

基于 Hadamard 优化矩阵的多分辨显微 关联成像研究

冯悦姝^{1,2}, 周成^{1,2}, 刘轩³, 刘小涵^{1,2}, 宋立军^{1,2*}

¹吉林工程技术师范学院量子信息技术交叉学科研究院, 吉林 长春 130052;

²吉林省量子信息技术工程实验室, 吉林 长春 130052;

³长春理工大学电子信息工程学院, 吉林 长春 130022

摘要 为满足显微成像领域的多样化需求, 解决实际应用中成像质量与成像时间之间的矛盾, 提出一种基于数字微镜器件的多分辨显微关联成像方法。该方法利用 LED 光源作为背景照射光源, 对科研级荧光正置显微镜原光路改装设计为关联成像光路, 采用多分辨 Hadamard 优化矩阵作为数字微镜器件的预置图样, 实现了生物组织样品的连续多分辨成像。实验结果表明, 多分辨显微关联成像系统的分辨率可达 218 nm, 单组测量后可同时输出 8 组不同分辨率图像, 能够根据实际应用中不同图像质量需求选择不同的分辨率, 减少成像时间和存储空间, 极大地提高了显微成像的灵活性。这种新型多分辨显微关联成像方法可以扩展至细胞筛选、细胞实时成像等领域, 对推动关联成像在细胞和生物组织显微成像领域的应用具有重要意义。

关键词 成像系统; 显微成像; 关联成像; 数字微镜器件; Hadamard 优化矩阵; 多分辨成像

中图分类号 O438

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.2111001

Study of Multi-Resolution Microscopic Correlation Imaging Based on Optimized Hadamard Matrix

Feng Yueshu^{1,2}, Zhou Cheng^{1,2}, Liu Xuan³, Liu Xiaohan^{1,2}, Song Lijun^{1,2*}

¹*Institute for Interdisciplinary Quantum Information Technology, Jilin Engineering Normal University, Changchun, Jilin 130052, China;*

²*Jilin Engineering Laboratory for Quantum Information Technology, Changchun, Jilin 130052, China;*

³*School of Electronic Information Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China*

Abstract A multi-resolution microscopic correlation imaging method based on a digital micromirror device was proposed to meet the diverse needs of microscopic imaging and resolve the contradiction between imaging quality and imaging time in practical applications. In this method, an LED was used as the background illumination source, and the original optical path of a research-grade upright fluorescence microscope was modified to be an optical path of correlation imaging. The multi-resolution optimized Hadamard matrix was adopted as the preset pattern of the digital micromirror device. Continuous multi-resolution microscopic imaging of biological tissue samples was achieved by this system. The experimental results demonstrate that the resolution of the multi-resolution microscopic correlation imaging system reaches 218 nm. Eight groups of images in different resolutions can be output simultaneously after a single measurement. Therefore, different resolutions can be selected according to particular image quality requirements in practical applications. By reducing the imaging time and storage space needed, this system greatly improves the flexibility of microscopic imaging. The proposed multi-resolution

收稿日期: 2021-04-06; 修回日期: 2021-05-01; 录用日期: 2021-05-17

基金项目: 吉林省科技发展计划项目(20200404141YY)、吉林省教育厅“十三五”科学研究规划项目(JJKH20200171KJ)

通信作者: *ccdxslij@126.com

microscopic correlation imaging method can be extended to fields such as cell screening and real-time cell imaging. It is expected to promote the application of correlation imaging in microscopic imaging of cells and biological tissues.

Key words imaging systems; microscopic imaging; correlation imaging; digital micromirror device; optimized Hadamard matrix; multi-resolution imaging

OCIS codes 110.0180; 110.1758; 110.3010

1 引言

显微成像技术作为研究生物器官、组织和细胞的主要手段,对生物和医学的发展起到了极大推动作用。传统显微成像技术主要依赖光学显微镜,因其低信噪比且易受光学衍射极限影响,已无法满足生物医学快速发展的需求^[1]。超分辨显微成像虽可以提高空间分辨率,但需较长的时间测量和大量的数据处理,技术复杂,成本相对较高^[2-3]。电子显微镜的电子束照射会对样品造成辐照损伤,难以观测活生物样品而限制了其应用领域^[4]。

研究人员一直在寻求一种高效便捷的生物医学显微应用成像方式,以便在不损坏测试样本的同时提高成像空间分辨率^[5-8]。临床应用中由于成像需求及测试样本的多元化,往往导致测试人员无法确认每个样本观测的最佳分辨率,较高的空间分辨率通常会在成像和数据处理方面带来较大的资源消耗。如果图像分辨率过低,则不能满足临床观测要求,需要重新测试以获取更高分辨率图像,测试时间将成倍增加;针对细胞筛选等实时成像需求,如果获得的图像分辨率高于实际需要,则大量的时间消耗和存储空间反而造成一种资源浪费。因此,如何根据临床应用精确获得合适分辨率的图像,减少不必要的时间消耗是目前显微成像应用领域亟待解决的课题^[9-11]。

