

生物组织多光谱偏振特性研究

乔文龙^{1,2}, 周亮^{1*}, 刘朝晖¹, 龚勇辉³, 姜乐¹, 吕媛媛^{1,2}, 赵鹤童^{1,2}

1. 中国科学院西安光学精密机械研究所, 陕西 西安 710119
2. 中国科学院大学, 北京 100049
3. 酒泉卫星发射中心 63636 部队, 甘肃 酒泉 732750

摘要 生物组织内部结构复杂且具有较强的散射特性, 而光作为生物组织检测的重要信息载体, 其自身特性包括颜色、幅值、偏振等都对信息获取有较大的影响。结合偏振成像, 对生物组织多光谱偏振特性展开了研究, 依据不同微粒尺寸的分布建立了均匀单层生物组织模型, 结合瑞利和米氏散射理论模拟了基于单个微粒的两种散射事件。瑞利散射具有较好的前向后向散射对称性, 米氏散射具有强前向散射特性, 两种散射模型都与尺寸参数有着密切的关系, 而尺寸参数是一个无因次量, 取决于入射波长和散射微粒的尺寸, 在生物组织中多以米氏散射为研究模型。使用蒙特卡罗 (Monte Carlo MC) 方法对 400~1 000 nm 波段范围内的偏振光在生物组织中的传输特性进行了仿真, 模拟了四种典型偏振态 (水平线偏振光、垂直线偏振光、45° 线偏振光和右旋圆偏振光) 在组织中传播时后向散射光偏振态变化与波长的关系, 并进行了实验验证, 实验光源选用白色 LED 灯, 利用 450, 525, 550, 590, 610, 650 和 690 nm 滤光片滤光, 由彩色相机记录手掌的偏振图像, 其中偏振图像由两组线偏振片和右旋圆偏振片分别作为起偏和检偏器产生。仿真和实验结果均表明, 随着波长增加线偏振光经皮肤组织后向散射出射光的偏振度整体呈上升趋势, 圆偏振光呈下降趋势, 但圆偏振光的偏振度整体上高于线偏振光, 这揭示了在生物组织中相同波长的圆偏振光比线偏振光具有更好的偏振保持性, 更适合用于探测生物组织的生理信息。相关研究结果明确了圆偏振光和线偏振光在生物组织中传输时的多光谱特性, 可为多光谱偏振生理信息获取提供一定的理论支持。

关键词 散射模型; 多光谱偏振; 偏振度

中图分类号: O433.4

文献标识码: A

DOI: 10.3964/j.issn.1000-0593(2022)04-1070-06

引言

偏振不同于光波的相位和振幅, 是光波横波性的有力证明。偏振光在生物组织中传播时, 会根据不同散射体系的特征, 呈现出相应变化规律。在生物检测领域越来越多的使用偏振技术, 如使用穆勒 (Mueller) 矩阵来检测皮肤组织是否发生癌变也逐渐趋向成熟^[1-2]。

Borovkova 等使用多波长穆勒偏振成像结合适当的图像后处理来检测组织中的恶性肿瘤^[3]。

Valery 等对偏振光与生物组织的相互作用进行了详细的研究^[4]。Zhang 等研究了 585 nm 偏振光在生物组织中的传输特性^[5], Valery 与 Zhang 等都是针对单一波长的偏振光进行了研究。随着计算机技术不断发展许多研究采用仿真方

法来模拟光在散射介质中的传播。Adam 等使用一种分形传播方法 (FPM) 能够准确有效地模拟聚焦光束的衍射效应, 以及组织中存在的散射、折射光束转向和光束焦点像差的微观不均匀性^[6]。Soichi Otsuki 等仿真研究了偏振光在双折射混浊平面介质中的多次散射^[7]。Shen 等使用 MC 方法仿真研究了相干光在散射介质中的传输特性^[8]。Periyasamy 等在 MC 方法的基础上仿真研究了光线在生物组织中的传输过程^[9]。Zhou 等使用 MC 方法对容积脉搏波 (PPG) 的光谱特性进行了仿真研究^[10], 对于偏振光在生物组织中的多光谱特性未说明。Nozomi Nishizawa 等使用 MC 方法对圆偏振光在伪组织和癌变组织中的散射过程实现了仿真研究^[11]。

