

光学学报

基于声光成像的浑浊介质吸收系数测量

刘遥, 覃诗译, 张畅, 刘丽娜, 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 理论分析了浑浊介质的声光作用机制。采用 COMSOL Multiphysics 软件对组织中的声光作用过程进行了仿真, 讨论了组织吸收系数与声光信号相对强度的关系。仿真结果表明, 声光信号与入射光强呈线性递增关系, 声光信号相对强度与介质吸收系数呈指数下降关系, 实验结果与仿真结果相吻合。利用声光成像实验测量厚度为 10 mm 的浑浊介质的吸收系数, 真实值与测量值最大绝对误差为 0.082 cm^{-1} , 最大相对误差为 9.3%。

关键词 生物光学; 声光成像; 声光作用机制; 吸收系数测量

中图分类号 Q631Q

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS231633

1 引言

对疾病早期的诊治可以提高治疗成效、减少患者的痛苦、加速身体恢复。研究发现, 人体组织的生理状态及组织的病变与组织的特性参数密切相关, 如肿瘤组织与正常组织的吸收系数、散射系数不同^[1]。因此, 生物组织的一些病症诊断可以通过光学参数测量来实现。生物组织光学参数的精确测量决定着光诊断的正确性和光治疗的有效性, 在医学应用中显得尤为重要, 同时也是科研工作者们研究的焦点和难点。人体组织为高散射介质, 光在组织中的传播会经历大量复杂的散射事件, 从而使检测到的能反映组织光学参数的有用信号极其微弱, 信噪比低, 数据处理与反演也较繁琐与复杂。目前常见的生物组织光学参数的测量方法主要有积分球检测技术^[2]、扩散光学层析成像 (DOT)^[3-5]、荧光成像^[6]和光学相干层析成像 (OCT)^[7-8]等。积分球检测技术测量精度高, 是目前最常用的组织光学参数检测方法, 常用于离体组织的测量。DOT 技术可实现在体测量, 测量深度大, 但测量精度不够。荧光成像在组织中加入荧光物质, 通过激发荧光分子测量其激发光来获得组织的信息, 该方法大多穿透深度不够, 信噪比低。OCT 技术具有高分辨率, 只适用于浅表层组织光学参数的测量。对于组织吸收系数的测量, 以上方法或测量深度不够, 或测量精度不够, 无法满足实际应用的需要。

声光成像 (AOT)^[9-10]也称超声调制光学成像 (UOT), 利用超声波在组织中散射小、可聚焦的特性,

通过聚焦超声调制和标记入射光, 再检测散射光中的调制成分, 由此得到超声焦点区内生物组织的声光特性。相较于其他光学成像方法, 如空间分辨率高而成像深度浅的 OCT, 或成像深度高而成像分辨率低的 DOT, AOT 利用聚焦超声的定位和调制作用, 结合了超声的高空间分辨率和光学检测的高灵敏度优点, 可在较高成像分辨率下 (亚毫米量级) 还有着不错的成像深度 (厘米量级), 通过对调制信号进行分析, 获得超声焦点处介质光学参数和声光信号关系, 便可实现对浑浊介质吸收系数的定位和定量测量, 弥补了其他测量方法在测量深度与测量精度之间不能兼顾的局限性。

利用超声标记光对散射介质进行成像最早由 Marks 等^[11]于 1993 年提出; 1995 年 Wang^[12]利用连续超声进行声光成像, 通过扫描检测调制光信号的变化, 以毫米分辨率定位浑浊介质中的埋藏物体; 2000 年 Yao^[13]发展了咽喉探测结合扫频技术实现对 1.2 cm 厚的离体鸡胸脯内含异物的二维成像; 2007 年 Kim 等^[14]使用高强度超声脉冲和电荷耦合元件 (CCD) 探测器, 获得吸收体中两种染料的浓度比; 同年 Kothapalli 等^[15]同样采用 CCD 的散斑对比度检测方法, 对散射介质中散射异物进行成像; 2012 年 Lai 等^[16]开发并优化了一个基于光折变晶体干涉仪的 UOT 系统, 实现了对 9.4 cm 厚的散射体成像; 2019 年 Zhu 等^[17]提出了一种基于激光反馈技术的 UOT 检测方法, 在假体和生物组织中的成像深度可分别达到 9 cm 和 5 cm; 2021 年 Yuan 等^[18]通过研究斑点的统计数据开发了轴上单镜头 UOT, 打破了相机缓慢帧率的限制并对埋在移动散

收稿日期: 2023-10-09; 修回日期: 2023-11-27; 录用日期: 2023-12-13; 网络首发日期: 2023-12-23

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 (2022J01171)

通信作者: *llzhu@fjnu.edu.cn

射介质中的一维吸收物体进行了成像,将散斑相关时间降至 0.48 ms。AOT 技术从提出到发展至今已有 30 年,多用于组织成像和内部异物检测。对于声光信号与组织吸收系数或散射系数的关系大多只做定性分析,定量分析鲜有报道。

基于此,本文从辐射传输理论出发,结合浑浊介质中声光作用的强度调制机制^[19]获得声光信号与介质光学参数的解析关系式。使用有限元模拟软件 COMSOL Multiphysics 对组织中的声光作用过程进行了仿真,定量分析了声光信号与组织吸收系数的关系。最后通过声光成像实验测得浑浊介质的吸收系数,初步验证了声光成像用于组织吸收系数测量的可行性。

2 基本原理

2.1 浑浊介质的超声调制原理

超声波是一种机械波,也称弹性波。当超声波作用于介质时,介质会发生弹性形变,引起介质密度发生变化,从而使介质吸收粒子、散射粒子发生变化。为简便计算,假设超声波以平面波的形式沿 x 轴传播,介质密度^[20]可表示为

$$\rho = \rho_0 + \frac{\rho_0 A \omega_a}{u^2} \cos(\omega_a t - k_a x) = \rho_0 \left[1 + \frac{A \omega_a}{u^2} \cos(\omega_a t - k_a x) \right] = \rho_0 m, \quad (1)$$