如果能够根据临床应用所需成像质量实时控制成像时间,输出不同分辨率成像结果,实现多分辨成像,将为上述问题提供一种良好的解决途径。近期,Zhou 等^[12]提出一种连续多分辨计算关联成像方法。所谓计算关联成像是利用光场的高阶关联来获得物体的空间或相位分布信息。相比传统关联成像方法,计算关联成像光路简单,可以通过设计特殊散斑图样提高图像重构质量。这种成像方式由于其空间分辨率高、抗干扰能力强、物像分离等优势,在生物医学领域具有巨大的应用潜力^[13-20]。连续多分辨计算关联成像方法则是采用 Hadamard 优化矩阵作为预置图样,按偶阶顺序从低到高对 Hadamard 矩阵进行重新优化排序,每个偶阶矩阵实现一种分辨率的重构成像。

近年来,一些将关联成像方法应用于显微成像领域的研究工作相继被报道。2016 年,Yu 等^[21]搭建了基于数字微镜器件(DMD)的差分关联成像系统,成功实现微弱光照条件下的微米级样品成像。2018 年,Peng 等^[22]提出一种基于阵列单像素探测器的光场显微成像系统,重建样本在不同视角下的视差图像,从而获得样本在不同深度的差分相衬图。同年,Ota 等^[23]提出一种基于单像素探测器的细胞识别和分选系统“关联成像细胞测定仪”,它将关联成像技术与人工智能相结合,实现细胞的高通量、高速识别和分选。2019 年,Li 等^[24]提出基于稀疏关联成像的宽场显微成像法,有效利用荧光发射器的稀疏性,对一幅原始图像进行压缩感知重构,将成像分辨率提高至 80 nm。2020 年,朱孝辉等^[25]通过对双臂式显微关联成像系统二阶关联函数及分辨率公式的理论分析和仿真实验,发现显微关联成像系统能够显著提高成像分辨率,并且分辨率随参考臂透镜数值孔径的增加而增大。

综上所述,本文将计算关联成像方法与普通光学显微镜相结合,通过基于显微镜主体的软硬件改装,设计了一种新型显微关联成像系统,采用多分辨 Hadamard 优化矩阵作为 DMD 的预置图样,简单快速地实现生物组织样品的多分辨成像。这种多分辨率显微成像方式,可以灵活应用于细胞、生物组织高质量成像及细胞筛选等高速识别领域。

2 基于 Hadamard 优化矩阵多分辨关联成像原理

本文采用 Hadamard 优化矩阵进行多分辨关联成像研究。Hadamard 矩阵是由 +1 和 -1 元素构成的方阵,具有正交性和完备性,Hadamard 矩阵可由克罗内克积快速生成,表示为

$$\mathbf{H}_{2^k} = \mathbf{H}_{2^1} \otimes \mathbf{H}_{2^{k-1}} = \begin{bmatrix} +\mathbf{H}_{2^{k-1}} & +\mathbf{H}_{2^{k-1}} \\ +\mathbf{H}_{2^{k-1}} & -\mathbf{H}_{2^{k-1}} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

其中,

$$\mathbf{H}_{2^1} = \begin{bmatrix} +1 & +1 \\ +1 & -1 \end{bmatrix}, \quad (2)$$

式中: \otimes 表示克罗内克积; k 为大于 2 的整数。对于

产生 m 行 n 列 ($m=n$) 的 Hadamard 矩阵可表示为

$$\mathbf{H}_{2^k}(m, n) = \begin{bmatrix} H(1,1) & H(1,2) & \cdots & H(1,n) \\ H(2,1) & H(2,2) & \cdots & H(2,n) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ H(m,1) & H(m,2) & \cdots & H(m,n) \end{bmatrix}. \quad (3)$$

为实现如图 1 所示的基于 Hadamard 矩阵的计算关联成像,我们将 Hadamard 矩阵 $\mathbf{H}_{2^k}(m, n)$ 的每一行组成一个空间光场 $\mathbf{H}^m(x, y)$, $m=1, 2, 3, \dots, M$, 其中 M 为利用 Hadamard 矩阵生成用于空间光场调制的矩阵数量。将 $\mathbf{H}^m(x, y)$ 加载到 DMD 设备上实现空间光场的调制。光源发出的光束照射到 DMD 上,经 DMD 调制后的空间光场通过成像透镜照射到物体 $O(x, y)$ 上,空间光场与物体作用后所有的光场强度被单像素探测器收集,相应的探测值用 \mathbf{H}^m 表示。

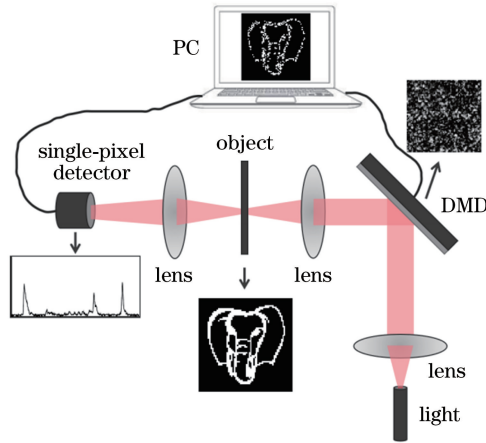


图 1 计算关联成像原理图

Fig. 1 Diagram of computational correlated imaging

经过 M 次测量后,物体重构图像的二阶关联成像公式表示为

$$\mathbf{G}(x, y) = \langle \mathbf{B}^m \cdot \mathbf{H}^m(x, y) \rangle, \quad (4)$$

