

基于 Mueller 矩阵的生物细胞偏振显微成像

高瑞娟, 王春华*, 宁金星, 吴科帅, 谷祥

上海大学特种光纤与光接入网重点实验室, 上海 200444

摘要 相比常规的显微成像技术, Mueller 矩阵偏振显微成像技术能提供更多介质微观结构的特征信息。因此, 设计了一组基于双波片旋转的显微成像系统, 通过选取特殊的不相关入射偏振态, 实现了快速 Mueller 矩阵计算成像。用该系统对浸泡在不同质量分数葡萄糖溶液的洋葱内表皮细胞和不同活性状态的人喉癌细胞进行了成像研究。实验结果表明, 该系统的测量误差小于 4.35%。相比表征样本表面结构特征的传统强度成像, 偏振成像可以更有效地检测出样本的变化情况, 为生物医学领域提供了一种新的研究方法。

关键词 成像系统; 偏振显微; Mueller 矩阵; 双波片旋转

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.1811023

Polarization Microscopy Imaging of Biological Cells Based on Mueller Matrix

Gao Ruijuan, Wang Chunhua*, Ning Jinxing, Wu Keshuai, Gu Xiang

Key Laboratory of Specialty Fiber Optics and Optical Access Networks, Shanghai University, Shanghai 200444, China

Abstract Compared with conventional microscopy imaging technology, Mueller matrix polarization microscopy imaging can provide more information about a medium's microstructure characteristics. This paper presents the designs for a set of microscopy imaging systems based on the rotation of dual waveplates that achieve fast Mueller matrix computing-based imaging by selecting special uncorrelated incident polarization states. The system is then employed in imaging studies on onion inner epidermal cells immersed in glucose solutions with different mass fractions and human laryngeal carcinoma cells in different active states. Experimental results show that the measurement error of the system is less than 4.35%. Compared with traditional intensity imaging, which characterizes the surface structure of the sample, polarization imaging can detect changes in the sample more effectively, thereby providing a new research method for the biomedical field.

Key words imaging systems; polarization microscopy; Mueller matrix; dual retarders rotation

OCIS codes 110.5405; 170.0110; 170.1420; 170.1530

1 引言

目前, 生物医学诊断采用的光学表征技术主要依赖于强度测量, 而忽略了光的偏振信息^[1]。相比光强成像, Mueller 矩阵偏振成像基于被测组织样本对光偏振态的调制作用, 实现对组织微观结构特征的全面表征与解析, 包括组织结构的各向异性, 如

双折射、双衰减以及各种形态散射粒子的偏振特性^[2-6]。此外, 偏振成像技术还具有无标记、无创伤、系统结构简单和测量周期短等优点^[7]。在现有的非偏振传统光学检测系统中加入偏振态发生器(PSG)和偏振态分析器(PSA), 就能实现 Mueller 矩阵偏振成像。尽管 Mueller 矩阵的 16 个元素中包含了样本丰富的组织微观结构信息, 但仍然难以定义每

收稿日期: 2021-04-20; 修回日期: 2021-05-26; 录用日期: 2021-06-30

基金项目: 国家自然科学基金(61575118)

通信作者: *lizawch@staff.shu.edu.cn

个元素对应的具体物理信息。Lu 等^[8]提出一种 Mueller 矩阵极化分解 (MMPD) 法, 将光在传输过程中与介质的相互作用描述为散射、二向色性和双折射三个独立的过程, 提取出退偏、二向色性和衰减参数, 为生物医学诊断提供了新的方向。He 等^[9-10]提出的 Mueller 矩阵转换 (MMT) 参数, 对组织的各向异性、取向角度及亚波长粒子的密度比较敏感。现有研究表明, 基于生物样品微观结构信息的偏振成像技术能有效区分多种生物组织的癌变区域, 与传统光谱技术相结合在癌症等医学诊断领域具有广泛的应用前景^[11-13]。

为了对生物组织的外部形貌结构及内部生化特性等微观变化进行全面表征, 本文提出了一种新型的快速 Mueller 矩阵偏振显微成像系统。首先, 采用双波片旋转测量法, 通过选取特定的波片角度快速求解样本的 Mueller 矩阵, 从而对生物组织历经多次散射的偏振光进行 Mueller 矩阵显微成像。然后, 对四分之一波片进行校准实验, 结果表明, 该系统的测量误差为 4.35%。最后, 对浸泡在葡萄糖溶液中的洋葱内表皮细胞组织及不同活性的人喉癌细胞进行 Mueller 矩阵偏振显微成像, 并对比了被测

样本的光强图、Mueller 矩阵图与 MMPD 参数图, 系统分析了洋葱内表皮细胞的葡萄糖含量和形貌结构变化以及人喉癌细胞的活性状态与各参数之间的关系。

2 系统与原理

2.1 Mueller 矩阵偏振显微成像系统

基于双波片旋转法进行 Mueller 矩阵偏振显微成像测量^[14-15]实验, 其原理如图 1 所示。光源 (LD) 采用中心波长为 532 nm 的绿光, LD 发出的光经过 10×物镜 L1 和凸透镜 L2 准直扩束后变为平行光, 以线性偏振片 P1 的起偏方向 (0°) 对后续光路进行准直, 以保证进入偏振发生模块的光束偏振态已知且稳定不变。PSG 模块由二分之一波片 HWP1 和四分之一波片 QWP1 组成, 用二分之一波片对光束的圆偏振态进行调制, 用四分之一波片对光束的线性偏振态进行调制。用 10×物镜 L3 将光束聚焦在待测样本上, 再通过 10×物镜 L4 重新形成平行光束, 由四分之一波片 QWP2 和偏振片 P2 组成的 PSA 模块对输出光进行偏振解调, 解调后光束通过互补金属氧化物半导体 (CMOS) 进行灰度图成像。