综上所述, 大部分研究人员都只对单一波长、单一偏振态的偏振光在生物组织中的传播规律进行了研究, 而对偏振光在生物组织中的多光谱特性研究较少。为了阐明不同颜

收稿日期: 2021-03-05, **修订日期**: 2021-05-18

基金项目: 国家自然科学基金项目 (61805275), 中国科学院“西部之光”人才培养引进计划项目 (XAB2017B27) 资助

作者简介: 乔文龙, 1996 年生, 中国科学院大学博士研究生 e-mail: qiaowenlong18@mails.ucas.ac.cn

* 通讯作者 e-mail: zhouliaang@opt.ac.cn

色、偏振态偏振光在生物组织中的传播特性，在上述学者研究的基础上，引入了四种典型偏振态和可见光及近红外光谱维度，以期实现对生物组织中光学传播特性更全面、精确的表征。

利用 MC 方法，对 400~1 000 nm 波段范围内的偏振光在散射介质中的传输特性进行了仿真研究，并结合实验得出结论，随着波长的增加线偏光经组织后向散射出射后的偏振度整体呈上升趋势，圆偏光呈下降趋势，但圆偏光后向散射出射后整体的偏振度要高于线偏光。表明，圆偏光比线偏光在组织中传播时具有更好的偏振保持性，更强的传播能力，更能反映深层组织的生理信息。该研究可为多光谱偏振生理信息获取及相关技术提供一定的理论支持。

1 理论基础

1.1 组织模型

光的散射主要与生物组织复杂的结构特性有关。不同生物组织的尺寸分布如图 1 所示。常见的组织成分如细胞外液的折射率为 1.35~1.36，细胞质是 1.36~1.375，细胞核、线粒体和细胞器是 1.38~1.41，黑色素是 1.6~1.7。多数生物组织平均折射率位于 1.34~1.62 范围内。其中细胞核和线粒体是主要的散射体^[12]。

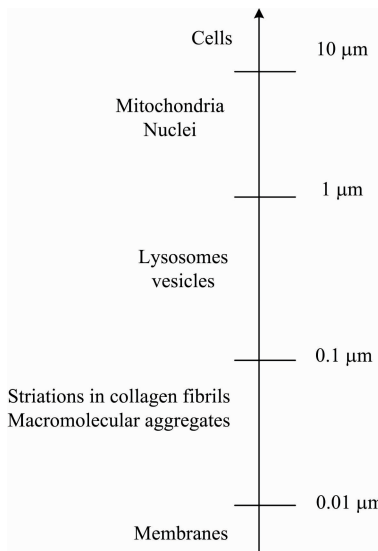


图 1 生物组织的尺寸分布

Fig. 1 Size distribution of biological tissues

由于线粒体和细胞核的尺寸范围为 1~10 μm，因此在仿真中设置组织模型中的散射微粒直径为 $a=2 \mu\text{m}$ ，折射率为 $n_s=1.59$ ，背景介质的折射率设置为 $n_b=1.33$ 接近皮肤组织的微循环层，组织模型示意图如图 2。

1.2 散射模型

瑞利理论 (Rayleigh theory) 和米氏理论 (Mie theory) 都是基于 Maxwell 方程建立的并用于描述平面单色光波被单个粒子散射的情形^[12]。瑞利散射理论主要适用于散射粒子尺寸远小于波长的散射事件，米氏散射理论更适用于一般性

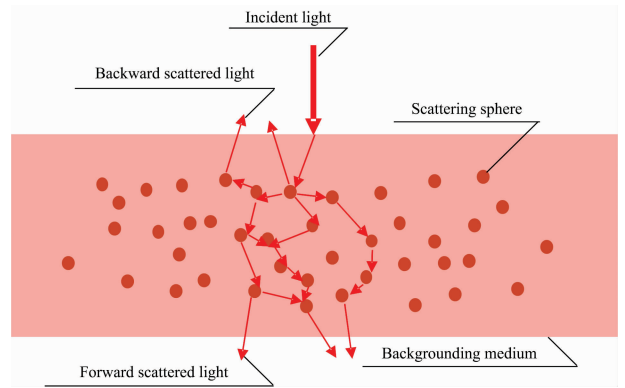


图 2 单层生物组织模型示意图

Fig. 2 Schematic of single-layer tissue model

的散射。米氏理论揭示了散射程度与散射粒子半径 a 、入射波长 λ 和相对折射率 n_{rel} 之间的关系。其中，关于尺寸参数和相对折射率的定义如式(1)

$$X = \frac{2\pi a n_b}{\lambda}, \quad n_{\text{rel}} = \frac{n_s}{n_b} \quad (1)$$

