

混浊介质参数对超短脉冲激光透射强度 与形状的影响*

吴开华 杨冠玲 何振江

汪河洲

(华南师范大学物理系 广州 510631) (中山大学超快速激光光谱学国家重点实验室 广州 510275)

提要 以扩散近似理论为基础,考虑输入超短激光脉冲之后,研究了介质厚度 d , 吸收系数 μ_a , 散射系数 μ_s 及各向异性系数 g 分别对脉冲透射的定量影响。

关键词 时间分辨传输, 扩散近似, 透射, 混浊介质

1 引 言

近年来,研究无辐射损伤的生物组织光学成像方法和技术引起了国内外的重视。生物组织是由不同大小、不同成分的细胞组成的混浊介质,光在这种介质中传输时将产生散射和吸收。

超短脉冲激光在混浊介质中传输时,将因漫散射使脉冲展宽,这是脉冲光与散射吸收体相互作用的统计反映,因此漫反射、漫透射光中也必然含有介质光学特性的信息。通过研究散射光的时间行为,将可能间接获得介质内部非均匀性的空间位置信息,从而对介质中的散射吸收体(如生物组织中的肿瘤等)成像。因此研究混浊介质参数对脉冲激光透射强度与形状的定量影响将对时间分辨测量与成像有指导意义。

2 时间分辨透射

扩散近似理论是辐射传输理论的一种近似处理方法,直接考虑光强度在混浊介质中的传输。红光与近红外光入射到混浊介质后,在其内部主要以漫散射光的形式存在。在这种情况下,可以用辐射强度的传输特性来描述漫散射光子的统计行为。

由于混浊介质散射的各向异性、介质非均匀性以及复杂几何形状等原因,一般得不到传输方程的精确解。但在满足 $\mu_a \ll \mu_s$ (μ_a 为吸收系数, μ_s 为散射系数),即漫散射的前提条件下,可仅考虑漫散射辐射强度的传输,从而简化传输过程,得到扩散近似方程^[1,2]

$$\frac{1}{v} \frac{\partial \Phi(\vec{r}, t)}{\partial t} - D \nabla^2 \Phi(\vec{r}, t) + \mu_a \Phi(\vec{r}, t) = S(\vec{r}, t) \quad (1)$$

其中 $D = 1/(3\mu_s')$ (2)

$$\mu_s' = \mu_s(1 - g) \quad (3)$$

* 广东省基金及中山大学超快速激光光谱学国家重点实验室基金资助项目。

式中, $\Phi(\vec{r}, t)$ 表示漫射光子密度函数, $S(\vec{r}, t)$ 表示光源强度分布函数, D 为扩散系数, μ_s' 为传输散射系数, g 为散射各向异性系数, v 为光在介质中的传输速度。该方程描述了辐射强度在介质中传输的时空变化规律。在红光与近红外光波段, 大多数生物组织的散射比吸收高两个数量级以上^[3,4], 适于用扩散近似理论来描述。

进一步考虑超短脉冲激光在混浊介质中的传输与扩散。以时间分辨透射为例, 设各向同性点源发出的超短脉冲光入射到厚度为 d 的介质上, 并设 $\mu_a \ll \mu_s'$, 大多数软体生物组织均满足这一条件。进一步假设光子的初始散射长度为 $z_0 = 3D$, 此时光源项可用一个简单的 δ 函数描述, 即 $S(\vec{r}, t) = \delta(0, 0)$ 。当 $g = 0.9$ 时, z_0 对应于 10 倍的散射平均自由程。可得到有限厚度介质的空间积分漫透射 $T(d, t)$ 为^[1]

$$T(d, t) = (4\pi Dv)^{-1/2} t^{-3/2} \exp(-\mu_a vt) \cdot \left[\sum \left[[(2m-1)d - z_0] \exp\left\{-\frac{[(2m-1)d - z_0]^2}{4Dvt}\right\} \right] - \sum \left[[(2m-1)d + z_0] \exp\left\{-\frac{[(2m-1)d + z_0]^2}{4Dvt}\right\} \right] \right] \quad m = 1, 2, 3, \dots$$

