

无衍射光束在生物显微成像中的应用

王璐艳, 郭宗林, 王思元, 侯春风, 王健*

哈尔滨工业大学物理学院微纳光电信息系统理论与技术工业和信息化部重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150001

摘要 无衍射光束近年来广受关注,其无衍射、自修复和自加速的传播特性在微观成像应用中显示出潜在的优势。无衍射特性可抑制光束在传播过程中的衍射,有助于提升成像的分辨率。自修复特性可使光束在透过强散射介质后快速恢复波前,提高成像景深和信噪比。自加速特性可增加光场信息的有效探测维度,实现多维重构成像。本综述结合几类生物显微成像技术特点,介绍以贝塞尔光束、艾里光束为代表的无衍射光束在高分辨生物显微成像中的应用研究进展。

关键词 无衍射光束; 生物显微成像; 三维成像技术

中图分类号 O436.1; TH742.65

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP230562

Applications of Non-Diffracting Beams in Biological Microscopic Imaging

Wang Luyan, Guo Zonglin, Wang Siyuan, Hou Chunfeng, Wang Jian*

Key Laboratory of Micro-Nano Photoelectric Information System Theory and Technology, Ministry of Industry and Information Technology, School of Physics, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, Heilongjiang, China

Abstract Non-diffracting beams have attracted attention in recent years due to their unique properties, such as diffraction-free propagation and self-repairing and self-accelerating ability, which make them promising candidates for microscopic imaging applications. Non-diffraction beams can suppress beam diffraction during propagation, thereby improving the imaging resolution. Moreover, their self-healing characteristic facilitates quick wave-front recovery after passing through a strongly scattering medium, enhancing imaging depth and signal-to-noise ratio. Their self-acceleration feature expands the detection dimension of light field information, enabling multi-dimensional reconstruction imaging. Based on the characteristics of several biological micro-imaging technologies, this paper discusses the application and research progress of non-diffracting beams, specifically Bessel and Airy beams, in high-resolution biological micro-imaging.

Key words non-diffraction beam; biomicrography; 3D imaging technology

1 引言

光学显微镜是在亚微米尺度开展生物结构研究、揭示生命微观机理的重要工具。光的衍射特性使远场成像分辨率受限于阿贝极限,导致传统光学显微镜无法清晰分辨波长尺度在 200 nm 以下的精细结构。依赖透镜的理想成像关系导致成像景深小,需要经 z 轴扫描实现三维结构成像。如何突破分辨率限制,实现高速、大视场的三维成像是生物光学显微成像领域的前沿科学问题。

在光学显微镜发展过程中,荧光显微技术^[1]通过分离激发(照明)光场与发射(成像)光场,提高了成像

信噪比(SNR),利用差异化荧光标记实现选择性成像,成为生物光学显微技术发展的主要方向。在此基础上,诞生了多种以超分辨、大景深、三维成像为代表的技术形式,其特点如表 1 所示。

在这些成像技术中,光场技术的创新和应用发挥了重要作用,并为拓展新的成像途径带来诸多启示:在照明端,提高激发光照明深度可增大成像景深;压缩激发光照明区域(如光片)有助于提高成像信噪比;在成像端,压缩点扩散函数(PSF)可提高成像分辨率;通过调控成像光场的探测方式结合算法设计,则能够在成像景深、三维视场方面获得突破。

无衍射光场具有无衍射、自修复、自加速传播特

收稿日期: 2023-01-12; 修回日期: 2023-02-09; 录用日期: 2023-02-27; 网络首发日期: 2023-03-09

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(62175052)

通信作者: hitwj@hit.edu.cn

表 1 几种典型的光学显微成像技术

Table 1 Several typical optical microscopic imaging technologies

| Imaging technology | Technical means | Imaging characteristics |
|--|---|-------------------------|
| PALM ^[2] , STORM ^[3] | Using switching dye and algorithm to compress the PSF | Super-resolution |
| STED ^[4] | Compress PSF with the physical loss method | Super-resolution |
| SIM ^[5] | Structured light illumination shift the spectrum to break through the bandwidth limit of the imaging system and reconstruct high-frequency information | Super-resolution |
| Two-photon/multiphoton microscope ^[6-7] | Combined with a laser scanning confocal microscope and two-photon/multi-photon excitation, use long-wavelength light to improve the penetration depth | Large-DOV |
| Optical microscopy ^[8] | The illumination light field is perpendicular to the imaging light field, illuminating the thin area at a specific depth, avoiding the interference of the traditional coaxial imaging background light | High SNR and large-DOV |
| Light-field microscope ^[9] | Using a microlens array to collect light information, and retrieve information through multi-angle images | 3D imaging |
| The holographic microscope ^[10] | Holographic technology to solve the contradiction between the resolution and DOV of the microscope | Large FOV |
| Polarizing microscope ^[11] | Change the natural light field to a polarized light field | Detect anisotropy |

性,近年来广受关注。无衍射特性使光束的波前分布在长距离的传播过程中保持稳定,能够抑制光的衍射,有助于提高成像分辨率。自修复特性使光束在遇到阻碍后,经过一定距离的传播即可恢复到原有波前,因此在生物组织等强散射介质中的成像应用中可提高景深和信噪比。自加速特性可使光束轨迹出现非直线传播,通过探测轨迹特性反映样品的多维信息,实现多维重构成像。在近二十年的生物成像显微技术发展过程中,无衍射光束被应用到光片显微镜、多光子显微镜、STORM等多种成像系统中,使成像性能在视场、景深、分辨率、信噪比等方面获得提升,也诞生了诸多新型的成像机制,为生物成像显微技术发展注入了活力。

2 无衍射光束及其传播特性

1987年,Durnin等^[12]首次提出“无衍射光束”的概念,它是指在传播过程中波包或横截面强度分布保持不变的光束。作为真空中波动方程的特殊解,研究人员分别基于标量近似和矢量理论探讨了无衍射光束的产生条件及其传播特性^[12-14]。理论上,无衍射光束可看作不同传播矢量(角谱)的平面波的叠加,在柱坐标 (r, φ, z) 下,其复振幅的积分式可表述为

$$a(r, \varphi, z, t) = \frac{ik}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} A(\psi) f(r, \varphi, \psi, z, t) d\psi, \quad (1)$$

$$f(r, \varphi, \psi, z, t) = \exp(-i\beta z) \exp[iar \cos(\psi - \varphi)], \quad (2)$$

式中: $A(\psi)$ 代表一个周期函数; β 代表纵向波数; α 为径向波数,其物理含义由角谱定义。复振幅 a 在 $x-y$ 平面进行二维傅里叶变换后可得到角谱 $F(\nu_x, \nu_y)$,角频率 (ν_x, ν_y) 是柱坐标下径向角频率 ν 的方向分量,即 $\nu_x = \nu \cos \psi, \nu_y = \nu \sin \psi$,则角谱

$$F(\nu, \psi) = A(\psi) \delta(\nu - \nu_0), \quad (3)$$

式中: ν_0 是径向角频率,满足 $\nu_0 = \alpha/2\pi$ 。根据式(3)可知,由于角谱由单一径向角频率的平面波叠加形成,且各平面波的相对相位差保持不变,因此可抑制衍射现象,使波前分布稳定传播。此外,光束角谱的 δ 函数对应携带的能量为无穷大,现实中无法实现。为了进行实验观测,可以在角谱 δ 函数上叠加一个有限孔径的光阑进行截趾,使其能量为有限值,形成的光束在特定传播区域内仍呈现无衍射特性。由于无衍射光束可看作是平面波的相干叠加,当其遇到不透明物的遮挡时,即使部分平面波分量通过,也可以通过干涉重建遮挡的部分恢复原有的波前分布,因此无衍射光束具有自修复特性。随着光场调控技术的发展,无衍射光束一般可以采用计算全息的方法产生^[15-16],结合出射面与入射面的波前分布,计算得到调制面的振幅或相位分布,进而通过曝光胶片或使用空间光调制器调控光场实现^[17]。结合光学显微成像应用,下面介绍两种典型的无衍射光束:贝塞尔(Bessel)光束和艾里(Airy)光束。

2.1 贝塞尔光束

Bessel函数是自由空间标量波动方程的解,Bessel光束的横截面光场分布是Bessel函数的形式,传播过程中具有高度局域性,光强分布保持不变,体现出光束经过障碍物后的自修复特性。2008年,Litvin等^[18]根据Bessel光束的圆锥波特性和提出Bessel光束的自修复模型,并进行了实验验证。2011年,Zhang等^[19]验证了高阶Bessel-Gauss光束的自修复特性。2012年,Chu等^[20]基于巴比涅原理解释了Bessel光束的自修复性,并发现自修复后的Bessel光束比原光束的光场强度更大。2017年,Aiello等^[21]提出光束自修复的量化方法。2022年,谢家俊等^[22]基于角谱理论,提出用于确定受阻Bessel光束恢复距离的方法,并进行了理论仿真和实验验证。