式中: ρ_0 为介质初始密度; A 表示超声振幅; ω_a 和 k_a 分别表示超声波的角频率和波数; u 为超声在介质中的传播速度; $m = 1 + \frac{A \omega_a}{u^2} \cos(\omega_a t - k_a x)$ 表示超声波对介质密度的影响系数,由超声的振幅、声速、声频所决定。

介质的吸收粒子、散射粒子的变化规律与介质密度变化规律相一致^[21],则介质的吸收系数和散射系数可分别表示为

$$\mu_a = \mu_{a0} \left[1 + \frac{A \omega_a}{u^2} \cos(\omega_a t - k_a x) \right] = \mu_{a0} m, \quad (2)$$

$$\mu_s = \mu_{s0} \left[1 + \frac{A \omega_a}{u^2} \cos(\omega_a t - k_a x) \right] = \mu_{s0} m, \quad (3)$$

式中, μ_{a0} 和 μ_{s0} 分别表示介质初始吸收系数和散射系数。

2.2 基于声光成像的吸收系数测量机理

由辐射传输理论,光在生物组织中传播的辐射强度可分为约化入射强度 I_c 和漫射强度 I_d ^[22]。约化入射

强度满足比尔-朗伯定理,表示为

$$I_c = I_0 \exp[-(\mu_a + \mu_s)z], \quad (4)$$

式中: I_0 为入射光强; z 为组织厚度; μ_a 和 μ_s 分别为组织吸收系数和散射系数。

漫射强度由漫射方程^[23]得

$$I_d = \frac{I_0}{z} \exp\left[-\frac{z}{\sqrt{\frac{D}{\mu_a}}}\right], \quad (5)$$

式中: $D = \frac{1}{3[\mu_a + \mu_s(1-g)]}$ 为漫射系数; g 为各向异性因子。

如图 1 所示,入射光 I_0 水平照射在组织上,聚焦超声垂直光传播方向作用于组织上。基于声光作用的强度调制机制^[19],入射光经过超声焦区,被标记调制, I_z 为所检测到的调制光强,即受超声调制的约化入射强度和漫射强度之和,也称声光信号。图中组织厚度为 Z ,超声作用宽度为 L_2 (超声焦区大小), L_1 和 L_3 分别为超声前侧和后侧组织厚度, $Z = L_1 + L_2 + L_3$ 。

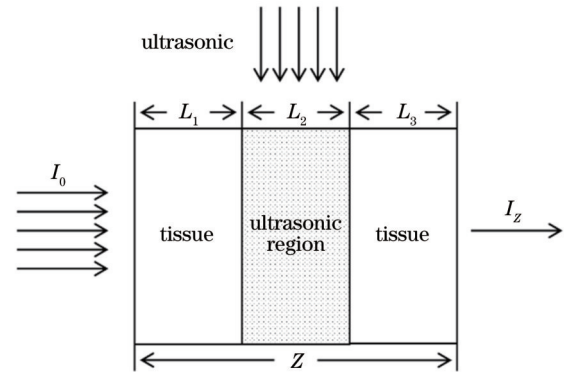


图 1 声光作用原理图

Fig. 1 Schematic diagram of acousto-optic action

联立式(2)~(5)可得

$$I_c = I_0 \exp[-(\mu_a + \mu_s)(L_1 + L_3 + mL_2)], \quad (6)$$

$$I_d = \frac{I_0}{L_1 \cdot L_2 \cdot L_3} \exp\left[-\frac{Z}{\sqrt{\frac{D}{\mu_a}}}\right] \cdot \exp\left[-\frac{(m-1) \cdot L_2}{\sqrt{\frac{D}{\mu_a}}}\right], \quad (7)$$

$$I_z = I_c + I_d = I_0 \left\{ \exp[-(\mu_a + \mu_s)(L_1 + L_3 + mL_2)] + \frac{1}{L_1 \cdot L_2 \cdot L_3} \exp\left[-\frac{Z}{\sqrt{\frac{D}{\mu_a}}}\right] \cdot \exp\left[-\frac{(m-1) \cdot L_2}{\sqrt{\frac{D}{\mu_a}}}\right] \right\}. \quad (8)$$

由式(8)可知,当超声参数、组织厚度、吸收系数和散射系数不变时,式(8)大括号内的方程为常数,声光信号 I_z 随着入射光强 I_0 线性增长。

将除 μ_a 和 I_0 外的其他参数均设为常量,式(8)可简化为声光信号与介质吸收系数的关系式:

$$\frac{I_z}{I_0} = \exp[-\mu_s(L_1 + L_3 + mL_2)] \cdot \exp[-\mu_a(L_1 + L_3 + mL_2)] + \frac{1}{L_1 \cdot L_2 \cdot L_3} \exp\left[-\sqrt{3\mu_a^2 + 3\mu_a\mu_s(1-g)}(L_1 + L_3 + mL_2)\right]. \quad (9)$$

令 $c_1 = L_1 + L_3 + mL_2$, $c_2 = \exp[-\mu_s(L_1 + L_3 + mL_2)]$, $c_3 = \frac{1}{L_1 \cdot L_2 \cdot L_3}$, $c_4 = \mu_s(1-g)$, 则式(9)进一步简化为

$$\frac{I_z}{I_0} = c_2 \cdot \exp(-\mu_a c_1) + c_3 \exp(-c_1 \sqrt{3\mu_a^2 + 3\mu_a c_4}), \quad (10)$$

式中: $\frac{I_z}{I_0}$ 为声光信号相对强度; 常数 c_1, c_2, c_3 受组织散射系数、组织厚度、超声参数和位置的影响。由式(10)可得, 介质吸收系数与声光信号相对强度呈指数下降关系。

3 有限元仿真

3.1 光场设置

本文使用有限元模拟软件 COMSOL Multiphysics 对生物组织中声光作用进行仿真。在辐射传输理论中, 由于生物组织为高散射介质, 在离光源或边界位置较远处的光场分布可近似用漫射方程^[23]表示。在瞬态研究下, 其表示为

$$\frac{1}{v} \cdot \frac{\partial \Phi(r, t)}{\partial t} = D \Delta \Phi(r, t) - \mu_a \Phi(r, t), \quad (11)$$

