性,其只与靶组织的光学参数有关,二者具有简单的线性关系,即超声定位处组织光学参数的异同可以直接表征 M 的差异。因此,在 AOT 的图像处理和重建过程,调制深度 M 是一个具有参考意义的指标。

参 考 文 献

- [1] Cheong W F, Prah S A, Welch A J. A review of the optical properties of biological tissues[J]. IEEE Journal of Quantum Electronics, 1990, 26(12): 2166-2185.
- [2] 文志博, 刘开元, 蒋慎益, 等. 生物组织大深度定量光学成像[J]. 光学学报, 2022, 42(17): 1717001.
Wen Z B, Liu K Y, Jiang S Y, et al. Large-depth quantitative optical imaging of biological tissues[J]. Acta Optica Sinica, 2022, 42(17): 1717001.
- [3] Wang L H. Ultrasound-mediated biophotonic imaging: a review of acousto-optical tomography and photo-acoustic tomography[J]. Disease Markers, 2003, 19(2/3):123-138.
- [4] Gunther J, Andersson-Engels S. Review of current methods of acousto-optical tomography for biomedical applications[J]. Frontiers of Optoelectronics, 2017, 10(3): 211-238.
- [5] Resink S G, Steenbergen W, Boccara A C. State-of-the art of acousto-optic sensing and imaging of turbid media[J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(4): 040901.
- [6] Kothapalli S R, Sakadzic S, Kim C, et al. Imaging optically scattering objects with ultrasound-modulated optical tomography[J]. Optics Letters, 2007, 32(16): 2351-2353.
- [7] Brillouin L. Diffusion de la lumière et des rayons X par un corps transparent homogène- Influence de l'agitation thermique[J]. Annales De Physique, 1922, 9(17): 88-122.
- [8] 蔡旺, 王栋梁, 冯伟, 等. 基于激光传感的水下声学目标高分辨跟踪方法[J]. 中国激光, 2022, 49(18): 1810004.
Cai W, Wang D L, Feng W, et al. High resolution acoustic tracking method for underwater target using laser-based sensor[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(18): 1810004.
- [9] 刘超, 薛彬, 徐昕阳, 等. 基于飞秒激光的水下声速溯源性高精度测量[J]. 激光与光电子学进展, 2021, 58(11): 1112006.
Liu C, Xue B, Xu X Y, et al. Traceable accuracy measurement of underwater sound velocity based on femtosecond laser[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2021, 58(11): 1112006.
- [10] Mahan G D, Engler W E, Tiemann J J, et al. Ultrasonic tagging of light: theory[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 1998, 95(24): 14015-14019.
- [11] Wang L H. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light: an analytic model[J]. Physical Review Letters, 2001, 87(4): 043903.
- [12] Wang L H. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light: a Monte Carlo model[J]. Optics Letters, 2001, 26(15): 1191-1193.
- [13] Sakadzic S, Wang L H. Ultrasonic modulation of multiply scattered coherent light: an analytical model for anisotropically scattering media[J]. Physical Review E, 2002, 66(2): 026603.
- [14] Sakadzic S, Wang L H. Correlation transfer equation for multiply scattered light modulated by an ultrasonic pulse[J]. Journal of the Optical Society of America A, 2007, 24(9): 2797-2806.
- [15] 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.
Zhu L L, Li H, Xie W M. Propagation of the scattered light modulated by ultrasound in multi-layer biological tissue[J]. Chinese Journal of Lasers, 2009, 36(10): 2593-2597.
- [16] Zhu L L, Li H. Mechanisms of ultrasonic modulation of multiply