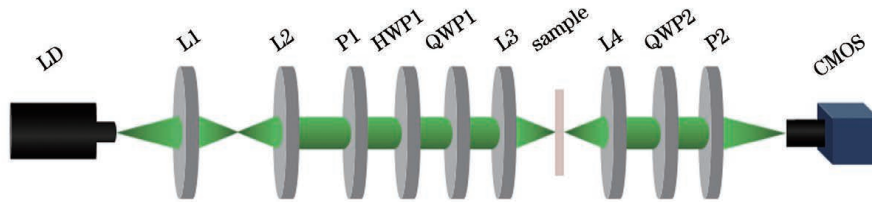


图 1 Mueller 矩阵偏振显微成像系统的原理

Fig. 1 Principle of the Mueller matrix polarization microscopy imaging system

2.2 快速 Mueller 矩阵测量的原理

光与被测样本接触时, 被测样本中的散射、双折射和二色向性等偏振效应会使光的偏振态发生变化。若入射光的偏振态为 \mathbf{S}_{in} , 出射光的偏振态为 \mathbf{S}_{out} , 根据 Stokes-Mueller 法则可将入射光与出射光的偏振态关系表示为

$$\mathbf{S}_{out} = \mathbf{M}_s \times \mathbf{S}_{in}, \quad (1)$$

式中, \mathbf{M}_s 为 4×4 矩阵, 是样品的 Mueller 矩阵, 能反映光与介质之间的相互作用对偏振态的影响。

以图 1 中偏振片 P1 的检偏方向为基准 0° , 其出射光的偏振态 $\mathbf{S}_{P1} = [1, 0, 0, 0]^T$, PSG 中 HWP1 和 QWP1 的方位角分别为 θ_1 和 θ_2 , 其 Mueller 矩阵分别为 \mathbf{M}_{θ_1} 和 \mathbf{M}_{θ_2} 。偏振解调模块中 QWP2 和偏振片 P2 的方位角分别为 θ_3 和 θ_4 , 其 Mueller 矩阵分别为 \mathbf{M}_{θ_3} 和 \mathbf{M}_{θ_4} , 出射光经过 P2 后的 Stokes 矢

量为 \mathbf{S}_{COMS} 。根据偏振级联理论可知, 到达 CMOS 的 Stokes 矢量 \mathbf{S}_{COMS} 可表示

$$\mathbf{S}_{COMS}(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4) =$$

$$\mathbf{M}_{\theta_4} \times \mathbf{M}_{\theta_3} \times \mathbf{M}_s \times \mathbf{M}_{\theta_2} \times \mathbf{M}_{\theta_1} \times \mathbf{S}_{P1}. \quad (2)$$

CMOS 每个像素单元接收的光强 I 为 Stokes 矢量 \mathbf{S}_{COMS} 的第 1 个分量, 针对不同波片和检偏器方位角, 可根据 (2) 式构建相应的线性方程。由于 Mueller 矩阵具有 16 个矩阵元素, 根据线性代数理论可知, 最少需要 16 个线性无关方程才能求解出各个矩阵元素。一般情况下, 调节 PSG 的 HWP1 和 QWP1, 产生任意 4 个不相关的入射偏振态, 从而根据系统估值算法得到 \mathbf{M}_s 。但对 Mueller 成像系统, CMOS 的成像像素多达百万量级 (本系统中 CMOS 的分辨率为 2592×1944), 对每个像素进行系统估值运算并求取对应像素点的 Mueller 矩阵耗费时间

较长。为了解决该问题,选取特定 PSG 和 PSA 中波片的准直角度,直接得到 M_s 的解析表达式,从而实现快速 Mueller 成像计算。4 个不相关偏振态 PSG 的设置如图 2 所示,包括水平线偏振($S_H=[1, 1, 0, 0]$)、左旋圆偏振($S_L=[1, 0, 0, -1]$)、右旋圆偏振($S_R=[1, 0, 0, 1]$)和 45° 线偏振($S_P=[1, 0, 1,$

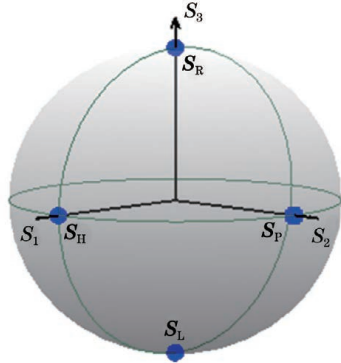


图 2 4 个不相关的 PSG 偏振态

Fig. 2 Four uncorrelated PSG polarization states

0])。每一束入射光与样本作用后,PSA 模块均采用 4 种角度进行检偏,各光学器件的方位角如表 1 所示。

表 1 光学器件的准直方向

Table 1 Collimation direction of the optical device

Polarization state	PSG			PSA	
	P1	HWP1	QWP1	QWP2	P2
S_H	0	0	0	0	0
S_L	0	0	-45	0	45
S_R	0	0	45	45	45
S_P	0	22.5	45	90	45

unit: ($^\circ$)