式中: $\mathbf{G}(x, y)$ 代表空间光场和单像素探测器探测值的二阶关联函数; $\langle \rangle$ 表示求系综平均。为了方便说明问题,将二阶关联成像公式表示成矩阵形式,其中探测值 \mathbf{B}^m 可以表示为一维列向量,

$$\mathbf{B} = [\mathbf{B}^1 \quad \mathbf{B}^2 \quad \cdots \quad \mathbf{B}^M]^\top, \quad (5)$$

式中: $[\]^\top$ 表示矩阵的转置。同时将物体 $O(x, y)$ 表示为一维列向量,

$$\mathbf{O} = [O(1,1) \quad O(1,2) \quad \cdots \quad O(m,n)]^\top. \quad (6)$$

由于关联成像用于空间光场调制的 Hadamard 矩阵 $\mathbf{H}^m(x, y)$ 是由 $\mathbf{H}_{2^k}(m, n)$ 的每一行组成,所以在矩阵形式中设 $\mathbf{H} = \mathbf{H}_{2^k}(m, n)$ 。所有探测值向量

\mathbf{B} 可以表示为

$$\mathbf{B} = \mathbf{H}\mathbf{O}. \quad (7)$$

由此,(4)式即可被改写为

$$\mathbf{G} = \frac{1}{M} \mathbf{H}^\top \mathbf{B} = \frac{1}{M} \mathbf{H}^\top \mathbf{H}\mathbf{O}. \quad (8)$$

由于每一阶的 Hadamard 矩阵都是正交且完备的,所以 $\mathbf{H}^\top \mathbf{H}$ 的结果为对角阵。由(8)式可以得出,在满采样 ($m=M$) 时,关联成像可以获得一种近乎完美的重构图像。且 Hadamard 矩阵的阶数越大, $\mathbf{H}^m(x, y)$ 中 x 和 y 的数量越大,即成像分辨率越高。由(1)式所示 Hadamard 矩阵的生成规则可知,高阶的 Hadamard 矩阵包含其所有低阶矩阵。所以,将高阶 Hadamard 矩阵中包含的低阶矩阵依次前排(文献[12]对多分辨 Hadamard 矩阵优化做了详细讨论),即可在探测次数 $m=M$ 时得到当前分辨率及其所有的低分辨率成像结果。为获得多分辨重构图像,本文中均采用多分辨 Hadamard 优化矩阵进行多分辨显微关联成像实验。

基于 Hadamard 优化矩阵的多分辨显微关联成像流程图如图 2 所示,在完成初始参数设置后,控制 DMD 和单像素探测器同步,对 DMD 加载的测量矩阵和单像素探测器同步采集的数据进行二阶关联运算,重构目标物体图像。实时判断图像分辨率是否满足实际应用场景需求,如果满足可直接输出多分辨图像,不满足则进一步提高采样次数,以提升重构图像分辨率直至满足需求。

3 结果与讨论

3.1 多分辨显微关联成像系统设计

多分辨显微关联成像系统主要由光源、显微镜、DMD、单像素探测器四部分构成,系统主体部分为正置荧光显微镜(BX53, Olympus, 日本)。在保留原有显微镜主要功能的基础上,对显微镜光源、内部光路进行改装设计,通过在显微镜主体上增加多个通光口,实现光信号在不同成像条件下切换成不同方式导入。其中,采用 LED 冷白光(MCWHL1, Throlabs, 美国)替换显微镜原有的卤素灯作为明场照明光源,LED 冷白光具有稳定性好、使用寿命长、低能耗等优点。将冷白光从显微镜底部导入照射位于样品台上的生物组织。在显微镜主体上另外增加分光装置,并在分光装置旁侧预留通光口,保证样品光信号正常进入目镜和 CCD 相机的同时,能够通过外置光机桶装置导出。外置光机桶内透镜可根据实际需求沿光轴前后移动,对成像焦平面进行调节。

