

部分相干光照明数字全息显微技术及应用

王阳^{1,2}, 张美玲², 王宇², 温凯², 卓可群², 郭荣礼^{1*}, 郜鹏^{2**}

¹西安工业大学光电工程学院, 陕西 西安 710021;

²西安电子科技大学物理与光电工程学院, 陕西 西安 710071

摘要 传统的数字全息显微技术通常采用高相干激光作为照明光源, 虽然其全息图具有高的对比度, 但是相干照明带来的相干噪声会降低再现像的信噪比。基于部分相干照明的数字全息显微技术(PCI-DHM), 在保证相位测量精度的前提下, 可以有效降低相干噪声。按照物光和参考光之间是否有夹角, PCI-DHM 可以分为同轴相移和离轴 PCI-DHM。介绍了同轴相移 PCI-DHM 和离轴 PCI-DHM 中的几种典型测量方案。同轴相移 PCI-DHM 采用等光程的物光和参考光形成同轴全息光路, 利用相移干涉技术可以重建出样品的振幅/相位分布, 利用光源的短相干特性, 可以获得样品内部微观结构的层析图像。离轴 PCI-DHM 通常采用光栅在物光和参考光之间引入夹角, 构成消色差干涉装置。离轴 PCI-DHM 技术可以通过记录单幅离轴全息图完成对动态样品振幅/相位分布的实时测量。最后, 介绍了 PCI-DHM 在生物细胞、生物组织三维成像及微纳结构形貌测量等领域的应用。

关键词 成像系统; 数字全息显微; 相移干涉; 离轴干涉; 部分相干照明

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.1811005

Partially Coherent Illumination-Based Digital Holographic Microscopy and Its Applications

Wang Yang^{1,2}, Zhang Meiling², Wang Yu², Wen Kai², Zhuo Kequn², Guo Rongli^{1*}, Gao Peng^{2**}

¹School of Optoelectronic Engineering, Xi'an Technological University, Xi'an, Shaanxi, 710021, China;

²School of Physics and Optoelectronic Engineering, Xidian University, Xi'an, Shaanxi, 710071, China

Abstract The traditional digital holographic microscopy (DHM) usually adopts highly coherent lasers as an illumination source. Although the hologram has high contrast, the coherent noise induced by the coherent lasers reduces the signal-to-noise ratio of the reconstructed image. Partially coherent illumination-based DHM (PCI-DHM) can effectively reduce the coherent noise and maintain high phase-measurement accuracy. PCI-DHM can be divided into on-axis and off-axis PCI-DHMs depending on the interference angle between the object and reference waves. This study reviews the architectures of several typical PCI-DHMs and compares their advantages and disadvantages for different schemes. Specifically, on-axis phase-shifting PCI-DHM uses an on-axis optical configuration, where both the object and reference waves have the same optical path length, and amplitude/phase maps of the sample can be reconstructed using the phase-shifting technique. Moreover, a three-dimensional tomographic image of the internal microstructure in the sample can be obtained based on the short-coherence characteristic of light source. Off-axis PCI-DHM usually uses grating to introduce an angle between the object and reference waves, constructing an achromatic interferometer. The real-time measurement of amplitude/phase maps of the sample can be achieved only from an off-axis hologram. Finally, the practical applications of PCI-DHM in

收稿日期: 2021-06-11; 修回日期: 2021-07-20; 录用日期: 2021-07-28

基金项目: 国家自然科学基金(62075177, 61975233)、陕西省自然科学基金(2020JM-193, 2020JQ-324)、中央高校基本科研业务费专项资金(JB210513)、江西省图像处理与模式识别国家重点实验室基金(ET202080417)

通信作者: *guorongli@xatu.edu.cn; **peng.gao@xidian.edu.cn

quantitative phase imaging of biological cells, biological tissue, microstructures, and nanostructures are introduced.

Key words imaging systems; digital holographic microscopy; phase-shifting interference; off-axis interference; partially coherent illumination

OCIS codes 090.1995; 120.5050; 050.5080; 110.3175

1 引言

数字全息显微技术(DHM)是数字全息技术(DH)在显微测量领域的具体应用^[1-8]。相比于传统光学显微技术,DHM利用CCD或CMOS等光电探测器件代替传统的银盐干板对全息图进行记录,然后在计算机中通过数值计算再现出被测样品的振幅和相位信息。其中,相位作为光波的重要特征之一,可以反映出待测样品的三维形貌以及折射率分布等定量信息。因DHM具有非接触、全场成像、无需标记等优势,现已发展成为一种重要的定量显微成像和测量分析手段,在三维成像^[9-10]、细胞折射率测量^[11-15]、表面形貌测量^[16-18]、微纳器件检测^[19-20]、粒子场测试^[21-23]等方面得到了广泛的应用。

根据所用照明光源的不同,数字全息显微可分为两类:基于高相干激光照明的数字全息显微技术和基于部分相干光照明的数字全息显微技术(PCI-DHM)^[24-25]。基于高相干激光照明的DHM通常使用具有高相干性的激光作为光源,例如He-Ne激光等,从而得到具有高对比度的全息图。因此,激光作为照明光源的DHM得到了广泛应用^[26]。但是,激光作为照明光源时记录的全息图具有高相干噪声,包括散斑噪声和寄生干涉条纹,这会不可避免地影响相位成像的质量,从而降低相位测量的灵敏度^[27-28]。为了提高相位测量的灵敏度,基于部分相干光照明的DHM逐渐引起广泛关注。部分相干光源,是指具有部分时间或空间相干性或同时具有部分时间和空间相干性的光源,例如LED、卤素灯、超连续谱激光以及经旋转毛玻璃屏调制后的激光等。部分相干照明可以抑制相位成像中的散斑噪声,提高相位图像的信噪比,最终提高相位精度。与激光照明相比,部分相干光源照明时可有效降低相干噪声,提高测量精度。目前,白光照明时的空间相位噪声可减小到0.6 nm,比激光照明时的噪声降低了一个数量级^[29]。但是,由于其相干长度仅为微米量级,物光和参考光的光程必须严格控制,使其相等才能在视场中得到干涉条纹。

此外,根据全息图记录方式的不同,可以将部分相干光照明的数字全息显微技术分为两类:同轴相移PCI-DHM和离轴PCI-DHM。其中,同轴相移的

记录方式可以在整个视场内得到高对比度的干涉条纹。但是相移干涉技术至少需要记录两幅相移干涉图才可重建被测样品的相位分布,因此同轴相移PCI-DHM的时间分辨率低,通常只能测量静态样品或缓慢变化的动态过程。相比之下,离轴记录方式只需记录一幅全息图就可以消除零级像和共轭像,因此离轴PCI-DHM具有较高的时间分辨率,可用于测量快速的动态变化过程。

本文将分别介绍近年来出现的同轴相移PCI-DHM和离轴PCI-DHM两类技术中的几种典型测量方案,然后介绍PCI-DHM在生物细胞相位测量、生物组织三维成像及表面形貌测量等方面的应用,最后对该技术进行总结与展望。

2 部分相干光照明的相移数字全息显微

2.1 基于LED的相移数字全息显微技术

部分相干光源作为照明光源可以有效抑制透镜表面的多次反射光,降低数字全息中重建相位分布的相位噪声。在此基础上,Kemper等^[30]提出了基于LED照明的时间相移数字全息显微技术。实验装置以Linnik干涉仪为基础,具体光路如图1(a)所示,从LED光源出射的光束首先经过透镜 L_1 变为平行光,然后经 $20\times$ 显微物镜 MO_1 会聚后被其后焦面上的光阑PH(孔径 $\Delta=25\ \mu\text{m}$)滤波以增加光波的空间相干性,再经透镜 L_2 准直后变为平行光照射到非偏振分光棱镜(NPBS)上分成两束光。两束光分别被放置在干涉仪两臂中由完全相同的 $20\times$ 显微物镜 MO_2 、 MO_3 会聚后照射到样品和参考镜上,并分别形成物光和参考光。调整物光和参考光光程,使其相等以便得到干涉条纹,然后通过压电陶瓷(PZT)驱动反射镜 M_1 改变参考光的相位,依次记录得到三幅相移量为 $\pi/2$ 的相移干涉图样,最后利用三步相移重建算法恢复被测样品的相位分布。实验中以MicroMasch TGZ02纳米结构测试图作为样品,分别比较了在He-Ne激光和LED照明下重建相位分布的横向分辨率及相位噪声,如图1(b)和图1(c)所示。从图中可以看出,两种情况下样品的纳米级光栅状结构都可被清晰分辨,但相比于激

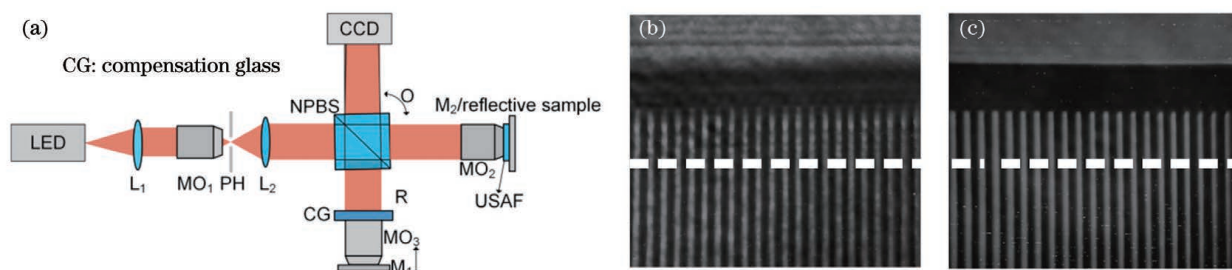


图 1 基于 Linnik 干涉仪的同轴相移 PCI-DHM 系统及实验结果^[30]。(a)基于 Linnik 干涉仪的同轴相移 PCI-DHM 系统；(b) He-Ne 激光照明时 MicroMasch TGZ02 纳米结构测试图的相位分布；(c) LED 照明时 MicroMasch TGZ02 纳米结构测试图的相位分布