式中: Δ 为拉普拉斯算子; $\Phi(r, t)$ 为光能流率; v 表示光在介质中的传播速度。选用 COMSOL Multiphysics 中的系数形式偏微分方程物理场结合式(11)便可对光在生物组织中的传播过程进行模拟。

一般情况下, 组织折射率与外部介质折射率并不相同, 当散射光经过介质边界时, 需要考虑由于折射率差异引起的部分反射, 此时边界处的能流率并不为 0。为了使仿真结果更符合实际情况, 本文采用外推吸收边界条件作为漫射方程的边界条件。在仿真模拟中通过计算外推距离, 使能流率随着组织真实边界往外作衰减, 衰减为 0 处即为外推边界。外推的距离为 Z_b ^[24]。

$$Z_b = -2 \left(\frac{1 + R_{\text{eff}}}{1 - R_{\text{eff}}} \right) D, \quad (12)$$

$R_{\text{eff}} = -1.440n^{-2} + 0.710n^{-1} + 0.668 + 0.063n$, (13) 式中: R_{eff} 为正入射时的菲涅耳散射系数; n 为组织折射率。

3.2 声场设置

超声波的产生与传播使用 COMSOL Multiphysics 中压力声学的瞬态模块来进行模拟, 其方程式为

$$\frac{1}{\rho u^2} \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \left[-\frac{1}{\rho} (\nabla p - q_d) \right] = Q_m, \quad (14)$$

式中: ρ 为介质密度; u 为超声在介质中的传播速度; p 为总声压; q_d 和 Q_m 分别为单极域源和偶极域源, 仿真中将 q_d 和 Q_m 均设置为 0。对于沿 x 方向传播、超声函数为 $f(t)$ 的超声波总声压如下式所示:

$$p = P_0 f\left(t - \frac{x}{u}\right), \quad (15)$$

式中, P_0 为声压振幅。模拟中使用与实验相同的 Hanning 窗调制超声信号作为超声源, 中心频率为 1 MHz, 声压振幅为 2×10^4 Pa。其波形如图 2 所示。

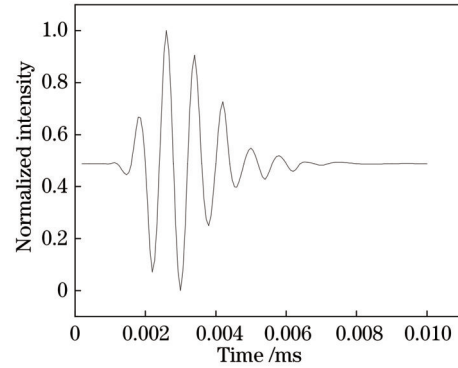


图 2 Hanning 窗超声波形

Fig. 2 Hanning window ultrasound waveform

3.3 几何模型建立

如图 3 所示, 建立单层组织的二维模型, 组织为尺寸为 $10 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 的矩形。组织真实边界与外推边界之间的距离为 Z_b , 其大小由式(12)计算所得。入射光源为宽度为 1 mm 、强度为 10 mW 的平行光, 其等效光源位于组织左边真实边界内一个平均自由程深度 D_{mfp} 处^[25]:

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

弧形边界 EF 结合式(15)设置为超声源。超声垂直于光传播方向作用于组织中, 超声焦区为 $1 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 的矩形, 其中心位于光轴上。设置超声吸收边界 OP ,

保证超声反射回组织内部的杂散波幅度最小,并在声场两侧加入理想的匹配层(PML),使其能有效地吸收该方向的扩散声波。利用式(2)和式(3)在超声焦区处进行声光耦合,实现对超声焦区处光子的调制与标记。探针位于组织右边真实边界,也在光轴上,用于检测声光信号。

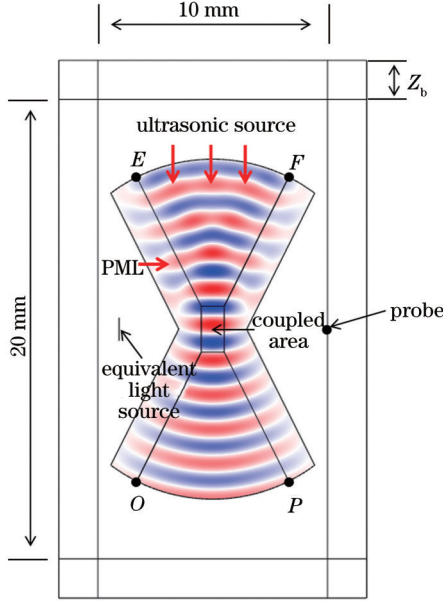


图 3 组织的二维模型

Fig. 3 Two-dimensional model of tissue

仿真中使用网格划分类型为自由三角形,采用极细化进行网格划分。如图 4 所示,不同区域的网格尺寸不同。由于光源和边界的光强变化很快,这些区域的网格比其他区域更精细、更密集,以提高模拟的精度,同时又不会过多地增加计算时间。

3.4 仿真结果与讨论

组织初始光学参数如表 1 所示。图 5 为不同介质

表 1 组织初始光学参数

Table 1 Initial optical parameters of tissue

Parameter	Density $\rho / (\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	Refractive index n	Scattering coefficient μ_s / cm^{-1}	Anisotropy factor g
Value	1070	1.3	100	0.9

取吸收系数分别为 0.15、0.25、0.35、0.45、0.55、0.65 cm^{-1} 的样品进行仿真实验验证。如图 7 所示,直线为预设吸收系数,气泡为仿真测量值,由式(17)计算所得。由图可见,仿真计算所得吸收系数值与实际设置值十分接近,图中仿真计算值与预设值最大绝对误差为 0.049 cm^{-1} ,最小绝对误差为 0.0074 cm^{-1} ,平均绝对误差为 0.026 cm^{-1} ,最大相对误差为 7.4%,最小相对误差为 1.3%,平均相对误差为 6.1%。该误差是由于仿真测量值是由拟合曲线式(17)计算所得,其与实际的仿真结果(即仿真预设值)不完全一致,存在一定偏差。如图 7 所示,二者的相关系数 R^2 为 0.988,大于

