

doi:10.3788/gzxb20174612.1226002

显微镜聚焦光场任意三维偏振方向的控制

王潇, 杨凤, 尹建华

(南京航空航天大学 生物医学工程系, 南京 211106)

摘 要: 线性偏振光在显微镜焦斑处入射, 与径向偏振光相干叠加产生三维偏振光场, 通过调节两束光光强比率和入射线偏振光偏振方向实现聚焦光场任意三维偏振方向的控制. 基于矢量光场衍射理论建立了仿真计算模型, 对所提三维偏振方向控制方法的可行性进行理论验证和实验评估, 构建实际控制光路并进行初步测试, 实验结果表明了该方法的可行性, 且相比于其他三维偏振控制方法, 本文所提方法和其控制光路更为简单易实现.

关键词: 偏振光; 物理光学; 矢量光场理论; 偏振控制; 聚焦光场; 荧光显微; 相干光

中图分类号: O436

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2017)12-1226002-8

Arbitrary Three Dimensional Polarization Direction Control at Focal Field of a Microscope Objective

WANG Xiao, YANG Feng, YIN Jian-hua

(Department of Biomedical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China)

Abstract: The coherent superposition of incoming linearly polarized light and radially polarized light can generate the three-dimensional (3D) polarization optical field at the focal spot of a high NA microscopic objective. In addition, arbitrary 3D polarization orientation of focusing optical field can be obtained by adjusting the intensity ratio between two incoming beams and rotating the polarization orientation of the incoming linearly polarized light. Based on the vectorial diffraction theory, a simulation model was developed to theoretically verify the feasibility of the proposed control method of 3D polarization, and to evaluate the 3D polarization optical field generated from this control method. After experimental test on the basis of theoretical analysis and building the practical optical setup, the feasibility of the method was confirmed. It was also disclosed that this method and the corresponding optical path is simpler and easier to implement compared with other existing 3D polarization control methods.

Key words: Polarized light; Physical optics; The theory of vector light field; Polarization control; focal field; Fluorescence microscopy; Coherent light

OCIS Codes: 260.5430; 260.1960; 180.2520

0 引言

偏振作为光的一个基本参量, 在光与各向异性物质的相互作用中表现出特殊性能, 由于其对样本方向信息的敏感性, 可以提供光强度和相位之外另一维度的对比度并获取样本的各向异性信息^[1-2], 从而被成功应用于光学显微成像技术中. 而基于荧光吸收效率对激发光偏振方向的依赖性^[3]提出的偏振荧光显微技术, 通

基金项目: 国家自然科学基金(Nos.61505079, 61378087)和江苏省自然科学基金(No.BK20150752)资助

第一作者: 王潇(1985-), 男, 讲师, 博士, 主要研究方向为偏振荧光显微成像、生物光子学. Email: xiao.wang@nuaa.edu.cn

通讯作者: 尹建华(1974-), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为生物光子学, 组织光谱分析及成像. Email: yin@nuaa.edu.cn

收稿日期: 2017-06-29; 录用日期: 2017-09-24

<http://www.photon.ac.cn>

通过对样本平面内激发光的偏振方向实施控制来获取相应的偏振荧光响应,经分析可以获取荧光分子的方向信息,被成功用于生物分子方向与结构信息的获取,如细胞膜磷脂分子排列方向^[4]、蛋白质分子的方向信息^[5-6]、蛋白质分子内部的组织结构^[7-8]以及生物组织纤维结构^[9-11]等.文献[12,13]利用特定算法来解调不同偏振方向激发光对应的偏振荧光辐射响应,提出可以获取超越衍射极限的光学超分辨显微成像技术.已有偏振荧光显微技术依赖于分析样本平面内不同偏振方向光激发下的辐射响应,其获取的荧光分子方向信息为样本平面内的方向信息,或者说是荧光分子三维方向在样本平面内投影的方向信息.为获取荧光分子的真三维方向信息,需对激发光进行三维偏振方向的控制来获取相应的偏振荧光响应.同时聚焦光场三维偏振方向的控制,在光与物质相互作用的应用领域具有重要意义,如光存储^[14]、粒子捕获^[15]等.

根据实施方案,针对聚焦光场三维偏振方向控制可以分为两大类:1)根据聚焦光场所需偏振方向反向求解对应的后焦平面入射光场分布^[16],然后利用空间光调制器调制入射光场的强度和相位分布来获取所需入射光场.该方法需对每个三维偏振方向计算其入射光场,且该入射光场分布依赖于具体的显微物镜参数,因此该方法的实际控制过程比较复杂且缺乏可移植性;2)基于径向偏振光经显微物镜聚焦产生纵向光场分量这一特性,和能够在聚焦光场产生横向分量的光束相干叠加来产生三维偏振方向.比如利用角向偏振和径向偏振相干叠加来产生三维偏振^[17],通过加入相位板调制两束入射光的相位差和光强比可以获取任意三维方向的偏振光场^[18].Phillip 提出了利用线偏振光和径向偏振光相干叠加来获取任意三维方向偏振光的方案^[19],但对如何准确获取所需三维偏振方向没有给出具体方法,以及对产生的三维偏振光场缺乏分析,而且其实验系统中利用半波片来旋转线偏振光的偏振方向会导致线偏振光路相位的变化,在方向控制过程中引起两束光相位差上的变化,造成偏振控制的不确定性.

