

## 贝塞尔光束在生物组织中的自重建特性研究

谢家俊, 唐诗瑶, 陈永强, 余文慧, 李艳萍, 沈炳林, 屈军乐, 刘丽炜\*

深圳大学物理与光电工程学院, 教育部/广东省光电子器件与系统重点实验室, 广东 深圳 518060

**摘要** 贝塞尔光束在生物组织中的传输易受到样品散射的影响, 从而削弱其自重建能力。本文将生物组织建模为折射率弱波动的湍流模型, 在弱散射近似下, 结合角谱理论及逐步传输算法对贝塞尔光束在生物组织中的传输及自重建过程进行了理论模拟。利用空间光调制器加载涡旋光束相位和轴棱锥相位的叠加相位全息图来调制高斯光束, 以产生可调控的贝塞尔光束。结果表明: 贝塞尔光束经过生物组织的相位扰动后, 重建光束的无衍射距离大大缩短, 光强远低于原光束, 且生物组织越厚, 重建光束的光强越低; 轴棱锥的锥角决定了重建贝塞尔光束的中心亮斑或最内环形旁瓣的尺寸, 但对重建贝塞尔光束无衍射距离的影响不大; 同时, 低阶贝塞尔光束展现出了更好的自重建能力。

**关键词** 医用光学; 贝塞尔光束; 湍流模型; 角谱理论; 空间光调制器

**中图分类号** O436      **文献标志码** A

**doi:** 10.3788/CJL202249.0507302

## 1 引言

稳定的激光谐振腔产生的基模辐射场  $TME_{00}$  是最常用的高斯光束。高斯光束在均匀介质中传输时保持光束尺寸几乎不变的距离称为瑞利距离, 瑞利距离与光束尺寸的平方成正比, 因此聚焦到更小尺寸的高斯光束更加受到衍射的限制<sup>[1]</sup>。一直以来, 人们致力于寻找能够抵抗衍射效应的光束<sup>[2-5]</sup>。其中, 由 Durnin<sup>[2]</sup> 及其同事提出的贝塞尔光束因具有与高斯光束截然不同的无衍射性和自重建特性, 引起了众多学者的关注。

贝塞尔光束是自由空间标量波动方程的一类传输不变解, 在传输时能保持截面光场分布和光场强度不变, 与光斑大小相同的高斯光束相比, 贝塞尔光束在传输时具有更长的无衍射距离, 此性质使得贝塞尔光束在非线性光学显微成像领域具有重要应用<sup>[6-8]</sup>。在常规光片荧光显微镜中, 高斯光束作为激发光源, 经过物镜后, 其空间能量在焦点处快速耗散, 形成光学薄片激发荧光。为了实现更高的空间分辨率, 人们往往使用大数值孔径的物镜, 但这也

限制了光片荧光显微镜的视野。然而, 采用贝塞尔光束作为激发光源, 可使显微镜在保持高空间分辨率的同时具有长焦深成像特性, 大幅度提高了成像视场<sup>[9]</sup>。此外, 由于贝塞尔光束具有自重建特性, 将贝塞尔光束作为双光子荧光显微成像的激发光源, 可以在一次二维扫描过程中同时激发样品中不同深度的信号, 这一优势使得 Thériault 等<sup>[10]</sup> 在不使用  $z$  轴扫描的情况下实现了不同深度信号的同时成像。因此, 研究贝塞尔光束在生物组织中的传输具有重要意义。

关于贝塞尔光束在生物组织中传输的模拟仿真, 目前已有许多成熟方法。如蒙特卡罗 (MC) 法<sup>[11-13]</sup>、时域有限差分 (FDTD) 法<sup>[14]</sup> 和光束传输方法 (BPM)<sup>[15]</sup> 等。Wang 等<sup>[11]</sup> 提出了多层组织稳态光子传输 MC 模型, 模拟光子在层状组织结构中的传输, 并给出了标准 MC 程序。张永等<sup>[12]</sup> 采用几何蒙特卡罗算法对激光在多根同轴血管簇皮肤组织模型中的能量沉积进行了仿真与计算。MC 方法是分析光在散射介质中传输的金标准, 但其在要求更准确结果的同时提高了时间复杂度, 而且, MC 方法把

**收稿日期:** 2021-11-03; **修回日期:** 2021-12-10; **录用日期:** 2021-12-16

**基金项目:** 国家自然科学基金 (61961136005, 61935012, 61835009, 62175163)、深圳市科技计划国际合作项目 (GJHZ20190822095420249)、深圳市重点项目 (JCYJ20200109105404067)

**通信作者:** \*liulw@szu.edu.cn

光当作粒子来处理,不能准确地模拟微观折射率非均匀性引起的衍射效应。Chen 等<sup>[16]</sup>采用 FDTD 结合散射场模型研究了复杂粒子对贝塞尔光束的散射效应,该方法充分发挥了 FDTD 的准确性与鲁棒性,但 FDTD 的计算复杂性使得粒子模型只能以二维空间进行序列排布。BPM 最初用于模拟光纤中的光束传输,该方法首先使输入光束在同质空间中传输一小段距离,接着计算光束在传输过程中由介质折射率变化引起的波前畸变<sup>[15]</sup>。Zheng 等<sup>[17]</sup>采用 BPM 结合逐片传输模型仿真了贝塞尔光束在散射介质中的传输,在实际实验中则用具有一定密度的微球溶液作为散射介质进行了研究。2016 年,Glaser 等<sup>[18]</sup>结合 BPM 与生物折射率分形的湍流模型,发展了一种模拟聚焦贝塞尔光束与高斯光束在生物组织内传输的 FPM 方法(fractal propagation method),然后通过实验比较了 FPM 模型参数与用于描述生物组织的常规光学参数之间的关系,并证实了 FPM 模型的鲁棒性。上述已报道文献对贝塞尔光束在生物组织内的传输进行了详细研究,但对贝塞尔光束经过生物组织后的自重建特性研究得较少,而利用贝塞尔光束经过生物组织后的自重建特性构建新型光镊系统,在生物医学研究领域具有较大的应用价值<sup>[19-20]</sup>。