由(2)~(4)式可知, 时间分辨透射强度是介质参数 d, μ_a, μ_s 及 g 的复杂函数。以下考虑以上四个参数分别对透射强度与形状的影响。根据真实生物组织的光学特性变化范围^[4], 本文设各参数变化范围为 $d \leq 90 \text{ mm}$, $\mu_a = 0.01 \sim 1.9 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_s = 1.0 \sim 100 \text{ mm}^{-1}$, $g = 0.5 \sim 0.995$ 。

3 介质参数对透射能量衰减的影响

d, μ_a, μ_s 及 g 中任意一个参数改变, 其余参数不变时, 透射能量的衰减分别见图 1~图 4。从图 1 可见, 透射强度随 d 的增加急剧衰减, 因此时间门技术对样品厚度的变化比较敏感; 从图 2 及图 3 可见, μ_a 对强度的影响比 μ_s 大得多; 从图 4 可知, g 增加, 透射强度显著提高, 因此生物组织强的前向散射允许光透过较大的厚度。大多数生物组织在 $0.6 \sim 1.3 \mu\text{m}$ 的红光与近红外光波段具有高的前向散射和低吸收的特点^[4], 使得光子能穿透较深的厚度, 并有部分光子经过深的穿透之后从组织界面漫散射出来, 成为可探测的光子, 为提取组织内部散射吸收特性的变化提供了可能性。

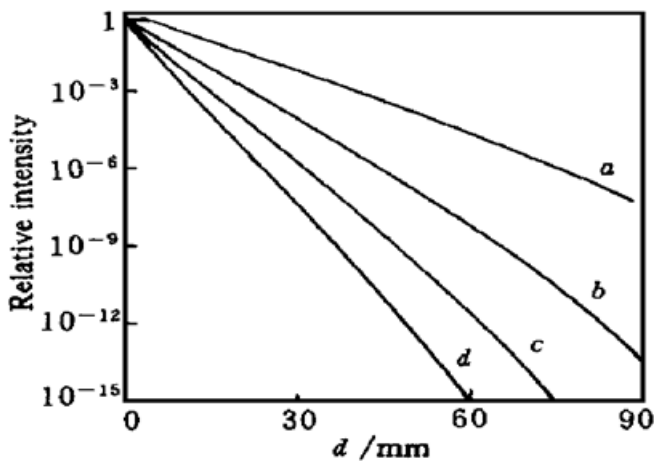


图 1 相对强度~厚度曲线

Fig. 1 Curves of relative intensity versus thickness
a: $\mu_a = 0.02, \mu_s' = 0.5$; b: $\mu_a = 0.03, \mu_s' = 1.0$;
c: $\mu_a = 0.04, \mu_s' = 1.5$; d: $\mu_a = 0.05, \mu_s' = 2.0$

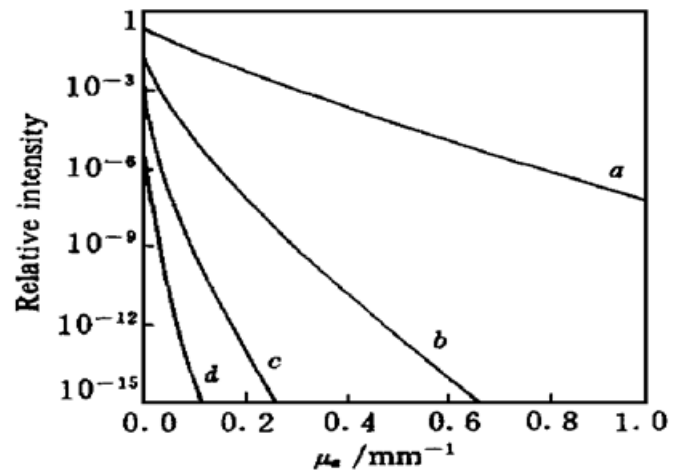


图 2 相对强度~ μ_a 曲线

Fig. 2 Curves of relative intensity versus μ_a
a: $d = 10, \mu_s' = 0.5$; b: $d = 20, \mu_s' = 1.0$;
c: $d = 30, \mu_s' = 1.5$; d: $d = 40, \mu_s' = 2.0$