对于 4 种入射偏振态和 4 种检偏设置,将 CMOS 采集到的 16 组光强记为 I_{ij} ,其中, i 为 PSG 调制的偏振态, j 为 PSA 解调的偏振态。由 (2) 式解出 Mueller 矩阵各个元素的计算公式如表 2 所示。

表 2 Mueller 矩阵元素的计算公式

Table 2 Calculation formulae of the Mueller matrix elements

Element	Formula
m_{11}	$I_{LL} + I_{LP} + I_{RL} + I_{RP}$
m_{12}	$-I_{LL} - I_{LP} - I_{RL} - I_{RP} + 2I_{HL} + 2I_{HP}$
m_{13}	$-I_{LL} - I_{LP} - I_{RL} - I_{RP} + 2I_{PL} + 2I_{PP}$
m_{14}	$-I_{LL} - I_{LP} + I_{RL} + I_{RP}$
m_{21}	$-I_{LL} - I_{LP} - I_{RL} - I_{RP} + 2I_{LH} + 2I_{RH}$
m_{22}	$I_{LL} + I_{LR} + I_{RL} + I_{RP} - 2I_{LH} - 2I_{RH} - 2I_{HL} - 2I_{HP} + 4I_{HH}$
m_{23}	$I_{LL} + I_{LP} + I_{RL} + I_{RP} - 2I_{LH} - 2I_{RH} - 2I_{PL} - 2I_{PP} - 4I_{PH}$
m_{24}	$I_{LL} + I_{LP} - I_{RL} - I_{RP} - 2I_{LH} + 2I_{RH}$
m_{31}	$-I_{LL} - I_{LP} - I_{RL} - I_{RP} + 2I_{LR} + 2I_{RR}$
m_{32}	$I_{LL} + I_{LP} + I_{RL} + I_{RP} - 2I_{LR} - 2I_{RR} - 2I_{HL} - 2I_{HP} + 4I_{HR}$
m_{33}	$I_{LL} + I_{LP} + I_{RL} - I_{RP} - 2I_{LR} - 2I_{RR} - 2I_{PL} - 2I_{PP} + 4I_{PR}$
m_{34}	$I_{LL} + I_{LP} - I_{RL} - I_{RP} - 2I_{LR} + 2I_{RR}$
m_{41}	$I_{LL} - I_{LP} + I_{RL} - I_{RP}$
m_{42}	$-I_{LL} + I_{LP} - I_{RL} + I_{RP} + 2I_{HL} - 2I_{HP}$
m_{43}	$-I_{LL} + I_{LP} - I_{RL} + I_{RP} + 2I_{PL} - 2I_{PP}$
m_{44}	$-I_{LL} + I_{LP} + I_{RL} - I_{RP}$

Mueller 矩阵是对样本偏振效应的总体数学描述,其矩阵元素准确的物理意义仍未有定论。为进一步分析样本微观结构与成分改变对偏振态的影响,Lu 等^[8]根据极化分解理论将 Mueller 矩阵分解为三个独立的物理过程,分别为表征散射退偏 Δ 的

矩阵 M_Δ 、表征相位延迟 R 的矩阵 M_R 和表征二向色性 D 的矩阵 M_D 。退偏参数 Δ 可表示为

$$\Delta = 1 - \frac{|\text{tr}(M_\Delta) - 1|}{3} \quad (3)$$

进一步分解相位延迟矩阵可得到线性双折射

参数和圆双折射参数。圆相位延迟参数 R_C 可表示为

$$R_C = \frac{1}{2} \arctan \left[\frac{\mathbf{M}_R(3,2) - \mathbf{M}_R(2,3)}{\mathbf{M}_R(2,2) - \mathbf{M}_R(3,3)} \right] \quad (4)$$

二向色性参数 D 可表示为

$$D = \frac{1}{m_{11}} \sqrt{m_{12}^2 + m_{13}^2 + m_{14}^2} \quad (5)$$

2.3 系统装置的误差校准与分析

实验过程中,光学系统各波片器件的准直性及器件本身的噪声等因素,均会影响实验结果的准确度,如 CMOS 工作温度升高时会增加系统的热噪声^[16],手动调整波片角度会额外引入不稳定的测量误差,可通过电机控制波片旋转或以空气为样本重

复测量并利用最小二乘法处理数据减小实验中的测量误差^[17]。为了评估实验系统的准确性,采用一个标准四分之一波片对成像系统的测量误差进行评估。实验中旋转 QWP,在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 内每隔 30° 测量一次波片的 Mueller 矩阵。图 3 为 QWP 的 Mueller 矩阵测量值与理论值,可以发现, Mueller 矩阵测量值的变化与理论值高度一致,矩阵元素 $m_{11}, m_{12}, m_{13}, m_{14}, m_{21}, m_{22}, m_{23}, m_{24}, m_{31}, m_{32}, m_{33}, m_{34}, m_{41}, m_{42}, m_{43}, m_{44}$ 的平均测量相对误差 δ 分别为 0%、1.52%、0.82%、2.48%、3.21%、0.68%、2.86%、2.04%、2.29%、3.11%、3.56%、2.98%、1.89%、4.35%、2.49%、3.39%,这表明 Mueller 成像系统的最大测量误差为 4.35%。