本文主要研究了贝塞尔光束在生物组织中传输后的自重建特性。本课题组通过建立生物折射率三维分布的湍流模型,结合角谱理论与逐步传输算法,对贝塞尔光束在生物组织中的传输与对抗散射效应的自重建过程进行了理论仿真。角谱理论在计算过程中采用两次傅里叶变换算法,大大降低了计算复杂度。逐步传输算法则将生物组织视为堆栈的切片,光束每次均匀传输一个切片厚度的距离,并受到该切片相应的相位扰动,如此重复,直至光束穿过生物组织。在实验中,采用空间光调制器(SLM)加载可编程的相位全息图,将入射高斯光束调制成具有不同参数的贝塞尔光束,观察贝塞尔光束经过不同厚度小鼠肝脏组织后的自重建过程,并在光束经过切片后的不同重建距离处测量贝塞尔光束的光场分布及光场强度等。将仿真结果与实验结果进行对比分析,以验证仿真模型的准确性,同时研究了不同参数的贝塞尔光束经过不同厚度的小鼠肝脏切片后的自重建过程。

## 2 基本原理

### 2.1 贝塞尔光束的产生

理想的贝塞尔光束是亥姆霍兹方程在圆柱坐标

系下的精确解,描述为<sup>[21]</sup>

$$E(\rho, \varphi, z) = E_0 J_l(k_t \rho) \exp[ik_z z] \exp[\pm i l \varphi], \quad (1)$$

式中: $E_0$ 为常数项; $J_l$ 是  $l$  阶第一类贝塞尔函数, $l$  为高阶贝塞尔光束所携带的拓扑电荷数; $k_t$  和  $k_z$  分别是波矢  $\mathbf{k}$  相对于光轴的径向分量和轴向分量,且波矢的大小  $k = 2\pi/\lambda$ ,  $\lambda$  为激光波长; $\varphi$  为方位角; $\rho$  为径向距离; $i$  为虚数单位; $z$  为传输距离。由式(1)可以看出,随着传输距离  $z$  的改变,理想的贝塞尔光束在传输过程中保持截面光场分布不变且具有自重建性。受限于光学器件孔径及入射光能量,实际应用中往往生成近似理想的贝塞尔光束,称之为高斯-贝塞尔光束。在不作强调的情况下,本文中所述的贝塞尔光束都是指高斯-贝塞尔光束。在实验中生成了轴棱锥相位和涡旋光束相位的叠加相位全息图,如图 1(d)所示,将相位全息图加载到 SLM 上,对入射 SLM 的高斯光束进行相位调制,从而产生不同阶数的贝塞尔光束,如图 1(c)所示。这里 SLM 产生的贝塞尔光束等价于涡旋光束入射轴棱锥产生的贝塞尔光束。

在以  $z$  轴为传输方向的笛卡尔坐标系中,半径为  $\omega_0$  的准直涡旋光束的振幅可以表示为

$$E(x, y) = E_0 \exp\left(-\frac{\rho^2}{\omega_0^2}\right) \exp[i l \varphi], \quad (2)$$

式中: $E_0$ 是常数项; $\rho^2 = x^2 + y^2$  是径向坐标; $l$  为涡旋光束所携带的拓扑电荷数; $\varphi$  为方向角。基于角谱理论<sup>[17]</sup>,在轴棱锥后  $z$  处可以得到复振幅光场为

$$E(x, y, z) = \text{IFT}\left\{\text{FT}[E(x, y) \cdot T] \times \exp[i \cdot \mathbf{k} \cdot \mathbf{z} \cdot \sqrt{1 - (\lambda \cdot \boldsymbol{\mu})^2 - (\lambda \cdot \boldsymbol{\nu})^2}]\right\}, \quad (3)$$

式中: $T$  为轴棱锥的复振幅透过率函数,  $T = \exp[-i \cdot \mathbf{k} \cdot (n-1) \cdot \tan \alpha \cdot \boldsymbol{\rho}]$ ,  $n$  和  $\alpha$  分别为轴棱锥的折射率和锥角; $\text{FT}\{\cdot\}$  和  $\text{IFT}\{\cdot\}$  分别表示傅里叶变换和傅里叶逆变换; $\boldsymbol{\mu}$  和  $\boldsymbol{\nu}$  为空间频率的坐标。涡旋光束入射轴棱锥生成对应的  $l$  阶贝塞尔光束;当涡旋光束携带的拓扑电荷数  $l$  为 0 时,涡旋光束是高斯光束。高斯光束入射轴棱锥生成零阶贝塞尔光束,其无衍射光束区的半峰全宽长度  $z_{\max}$ 、中心亮斑半径  $r_{\text{spot}}$  可以表示为<sup>[22]</sup>

$$z_{\max} \approx \frac{\omega_0}{(n-1)\alpha} - \omega_0 \alpha, \quad (4)$$

$$r_{\text{spot}} = 2.4084/k_t. \quad (5)$$

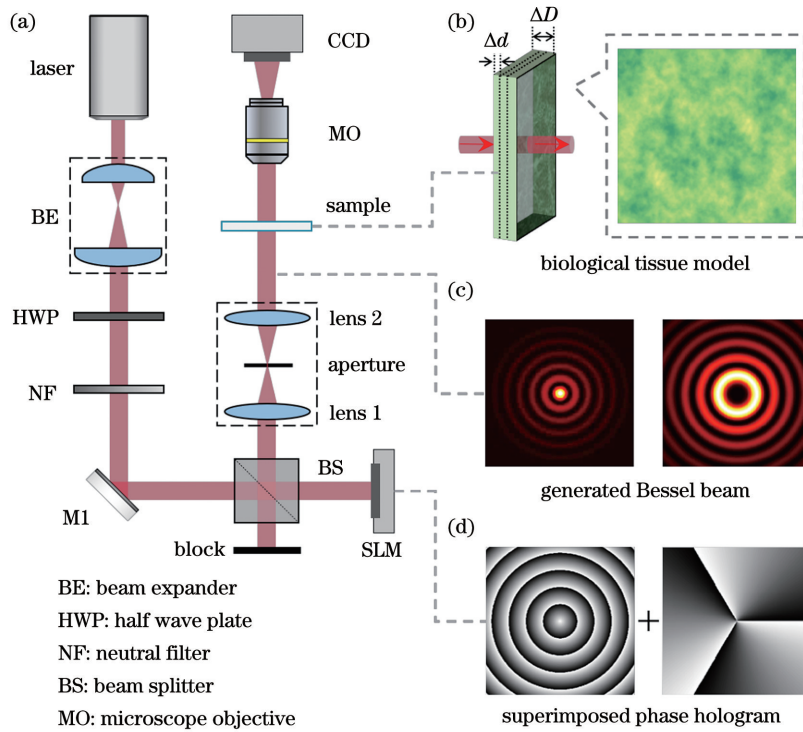


图 1 贝塞尔光束在生物组织中的传输。(a)实验装置图;(b)生物组织模型示意图;(c)生成的贝塞尔光束;(d)轴棱锥相位与涡旋光束相位的叠加相位全息图

Fig. 1 Propagation of Bessel beam in biological tissue. (a) Schematic of experimental setup; (b) schematic of biological tissue model; (c) generated Bessel beam; (d) superimposed phase hologram of axicon phase and vortex beam phase

