

高斯谢尔模型光束在生物组织中的光谱变化

田燕男¹, 段美玲^{1*}, 吴云光², 张永梅¹

¹中北大学理学院, 山西 太原 030051;

²吕梁学院物理系, 山西 吕梁 033001

摘要 以广义惠更斯-菲涅耳原理为基础, 推导高斯谢尔模型光束在生物组织中的光谱解析表达式, 并利用归一化光谱和相对光谱移动, 研究高斯谢尔模型光束在生物组织中传输时的光谱变化。结果表明: 高斯谢尔模型光束在生物组织中传输时会出现光谱蓝移、红移及跃变, 且与离轴距离、传输距离、生物组织类型(不同的折射率结构常数)及空间相关长度有关; 随着传输距离增大, 折射率结构常数增大, 即生物组织湍流越强, 空间相关长度越大, 光谱跃变位置越远, 跃变量越小, 即光谱跃变现象越弱, 光谱红移转变为蓝移的传输位置越远; 折射率结构常数和空间相关长度越大, 光谱跃变对应的离轴距离越大, 即跃变的观察点到传输轴的距离越大。

关键词 光谱学; 光谱变化; 高斯谢尔模型光束; 生物组织; 交叉谱密度函数

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201946.1207001

Changes in Spectra of Gaussian Schell-Model Beams Propagating in Biological Tissues

Tian Yannan¹, Duan Meiling^{1*}, Wu Yunguang², Zhang Yongmei¹

¹School of Science, North University of China, Taiyuan, Shanxi 030051, China;

²Department of Physics, Lüliang University, Lüliang, Shanxi 033001, China

Abstract In this study, an analytical expression is derived based on the extended Huygens-Fresnel principle for the spectrum of a Gaussian Schell-model (GSM) beam that propagates in biological tissues. The spectral change of the GSM beam during propagation is studied based on the normalized spectrum and the relative spectral shift. Results show that the spectral blue shift, red shift, and rapid transition can be observed when the GSM beam propagates in biological tissues, and they are dependent on the off-axis distance, propagation distance, type of biological tissue specimen (specifically the refractive-index structure constant of tissue turbulence), and spatial correlation length. As the propagation distance increases, the refractive-index structure constant increases, meaning that the turbulence of biological tissue becomes stronger. Meanwhile, as the spatial correlation length increases, the position where spectral rapid transition occurs is farther and the transition qualities correspondingly decrease; furthermore, the spectral rapid transition becomes increasingly weak and the propagation position where a transition can be observed from the spectral red shift to blue shift becomes increasingly distant. With increasing values of the refractive-index structure constant and the spatial correlation length, the off-axis distance associated with the spectral rapid transition will also increase, i. e., the distance between the observation position and the propagation axis will increase.

Key words spectroscopy; spectral change; Gaussian Schell-model beams; biological tissue; cross-spectral density function

OCIS codes 300.6360; 140.3430; 170.6930; 350.5500

收稿日期: 2019-07-01; 修回日期: 2019-08-13; 录用日期: 2019-08-19

基金项目: 山西省应用基础研究计划(201701D121011, 201801D221153, 201801D121149)、山西省优秀青年基金(201801D211006)、山西省“1331 工程”重点创新团队建设计划

* E-mail: meilingduan@nuc.edu.cn

1 引 言

自从 Maiman 于 1960 年首次报道激光器以来,人们对激光在许多领域中的应用进行了大量研究。特别是近年来,人们对激光与生物组织相互作用的研究促进了组织光学理论的发展和应用,使激光在生物医学光谱检测、疾病诊疗等方面的研究成为热点^[1-5]。1996 年, Schmitt 等^[6]通过测量和分析多种哺乳动物组织折射率的变化特点,发现不同的动物组织具有相似的空间相关性,并采用经典的 Kolmogorov 模型给出了组织折射率的数学描述和哺乳动物组织的空间折射率功率谱模型,奠定了组织光学理论模型的基础。Gao 等^[7-11]研究了随机电磁光束在生物组织传输中的偏振和相干特性,并分析了组织结构对成像系统分辨率的影响。Jacques^[12]总结了组织光学的散射、吸收特性与光波波长的依赖关系,给出了描述细胞、生物组织的光学特性与吸收、散射内在关系的通用公式。Tong 等^[13]利用玻恩近似讨论了随机激光经薄生物组织切片散射后的偏振情况,研究表明,散射光的远场光谱偏振度与光的统计特征、组织的关联特性相关。Wu 等^[14]研究了高斯谢尔模型(GSM)光束在生物组织传输中的平均光强和光束扩展,分析了部分相干性和生物组织参数对光束传输的影响,指出用平均光强和扩展特性来评估生物组织体系的性能、研究其结构是可行的。Jin 等^[15]研究了激光在生物组织传输中的平均光强和闪烁因子。2018 年, Chen 等^[16]介绍了一种软生物组织功率谱模型,研究了折射率、功率谱、生物组织内外尺度对光束在软生物组织传输的影响,并指出深入开展激光在生物组织中传输特性的研究对生物组织的医学诊断和治疗具有指导意义。