- scattered incoherent light based on diffusion theory[J]. Chinese Physics B, 2015, 24(1): 018701.
- [17] Alerstam E, Svensson T, Andersson-Engels S. Parallel computing with graphics processing units for high-speed Monte Carlo simulation of photon migration[J]. Journal of Biomedical Optics, 2008, 13(6): 060504.
- [18] Leung T S, Powell S. Fast Monte Carlo simulations of ultrasound-modulated light using a graphics processing unit[J]. Journal of Biomedical Optics, 2010 15(5): 055007.
- [19] Powell S, Leung T S. Highly parallel Monte-Carlo simulations of the acousto-optic effect in heterogeneous turbid media[J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(4): 045002.
- [20] Adams M T, Cleveland R O, Roy R A. Modeling-based design and assessment of an acousto-optic guided high-intensity focused ultrasound system[J]. Journal of Biomedical Optics, 2017, 22(1): 017001.
- [21] Lu M Z, Wu Y P, Shi Y, et al. Monte Carlo simulation of scattered light with shear waves generated by acoustic radiation force for acousto-optic imaging[J]. Chinese Physics Letters, 2012, 29(12): 124302.
- [22] Li Y J, Huang W J, Ma F C, et al. A modified Monte Carlo model of speckle tracking of shear wave induced by acoustic radiation force for acousto-optic elasticity imaging[J]. Chinese Physics Letters, 2016, 33(11): 114301.
- [23] Li S N, Cheng Y, Song L P, et al. Tracking shear waves in turbid medium by light: theory, simulation, and experiment[J]. Optics Letters, 2014, 39(6): 1597-1600.
- [24] Tsalach A, Schiffer Z, Ratner E, et al. Depth selective acousto-optic flow measurement[J]. Biomedical Optics Express, 2015, 6(12): 4871-4886.
- [25] Wang A C, Lu R F, Xie L J. Finite element modeling of light propagation in turbid media under illumination of a continuous-wave beam[J]. Applied Optics, 2016, 55(1): 95-103.
- [26] Parvite B, Risser C, Vallon R, et al. Quantitative simulation of photoacoustic signals using finite element modelling software[J]. Applied Physics B, 2013, 111(3): 383-389.
- [27] Mi Y, Rui S Q, Li C X, et al. Multi-parametric study of temperature and thermal damage of tumor exposed to high-frequency nanosecond-pulsed electric fields based on finite element simulation[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2017, 55(7): 1109-1122.
- [28] Suraji N G. Propagation of plate acoustic waves in contact with fluid medium[D]. Wisconsin: Marquette University, 2011: 12-20.
- [29] 谢仲生, 邓力. 中子输运理论数值计算方法[M]. 西安: 西北工业大学出版社, 2005: 25-40.
- Xie Z S, Deng L. Numerical calculation method of neutron transport theory[M]. Xi'an: Northwestern Polytechnical University Press, 2005: 25-40.
- [30] 汪霖. 生物组织中光子漫射方程和运输方程的解析研究[D]. 武汉: 武汉大学, 2018: 10-32.
- Wang L. Study on the analytic solutions for the photon diffusion equations and transport equations in biological tissue[D]. Wuhan: Wuhan University, 2018: 10-32.
- [31] 许棠. 生物组织中的光传输及生物组织光学特性参数测量的研究[D]. 天津: 南开大学, 2004: 22-30.
- Xu T. Light propagation in biological tissue and measurements of the optical properties of tissue[D]. Tianjin: Nankai University, 2004: 22-30.
- [32] Wang L H. Rapid modeling of diffuse reflectance of light in turbid slabs[J]. Journal of the Optical Society of America A, 1998, 15(4): 936-944.
- [33] 冯若. 超声手册[M]. 南京: 南京大学出版社, 1999: 328-340.
- Feng R. Ultrasonics handbook[M]. Nanjing: Nanjing University Press, 1999: 328-340.
- [34] 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: 25-38.
- Zhu L L. Opto-acoustic interactions within UOT and application on measurement of blood glucose[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2013: 25-38.
- [35] Spott T, Svaasand L O. Collimated light sources in the diffusion approximation[J]. Applied Optics, 2000, 39(34): 6453-6465.
- [36] 谢树森, 李晖, 陆祖康. 组织光学概要[J]. 物理, 1998, 27(10): 599-604.
- Xie S S, Li H, Lu Z K. Overview of tissue optics[J]. Physics, 1998, 27(10): 599-604.
- [37] 王玉娇. 生物组织光分布的数值模拟及测量研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2016: 23-27.
- Wang Y J. Research on numerical simulation of light propagation and optical measurement for biological tissue[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2016: 23-27.
- [38] 朱莉莉, 李晖. 散射体和吸收体的超声调制光学成像[J]. 中国激光, 2015, 42(2): 0204001.
- Zhu L L, Li H. Imaging by optically scattering objects and absorption objects with ultrasound-modulated optical tomography [J]. Chinese Journal of Lasers, 2015, 42(2): 0204001.