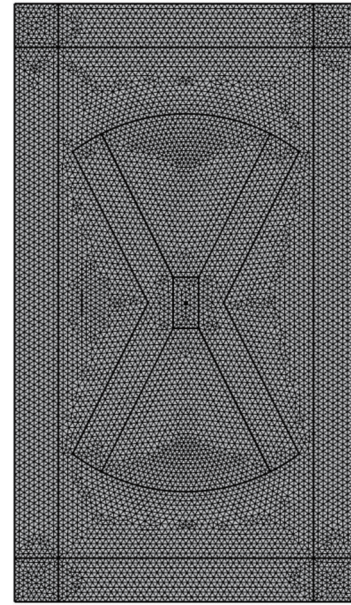


图 4 网格划分

Fig. 4 Mesh settings

吸收系数时,声光信号与入射光强的关系图。图 5(a)~(i)依次表示介质的吸收系数为 0.1、0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7、0.8、0.9 cm^{-1} 。如图 5 所示,声光信号与入射光强呈线性递增关系,且随着吸收系数增大其斜率单调递减。图中的斜率 $k = \frac{I_z}{I_0}$ 即为声光信号相对强度。图 6 给出了声光信号相对强度与介质吸收系数的关系图,用式(10)对其拟合,得

$$\frac{I_z}{I_0} = 7.78 \times 10^{-20} \exp(-0.44\mu_a) + 5.37 \times 10^{-9} \exp(-0.77\sqrt{\mu_a^2 + 10\mu_a}), \quad (17)$$

拟合相关系数 $R^2=0.976$ 。由图 6 可见,随着介质吸收系数增加声光信号相对强度呈指数下降。

0.95,表明二者拟合度非常好,产生的误差在可接受范围内。

4 实验

4.1 声光成像系统

实验装置如图 8 所示,超声发生器(Panametrics-NDT 5800PR)驱动超声换能器(Panametrics-NDT A314S,中心频率为 1 MHz,脉宽为 0.48 MHz,直径为 19 mm,焦长为 25.6 mm)产生重复频率为 2 kHz、脉冲能量为 100 μJ 的聚焦超声,沿 z 轴垂直作用于样品中,氦氖激光器(CVI Melles Griot, 25-LHR-925-230)发

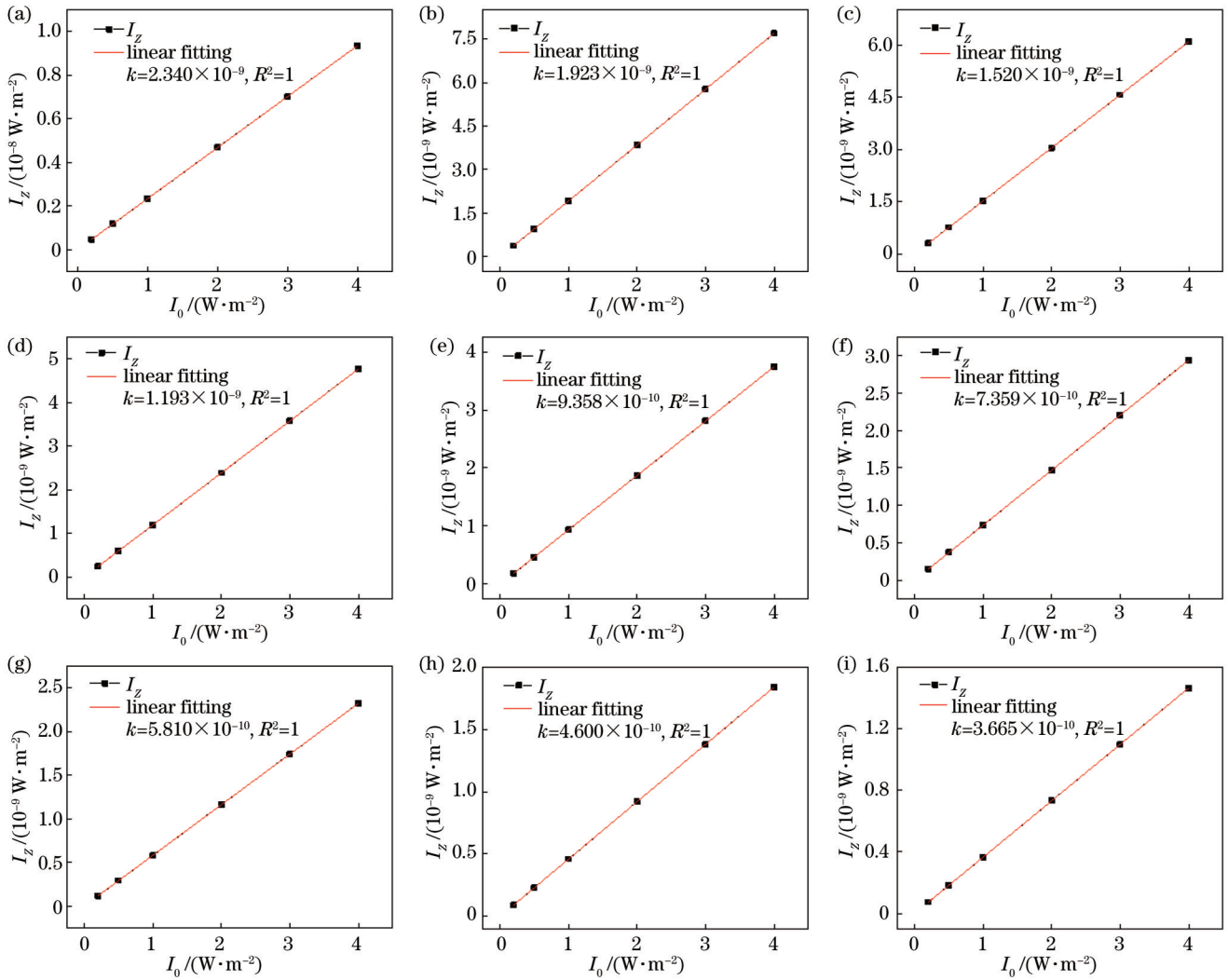


图 5 声光信号与入射光强的关系。(a)~(i)吸收系数依次为 0.1、0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7、0.8、0.9 cm^{-1} 时声光信号与入射光强的关系