尺寸参数 X 是一个无量纲量，当其小于 1 时，使用 Rayleigh 散射理论，瑞利散射理论的散射强度与散射角度和波长之间的关系由式(2)决定

$$I_0(\theta) = \alpha \frac{c_0 V}{r^2 \lambda^4} I_i (1 + \cos^2 \theta) \quad (2)$$

式(2)中， I_0 为散射以后的出射光强， I_i 为入射光强， θ 为散射角 ($\theta=0^\circ$ 为前向散射， $\theta=180^\circ$ 为后向散射)， c_0 是体积为 V 的悬浮粒子浓度， r 为散射颗粒到观察点的距离， α 是半径为 $a/2$ 的球体极化率，定义为

$$\alpha = \frac{n_{\text{rel}}^2 - 1}{n_{\text{rel}}^2 + 2} a^3 \quad (3)$$

当微粒直径为 20 nm，波长为 600 nm 时，尺寸参数 $X=0.13928$ ，此时散射的强度随散射角的变化规律如图 3。

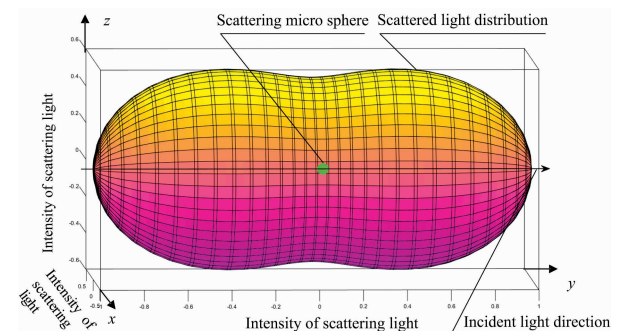


图 3 单个微粒瑞利散射模型

Fig. 3 Rayleigh scattering model of single particle

从图 3 中可以看出瑞利散射具有前向和后向散射强度对称分布的特性。由 Mie 散射理论可知在距离散射体 r 处的场点 p 的散射光强分布由式(4)决定。

$$I_{\text{sca}} = I_0 g \frac{\lambda^2}{8\pi^2 r^2} g I(\theta, \varphi) \quad (4)$$

$$I(\theta, \varphi) = |S_1(\theta)|^2 \sin^2 \varphi + |S_2(\theta)|^2 \cos^2 \varphi \quad (5)$$

其中 λ 为入射光波长, I_0 为入射光强, I_{scn} 为散射光强, θ 为散射角, φ 为偏振光的偏振角。 $S_1(\theta)$ 和 $S_2(\theta)$ 为振幅函数。

$$S_1(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} [a_n \pi_n + b_n \tau_n] \quad (6)$$

$$S_2(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} [a_n \tau_n + b_n \pi_n] \quad (7)$$

其中 a_n 和 b_n 为与贝塞尔和汉克尔函数有关的函数

$$a_n = \frac{\varphi_n(X) \varphi'_n(n_{\text{rel}} X) - n_{\text{rel}} \varphi'_n(X) \varphi_n(n_{\text{rel}} X)}{\varepsilon_n(X) \varphi'_n(n_{\text{rel}} X) - n_{\text{rel}} \varepsilon'_n(X) \varphi_n(n_{\text{rel}} X)} \quad (8)$$

$$b_n = \frac{n_{\text{rel}} \varphi_n(X) \varphi'_n(n_{\text{rel}} X) - \varphi'_n(X) \varphi_n(n_{\text{rel}} X)}{n_{\text{rel}} \varepsilon_n(X) \varphi'_n(n_{\text{rel}} X) - \varepsilon'_n(X) \varphi_n(n_{\text{rel}} X)} \quad (9)$$