本文基于矢量光场衍射传播理论,对线偏振和径向偏振光相干叠加产生的三维偏振聚焦光场进行仿真计算,计算验证了文中提出的任意三维偏振方向控制方法,并对此方法生成的三维偏振光进行评估.在理论研究基础上提出新的实际控制光路,该光路中入射线偏振光偏振方向的旋转并不会引起该光路相位变化,从而保证与径向偏振光相干叠加时相位差固定,并对控制光路进行了初步实验验证.

1 三维偏振控制方法

图 1 为线偏振光和径向偏振光在聚焦光场相干叠加产生三维偏振方向光场示意图,图中线偏光经显微物镜聚焦后仍为线偏振光,且偏振方向处于聚焦平面(XY 平面)内,偏振方向与入射线偏振光保持一致;而径向偏振光经显微物镜聚焦后产生沿光轴(Z 轴)的纵向偏振分量.聚焦光场任意三维偏振方向的获取可以通过两个步骤实现:1)通过旋转入射线偏振光的偏振方向直接控制聚焦光场偏振方向在 XY 面投影与 X 轴的夹角 α ;2)三维偏振方向与 XY 平面夹角 β 通过调节入射线偏振光和径向偏振光的光强比来调节,当两束光光程差为零时可以控制 β 从 0° 到 90° 变化,而当光程差为 π 时则可以控制 β 从 90° 到 180° 变化. β 对应的光强比例为:假设在焦点处入射线偏振光产生的横向分量和径向偏振光产生的纵向分量强度相同,而入射线偏振光和径向偏振光的总光强为 1,其中线偏振光占比为 T ,那么径向偏振光所占比例为 $(1-T)$,经物镜后在焦点处相干叠加,其偏振方向 β 与 T 的关系根据三角函数为

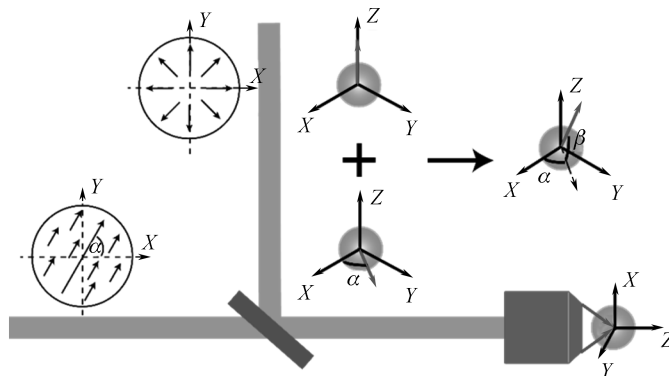


图 1 线偏光和径向偏振光在显微物镜聚焦光场相干叠加产生三维方向偏振光的系统示意图

Fig.1 The schematic illustration of the system to generate arbitrary 3D polarization in the focal spot of a high NA objective by coherent superposition of linear polarization beam and radial polarization beam

$$\tan \beta = E_z / E_x = \sqrt{1-T} / \sqrt{T} \quad (1)$$

因此偏振方向 β 对应的线性偏振光强比例 T 为

$$T = \cos^2 \beta \quad (2)$$

但实际上由于线偏振光和径向偏振光聚焦后其光场能量分布不同,使得相同强度入射的线偏振光和径向偏振光在焦点处存在强度比率 R , R 数值取决于物镜的参数.因此根据式(2)进行 β 控制时需对线偏振光引入一个衰减因子 R ,最终对于焦点处三维偏振方向 β ,其入射线偏振光相对强度为 T/R ,径向偏振光为 $(1-T)$,其中 T 由式(2)可得.

2 仿真计算分析

2.1 仿真计算模型

基于光场的矢量传播理论^[20],对显微物镜的聚焦光场进行仿真计算.根据 Wolf 的矢量传播理论,入射光场沿波矢 k 传播光场在直角坐标系下可分解为 u_{kx} 、 u_{ky} 、 u_{kz} 三个分量,经物镜聚焦后,波矢 k 方向发生改变,其光场根据坐标变换在 X 、 Y 、 Z 三个方向的分量 u'_{kx} 、 u'_{ky} 、 u'_{kz} 分别表示为

$$\begin{cases} u'_{kx}(\theta, \varphi) = u_{kx} [\cos \theta + \sin^2 \varphi (1 - \cos \theta)] + u_{ky} \sin \varphi \cos \varphi (\cos \theta - 1) - u_{kz} \sin \theta \cos \varphi \\ u'_{ky}(\theta, \varphi) = u_{kx} \cos \varphi \sin \varphi (\cos \theta - 1) + u_{ky} [\cos \theta + \cos^2 \varphi (1 - \cos \theta)] - u_{kz} \sin \theta \sin \varphi \\ u'_{kz}(\theta, \varphi) = u_{kx} \sin \theta \cos \varphi + u_{ky} \sin \theta \sin \varphi + u_{kz} \cos \theta \end{cases} \quad (3)$$

式中, (θ, φ) 为以焦点为中心的球坐标,根据矢量传播理论聚焦光场焦点 F' 附近 S 位置处光场为物镜孔径每个位置 (θ, φ) 出射光波在该位置处的相干叠加

$$\mathbf{E}(S) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\theta_{\max}} \mathbf{E}_k \exp[i(\mathbf{k} \cdot \mathbf{F}'S)] d\Omega \quad (4)$$