### 2.2 生物组织折射率分布的建模

湍流模型被广泛用于模拟由温度波动引起的大气折射率波动,并由 Schmitt 等<sup>[23]</sup>首先应用于生物组织的建模,如图 1(b)所示。湍流模型是由其自相关函数

和所对应的功率谱密度(PSD)决定的。Rogers 等<sup>[24]</sup>指出,所有的湍流模型都可以通过 Whittle-Matérn (WM)自相关模型进行简化和描述。在 WM 自相关模型下,三维折射率湍流模型的归一化自相关函数可以写成

$$B(x, y, z) = \frac{\sigma_n^2 2^{(D_f-5)/2}}{|(D_f-3)/2|} \times \left( \frac{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}{l_c} \right)^{(D_f-3)/2} \times K_{(D_f-3)/2} \left( \frac{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}{l_c} \right), \quad (6)$$

这里  $K_\nu(\cdot)$  是修正的第二类  $\nu$  阶贝塞尔函数,湍流模型由分形维数  $D_f$ 、波动空间的自相关长度  $l_c$  和波动幅度  $\sigma_n^2$  来决定。当自相关函数确定时,对应的频谱密度(PSD)函数为

$$\Phi(k_x, k_y, k_z) = \frac{\sigma_n^2 2^{(D_f-5)/2}}{|(D_f-3)/2|} \times \frac{l_c^3 \Gamma(D_f/2)}{\pi^{3/2} 2^{(2-D_f)/2} [1 + (k_x^2 + k_y^2 + k_z^2)l_c^2]^{(D_f/2)}}. \quad (7)$$

在建模过程中,空间频率  $(k_x, k_y, k_z)$  在  $[-\pi/L, \pi/L]$  范围内,  $L = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$  为空间坐标范围。最后,使用 Capoglu 等描述的傅里叶逆变换的方法获取波动折射率<sup>[23]</sup>,即

$$\Delta n(x, y, z) = \text{IFT} \left[ R \sqrt{\frac{\Phi(k_x, k_y, k_z)}{8\pi^3 N_x N_y N_z}} \right]. \quad (8)$$

这里的  $R$  是均值为 0、标准差为 1 的正态分布随机数,分母的平方根项是一个归一化因子。生物组织内任意一点的折射率  $n(x, y, z) = n_0 + \Delta n(x, y, z)$ ,

$n_0$  为平均折射率。文献[18]已将常见的不同生物组织的建模参数  $D_f, l_c, \sigma_n^2$  和  $n_0$  总结为表。

本文实验所用的生物组织是小鼠肝脏切片。利用相衬显微镜获取小鼠肝脏切片折射率的二维空间分布,通过在空间频率域拟合折射率分布的频谱密度函数来获取湍流模型的建模参数,然后将建模参数用于模拟仿真。具体地,将小鼠肝脏的新鲜组织标本进行冷冻,并使用冰冻切片将冷冻组织切片至  $5 \mu\text{m}$  厚,同时不使用盖玻片来固定和拉伸样品,



以减小对组织折射率空间分布的干扰。在相衬显微镜(放大倍数  $20\times$ , 数值孔径  $NA=0.75$ )的透射成像模式下获取小鼠肝脏组织的相衬图像, 以测量小鼠肝脏组织折射率的空间分布, 测量结果如图 2(a)所示。细胞核与细胞质的折射率不同, 这种折射率的空间分布导致了空间频谱的变化。为了更好地表现折射率空间分布的结构函数<sup>[23]</sup>, 根据整幅图像测量的平均相位值设置阈值, 对图像进行二值化处理, 处理结果如图 2(b)所示。对

图 2(b)所示的二值化图像进行傅里叶变换得到小鼠肝脏折射率波动性的功率谱密度, 如图 2(c)所示, 图 2(c)中的实线是利用式(7)对实验所测的空间频谱数据的拟合结果。基于拟合数据可以得到小鼠肝脏组织折射率的湍流模型的分形维数  $D_f=3.94$ 、自相关长度  $l_c=2.1\text{ mm}$  和折射率波动幅度  $\sigma_n^2=1.75\times 10^{-4}$ , 这一结果与已有文献报道符合<sup>[18]</sup>。利用式(8)得到了一个二维湍流折射率分布的仿真模拟结果, 如图 2(d)所示。