Fig. 1 On-axis phase-shifting PCI-DHM setup based on a Linnik interferometer and experimental results^[30]. (a) On-axis phase-shifting PCI-DHM system based on a Linnik interferometer; (b) phase map of MicroMasch TGZ02 nanostructured test chart with He-Ne laser illumination; (c) phase map of MicroMasch TGZ02 nanostructured test chart with LED illumination

光照明时图 1(b)中明显可见的噪声起伏,图 1(c)中的噪声水平显著减小。经计算,LED 照明时的相位噪声为 0.03 rad,而激光照明时的相位噪声为 0.06 rad。由此可见,在相同条件下以 LED 作为照明光源,可以有效减小相位噪声并提高相位测量精度。

此外,秦怡课题组^[31-34]详细比较了基于激光和 LED 光源照明的数字全息显微在重建图像质量上的差别。结果表明基于 LED 照明的数字全息完全消除了激光光源的散斑噪声和寄生干涉条纹,物光场再现质量得到很大提升。2014 年,Pitkäaho 等^[35]在基于 LED 光源的部分相干光数字全息显微装置的基础上,提出了一种针对微观物体的深度提取算法,并进行了优化,通过对人造纤维、美国空军标准 (USAF)分辨率靶等样品的成像与测量验证了算法

的有效性和鲁棒性。2019 年,惠倩楠等^[36]提出了一种基于 LED 光源以及长工作距离物镜的相移数字全息显微测量装置,利用该装置实现了对 USAF 分辨率板和微纳台阶三维形貌的定量测量。

2.2 基于横向剪切的低相干数字全息显微技术

基于 Linnik 干涉仪的同轴相移 PCI-DHM 装置的体积较为庞大,不利于便携式快速测量。因此,Baek 等^[37]提出了基于横向剪切的低相干数字全息显微技术:通过在标准显微镜的输出端安装一个白光定量相位成像单元(WQPIU),实现了低相干数字全息显微的定量相位成像。WQPIU 模块的光路示意图如图 2(a)所示,其组成部件主要为光束移位器、液晶延迟器、光程差补偿器和线性偏振器。其中,光束移位器是一种双折射材料,其光轴与表面法

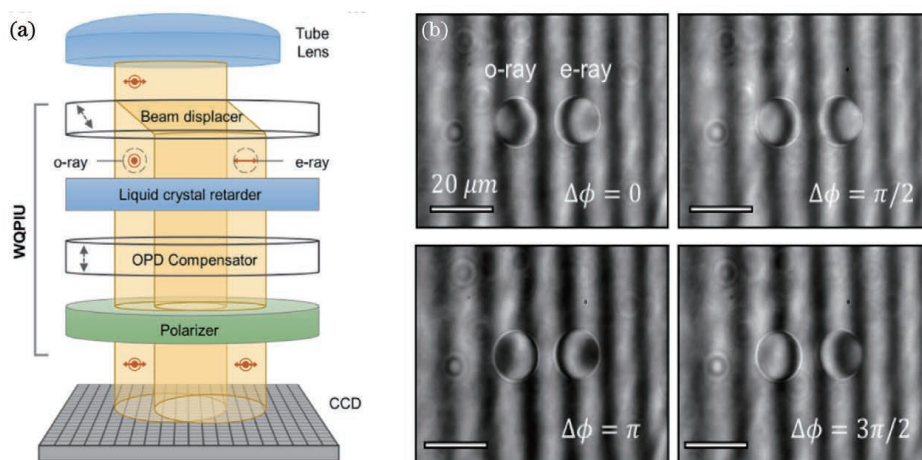


图 2 基于横向剪切的白光定量相位成像单元及 CCD 记录的相移干涉图^[37]。(a)白光定量相位成像单元的原理图；(b) CCD 记录的相移量分别为 $0, \pi/2, \pi, 3\pi/2$ 的四幅相移干涉图样

Fig. 2 Principle of the WQPIU with lateral shearing interferometry and phase-shifting interferograms recorded by the CCD camera^[37]. (a) Schematic of the WQPIU; (b) four phase-shifting interferograms recorded by the CCD camera with phase delays of $0, \pi/2, \pi, 3\pi/2$, respectively

线成 45° 角,可将一束光分成两束振动方向相互正交的线偏振光:一束平行于光轴(e 光波),另一束垂直于光轴(o 光波)。光波通过光束移位器前后的传播方向保持不变,且产生的两束平行光都包含样品的全部信息。其中,o 光波(或 e 光波)与横向平移后的 e 光波(或 o 光波)相互重叠。当显微样品是稀疏分布的时候,o 光波中的样品区域和 e 光波中的空白区域分别作为横向剪切干涉中的物光波和参考光波,测得样品的相位分布。因为 e 光波和 o 光波分别历经不同的路径,所以为确保两束光能够发生干涉,利用光程补偿器对两光波的光程差进行补偿。此外,为了使发生横向位移的两束光波发生干涉,光波的空间相干长度必须大于光波的横向位移长度。为了保证光波的空间相干性,可以通过减小照明孔径的尺寸或通过将光源放置在远离样品的地方实现。最后,两束正交的线偏光通过偏振片后实现干涉。液晶延迟器的作用是调整 o 光和 e 光之间的相位差,用以实现四步相移干涉。CCD 记录的四幅相移干涉图如图 2(b)所示,然后利用四步相移算法便可再现得到样品的振幅和相位图像。实验中通过对人体红细胞(RBC)和 HeLa 细胞等透明样品进行定量相位成像,验证了该方法的有效性。

该技术将 WQPIU 封装成紧凑的独立模块,放置在显微镜的输出端来实现成像,无需对标准显微镜进行任何改造,同时避免了使用其他额外附件装置带来的体积增加问题,最终保证了装置的便携性。此外,由于利用白光作为照明光源,WQPIU 可以实现无散斑成像,提高了再现像质量和相位测量精度,

故有望作为一种简易且高质量成像的便携式观测工具,以拓展 DHM 在生物医学领域的应用范围。最近,Ling 等^[38]通过在 CCD 图像平面前插入两个随机编码的混合光栅,开发了一种基于四波横向剪切干涉仪的宽带灵敏度增强干涉显微成像系统,并提出了一种完全向量化的相位检索算法。该系统基于 LED 光源照明,可用于定量相位成像并消除由频谱泄漏引起的周期误差。

2.3 基于白光干涉的数字全息显微技术

白光干涉显微技术(WLIM)是一种无损、无需标记的定量相位成像技术,可以实现对样品折射率、表面形貌及细胞密度等的定量测量,同时,低相干性白光光源的使用避免了高相干激光照明时散斑噪声导致的图像质量下降等问题,还克服了观测台阶类样品时测量高度的限制。基于此,Mann 等^[39]提出了基于白光干涉的物参共路白光相移干涉仪。该技术在继承了传统干涉显微技术优势的同时,可以从单个白光干涉图样中分离出 R、G、B 三个分量,进而能够同时提供样品的多光谱信息^[40],且多波长干涉技术克服了相位模糊问题,扩展了纵向无包裹测量范围。物参共路白光相移干涉仪的示意图如图 3(a)所示,该装置基于 Mirau 干涉仪搭建而成。具体来讲,从白光光源出射的光束通过孔径光阑后,经准直透镜准直并入射到分光棱镜 BM_1 上被分成两束光,其中,反射光束进入 Mirau 干涉物镜中,经过物镜内部分光层 BM_2 后形成两束照明光波,透射光照明待测样品形成物光波,反射光照射至可由压电陶瓷驱动器驱动产生位移的参考镜作为参考光,

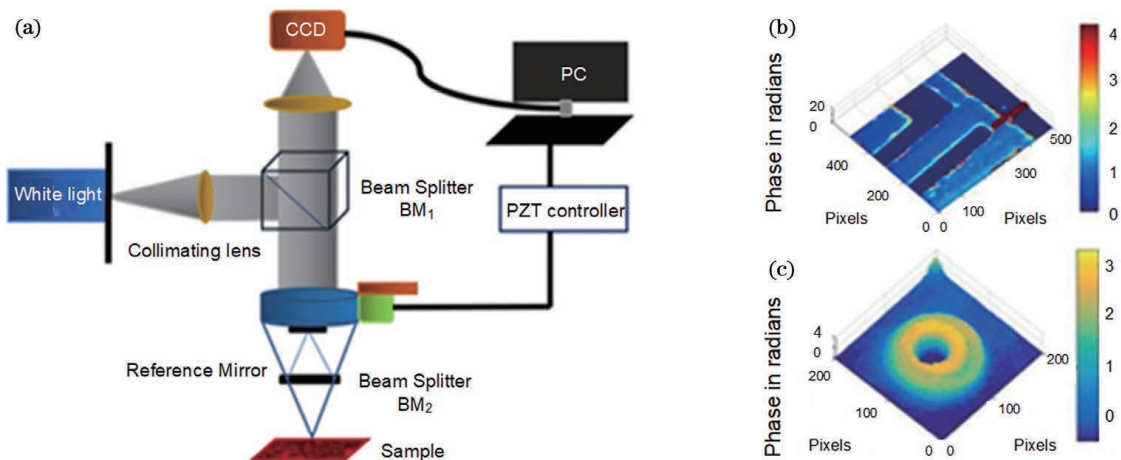


图 3 物参共路白光相移干涉仪及其测量结果^[39]。(a)白光相移干涉仪装置原理图;(b)刻蚀硅晶片样品在蓝色通道下的重建相位图像;(c)人体红细胞样品在蓝色通道下的重建相位图像