根据相干理论,Bessel光束可看作由角谱为传播矢量位于锥面上的平面波的叠加,各平面波振幅保持不变,且相位被方向角 φ 调制,即 $A(\varphi)=A_0 \exp(in\varphi)$ 。Bessel光束的光波场^[18]可表述为

$$U(r, \varphi, z, t) = A_0 J_n(ar) \exp[i(\omega t + n\varphi - \beta z)], \quad (4)$$

式中: J_n 是 n 阶 Bessel 函数, n 值对应于相干平面波相位差的周期数; α 和 β 满足 $k = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} = 2\pi/\lambda$, k 是波数, λ 是光波长。当相干叠加的各平面波相位差不变时,得到 0 阶 Bessel 光束,其光强分布为

$$I(r, z) = |A_0|^2 J_0^2(ar). \quad (5)$$

由式(5)可知,光强分布与光束传播距离 z 无关,表现出无衍射特性。图 1(a)、(b)分别对应 0 阶和 1 阶 Bessel 光束的横截面强度分布。

环缝法是实验室最早用于产生 Bessel 光束的方法。根据 Bessel 光束的数学形式,在频域内采用圆环缝并进行傅里叶变换,即可产生 Bessel 光束^[13]。Bessel 光束可看作角谱在锥面上传播的平面波的叠加,因此也可使用棱锥透镜调制平面波在空间域产生[图 1(c)]^[23]。随着空间光调制器技术的发展,为了方便调控光束的传播特性,实验上通常使用环形相位板在频域内调控高斯(Gaussian)光或平面波的频谱,再通过傅里叶变换产生 Bessel 光束^[24]。根据焦散线原理,Bessel 光束传播轨迹上的特定点可以看作传播过程中某一环形面出发的锥面光束在该点会聚的结果[图 1(d)],不同锥面会聚点的变化,构建了 Bessel 光束的传播轨迹^[25]。根据该原理推演,就可以设计出任意传播路径的 Bessel 光束[图 1(e)~(g)]。

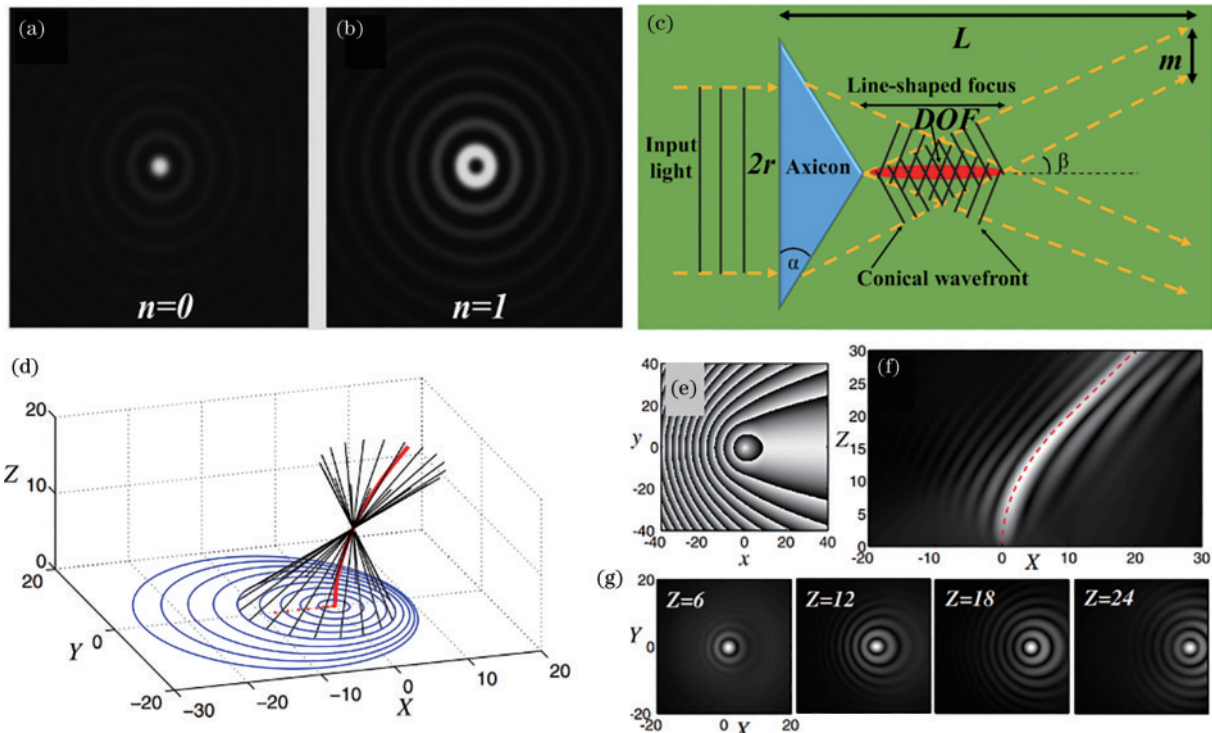


图 1 Bessel 光束的截面强度分布及产生原理^[23, 25]。(a) 0 阶 Bessel 光束的横截面强度图;(b) 1 阶 Bessel 光束的横截面强度图;(c) 棱锥透镜产生 Bessel 光束示意图;(d) Bessel 光束产生的原理图;(e) 具有横向弯曲轨迹 Bessel 光束的调制相位图;(f) x - z 平面强度分布图;(g) x - y 平面强度分布图

Fig. 1 Cross-section intensity distribution and generation principle of the Bessel beam^[23, 25]. (a) Cross-section intensity diagram of Bessel beam of order 0; (b) cross-section intensity diagram of Bessel beam of order 1; (c) diagram of Bessel beam generated by a prism lens; (d) schematic diagram of Bessel beam generation; (e) modulation phase diagram of Bessel beam with transverse bending; (f) intensity diagram of x - z plane; (g) intensity diagram of x - y plane

2.2 艾里光束

1979 年, Berry 等^[26]在量子物理领域研究薛定谔方程时,发现它具有一个特殊的解,表现为 Airy 函数。基于该函数的 Airy 波包有无穷大的能量,不能通过实验实现。2007 年, Siviloglou 等^[27]在 Airy 函数形式上附加了一个指数衰减项,在满足薛定谔方程的同时,第一次实验产生了有限能量的 Airy 光束,并验证了光束的自弯曲和无衍射特性。Airy 光束独特的传播特性吸引了

研究者的关注。在此后的十余年, Bandres 等^[28-29]针对光束的产生机理与传播调控开展了细致而深入的探讨,为 Airy 光束在光操控、成像等领域的应用奠定了基础。

Airy 光束是光束在自由空间传播的一种特殊形式, Airy 函数是波动方程的特殊解^[27, 30]。自由空间传播的电磁波需满足标量亥姆霍兹方程:

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 E}{\partial z^2} + k_0^2 E = 0, \quad (6)$$

式中:波数 $k_0 = 2\pi/\lambda$; E 为光电场大小。对 E 进行变量分离,有

$$E(x, z) = U(x, z) \exp(-j\beta z), \quad (7)$$

式中: U 为电场的振幅包络;波矢在传播方向上的投影 $\beta = \sqrt{k_0^2 - k_x^2}$, k_x 为横向空间频率。在傍轴且慢变振幅近似条件下,根据式(6)、(7)可知, U 满足无量纲化一维衍射方程:

$$j \frac{\partial U}{\partial \xi} + \frac{1}{2} \frac{\partial^2 U}{\partial s^2} = 0, \quad (8)$$

式中: s 是无量纲的一维横向坐标,且 $s = x/x_0$, x_0 为尺度缩放因子; ξ 是归一化的传输距离, $\xi = z/(k_0 x_0^2)$ 。式(8)的解析解可表述为

$$U(s, \xi) = \text{Ai} \left[s - \left(\frac{\xi}{2} \right)^2 \right] \exp \left(j \frac{s\xi}{2} - j \frac{\xi^3}{12} \right), \quad (9)$$

式中: $\text{Ai}(x)$ 是 Airy 函数, $\text{Ai}(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp \left(\frac{1}{3} t^3 + xt \right) dt$ 。满足(9)式的光场分布即为 Airy 光束,其光强为

$$I(s, \xi) = \left\{ \text{Ai} \left[s - \left(\frac{\xi}{2} \right)^2 \right] \right\}^2. \quad (10)$$

式(10)表明, Airy 光束的能量沿着抛物线 $s = (\xi/2)^2$ 传播,在 $x-z$ 坐标下其横向偏移距离 $x_0 = \lambda^2 z^2 / (16\pi^2 x_0^3)$, 该光束具有横向自加速特性,如图 2(a) 所示。

由于积分 $\int_{-\infty}^{+\infty} |\text{Ai}(s)|^2 ds$ 的值趋于无穷大,意味着 Airy 光束蕴含无穷大的能量,现实中无法实现。为了在实验中产生 Airy 光束, Siviloglou 等^[27]通过引入指数衰减因子进行“截趾”,利用频域调控技术制备出有限能量的 Airy 光束,如图 2(b)所示。二维的 Airy 波包呈现出由主瓣和旁瓣构成的非对称结构,如图 2(c)所示。“截趾”导致 Airy 光束的横截面分布表现出近“无衍射”的传播特性[图 2(d)~(i)]^[31], Airy 波包的能量分布及其传播轨迹可以利用频谱技术进行调控[图 2(j)~(n)]^[32]。李怡等^[33]经仿真分析得出长传输距离的有限能量无衍射 Airy 光束,可通过合理增大截断孔径宽度以及选取合适的调制函数和横向尺度因子来产生。