式(8)和式(9)中, $\varphi_n(X)$ 和 $\varepsilon_n(X)$ 分别是贝塞尔函数和第一类汉克尔函数; $\varphi'_n(X)$ 和 $\varepsilon'_n(X)$ 为 $\varphi_n(X)$ 和 $\varepsilon_n(X)$ 的导数。 π_n 和 τ_n 是散射角函数, 仅取决于角度 θ , $P_n^1(\cos\theta)$ 为一阶 n 次缩合勒让德函数

$$\pi_n(\cos\theta) = \frac{1}{\sin\theta} P_n^1(\cos\theta) \quad (10)$$

$$\tau_n(\cos\theta) = \frac{d}{d\theta} P_n^1(\cos\theta) \quad (11)$$

在相同 λ 和 n_b 条件下, 将微粒直径尺寸扩大为 500 nm, 则尺寸参数 X 变为 3.481, 此时散射强度随散射角的变化规律如图 4。

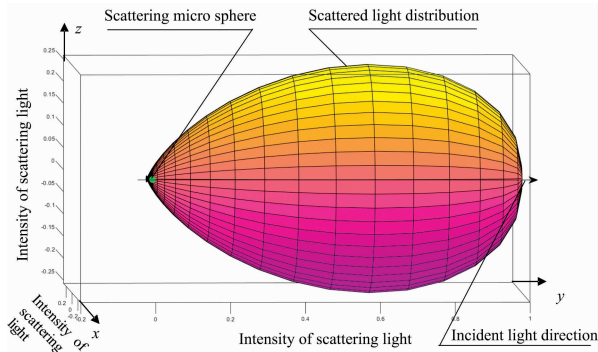


图 4 单个微粒米氏散射模型

Fig. 4 Mie scattering model of single particle

从图 4 的模拟结果中可知米氏散射的散射光线展现出强烈的前向散射特性。

1.3 偏振光的表示

偏振光可以使用 Jones 矩阵、邦加球和 Stokes 矢量来表示, Jones 矩阵只能表示偏振度为 1 的完全偏振光, 对于偏振度小于 1 的偏振光无法完整表示; 邦加球表示法涉及到相位信息的获取, 虽然可以完整的表示偏振光, 但由于在实际操作过程中很难保留相位信息, 因此, 该方法在实验中很少采用。Stokes 矢量包含四个元素, 采用 6 种不同偏振态光线的强度信息来描述偏振光, 可以表示任意一种偏振态的光线, 易于实验测量。Stokes 矢量的定义如式(12)

$$S = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_H + I_V \\ I_H - I_V \\ I_{\pi/4} - I_{-\pi/4} \\ I_R - I_L \end{bmatrix} \quad (12)$$

式(12)中, I_H , I_V , $I_{\pi/4}$, $I_{-\pi/4}$, I_R 和 I_L 分别代表水平线偏

振光强度、垂直线偏振光强度、45°线偏振光、135°线偏振光、右旋和左旋圆偏振光。 I 为总的光强, 偏振度是描述光线偏振程度的物理量, 多数偏振光往往是几种偏振态叠加的结果, Stokes 矢量法对于偏振度的定义如式(13)一式(15)

$$\text{DOP} = \frac{\sqrt{Q^2 + U^2 + V^2}}{I} \quad \text{DOP} \in [0, 1] \quad (13)$$

$$\text{DOLP} = \frac{\sqrt{Q^2 + U^2}}{I} \quad \text{DOLP} \in [0, 1] \quad (14)$$

$$\text{DOCP} = \frac{|V|}{I} \quad \text{DOCP} \in [0, 1] \quad (15)$$

其中 DOP, DOLP 和 DOCP 分别为偏振度、线偏振度和圆偏振度。

2 实验部分

2.1 Monte Carlo 方法

Monte Carlo 方法是一种基于概率统计的数学物理模拟方法, 得益于计算机的计算速度和计算精度的不断提升, 使得 Monte Carlo 方法在各个物理仿真实验中越来越多的被使用, 尤其在生物医学领域、光学领域等。该方法的仿真准确度取决于样本数量的大小, 样本数量越大仿真结果越接近于真实现象。本工作基于单个微粒散射理论, 采用 Monte Carlo 方法模拟了 100 万个带有偏振信息的光子在前述生物组织模型中的传输特性。

2.2 多光谱偏振特性仿真

选择波段范围为 400~1 000 nm 包含了可见光和近红外部分, 光谱分辨率为 10 nm, 散射微粒分布密度为 0.01 particle $\cdot \mu\text{m}^{-3}$, 仿真样品厚度设置为 1 mm。入射光线的偏振态为: 水平线偏振、垂直线偏振、45°线偏振和右旋圆偏振光。如图 5 为偏振光经前述组织模型后向散射出射光偏振度随波长变化的仿真结果。