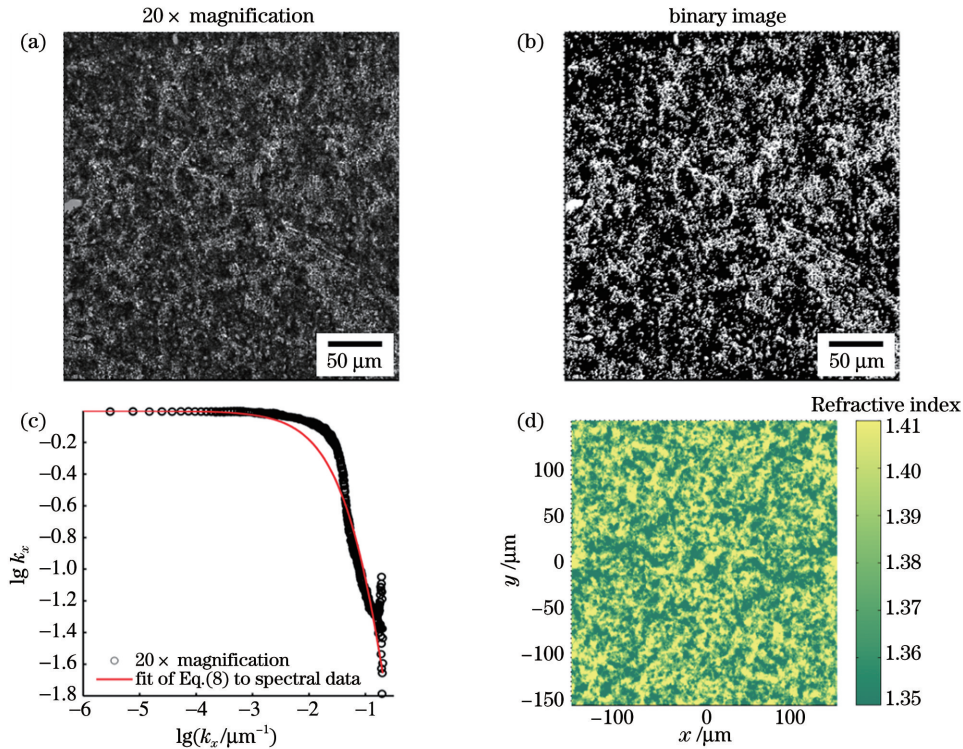


图 2 小鼠肝脏图像。(a)小鼠肝脏组织的相衬图像;(b)二值化处理后的相衬图像;(c)二值化图像对应的功率谱密度函数曲线;(d)湍流折射率分布

Fig. 2 Images of mouse liver tissue. (a) Phase-contrast image of mouse liver tissue; (b) binary image; (c) power spectrum density curve of refractive index variations corresponding to binary image; (d) turbulent refractive index distribution obtained by Fourier transformation of Fig. 2(c)

### 2.3 光束在生物组织中的传输

当贝塞尔光束在生物组织中传输时, 如图 1(b)所示, 将厚度为  $\Delta D$  的生物组织分成  $N$  个厚度为

$\Delta d$  的薄切片, 在传输介质折射率波动幅度足够小、传输步长  $\Delta d$  足够小的近似条件下, 角谱理论将贝塞尔光束在切片中的传输公式表示为

$$E_{i+1}(x, y, z + \Delta d) = \text{IFT} \{ \text{FT} [E_i(x, y, z) \cdot \exp(i \cdot \Delta n \cdot k \cdot \Delta d)] \cdot \exp(i \cdot n_0 \cdot k_z \cdot \Delta d) \}, \quad (9)$$

式中:  $\Delta n$  和  $n_0$  分别为切片的波动折射率和平均折射率;  $k_z = k \times \sqrt{1 - (\lambda\mu)^2 - (\lambda\nu)^2}$ 。式(9)表明, 切片的波动折射率作为“相位屏”(x-y 平面上的相位变化)参与光束的散射效应, 其中相位变化可由  $\varphi(x, y) = \Delta n(x, y) \cdot k \cdot \Delta d$  表示<sup>[18]</sup>。对式(9)重

复运算  $N$  次 ( $N = \Delta D / \Delta d$ ), 就可以逐步计算出光束在生物组织中的传输。

### 2.4 实验装置

研究贝塞尔光束在生物组织中传输的实验装置如图 1(a)所示。激光器(MSL-FN-721-100MW)输



出波长为 721 nm 的高斯线偏振光, 光束经扩束准直后得到准平面波, 准平面波通过半波片(HWP)调节偏振方向, 从而满足 SLM(HSP1920-600-1300-HSP8)的工作状态, 并通过中性密度片(NF)调节光强。将轴棱锥相位和涡旋光束相位的叠加相位全息图加载到 SLM 上, 实现对入射光场的空间调制, 调制输出的光束经透镜 F3 会聚在焦点处, 在透镜的焦点处利用光阑进行空间滤波, 使其衍射 1 级光场通过, 输出光束即为所需的贝塞尔光束。贝塞尔光束在生物组织中传输后, 通过物镜(MO)和 CCD 相机进行光场空间强度分布的测量。

### 3 分析和讨论

#### 3.1 轴棱锥锥角对贝塞尔光束自重建过程的影响

由式(4)~(5)可知, 轴棱锥锥角影响着贝塞尔光束的光斑大小和无衍射距离, 此外, 轴棱锥锥角也

决定着贝塞尔光束经过不透明障碍物后的自重建长度<sup>[25]</sup>。为了进一步研究轴棱锥锥角对贝塞尔光束经过生物组织后自重建行为的影响, 将 15  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片放置于零阶贝塞尔光束轴上光强的峰值位置, 在光透过肝脏组织切片后的不同距离处对自重建光束的光场强度进行测量。图 3(a)、(b)、(c) 的第一行分别展示了锥角  $\alpha$  为 0.6°、1.0° 和 1.4° 时贝塞尔光束的自重建行为, 子图像 I 是贝塞尔光束通过切片前的截面光强分布, 子图像 II~VII 是贝塞尔光束对应不同自重建距离的光场强度分布。为了便于观察, 增大了入射光强, 并将子图像 II~VII 的自重建光场强度分布进行归一化处理。为了对比实验结果, 根据式(1)~(9)进行仿真验证, 仿真程序中的设置参数与实验参数一致。具体地, 涡旋光束的波长  $\lambda = 721 \text{ nm}$ , 携带拓扑电荷数  $l = 0$ , 光束半径  $\omega_0$  分别为 1、1.5、2 mm, 分别对应轴棱锥锥角  $\alpha$  为