式中, $d\Omega = \sin \theta d\theta d\varphi$, $\theta_{\max} = a \sin(\text{NA}/n)$, n 为聚焦光场处折射率, NA 为物镜数值孔径. $E_{ki}(\alpha, \theta, \varphi) = A \times E_0(\theta, \varphi) \times B(\theta) u'_{ki}(\theta, \varphi)$, $(i = x, y, z)$, $A = -ik_0 f' / 2\pi$ 为常数, f' 为物镜焦距, $E_0(\theta, \varphi)$ 为物镜后焦平面入射光场的幅度, $B(\theta)$ 为球坐标积分引入的能量守恒因子 $B(\theta) = \sqrt{\cos \theta / n} \times \exp(-n\gamma \sin \theta / \text{NA})$ 其中 γ 为入射光束相对物镜入瞳半径 γ_0 的填充率,定义为 $\gamma = \gamma_0 / \delta$, 其中 δ 为入射高斯光束截面上能量降到中心最大值 $1/e$ 时的光斑半宽度.

根据此计算模型,可以计算任意一束光经物镜聚焦后的聚焦光场.计算中,选用的物镜为浸水物镜,其数值孔径 NA 为 1.2, 焦距为 4.1 mm, 焦点处折射率为 1.33, 入射光波波长 488 nm, $\gamma = 0.5$. 聚焦光场的计算范围在 X 、 Y 、 Z 三个方向均设为 800 nm, 计算间隔均设为 2 nm, 而物镜孔径极坐标 θ 和 φ 的坐标间隔为 0.2° . 入射光场为线偏振光和径向偏振光, 线偏振光为

$$\mathbf{E}_0(\theta, \varphi) = E_0 \begin{pmatrix} \cos \alpha \\ \sin \alpha \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5)$$

式中, α 为其偏振方向与 X 轴夹角即偏振角; 径向偏振光为

$$\mathbf{E}_0(\theta, \varphi) = E_0 \begin{pmatrix} \cos \varphi \\ \sin \varphi \\ 0 \end{pmatrix} \quad (6)$$

2.2 焦点三维偏振控制

计算中, 设入射线偏振光偏振方向 $\alpha = 0^\circ$, 根据式(2)计算 β 从 0° 到 180° , 以 30° 为间隔所对应的 T , 然后据此控制入射线偏振光和径向偏振光光强比例, 而 β 在 90° 到 180° 之间时两束光光程差加入 π 相位延迟. 根据本文选用的物镜参数, 计算得到 R 因子为 2.09. 图 2 是按照控制方案计算得到的焦点处光场的偏振方向. 可以看出, 焦点位置处光场的偏振方向在 XY 平面的投影沿 X 轴, 与输入线偏振光 $\alpha = 0^\circ$ 一致, 而从 YZ 平面的投影可以看出 β 从 0° 到 180° 以 30° 间隔变化, 与预期结果符合. 计算结果表明上述控制方法能够对聚焦中心三维偏振方向进行准确控制.

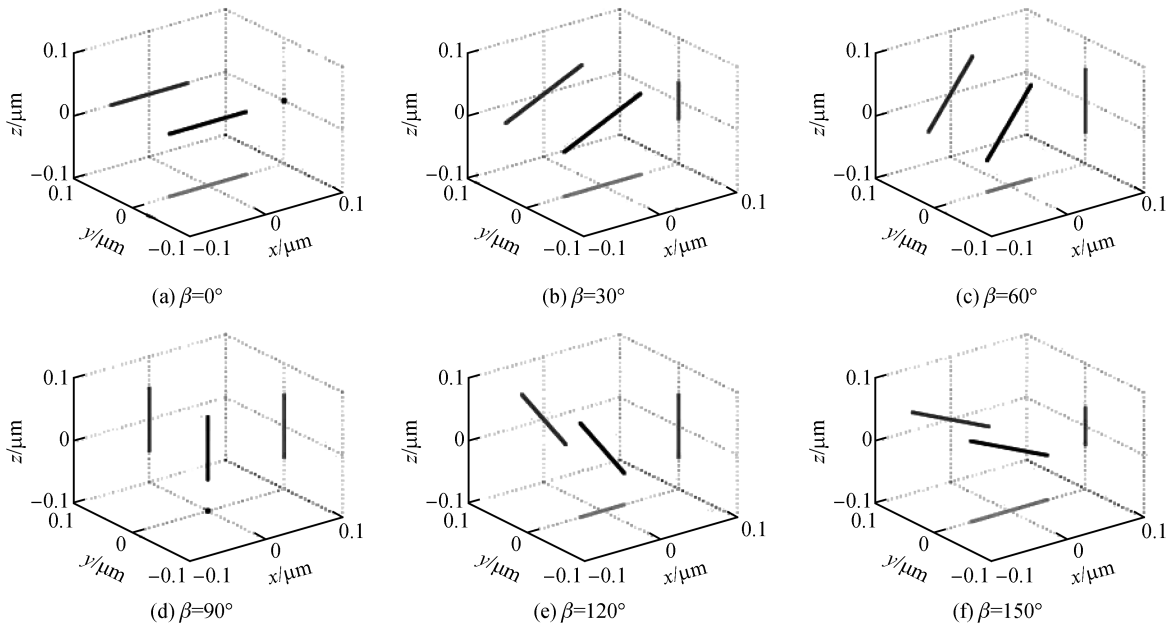
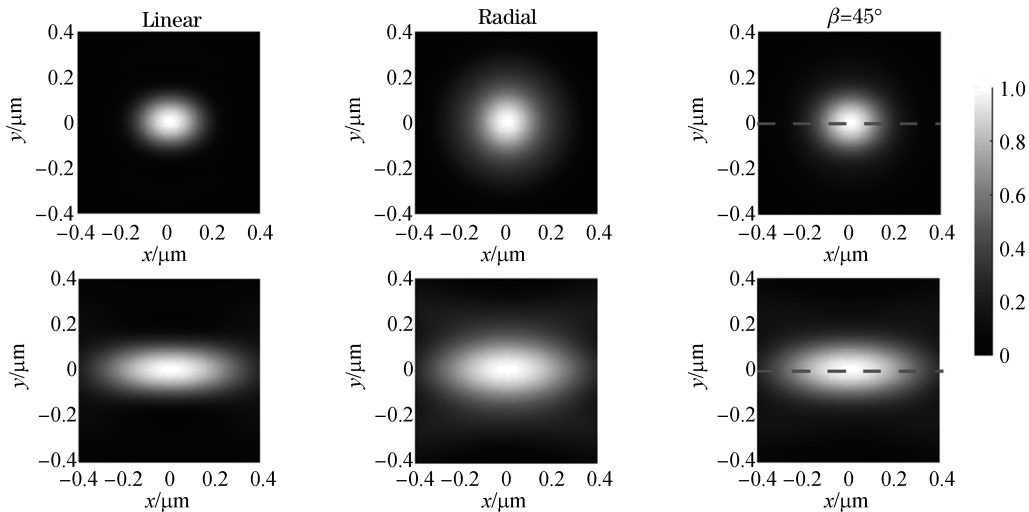