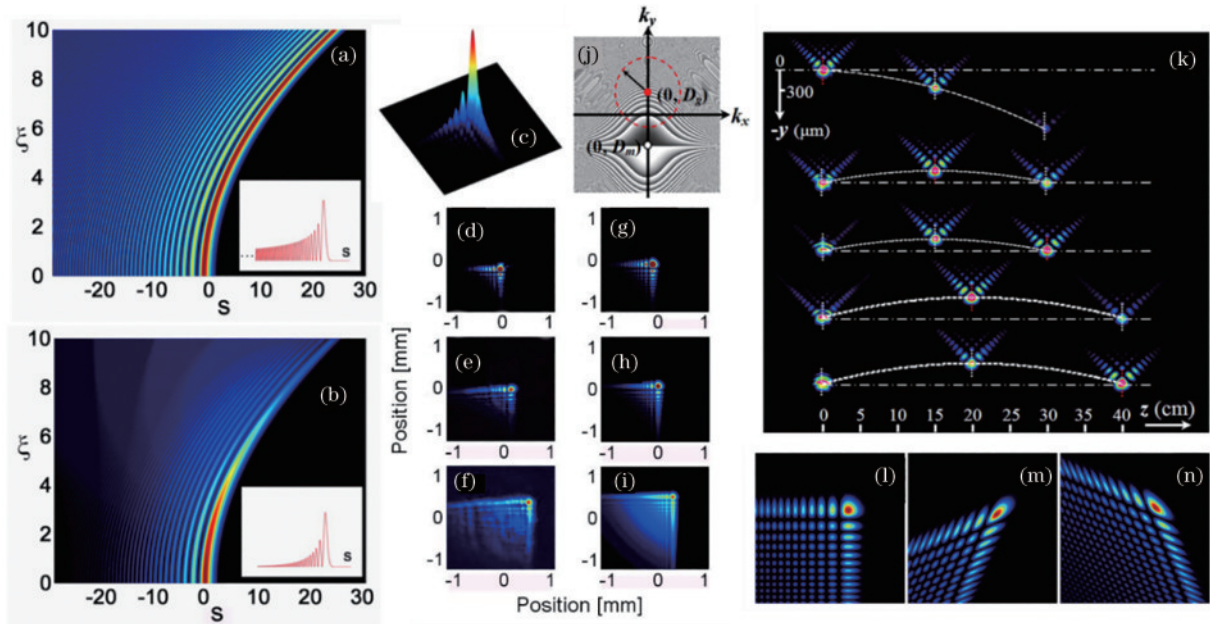


图 2 Airy 光束传播轨迹及截面分布^[27,31-32]。(a)理想 Airy 光束的传播轨迹;(b)截趾 Airy 光束的传播轨迹;(c)Airy 波包的强度分布图;(d)~(f)对应 z 为 0、10、20 cm 处的截趾 Airy 光束横截面分布;(g)~(i) Gaussian 光束与相位板的相对位置的理论仿真结果;(j)(k)对应 Airy 光束的传播轨迹及其横截面分布;(l)~(n)频域调控下的 Airy 光束横截面分布

Fig. 2 Propagation path and cross section distribution of Airy beam^[27,31-32]. (a) Propagation path of the ideal Airy beam; (b) propagation path of “truncated” Airy beam; (c) the intensity distribution of the Airy wave packet; (d)–(f) the cross-section distribution of the “truncated” Airy beam corresponding to z is 0, 10, 20 cm; (g)–(i) theoretical simulation results of the relative position between the Gaussian beam and phase plate; (j) (k) the propagation trajectory and cross-sectional distribution of the corresponding Airy beam; (l)–(n) Airy beam cross-section distribution under frequency-domain modulation

人们首次在实验上制备 Airy 光束是采用空间光调制器调制光场的方法。激光被准直后入射到空间光调制器上,经其加载的立方相位调制,而后经过透镜进行傅里叶变换,在透镜后焦面即可产生 Airy 光束。受

到空间光调制器的调制效率和损伤阈值限制,该方法产生的 Airy 光束效率不高。2011 年, Li 等^[34]利用银表面的非周期阵列产生了等离激元 Airy 光束。Longhi^[35]和 Porat 等^[36]等分别从理论和实验上实现了基于衍射

光栅的 Airy 激光器。Cao 等^[37]在光刻胶上用激光直写的方式制作了一个立方相位分布的连续相位板,该方法产生的 Airy 光衍射效率可达 98.33%。2013 年,Voloch-Bloch 等^[38]用电子波函数制备 Airy 光束,使光束的传播距离增大。该方法可用于制备长距离传输的 Airy 光束。

3 无衍射光束在生物显微成像中的应用

光学显微技术在生物细胞、组织或神经信号等领域的成像应用不断追求更高的分辨率、更快的成像速度和多维度的信息表达。近年来,人们基于光片显微镜、双/多光子显微镜、激光扫描显微镜等成像系统,研究了 Bessel 光束、Airy 光束等无衍射光束应用于激发端或发射端时对成像性能的影响,在分辨率、信噪比、成像速度和多维度探测等方面取得了诸多新颖的科学发现。

3.1 无衍射光束在光片显微镜中的应用

光片显微镜是胚胎、类器官等活性样品的三维成像工具,具有分辨率高、光毒性低、可长时间观测等特点。该技术采用薄层光片照明样品,并在垂直于光传

播的方向测量,有效缓解了传统显微镜在深度方向上离焦背景光的交扰及其导致的信噪比下降。在共聚焦模式下,通过在深度方向上平移光片,可实现三维体成像^[39-40]。传统的光片由 Gaussian 光束产生,光片厚度由物镜的数值孔径(NA)决定,由于衍射原因,光片在离焦后快速展宽,因此光场激发的均匀性和成像视场受到限制。Bessel 光束的使用为生物组织内深层结构的高质量观测提供了一种新的技术途径。Fahrbach 等^[41]利用空间光调制器调制激光产生 Bessel 光束,并压缩成 Bessel 光片[图 3(a)],在几个瑞利距离内光片的厚度保持均匀,拓展了成像视场。玻璃球衍射实验结果表明,相较于 Gaussian 光片照明,Bessel 光片在透过玻璃球后能够快速恢复波前结构,从而抑制光散射,提高照明深度[图 3(b)]。Gaussian 光束产生了较多的条纹形照明伪影,Bessel 光束则减少了背景散射,实现了更均匀的照明。该结果在人体皮肤组织的光束透射实验中得到进一步证实[图 3(c)、(d)]。相对于 Gaussian 光片照明[图 3(e)],Bessel 光片的定向传播距离更远,能够对深度~300 μm 的上皮组织基膜进行清晰成像[图 3(f)]。

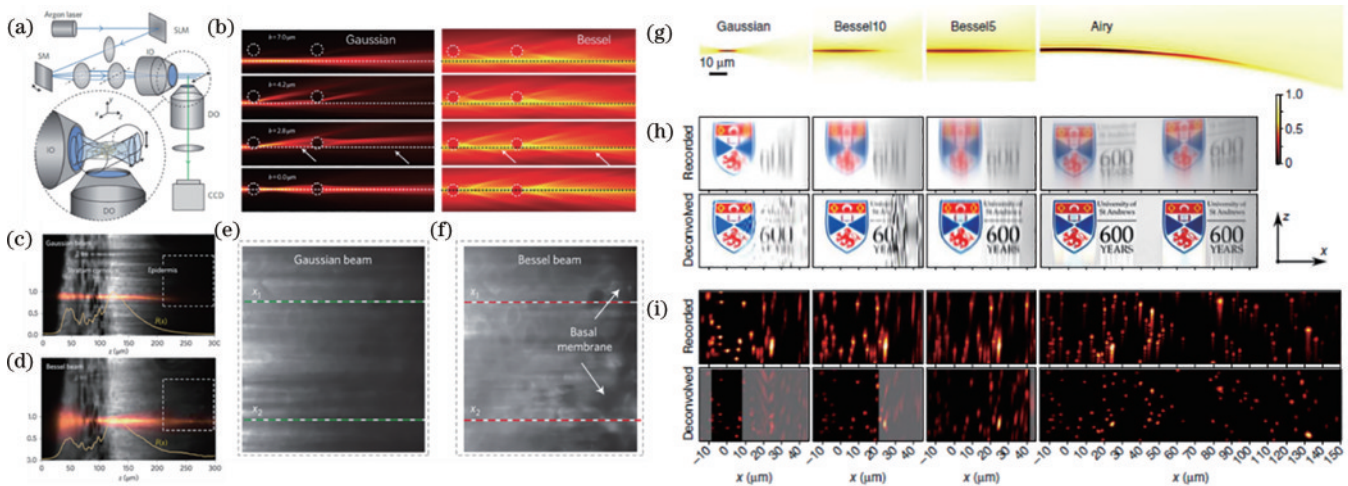


图 3 无衍射光束在光片显微镜中的应用研究。(a) Bessel 光片显微镜结构示意图;(b) Gaussian 光束和 Bessel 光束透过玻璃球的传播截面强度分布;(c)(d) Gaussian 光束和 Bessel 光束穿过人体皮肤的传播截面图;(e)(f) 基于 Gaussian 光束和 Bessel 光束在邻近基膜的上皮组织成像^[41];(g) Gaussian 光束、Bessel 光束和 Airy 光束 $x-z$ 平面强度分布;(h) 三种光束的成像仿真,上下分别对应去卷积前后结果;(i) 是与图 3(h) 相对应的荧光粒子实验图像^[42]