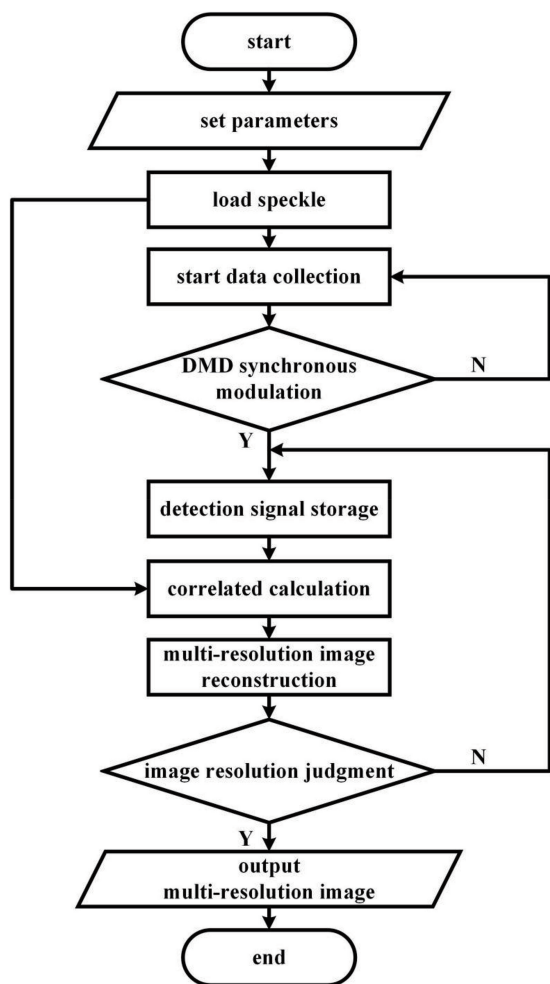


图 2 多分辨显微关联成像流程图

Fig. 2 Flow chart of multi-resolution microscopic correlated imaging

实际成像过程中,携带样品信息的光信号垂直通过物镜后被分成两束:一束信号光直接由 CCD 相机(像素为 2688×2200 , 像素尺寸为 $4.54 \mu\text{m}$)接收,用于确定成像视场。另一束信号光通过外置光机桶投射至 DMD(像素为 1024×768 , 像素尺寸为 $13.7 \mu\text{m}$), 经过 DMD 调制后被单像素探测器(PDA100A2, Thorlabs, 美国)接收。通过 Hadamard 矩阵和单像素探测器探测强度的二阶关联运算,获得样品的重构图像,多分辨显微关联成像系统光路示意图如图 3 所示。

3.2 多分辨显微关联成像实验结果分析

本文选择较为复杂的生物组织切片(结节性甲状腺肿)作为待测目标物体,如图 4(i)所示。显微关联成像实验过程中对目标物体进行 20 倍物镜放大,获取了 8 组不同分辨率的成像结果,结果如图 4(a)~(h)所示。在图像分辨率分别为 2×2 ($M=2^{2 \times 1}$)、 4×4 ($M=2^{2 \times 2}$)、 8×8 ($M=2^{2 \times 3}$) 和

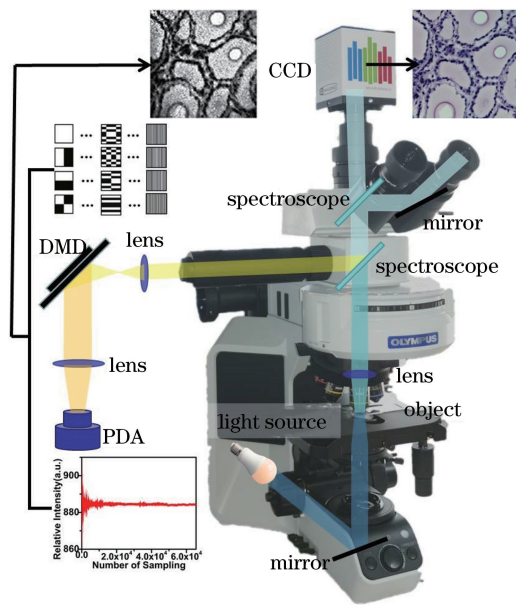


图 3 多分辨显微关联成像系统光路示意图

Fig. 3 Schematic of optical path for multi-resolution microscopic correlated imaging system

16×16 ($M=2^{2 \times 4}$) 的低分辨情形,由图 4(a)~(d)可以发现生物组织的重构图像无法被分辨。随着采样次数的增加,生物组织的重构图像逐渐变得清晰,当图像分辨率为 32×32 ($M=2^{2 \times 5}$)时,如图 4(e)所示,生物组织的轮廓已经能够比较清楚地进行识别,此时重构成像分辨率可以满足细胞筛选、血流速度测试等领域的应用。随着采样次数的进一步增加,重构图像质量明显提高,生物组织的更多边缘细节清晰可见,当分辨率达到 256×256 ($M=2^{2 \times 8}$)时,如图 4(h)所示,可以获得更高质量的重构图像,图像分辨率随着测量时间的增加而稳步提高。上述连续多分辨显微关联成像过程中,单组测量后可同时输出 8 组不同分辨率图像,既可以获得高分辨率图像,又能够满足活细胞成像、神经科学、细胞筛选、血流成像等实时成像中低分辨率图像的需要。实际应用中可以根据对待测目标物体的不同图像质量需求选择不同的分辨率,平衡成像质量与成像时间之间的矛盾关系^[26-29]。

为进一步说明多分辨显微关联成像技术的时间分辨率性质,利用表 1 和表 2 对比分析了不同空间分辨率下的成像时间和存储空间。其中,表 1 为不同空间分辨率图像的成像时间,包含数据采集时间和图像重构时间两部分;表 2 为不同空间分辨率图像的存储空间,包含 Hadamard 矩阵占用的存储空间和单像素探测器探测值占用的存储空间两部分,其中每个单像素探测器的探测值占用 8 个字节。随