Fig. 5 Relationship between acousto-optic signal and incident light intensity. (a)–(i) Relationship between acousto-optic signal and incident light intensity under absorption coefficient of 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, and 0.9 cm^{-1} in sequence

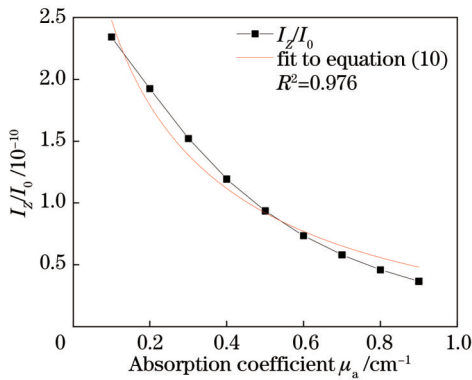


图 6 声光信号相对强度与吸收系数的关系

Fig. 6 Relationship between relative intensity of acousto-optic signal and absorption coefficient

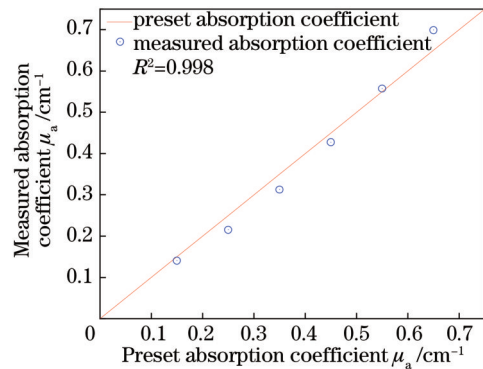


图 7 吸收系数仿真计算值与预设值的比较

Fig. 7 Comparison of simulation calculated value and preset value of absorption coefficient

出激光经分光镜后水平(x 轴)照射在样品上,调节分光镜可改变入射光强。超声传播方向(z 轴)与光轴(x 轴)相垂直,且超声焦区落在光轴上,以便获得较大的

超声调制光信号。透射光经小孔滤除部分杂散光后被光电倍增管(PMT)捕获,经由前置放大器(Hamamatsu C6438)放大后于示波器(Tektronix

TDS3054C)上显示。其中高压电源(Hamamatsu C3830)同时为光电倍增管与前置放大器提供电源。样品槽尺寸:高为 80 mm,宽为 50 mm,厚度为 10 mm。

实验中使用脂肪乳溶液与印度墨溶液来制备组织模拟液,在 632.8 nm 激光波长下,脂肪乳的体积分数为 1% 的溶液的散射系数为 48.84 cm^{-1} [26],印度墨的体积分数为 1% 的溶液的吸收系数为 38.4 cm^{-1} [27],

通过计算可获得组织模拟液的吸收系数和散射系数的真实值。改变样品中墨水溶液与脂肪乳溶液的浓度,可改变样品的吸收系数和散射系数。实验中保持其他条件不变,只改变样品吸收系数。样品散射系数固定为 6.44 cm^{-1} ,吸收系数变化范围为 $0.254 \sim 1.276 \text{ cm}^{-1}$ 。实验样品与探测到的声光信号如图 9 所示,图 9(a)为实验样品图,图 9(b)为示波器上显示的声光信号图。

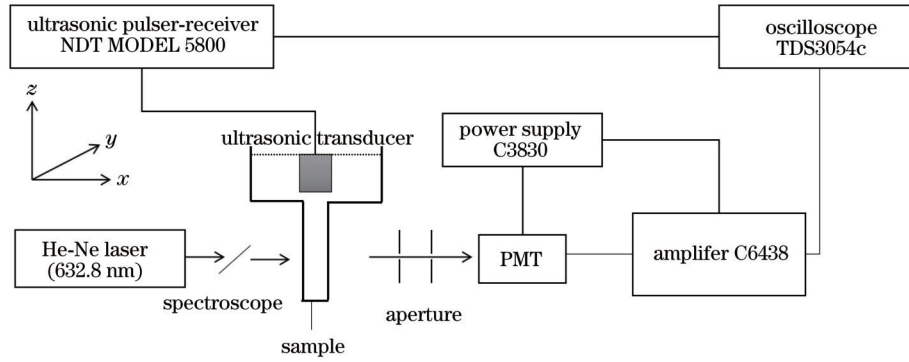


图 8 声光成像系统实验装置图

Fig. 8 Experimental setup of acousto-optic imaging system

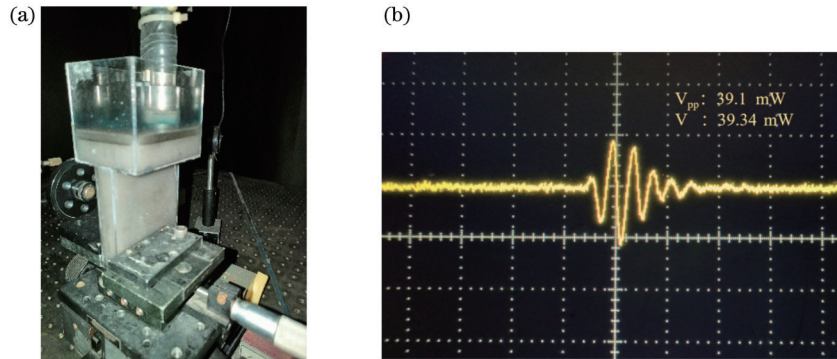


图 9 实验样品与声光信号图。(a)实验样品图;(b)示波器上显示的声光信号图

Fig. 9 Experimental sample and acousto-optic signal plots. (a) Picture of experimental sample;(b) acousto-optic signal image displayed on oscilloscope