仿真结果表明不同偏振态的光线经组织后向散射出射后, 其偏振态会发生改变, 线偏振光(水平线偏振、垂直线偏振、45°线偏振光)随着波长的增大其偏振度整体上升, 右旋圆偏振光随着波长的增加其偏振度整体下降。同时, 圆偏振光的偏振度整体要高于线偏振。表明, 圆偏振光在生物组织中具有更好的偏振保持性。

3 结果与讨论

实验选用白色 LED 灯为光源, 用 450, 525, 550, 590, 610, 650 和 690 nm 滤光片进行滤光, 两组线偏振片和右旋圆偏振片分别为起偏和检偏器用于改变光线的偏振态, 彩色相机用来记录手掌的偏振图像。由于仿真结果显示前述三种偏振态的线偏光偏振度变化与波长的关系较为接近, 因此为了简化实验, 仅以水平线偏振光和右旋圆偏振光来研究线偏光与圆偏光在生物组织中的传输特性, 实验系统如图 6。

入射光与探测器之间的夹角 φ 为 21°。光波可以分解成任意两个正交偏振波, 根据能量守恒定律有

$$I = I_H + I_V = I_{\pi/4} + I_{-\pi/4} = I_R + I_L \quad (16)$$

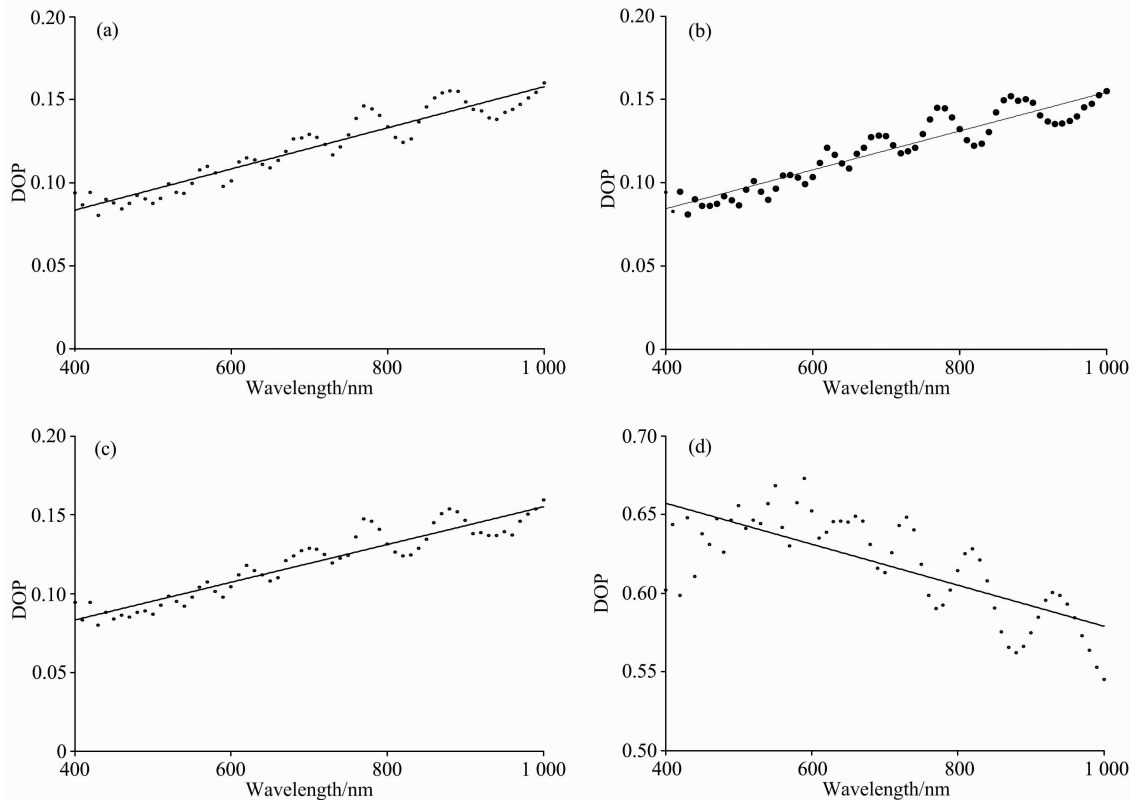


图 5 (a) 水平线偏振光, (b) 垂直线偏振光, (c) 45°线偏振光, (d) 右旋圆偏振光

Fig. 5 (a) Horizontally polarized light, (b) Vertically polarized light, (c) Linearly polarized light, (d) Right-handed circularly polarized light