光谱分析是科学研究最重要的方法之一。在该方法的使用过程中,一直暗含着一个假设,即光在自由空间传输时光谱不变。1986 年, Wolf^[17]指出,当在自由空间传输的光满足定标定律时,光谱保持不

变,否则光源发出的光会在传输过程中发生相关诱导的光谱变化。随后各种光束在自由空间、光学系统、湍流大气、材料介质中的光谱变化受到了越来越多的关注。Pu 等^[18]指出,满足定标定律的光束经光栅衍射后会发发生衍射诱导的光谱变化。Ji 等^[19]对 GSM 光束通过湍流大气后的光谱进行研究,结果发现,不管光源是否为准均匀光源,只要满足定标定律,光束在湍流大气中传输时,归一化光谱都与归一化源光谱相同。Tong 等^[20]分析了 GSM 光束通过各向同性介质后远场光谱的变化,并指出远场光谱的移动不依赖于光源的相干度、光谱密度和折射率。Zhu 等^[21]通过理论与实验研究了多色部分相干平顶光束的光谱变化,详细探讨了相对光谱移动与平顶阶数的关系,结果表明,轴上最大相对光谱位移出现在焦平面之后。然而,关于光束在不同生物组织传输过程中光谱变化的报道却很少, Zhou 等^[22]分析了随机电磁 GSM 光束在生物组织中的光谱移动,指出光谱移动取决于生物组织的分形维数、折射率起伏变化的系综平均方差及光源处的初始偏振度。

本文在广义惠更斯-菲涅耳原理的基础上,推导出 GSM 光束在生物组织中的光谱解析表达式,并研究了离轴距离、传输距离、生物组织样本(不同的折射率结构常数)和空间相关长度对 GSM 光束光谱变化的影响。

2 理论模型

在空间-频率域中,光源处 GSM 光束的交叉谱密度函数^[23-24]为

$$W^{(0)}(s_1, s_2, z=0, \omega) = S^{(0)} \exp\left(-\frac{s_1^2 + s_2^2}{\omega_0^2}\right) \exp\left[-\frac{(s_1 - s_2)^2}{2\sigma_0^2(\omega)}\right], \quad (1)$$

式中: s_1 和 s_2 分别为源面两点坐标矢量的大小; z 为传输距离; ω 为频率; $S^{(0)}$ 为光束光源光谱; ω_0 为高斯部分的束腰宽度; σ_0 为空间相关长度。

由广义惠更斯-菲涅耳原理^[25]可知,在生物组织中传输的 GSM 光束的交叉谱密度函数可表示为

$$W(\rho_1, \rho_2, z, \omega) = \left(\frac{k}{2\pi z}\right)^2 \iint d^2\rho_1 \iint d^2\rho_2 W^{(0)}(s_1, s_2, z=0, \omega) \cdot \exp\left\{-\frac{ik}{2z}[(\rho_1 - s_1)^2 - (\rho_2 - s_2)^2]\right\} \langle \exp[\psi^*(\rho_1, s_1) + \psi(\rho_2, s_2)] \rangle, \quad (2)$$

式中: ρ_1 和 ρ_2 分别为 z 平面内两点位置矢量的大小; k 为波数,与 ω 的关系为 $k = \omega/c$,其中 c 为真空中的

光速; ψ 为由源平面传播到观测点球面波复杂相位的随机部分; $*$ 为复共轭; $\langle \cdot \rangle$ 为系综平均。根据 Rytov

相位结构函数的二次近似,湍流介质扰动引起的相位起伏 $\langle \exp[\psi^*(\rho_1, s_1) + \psi(\rho_2, s_2)] \rangle$ 可表示为^[26]

$$\langle \exp[\psi^*(\rho_1, s_1) + \psi(\rho_2, s_2)] \rangle \approx \exp\left\{-\frac{1}{\rho_0^2}[(\rho_1 - \rho_2)^2 + (\rho_1 - \rho_2) \cdot (s_1 - s_2) + (s_1 - s_2)^2]\right\}, \quad (3)$$