4.2 实验结果与分析

对不同吸收系数的样品进行声光成像,在实验条件不变的情况下,改变入射光强,获得声光信号 I_z 与入射光强 I_0 的变化关系如图 10 所示。由图 10 可见,声光信号与入射光强呈线性增长关系,与仿真结果相符。图 11 为声光信号相对强度 I_z/I_0 与介质吸收系数的关系图,其拟合曲线为

$$\frac{I_z}{I_0} = 0.22 \exp(-0.86\mu_a) + 2525 \exp(-1.49\sqrt{\mu_a^2 + 10\mu_a}), \quad (18)$$

拟合相关系数 $R^2=0.988$ 。从图 11 中可看出,在散射系数和其他实验条件固定的情况下,声光信号相对强度与吸收系数呈指数下降关系,这与仿真结果相一致。

保持实验条件不变,对待测样品进行声光成像,结合式(18)对其吸收系数进行测定,结果如图 12 所示。图中直线为吸收系数真实值,气泡为实验测量值。测量值与真实值最大绝对误差为 0.082 cm^{-1} ,最小绝对误差为 0.012 cm^{-1} ,平均绝对误差为 0.047 cm^{-1} ,最大相对误差为 9.3%,最小相对误差为 2.4%,平均相对误差为 6.5%。实验测量值与预测值存在误差的可能因素为样品配比制作存在一定的误差,致使样品吸收系数预测值存在误差。

5 结 论

本文结合光在组织中传播的辐射传输理论以及散射介质中声光作用的强调机制,从理论上分析了组织吸收系数与声光信号之间的关系。在其他参数不变的

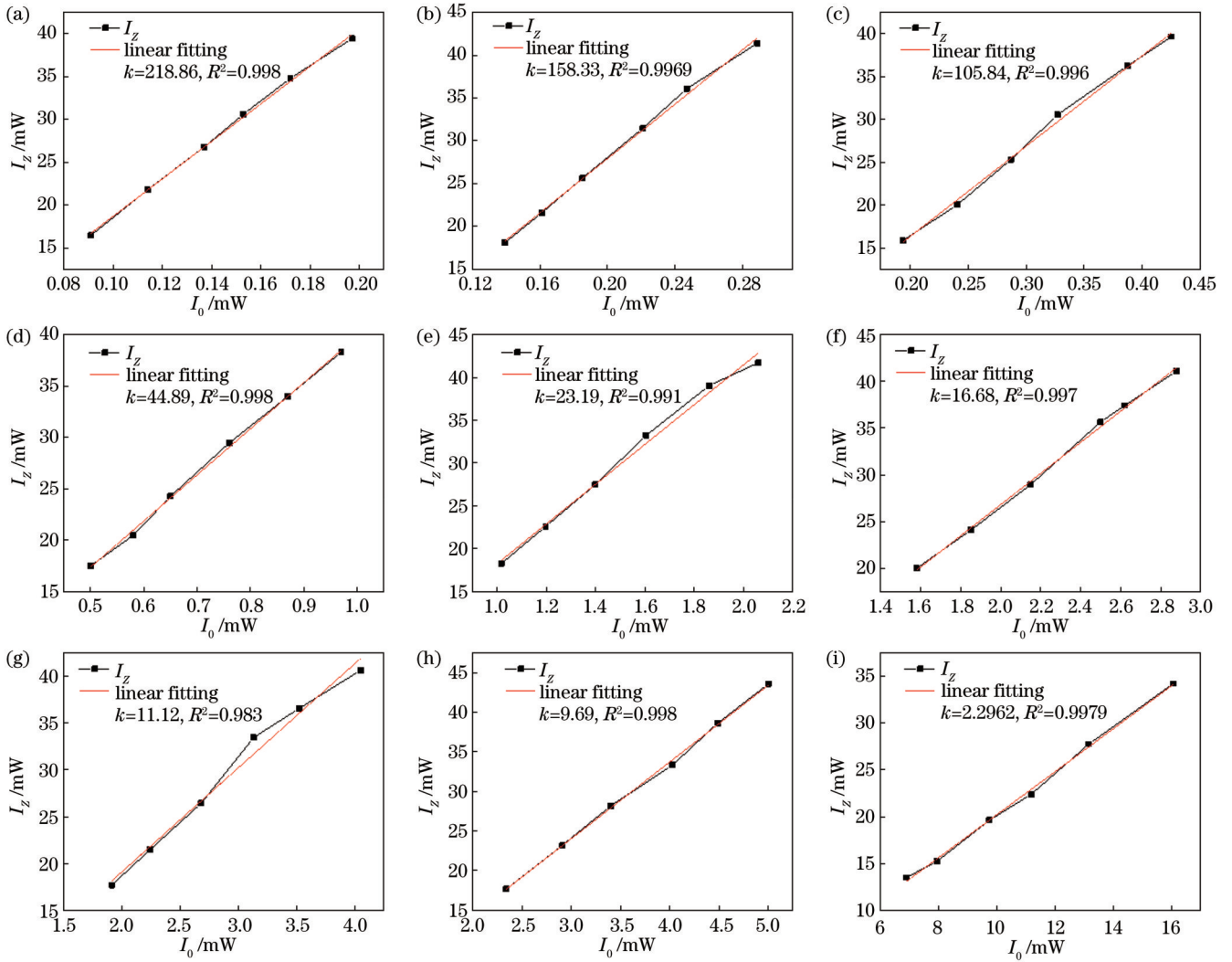


图 10 不同吸收系数下声光信号与入射光强的关系。(a)~(i) 吸收系数依次为 0.254、0.356、0.457、0.664、0.817、0.919、1.021、1.072、1.276 cm^{-1} 时光学信号与入射光强的关系

Fig. 10 Relationship between acousto-optic signal and incident light intensity under different absorption coefficients. (a)-(i) Relationship between acousto-optic signal and incident light intensity under absorption coefficient of 0.254, 0.356, 0.457, 0.664, 0.817, 0.919, 1.021, 1.072, and 1.276 cm^{-1} in sequence