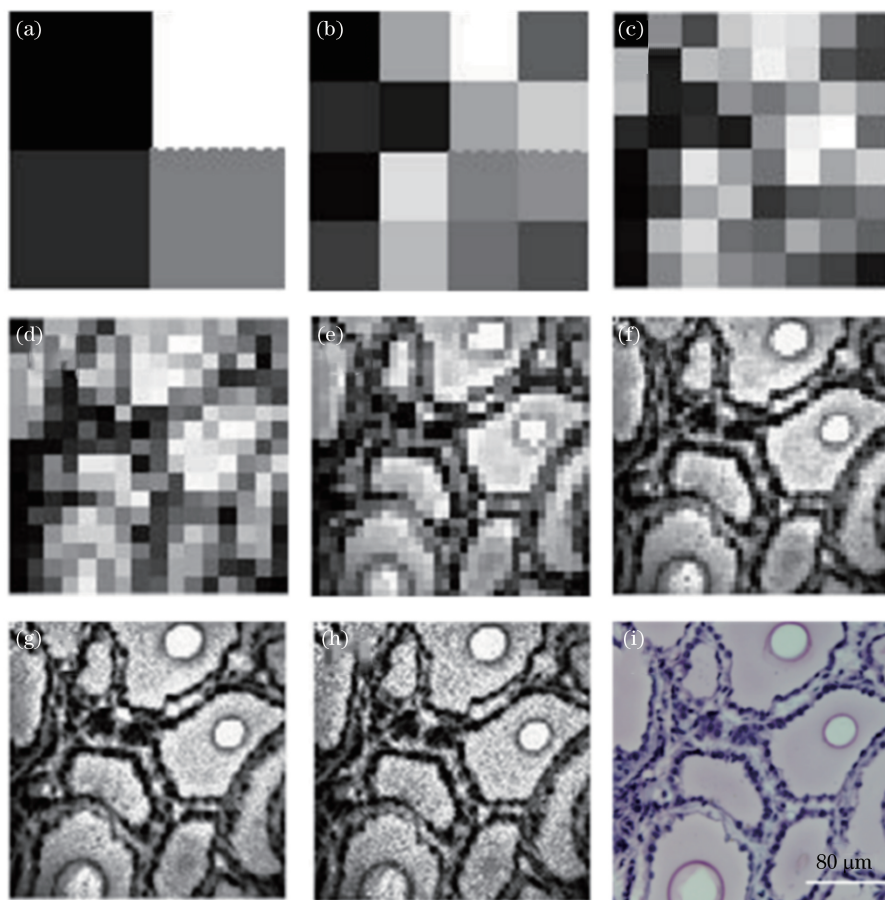


图 4 生物组织切片多分辨显微关联成像重构结果。(a) $M=2^{2 \times 1}$ (分辨率: 2×2); (b) $M=2^{2 \times 2}$ (分辨率: 4×4); (c) $M=2^{2 \times 3}$ (分辨率: 8×8); (d) $M=2^{2 \times 4}$ (分辨率: 16×16); (e) $M=2^{2 \times 5}$ (分辨率: 32×32); (f) $M=2^{2 \times 6}$ (分辨率: 64×64); (g) $M=2^{2 \times 7}$ (分辨率: 128×128); (h) $M=2^{2 \times 8}$ (分辨率: 256×256); (i) 原图

Fig. 4 Reconstruction results of multi-resolution microscopic correlated imaging for biological tissue section. (a) $M=2^{2 \times 1}$ (2×2 resolution); (b) $M=2^{2 \times 2}$ (4×4 resolution); (c) $M=2^{2 \times 3}$ (8×8 resolution); (d) $M=2^{2 \times 4}$ (16×16 resolution); (e) $M=2^{2 \times 5}$ (32×32 resolution); (f) $M=2^{2 \times 6}$ (64×64 resolution); (g) $M=2^{2 \times 7}$ (128×128 resolution); (h) $M=2^{2 \times 8}$ (256×256 resolution); (i) original image

随着成像空间分辨率的提高,成像时间逐步增长,所需存储空间逐步增大。

由于 Hadamard 矩阵的特殊性,高阶的 Hadamard 矩阵包含其所有低阶矩阵。将高阶

Hadamard 矩阵中包含的低阶矩阵依次前排,每一张高分辨率图像的数据内均包含其所有低分辨率图像数据。实际应用中,无需重复测试即可获取所有分辨率图像,节约了成像时间,且避免了存储空间的浪费。

表 1 不同空间分辨率图像的成像时间

Table 1 Time consumption of different spatial resolutions

	2×2	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64	128×128	256×256
Resolution		2×2	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64	128×128
			2×2	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64
				2×2	4×4	8×8	16×16	32×32
					2×2	4×4	8×8	16×16
						2×2	4×4	8×8
							2×2	4×4
								2×2
Measurement time /s	0.002	0.008	0.032	0.128	0.512	2.048	8.192	32.768
Reconstruction time /s	0.005	0.011	0.032	0.116	0.444	1.637	6.360	23.756
Total /s	0.007	0.019	0.064	0.244	0.956	3.685	14.552	56.524

表 2 不同空间分辨率图像的存储空间

Table 2 Memory consumption of different spatial resolutions

Resolution	2×2	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64	128×128	256×256
		2×2	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64	128×128
			2×2	4×4	8×8	16×16	32×32	64×64
				2×2	4×4	8×8	16×16	32×32
					2×2	4×4	8×8	16×16
						2×2	4×4	8×8
							2×2	4×4
								2×2
Detection signal /kB	0.03125	0.125	0.5	2	8	32	128	512
Hadamard pattern /kB	256	1,024	4,096	16,384	65,536	262,144	1,048,576	4,194,304
Total /kB	256.003	1,024.125	4,096.5	16,386	65,544	262,176	1,048,704	4,194,816

显微成像系统的分辨能力是由成像物镜和 DMD 面元大小共同决定,为进一步考察多分辨显微关联成像系统的分辨率,下面以纳米分辨率板 (HIGHRES-1, NEWPORT, 美国) 作为待测目标物