其中,

$$|\rho_0| = 0.22(C_n^2 k^2 z)^{-1/2}, \quad (4)$$

$$C_n^2 = \frac{\langle \Delta n^2 \rangle}{L_0^2(2 - \xi)}, \quad (5)$$

式中: $|\rho_0|$ 为在生物组织中传输的球面波的空间相关长度; n 为折射率; C_n^2 为组织折射率结构常数; L_0 为湍流组织的外形尺寸; ξ 为与生物组织的分形维数有关的变量; $\langle \Delta n^2 \rangle$ 为折射率波动的系综平均方差。

为了便于计算,进行如下坐标变换:

$$\begin{cases} u = \frac{s_1 + s_2}{2} \\ v = s_1 - s_2 \end{cases}. \quad (6)$$

令 $\rho_1 = \rho_2 = \rho$, 将(1)式、(3)式和(6)式代入(2)式,得

$$S(\rho, z, \omega) = S^{(0)} \left(\frac{k}{2\pi z} \right)^2 \exp\left[\iint d^2 u \iint d^2 v \exp\left(-\frac{2}{\omega_0^2} u^2\right)\right] \exp(-\epsilon v^2) \exp\left(-\frac{ik}{z} uv\right) \exp\left(\frac{ik\rho}{2z} v\right), \quad (7)$$

式中: S 为 GSM 光束在生物组织中传输的光谱。

利用积分公式^[27]

$$\int x^m \exp(-px^2 + 2qx) dx = m! \exp\left(\frac{q^2}{p}\right) \sqrt{\frac{\pi}{p}} \left(\frac{q}{p}\right)^m \sum_{k=0}^{\text{ceiling}(m/2)} \frac{1}{(m-2k)! k!} \left(\frac{p}{4q^2}\right)^k, \quad (8)$$

可得 GSM 光束在生物组织中传输的光谱解析表达式为

$$S(\rho, z, \omega) = S^{(0)} \left(\frac{k}{2z} \right)^2 \frac{1}{A\epsilon} \exp\left(\frac{k^2 \rho^2}{4\epsilon z^2}\right) \exp\left(\frac{k^4 \rho^2}{16\epsilon^2 z^2 A}\right), \quad (9)$$

其中,

$$\epsilon = \frac{1}{2\omega_0^2} + \frac{1}{2\sigma_0^2} + \frac{1}{\rho_0^2}, \quad (10)$$

$$A = \frac{2}{\omega_0^2} + \frac{k^2}{4\epsilon z^2}, \quad (11)$$

式中: $\text{ceiling}(\cdot)$ 为向下取整函数; $m = 1, 2, 3, \dots$; p, q, x, A 均为运算过程中的参数。

当 $C_n^2 = 0$ 时, (9)式便为 GSM 光束在自由空间中传输时的光谱解析表达式,即

$$S'(\rho, z, \omega) = S^{(0)} \left(\frac{k}{2z} \right)^2 \frac{1}{A'\epsilon'} \exp\left(\frac{k^2 \rho^2}{4\epsilon' z^2}\right) \exp\left(\frac{k^4 \rho^2}{16\epsilon'^2 z^2 A'}\right), \quad (12)$$

$$\epsilon' = \frac{1}{2\omega_0^2} + \frac{1}{2\sigma_0^2}, \quad (13)$$

$$A' = \frac{2}{\omega_0^2} + \frac{k^2}{4\epsilon' z^2}, \quad (14)$$

式中: S', ϵ' 和 A' 均为当折射率结构常数为 0, 即光束在自由空间中传输时, 为了区别(9)~(11)式的表达方式而引入的变量。

由(9)式和(12)式可知, GSM 光束在生物组织

和自由空间中传输时, 光谱发生了变化。

要保持 GSM 光束在自由空间传输时的光谱不变, 空间相干长度必需满足定标定律^[19], 则

$$\sigma_0(\omega) = \frac{\omega_0}{\sqrt{\gamma \omega_0^4 \omega^2 - 1}}, \quad (15)$$