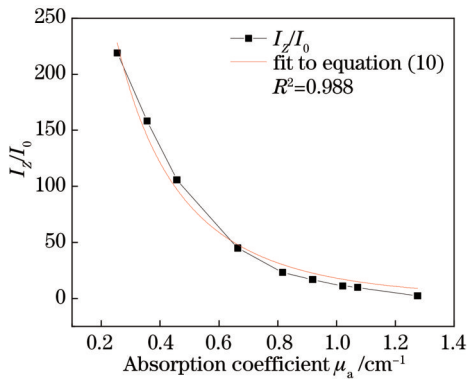


图 11 声光信号相对强度与吸收系数的关系

Fig. 11 Relationship between relative intensity of acousto-optic signal and absorption coefficient

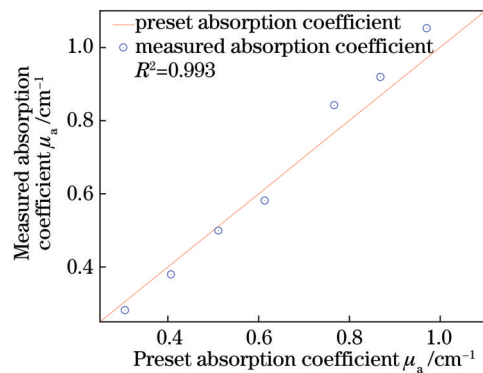


图 12 吸收系数实验测量值与真实值的比较

Fig. 12 Comparison of experimental measured value and true value of absorption coefficient

情况下,声光信号 I_z 与入射光 I_0 呈线性增长关系,声光信号相对值由超声参数(声压、声频、声速)和组织的参

数(厚度、光学参数)共同决定,与入射光强无关。在其他条件不变的情况下,声光信号相对值与介质的吸收

系数呈指数衰减。理论结果与 COMSOL 仿真结果相吻合。在 COMSOL 仿真中对介质吸收系数测量最大相对误差小于 8%。利用声光成像系统进行实验测量,实验结果与仿真结果基本一致。实验中对厚度为 10 mm 的组织模拟样品的吸收系数进行测量的最大绝对误差为 0.082 cm^{-1} ,最大相对误差为 9.3%,初步验证了声光成像对浑浊介质的吸收系数定量测量的可行性。该技术有效地结合了光学和声学技术的优势,可对深层组织吸收系数进行定位定量测量,如结合多波长光源获得不同波长血管的吸收系数,从而测得其血氧饱和度,可为一些肿瘤的早期诊断多提供一些参考依据。目前声光成像存在的主要问题是声光信号较微弱,信噪比低,要从强大的背景光中提取微弱的声光信号对探测仪器和探测方法是一个较大的挑战,也是该技术今后必须解决的重点和难点。

参 考 文 献

- 向良忠, 邢达, 谷怀民, 等. 基于探测超声的生物组织无损光声层析成像[J]. 光子学报, 2007, 36(7): 1307-1311.
Xiang L Z, Xing D, Gu H M, et al. Noninvasive photoacoustic tomography in biological tissue with ultrasonic probe beam[J]. Acta Photonica Sinica, 2007, 36(7): 1307-1311.
- 王琪, 石利霞, 周子文. 基于双积分球的光学镜片透反射率测量系统[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2017, 40(2): 41-45.
Wang Q, Shi L X, Zhou Z W. Measurement system of optical lenses transmittance and reflectance based on double-integrating-spheres[J]. Journal of Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2017, 40(2): 41-45.
- 王慧泉, 吴念, 赵喆, 等. 基于深度学习的扩散光学层析成像重建综述[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(4): 040003.
Wang H Q, Wu N, Zhao Z, et al. Diffuse optical tomography reconstruction based on deep learning[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(4): 040003.
- 刘宣君, 刘丽丽, 范可舟, 等. 基于多角度激发漫反射光信号的浑浊介质光学特性参数识别研究[J]. 中国激光, 2022, 49(15): 1507205.
Liu X J, Liu L L, Fan K Z, et al. Optical property parameter identification of turbid media based on multi-angle excited diffuse reflection light signal[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(15): 1507205.
- 张琪, 张丽敏, 安敬仪, 等. 面向黏膜组织病变识别的亚扩散域空间分辨光学参数测量方法[J]. 光学学报, 2021, 41(24): 2417001.
Zhang Q, Zhang L M, An J Y, et al. Optical parameter measurement method for mucosal lesion recognition in spatially resolved sub-diffusive regime[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(24): 2417001.
- Park B, Kim S J, Sohn J S, et al. Surface plasmon enhancement of photoluminescence in photo-chemically synthesized graphene quantum dot and Au nanosphere[J]. Nano Research, 2016, 9(6): 1866-1875.
- 王志博, 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.
- 屈慧, 汪毅, 姜世良, 等. 纯随机相位板散斑去相关光学相干层析成像[J]. 光学学报, 2023, 43(1): 0111002.
Qu H, Wang Y, Lou S L, et al. Speckle decorrelation optical coherence tomography using pure random phase plate[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(1): 0111002.
- 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.
- 邓辉煌, 刘遥, 宋海洋, 等. 基于 COMSOL 的多层组织声光作用机制[J]. 光学学报, 2023, 43(10): 1017001.
Deng H H, Liu Y, Song H Y, et al. Acousto-optical interaction mechanism of multilayer tissue based on COMSOL[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(10): 1017001.
- Marks F A, Tomlinson H W, Brooksby G W. Comprehensive approach to breast cancer detection using light: photon localization by ultrasound modulation and tissue characterization by spectral discrimination[J]. Proceedings of SPIE, 1993, 1888: 500-510.
- Wang L H, Jacques S L, Zhao X M. Continuous-wave ultrasonic modulation of scattered laser light to image objects in turbid media[J]. Optics Letters, 1995, 20(6): 629-631.
- Yao G, Jiao S, Wang L V. Frequency-swept ultrasound-modulated optical tomography in biological tissue by use of parallel detection[J]. Optics Letters, 2000, 25(10): 734-736.
- Kim C, Wang L V. Multi-optical-wavelength ultrasound-modulated optical tomography: a phantom study[J]. Optics Letters, 2007, 32(16): 2285-2287.
- Kothapalli S R, Sakadžić S, Kim C, et al. Imaging optically scattering objects with ultrasound-modulated optical tomography [J]. Optics Letters, 2007, 32(16): 2351-2353.
- Lai P X, Xu X, Wang L V. Ultrasound-modulated optical tomography at new depth[J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(6): 066006.
- Zhu K Y, Zhou B R, Lu Y Y, et al. Ultrasound-modulated laser feedback tomography in the reflective mode[J]. Optics Letters, 2019, 44(22): 5414-5417.
- Yuan D A, Luo J W, Wu D X, et al. Single-shot ultrasound-modulated optical tomography with enhanced speckle contrast[J]. Optics Letters, 2021, 46(13): 3095-3098.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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: 9-16.
Zhu L L. Ultrasonic modulation principle, numerical simulation and experiment of light in scattering medium[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2005: 9-16.
- Wang L V. Rapid modeling of diffuse reflectance of light in turbid slabs[J]. Journal of the Optical Society of America A, 1998, 15(4): 936-944.
- Spott T, Svaasand L O. Collimated light sources in the diffusion approximation[J]. Applied Optics, 2000, 39(34): 6453-6465.
- 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): 204001.
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): 204001.
[27] Spinelli L, Botwicz M, Zolek N, et al. Determination of