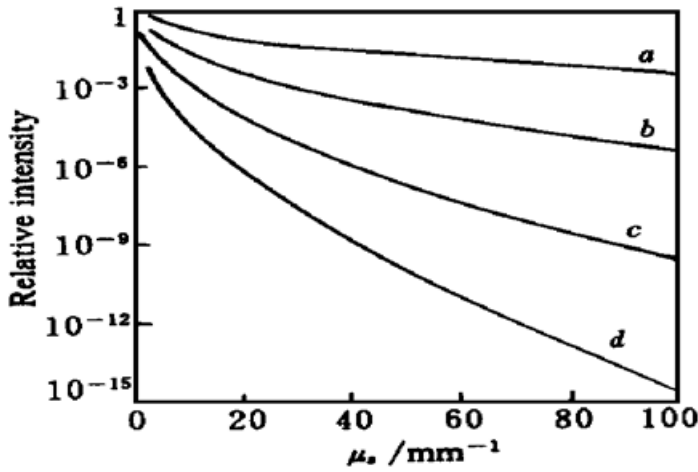


图 3 相对强度~ μ_s 曲线($g = 0.95$)

Fig. 3 Curves of relative intensity versus μ_s ($g = 0.95$)

a: $d = 10, \mu_a = 0.01$; b: $d = 20, \mu_a = 0.02$;
c: $d = 30, \mu_a = 0.03$; d: $d = 40, \mu_a = 0.04$

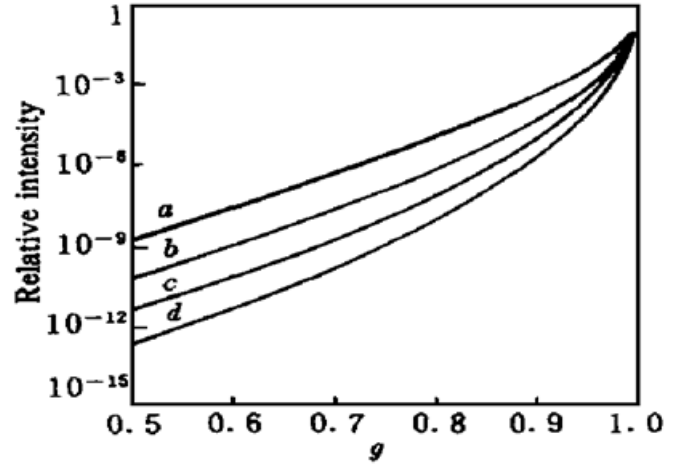


图 4 相对强度~ g 曲线($\mu_s = 30.0, d = 20.0$)

Fig. 4 Curves of relative intensity versus g

($\mu_s = 30.0, d = 20.0$)

a: $\mu_a = 0.01$; b: $\mu_a = 0.02$; c: $\mu_a = 0.03$; d: $\mu_a = 0.04$

4 介质参数对透射脉冲形状的影响

d, μ_a, μ_s 及 g 参数变化与透射脉冲形状的关系分别见图 5~ 图 8。由图 5 可见, d 增加, 可探测到的直射光子(ballistic photons)及散射较少的光子(snake-like photons)将迅速衰减, 主要探测到漫散射光子(diffusive photons)。对混浊生物组织而言, 一般当 $d > 10$ mm 时即难以探测到未散射光子。由图 6 及图 7 可知, μ_s 对透射脉冲轮廓的影响比 μ_a 大得多, 这说明对于高散射低吸收的生物介质, 其脉冲形状的变化将主要是由于散射而不是吸收造成的。由图 8 可知, g 增加, 由于前向散射增加, 光子经过较少的散射之后即透射出来, 说明光子的飞行时间(time-of-flight)缩短, 在一个较小的时间窗口内(如 $0 < t < 300$ ps)将可探测到更多的光子, 这对时间分辨测量与成像是很有利的。

相应的脉冲宽度(FWHM)与各参数的关系见图 9~ 图 12。从图 9 及图 11 可知, FWHM 随 d 的增加比 μ_s 快得多。从图 10 可知, μ_a 增加, FWHM 降低, 这说明漫散射光子减少, 但这