图 2 在聚焦中心获取不同 β 的三维偏振态以及在三个坐标平面上的投影

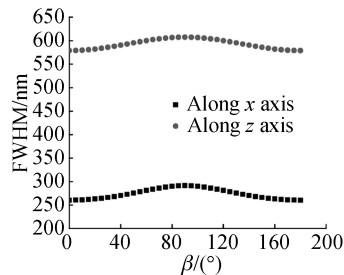
Fig.2 The 3D polarization state at the focus center and its projection on three orthogonal planes for different off-plane angles β

2.3 三维偏振光场及偏振方向评估

图 3(a)分别为 $\alpha=0^\circ$ 线偏振光、径向偏振光和线偏振光与径向偏振叠加且对应 $\beta=45^\circ$ 时,聚焦光场焦平面(XY 平面)和光轴平面(YZ 平面)上的光强分布.可以看出,线偏振光相比径向偏振聚焦后能量更加集中,而两束光叠加后其光场分布仍为能量中心集中的光斑.图 3(b)为在 $\alpha=0^\circ$, β 从 0° 到 180° 变化过程中聚焦光斑光强分布的变化,可以看到,在 XY 平面和 YZ 平面内,沿 X 轴和 Z 轴方向的半高全宽(Full Width at



(a) The intensity distributions for the linear polarization, radial polarization and their superposition ($\beta=45^\circ$)



(b) The FWHMs of the focal spot of various β along the dashed lines in (a)

图 3 β 变化对聚焦光场分布的影响

Fig.3 The effects of β on the intensity distribution of the focal field

Half Maximum, FWHM)从 0° 到 90° 之间增加然后 90° 到 180° 开始下降,且两个平面上半高全宽的变化范围在 20 nm 左右.表明利用该方法进行三维偏振控制并不会引起聚焦光场能量分布很大的变化,从而保证该方法形成的三维偏振光在显微成像领域保持很好的空间分辨率和成像适用性.

2.2 节通过计算验证了调节两束光光强比例可以实现焦点处光场偏振方向 β 的控制.根据矢量传播理论,焦点附近的聚焦光场为显微物镜出瞳各个位置出射光波的相干叠加,如式(3)所示,因此入射线偏振光和径向偏振光聚焦后,在焦点周围的聚焦光场并不是理想的横向分量和纵向分量.图 4 为 X 方向线偏振光经该物镜聚焦后在焦平面(XY 平面)和 YZ 平面上的总光场强度分布及横向、纵向分量强度分布.可以看出相比于横向分量,纵向分量是比较弱的,在 XY 平面的最大值为 0.14 左右,且光斑中心以横向分量为主,轴向分量分布在周围.图 5 为径向偏振光经该物镜聚焦后焦平面(XY 平面)和 YZ 平面上的总光场强度分布,及横向纵向分量强度分布,同样可以看出,占主要比例的纵向分量分布在靠近焦点的光场中心,而伴随产生的横向分量分布相对靠外.可以看出,线偏振光和径向偏振光光场分布的计算结果与文献所述结果吻合^[21].