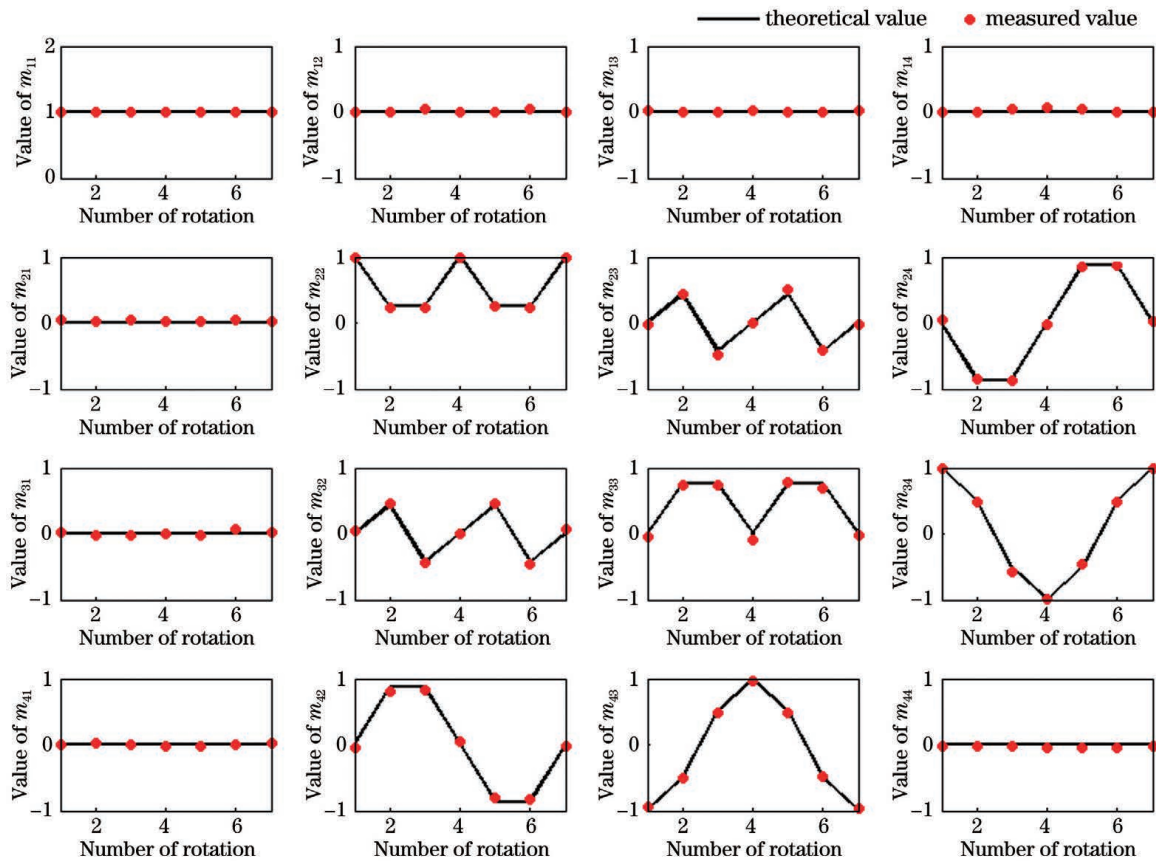


图 3 Mueller 矩阵的测量值与理论值

Fig. 3 Measured and theoretical values of the Mueller matrix

3 实验结果与分析

3.1 植物细胞的 Mueller 矩阵偏振显微成像

首先,对不同葡萄糖含量的洋葱内表皮组织进行了 Mueller 矩阵显微偏振成像研究。为了有效分析 Mueller 矩阵各元素及其他偏振成像参数与植物细胞微结构之间的关系,将洋葱内表皮组织先后浸泡在质量分数为 0%、2.5%、5%、10% 的葡萄糖溶

液中,0.5 h 后对其进行 Mueller 矩阵显微偏振成像。图 4 为在不同质量分数葡萄糖溶液中浸泡后洋葱内表皮组织的 Mueller 矩阵成像图,其中, m_{11} 反映了介质的光强信息,因此,对 Mueller 矩阵各元素相对 m_{11} 进行归一化,以排除光强的影响。可以发现, Mueller 矩阵基本呈对角矩阵分布形式,非对角矩阵元素值沿对角的对称性较差,其中, m_{34} 与 m_{43} 负相关,表明洋葱内表皮细胞具有双折射效应^[18-20],

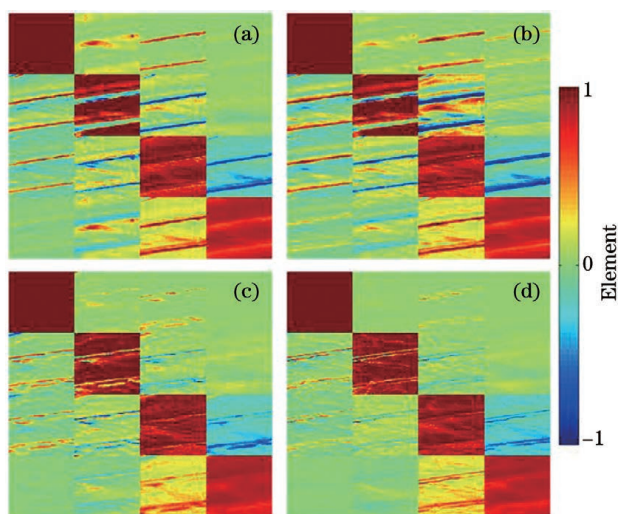


图 4 洋葱内表皮组织的归一化 Mueller 矩阵成像结果。
(a) 质量分数为 0%；(b) 质量分数为 2.5%；(c) 质量分数为 5%；(d) 质量分数为 10%