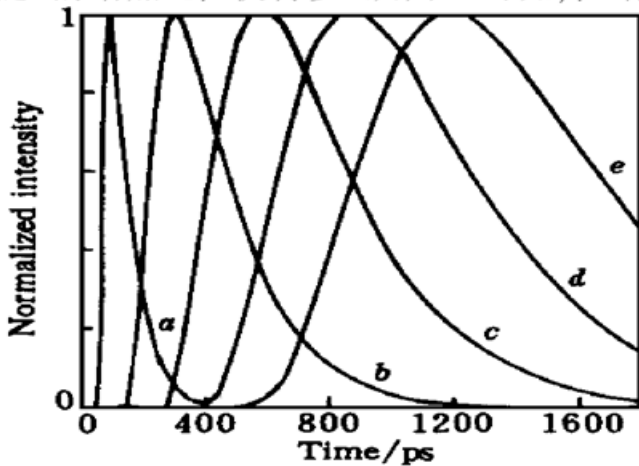


图 5 脉冲形状随厚度而变化

Fig. 5 The pulse shape changes with the thickness

($\mu_a = 0.01, \mu_s' = 0.5$)

a ~ e: $d = 10, 20, 30, 40, 50$

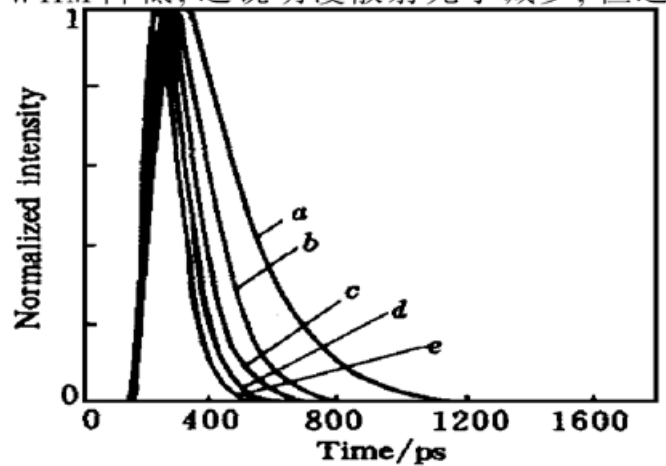


图 6 脉冲形状随 μ_a 而变化

Fig. 6 The pulse shape changes with μ_a

($d = 20, \mu_s' = 0.5$)

a ~ e: $\mu_a = 0.01, 0.03, 0.05, 0.07, 0.09$

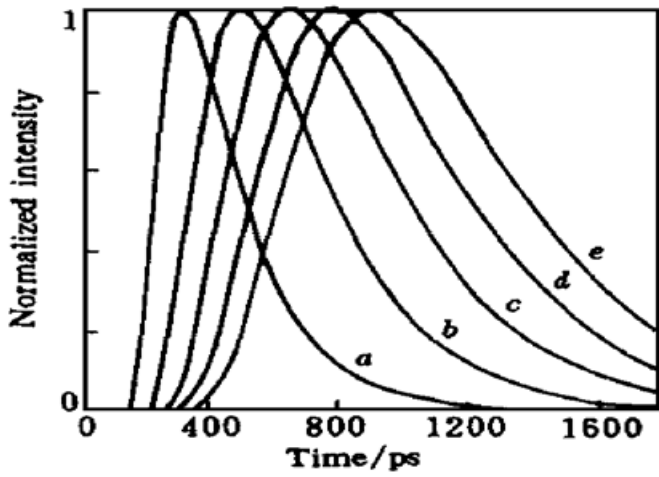


图 7 脉冲形状随 μ_s 而变化

Fig. 7 The pulse shape changes with μ_s
($\mu_a = 0.01, d = 20, g = 0.95$)
 $a \sim e: \mu_s = 10, 20, 30, 40, 50$