式中: ω_0 为源光谱中心频率; γ 为常数。

GSM 光束的归一化光谱为^[28]

$$S(\omega) = \frac{S(\rho, z, \omega)}{S_{\max}(\rho, z, \omega_{\max})} = S^{(0)}(\omega), \quad (16)$$

式中: $S_{\max}(\rho, z, \omega_{\max})$ 为光谱 $S(\rho, z, \omega)$ 在点 (ρ, z) 处的最大值, ω_{\max} 为对应的频率。由(14)式可知, 满足定标定律的 GSM 光束通过生物组织的归一化光谱等于归一化源光谱。

如果源光谱为

$$S^{(0)} = S_0 \exp\left[-\frac{(\omega - \omega_0)^2}{2\Gamma^2}\right], \quad (17)$$

式中: S_0 为常数; Γ 为源光谱谱宽。如果源光谱不满足定标定律, 则令 $\sigma_0(\omega) = \sigma_0$, 即 σ_0 中不含参数 ω , 将(17)式代入(9)式, 就可以得到光束在生物组织传输中的光谱解析表达式为

$$S(\rho, z, \omega) = S_0 \left(\frac{k}{2z} \right)^2 \exp\left[-\frac{(\omega - \omega_0)^2}{2\Gamma^2}\right] \cdot \frac{1}{A\epsilon} \exp\left(\frac{k^2 \rho^2}{4\epsilon z^2}\right) \exp\left(\frac{k^4 \rho^2}{16\epsilon^2 z^2 A}\right), \quad (18)$$

光谱最大值对应的频率 ω_{\max} 由

$$\frac{\partial S(\rho, z, \omega)}{\partial \omega} = 0 \quad (19)$$

决定。

3 数值计算与分析

研究光束在生物组织中传输时的光谱特征和变化有利于实现组织状态信息的定性或定量检测,实现不同病态组织的可视化,从而识别组织的病理状况^[4]。下面讨论 GSM 光束在生物组织中传输时归一化光谱 $S(\omega)$ 随频率 ω 的变化,以及相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0 = (\omega_{\max} - \omega)/\omega_0$ 随离轴距离 r 、生物组织样本(不同的折射率结构常数 C_n^2)、空间相关长度 σ_0 、传输距离 z 的变化规律。为了便于比较,本实验采用 3 种生物组织样本:老鼠肠上皮组织、真皮组织以及人类真皮组织。3 种生物组织样本的折射率结构常数分别为 0.06×10^{-3} , 0.22×10^{-3} , $0.44 \times 10^{-3} \mu\text{m}^{-1}$ ^[10]。

图 1 所示为离轴距离 r 取不同值时,GSM 光束在人体真皮组织中传输的归一化光谱 $S(\omega)$ 随频率 ω 的变化, $S^{(0)}(\omega)$ 为源光谱,其中 $S_0 = 1$, $\Gamma = 0.6 \times 10^{15} \text{ rad/s}$, $\sigma_0 = 0.14 \mu\text{m}$, $\omega_0 = 2 \mu\text{m}$, $\omega_0 = 3.2 \times 10^{15} \text{ rad/s}$, $c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$, $C_n^2 = 0.44 \times 10^{-3} \mu\text{m}^{-1}$, $z = 0.6 \mu\text{m}$ 。由图 1 可知,随着频率 ω 增大,GSM 光束的归一化光谱 $S(\omega)$ 在人体真皮组织中传输时先增大后减小。 $S(\omega)$ 与离轴距离 r 有关,与源光谱 $S^{(0)}(\omega)$ 相比,当 $r = 1 \mu\text{m}$ 时, $S(\omega)$ 向右移动,即向频率大的方向移动,亦即光谱发生了蓝移,且相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0 = 0.0055$;当 $r = 3 \mu\text{m}$ 时, $S(\omega)$ 向左移动,即光谱发生了红移,相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0 = -0.03002$ 。由此可知,GSM 光束在生物组织中传输时,观察点不同,光谱移动的方向也不同。