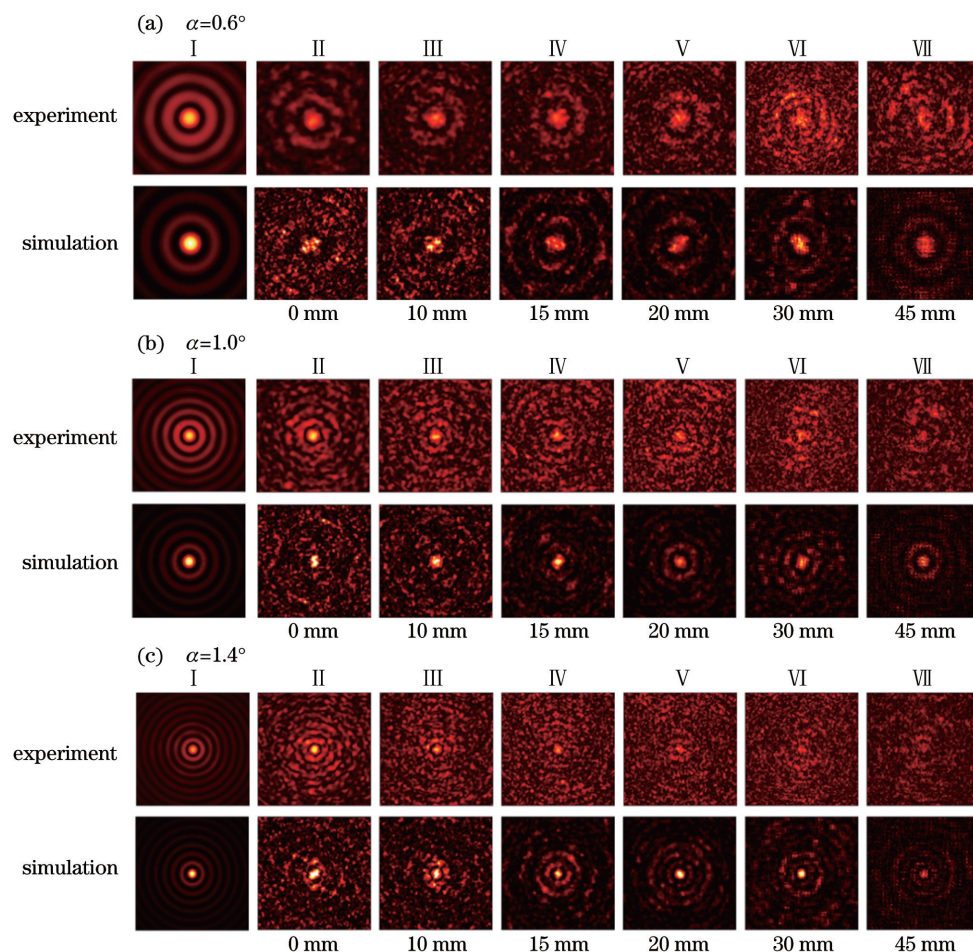


图 3 轴棱锥锥角对零阶贝塞尔光束自重建的影响。(a)轴棱锥锥角为 0.6°的贝塞尔光束经过 15  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为;(b)轴棱锥锥角为 1.0°的贝塞尔光束经过 15  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为;(c)轴棱锥锥角为 1.4°的贝塞尔光束经过 15  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为

Fig. 3 Influence of axicon angle on zeroth-order Bessel beam self-reconstruction. Self-reconstruction of the zeroth-order Bessel beam generated with axicon angles of (a) 0.6°, (b) 1.0°, and (c) 1.4°, respectively. The first and second rows in (a), (b) and (c) show the experimental and simulation results, respectively

0.6°、1.0°、1.4°，且轴棱锥的折射率为 1.51；设置小鼠肝脏组织折射率湍流模型的分形维数  $D_f=3.94$ ，波动空间的自相关长度  $l_c=2.1$  mm，折射率波动幅度  $\sigma_n^2=1.8 \times 10^{-4}$ ，平均折射率为 1.37，厚度  $\Delta D=15$   $\mu\text{m}$ ；观察光束经过小鼠肝脏组织切片后的传输情况，对应的模拟结果如图 3(a)、(b)、(c) 第二行所示。

由实验与仿真结果可知：锥角越大，零阶贝塞尔光束及其重建光束的中心亮斑越小，反之则反，但锥角的变化对重建光束保持光场分布的无衍射距离的影响不大。

本文中，贝塞尔光束的全部截面光场被生物散射样品所影响，此时无法用“最小重建距离”来量化透射光束的自重建能力<sup>[25]</sup>，因而本文通过观察自重建光束的中心亮斑是否保持完整来衡量贝塞尔光束的自重建能力。由图 3 可以看出：不同锥角的重建贝塞尔光束在约 30 mm 的自重建距离内可以保持

中心亮斑完整，但环形旁瓣始终无法重建完整，且中心亮斑的强度较原光束大幅下降；自重建距离约为 45 mm 时，中心亮斑的光强与周围散斑光强趋于一致，此时贝塞尔光束已失去其原有的光场分布。自重建光束所能保持光场分布的无衍射距离远远小于其原光束的无衍射距离  $z_{\max} \approx \frac{0.5 \times \omega_0}{(n-1) \tan \alpha} = 93.6$  mm，即自重建光束无法保持长距离的“无衍射性”，且锥角的变化对自重建光束无衍射距离的影响不大。

### 3.2 贝塞尔光束的阶数对贝塞尔光束自重建过程的影响

高阶贝塞尔光束具有与零阶贝塞尔光束相似的自重建能力。为了研究不同阶数的贝塞尔光束在经过小鼠肝脏切片后的自重建特性，保持锥角  $\alpha=0.6^\circ$  不变，改变贝塞尔光束的阶数，测量零阶、一阶与二阶贝塞尔光束经过厚度为 10  $\mu\text{m}$  小鼠肝脏组织切片后的自重建光场。图 4(a)~(c) 的第一行是