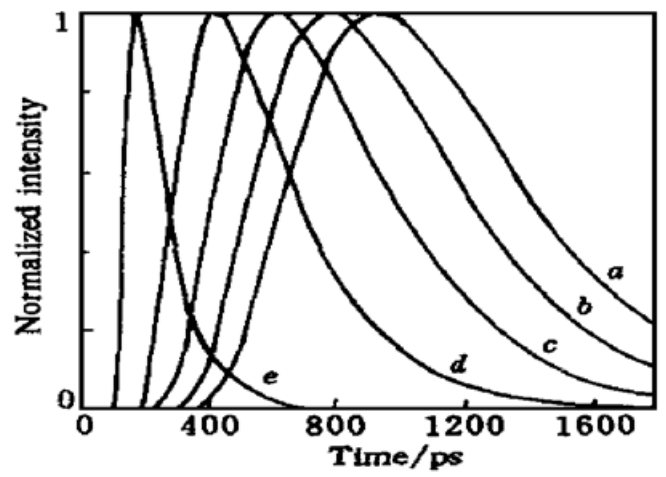


图 8 脉冲形状随 g 而变化

Fig. 8 The pulse shape changes with g
($\mu_a = 0.01, \mu_s = 10, d = 20$)
 $a \sim e: g = 0.74, 0.8, 0.86, 0.92, 0.98$

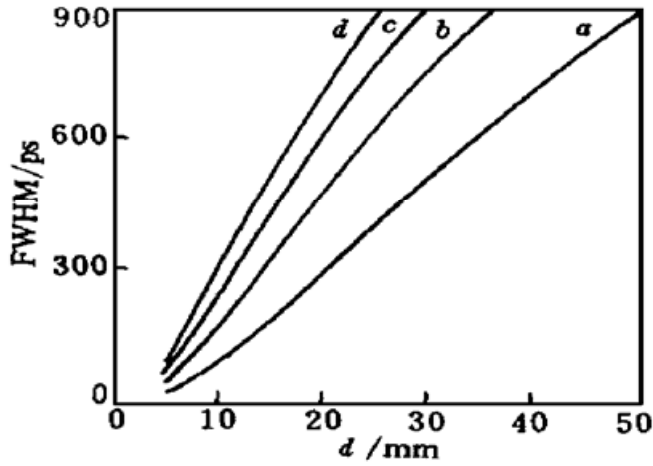


图 9 FWHM ~ d 曲线

Fig. 9 Curves of FWHM versus d ($\mu_a = 0.01$)
 $a \sim d: \mu_s' = 0.5, 1.0, 1.5, 2.0$

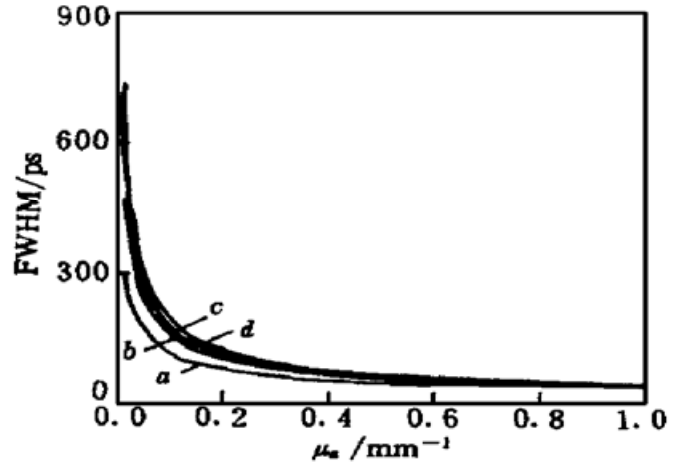


图 10 FWHM ~ μ_a 曲线

Fig. 10 Curves of FWHM versus μ_a ($d = 20$)
 $a \sim d: \mu_s' = 0.5, 1.0, 1.5, 2.0$

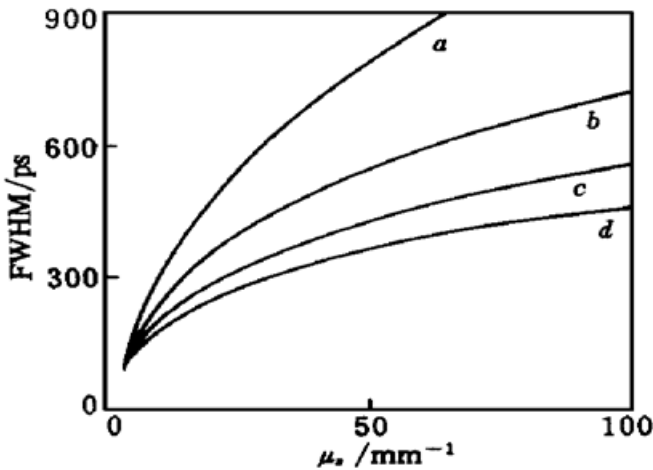


图 11 FWHM ~ μ_s 曲线

Fig. 11 Curves of FWHM versus μ_s
($g = 0.95, d = 20$)
 $a \sim d: \mu_a = 0.01, 0.02, 0.03, 0.04$