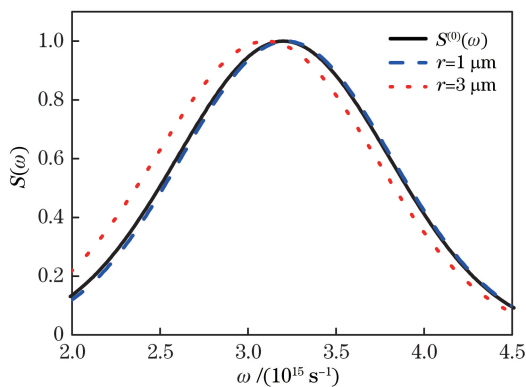


图 1 离轴距离 r 取不同值时 GSM 光束在人体真皮组织中传输时的归一化光谱 $S(\omega)$ 随频率 ω 的变化

Fig. 1 Normalized spectrum $S(\omega)$ as a function of frequency ω of GSM beams propagating in upper dermis of human for different off-axis distances r

图 2 所示为 GSM 光束在人体真皮组织中传输时,不同传输位置处相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 随离轴距离 r 的变化,其他参数同图 1。由图 2 可知,光束在生物组织中传输时会发生光谱跃变现象。定义当光谱发生跃变时,相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 的变化值为光谱跃变量 Δ 。在离轴距离 $r = 5.728 \mu\text{m}$ 处发生跃变,光谱跃变量 $\Delta = |AB| = 0.4976$ 。此外,在该传输位置处,当 $r = 1.527 \mu\text{m}$ 时,光谱相对位移为 $\Delta\omega/\omega_0$,其物理原因是当 $r = 1.527 \mu\text{m}$ 时,光谱最大值 S_{\max} 所对应的频率 ω_{\max} 与 ω_0 相等;而当 $0 < r < 1.527 \mu\text{m}$ 时, $\Delta\omega/\omega_0 > 0$;当 $r > 1.527 \mu\text{m}$ 时, $\Delta\omega/\omega_0 < 0$ 。这表明,离轴距离 $r = 1.527 \mu\text{m}$ 是光谱发生蓝移和红移的转折点。由此可知,GSM 光束在生物组织中传输时发生了光谱移动和光谱跃变。

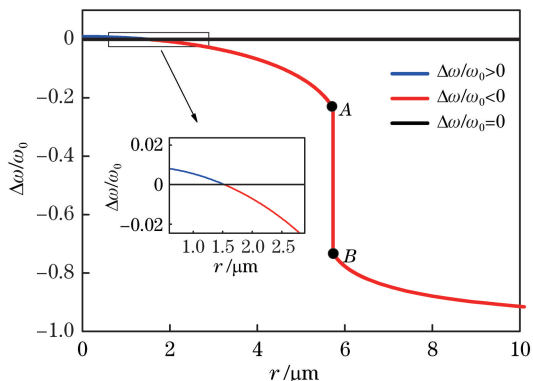


图 2 GSM 光束在人体真皮组织中传输时不同传输距离处的相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 随离轴距离 r 的变化

Fig. 2 Relative spectral shift $\Delta\omega/\omega_0$ as a function of off-axis distance r at different propagation distances for GSM beams propagating in upper dermis of human

图 3 所示为 GSM 光束在不同的生物组织中传输时,相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 随传输距离 z ($r = 5.72 \mu\text{m}$) 和离轴距离 r ($z = 0.6 \mu\text{m}$) 的变化,其他参数同图 1。由图 3(a)可知,光束在生物组织中传输时,光谱有明显的起伏变化。在刚开始传输时,传输介质对相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 的影响几乎可以忽略, $\Delta\omega/\omega_0 < 0$,即光谱发生红移;随着传输距离增大, $\Delta\omega/\omega_0$ 的绝对值先增大,经过跃变后开始减小,且跃变位置及跃变量与生物组织折射率结构常数 C_n^2 有关。 C_n^2 越大,即生物组织湍流越强,则光谱跃变位置越远,跃变量 Δ 越小,即光谱跃变现象越弱。例如,当 $C_n^2 = 0.44 \times 10^{-3}$, 0.22×10^{-3} , $0.06 \times 10^{-3} \mu\text{m}^{-1}$ 时,分别在 $z = 0.623, 0.604, 0.596 \mu\text{m}$ 处发生了跃变,跃变量分别为 0.443, 0.489, 0.505。由