Fig. 3 Application research of diffraction-free beam in light sheet microscope. (a) Structure diagram of the Bessel light sheet microscope; (b) the intensity distribution of the propagation cross section of the Gaussian beam and Bessel beam through the glass sphere; (c)(d) cross sections of Gaussian beam and Bessel beam passing through human skin; (e)(f) epithelial tissue imaging near the basement membrane based on the Gaussian beam and Bessel beam^[41]; (g) the $x-z$ intensity distribution of Gaussian beam, Bessel beam, and Airy beam; (h) the simulation of the three beams corresponds to the results before and after deconvolution; (i) the fluorescent particle experimental image corresponding to Fig. 3(h)^[42]

Airy 光束除具有无衍射、自修复特性外,其特有的横向自弯曲传播性质为提高光片显微镜成像性能带来了新的研究思路。Vettenburg 等^[42]在光片显微镜中采用 Airy 光片照明,并与 Gaussian 光片、Bessel 光片照明进行了比较。研究表明,Airy 光片具有更长的传播距离,通过调控光场特性能够大幅增加成像视场[图 3(g)]。

在相同的数值孔径下,Airy 光片的视场分别是 Gaussian 光片和 Bessel 光片成像视场的 10 倍和 4 倍。由于 Airy 光束的 PSF 是非对称结构,去卷积处理更为有效[图 3(h)],因此成像分辨率更高。此外,相对于 Bessel 光束照明,Airy 光片能够缓解 Bessel 光束外环对成像分辨率和信噪比的影响,进而提高成像的对比度[图 3(i)]。

3.2 无衍射光束在双/多光子显微镜中的应用

双/多光子显微镜采用脉冲激光进行空间扫描成像,是活体稀疏生物组织和神经网络的长时、高信噪比的三维成像工具。它基于共聚焦成像原理,样品在光束会聚点同时吸收两个/三个光子实现荧光激发,会聚点外不激发,从而降低成像背景噪声,并减小光毒性对生物组织的影响。多光子显微镜通常采用长波作为激发光,适用于大景深成像,但成像一个体积样品,需要进行三维扫描,因此成像速度受到限制。Bessel 光束的无衍射特性能够提高组织内的光传播距离,实现大景深的并行扫描成像。同时,其自修复特性也有利于光束会聚点的准确,并保持光强稳定、提高成像速度。近年来 Bessel 光束在多光子显微镜成像应用中被深入研究^[43-44]。Takanezawa 等^[45]使用双光子 Bessel 光束激发技术,实现了深度为毫米级的青鳉鱼幼体双色快速

三维成像[图 4(a)],成像速度为 $\sim 3/4 \text{ mm}^3/\text{s}$,轴向分辨率为 $2\sim 3 \mu\text{m}$ 。Bessel 光束无衍射特性的成像优势也在三光子显微镜中得以展现^[46]。基于 Bessel 光束的三光子显微镜显著提升了成像深度与成像速度,它的 PSF 呈长针形状[图 4(b)]^[47],相对于双光子显微镜的 PSF[图 4(c)],其光能量更为集中[图 4(d)、(e)],因而能够降低 Bessel 光束外环对成像信噪比的影响。图 4(f)比较了活体斑马鱼血管的双光子和三光子成像结果。可以看到,使用 Bessel 光束的三光子显微图像[图 4(g)]比双光子显微图像[图 4(h)]的背景噪声抑制得更好,图像的信噪比更高[图 4(i)]。此外,Bessel 光束的模式转换技术也被用于提升双光子显微镜的分辨率。He 等^[48]对 0 阶和 1 阶 Bessel 光束进行减操作,提出一种高分辨率体积 SLAM 技术[图 4(j)],通过分别测量 0 阶和 1 阶 Bessel 光束的 PSF,得到了相减处理

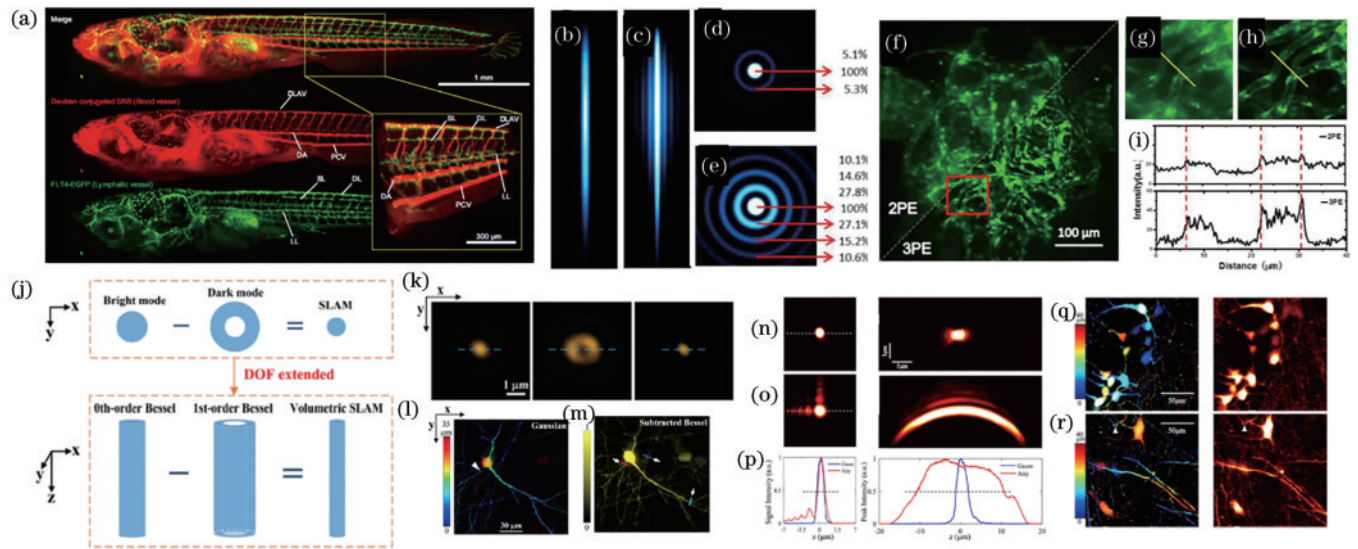


图 4 无衍射光束在双/多光子显微镜中的应用。(a)青鳉鱼幼体的双色三维结构图,其中,红色图像是血管图像,绿色是淋巴管图像;(b)(c)三光子激发与双光子激发成像系统的 $x-z$ 平面 PSF;(d)(e)三光子激发与双光子激发成像系统的 $x-y$ 平面 PSF;(f)活体斑马鱼血管的成像图比较;(g)对应图 4(f)红框部分的双光子成像;(h)对应图 4(f)红框部分的三光子成像;(i)对应图 4(g)、(h)中黄线方向的荧光强度;(j)调控 Bessel 光束模式构建 SLAM 体成像原理图;(k)0 阶、1 阶和相减处理后的 Bessel 光束横截面强度分布;(l)基于 Gaussian 光束得到的小鼠脑切片投影图,颜色对应不同深度;(m)使用 0 阶和 1 阶 Bessel 光束相减处理后的小鼠脑切片投影图^[45, 47-48];(n)(o)双光子显微镜中 $1 \mu\text{m}$ 荧光粒子的 Gaussian 光和 Airy 光的 PSF 在 $x-y$ 面(左)、 $x-z$ 面(右)实验图;(p)与图 4(n)、(o)对应的强度曲线;(q)(r)小鼠脑切片成像,其中,左图对应 Gaussian 光 z 扫描成像,并对深度进行色彩编码,右图为 Airy 光束单帧测量图像^[49]