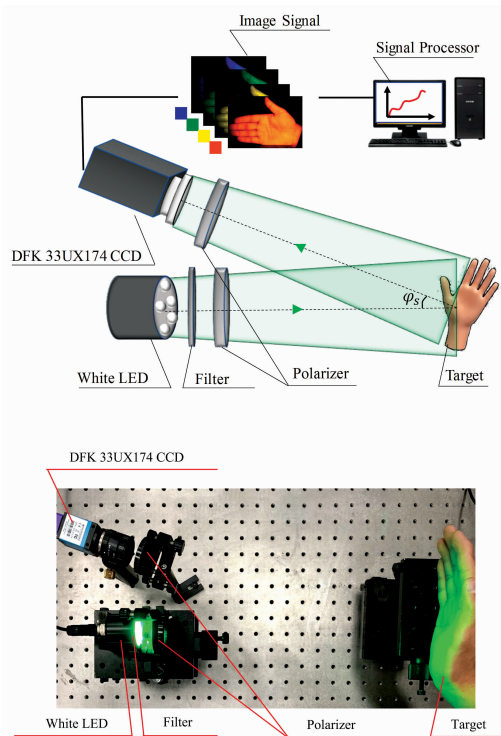


图 6 实验系统

Fig. 6 Experimental system

则式(10)可以进一步写为

$$S = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_H + I_V \\ I_H - I_V \\ 2I_{\pi/4} - (I_H + I_V) \\ 2I_R - (I_H + I_V) \end{bmatrix} \quad (17)$$

因此在实验过程中只需获取目标 I_H , I_V , $I_{\pi/4}$ 和 I_R 的偏振图像即可实现偏振信息的斯托克斯矢量表示; 强度 I 的计算由式(18)决定, N 为像素数, I_R , I_G , I_B 分别为 R 通道、G 通道和 B 通道的像素值。实验结果如图 7 所示。

$$I = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_{R_i} + I_{G_i} + I_{B_i}) \quad (18)$$

实验在避免了环境光干扰的情况下进行, 图像尺寸为 $1\ 920 \times 1\ 080$ 像素, 相机光圈数为 16, 曝光时间为 33 ms。利用前述方法对实验结果进行处理得到 450~690 nm 波段内水平线偏振光入射和右旋圆偏振光入射时偏振度随波长的变化情况如图 8、图 9 所示, 图 8 为水平线偏振光入射时后向散射光偏振度随波长的变化情况, 图 9 为右旋圆偏振光入射时后向散射光偏振度随波长的变化情况。

从图 8(a)和图 9(a)中可以分别对比两种偏振态的仿真数据和实验数据, 仿真得到的水平线偏振光偏振度在 0.09~0.12 之间, 实验得到的水平线偏振光偏振度在 0.13~0.26 之间。仿真得到的右旋圆偏振光的偏振度在 0.63~0.67 之间, 实验得到的右旋圆偏振光偏振度在 0.53~0.56 之间。

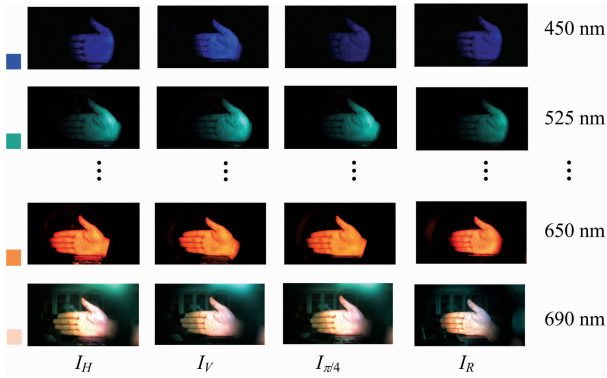
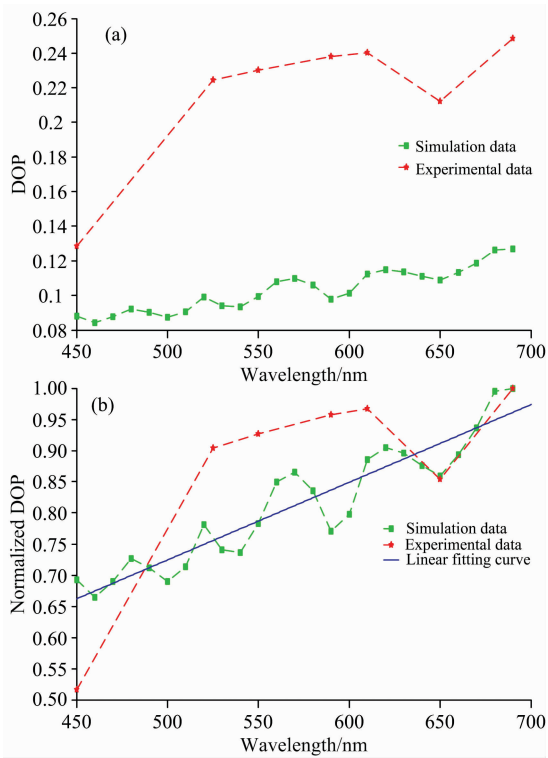