Fig. 3 Common-path white light phase-shifting interferometer and measurement results^[39]. (a) Schematic plot of the white light phase-shifting interferometer; (b) reconstructed phase image of etched silicon wafer in blue channel; (c) reconstructed phase image of RBC in blue channel

沿原路返回的物光和参考光再次经过 BM_2 后合束。两者在 CCD 探测面上发生干涉得到干涉图。基于该系统,对刻蚀硅晶片和人体血红细胞进行了成像与测量,他们在蓝色通道(B)下的重建相位图像分别如图 3(b)和图 3(c)所示。从图中可以看出,利用该系统定量测得了样品表面的形貌信息,结果具有较高的测量精度和良好的再现效果。由此可见,该技术有助于对透明样品的表面形貌进行定量测量且无需对样品进行任何复杂操作。基于此,2018 年,Uppturi 等^[41]提出了一种基于彩色 CCD 相机的相移白光干涉测量技术,该技术可用于微透镜表面轮廓及微样品表面的不连续性测量。近年来,该课题组利用此技术测量了红细胞、洋葱表皮、鱼角膜等样品的全场折射率曲线,结果表明该方法可提供更简单、更经济和更快速的定量测量方案。

2.4 光学相干断层成像技术

光学相干断层成像(OCT)^[42-43]采用会聚的光斑来照明样品,利用光源的短相干特性,获得样品内

部微观结构的层析图像。时域 OCT 主要由迈克耳孙干涉仪组成,如图 4(a)所示。光源发出的光经分光棱镜分为两束,分别进入迈克耳孙干涉仪的样品臂和参考臂,样品光由样品的散射和反射作用返回,参考光被参考镜反射返回,若返回的两束光的光程差在一个相干长度范围内,则可以发生干涉形成携带样品信息的干涉光谱。通过接收端的光电探测器,将光信号转换为电信号,再由数据采集卡采集该信号,最后由计算机对其进行处理和图像重建就能够对样品层析成像[如图 4(b)所示]。除了时域 OCT 外,谱域 OCT 采用宽带光源作为照明光,采用光谱仪来记录样品反射光和参考光干涉形成干涉光谱分布。从所记录的光谱分布可以获得样品散射光随深度的分布曲线,通过二维移动样品可以实现三维层析成像。总体而言,OCT 具有分辨率高、检测灵敏度高和操作速度快等优点,目前已经被广泛应用于生物医学、工业检测等领域。

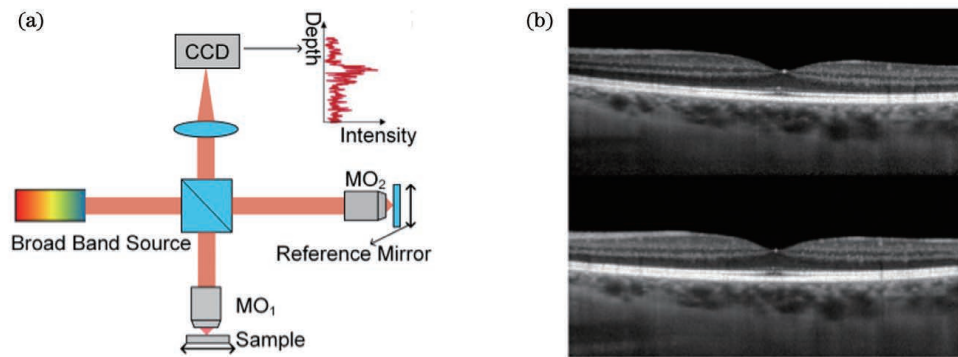


图 4 全场光学相干显微层析成像原理^[44-45]。(a)实验装置原理图;(b)人体左眼的 OCT 图像

Fig. 4 Principle of full-field resolution optical coherence microscopy^[44-45]. (a) Schematic diagram of experimental setup; (b) OCT image of human left eye

3 部分相干光照明的离轴数字全息显微

前面所述的 PCI-DHM 基于同轴相移技术,虽然可以充分利用 CCD 的空间带宽积,但是至少需要记录两幅相移干涉图才能重建出被测样品的相位分布。相比之下,离轴数字全息技术只需要记录一幅数字全息图就可以消除零级像和共轭像,时间分辨率高,因而被广泛应用于快速动态变化过程的测量。根据实现技术的不同,离轴干涉技术主要分为两类:基于点衍射的离轴干涉技术^[46-47]和基于光栅补偿的离轴干涉技术^[48-49]。在基于点衍射的离轴干涉技术中,通常通过针孔滤波产生理想的参考光波,例如在

文献[28, 46, 49-53]中,采用光栅作为色散元件并选取衍射级中的零级衍射级进行针孔滤波从而得到参考光波;在文献[48]中,采用分光棱镜作为分光元件对经过样品后的物光波进行分束,然后对其中的一束进行针孔滤波从而得到参考光波。但是,通过针孔滤波产生参考光的方法存在如下缺点:1)光路调节困难,物光和参考光之间的光程差难以精确调节;2)滤波导致光能损失,通常需要设置较长的曝光时间对全息图进行记录,继而限制了该技术对快速变化的动态过程的测量能力。相比之下,在基于光栅补偿的离轴干涉技术中,无需通过针孔滤波的方式得到理想参考光,因此该类技术克服了基于点衍射的离轴干涉技术中光路调节困难和光能损失较大的缺点。

3.1 白光点衍射相位显微技术

Bhaduri 等^[46]提出了基于白光照明的点衍射相位显微(wDPM)技术,该技术采用白光作为照明光源,具有较高的空间相位灵敏度,同时,离轴干涉和物参共路结构使得该技术在单次曝光下便可得到样品的再现相位分布且具有长时间的相位稳定性。白光衍射相位显微成像系统如图 5(a)所示,系统以卤素灯(HLF)作为照明光源,为保证照明光场的空间相干性并实现高灵敏度相位成像与测量,将光源后的聚光器透镜(CL)数值孔径(NA)缩小至 0.09。振幅衍射光栅放置于准直透镜(TL)的后焦平面(BFP)处,物光波通过光栅 G 后产生多个沿不同衍射级方向传播的衍射光。空间光调制器(SLM)作为滤波器被放置于透镜 L₁ 的后焦平面,通过对零级衍射光进行低通滤波从而产生参考光;SLM 允许+1 级衍射光完全通过,被用作物光波。物光和参考光相互干涉产生的干涉图样由 CCD 记录。实验中对该

系统的时空噪声稳定性进行了测量与分析,测量所得的相位噪声分布如图 5(b)~(e)所示。其中,图 5(b)和图 5(c)所示分别为单帧图像中的空间噪声分布和整个记录时间内的噪声分布直方图。经计算所得噪声分布直方图中的标准差 $\sigma = 1.1 \text{ nm}$,代表 wDPM 系统的总时空噪声,该数值比激光照明时的数值低一个数量级。由此可见,相比于激光照明的系统,该系统的稳定性和信噪比更高。图 5(d)和图 5(e)分别表示 $k_y = 0$ 和 $k_y = 2\pi$ 时的对数尺度时空功率谱密度,该参数表明通过空间和时间带通滤波,可以进一步降低测量过程中的相位噪声,同时该系统具有较高的相位灵敏度。基于该系统,对红细胞和 HeLa 细胞等样品进行了长时间的定量观测,成功监测到了细胞生长过程中干质量的变化,有利于对细胞生长规律等进行深入的探索与研究,也由此证明了该系统的优势及有效性。

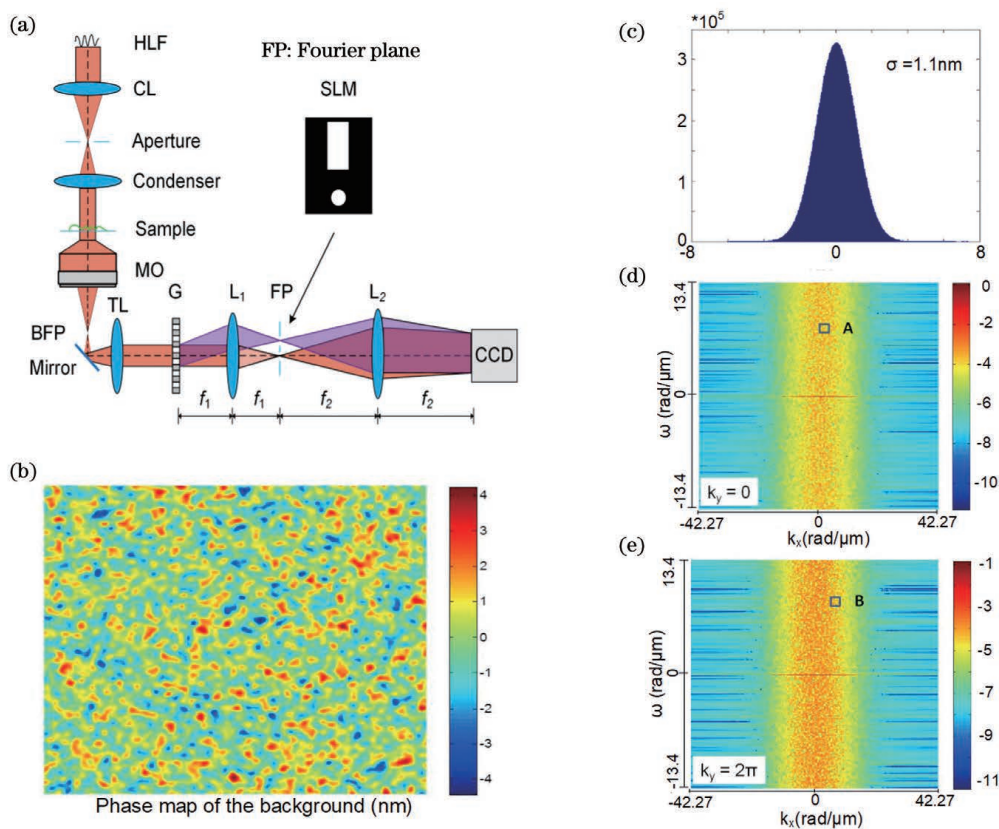


图 5 基于白光照明的点衍射相位显微成像系统及系统时空噪声稳定性测量结果^[46]。(a) wDPM 系统原理图;(b) 单帧图像中的空间噪声分布;(c) 以纳米为单位的时空噪声分布直方图;(d) $k_y = 0$ 时的对数尺度时空功率谱密度;(e) $k_y = 2\pi$ 时的对数尺度时空功率谱密度