Fig. 4 Application of non-diffracting beam in two-photon/multi-photon microscope. (a) Two-color 3D structure diagram of young killifish, in which the red image is the blood vessel image and the green image is the lymphatic vessel image; (b)(c) the $x-z$ plane PSF of three-photon and two-photon excitation imaging system; (d)(e) the $x-y$ plane PSF of three-photon excitation and two-photon excitation imaging system; (f) comparison of images of live zebrafish blood vessels; (g) two-photon imaging corresponding to the red line area in Fig. 4(f); (h) three-photon imaging corresponding to the red line area in Fig. 4(f); (i) fluorescence intensity corresponding to the yellow line direction in Fig. 4(g), (h); (j) SLAM volume imaging schematic diagram by adjusting Bessel beam mode; (k) cross-section distribution of Bessel beam with order 0, order 1 and subtraction; (l) projection of mouse brain slices based on Gaussian beam, color corresponding to different depths; (m) projection of mouse brain slices after subtraction of 0-order and 1-order Bessel beams^[45, 47-48]; (n)(o) the PSF experimental images of the Gaussian and Airy for a $1 \mu\text{m}$ fluorescent particle in the two-photon microscope on the $x-y$ (left) and $x-z$ (right) plane; (p) strength curve corresponding to Fig. 4(n), (o); (q)(r) mouse brain slice imaging, in which the left image corresponds to Gaussian beam z scan imaging, and the depth is color coded, and the right image is a single frame measurement image of Airy beam^[49]

后的 PSF [图 4(k)], 使所成图像的横向分辨率提升了 28.6%。与传统 Gaussian 光束的双光子显微图像比较结果表明, Bessel 光束能够对小鼠的脑切片准确成像, 且相减处理后的图像比 Gaussian 光束的图像 [图 4(l)] 表现出更多的细节信息, 在不同成像深度 ($2\ \mu\text{m}$ 、 $12\ \mu\text{m}$ 、 $29\ \mu\text{m}$) 下该结论均成立。

Airy 光束的无衍射特性也提升了多光子显微镜的成像性能。Tan 等^[49]研究了 Airy 光束照明对多光子显微成像的影响。相对于传统的 Gaussian 光束激发, Airy 光束 PSF 主瓣的横向尺寸仍保持较高的分辨率, 但其纵向半峰全宽 ($21.30\ \mu\text{m}$) 是 Gaussian 半峰全宽 ($3.05\ \mu\text{m}$) 的 6 倍以上, 因此成像视场在轴向大幅提升 [图 4(n)~(p)]。对于厚度为 $40\ \mu\text{m}$ 的荧光粒子体积样品, 采用 Gaussian 光束以 $0.5\ \mu\text{m}$ 的纵向步长扫描, 对样品厚度方向成像大约需要 3 min, 由此可见, 对于大视场的体积样品成像是一个极为耗时的过程。然而, 采用 Airy 光束照明, 一次 2D 扫描即可完成体积成像, 显著提高了成像速度。图 4(q)、(r) 是小鼠脑切片分别在 Gaussian 光 z 扫描 (对深度进行色彩编码) 和 Airy 光束单帧 2D 扫描的成像图。可以看出, 两种方法均可以清晰分辨分布在组织切片不同深度的大约 13 个神经元, 但 Gaussian 扫描只能显示这些神经元细胞在特定深度的分布, 相比之下, Airy 光束扫描可以使所有细胞在同一体积内同时捕获, 而不需要轴向运动或扫描。此外, 两种模式下的图像具有几乎相同的横向分辨率。这些研究为以 Airy 光束作为激发光场, 提升其他显微技术在成像速度和视场、景深等方面提供了新的研究思路。

3.3 无衍射光束在其他显微成像技术中的应用

Bessel 光束的应用使受激拉曼显微技术得到发展。受激拉曼显微镜通过探测样品的拉曼散射信号区分样品的化学成分进行三维成像, 适用于非标记活体细胞。传统的受激拉曼显微镜利用聚焦的 Gaussian 光

束对样品进行二维扫描, 而对于三维体积成像, 需要轴向移动样品或 Gaussian 光束焦点。因此, 样品体积越大, 成像越耗时, 且要求 Gaussian 光束长距离保持紧聚焦特性, 成像深度受限。Bessel 光束的无衍射和自修复特性确保了光束在生物样品内长距离传播的方向性和均匀性, 有益于提高成像深度。采用 Bessel 光束, 通过探测不同方向的拉曼散射信号, Chen 等^[50]提出一种结合层析成像技术的受激拉曼投影显微镜 [图 5(a)]。该技术产生两束重复频率为 80 MHz 同步脉冲激光, 其中, 一束为 $1040\ \text{nm}$ 固定波长的斯托克斯光, 另一束是 $680\sim 1300\ \text{nm}$ 的可调谐泵浦光。斯托克斯光被声光调制器调制为 $2.5\ \text{MHz}$ 。泵浦光束被延迟和分光后与斯托克斯光共轴传输, 使用轴透镜将共轴光束调制为环形光束。通过一个 $4f$ 系统压缩光束尺寸, 在检流计系统进行激光扫描, 扫描后的环形光束再次通过一个 $4f$ 透镜系统扩展, 而后经相位调制生成 Bessel 光束用于探测。该显微镜探测 Bessel 光束方向的拉曼散射信号的强度积分, 并通过旋转样品得到不同方向的投影图, 利用层析重建算法对样品化学组分的体分布进行成像。图 5(b) 是采用 Gaussian 光束受激拉曼显微镜测量得到的不同深度的聚苯乙烯球。图 5(c) 是图 5(b) 的合成图像, 不用颜色代表不同的样品深度。图 5(d) 和图 5(e) 分别对应拉曼信号开、关状态下的受激拉曼投影显微镜的观测图像。该技术通过二维扫描实现了样品化学组分的三维成像, 具有成像速度快的优势。

在受激发射损耗显微镜 (STED) 中, 以 Bessel 光束作为激发光来提升成像速度, 并降低光漂白和光损伤。STED 通过荧光饱和吸收损耗压缩 Gaussian 光激发的 PSF, 能够突破传统的分辨率极限, 且成像过程无需后续处理。由于采用单点测量和平面扫描相结合的成像方式, 成像速度慢, 且易带来光损伤。基于 Bessel 光束的 STED [图 6(a)] 通过调控光场相位产生 0 阶激发光和 1 阶激发损耗光 [图 6(b)、(c)], 并通过两种光

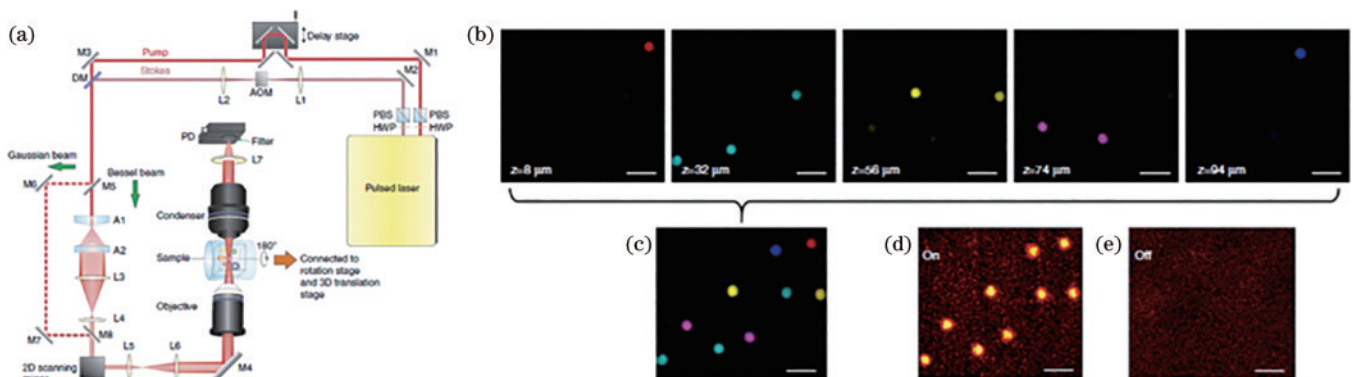


图 5 无衍射光束在受激拉曼显微技术中的应用^[50]。(a) 基于 Bessel 光束的受激拉曼投影显微镜光路图; (b)(c) 聚苯乙烯球体积样品在不同深度的受激拉曼成像及其合成图像; (d)(e) 拉曼信号开、关下的受激拉曼投影图像

Fig. 5 Application of non-diffracting beam in stimulated Raman microscopy^[50]. (a) Set-up of stimulated Raman projection microscope based on Bessel beam; (b)(c) stimulated Raman imaging and synthetic images of polystyrene ball at various depths; (d)(e) the stimulated Raman projection images of the Raman signal on and off

束对样品的共轴激发构建 Bessel-Beam STED 显微镜^[51]。成像过程中,光源可同时激发光束线上的所有荧光分子,相对于传统的单点激发,有效提高了成像速度。此外,该激发模式也避免了单点激发的能量累积,缓解了光漂白和光损伤。

除了激发端应用,Bessel 光束也被应用于显微成像的发射端。Hua 等^[52]应用 PSF 设计了双环 Bessel 光

束调制相位板[图 6(d)],实现了 Bessel 光束外环的压缩,并通过 Chirp 技术设计了大景深的 DRIP-PSF [图 6(e)、(f)]。海拉细胞的成像实验表明,Bessel 光束调制成像的横向分辨率接近衍射极限(~ 300 nm),相对于传统 Gaussian 光束 z 扫描三维成像[图 6(g),成像深度 $4\ \mu\text{m}$],成像景深可提升 4~5 倍[图 6(h)],且成像信噪比也有明显提升[图 6(i)~(k)]。