图 7 实验结果

Fig. 7 Experimental results

图 8 (a) 水平线偏振光入射偏振度随波长的变化,
(b) 归一化偏振度随波长变化Fig. 8 (a) Variation of DOP of horizontally polarized light,
(b) Variation of normalized DOP with wavelength

可见, 仿真数据与实验数据本身存在差异, 因为仿真数据属于理想近似, 将复杂的生物组织进行了简化, 而实际实验时影响因素较多, 如采用的光源光谱特性、彩色相机的光谱响应和噪声、以及滤光片和偏振片的光学特性与理想值存在差异等导致仿真结果与实验结果在幅值上有所不同。实验过程中利用 Stokes 矢量法计算光线偏振度时, 由于各参量之间的线性关系可以一定程度使这些误差相互抵消。将两种偏振状

态的仿真数据和实验数据进行归一化处理, 如图 8(b)和图 9(b)所示, 可以发现仿真数据和实验数据在偏振度随波长的变化趋势上保持一致。对比水平线偏振光与右旋圆偏振光偏振度的幅值可以得到右旋圆偏振光的偏振度整体上高于水平线偏振光, 但线偏振光的偏振度随着波长的增加呈上升趋势, 圆偏振光的偏振度随着波长的增加呈下降趋势。

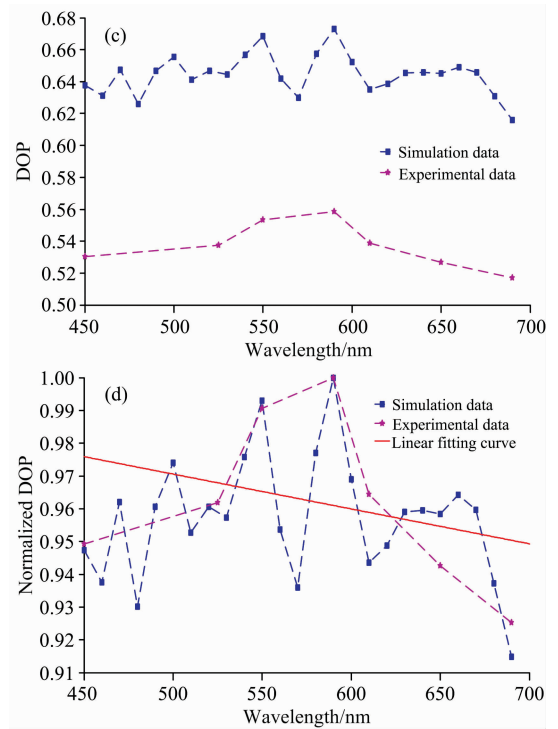
图 9 (a) 右旋圆偏振光入射偏振度随波长的变化和
(b) 归一化偏振度随波长变化

Fig. 9 (a) Variation of DOP of right-rotated circularly polarized light and (b) Variation of normalized DOP with wavelength

4 结论

建立了单层组织模型, 结合 Rayleigh 和 Mie 散射模型采用 Monte Carlo 方法对生物组织的多光谱偏振特性进行了仿真和实验研究。模拟了微粒尺寸为 $2 \mu\text{m}$ 的生物组织在 $400 \sim 1000 \text{ nm}$ 波段范围内的后向散射光的偏振特性, 同时进行了实验验证, 结果表明, 圆偏振光的偏振度整体上高于线偏振光, 但线偏振光的偏振度随着波长的增加呈上升趋势, 圆偏振光的偏振度随着波长的增加呈下降趋势, 这也揭示出圆偏振光在生物组织中具有更好的偏振保持性和更强的传播能力。该研究明确了圆偏振光和线偏振光在生物组织中传输时的多光谱特性, 为多光谱偏振生理信息获取提供了一定的理论参考。