Fig. 5 wDPM system and its spatiotemporal noise stability test results^[46]. (a) Schematic of wDPM; (b) spatial noise distribution in a single frame; (c) spatiotemporal noise histogram in nanometers; (d) spatiotemporal power spectral density in log scale at $k_y = 0$; (e) spatiotemporal power spectral density in log scale at $k_y = 2\pi$

采用光栅作为色散元件的离轴点衍射 DHM 中,除上述白光点衍射相位显微技术外,Popescu 等^[47]还提出了瞬时空光干涉显微术(iSLIM),它在传统商用相衬显微镜的基础上进行改进,通常作为相衬显微镜的附加模块实现定量相位成像。该技术的实现原理如图 6(a)所示,iSLIM 采用环状光源作为照明光,一个振幅衍射光栅放置于倒置显微镜的像平面(IP)上用于产生多个不同的衍射级,在透镜 L_1 的傅里叶平面上放置空间滤波器 SLM,只允许零级和正一级衍射级(其频谱均为一个圆环)通

过,对零级进行低通滤波形成参考光,最后由 CCD 记录获得的离轴全息图。图 6(b)所示为由彩色相机拍摄的 SLM 面的光强分布,SLM 的滤波孔径与显微镜中聚光器通光孔径的形状完全匹配,只允许零级衍射级的直流分量通过,如图 6(c)所示。图 6(d)所示为照明光源的光谱分布及彩色相机各通道的光谱灵敏度。利用维纳-辛钦定理,从光源的光谱分布可以得到光场的自时间相关函数[图 6(e)]。与 wDPM 类似,该离轴干涉方案可以实现低噪声、高稳定的相位成像。

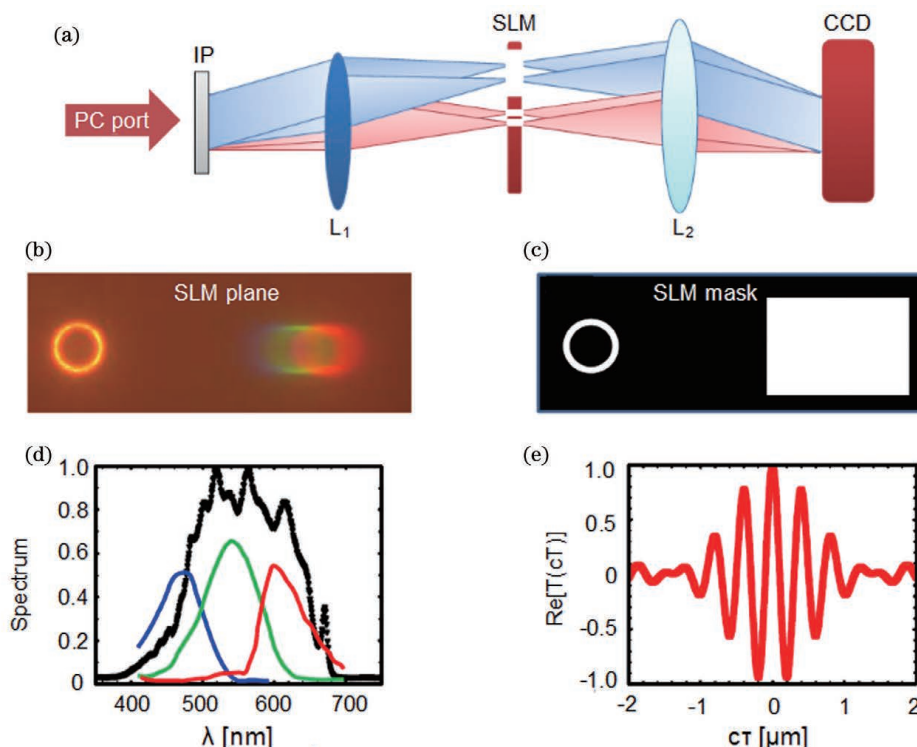


图 6 瞬时空光干涉显微成像系统及实验结果^[47]。(a) iSLIM 装置示意图;(b)彩色相机拍摄的 SLM 平面上的光强分布;(c)SLM 透射掩模,其中白色代表最大透射率,黑色代表最小透射率;(d)卤素灯的光谱(黑色)和 RGB 相机三通道的光谱灵敏度;(e)光场的自时间相关函数,其中 τ 是时间延迟, c 是在水中的光速。

Fig. 6 iSLIM system and experimental results^[47]. (a) Schematic of iSLIM experimental setup; (b) intensity distribution at the SLM plane imaged by a color camera; (c) SLM transmission mask, in which white represents maximum transmission and black represents minimum transmission; (d) spectrum of halogen lamp (black symbols) and spectral sensitivity of red, green and blue channels of the RGB camera; (e) temporal autocorrelation function of the illumination field, in which τ is the temporal delay and c is the speed of light in water

上述两种离轴点衍射干涉技术^[46-47],均采用光栅作为色散元件对经过样品后的物光波进行衍射分光,但光栅通常会产生多个衍射级,导致光能损失严重,CCD 感光面上的接收光光强较小,所以需要设置较长的曝光时间来记录全息图。在 wDPM 方案中^[46-47],即使采用高灵敏度相机,帧频也仅有 10 frame/s,这一特点限制了其在快速变化动态过程中的测量能力。为解决该问题,Shaked 等^[48]提

出了以分光棱镜作为分光元件的离轴点衍射干涉仪即 τ 干涉仪。宽光谱激光器出射的激光经声光调制器调谐后得到相干长度为 $26.8 \mu\text{m}$ 的低相干光源,并将其作为系统的照明光源。 τ 干涉仪通常放置于倒置显微镜的输出端,用于接收显微镜输出的样品放大图像,其原理示意图如图 7 所示。输入的物光波经透镜 L_1 的傅里叶变换后被分光棱镜分成两束,反射镜 M_2 前的针孔对其中一束光进行低通滤波形

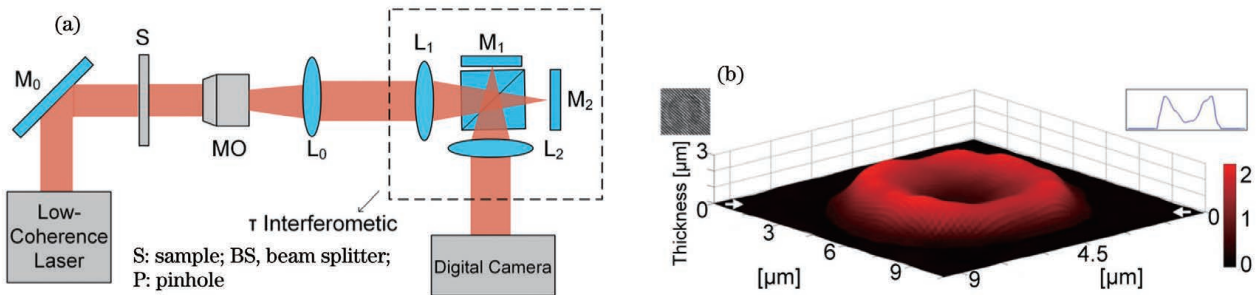


图 7 τ 干涉仪原理图及其对红细胞样品的定量测量^[48]。(a) τ 干涉仪原理图,插图为参考反射镜 M_2 的放大图;(b)测得的红细胞定量厚度分布,其中左插图细胞干涉图样,右插图细胞相位轮廓对角线截面的高度分布

Fig. 7 Schematic of τ interferometer and quantitative measurement of an RBC^[48]. (a) Schematic of τ interferometer (inset: expanded figure for the reference-beam mirror M_2); (b) quantitative thickness profile of an RBC acquired with τ interferometer in a single camera exposure (left inset: interferogram of the cell; right inset: cross section across the diagonal of the phase profile of the cell)

成参考光,另一束被用作物光。物光和参考光分别经由反射镜 M_1 和 M_2 反射后再次通过分光棱镜进行合束,在透镜 L_2 后焦面处干涉形成全息图被数码相机记录,通过调整反射镜可得到全视场的离轴干涉条纹。该干涉仪具有低成本、便携式等优势,且物参共路的光学结构使得装置具有长时间的测量稳定性。此外,利用分光棱镜作为分光元件避免了光栅的色散效应,有效解决了光能损失问题,增强了该装置在快速变化的动态过程中的测量能力。基于光源的低相干性和物参共路结构,系统表现出较高的相位测量精度和时间相位稳定性。图 7(b)所示为利用 τ 干涉仪定量获得人体红细胞光程分布,从图中可以看出,采用低相干光源使得所测红细胞(仅包含细胞培养基)周围具备平坦背景,有效抑制了背景噪声,可以很好地表征其表面形貌及厚度分布。