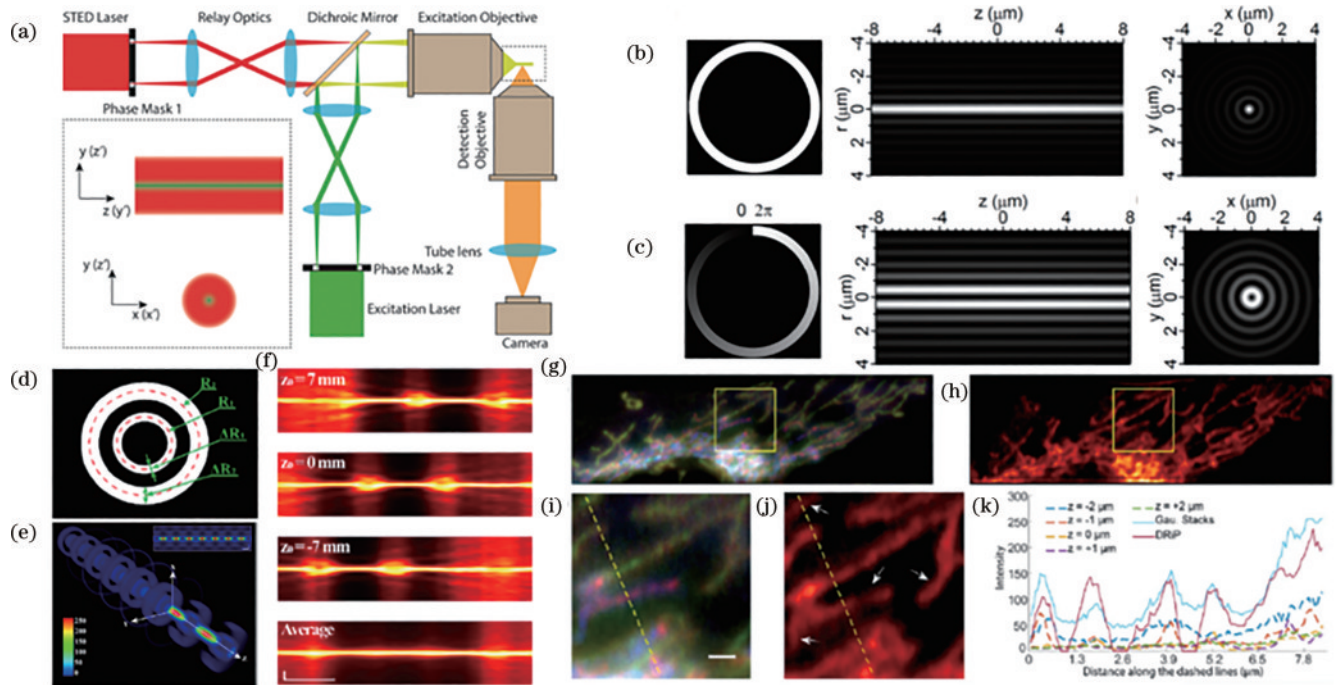


图 6 无衍射光束在受激发射损耗显微镜中的应用^[51-52]。(a) Bessel-Beam STED 显微镜光路示意;(b) 0 阶 Bessel 光束的调制相位、 r - z 和 x - y 平面的强度分布;(c) 1 阶 Bessel 光束的调制相位、 r - z 和 x - y 平面的强度分布;(d) 双环 Bessel 光束的调制相位;(e) 对应于图 6(d) 调制相位的 Bessel 光束仿真图;(f) 不同偏置距离与平均后的 r - z 平面光束传播强度分布;(g) 海拉细胞在传统 Gaussian 光束显微镜的扫描图像;(h) 与图 6(g) 对应的 Bessel 光束调制成像;(i)(j) 图 6(g)、(h) 中黄线框的放大图;(k) 图 6(i)、(j) 中黄点线方向的强度分布曲线

Fig. 6 Application of non-diffracting beam in stimulated emission loss microscope^[51-52]. (a) Schematic diagram of Bessel-Beam STED microscope; (b) the phase of the 0-order Bessel beam, the intensity distribution of the r - z and x - y planes; (c) the phase of the 1-order Bessel beam, the intensity distribution of the r - z and x - y planes; (d) the phase of double-ring Bessel beam; (e) simulation diagram of Bessel beam corresponding to Fig. 6(d); (f) the beam intensity distribution of r - z plane with different bias distance and average value; (g) scanning image of HeLa cells under traditional Gaussian beam microscope; (h) Bessel beam imaging corresponding to Fig. 6(g); (i)(j) the enlarged view of the yellow line area in Fig. 6(g) and Fig. 6(h); (k) the intensity distribution curve corresponding to the yellow dot line direction in Fig. 6(i) and Fig. 6(j)

对 Airy 光束而言,其不仅能应用于显微成像的激发端,还可应用到成像的接收端,用于拓展成像维度,实现无扫描三维成像。由于 Airy 光束可以经 Gaussian 光束在频域内调控产生,因此在荧光显微镜的成像端可以通过一个调控光路($4f$ 系统)生成 Airy 图像光场,该方面的研究近年来也取得了一些欣喜的成果。Airy 光束独特的横向自加速特性将光束的轴向传播深度与横向偏移距离相关联,因此测量光束的横向偏移量即可解析并定位荧光粒子的空间位置。Jia 等^[53]首次将 Airy 光束应用于 STORM 成像系统,通过调控荧光发射端的 Gaussian 光场产生对称偏移的双 Airy 光束 PSF[图 7(a)],通过均化处理确定荧光粒子的深度信

息,结合 STORM 系统的二维定位,实现了基于 STORM 的三维超分辨成像[图 7(b)],在 $3\ \mu\text{m}$ 的成像景深下定位精度达到 $10\sim 15$ nm。2020 年,Wang 等^[54]根据 Airy 光束的自弯曲传播特性,提出基于 Tomography 原理的 Airy 光束三维重建显微镜 ATM [图 7(c)]。通过 PSF 工程调控 Airy 光束传播特性,削减 Airy PSF 旁瓣对成像质量的影响[图 7(d)],使其在散射型介质内的无衍射传播距离达到 $15\sim 20\ \mu\text{m}$ [图 7(e)]。通过旋转调控相位板产生等效于不同方向的 Airy 投影图像,并使用自研算法对投影图像进行重构,实现了横向分辨率为 $400\sim 500$ nm、深度方向分辨率为 $\sim 1.5\ \mu\text{m}$ 的小鼠肾细胞三维无扫描成像。

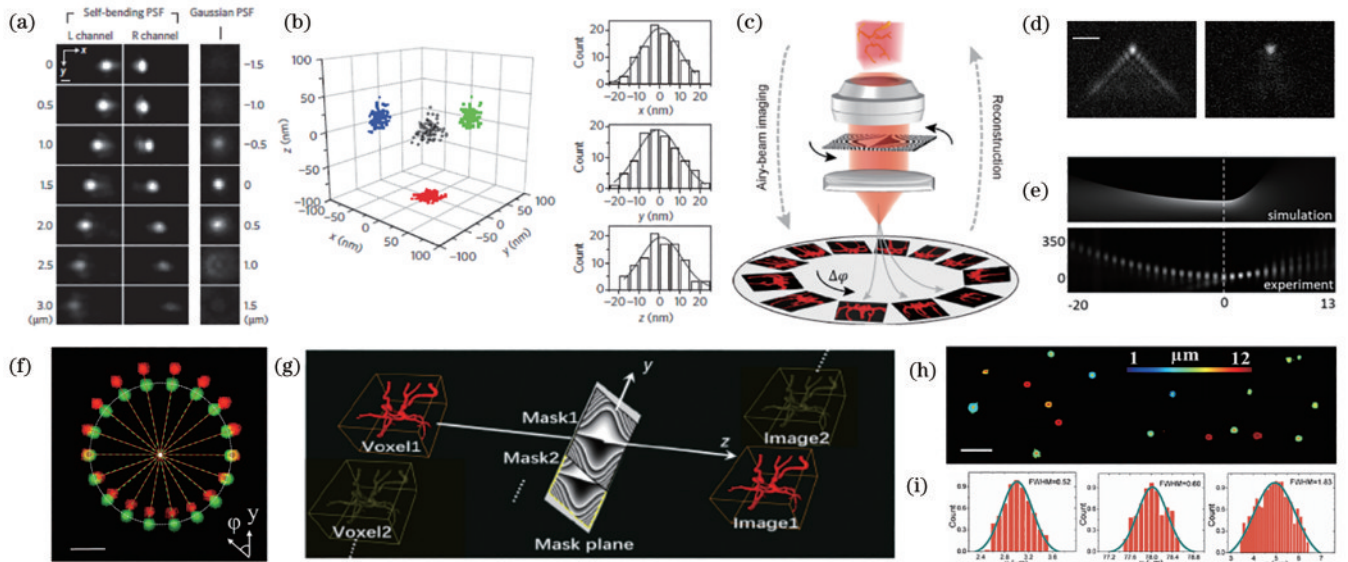


图 7 Airy 光束在成像接收端的应用^[53-55]。(a) 粒子在不同深度测量的 SB-PSF 和 Gaussian PSF 横截面图；(b) 不同位置的单分子定位重建图(左)与空间分布分析(右)；(c) ATM 显微镜原理图；(d) 去除 Airy PSF 旁瓣；(e) Chirp 处理提高 Airy 光束的传播距离；(f) 大视场非傍轴成像导致的 PSF 分布畸变；(g) ATM 显微镜视场拓展原理图；(h) 三维粒子重建图像；(i) 重建粒子的半峰全宽三维测量