References

- [1] Ushenko V, Sdobnov A, Syvokorovskaya A, et al. *Photonics*, 2018, 5(4): 54.
- [2] Zaffar M, Pradhan A. *Appl. Opt.*, 2020, 59(4): 1237.
- [3] Borovkova M, Peyvasteh M, Ushenko Y, et al. *J. Eur. Opt. Soc. Rapid Publ.*, 2018, 14: 20.
- [4] Valery V Tuchin. *J. Biomed. Opt.*, 2016, 21(7): 071114.
- [5] Zhang Yong, Chen Bin, Li Dong. *Appl. Opt.*, 2016, 55: 2681.
- [6] Glaser A K, Chen Y, Liu J T C, et al. *Optica*, 2016, 3: 861.
- [7] Otsuki S. *Appl. Opt.*, 2016, 55: 5652.
- [8] Shen Z, Sukhov S, Dogariu A. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2017, 34, 2189.
- [9] Periyasamy V, Pramanik M. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2017, 10: 122.
- [10] ZHOU Liang, YU Jiang-jun, LIU Zhao-hui, et al(周亮, 余江军, 刘朝晖, 等). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2020, 40(4): 1071.
- [11] Nishizawa N, Hamada A, Takahashi K. *Japanese Journal of Applied Physics* 2020, 59: 1347.
- [12] WANG Li-hong, WU Xin-yi(汪立宏, 吴新一). *Biomedical Optics Principles and Imaging(生物医学光学原理和成像)*. Hefei: University of Science and Technology of China Press(合肥: 中国科学技术大学出版社), 2017. 7.

Study on Multispectral Polarization Characteristics of Biological Tissues

QIAO Wen-long^{1, 2}, ZHOU Liang^{1*}, LIU Zhao-hui¹, GONG Yong-hui³, JIANG Le¹, LÜ Yuan-yuan^{1, 2}, ZHAO He-tong^{1, 2}

1. Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics of Chinese Academy of Sciences, Xi'an 710119, China

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

3. Unit 63636 of Jiuquan Satellite Launch Center, Jiuquan 732750, China

Abstract Biological tissues are very complicated with strong scattering characteristics. The light-source of detecting physiological parameters of tissues is critical. Combined with the advantages of polarization imaging, this paper studies the multispectral polarization characteristics of biological tissues. We established uniform monolayer biological tissue samples based on the distribution of different particle sizes and simulated the scattering model with single-particle by combining Rayleigh and Mie scattering theory. Rayleigh theory has good forward and backward scattering symmetry; Mie theory has strong forward scattering characteristics. The two scattering models are closely related to the size parameter, a dimensionless quantity, depending on the incident wavelength and the size of scattered particles. Mie theory is generally used as the research model in biological tissues. We used a Monte Carlo method to simulate the transmission characteristics of polarized light in the tissue model. The wavelength range is 400~1 000 nm. In this paper, we have simulated four typical polarization states, (horizontally polarized light, vertically polarized light, 45° linearly polarized light and right-rotated circularly polarized light). The experiment system used a white LED lamp as a light source. It used filters to obtain different wavelength beams, a color camera was used to record the image of the target, two groups of linear polarizers and right-rotated circular polarizers were used as polarizers and analyzers to test horizontally polarized light, and right-rotated circular polarized light with wavelengths of 450, 525, 550, 590, 610, 650 and 690 nm, respectively, and the target is our palm. Both simulation and experimental results show that with the increase of wavelength, the degree of polarization (DOP) of linearly polarized light after backscattering from skin tissue shows an overall upward trend, while that of circularly polarized light is on the decline. However, the overall DOP of circularly polarized light is higher than that of linearly polarized light, which indicates that circularly polarized light has better polarization retention than linearly polarized light in biological tissues and is more suitable for detecting physiological information. Our study has confirmed the multispectral characteristics of circularly polarized light and linearly polarized light transmitted in tissues, which provided theoretical support for obtaining multispectral polarization physiological parameters.

Keywords Scattering model; Multispectral polarization; DOP

* Corresponding author

(Received Mar. 5, 2021; accepted May 18, 2021)