此可知,生物组织湍流会减弱光束传输中的光谱跃变现象,且滞后了光谱跃变位置。此外,在 $z=5.5 \mu\text{m}$ 附近, $\Delta\omega/\omega_0$ 的符号发生变化,即光谱由红移变为蓝移。由图 3(b)可知,折射率结构常数 C_n^2 越大,光谱跃变对应的离轴距离 r 越大,即跃变

的观察点到传输轴的距离越远。例如,当 $C_n^2 = 0.44 \times 10^{-3}, 0.22 \times 10^{-3}, 0.06 \times 10^{-3} \mu\text{m}^{-1}$ 时,分别在观察点 $r = 5.728, 5.722, 5.718 \mu\text{m}$ 处发生了跃变。由此可见,在确定的传输距离处,生物组织湍流扩展了观察光束光谱跃变的空

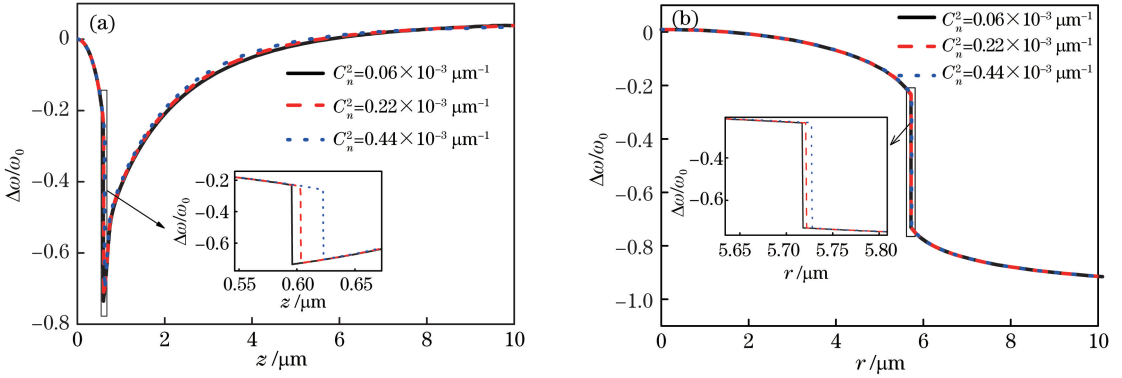


图 3 GSM 光束在不同的生物组织中传输时相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 随传输距离 z 和离轴距离 r 的变化。(a)传输距离 z ; (b)离轴距离 r

Fig. 3 Relative spectral shift $\Delta\omega/\omega_0$ as a function of propagation distance z and off-axis distance r for GSM beams propagating in different biological tissues. (a) Propagation distance z ; (b) off-axis distance r

图 4 所示为空间相关长度 σ_0 取不同值时, GSM 光束在不同的生物组织中传输过程中,相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 分别随传输距离 z ($r = 5.72 \mu\text{m}$) 和离轴距离 r ($z = 0.6 \mu\text{m}$) 的变化,其他参数同图 1。由图 4(a)可知:随着空间相关长度 σ_0 增大,光谱发生跃变的传输位置 z 增大,相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 变化的幅度减小,光谱跃变量 Δ 减小,且光谱跃变逐渐消失,光谱红移转变为蓝移的传输位置变远;当 σ_0 趋于无穷时, $\Delta\omega/\omega_0$ 的绝对值始终在 0 附近变化,即完全相干光在生物组织中传输时的相对光谱位移非常微弱。由图 4(b)可知,在固定的传输位置

处,随着空间相关长度 σ_0 增大,即部分相干光渐变为完全相干光时,相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 逐渐出现跃变现象,但跃变时的离轴距离不同。 σ_0 越大,则跃变时的 r 越大,且光谱跃变量 Δ 越大。即在距离传输轴稍远的观察点处,完全相干光在生物组织中传输时也发生了光谱跃变,且有最大的光谱跃变量。