Fig. 7 Application of Airy beam in an imaging terminal^[53-55]. (a) Cross section of SB-PSF and Gaussian PSF measured at different depths; (b) single-molecule localization reconstruction at different positions (left) and spatial distribution analysis (right); (c) schematic diagram of the ATM microscope; (d) removing Airy PSF sidelobe; (e) the propagation distance of the Airy beam improved by Chirp; (f) the PSF distribution distorted caused by non-paraxial imaging in a large FOV; (g) schematic diagram of FOV expansion in the ATM microscope; (h) 3D bead reconstruction image; (i) 3D measurement of half peak full width of reconstructed particles

2022 年, Wang 等^[55]进一步分析了大视场下 Airy 光束调控理论, 指出在非傍轴近似下 Airy 光束的横向偏移量 $\Delta l'$ 满足 $\Delta l' = Az'^2 + C\omega_g z' \cos(\varphi - \theta_g)$ 。其中, A 、 C 是与成像光路有关的常数, ω_g 是非傍轴时光束中心与调制相位中心的偏移量, z' 是光束在像面的传播距离, φ 是 Airy 光束弯曲方向所对应的角度, θ_g 是光束中心相对于调制相位中心的偏移角度。因此, 大视场下 Airy 光束在不同方向的偏转距离不同[图 7(f)], 从而导致重建图像畸变。针对该问题, 提出了相位平移并重组的方法拓展成像视场[图 7(g)]。实验中, 通过两次平移调制相位, 实现了 $150 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m} \times 12 \mu\text{m}$ 的荧光粒子体成像[图 7(h)]。

4 结 论

在生物组织等非均匀介质内, 电磁波的散射和衍射本质限制了自然光束的传播, 且其传播过程难以控制, 使成像景深和成像性能受限。无衍射光束的传播本质是子波阵面的相互干涉和不断递推的过程, 即使遇到阻碍也能够通过子波干涉重建固有波前, 体现出自修复特性, 因此适合在环境复杂的介质内传播。此外, 光束的自修复过程受到传播距离(相干性)的限制, 适用于特定尺度内的光场应用。综合上述特点, 无衍射光束在生物显微成像领域的应用具有天然优势。表 2 列出了部分无衍射光束相较于 Gaussian 光束在几种生物显微成像应用上的优势特征。

表 2 无衍射光束和 Gaussian 光束在几种成像技术上的比较

Table 2 Comparison of non-diffracting beam and Gaussian beams in several imaging technologies

| Microscopy | Gaussian beam | Diffractive-free beam |
|-----------------------------|---|---|
| Light sheet | Uniformity of light -field excitation and limited FOV | Higher resolution and SNR and large FOV |
| Two-photon/multiphoton | Slow imaging speed and limited resolution | Higher SNR, larger DOV, lower phototoxicity, and faster imaging speed |
| Stimulated Raman microscopy | Time-consuming, limited imaging depth | Larger DOV and faster imaging speed |
| STED | Slow imaging speed and high phototoxicity | Faster imaging speed and high SNR |
| STORM | Super-resolution imaging | 3D super-resolution imaging |

Bessel 光束和 Airy 光束是当前研究较为充分且与生物显微成像应用紧密结合的两类无衍射光束,但十余年来,仍有许多科学和技术问题尚需解答。例如:实验产生的光束的无衍射特性仍有传播距离限制,如何保持更长距离的无衍射传播特性以提高成像景深?近年来多种干涉和滤波技术应用于无衍射光束的点扩散函数工程,是否存在最优化的方法及其如何实现?无衍射光束旁瓣对显微成像分辨率和信噪比带来影响,它既涉及光束产生和调控的理论和实际问题,也涉及图像处理和重建算法。本综述仅对无衍射光束应用于生物显微成像的部分有重要影响的研究结果进行了整理,难免偏差或遗漏,希望起到抛砖引玉的效果。

无衍射光束是传播过程中波前分布保持稳定的光束的总称,除本综述介绍的 Bessel 光束和 Airy 光束外,Helicon 光束^[56-57]、Mathieu 光束^[58]和 Weber 光束^[59]等也具有无衍射传播的特性。但对于生物显微成像应用来说,对这些光束的研究尚不充分,它们的传播机理、调控方式,以及在成像领域的应用方式尚需深入探讨,相信未来其也将与显微成像应用相结合,诞生诸多新的成像机制。

随着微纳加工技术和器件的发展,无衍射光束的无衍射、自加速、自修复特性也在其他领域得到发展和应用,如光操控^[60]、激光成丝^[61]、微加工^[62]、非线性光学领域^[63]等。无衍射光束的产生机制,也为表面等离子激元^[64]、电子束^[65]、声波^[66]和量子力学^[67]等领域的发展注入了生机。

参 考 文 献

- [1] Lichtman J W, Conchello J A. Fluorescence microscopy [J]. *Nature Methods*, 2005, 2(12): 910-919.
- [2] Betzig E, Patterson G H, Sougrat R, et al. Imaging intracellular fluorescent proteins at nanometer resolution [J]. *Science*, 2006, 313(5793): 1642-1645.
- [3] Rust M, Bates M, Zhuang X. Stochastic optical reconstruction microscopy (STORM) provides subdiffraction-limit image resolution[J]. *Nature Methods*, 2006, 3(10): 793-795.
- [4] Vicidomini G, Bianchini P, Diaspro A. STED super-resolved microscopy[J]. *Nature Methods*, 2018, 15(3): 173-182.
- [5] Allen J R, Ross S T, Davidson M W. Structured illumination microscope for superresolution[J]. *Chemphyschem*, 2014, 15(4): 566-576.
- [6] Helmchen F, Denk W. Deep-tissue two-photon microscopy[J]. *Nature Methods*, 2005, 2(12): 932-940.
- [7] König K. Multiphoton microscopy in life sciences[J]. *Journal of Microscopy*, 2000, 200(Pt 2): 83-104.
- [8] Santi P A. The light sheet fluorescence microscope: a review[J]. *The Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, 2011, 59(2): 129-138.
- [9] Prevedel R, Yoon Y G, Hoffmann M, et al. Simultaneous whole-animal 3D imaging of neuronal activity using light-field microscopy[J]. *Nature Methods*, 2014, 11(7): 727-730.
- [10] Javidi B, Moon I, Yeom S, et al. Three-dimensional imaging and recognition of microorganisms using single-exposure on-line (SEOL) digital holography[J]. *Optics Express*, 2005, 13(12): 4492-4506.
- [11] Oldenbourg R. A new view on polarization microscopy [J]. *Nature*, 1996, 318(6585): 811-812.
- [12] Durnin J, Miceli J Jr, Eberly J H. Diffraction-free beams [J]. *Physical Review Letters*, 1987, 58(15): 1499-1501.
- [13] Bouchal Z. Nondiffracting optical beams: physical properties, experiments, and applications[J]. *Czechoslovak Journal of Physics*, 2003, 53(7): 537-578.
- [14] Mazilu M, Stevenson D J, Gunn-Moore F, et al. Light beats the spread: "non-diffracting" beams[J]. *Laser & Photonics Reviews*, 2010, 4(4): 529-547.
- [15] Brown B R, Lohmann A W. Computer-generated binary holograms[J]. *IBM Journal of Research and Development*, 1969, 13(2): 160-168.
- [16] López-Mariscal C, Gutiérrez-Vega J C. The generation of non-nondiffracting beams using inexpensive computer-generated holograms[J]. *American Journal of Physics*, 2007, 75(1): 36-42.
- [17] Haist T, Schönleber M, Tiziani H J. Computer-generated holograms from 3D-objects written on twisted-nematic liquid crystal displays[J]. *Optics Communications*, 1997, 140(4/5/6): 299-308.
- [18] Litvin I A, McLaren M G, Forbes A. The propagation of obstructed Bessel and Bessel-Gauss beams[J]. *Proceedings of SPIE*, 2008, 7062: 706218.
- [19] Zhang Q N, Wu F T, Zheng W T, et al. Self-reconstructing properties of high-order Bessel-Gauss beam [J]. *Scientia Sinica Physica, Mechanica & Astronomica*, 2011, 41(10): 1131-1137.
- [20] Chu X. An analytical study of the self-healing properties of the Bessel beam[J]. *The European Physical Journal D*, 2012, 66(10): 259.
- [21] Aiello A, Agarwal G S, Paúr M, et al. Unraveling beam self-healing[J]. *Optics Express*, 2017, 25(16): 19147-19157.
- [22] 谢家俊, 许杭史, 余文慧, 等. 贝塞尔光束自重建的理论模拟与实验验证[J]. *激光与光电子学进展*, 2022, 59(6): 0617021.
- [23] Xie J, Xu H S, Yu W H, et al. Numerical Simulation and Experimental Confirmation on Reconstruction of Bessel Beam[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2022, 59(6): 0617021.
- [24] Khonina S N, Kazanskiy N L, Karpeev S V, et al. Bessel beam: significance and applications-a progressive review[J]. *Micromachines*, 2020, 11(11): 997.
- [25] Chen Y, Liu J T C. Characterizing the beam steering and distortion of Gaussian and Bessel beams focused in tissues with microscopic heterogeneities[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(4): 1318-1330.
- [26] Chremmos I D, Chen Z G, Christodoulides D N, et al. Bessel-like optical beams with arbitrary trajectories[J]. *Optics Letters*, 2012, 37(23): 5003-5005.