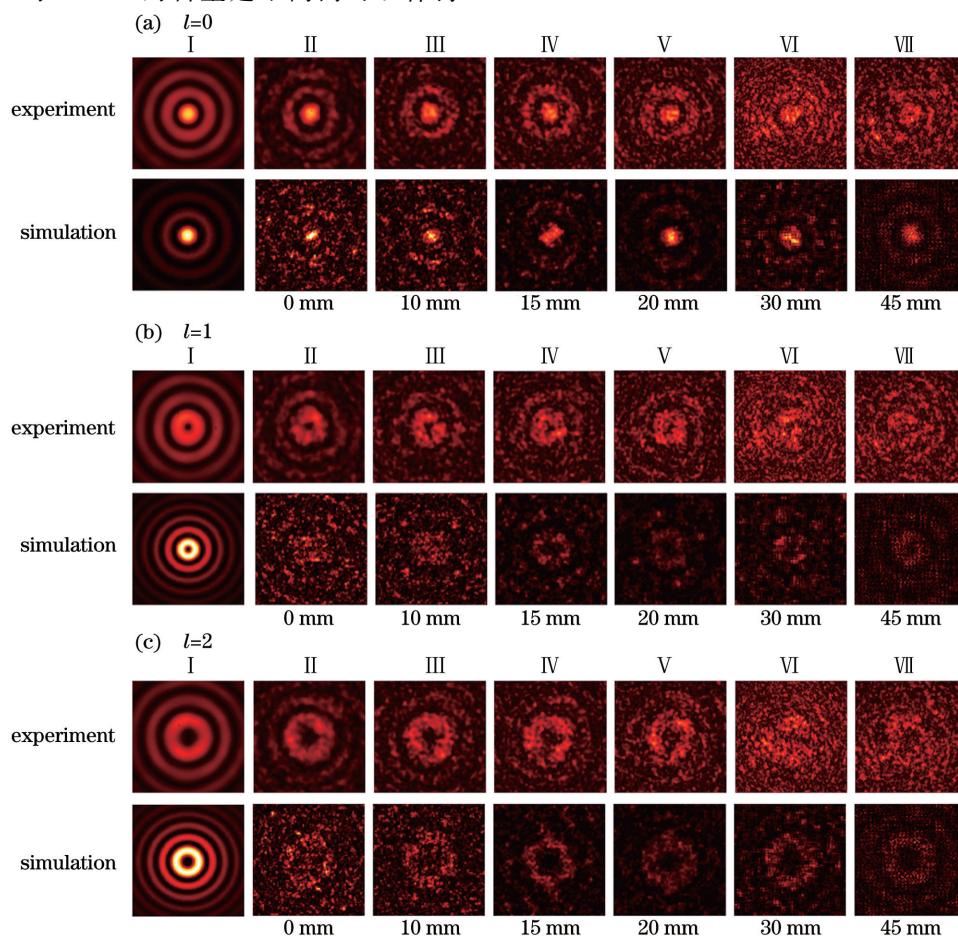


图 4 贝塞尔光束阶数  $l$  对光束自重建的影响。(a)零阶贝塞尔光束经过 10  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为；(b)一阶贝塞尔光束经过 10  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为；(c)二阶贝塞尔光束经过 10  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为

Fig. 4 Influence of topological charge number on Bessel beam self-reconstruction. Self-reconstruction of Bessel beam generated with topological charge number of (a) 0, (b) 1, and (c) 2, respectively. The first and second rows in (a), (b), and (c) show the experimental and simulation results, respectively



不同重建距离下所测得的自重建光场,相应的理论模拟如图 4(a)~(c)的第二行所示。由图 4 可以看出,相较于零阶贝塞尔光束的自重建中心亮斑,高阶贝塞尔光束自重建环形旁瓣的效果要差一些。在自重建距离 30 mm 处,零阶贝塞尔光束仍能保持中心亮斑的光场分布,而高阶贝塞尔无法继续保持其中心环瓣分布。从“保持光场分布”这一角度来说,具有中心亮斑的零阶贝塞尔光束的自重建能力稍强于只由环形旁瓣组成的高阶贝塞尔光束。

### 3.3 生物组织厚度对贝塞尔光束自重建过程的影响

最后,本文进一步研究了小鼠肝脏切片厚度对贝塞尔光束自重建行为的影响。实验中保持锥角  $\alpha=0.6^\circ$  不变,改变小鼠肝脏切片厚度,在不同

的自重建距离下,分别测量零阶贝塞尔光束在厚度为 15、10、5  $\mu\text{m}$  小鼠肝脏切片中传输后的自重建光场。图 5(a)、(b)、(c)的第一行是实验所测结果,相应的模拟结果如图 5(a)、(b)、(c)第二行所示。实验与仿真结果表明:在小鼠肝脏切片最大厚度为 15  $\mu\text{m}$  的前提下,组织厚度的变化对自重建光束无衍射距离的影响较小,但由于生物组织具有吸收和散射作用,贝塞尔光束在穿过更厚的肝脏组织切片时,自重建光场的强度明显更低。当小鼠肝脏切片厚度达到 18  $\mu\text{m}$  时,自重建光束在 0 mm 处的自重建光场分布已不再满足准贝塞尔函数分布,也无法保持自重建光束约 30 mm 的无衍射距离。

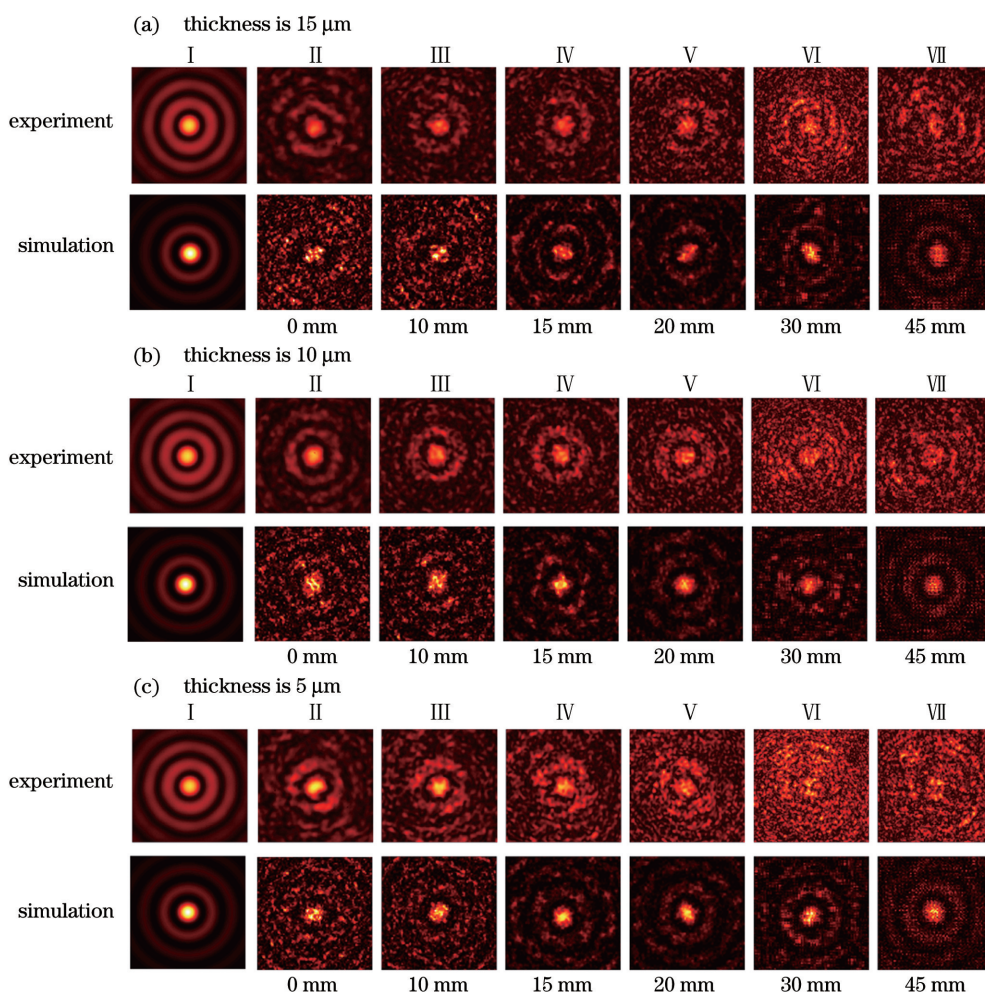


图 5 小鼠肝脏切片厚度对零阶贝塞尔光束自重建的影响。(a)零阶贝塞尔光束经过 15  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为;(b)零阶贝塞尔光束经过 10  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为;(c)零阶贝塞尔光束经过 5  $\mu\text{m}$  厚小鼠肝脏切片后的自重建行为