Fig. 4 Normalized Mueller matrix imaging results of the inner epidermal tissue of onion. (a) Mass fraction is 0%；(b) mass fraction is 2.5%；(c) mass fraction is 5%；(d) mass fraction is 10%

m_{22} 与 m_{33} 具有的差异性也表明洋葱内表皮组织是各向异性介质。Mueller 矩阵元素值在细胞中心和细胞边缘部位处的差异较大,这与细胞的结构形貌特征密切相关^[21]。

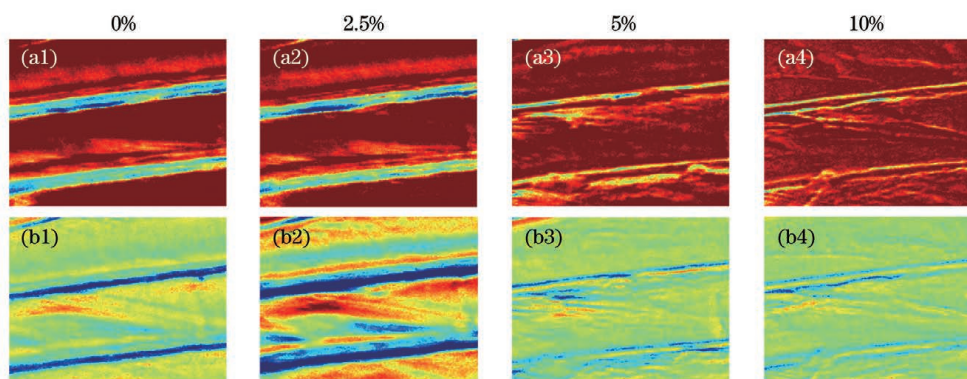


图 5 不同质量分数葡萄糖溶液下洋葱内表皮组织的 Mueller 矩阵元素。(a) m_{22} ；(b) m_{23}

Fig. 5 Mueller matrix elements of onion inner epidermal tissue under different mass fractions of glucose solutions.

(a) m_{22} ；(b) m_{23}

图 6(a)为 CMOS 采集到的横向排列洋葱内表皮细胞的强度图,可以发现,当葡萄糖溶液的质量分数为 0%时,细胞最饱满,细胞边缘区域的散射较强,灰度值明显低于细胞内部区域;当葡萄糖溶液的质量分数为 2.5%时,细胞形态无明显变化。随着葡萄糖溶液质量分数的增加,葡萄糖进入细胞的主动扩散和渗透压导致的被动扩散逐渐增强,洋葱内表皮细胞逐渐发生质壁分离,细胞边缘区域的散射

在不同质量分数葡萄糖溶液的浸泡下,葡萄糖进入洋葱内表皮细胞的含量不同, Mueller 矩阵各元素的变化趋势也不同^[22],细胞内部与细胞边缘处矩阵元素的差异发生变化。图 5 为不同质量分数葡萄糖溶液浸泡下细胞的 m_{22} 和 m_{23} 元素,可以发现,当葡萄糖溶液的质量分数为 2.5%时,洋葱内表皮细胞形态无明显变化,当葡萄糖进入洋葱内表皮细胞时, m_{22} 元素的变化微弱;随着葡萄糖溶液质量分数的升高,细胞逐渐失水,散射程度降低, m_{22} 元素在细胞内部与细胞边缘处的差异逐渐降低。当葡萄糖溶液的质量分数为 5%时,葡萄糖进入细胞且分布不均导致折射率发生变化,增强了洋葱内表皮组织的双折射效应, m_{23} 元素在细胞内部与细胞边缘处的对比度较高。之后,大量葡萄糖进入细胞中导致细胞失水, m_{23} 元素在不同细胞部位的差异性降低,反映出 m_{23} 元素受介质散射和双折射的共同影响。这表明洋葱内表皮细胞葡萄糖含量的增加会增强组织结构不同部位之间 Mueller 矩阵元素值的差异性。当外部葡萄糖溶液的质量分数引起洋葱内表皮组织质壁分离时, Mueller 矩阵元素反映组织形貌结构的能力降低,此时,细胞内葡萄糖含量的升高对 Mueller 矩阵元素值的影响较小。

减少,细胞不同区域的灰度值趋于稳定。图 6(b)为浸泡在不同质量分数葡萄糖溶液中洋葱内表皮组织的退偏参数,与洋葱内表皮组织的形貌特征相关,细胞边缘区域与细胞内部的退偏值差异较大,但均呈下降趋势,当葡萄糖溶液的质量分数为 0%、2.5%、5%和 10%时,细胞内部(A 区域)的退偏参数均值分别为 1.81、0.78、0.17 和 0.04,原因是葡萄糖含量的增加导致细胞内部的退偏度降低。当葡萄糖溶