此外,2014年,Edwards等^[54]利用基于卤素灯照明的白光衍射相位显微镜对聚苯乙烯微球、红细胞等样品进行测量,并通过空间滤波去除伪影得到了精确的高度分布信息,同时证明超连续激光因其高亮度优势,可提供精确的测量并曝光时间,进而实现快速的动态测量。Debnath等^[55]提出了一种用于不透明样品全场表面形貌测量的反射式白光衍射相位显微系统,该系统可以在没有任何机械运动的情况下从一张全息图中提取样品的表面轮廓信息,且白光光源的使用使测量过程避免了散斑噪声的影响。实验中通过对一个已知高度的台阶样本和一个高质量平面样本的测量验证了系统的性能及有效性。通常情况下,相移技术被应用于同轴记录方式中以消除零级像和共轭像的干扰。为了充分利

用离轴记录方式中 CCD 的空间带宽积,在 2016 年,Shan 等^[56]将相移技术和离轴技术相结合,提出了相移白光衍射相位显微技术(PSwDPM),该技术克服了离轴记录方式中空间带宽积利用率低的问题,实现了两倍的空间带宽积,通过对红细胞、前列腺活检组织等样品的测量证明了装置的有效性。

3.2 基于 LED 照明的低相干离轴数字全息显微技术

上述基于点衍射的离轴干涉技术^[46-48]均需通过针孔滤波产生理想参考光,但针孔滤波存在以下缺点:1)需要精密的光路调节,在一定程度上增加了系统的调节难度;2)针孔滤波尺寸须严格计算以保证滤波效果,产生理想参考光,这在一定程度上提高了系统的设计复杂度;3)点衍射存在的光晕效应,降低了测量精度。基于此,Choi 等^[57]和 Guo 等^[49]分别提出了采用动态散斑照明和 LED 照明的低相干离轴数字全息干涉技术,该技术无需针孔滤波便可得到理想参考光。Choi 等的系统光路如图 8(a)所示。该系统基于马赫-曾德尔干涉仪,通过旋转毛玻璃屏破坏高相干激光的相干性,获得部分相干光源。在传统马赫-曾德尔干涉测量中,动态散斑直接照明时光波的空间相干性减小,难以得到高对比度的干涉图。为解决该问题,干涉仪的样品臂和参考臂的光学配置完全相同,从而可将同一个散斑图像经过物光路和参考光路分别传递到相机感光面。样品放置于物光路中,空白载玻片放置于参考光路中用于补偿光程,通过倾斜参考光路中的反射镜调整参考光的照明角度,可以实现离轴干涉,但该方法会导致视场中的干涉条纹对比度不均匀[图 8(b)]。为解决此问

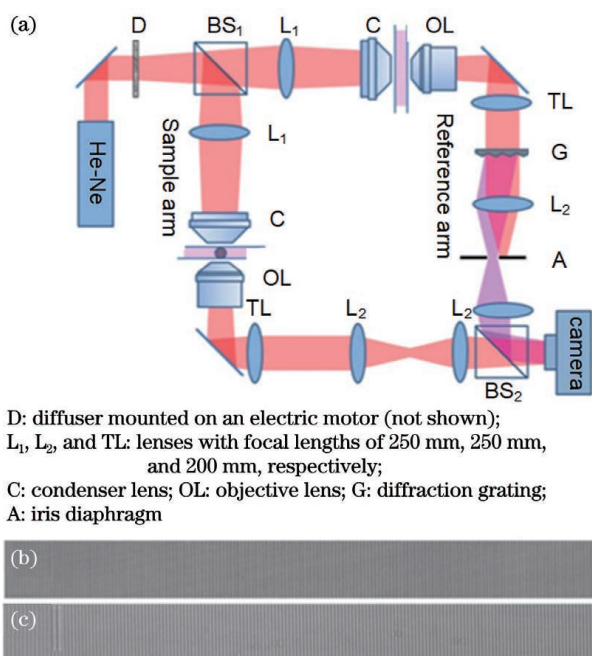


图 8 基于马赫-曾德尔干涉仪的离轴 PCI-DHM 及所得干涉条纹^[57]。(a) 基于马赫-曾德尔干涉仪的离轴 PCI-DHM; (b) 无衍射光栅时拍摄的干涉条纹; (c) 加入衍射光栅后拍摄的干涉条纹

Fig. 8 Mach-Zehnder interferometer based off-axis PCI-DHM and interference fringes^[57]. (a) Off-axis PCI-DHM based on a Mach-Zehnder interferometer. D, diffuser mounted on an electric motor (not shown); BS₁-BS₂, cube beam splitters; L₁, L₂, and TL, lenses with focal lengths of 250 mm, 250 mm, and 200 mm, respectively; C, condenser lens; OL, objective lens; G, diffraction grating; A, iris diaphragm; (b) interference fringes captured without diffraction grating; (c) interference fringes captured with the grating in place

题,在参考光路中相机的共轭面处放置了一个衍射光栅,通过可变光阑 A 选取 +1 级衍射光作为参考光,由此得到的干涉条纹在整个视场中有均匀的对比度[图 8(c)]。

上述干涉方案^[49, 57]均基于马赫-曾德尔干涉光路,虽然无需针孔滤波,但物光和参考光分别历经不同的光束路径,因此系统的稳定性较差。为了提高系统稳定性,Guo 等^[28]提出了一种基于低相干光源的具有恒定离轴角(LC-SICA)的剪切干涉测量技术,在该技术中全息图的空间相干噪声显著降低且物参共路的光路结构使得装置具有较高的稳定性。图 9(a)所示为输出端连接有 LC-SICA 模块(虚线框内)的倒置显微镜示意图,在 LC-SICA 模块中,透

镜 L₁、L₂ 组成标准 4f 系统,放置在距离像平面 z 处的光栅 G 用来产生多个衍射级。光阑 M 置于透镜 L₁ 的后焦面处并只允许 0 级和 +1 级衍射光通过。选取 0 级衍射光中含有样品的区域作为物光波, +1 级衍射光中样品周围的空白区域作为参考光波,在频谱面上加入光程差补偿器 C 对两光波的光程差进行补偿,使得两束光在透镜 L₂ 后焦平面处发生干涉,最终得到具有高对比度的全场干涉条纹。实验中,宽光谱激光通过声光可调滤波器获得谱宽为 44 nm、相干长度为 9.2 μm 的光波作为照明光源。经测量可得此时系统的空间相位噪声为 0.0425 rad,仅为 He-Ne 激光照明时(0.204 rad)的 1/5,由此可见该系统具有较低的相干噪声和较高的相位测量精度,同时在 10 s 内测得相位分布的标准差仅为 8.9 mrad,这表明该系统具有较高的测量稳定性。

基于该系统,对人体白细胞和精子进行了动力学定量相位成像,证明了系统的优势及有效性。其中,对人体白细胞的测量结果如图 9(b)~(d)所示,图 9(b)为 t = 0 时刻白细胞的定量相位图像,图 9(c)为从 150 帧相位图像中得到的相位标准差分布,其反映了细胞相位分布的波动情况。图 9(d)为图 9(c)中三个标记点的相位起伏曲线。结果显示:边界点相位值波动最大,标准差为 78.5 mrad;细胞内部区域标记点显示出轻微的波动,标准差为 43.7 mrad;背景区域具有相对平稳的相位值,标准差为 8.9 mrad,这说明该系统能检测标准差大于 8.9 mrad 的相位起伏,系统具有较高的相位灵敏度。

除此之外,基于 LED 照明的离轴彩色数字全息术^[58]以及基于偏振滤波的 LED 照明离轴数字全息显微术^[59]也相继被提出,再现图像质量得到很大改善。2014 年,南开大学的邓丽军等^[60]提出了一种基于光程差扫描的低相干离轴数字全息技术,该技术能够有效解决光源相干长度过短限制物光波探测面积的问题,并基于该技术实现了对标准 USAF-1951 分辨率板样品的全视场探测。2018 年,Cho 等^[61]提出了一种基于 LED 光源的双波长离轴数字全息低相干干涉测量系统,系统中利用两个衍射光栅对 LED 出射光束的中心波长和带宽进行调整,并通过滤波扩展了宽带光源的相干性,利用两个不同波长 LED 光源测量高度为 1.815 μm 的标准台阶样品时标准差小于 3 nm,这表明该系统能够以超过 1 μm 的步长和更低的噪声对样品表面轮廓进行快速、准确的测量。