Fig. 5 Influence of thickness of mouse liver tissue slice on Bessel beam self-reconstruction. Self-reconstruction of the zeroth-order Bessel beam generated with slice thickness of (a) 15  $\mu\text{m}$ , (b) 10  $\mu\text{m}$ , and (c) 5  $\mu\text{m}$ , respectively. The first and second rows in (a), (b), and (c) show the experimental and simulation results, respectively



## 4 结 论

本文研究了贝塞尔光束在小鼠肝脏组织内传输后的自重建特性。首先将小鼠肝脏切片作为弱散射介质的湍流模型进行建模,利用亥姆霍兹方程推导出的角谱理论对光束的前向传输进行分析;然后结合逐步传输算法,仿真了贝塞尔光束对抗生物组织散射影响的自重建过程,并用 SLM 产生贝塞尔光束进行了实验验证。仿真和实验结果表明:锥角越大,零阶贝塞尔光束及其重建光束的中心亮斑或最内环形旁瓣越小,反之则反;贝塞尔光束经过生物组织的相位扰动后,重建光束保持光场分布的无衍射距离大大缩短,但锥角的变化对无衍射距离的影响不大;具有中心亮斑的零阶贝塞尔光束经过肝脏组织切片后,自重建效果优于只由环形旁瓣组成的高阶贝塞尔光束;贝塞尔光束在通过较厚生物介质时仍能保持其自重建特性,但在较厚介质中会损失更多能量。此外,其他实验参数如贝塞尔光束的空间光束质量及生物组织放置位置等的不同,也会影响贝塞尔光束通过生物组织时的传输特性,运用本文理论和实验方法,也可以研究这些参数的影响。

### 参 考 文 献

- [1] Yu D Y, Tan H Y. Engineering optics[M]. 4th ed. Beijing: China Machine Press, 2016: 179-181.  
郁道银, 谈恒英. 工程光学[M]. 4 版. 北京: 机械工业出版社, 2016: 179-181.
- [2] Durnin J, Miceli J J, Jr, Eberly J H. Diffraction-free beams[J]. Physical Review Letters, 1987, 58(15): 1499-1501.
- [3] Nadgaran H, Fallah R. Thermally-affected Cosine-Gauss and Parabolic-Gauss beams and comparisons of Helmholtz-Gauss beam families[J]. Optics Communications, 2015, 341: 160-172.
- [4] Gutiérrez-Vega J C, Iturbe-Castillo M D, Chávez-Cerda S. Alternative formulation for invariant optical fields: mathieu beams[J]. Optics Letters, 2000, 25(20): 1493-1495.
- [5] Li S Z, Shen X J, Wang L. Generation and control of self-accelerating airy beams [J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(5): 0505003.  
李绍祖, 沈学举, 王龙. 自加速艾里光束的生成及控制[J]. 中国激光, 2018, 45(5): 0505003.
- [6] di Domenico G, Ruocco G, Colosi C, et al. Cancellation of Bessel beam side lobes for high-contrast light sheet microscopy[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 17178.
- [7] Zhao T, Lau S C, Wang Y, et al. Multicolor 4D fluorescence microscopy using ultrathin Bessel light sheets[J]. Scientific Reports, 2016, 6: 26159.
- [8] Müllenbroich M C, Turrini L, Silvestri L, et al. Corrigendum: Bessel beam illumination reduces random and systematic errors in quantitative functional studies using light-sheet microscopy [J]. Frontiers in Cellular Neuroscience, 2019, 13: 315.
- [9] Sandeep C S S, Sarangapani S, Hong X J J, et al. Optical sectioning and high resolution visualization of trabecular meshwork using Bessel beam assisted light sheet fluorescence microscopy[J]. Journal of Biophotonics, 2019, 12(12): e201900048.
- [10] Thériault G, de Koninck Y, McCarthy N. Extended depth of field microscopy for rapid volumetric two-photon imaging[J]. Optics Express, 2013, 21(8): 10095-10104.
- [11] Wang L H, Jacques S L, Zheng L Q. MCML: Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1995, 47(2): 131-146.
- [12] Zhang Y, Chen B, Li D. A three-dimensional geometric Monte Carlo method for simulation of light propagation in biological tissues[J]. Chinese Journal of Lasers, 2015, 42(1): 0104003.  
张永, 陈斌, 李东. 一种模拟生物组织内光传播的三维几何蒙特卡罗方法[J]. 中国激光, 2015, 42(1): 0104003.
- [13] Lü C Y, Zhan R J. Theoretical models of light distribution in biological tissues irradiated by laser [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2021, 58(6): 0600003.  
吕晨阳, 战仁军. 激光辐照下生物组织内光分布理论模型 [J]. 激光与光电子学进展, 2021, 58(6): 0600003.
- [14] Capoglu I R, Backman V. Validation of the born approximation in 2-D weakly-scattering biological random media using the FDTD method [C] // 2009 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, June 1-5, 2009, North Charleston, SC, USA. New York: IEEE Press, 2009: 10800768.
- [15] van Roey J, van der Donk J, Lagasse P E. Beam-propagation method: analysis and assessment [J]. Journal of the Optical Society of America, 1981, 71(7): 803-810.
- [16] Chen A T, Wang J J, Han Y P, et al. Implementation of nondiffracting Bessel beam sources in FDTD for scattering by complex particles [J]. Optics Express, 2018, 26(20): 26766-26775.
- [17] Zheng J J, Yao B L, Yang Y L, et al. Investigation of Bessel beam propagation in scattering media with