- [26] Berry M V, Balazs N L. Nonspreading wave packets[J]. *American Journal of Physics*, 1979, 47(3): 264-267.
- [27] Siviloglou G A, Broky J, Dogariu A, et al. Observation of accelerating airy beams[J]. *Physical Review Letters*, 2007, 99(21): 213901.
- [28] Bandres M A. Accelerating parabolic beams[J]. *Optics Letters*, 2008, 33(15): 1678-1680.
- [29] Hu Y, Zhang P, Lou C B, et al. Optimal control of the ballistic motion of Airy beams[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(13): 2260-2262.
- [30] Efremidis N K, Chen Z G, Segev M, et al. Airy beams and accelerating waves: an overview of recent advances [J]. *Optica*, 2019, 6(5): 686-701.
- [31] Salandrino A, Christodoulides D N. Airy plasmon: a non-nondiffracting surface wave[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(12): 2082-2084.
- [32] Eichelkraut T J, Siviloglou G A, Besieris I M, et al. Oblique Airy wave packets in bidispersive optical media [J]. *Optics Letters*, 2010, 35(21): 3655-3657.
- [33] 李怡, 楚兴春, 唐翰玲, 等. 有限能量艾里光束的传输演化特性 [J]. *激光与光电子学进展*, 2022, 59(13): 1326001.
Li Y, Chu X C, Tang H L, et al. Propagation, evolution properties of finite energy Airy beams[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2022, 59(13): 1326001.
- [34] Li L, Li T, Wang S M, et al. Plasmonic Airy beam generated by in-plane diffraction[J]. *Physical Review Letters*, 2011, 107(12): 126804.
- [35] Longhi S. Airy beams from a microchip laser[J]. *Optics Letters*, 2011, 36(5): 716-718.
- [36] Porat G, Dolev I, Barlev O, et al. Airy -beam laser[J]. *Optics Letters*, 2011, 36(20): 4119-4121.
- [37] Cao R, Yang Y, Wang J G, et al. Microfabricated continuous cubic phase plate-induced Airy beams for optical manipulation with high power efficiency[J]. *Applied Physics Letters*, 2011, 99(26): 261106.
- [38] Voloch-Bloch N, Lereah Y, Lilach Y, et al. The generation of electron Airy beams[J]. *Nature*, 2013, 494(7437): 331-335.
- [39] Müllenbroich M C, Silvestri L, Turrini L, et al. High-fidelity imaging with Bessel-beam light-sheet microscopy for whole-brain structural and functional studies[C] // *Optics in the Life Sciences Congress*, April 2-5, 2017, San Diego, California. Washington, D. C.: Optica Publishing Group, 2017: BrW4B.2.
- [40] Zhao T, Lau S C, Wang Y, et al. Multicolor 4D fluorescence microscopy using ultrathin Bessel light sheets[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6(1): 1-6.
- [41] Fahrbach F O, Simon P, Rohrbach A. Microscopy with self-reconstructing beams[J]. *Nature Photonics*, 2010, 4(11): 780-785.
- [42] Vettenburg T, Dalgarno H I C, Nyla J, et al. Light-sheet microscopy using an Airy beam[J]. *Nature Methods*, 2014, 11(5): 541-544.
- [43] Dufour P, Piché M, De Koninck Y, et al. Two-photon excitation fluorescence microscopy with a high depth of field using an axicon[J]. *Applied Optics*, 2006, 45(36): 9246-9252.
- [44] 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.
- [45] Takanezawa S, Saitou T, Imamura T. Wide -field light-sheet microscopy with lens-axicon -controlled two-photon Bessel beam illumination[J]. *Nature Communications*, 2021, 12(1): 1-15.
- [46] Rodríguez C, Liang Y J, Lu R W, et al. Three-photon fluorescence microscopy with an axially elongated Bessel focus[J]. *Optics Letters*, 2018, 43(8): 1914-1917.
- [47] Chen B Y, Huang X S, Gou D Z, et al. Rapid volumetric imaging with Bessel-Beam three-photon microscopy[J]. *Biomedical Optics Express*, 2018, 9(4): 1992-2000.
- [48] He H S, Kong C H, Chan K Y, et al. Resolution enhancement in an extended depth of field for volumetric two-photon microscopy[J]. *Optics Letters*, 2020, 45(11): 3054-3057.
- [49] Tan X J, Kong C H, Ren Y X, et al. Volumetric two-photon microscope with a non-diffracting Airy beam[J]. *Optics Letters*, 2019, 44(2): 391-394.
- [50] Chen X L, Zhang C, Lin P, et al. Volumetric chemical imaging by stimulated Raman projection microscopy and tomography[J]. *Nature Communications*, 2017, 8(1): 1-12.
- [51] Zhang P, Goodwin P M, Werner J H. Fast, super resolution imaging via Bessel-beam stimulated emission depletion microscopy[J]. *Optics Express*, 2014, 22(10): 12398-12409.
- [52] Hua X W, Guo C L, Wang J, et al. Depth-extended, high-resolution fluorescence microscopy: whole-cell imaging with double-ring phase (DRiP) modulation[J]. *Biomedical Optics Express*, 2018, 10(1): 204-214.
- [53] Jia S, Vaughan J C, Zhuang X W. Isotropic 3D super-resolution imaging with a self-bending point spread function[J]. *Nature Photonics*, 2014, 8: 302-306.
- [54] Wang J, Hua X W, Guo C L, et al. Airy-beam tomographic microscopy[J]. *Optica*, 2020, 7(7): 790-793.
- [55] Wang J, Guo Z L, Zhang R Q, et al. Spectrum modulation-based field - of - view extension in Airy-beam tomographic microscopy[J]. *Optics Letters*, 2022, 47(15): 3928-3931.
- [56] Vetter C, Eichelkraut T, Ormigotti M, et al. Generalized radially self-accelerating Helicon beams[J]. *Physical Review Letters*, 2014, 113(18): 183901.
- [57] Schroeder B, Zhu Z H, Guo C L, et al. Evolutionary optimization of nondiffracting Helicon beams[C] // *Imaging and Applied Optics 2017 (3D, AIO, COSI, IS, MATH, pcAOP)*, June 26-29, 2017, San Francisco, California. Washington, D.C.: Optica Publishing Group, 2017: MTu2C.4.
- [58] López-Mariscal C, Gutiérrez-Vega J C, Milne G, et al. Orbital angular momentum transfer in helical Mathieu beams[J]. *Optics Express*, 2006, 14(9): 4182-4187.
- [59] Zhang P, Hu Y, Li T C, et al. Nonparaxial Mathieu and weber-accelerating beams[J]. *Physical Review Letters*, 2012, 109(19): 193901.
- [60] Baumgartl J, Mazilu M, Dholakia K. Optically mediated

- particle clearing using Airy wavepacket[J]. Nature Photonics, 2008, 2(11): 675-678.
- [61] Polynkin P, Kolesik M, Moloney J V, et al. Curved plasma channel generation using ultraintense Airy beams [J]. Science, 2009, 324(5924): 229-232.
- [62] Mathis A, Courvoisier F, Froehly L, et al. Micromachining along a curve: Femtosecond laser micromachining of curved profiles in diamond and silicon using accelerating beams[J]. Applied Physics Letters, 2012, 101(7): 071110.
- [63] Ellenbogen T, Voloch N, Ganany-Padowicz A, et al. Nonlinear generation and manipulation of Airy beams[J]. Nature Photonics. 2009, 3: 395-398.
- [64] Voloch-Bloch N, Lereah Y, Lilach Y, et al. The generation of electron Airy beams[J]. Nature, 2013, 494 (7437): 331-335.
- [65] Salandrino A, Christodoulides D N. Airy plasmon: a non-diffracting surface wave[J]. Optics Letters, 2010, 35(12): 2082-3806.
- [66] Zhang P, Li T C, Zhu J, et al. Generation of acoustic self-bending and bottle beams by phase engineering[J]. Nature Communications, 2014, 5(1): 1-9.
- [67] Kaminer I, Nemirowsky J, Rechtsman M, et al. Self-accelerating Dirac particles and prolonging the lifetime of relativistic fermions[J]. Nature Physics, 2015, 11(3): 261-267.