体(最小线宽 137 nm),进一步标定本文设计的多分辨显微关联成像系统的分辨能力。首先,通过 100 倍物镜(浸油物镜)对分辨率板进行放大,同样进行 8 组不同分辨率的成像实验,结果如图 5 所示。

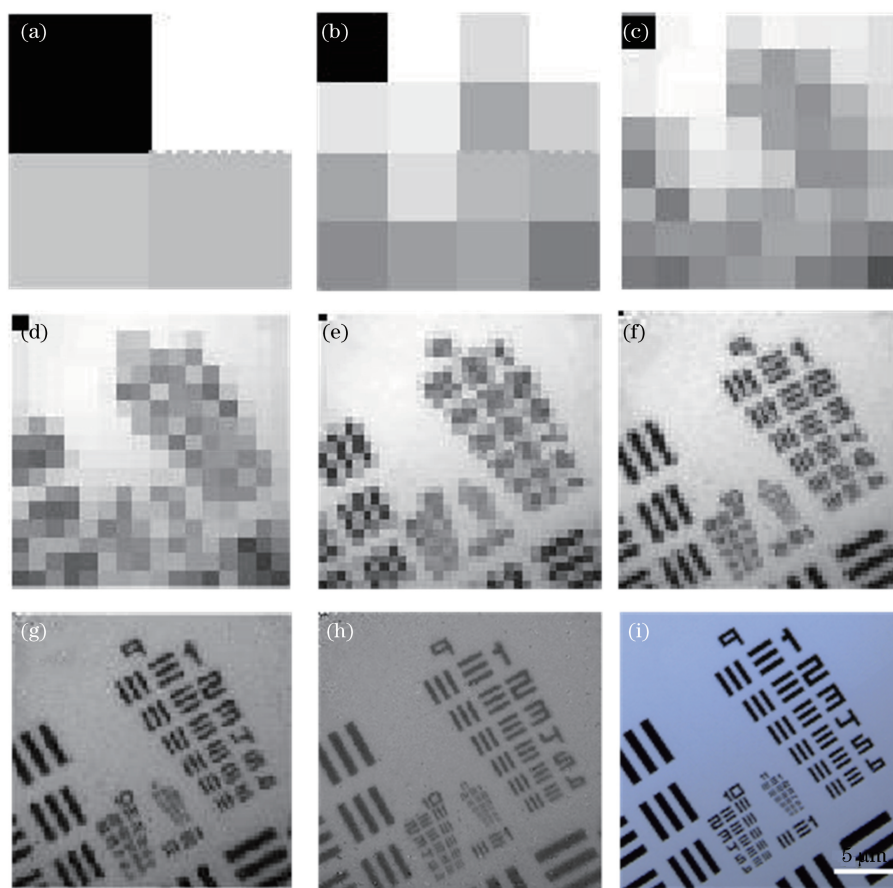


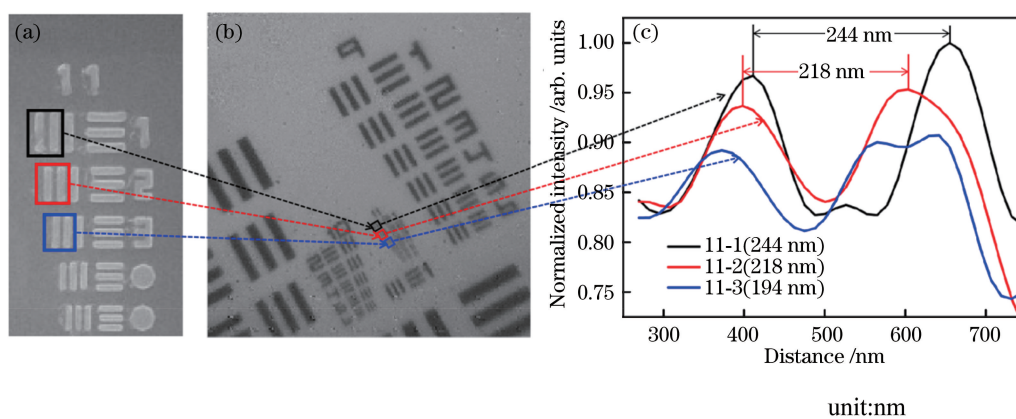
图 5 分辨率板多分辨显微关联成像重建结果。(a) $M=2^{2 \times 1}$ (分辨率: 2×2); (b) $M=2^{2 \times 2}$ (分辨率: 4×4); (c) $M=2^{2 \times 3}$ (分辨率: 8×8); (d) $M=2^{2 \times 4}$ (分辨率: 16×16); (e) $M=2^{2 \times 5}$ (分辨率: 32×32); (f) $M=2^{2 \times 6}$ (分辨率: 64×64); (g) $M=2^{2 \times 7}$ (分辨率: 128×128); (h) $M=2^{2 \times 8}$ (分辨率: 256×256); (i) 原图

Fig. 5 Reconstruction results of multi-resolution microscopic correlated imaging for resolution board. (a) $M=2^{2 \times 1}$ (2×2 resolution); (b) $M=2^{2 \times 2}$ (4×4 resolution); (c) $M=2^{2 \times 3}$ (8×8 resolution); (d) $M=2^{2 \times 4}$ (16×16 resolution); (e) $M=2^{2 \times 5}$ (32×32 resolution); (f) $M=2^{2 \times 6}$ (64×64 resolution); (g) $M=2^{2 \times 7}$ (128×128 resolution); (h) $M=2^{2 \times 8}$ (256×256 resolution); (i) original image