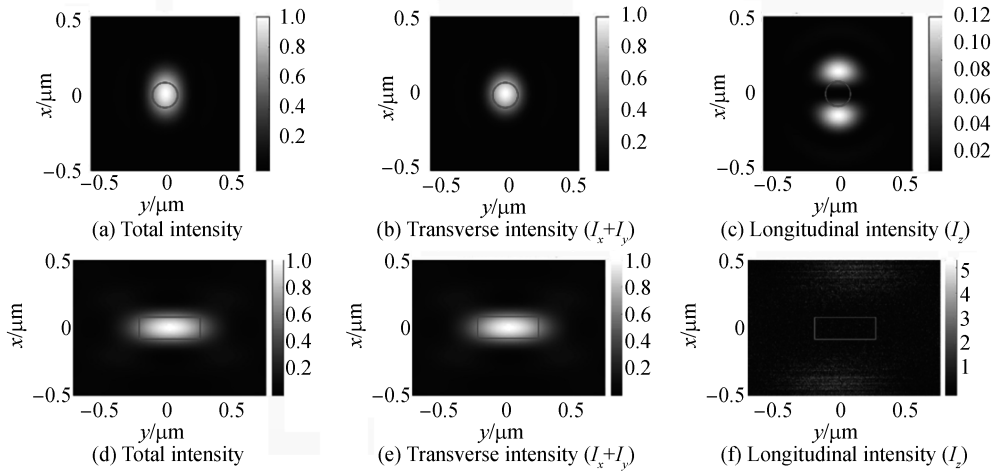


图 4 X 方向线性偏振光经物镜聚焦后在焦平面 XY 平面及 YZ 平面上总光强、横向($I_x + I_y$)及纵向(I_z)分量强度分布
Fig.4 The distributions of total intensity, the transverse ($I_x + I_y$) and longitudinal (I_z) component intensity at focus planes XY and YZ after the X oriented linear polarization light focused by the objective

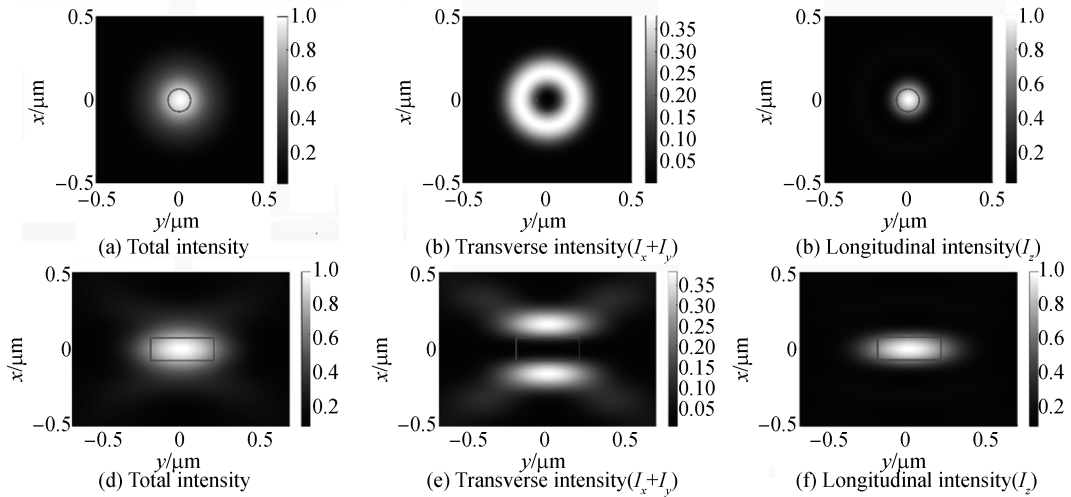


图 5 径向偏振光经物镜聚焦后在焦平面 XY 平面及 YZ 平面上总光强、横向($I_x + I_y$)及纵向(I_z)分量强度分布
Fig.5 The distributions of total intensity, the transverse ($I_x + I_y$) and longitudinal (I_z) component intensity at focus planes XY and YZ after the radial polarization light focused by the objective

为了量化聚焦光场内各个偏振分量,研究人员提出纯度概念^[18],定义为聚焦光场内理想偏振分量和总光场的比值 $P = \iiint I_{\text{desired}} / \iiint I_{\text{total}}$.而根据共聚焦显微镜的横向和纵向分辨率,界定了聚焦平面和聚焦光斑体积的空间范围,其中焦平面范围利用柱坐标定义为

$$S_f = \{(r, \theta), |r| < 0.3\lambda / \sqrt{2}NA\} \quad (7)$$

而聚焦光斑体积,则根据其空间分辨率定义了一个圆柱体积来界定,即

$$S_v = \{(r, z), |r| < 0.3\lambda / \sqrt{2}NA, |z| = 0.7\lambda / NA^2\} \quad (8)$$

该定义的范围在图 4 和图 5 中用圆圈和矩形表示.根据定义的空间范围,分别计算了聚焦平面和聚焦光斑体积内,线偏振光和径向偏振光经显微物镜聚焦后产生的横向分量和纵向分量的纯度.对偏振方向沿 X 轴的人射偏振光($\alpha=0^\circ$),计算后发现在聚焦平面上 X 方向光场分量纯度为

$$P_{S_f} = \iint I_x dr d\theta / \iint I dr d\theta = 97.03\% \quad (9)$$

而聚焦光斑体积内的 X 方向光场分量纯度为

$$P_{S_v} = \iiint I_x dr d\theta dz / \iiint I dr d\theta dz = 96.95\% \quad (10)$$