4 结 论

本文以广义惠更斯-菲涅耳原理为理论基础,利用推导出的 GSM 光束在生物组织中传输时光谱的解析表达式,研究了 GSM 光束在生物组织中传输

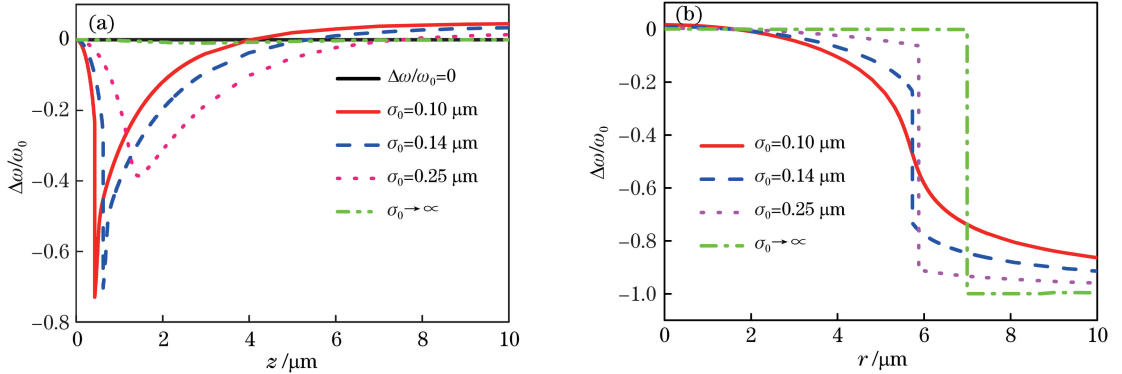


图 4 空间相关长度 σ_0 取不同值时 GSM 光束在不同的生物组织中传输时的相对光谱位移 $\Delta\omega/\omega_0$ 随传输距离 z 和离轴距离 r 的变化。(a)传输距离 z ; (b)离轴距离 r

Fig. 4 Relative spectral shift $\Delta\omega/\omega_0$ as a function of propagation distance z and off-axis distance r for GSM beams propagating in different biological tissues with different spatial correlation lengths σ_0 . (a) Propagation distance z ; (b) off-axis distance r

时,场点离轴距离 r 、生物组织类型(不同的折射率结构常数 C_n^2)、空间相干长度 σ_0 、传输距离 z 对光束光谱变化的影响。结果表明,GSM 光束在生物组织中传输时,光谱会发生红移、蓝移及跃变。与源光谱 $S^{(0)}(\omega)$ 相比,随着 r 增大,归一化光谱 $S(\omega)$ 由蓝移变为红移。光束在刚开始传输时会发生光谱跃变现象,但随着传输距离 z 增大,光谱跃变现象逐渐减弱直至消失。此外,随着场点离轴距离增大,光谱移动方向发生改变。传输距离 z 越大,则 C_n^2 越大,即生物组织湍流越强, σ_0 越大,光谱跃变位置越远,跃变量 Δ 越小,即光谱跃变现象越弱,光谱红移转变为蓝移的传输位置变远。 C_n^2 越大,则 σ_0 越大,光谱跃变对应的离轴距离 r 越大,即跃变的观察点到传输轴的距离越远。也就是说,强的生物组织湍流或完全相干光较部分相干光,会减弱光束传输中的光谱跃变现象,扩展观察光束光谱跃变的范围。该研究可为 GSM 光束在生物组织中传输时光谱变化的实验研究提供理论基础和依据,并将促进光学技术在生物医学领域中的发展及在疾病诊断、手术指导中的应用。