与复杂的生物组织样品相比较,分辨率板的重构图像具有完全相同的成像规律。在不同的分辨率情形下,随着采样次数的增加,重构图像质量相应提高。当图像的分辨率为 $16 \times 16 (M=2^{2 \times 4})$ 时,如图 5(d) 所示,目标物体的位置及轮廓已经能够初步进行识别。当图像的分辨率为 $32 \times 32 (M=2^{2 \times 5})$ 时,如图 5(e) 所示,可以清楚地分辨图像轮廓。随着采样次数进一步增加,成像质量随之提高,达到满采时 ($M=2^{2 \times 8}$),如图 5(h) 所示,分辨率板的线条细节已经可以完全清晰的显现。

下面,对多分辨显微关联成像系统的分辨能力进行定量分析。本文提取了重构图像特定位置的强

度分布,结果如图 6 所示。其中,图 6(a) 为分辨率板目标位置的放大图像,表格代表分辨率板不同位置对应的线条间隔(表格及放大图像来自 Newport 官网),图 6(b) 为分辨率 $256 \times 256 (M=2^{2 \times 8})$ 时的图像重构结果,图 6(c) 为重构图像目标位置的归一化强度分布曲线,三条曲线分别代表分辨率板线条间隔为 244 nm、218 nm、194 nm,分别对应分辨率板 11-1、11-2、11-3 位置。随着线条间隔的减小,谱线展宽逐渐加大,峰间隔逐渐减小,谱线强度逐渐减弱。当分辨率板线条间隔为 194 nm 时,谱线强度明显减弱,无明显最强峰,系统无法精确区别两条线条。因此,成像系统分辨率可达 218 nm。



Element number	Group number					
	1	2	3	4	5	6
9	977	870	775	691	615	548
10	488	435	388	345	308	274
11	244	218	194	173	154	137

图 6 实验结果。(a)分辨率板目标位置的放大图像;(b)分辨率 $256 \times 256 (M=2^{2 \times 8})$ 的重构图像;

(c) 重构图像特定位置的归一化强度分布图(表格代表分辨率板不同位置对应的线条间隔)

Fig. 6 Experimental results. (a) Enlarged image of target position in resolution board; (b) reconstructed image of resolution board ($M=2^{2 \times 8}$, 256×256 resolution); (c) normalized intensity distribution of target position in reconstructed image (table represents the line spacing corresponding to different positions of resolution board)

4 结 论

本文对传统荧光显微镜进行了改装设计,搭建了基于 DMD 的显微关联成像系统,利用多分辨成像方法实现了生物组织样品的多分辨显微关联成像。这种成像方法无需额外的测试方式,即可简单快速地获得待测样品的连续多分辨图像,成像分辨率可以达到 218 nm,单次测量可以同时输出 8 组不同分辨率的成像结果,以满足生物医学领域的不同需求,大大提高了显微成像系统应用的灵活性。当

目标物体为稀疏物体时,多分辨显微关联成像有望实现实时成像,在细胞和生物组织等生物成像领域具有广泛的应用前景。

参 考 文 献

- [1] Jacob Z, Alekseyev L V, Narimanov E. Optical hyperlens: far-field imaging beyond the diffraction limit[J]. Optics Express, 2006, 14(18): 8247-8256.
- [2] Huang X, Fan J, Li L, et al. Fast, long-term, super-resolution imaging with Hessian structured illumination microscopy [J]. Nature Biotechnology,