由此可知,线偏振光经显微物镜聚焦后在焦平面上和聚焦光斑体积内在定义的空间范围内极大程度地保持原有入射光偏振方向.同样对入射径向偏振光进行计算,在聚焦平面内其纵向(Z 方向)分量的纯度为

$$P_{S_f} = \iint I_z dr d\theta / \iint I dr d\theta = 87.17\% \quad (11)$$

而在整个聚焦光斑体积内其纵向分量纯度为

$$P_{S_v} = \iiint I_z dr d\theta dz / \iiint I dr d\theta dz = 87.12\% \quad (12)$$

由计算可知,径向偏振光在定义的聚焦空间范围内占较大比例的为纵向分量,伴随部分横向分量.因此基于线偏振光和径向偏振光在聚焦光场相干叠加产生的三维偏振光,在焦点处为理想偏振方向的三维线偏振光,焦点附近聚焦光场的偏振方向必然伴随其他方向的偏振分量,并存在一定相位差而产生椭圆偏振.为了评估聚焦光场中三维偏振方向的偏差,计算了 $\alpha=0^\circ$,不同 β 偏振方向下聚焦光场纵向分量和横向分量的光强比率 I_z/I_x ,结果见图 6.图中正方形符号为焦点位置处纵向分量和 X 方向分量的光强比率符合理论曲线 $\tan^2\beta$,而圆点和三角符号则是聚焦平面 S_f 上和聚焦光斑体积 S_v 内纵向分量和 X 方向分量光强积分的比率.可以看出,在

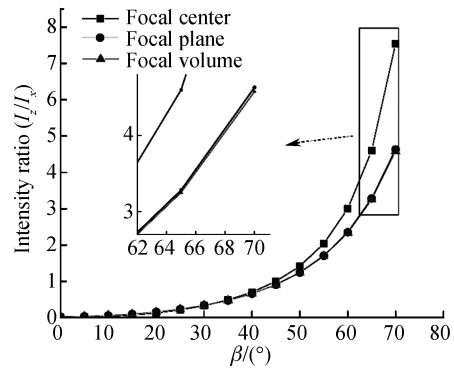


图 6 纵向分量与横向分量光强比值随 β 角的变化
Fig.6 The dependence of intensity ratio between longitudinal and transverse components on β

$\beta < 50^\circ$ 时由于两束入射光中线性偏振光所占比例大,而线性偏振光在整个聚焦光斑体积内纯度很高所以能够保证光斑体积内偏振方向偏差不大,三条线光强比率非常接近.

当 β 越大时,入射光中径向偏振光所占比例越大,而径向偏振光在聚焦光斑体积内形成的纵向分量纯度只有 87% 左右,所以造成叠加光场光强比率偏离理论值,由于聚焦平面和聚焦光斑体积内纵向分量纯度差不多都在 87% 左右,因此聚焦平面和聚焦光斑体积相应的两条光强比率曲线非常接近.整个光斑体积内纵向分量与横向分量光强比率小于焦点处的光强比率,当 $\beta=70^\circ$ 时,整个光斑体积内纵横光强比率大致等于聚焦中心 $\beta=65^\circ$ 时的比率,意味着光斑内平均偏振方向 β 与理想偏振方向在 β 上有 5° 左右的偏差,而这种偏差随 β 的增大而增大,当 $\beta=90^\circ$ 时,光强比率对应聚焦中心 $\beta=76^\circ$ 时的比率,意味着 14° 左右的偏差.

3 实际控制光路及验证

针对基于线偏光和径向偏振光的相干叠加来实现聚焦光场三维偏振方向方法的理论分析,搭建实施光路,如图 7.激光器(Calypso, Cobolt)发出波长为 488 nm 的垂直偏振方向的连续光波,经过快轴可旋转的半波片(HWP, WPH05M-488, Thorlabs)和偏振分束棱镜(PBS, PBS101, Thorlabs)组成的光强比例控制光路,出射偏振方向相互垂直的两束线偏振光 I 和 II.其中光束 I 进入线偏振光控制光路,而光束 II 进入径向偏振控制光路.通过旋转半波片来改变激光的偏振方向,从而控制经偏振分束棱镜分出的光束 I 和 II 之间光强占比 T 和 $(1-T)$,来实现聚焦光场偏振方向 β 的控制.偏振分束棱镜、两个反射镜、分束棱镜(BS010, Thorlabs)组成马赫泽德干涉仪光路,经分束后的两束偏振光 I 和 II 分别经两个干涉臂最终通过分束棱镜合

为同一光束.这样的光路能够保证两束光在汇聚时有相同的光程.而径向偏振光路插入半波片在 β 从 90° 到 180° 控制时可以引入 π 相位差.

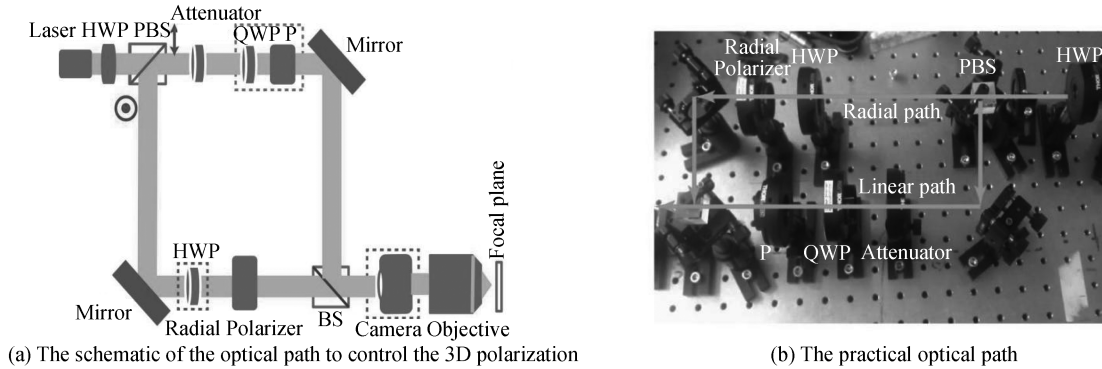


图 7 三维偏振方向控制光路示意图和实际控制光路

Fig.7 The schematic of the optical path to control the 3D polarization direction and the practical optical path