Acousto-Optical Interaction Mechanism of Multilayer Tissue Based on COMSOL

Deng Huihuang, Liu Yao, Song Haiyang, Zhu Lili*

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

Abstract

Objective The optical parameters and structural characteristics of biological tissue are an important basis for medical clinical diagnosis. Biomedical optical imaging technology has gradually become a new pioneering field developing rapidly in the international arena due to its advantages of safety, non-destructive characteristics, high detection sensitivity, and realization of functional imaging in tissue. However, pure optical imaging techniques such as optical coherence tomography and diffusion optical tomography are unable to obtain excellent imaging resolution and large imaging depth at the same

time. Therefore, acousto-optical tomography (AOT) which is a hybrid imaging method emerges. It can offer a great spatial resolution of imaging (sub-millimeter level) in deeper tissue (centimeter-level) because the ultrasound has low scattering in tissue to locate the scattered light. Therefore, it is a promising non-destructive imaging technology for biological tissue. However, the research process of AOT faces two main problems, including the research on acousto-optical interaction mechanisms in tissue and the extraction of weak modulated light signals in strong background light. In this paper, COMSOL Multiphysics software is used to simulate the acousto-optical interaction process in various structural tissue. It is a new approach to studying the acousto-optical interaction mechanism. The simulation results can provide an important basis for data analysis and final image processing and reconstruction by AOT.

Methods The acousto-optical interaction mechanism can be divided into coherent modulation mechanism and incoherent modulation mechanism in terms of the choice of light sources and the modulation effect of ultrasound. The incoherent modulation mechanism mainly refers to the change in light energy caused by the periodic change in optical parameters (including absorption coefficient, scattering coefficient, and refractive index) of tissue under the effect of an ultrasonic field. It does not require coherent light as the light source, so it belongs to intensity modulation. On this basis, this study adopts the finite element method for simulation, defines the optical and acoustic fields separately by using the diffuse equation with the extrapolated boundary and the ultrasonic theory, and performs multi-physics field coupling based on the incoherent modulation mechanism. Firstly, the influence of light beams on the distribution of light in the tissue and the characteristics of axial and radial light distributions are analyzed. Then, the relationship between the acousto-optical signal and the ultrasonic signal is discussed, and the simulation results are verified by experiments. Finally, the effect of optical parameters on the acousto-optical signal in monolayer tissue is investigated, and the effect of optical parameters of target and non-target tissue on the acousto-optical signal in multilayer tissue is discussed.

Results and Discussions Firstly, the fluence rate distribution under different beam radiation is compared in the simulation. As the beam width increases, the peak fluence rate gets smaller, but the distribution is wider. In addition, the fluence rate decays more rapidly in the radial direction, but this trend decreases as the beam width increases (Fig. 5). The decrease in radial fluence rate slows down with the increase in axial distance. When the radial distance keeps increasing, the decreasing rate of the axial fluence rate also decays, while there is a rising phase of the fluence rate change during the increase in the axial distance and a peak near the equivalent light source (Fig. 6). Secondly, the acousto-optical signal is defined as the cumulative result of modulated fluence rates at various points inside the tissue, and its waveform is very similar to the ultrasonic waveform, with the frequency the same as the ultrasound frequency (Fig. 7). The acousto-optical signal observed in the experiments also has this characteristic (Fig. 7), and the simulation results are in good agreement with the experimental results. Finally, the influencing factors of the acousto-optical signal are evaluated in the tissue. In monolayer tissue, the mean and peak-to-peak values of the acousto-optical signal decrease exponentially, and the modulation depth increases linearly with the increase in the absorption and scattering coefficients, while the mean and peak-to-peak values of the acousto-optical signal increase exponentially, and the modulation depth decreases linearly with the increase in the anisotropy factor (Fig. 10). In multilayer tissue, the relationship between the optical parameters of the target tissue and the acousto-optical signal is no different from that of the monolayer (Fig. 11). However, when the optical parameters of the non-target tissue in multilayer tissue changes, the modulation depth remains stable (Fig. 12).

Conclusions It is urgent to explore the acousto-optical interaction mechanism in the process of AOT research. Current modeling methods are mostly based on the coherent modulation mechanism and use the traditional Monte Carlo method for numerical simulation. In this paper, a multi-physics field coupling model is constructed by using the finite element method to model the acousto-optical interaction process in different structural tissue based on incoherent modulation. The characteristics of axial and radial light distributions and the influence of optical parameters of monolayer and multilayer tissue on the acousto-optical signal are discussed. The simulation results show that the change in beam size affects the attenuation speed of axial and radial light and the location of the peak value of axial energy flow rate; the peak-to-peak value, average value, and modulation depth of the acousto-optical signal change regularly with the change in optical properties of monolayer tissue. For multilayer tissue, the modulation depth of the acousto-optical signal only depends on the optical properties of the target tissue and has nothing to do with the optical properties of non-target tissue. It has great interference resistance and is only related to the optical parameters of the target tissue, which has a simple linear relationship, or in other words, the difference in the optical parameters of the tissue at the ultrasound localization can directly characterize the difference in modulation depth. Therefore, it is a favorable reference index in the image processing and reconstruction process of AOT.

Key words bio-optics; acousto-optical interaction mechanism; optical parameters; multilayer tissue; modulation depth