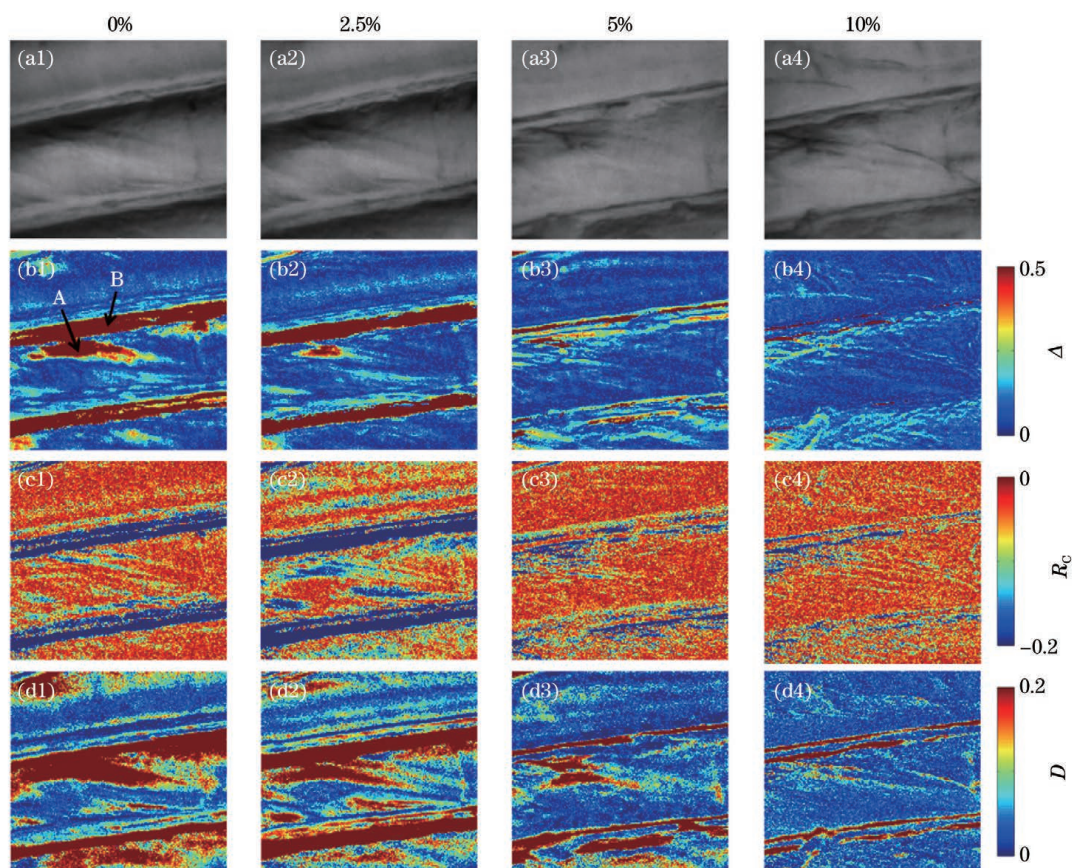


图 6 不同质量分数葡萄糖溶液中洋葱内表皮组织的 Mueller 矩阵极化分解参数。(a)强度图像;(b)退偏;(c)圆相位延迟;(d)二向色性

Fig. 6 Mueller matrix polarization decomposition parameters of onion inner epidermal tissue in glucose solutions with different mass fractions. (a) Intensity; (b) depolarization; (c) circular retardance; (d) diattenuation

液的质量分数为 0%、2.5%、5% 和 10% 时,细胞边缘(B 区域)的退偏参数均值分别为 3.59、2.64、0.25 和 0.09,原因是细胞逐渐失水导致形态发生变化,边缘区域的散射降低。图 6(c)为浸泡在不同质量分数葡萄糖溶液中洋葱内表皮组织的圆相位延迟参数图,可以发现,当葡萄糖溶液的质量分数为 0% 时,细胞内部的圆相位参数大于细胞间隙处,葡萄糖溶液的质量分数会影响细胞的旋光特性,这表明洋葱内表皮组织不同部位的含糖量不同^[17];当葡萄糖溶液的质量分数为 2.5% 时,少量葡萄糖进入细胞内部,圆相位延迟参数与葡萄糖在细胞内部的分布相关,呈现出不均匀特性,且细胞内部与边界处的参数差异性更明显。随着葡萄糖溶液质量分数与浸泡时间的升高,洋葱内表皮组织各部位的葡萄糖含量整体增加,细胞质壁分离程度增大。当葡萄糖溶液的质量分数为 5% 和 10% 时,圆相位延迟参数比较均匀,且细胞间隙处的圆相位延迟参数逐渐降低,最终与细胞内的参数值一致,这表明洋葱内表皮组织的圆相位延迟特性主要与葡萄糖含量有关,与组织

形貌和结构特征无关。图 6(d)为浸泡在不同质量分数葡萄糖溶液中洋葱内表皮组织的二向色性参数图,可以发现,随着浸泡溶液中葡萄糖质量分数的增大,细胞的二向色性参数值逐渐降低,对光的偏振衰减能力也越弱。实验结果表明,相对于光强成像,退偏、圆相位延迟和二向色性参数能更有效地检测洋葱内表皮细胞中的葡萄糖含量变化。

3.2 动物细胞的 Mueller 矩阵偏振显微成像

为了分析人喉癌细胞活性降低及分解过程中生物特性的变化,用本系统对其进行了 Mueller 矩阵偏振显微成像的测量研究^[23]。实验中,将人喉癌细胞从培养皿中提取后置于载玻片上,固定在待测区 0、0.5、1 h 后分别测量人喉癌细胞的 Mueller 矩阵,并提取相应的偏振参数,结果如图 7 所示。其中,图 7(a)为 COMS 采集的人喉癌细胞强度图,可以发现,固定 0 h 后,细胞形态较好,而固定 0.5 h 和 1 h 后,细胞失活,形态发生变化。图 7(b)为人喉癌细胞的 Mueller 矩阵成像图,其中, m_{22} 大于 m_{33} ,这表明人喉癌细胞是各向异性的介质。人喉癌细胞静