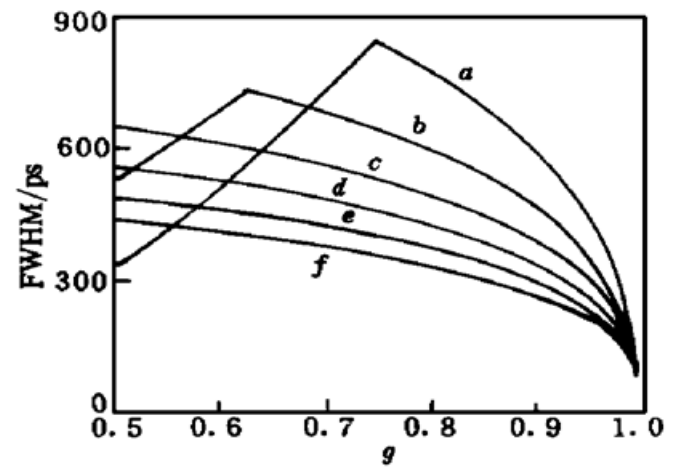


图 12 FWHM ~ g 曲线

Fig. 12 Curves of FWHM versus g
($d = 20, \mu_s = 30.0$)
 $a \sim f: \mu_a = 0.02, 0.03, 0.04, 0.05, 0.06, 0.07$

种影响在 μ_a 较大时不明显。结合图 2 μ_a 对强度的影响,说明用人为增加 μ_a 来衰减散射光的方法是不大可行的。从图 12 可知,在 g 较大时,因为主要是前向散射光,所以 FWHM 随 g 增加而降低;但在 g 较小时,还同时受到 μ_a 的影响。

通过以上讨论可知,介质的基本光学参数,如 μ_a, μ_s' 可以通过分析脉冲形状而获得。不同介质参数对脉冲透射强度和形状的影响是有很大差别的。对于混浊介质,特别是生物组织,其脉冲形状的变化将主要是由于散射而不是吸收造成的。在研究脉冲激光在混浊介质中的传输时,不仅应研究其强度的变化规律,还应该着重从脉冲形状的变化中获取散射与吸收的特征信息。

参 考 文 献

- 1 M. S. Patterson, B. Chance, B. C. Wilson. Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12): 2331~ 2336
- 2 K. Furutsu, Y. Yamada. Diffusion approximation for a dissipative random medium and the applications. *Phys. Rev. E*, 1994, **50**(5): 3634~ 3640
- 3 V. G. Peters, D. R. Wyman, M. S. Patterson *et al.*. Optical properties of normal and diseased human breast tissues in the visible and near infrared. *Phys. Med. Biol.*, 1990, **35**(9): 1317~ 1334
- 4 W.-F. Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J. Quantum Electron.*, 1990, **26**(12): 2166~ 2185

The Influence of Medium Parameters on the Transmitted Intensity and Shape of Ultrashort Laser Pulses

Wu Kaihua Yang Guanling He Zhenjiang

(Department of Physics, South China Normal University, Guangzhou 510631)

Wang Hezhou

(State Key Laboratory of Ultrafast Laser Spectroscopy, Zhongshan University, Guangzhou 510275)

Abstract The most biological tissues are a kind of turbid media. After transmitting through the turbid media, the laser pulse energy will be attenuated and the pulse shape will be changed by scattering and absorption. Besides, the ultrashort laser pulse will be widened by the diffusive scattering. The various medium parameters have different influence on the transmission of the laser pulse. Based on the diffusion approximation theory, this paper researched quantitatively the influence of the thickness d , the absorption coefficient μ_a , the scattering coefficient μ_s , and the anisotropy coefficient g on the ultrashort laser pulse transmission through turbid media.

Key words time-resolved transport, diffusion approximation, transmission, turbid media