reference values for optical properties of liquid phantoms based on Intralipid and India ink[J]. Biomedical Optics Express, 2014, 5(7): 2037-2053.

Absorption Coefficient Measurement of Turbid Media Based on Acousto-Optical Tomography

Liu Yao, Qin Shiyi, Zhang Chang, Liu Lina, 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 physiological state of human tissues and the lesions of tissues are found to be closely related to the optical properties of tissues. The accurate measurement of optical parameters of tissue determines optical diagnosis correctness and phototherapy effectiveness, which is particularly essential in medical applications. At present, the common methods for measuring the optical parameters of biological tissues are integrating sphere technique, diffusion optical tomography, fluorescence imaging, and optical coherence tomography. In these methods, the measurement depth is not deep enough, or the measurement accuracy is not good enough to meet the practical applications. Acousto-optical tomography (AOT) combines the high spatial resolution of ultrasound with the high sensitivity of optical detection to provide excellent imaging depth (cm) at high imaging resolution (submm). AOT employs the localization and modulation of focused ultrasound, and the localization and quantitative measurement of the absorption coefficient of turbid media can be realized. Finally, the limitation that other measurement methods cannot consider both measurement depth and measurement accuracy can be compensated. We obtain the quantitative relationship between the absorption coefficient of the turbid medium and the acoustic-optical signal by theoretical analysis and COMSOL simulation. Furthermore, the absorption coefficient of turbid medium is measured by the AOT experiment, which preliminarily verifies the feasibility of AOT in the measurement of the tissue absorption coefficient.

Methods Based on the radiation transmission theory and the intensity modulation mechanism of acousto-optic interaction in a turbid medium, the analytical relationship between acousto-optic signals and medium optical parameters is obtained. The finite element simulation software COMSOL Multiphysics is adopted for simulation, the extrapolated boundary equation and diffusion approximation theory are utilized to define the light field, and the ultrasound theory is to define the sound field. Meanwhile, the multi-physics field coupling is performed based on an intensity modulation mechanism, and an experimental system of AOT is built to measure the absorption coefficient of a turbid medium.

Results and Discussions In the COMSOL simulation, the intensity of the acousto-optic signal increases linearly with the rising incident light intensity (Fig. 5), and the relative intensity of the acousto-optic signal (the ratio of the acousto-optic signal intensity to the incident light intensity) decreases exponentially with the growing absorption coefficient (Fig. 6). The absorption coefficient calculated by simulation is very close to the actual set value. The maximum absolute error is 0.049 cm^{-1} , the minimum absolute error is 0.0074 cm^{-1} , the mean absolute error is 0.026 cm^{-1} , and the detection correlation coefficient is greater than 0.95 (Fig. 7). In the experiment, acousto-optic imaging is performed on samples with different absorption coefficients. When only the incident light intensity is changed, the acousto-optic signal and the incident light intensity show a linear growth relationship (Fig. 10). When the other conditions remain unchanged, the relative intensity of the acousto-optic signal decreases exponentially as the absorption coefficient increases (Fig. 11). The experimental results are consistent with the simulation results. The average absolute error is 0.047 cm^{-1} and the average relative error is 6.5% when the absorption coefficient is measured for a tissue simulation sample with a thickness of 10 mm (Fig. 12).

Conclusions The relationship between tissue absorption coefficient and the acousto-optic signal is analyzed theoretically by combining the radiation transmission theory of light propagating in tissue and the intensity modulation mechanism of acousto-optic interaction in turbid media. The relative value of acousto-optic signals is determined by ultrasound parameters (sound pressure, sound frequency, sound speed) and tissue parameters (thickness, optical parameters), and is

independent of the incident light intensity. The relative value of the acousto-optic signal decays exponentially with the absorption coefficient of the medium when other conditions remain unchanged. The theoretical results are in good agreement with COMSOL simulations. The maximum relative error of the absorption coefficient measured in the COMSOL simulation is less than 8%. The experimental measurements are carried out using the AOT system, and the experimental results are basically consistent with the simulation results. In the experiment, the maximum absolute measurement of the absorption coefficient of the tissue simulation sample with a thickness of 10 mm is 0.082 cm^{-1} , and the maximum relative error is 9.3%, which initially verifies the quantitative measurement feasibility of the absorption coefficient of the turbid media by AOT. AOT combines the advantages of optical and acoustic technology to measure the absorption coefficient of deep tissue. For example, by combining with a multi-wavelength light source, the absorption coefficient of blood vessels at different wavelengths can be obtained to measure their blood oxygen saturation and thus provide more references for the early diagnosis of some tumors. At present, the main problem of AOT is that the acousto-optic signals are weak with a low signal-to-noise ratio. It is a great challenge for detection instruments and detection methods to extract weak acousto-optic signals from strong background light, and it is also the key and difficult problem that AOT must solve in the future.

Key words bio-optics; acousto-optic imaging; acousto-optical interaction mechanism; absorption coefficient measurement