- 2018, 36(5): 451-459.
- [3] Pan W H, Chen B L, Zhang J G, et al. Compressed sensing STORM super-resolution image reconstruction based on noise correction-principal component analysis preprocessing algorithm [J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(2): 020724.
潘文慧, 陈秉灵, 张建国, 等. 基于噪声校正主成分分析的压缩感知 STORM 超分辨图像重构[J]. 中国激光, 2020, 47(2): 020724.
- [4] Liu X X, Guo H X, Xu T, et al. *In-situ* liquid phase transmission electron microscope and its application in nanoparticle characterization [J]. Acta Physica Sinica, 2021, 70(8): 086701.
刘玄玄, 国洪轩, 徐涛, 等. 原位液相透射电子显微镜及其在纳米粒子表征方面的应用[J]. 物理学报, 2021, 70(8): 086701.
- [5] Klar T A, Jakobs S, Dyba M, et al. Fluorescence microscopy with diffraction resolution barrier broken by stimulated emission [J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of USA, 2000, 97(15): 8206-8210.
- [6] Liu Z, Luo Z W, Wang Z Y, et al. Super-resolution fluorescence microscopy image reconstruction algorithm based on structured illumination [J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(3): 0307001.
刘智, 罗泽伟, 王正印, 等. 基于结构照明的超分辨荧光显微成像重建算法[J]. 中国激光, 2021, 48(3): 0307001.
- [7] Betzig E, Patterson G H, Sougrat R, et al. Imaging intracellular fluorescent proteins at nanometer resolution [J]. Science, 2006, 313(5793): 1642-1645.
- [8] Xu K, Babcock H P, Zhuang X. Dual-objective STORM reveals three-dimensional filament organization in the actin cytoskeleton [J]. Nature Methods, 2012, 9(2): 185-188.
- [9] Tao Y, Wang X X, Yang F B. Edge detection based on high-pass filter ghost imaging [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(2): 021101.
陶勇, 王肖霞, 杨风暴. 基于高通滤波鬼成像的边缘检测方法[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(2): 021101.
- [10] Xiao K, Tian L J, Wang Z Y. Fast super-resolution fluorescence microscopy imaging with low signal-to-noise ratio based on deep learning [J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(10): 1007002.
肖康, 田立君, 王中阳. 基于深度学习的低信噪比下的快速超分辨荧光显微成像[J]. 中国激光, 2020, 47(10): 1007002.
- [11] Ma H B, Hu S Y, Jie Y H, et al. A floating top-electrode electrowetting-on-dielectric system [J]. RSC Advances, 2020, 10(9): 4899-4906.
- [12] Zhou C, Tian T, Gao C, et al. Multi-resolution progressive computational ghost imaging [J]. Journal of Optics, 2019, 21(5): 055702.
- [13] Yang S C, Yu H, Lu R H, et al. Simulation of Fourier-transform ghost imaging using polychromatic X-ray sources [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(5): 0511003.
杨善初, 喻虹, 陆荣华, 等. 非单色 X 光傅里叶变换鬼成像模拟[J]. 光学学报, 2019, 39(5): 0511003.
- [14] Wang C L, Gong W L, Shao X H, et al. Influence of receiving numerical aperture and rough target size on ghost imaging via sparsity constraint [J]. Chinese Journal of Lasers, 2019, 46(8): 0810002.
王成龙, 龚文林, 邵学辉, 等. 接收数值孔径和粗糙目标尺寸对稀疏限制的鬼成像影响研究[J]. 中国激光, 2019, 46(8): 0810002.
- [15] Ma H Y, Sang A J, Zhou C, et al. High-efficiency reconstruction of ghost imaging based on equivalent deformation of 2D Walsh transform [J]. Journal of Optics, 2020, 22(12): 125702.
- [16] Cai H J, Yao Z H, Gao C, et al. Reflection ghost imaging based on superimposed speckle-pattern [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(7): 071101.
蔡宏吉, 姚治海, 高超, 等. 基于叠加散斑图的反射鬼成像[J]. 激光与光电子学进展, 2019, 56(7): 071101.
- [17] Wu H, Wang R Z, Li C S, et al. Influence of intensity fluctuations on Hadamard-based computational ghost imaging [J]. Optics Communications, 2020, 454: 124490.
- [18] Liu H C. Imaging reconstruction comparison of different ghost imaging algorithms [J]. Scientific Reports, 2020, 10(1): 14626.
- [19] Shapiro J H. Computational ghost imaging [C]// Conference on Lasers and Electro-Optics/ International Quantum Electronics Conference, May 31-June 5, 2009, Baltimore, Maryland. Washington, D.C.: OSA, 2009: IThK7.
- [20] Feng W, Zhao X D, Tang S J, et al. Compressive computational ghost imaging method based on region segmentation [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(10): 101105.
冯维, 赵晓冬, 汤少靖, 等. 基于区域分割的压缩计算鬼成像方法[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(10): 101105.
- [21] Yu W K, Yao X R, Liu X F, et al. Compressive microscopic imaging with "positive-negative" light modulation [J]. Optics Communications, 2016, 371: 105-111.

- [22] Peng J Z, Yao M H, Cheng J J, et al. Microtomography via single-pixel imaging [J]. *Optics Express*, 2018, 26(24): 31094-31105.
- [23] Ota S, Horisaki R, Kawamura Y, et al. Ghost cytometry[J]. *Science*, 2018, 360 (6394): 1246-1251.
- [24] Li W W, Tong Z S, Xiao K, et al. Single-frame wide-field nanoscopy based on ghost imaging via sparsity constraints[J]. *Optica*, 2019, 6(12): 1515-1523.
- [25] Zhu X H, Zhou W P, Zhang S H, et al. Study on the resolution of microscopic ghost imaging system [J]. *Journal of Hunan University of Science & Technology (Natural Science Edition)*, 2020, 35(4): 117-124.
朱孝辉, 周伟平, 张顺辉, 等. 显微鬼成像系统的分辨率研究 [J]. *湖南科技大学学报(自然科学版)*, 2020, 35(4): 117-124.
- [26] Sun M J, Meng L T, Edgar M P, et al. A Russian Dolls ordering of the Hadamard basis for compressive single-pixel imaging [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7 (1): 3464.
- [27] Lane T J, Ratner D. What are the advantages of ghost imaging? Multiplexing for X-ray and electron imaging [J]. *Optics Express*, 2020, 28 (5): 5898-5918.
- [28] Ren Y X, Kong C H, He H S, et al. Encrypted wide-field two-photon microscopy with single-pixel detection and compressed sensing [J]. *Applied Physics Express*, 2020, 13(3): 032007.
- [29] Tenne R, Rossman U, Rephael B, et al. Super-resolution enhancement by quantum image scanning microscopy [J]. *Nature Photonics*, 2019, 13 (2): 116-122.