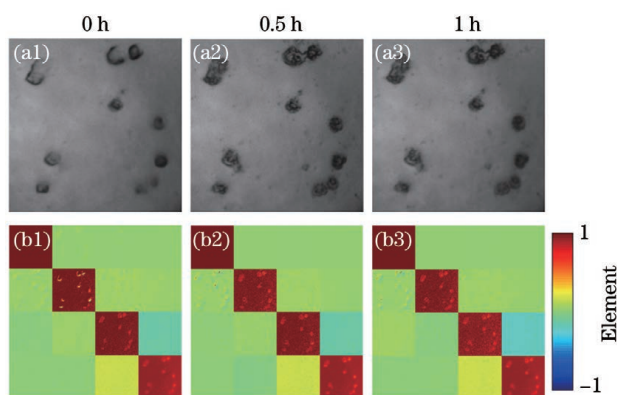


图 7 不同实验时间下人喉癌细胞的成像结果。

(a)光强图;(b)Mueller 矩阵成像

Fig. 7 Imaging results of human laryngeal carcinoma cells at different experimental time. (a) Intensity imaging; (b) Mueller matrix

置在载玻片上 0.5 h 后, m_{22} 与 m_{33} 之间的差异降低, 这表明细胞的各向异性程度在降低; 在静置 1 h 后, 差异性保持不变, 这表明人喉癌细胞失活后各向异性不会发生改变。暴露于空气中后, 元素 m_{12} 、 m_{13} 与 m_{14} 均不再变化, 这表明人喉癌细胞的偏振衰减特性随细胞的分解而降低。 m_{21} 元素中细胞轮廓更加明显, 其他元素的绝对值均降低, 与载玻片的 Mueller 矩阵一致, 这表明人喉癌细胞在活性衰减的过程中, 其偏振特性在逐渐消失。

图 8 为人喉癌细胞在不同固定时间下的 Mueller 矩阵偏振分解参数图像。图 8(a) 为人喉癌

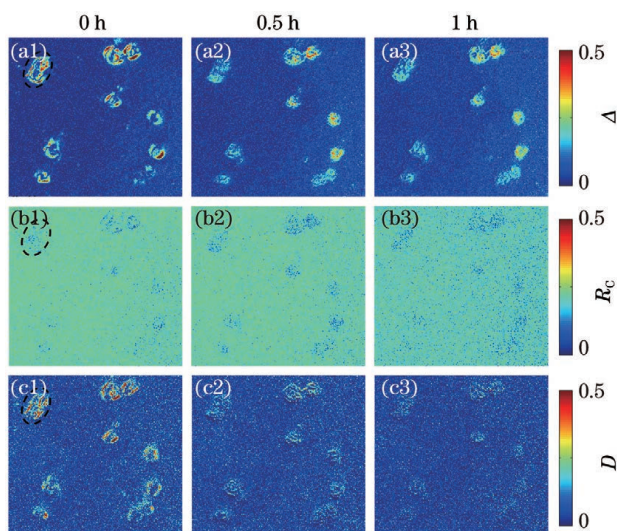


图 8 不同实验时间下人喉癌细胞的 Mueller 矩阵极化分解参数图。(a)退偏;(b)圆相位延迟;(c)二向衰减

Fig. 8 Mueller matrix polarization decomposition imaging of human laryngeal carcinoma cells at different experimental time. (a) Depolarization; (b) circular retardance; (c) diattenuation

细胞的退偏参数图像, 以虚线区域为例, 固定 0、0.5、1 h 后该区域的退偏参数均值依次为 0.55、0.39、0.37, 这表明人喉癌细胞活性衰减时, 退偏能力逐渐降低。图 8(b) 为人喉癌细胞的圆相位延迟参数图像, 固定 0、0.5、1 h 后虚线区域的圆相位延迟参数均值分别为 0.1、0.05、0.04。圆相位延迟参数反映介质的旋光特性, 而旋光特性与葡萄糖含量密切相关^[17], 这表明人喉癌细胞中的葡萄糖含量较少。图 8(c) 为人喉癌细胞的二向色性参数图像, 可以发现, 0 h 时人喉癌细胞活性较高, 细胞的偏振衰减能力较强, 虚线区域的二向色性平均值为 0.19, 固定 0.5、1 h 后虚线区域的二向色性平均值分别降低为 0.03、0.02, 这表明失去活性的人喉癌细胞偏振衰减能力较弱。

4 结 论

设计并实现了基于特殊入射偏振态的 Mueller 矩阵偏振显微成像系统, 可实现快速 Mueller 矩阵成像运算。利用标准四分之一波片进行验证, 结果表明, 该系统的测量误差小于 4.35%。用该系统分别对洋葱内表皮组织和人喉癌细胞进行了 Mueller 矩阵偏振显微成像研究, 实验结果表明, 洋葱内表皮组织的各向异性是由组织内部的双折射引起的, 相比光强成像, Mueller 矩阵成像的偏振参数对洋葱内表皮细胞的葡萄糖含量变化更敏感。人喉癌细胞的实验结果表明, 当细胞活性较低时, 其 Mueller 矩阵以及极化分解参数明显较低, 偏振特征不明显。这表明相比传统成像技术, Mueller 矩阵成像技术能更有效地检测植物组织中的含糖量以及癌细胞活性, 为检测动物细胞中的血糖含量及血液中癌细胞的筛查提供了一种新思路。