参 考 文 献

- [1] Xu K X, Gao F, Zhao H J. Biomedical photonics [M]. Beijing: Science Press, 2011: 1-8.
徐可欣, 高峰, 赵会娟. 生物医学光子学[M]. 北京: 科学出版社, 2011: 1-8.
- [2] Zhang Z X. Biomedical photonics: diagnosis, therapy and monitoring [M]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 2017: 3-23.
张镇西. 生物医学光子学诊断、治疗与监测[M]. 西安: 西安交通大学出版社, 2017: 3-23.
- [3] Chen X, Lu J L, Li P C. Viscoelasticity measurement of biological tissues using laser speckle techniques: a review[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207005.
陈肖, 陆锦玲, 李鹏程. 生物组织黏弹性激光散斑检测方法研究进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207005.
- [4] Liu L X, Li M Z, Zhao Z G, *et al.* Recent advances of hyperspectral imaging application in biomedicine [J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207017.
刘立新, 李梦珠, 赵志刚, 等. 高光谱成像技术在生物医学中的应用进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207017.
- [5] Li X H, Yang S B, Fan R W, *et al.* Discrimination of soft tissues using laser-induced breakdown spectroscopy in combination with k nearest neighbors (kNN) and support vector machine (SVM) classifiers [J]. Optics & Laser Technology, 2018, 102: 233-239.
- [6] Schmitt J M, Kumar G. Turbulent nature of refractive-index variations in biological tissue [J]. Optics Letters, 1996, 21(16): 1310-1312.
- [7] Gao W R. Changes of polarization of light beams on propagation through tissue [J]. Optics Communications, 2006, 260(2): 749-754.
- [8] Gao W R, Korotkova O. Changes in the state of polarization of a random electromagnetic beam propagating through tissue [J]. Optics Communications, 2007, 270(2): 474-478.
- [9] Gao W R. Determination of spatial correlation functions of refractive index of living tissue [J]. Journal of Microscopy, 2012, 245(1): 43-48.
- [10] Gao W R. Effect of tissue structure on resolution of imaging systems [J]. Journal of Modern Optics, 2013, 60(15): 1290-1296.
- [11] Gao W R. Change of coherence of light produced by tissue turbulence [J]. Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer, 2013, 131: 52-58.
- [12] Jacques S L. Optical properties of biological tissues: a review[J]. Physics in Medicine and Biology, 2013, 58(11): R37-R61.
- [13] Tong Z S, Korotkova O. Polarization of random beams scattered from two-dimensional bio-tissue slices[J]. Optics Communications, 2014, 322: 202-204.
- [14] Wu Y Q, Zhang Y X, Wang Q, *et al.* Average intensity and spreading of partially coherent model beams propagating in a turbulent biological tissue[J]. Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer, 2016, 184: 308-315.
- [15] Jin H, Zheng W, Ma H T, *et al.* Average intensity and scintillation of light in a turbulent biological tissue[J]. Optik, 2016, 127(20): 9813-9820.
- [16] Chen X, Korotkova O. Optical beam propagation in soft anisotropic biological tissues [J]. OSA Continuum, 2018, 1(3): 1055-1067.
- [17] Wolf E. Invariance of the spectrum of light on propagation[J]. Physical Review Letters, 1986, 56(13): 1370-1372.
- [18] Pu J X, Zhang H H, Nemoto S. Spectral shifts and spectral switches of partially coherent light passing through an aperture [J]. Optics Communications, 1999, 162(1/2/3): 57-63.
- [19] Ji X L, Zhang E T, Lü B D. Changes in the spectrum of Gaussian Schell-model beams propagating through

- turbulent atmosphere [J]. Optics Communications, 2006, 259(1): 1-6.
- [20] Tong Z, Korotkova O. Far-field analysis of spectral shifts in Gaussian Schell-model beams propagating through media with arbitrary refractive properties [J]. Journal of Optics, 2010, 12(9): 095708.
- [21] Zhu S J, Li Z H. Theoretical and experimental studies of the spectral changes of a focused polychromatic partially coherent flat-topped beam [J]. Applied Physics B, 2015, 118(3): 481-487.
- [22] Zhou F, Zhu S J, Cai Y J. Spectral shift of an electromagnetic Gaussian Schell-model beam propagating through tissue [J]. Journal of Modern Optics, 2011, 58(1): 38-44.
- [23] Peng Y Y, Li J H, Wei J L, *et al.* Influence of non-Kolmogorov atmospheric turbulence on the spectral changes of Gaussian-Schell model beams[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2014, 51(1): 010102.
彭艳艳, 李晋红, 魏计林, 等. 非 Kolmogorov 大气湍流对高斯谢尔模型光束光谱变化的影响[J]. 激光与光电子学进展, 2014, 51(1): 010102.
- [24] Peng Y Y. Study on spectral changes of laser in atmospheric transmission [D]. Taiyuan: Taiyuan University of Science and Technology, 2014: 15-24.
彭艳艳. 激光大气传输中光谱变化的研究[D]. 太原: 太原科技大学, 2014: 15-24.
- [25] Andrews L C, Phillips R L. Laser beam propagation through random media [M]. 2nd ed. Bellingham: SPIE, 2005: 135-177.
- [26] Wang S C H, Plonus M A. Optical beam propagation for a partially coherent source in the turbulent atmosphere [J]. Journal of the Optical Society of America, 1979, 69(9): 1297-1304.
- [27] Gradshteyn I S, Ryzhik I M. Table of integrals, series and products [M]. New York: Academic Press, 2014: 365.
- [28] Roychowdhury H, Wolf E. Invariance of spectrum of light generated by a class of quasi-homogenous sources on propagation through turbulence [J]. Optics Communications, 2004, 241(1/2/3): 11-15.