- scalar diffraction method[J]. Chinese Optics Letters, 2013, 11(11): 112601.
- [18] Glaser A K, Chen Y, Liu J T C. Fractal propagation method enables realistic optical microscopy simulations in biological tissues[J]. Optica, 2016, 3(8): 861-869.
- [19] Arlt J, Kuhn R C, Dholakia K. Optical manipulation of microscopic particles using Bessel beams [C] // Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO 2000), May 7-12, 2000, San Francisco, CA, USA. New York: IEEE Press, 2000: 6795788.
- [20] Carruthers T, Walker J, Casey A, et al. Optical manipulation and sizing of aerosol droplets using Bessel beams[C]//Frontiers in Optics 2011, October 16-20, 2011, San Jose, California, USA. Washington, D.C.: OSA, 2011: FTuA1.
- [21] McGloin D, Dholakia K. Bessel beams: diffraction in a new light [J]. Contemporary Physics, 2005, 46 (1): 15-28.
- [22] Chen X X, Lou Y L, Li C G, et al. Analysis of characteristics of a beam transformed by an axicon [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2021, 58 (17): 1705001.
- 陈晓雪, 楼宇丽, 李重光, 等. 轴锥镜光束变换特性分析[J]. 激光与光电子学进展, 2021, 58 (17): 1705001.
- [23] Schmitt J M, Kumar G. Turbulent nature of refractive-index variations in biological tissue [J]. Optics Letters, 1996, 21(16): 1310-1312.
- [24] Rogers J D, Radosevich A J, Yi J, et al. Modeling light scattering in tissue as continuous random media using a versatile refractive index correlation function [J]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2014, 20(2): 173-186.
- [25] Fan D D, Zhang Q A, Cheng Z M, et al. Simulation and experimental confirmation on the reconstruction of Bessel beams [J]. Acta Physica Sinica, 2012, 61 (16): 164103.
- 范丹丹, 张前安, 程治明, 等. Bessel 光束自重建的模拟仿真与实验验证 [J]. 物理学报, 2012, 61(16): 164103.

## Self-Reconstruction Characteristics of Bessel Beam in Biological Tissue

Xie Jiajun, Tang Shiyao, Chen Yongqiang, Yu Wenhui, Li Yanping, Shen Binglin,  
Qu Junle, Liu Liwei\*

*Key Laboratory of Optoelectronic Devices and Systems of Ministry of Education and Guangdong Province, College of Physics and Optoelectronic Engineering, Shenzhen University, Shenzhen, Guangdong 518060, China*

### Abstract

**Objective** Exploring the reconstruction characteristics of Bessel beams propagation in and through biological tissues has always been a complex problem. Many mature simulation methods such as Monte Carlo (MC), finite difference time domain (FDTD), and beam propagation method (BPM) are used for this exploration. MC is the gold standard for analyzing light propagation in the scattering medium. However, it treats light as particles, so it cannot accurately simulate light propagation with refractive-index variations in biological tissues. FDTD has been used to study the scattering effect of complex particles on Bessel beams with remarkable accuracy and robustness; still, its computational complexity makes the particle model only arranged in two-dimensional sequence space. BPM involves propagating an input beam over a small distance through homogeneous space and then correcting the refractive-index variations caused by the beam during the propagation step, which can be combined with a three-dimensional fractal turbulence model to simulate the propagation of Bessel beams in and through a scattering medium. Since biological tissues can act as a scattering medium, we used BPM and fractal turbulence model to study the reconstruction characteristics of Bessel beam propagation through biological tissues. This has reference value on constructing a new optical tweezer system in biomedical research.

**Methods** A three-dimensional turbulence model was used to model biological tissue with refractive-index variations. By approximating weak scattering, Bessel beam generation and propagation in and through biological tissue were simulated using an algorithm that combined angular spectrum theory and the step-by-step propagation method. The angular spectrum theory uses the Fourier transform algorithm twice in the calculation process, significantly reducing computational complexity. When light propagates in biological tissue, the tissue is regarded as a stack of slices, through which the beam propagates uniformly and is disturbed with a phase delay fluctuation. It repeats until the

beam passes through the biological tissue. This experiment used a spatial light modulator (SLM) loading a programmable phase hologram to modulate the Gaussian incident beam into Bessel beams with different parameters. The programmable phase hologram is a superimposed hologram with axicon and vortex phase holograms. We chose mouse liver tissues of different thicknesses from 5  $\mu\text{m}$  to 20  $\mu\text{m}$  as samples. The reconstructed Bessel beam's light field distribution and intensity were measured using a camera at different reconstruction distances. By changing the cone angle of axicon phase hologram, topical charge number of vortex phase beam, and thickness of mouse liver tissue, the reconstruction behavior of different Bessel beam propagation through mouse liver of various thicknesses was studied.

**Results and Discussions** We find that after the phase disturbance of the biological tissue, the non-diffraction length of the reconstructed beam drastically reduces, and its intensity is much lower than that of the original one (Fig. 3). The thicker the biological tissue, the lower the reconstructed beam intensity (Fig. 5). The bright spot radius of the zeroth-order Bessel beam changes oppositely with the axicon angle, but the cone angle of the axicon has little effect on the “non-diffraction length” of the reconstructed Bessel beam after passing through the biological tissue (Fig. 3). The lower-order Bessel beams show better reconstruction ability from the perspective of retaining the cross-section light field intensity distribution (Fig. 4).

**Conclusions** In this study, the reconstruction ability of Bessel beam propagation through biological tissue is studied via simulation and experiment. The biological tissue is modeled as a turbulent medium with slight refractive index variations. By approximating weak scattering, Bessel beam generation and propagation in biological tissue are simulated using an algorithm that combines angular spectrum theory and step-by-step propagation method. On the experimental aspect, the Bessel beam generates flexibly with a SLM, providing a tool to adjust the Bessel beam parameters and verify the simulation result. A comparison between the simulation and the experimental results is carried out. The results show that after the phase disturbance of the biological tissue, the non-diffraction length of the reconstructed beam drastically reduces, and the reconstructed beam intensity is much lower than that of the original one. The thicker the biological tissue, the lower the reconstructed beam intensity. The bright spot radius of the zeroth-order Bessel beam changes oppositely with the axicon angle, but the cone angle of the axicon has little effect on the “non-diffraction length” of the reconstructed Bessel beam after passing through the biological tissue. The lower-order Bessel beams show better reconstruction ability from the perspective of retaining the cross-section light field intensity distribution. In addition, other experimental parameters, such as the spatial beam quality of Bessel beam and positions of biological tissues, will also affect the reconstruction characteristics of Bessel beam through biological tissues. The effects of these parameters can also be studied by using the theory and method in this paper.

**Key words** medical optics; Bessel beam; turbulence model; angular spectrum theory; spatial light modulator