参 考 文 献

- [1] Ghosh N, Vitkin A I. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook[J]. Journal of Biomedical Optics, 2011, 16(11): 110801.
- [2] He H H, Zeng N, Du E, et al. Two-dimensional and surface backscattering Mueller matrices of anisotropic sphere-cylinder scattering media: a quantitative study of influence from fibrous scatterers[J]. Journal of Biomedical Optics, 2013, 18(4): 046002.
- [3] Wang J, Li X P, Zou Y W, et al. Mueller matrix imaging of electrospun ultrafine fibers for morphology detection[J]. Applied Optics, 2019, 58(13): 3481-3489.
- [4] Ye H M, Xu J, Freudenthal J, et al. On the circular

- birefringence of polycrystalline polymers: polylactide [J]. *Journal of the American Chemical Society*, 2011, 133(35): 13848-13851.
- [5] Li P C, Lü D, He H H, et al. Separating azimuthal orientation dependence in polarization measurements of anisotropic media [J]. *Optics Express*, 2018, 26(4): 3791-3800.
- [6] Yan Z G, Sun W P, Li J, et al. Identification of metals and dielectrics based on Mueller matrix [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(14): 142401.
闫振纲, 孙卫平, 李杰, 等. 基于穆勒矩阵的金属和电介质识别方法 [J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(14): 142401.
- [7] Kunnen B, Macdonald C, Doronin A, et al. Application of circularly polarized light for non-invasive diagnosis of cancerous tissues and turbid tissue-like scattering media [J]. *Journal of Biophotonics*, 2015, 8(4): 317-323.
- [8] Lu S Y, Chipman R A. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1996, 13(5): 1106-1113.
- [9] He H H, Zeng N, Du E, et al. A possible quantitative Mueller matrix transformation technique for anisotropic scattering media [J]. *Photonics & Lasers in Medicine*, 2013, 2(2): 129-137.
- [10] He H H, Chang J T, He C, et al. Transformation of full 4×4 Mueller matrices: a quantitative technique for biomedical diagnosis [J]. *Proceedings of SPIE*, 2016, 9707: 97070K.
- [11] Gurjar R S, Backman V, Perelman L T, et al. Imaging human epithelial properties with polarized light-scattering spectroscopy [J]. *Nature Medicine*, 2001, 7(11): 1245-1248.
- [12] Antonelli M R, Pierangelo A, Novikova T, et al. Mueller matrix imaging of human colon tissue for cancer diagnostics: how Monte Carlo modeling can help in the interpretation of experimental data [J]. *Optics Express*, 2010, 18(10): 10200-10208.
- [13] Wang Y, He H H, Zeng N, et al. Polarized light microscopy based on Mueller matrix and its applications on biomedical studies [J]. *World Journal of Complex Medicine*, 2015, 1(1): 74-78.
王晔, 何宏辉, 曾楠, 等. 基于穆勒矩阵的偏振显微镜及其在生物医学领域的应用 [J]. *世界复合医学*, 2015, 1(1): 74-78.
- [14] Goldstein D H. Mueller matrix dual-rotating retarder polarimeter [J]. *Applied Optics*, 1992, 31(31): 6676-6683.
- [15] Nauyoks S E, Marciniak M A. Effects of a measurement floor on Mueller matrix measurements in a DRR BSDF system [J]. *Proceedings of SPIE*, 2012, 8495: 84950W.
- [16] Nie L M, Xing D, Yang S H. In vivo detection and imaging of low-density foreign body with microwave-induced thermoacoustic tomography [J]. *Medical physics*, 2009, 36(8): 3429-3437.
- [17] Rodríguez-Nuñez O, López-Téllez J M, Rodríguez-Herrera O G, et al. Calibration and data extraction in nonoptimized Mueller matrix polarimeters [J]. *Applied Optics*, 2017, 56(15): 4398-4405.
- [18] Liu Y Q. Simulation study on polarized light transport in different media with Monte Carlo method and optical coherence tomography [D]. Beijing: Beijing University of Chemical Technology, 2011: 38-50.
刘耀琴. Monte Carlo 模拟研究偏振光在各种介质中的传播及光学相干断层成像 [D]. 北京: 北京化工大学, 2011: 38-50.
- [19] Du E. A study on quantitative polarization characterization of tissues for diagnosis applications [D]. Beijing: Tsinghua University, 2014: 45-89.
杜娥. 偏振散射特征定量检测与组织病变诊断机理研究 [D]. 北京: 清华大学, 2014: 45-89.
- [20] Shen Y X, Yao Y, He H H, et al. Mueller matrix polarimetry: a label-free, quantitative optical method for clinical diagnosis [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207001.
沈元星, 姚悦, 何宏辉, 等. 非标记、定量穆勒矩阵偏振成像在辅助临床诊断中的应用 [J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207001.
- [21] Patty C H L, Luo D A, Snik F, et al. Imaging linear and circular polarization features in leaves with complete Mueller matrix polarimetry [J]. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-General Subjects*, 2018, 1862(6): 1350-1363.
- [22] Xu L Q, Li H, Xie S S. Backscattered Mueller matrix patterns of optically active media and its application in noninvasive glucose monitoring [J]. *Acta Physica Sinica*, 2008, 57(9): 6024-6029.
徐兰青, 李晖, 谢树森. 手性介质中后向散射穆勒矩阵特性及其在血糖无创检测中的应用初探 [J]. *物理学报*, 2008, 57(9): 6024-6029.
- [23] Duan F, Ma H S, Zhang J D, et al. Optical-resolution photoacoustic microscopy continually monitors macrophages activities of acute inflammation in vivo [J]. *Chinese Optics Letters*, 2020, 18(12): 121701.