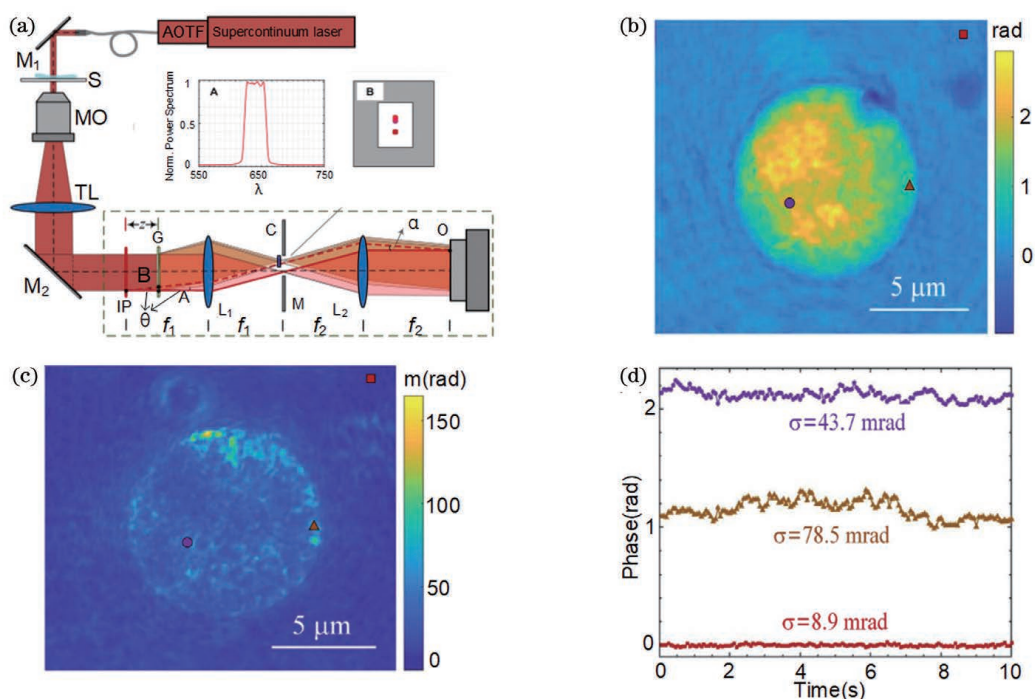


图 9 输出端连接有 LC-SICA 模块(用虚线矩形标记)的倒置显微镜及其对人体白细胞的动态定量相位成像^[28]。(a)输出端连接有 LC-SICA 模块(用虚线矩形标记)的倒置显微镜;(b)白细胞的定量相位分布;(c)从 150 帧图像计算得到的相位时间标准差(相位起伏);(d)图(c)中三个不同标记点的相位值,其中 σ 表示这些点定量相位值的时间标准差

Fig. 9 An inverted microscope with the LC-SICA module (marked by dashed rectangle) connected to its output and dynamic quantitative phase imaging of a human white blood cell^[28]. (a) An inverted microscope with the LC-SICA module (marked by dashed rectangle) connected to its output; (b) quantitative phase profile of a human white blood cell; (c) quantitative phase temporal standard deviation profile over 150 frames (fluctuation map); (d) quantitative phase values at the three different points marked in Fig. 9(c), in which σ denotes the temporal standard deviations of the quantitative phase values at those points

4 基于部分相干光照明的数字全息显微技术的应用

基于部分相干照明的数字全息显微技术(PCI-DHM),在保证相位测量精度的前提下,可以有效降低相干噪声,在三维成像、细胞折射率测量、表面形貌测量、微纳器件检测、粒子场测试等方面得到了广泛应用。接下来主要介绍其在生物细胞相位测量、生物组织三维成像及微纳结构表面形貌测量等领域的应用。

4.1 生物细胞相位测量

人体大多数疾病会引起红细胞形态和内部结构的改变。癌细胞在不同环境下其形态结构会发生相应的变化,因此对于细胞的定量测量与分析在细胞病理学研究中具有非常重要的意义和价值。虽然光学显微镜为生物医学研究提供了有力的观测和分析手段,但由于生物细胞的无色透明特性,导致传统明场显微镜无法对其进行高对比度观测,难以分辨其

细节信息。部分相干光照明的数字全息显微成像技术因具有定量相位成像、背景噪声低、相位稳定性高等优势,可以实现对透明样品的高灵敏度相位测量以及对快速变化的动态过程的实时监测与分析。

Tian 等^[62]利用多波长定量偏振相位显微镜对红细胞形态和相位以及乳腺癌细胞的动态变化过程进行了测量与分析,如图 10 所示。系统中采用 R、G、B 三色 LED 光源照明,图 10(a)所示为红光($\lambda = 630 \text{ nm}$)照明时测量得到的红细胞相位图像,图 10(b)所示分别为一个红细胞在红、绿、蓝通道对应的三维形貌以及不同波长下的相位起伏。然后,利用该系统对乳腺癌细胞在培养液稀释过程中的形态变化过程进行了测量与分析,测量结果如图 10(c)~(f)所示。其中,图 10(c)和图 10(d)表示细胞在接触到纯净水后的渗透膨胀过程,当在培养液中添加纯净水后,细胞形态逐渐由膨胀变为扁平,如图 10(e)和图 10(f)所示。由上述实验结果可以看出,通过多波长定量偏振相位显微技术可实现对

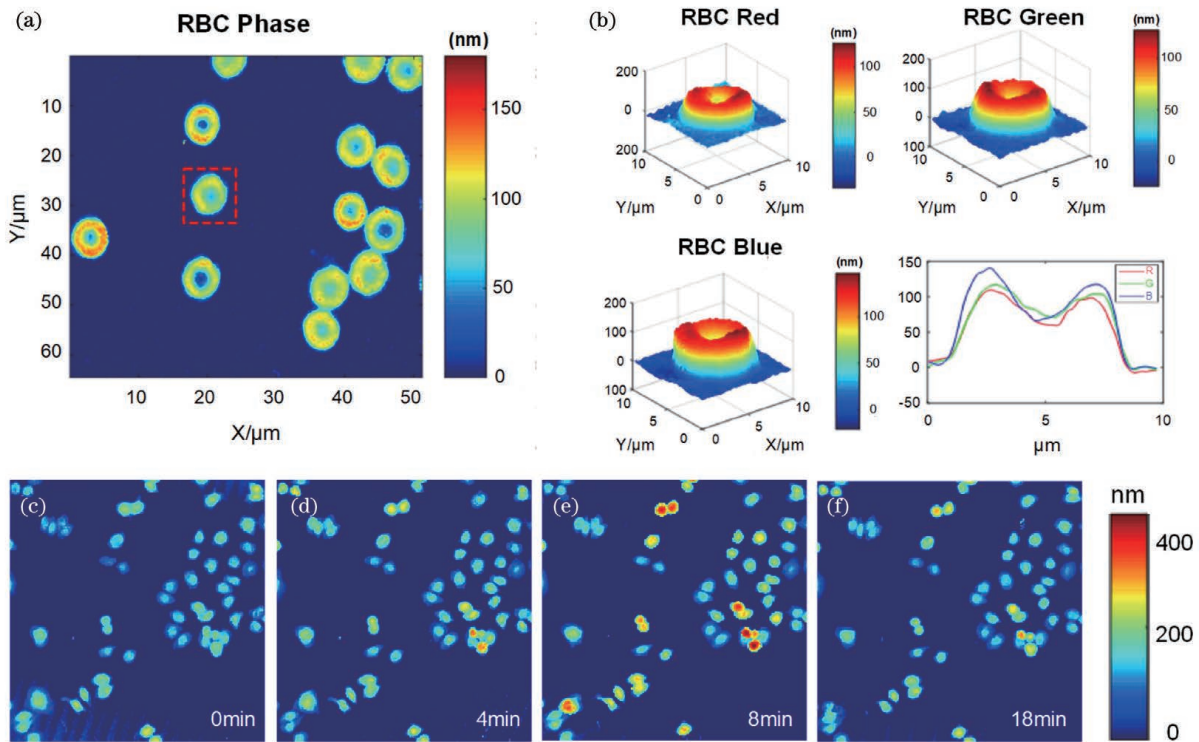


图 10 多波长定量偏振相位显微镜对红细胞乳腺癌细胞的测量^[62]。(a) 红色通道对应的红细胞相位；(b) R、G 和 B 通道对应的细胞 3D 图像；(c)–(d) 乳腺癌细胞接触到纯净水后渗透膨胀；(e)–(f) 加入更多纯净水后，乳腺癌细胞膨胀变平
 Fig. 10 Measurement of RBCs and breast cancer cells with multi-wavelength quantitative polarization and phase microscope^[62]. (a) Phase map of RBCs in R channel; (b) 3D images of one cell in the R, G and B channels; (c)–(d) breast cancer cells osmotically swell after exposure to purified water; (e)–(f) breast cancer cells swell and flatten after more purified water were added

细胞形态及相位轮廓的分析，且利用所得测量数据可进一步分析细胞介质对不同波长光波的色散率响应。与此类似，2016 年，Dubey 等^[63]利用基于窄带多色 LED 照明光源的多光谱相移干涉显微镜对人体红细胞进行了多光谱定量相位成像，多色 LED 光源的光谱带宽从紫色到深红色，涵盖了广泛的波长范围，由此提供了波长对人体红细胞形态和折射率影响的相关信息。

4.2 生物组织三维成像

斑马鱼是脊椎动物发育研究中最有吸引力的脊椎动物模型之一，这是因为它们的胚胎满足光学检查与成像所需的透明度要求。Lin 等^[64]利用基于相移干涉技术的低相干数字全息显微系统实现了活体斑马鱼切片样品内部结构的可视化。系统中照明光源采用具有低相干性的掺镱光纤放大器 (YDFA) 光源，通过压电陶瓷驱动反射镜，改变参考光波的相位，依次得到多幅相移全息图并被 CCD 记录，系统原理图如图 11(a)所示。图 11(b)~(e)为采用该系统对活体斑马鱼尾巴及眼睛进行光学切片实验的结果。实验中斑马鱼处于麻醉状态，光学切片厚度约