经分束后的线偏振光 I 首先通过一个 50% 衰减片,来衰减该光路的光强从而补偿线偏振光和径向偏振光之间聚焦效率造成的 $R(R=2.09)$ 因子.垂直出射的线偏振光再经过快轴 45° 放置的四分之一波片(QWP),从而出射圆偏振光,之后圆偏振光通过一个可旋转的线偏振光起偏器(P)出射偏振方向可旋转的线偏振光,从而保证光程不发生改变的条件下调节出射线偏振光的偏振方向,来调节聚焦光场三维偏振方向在 XY 平面内投影的方向 α .经分束后的线偏振光 II 通过径向偏振光转换器(Arcoptix),该器件是一个液晶器件,通过控制束截面不同区域的相位来产生偏振方向不同的局部线偏振光,从而把入射线偏振光转换为径向偏振光.

对搭建好的实验系统进行了初步的测试验证.由于物镜聚焦光场处三维偏振方向的直接检测是非常困难的,而物镜后焦平面的叠加光场分布则比较容易检测,实验检测了聚焦光场偏振方向在 $\alpha=0^\circ$, β 变化时对应的入射线偏振光和径向偏振光在物镜后焦平面叠加光场分布,并与对应偏振方向下后焦平面叠加光场的仿真计算结果进行对比来验证实际光路的可行性.如图 8(a) 所示,两束光在显微物镜后焦平面相干叠加时,偏振方向一致的位置叠加后相干增强,而方向偏振相反的位置则相干抵消光强减弱,从而造成光强分布不均.同时这种光强分布随着两束光的光强比例不同,也就是 β 不同而改变,基于此计算并利用相机记录了物镜后焦平面不同 β 对应的光强分布图,如图 8(b) 所示.图 8(b) 第一行展示了计算得到的不同 β 对应的物镜后焦平面叠加的光强分布,而第二行为相应光强比例叠加时相机记录的光强分布,可以看出其光强分布随 β 从均匀分布到左边有暗部,到均匀分布再到右边有暗部的变化,与计算结果大体符合,初步表明搭建的实验光路系统能够按照光路设计要求工作.

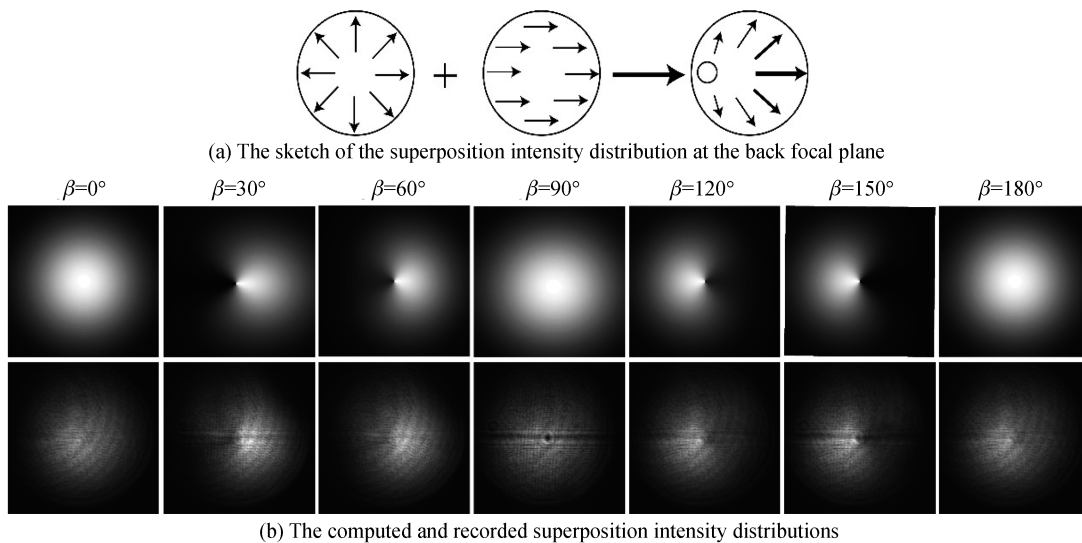


图 8 线偏振和径向偏振光的光强比例对两束光在物镜后焦平面处相干叠加后光强分布的影响

Fig.8 The effects of the intensity ratio between linear polarization and radial polarization on their superposition intensity distribution at the back focal plane

4 结论

本文基于矢量光场传播理论,对线偏振光和径向偏振相干叠加实现显微物镜聚焦光场三维偏振方向控制的方法进行研究和验证,并对生成的三维偏振光场进行了分析评估.评估结果表明,该方法生成的三维偏振光场具有和传统显微物镜聚焦光场相似的光强分布和空间分辨率,而在光斑体积内的平均偏振方向与理想偏振方向存在一定程度的偏差.但本文所提方法相比于其他三维偏振控制方法,原理和控制光路更为简单、易实现,在相关领域具有一定的应用价值.最后针对该方法构建了实际控制光路,并对该光路进行了初步测试.

参考文献

- [1] CHENG Yi, TANG Zhi-lie. Study of confocal microscopy imaging system based on stokes parameters measurement[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, **34**(6): 0611005.
程怡,唐志列. 基于斯托克斯参量测量的偏振共焦显微成像技术的研究[J]. *光学学报*, 2014, **34**(6): 0611005.
- [2] WANG Xiao, ZHAO Yuan, YANG Feng, *et al.* High speed polarized fluorescence microscopy based on an electro optical modulator[J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, **37**(11): 1118001.
王潇,赵远,杨凤,等. 基于电光调制器的高速偏振荧光显微系统[J]. *光学学报*, 2017, **37**(11): 1118001.
- [3] ROSELL F I, BOXER S G. Polarized absorption spectra of green fluorescent proteinsingle crystals: transition dipole moment directions[J]. *Biochemistry*, 2003, **42**(1): 177-183.
- [4] KRESS A, WANG Xiao, RANCHON H, *et al.* Mapping the local organization of cell membranes using excitation polarization-resolved confocal fluorescence microscopy[J]. *Biophysical Journal*, 2013, **105**(1): 127-136.
- [5] VRABIOIU M, MITCHISON T J. Structural insights into yeast septin organizationfrom polarized fluorescence microscopy[J]. *Nature*, 2006, **443**(7110): 466-469.
- [6] KAMPMANNM, ATKINSON C E, MATTHEYES A L, *et al.* Mapping the orientation of nuclear pore proteins in living cells with polarized fluorescence microscopy[J]. *Nature Structural & Molecular Biology*, 2011, **18**(6): 643-649.
- [7] LAZAR J, BONDAR A, TIMR S, *et al.* Two-photon polarization microscopy reveals protein structure and function[J]. *Nature Methods*, 2011, **8**(8): 684-690.
- [8] GASECKA A, TAUC P, LEWITBENTLEY A, *et al.* Investigation of molecular and protein crystals by three photon polarization resolved microscopy[J]. *Physical Review Letters*, 2012, **108**(26): 263901.
- [9] DUBOISSET J, FERRAND P, HE Wei, *et al.* Thioflavine-T and Congo Red reveal the polymorphism of insulin amyloid fibrils when probed by polarization-resolved fluorescence microscopy[J]. *The Journal of Physical Chemistry B*, 2013, **117**(3): 784-788.
- [10] GUSACHENKOI, TRAN V, HOUSSEN YG, *et al.* Polarization-resolved second-harmonic generation in tendon upon mechanical stretching[J]. *Biophysical Journal*, 2012, **102**(9): 2220-2229.
- [11] TANAKA Y, HASE E, FUKUSCHIMA S, *et al.* Motion-artifact-robust, polarization-resolvedsecond-harmonic-generation microscopy basedon rapid polarization switching with electrooptic Pockells cell and its application to in vivovisualization of collagen fiber orientation inhuman facial skin[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, **5**(4): 1099-1113.
- [12] HAFI N,GRUNWALD M, SVAN L, *et al.* Fluorescence nanoscopy by polarization modulation and polarization angle narrowing[J]. *Nature Methods*, 2014, **11**(5): 579.
- [13] ZHANGHAO K, CHEN Long, YANG, Xu-san, *et al.* Super-resolution dipole orientation mapping via polarization demodulation[J]. *Light Science & Applications*, 2016, **5**(10): e16166.
- [14] ZIJLSTRA P, CHON JWM, GU Min. Five-dimensional optical recording mediated by surface plasmons in gold nanorods[J]. *Nature*, 2009, **459**(7245): 410-413.
- [15] MASLOV A V. Levitation and propulsion of a Mie-resonance particle by a surface plasmon[J]. *Optics Letters*, 2017, **42**(17): 3327-3330.
- [16] ABOURADDY A F, TOUSSAINT K C, Jr. Three-dimensional polarization control in microscopy[J]. *Physical Review Letters*, 2006, **96**(15): 153901.
- [17] LI Xiang-ping, LAN TH, TIEN CH, *et al.* Three-dimensional orientation-unlimited polarization encryption by a single optically configured vectorial beam[J]. *Nature Communications*, 2012, **3**(8): 998.
- [18] JIANGY, KUANG Cui-Fang, LI Shuai, *et al.* Arbitrary three-dimensional polarization control based on cylindrical vector beams and binary phase coding[J]. *Journal of Modern Optics*, 2014, **61**(4): 328-334.
- [19] OLKP, HARTLINGT, KULLOCKR, *et al.* Three-dimensional, arbitrary orientation of focal polarization[J]. *Applied Optics*, 2010, **49**(23): 4479.
- [20] RICHARDSB, WOLF E. Electromagnetic diffraction in optical systems. II. structure of the image field in an aplanatic system[C]. *Proceedings of the Royal Society of London*, 1959, **253**(1274): 358-379.
- [21] YOUNGRWORTH K S, BROWN T G. Focusing of high numerical aperture cylindrical vector beams[J]. *Optics Express*, 2000, **7**(2): 77-87.