为 15 μm，全息图捕获速率为 25 frame/s，从 z = 100 μm 时的光学切片中可以清楚地看到活斑马鱼眼球的形状及其内部精细结构且在此时得到的再现相位图像效果最好。实验结果表明低相干相移 DHM 为利用相干选通对样本进行高分辨率 3D 切片成像提供了可能性，在三维显微成像中具有较好的成像效果。最近，Abdelsalam 等^[65]利用基于超短脉冲激光光源的数字全息显微成像系统成功实现了体外肌节样品的三维可视化，系统中的超短脉冲激光光源为飞秒脉冲光源，具有高亮度、低相干性等特点，结合图像合成技术在增强成像对比度的同时抑制了相干噪声。

4.3 微纳结构表面形貌测量

随着科技的不断发展进步，材料和生物医学等领域的制造和观测逐渐拓展到微纳结构，实现微纳结构的精确定量测量对多个领域的研究与发展具有十分重要的意义。目前，相移数字全息与离轴数字全息显微技术因具有非接触、无标记、测量精度高等优势，逐渐成为微纳结构表面形貌测量的重要手段。

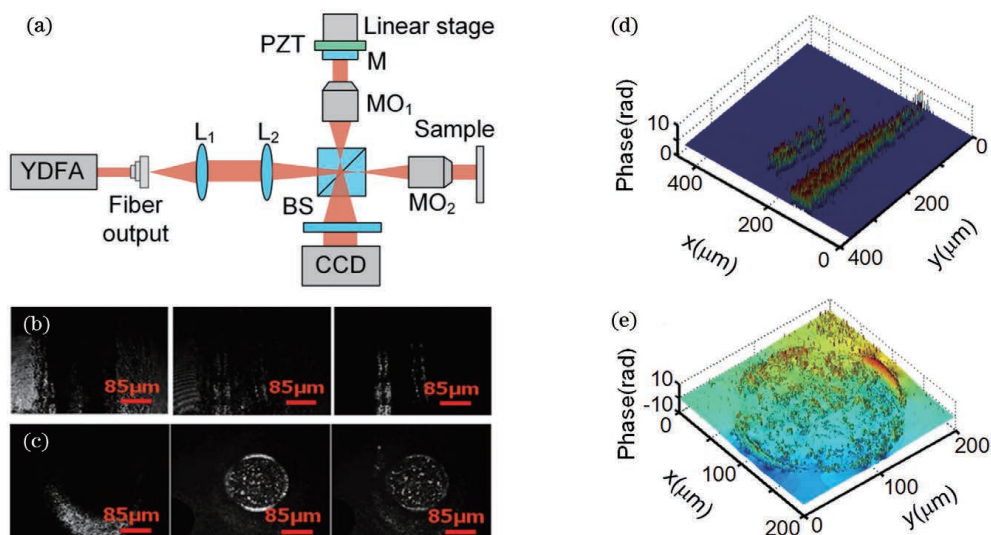


图 11 低相干相移 DHM 实验装置及其对斑马鱼的光学切片成像^[64]。(a)低相干相移数字全息显微装置;(b) $z=0, 30, 60 \mu\text{m}$ 处的斑马鱼尾巴光学切片;(c) $z=0, 100, 120 \mu\text{m}$ 处的斑马鱼眼睛光学切片;(d) $z=60 \mu\text{m}$ 时斑马鱼尾巴光学切片的重建相位分布;(e) $z=100 \mu\text{m}$ 时斑马鱼眼睛光学切片的重建相位分布

Fig. 11 Low-coherence phase-shifting DHM setup and optical section imaging for zebrafish^[64]. (a) Setup of a low-coherence phase-shifting DHM; (b) optical sections of zebrafish tail at $z=0, 30, 60 \mu\text{m}$; (c) optical sections of zebrafish eye at $z=0, 100, 120 \mu\text{m}$; (d) reconstructed phase distribution of zebrafish tail at $z=60 \mu\text{m}$; (e) reconstructed phase map of zebrafish eye at $z=100 \mu\text{m}$

Guo 等^[66]利用基于 LED 照明的轻离轴数字全息显微技术对蚀刻在硅基底上深度为 220 nm 的微纳结构的三维形貌进行了测量,并与激光照明下的测量结果进行了对比分析,结果如图 12 所示。其中,图 12(a)和图 12(b)分别为 LED 照明和激光照明时对全息图进行重建得到的轮廓分布,对比两图可以看出,基于 LED 照明的测量结果具有平坦的背景和锐利的边缘结构,更能反映微纳结构的表面形貌。

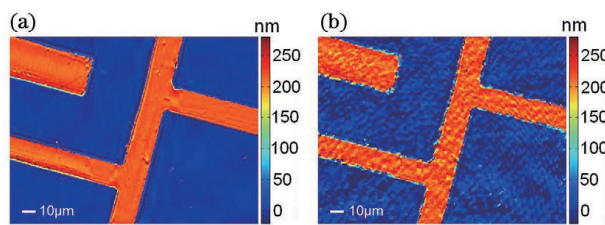


图 12 基于 LED 照明和激光照明的轻离轴 DHM 对微结构的测量结果对比^[66]。(a)LED 照明时微结构样品的再现轮廓图;(b)激光照明时的再现轮廓图

Fig. 12 Comparison of microstructure measurement results with slightly off-axis DHM based on LED illumination and laser illumination^[66]. (a) Measured profile of the microstructure with LED illumination; (b) measured profile with laser illumination

5 结束语

基于部分相干光照明的数字全息显微 (PCI-DHM),采用部分相干光源如 LED、卤素灯、超连续谱激光以及旋转毛玻璃屏调制的激光等作为照明光源,改善了激光照明时由于高相干噪声导致的再现像质量差、相位测量灵敏度低等问题,从而有效降低了相干噪声,提高了相位测量精度。根据全息图记录方式的不同,可以将基于部分相干光照明的数字全息显微技术分为两类:同轴相移 PCI-DHM 和离轴 PCI-DHM,同轴相移 PCI-DHM 的时间分辨率低,通常只能测量静态样品或缓慢变化的动态过程。相比之下,离轴记录方式只需记录一幅数字全息图就可以消除零级像和共轭像,因此离轴 PCI-DHM 具有较高的时间分辨率,可用于测量快速的动态变化过程。利用部分相干照明可以实现低相干噪声、高灵敏度的相位成像,但该技术仍存在一些不足之处:1)物光和参考光直接干涉,干涉条纹通常被限制在由相干长度决定的菱形区域内,无法得到全场离轴干涉条纹,通常需要采用光栅等色散元件构建结构复杂的消色差干涉装置以扩展干涉条纹区域;2)光源相干长度较短,物光和参考光光程需要严格相等才能产生干涉条纹,这使得光路调整较为困难。因此发展结构简单、光路易于调节的 PCI-DHM 是

一个大的趋势。随着相关技术的不断发展和进步,相信 PCI-DHM 将会得到进一步的发展,并在更多领域得到应用。近年来,学者报道了非相干数字全息技术,采用宽谱段照明光或白光照明,可以实现对样品的三维、真彩色成像^[67]。此外,2021 年,英国格拉斯哥大学的物理学家在 Nature Physics 上报导了量子全息术^[68],首次利用了量子纠缠的独特特性(爱因斯坦的“远距离幽灵”效应),通过测量完全分离的物光和参考光的强度分布可以获得再现被测样品的振幅和相位分布,突破了传统全息方法的局限性,允许创建更高分辨率、更低噪声的图像,可更好地揭示细胞细节信息。

参 考 文 献

- [1] Goodman J W, Lawrence R W. Digital image formation from electronically detected holograms[J]. Applied Physics Letters, 1967, 11(3): 77-79.
- [2] Cuche E, Marquet P, Depeursinge C. Spatial filtering for zero-order and twin-image elimination in digital off-axis holography [J]. Applied Optics, 2000, 39(23): 4070-4075.
- [3] Kemper B, von Bally G. Digital holographic microscopy for live cell applications and technical inspection[J]. Applied Optics, 2008, 47(4): A52-A61.
- [4] Osten W, Faridian A, Gao P, et al. Recent advances in digital holography[J]. Applied Optics, 2014, 53(27): G44-G63.
- [5] Micó V, Zheng J J, Garcia J, et al. Resolution enhancement in quantitative phase microscopy [J]. Advances in Optics and Photonics, 2019, 11(1): 135-214.
- [6] Feng F, Tian A L, Liu B C, et al. Full-field three-dimensional test for scratch defects using digital holographic scanning imaging system [J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(4): 0409003.
冯方, 田爱玲, 刘丙才, 等. 基于数字全息扫描成像的划痕缺陷全场三维测试 [J]. 中国激光, 2020, 47(4): 0409003.
- [7] Wen K, Ma Y, Zhang M L, et al. Quantitative phase microscopy with high stability [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(20): 200001.
温凯, 马英, 张美玲, 等. 高稳定性定量相位显微技术 [J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(20): 200001.
- [8] E X F, Leng J M. Design of parallel phase-shifting digital holographic fringe analysis interpolation algorithm [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(16): 161007.
- [9] Micó V, Zalevsky Z, Ferreira C, et al. Superresolution digital holographic microscopy for three-dimensional samples [J]. Optics Express, 2008, 16(23): 19260-19270.
- [10] Langehanenberg P, Ivanova L, Bernhardt I, et al. Automated three-dimensional tracking of living cells by digital holographic microscopy [J]. Journal of Biomedical Optics, 2009, 14(1): 014018.
- [11] Marquet P, Rappaz B, Magistretti P J, et al. Digital holographic microscopy: a noninvasive contrast imaging technique allowing quantitative visualization of living cells with subwavelength axial accuracy [J]. Optics Letters, 2005, 30(5): 468-470.
- [12] Liu J Q, Zhu L Q, Zhang F, et al. Microdeformation of RBCs under oxidative stress measured by digital holographic microscopy and optical tweezers [J]. Applied Optics, 2019, 58(15): 4042-4046.
- [13] Belashov A V, Zhikhoreva A A, Belyaeva T N, et al. *In vitro* monitoring of photoinduced necrosis in HeLa cells using digital holographic microscopy and machine learning [J]. Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision, 2020, 37(2): 346-352.
- [14] O'Connor T, Anand A, Andemariam B, et al. Deep learning-based cell identification and disease diagnosis using spatio-temporal cellular dynamics in compact digital holographic microscopy [J]. Biomedical Optics Express, 2020, 11(8): 4491-4508.
- [15] Zhang Y Y, Wu J C, Hao R, et al. Digital holographic microscopy for red blood cell imaging [J]. Acta Physica Sinica, 2020, 69(16): 164201.
张益溢, 吴佳琛, 郝然, 等. 基于数字全息的红细胞显微成像技术 [J]. 物理学报, 2020, 69(16): 164201.
- [16] Belashov A V, Zhikhoreva A A, Belyaeva T N, et al. Quantitative assessment of changes in cellular morphology at photodynamic treatment *in vitro* by means of digital holographic microscopy [J]. Biomedical Optics Express, 2019, 10(10): 4975-4986.
- [17] Komine S, Sekido K, Inoue J. *In-situ* measurement of surface relief induced by Widmanstätten and bainitic ferrites in low carbon steel by digital holographic microscopy [J]. Scripta Materialia, 2019, 162: 241-245.
- [18] Abbasian V, Akhlaghi E A, Charsooghi M A, et al. Digital holographic microscopy for 3D surface characterization of polymeric nanocomposites [J].

- Ultramicroscopy, 2018, 185: 72-80.
- [19] Chen Y, Yu X J, Yan L L. Optical element surface defect measurement with lensless digital holographic microscopy[J]. Proceedings of SPIE, 2018, 10818: 108181J.
- [20] Liu B C, Wang D S, Zhu X L, et al. Wavelength-tuning common-path digital holographic microscopy for quantitative phase imaging of functional micro-optics components[J]. Applied Sciences, 2020, 10(16): 5602.
- [21] Verpillat F, Joud F, Desbiolles P, et al. Dark-field digital holographic microscopy for 3D-tracking of gold nanoparticles[J]. Optics Express, 2011, 19(27): 26044-26055.
- [22] Zhou H, Yang Z, Yao Z G, et al. Application of digital holographic microscopy and microfluidic chips to the measurement of particle size distribution of fly ash after a wet electrostatic precipitator[J]. Flow Measurement and Instrumentation, 2018, 60: 24-29.
- [23] Lee S J, Yoon G Y, Go T. Deep learning-based accurate and rapid tracking of 3D positional information of microparticles using digital holographic microscopy[J]. Experiments in Fluids, 2019, 60(11): 1-10.
- [24] Wang Z, Millet L, Mir M, et al. Spatial light interference microscopy (SLIM)[J]. Optics Express, 2011, 19(2): 1016-1026.
- [25] Repetto L, Piano E, Pontiggia C. Lensless digital holographic microscope with light-emitting diode illumination[J]. Optics Letters, 2004, 29(10): 1132-1134.
- [26] Guo R L. Study on LED illumination digital holographic microscopy[D]. Xi'an: Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics, Chinese Academy of Sciences, 2014.
郭荣礼. LED照明的数字全息显微研究[D]. 西安: 中国科学院西安光学精密机械研究所, 2014.
- [27] Hosseini P, Zhou R, Kim Y H, et al. Pushing phase and amplitude sensitivity limits in interferometric microscopy[J]. Optics Letters, 2016, 41(7): 1656-1659.
- [28] Guo R L, Barnea I, Shaked N T. Low-coherence shearing interferometry with constant off-axis angle[J]. Frontiers in Physics, 2021, 8: 611679.
- [29] Zhang J H, Ma L H, Li Y, et al. Halogen-light quantitative phase imaging with common-path digital holographic microscopy based on grating diffraction[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(6): 0609003.
张佳恒, 马利红, 李勇, 等. 卤素灯照明光栅衍射共路数字全息显微定量相位成像[J]. 中国激光, 2018, 45(6): 0609003.
- [30] Kemper B, Stürwald S, Remmersmann C, et al. Characterisation of light emitting diodes (LEDs) for application in digital holographic microscopy for inspection of micro and nanostructured surfaces[J]. Optics and Lasers in Engineering, 2008, 46(7): 499-507.
- [31] Gong Q, Qin Y. LED-based digital holography[J]. Journal of Applied Optics, 2010, 31(2): 237-241.
巩琼, 秦怡. LED光源数字全息技术研究[J]. 应用光学, 2010, 31(2): 237-241.
- [32] Qin Y, Zhong J G. Theoretical and experimental research of digital holography with partially coherent light based on light-emitting diode[J]. Acta Optica Sinica, 2010, 30(8): 2236-2241.
秦怡, 钟金钢. 基于发光二极管的弱相干光数字全息理论与实验研究[J]. 光学学报, 2010, 30(8): 2236-2241.
- [33] Qin Y, Zhong J G. Quality evaluation of phase reconstruction in LED-based digital holography[J]. Chinese Optics Letters, 2009, 7(12): 1146-1150.
- [34] Weng J W, Qin Y, Yang C P, et al. Reconstruction of single low-coherence digital hologram by compressive sensing[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2015, 52(10): 100901.
翁嘉文, 秦怡, 杨初平, 等. 单幅弱相干光数字全息图的压缩感知重建[J]. 激光与光电子学进展, 2015, 52(10): 100901.
- [35] Pitkäaho T, Niemelä M, Pitkäkangas V. Partially coherent digital in-line holographic microscopy in characterization of a microscopic target[J]. Applied Optics, 2014, 53(15): 3233-3240.
- [36] Hui Q N, Duan C L, Feng B, et al. Study of low-noise phase-shifting digital holographic microscopy using a long working distance objective[J]. Opto-Electronic Engineering, 2019, 46(12): 74-81.
惠倩楠, 段存丽, 冯斌, 等. 采用长工作距离物镜的低噪声相移数字全息显微研究[J]. 光电工程, 2019, 46(12): 74-81.
- [37] Baek Y, Lee K, Yoon J, et al. White-light quantitative phase imaging unit[J]. Optics Express, 2016, 24(9): 9308-9315.
- [38] Ling T, Jiang J B, Zhang R, et al. Quadriwave lateral shearing interferometric microscopy with wideband sensitivity enhancement for quantitative phase imaging in real time[J]. Scientific Reports, 2017, 7(1): 9.
- [39] Mann P, Singh V, Tayal S, et al. White light interference microscopy with color fringe analysis for quantitative phase imaging and 3-D step height measurement[C]//3D Image Acquisition and Display:

- Technology, Perception and Applications 2020, June 22-26, 2020, Washington, DC, United States. Washington, D.C.: OSA, 2020: JW2A.13.
- [40] Mehta D S, Srivastava V. Quantitative phase imaging of human red blood cells using phase-shifting white light interference microscopy with colour fringe analysis [J]. Applied Physics Letters, 2012, 101(20): 203701.
- [41] Upputuri P K, Pramanik M. Phase shifting white light interferometry using colour CCD for optical metrology and bio-imaging applications [J]. Proceedings of SPIE, 2018, 10503: 105032E.
- [42] Fercher A F. Optical coherence tomography-development, principles, applications[J]. Zeitschrift Für Medizinische Physik, 2010, 20(4): 251-276.
- [43] Schmitt J M. Optical coherence tomography (OCT): a review [J]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 1999, 5(4): 1205-1215.
- [44] Assayag O, Antoine M, Sigal-Zafrani B, et al. Large field, high resolution full-field optical coherence tomography: a pre-clinical study of human breast tissue and cancer assessment [J]. Technology in Cancer Research & Treatment, 2014, 13(5): 455-468.
- [45] Spaide R, Koizumi H, Pozonni M C. Enhanced depth imaging spectral-domain optical coherence tomography[J]. American Journal of Ophthalmology, 2008, 146(4): 496-500.
- [46] Bhaduri B, Pham H, Mir M, et al. Diffraction phase microscopy with white light [J]. Optics Letters, 2012, 37(6): 1094-1096.
- [47] Ding H F, Popescu G. Instantaneous spatial light interference microscopy [J]. Optics Express, 2010, 18(2): 1569-1575.
- [48] Shaked N T. Quantitative phase microscopy of biological samples using a portable interferometer[J]. Optics Letters, 2012, 37(11): 2016-2018.
- [49] Guo R L, Wang F, Hu X Y, et al. Off-axis low coherence digital holographic interferometry for quantitative phase imaging with an LED [J]. Journal of Optics, 2017, 19(11): 115702.
- [50] Medecky H, Tejnil E, Goldberg K A, et al. Phase-shifting point diffraction interferometer [J]. Optics Letters, 1996, 21(19): 1526-1528.
- [51] Naulleau P P, Goldberg K A, Lee S H, et al. Extreme-ultraviolet phase-shifting point-diffraction interferometer: a wave-front metrology tool with subangstrom reference-wave accuracy [J]. Applied Optics, 1999, 38(35): 7252-7263.
- [52] Popescu G, Ikeda T, Dasari R R, et al. Diffraction phase microscopy for quantifying cell structure and dynamics [J]. Optics Letters, 2006, 31(6): 775-777.
- [53] Zhang M L, Ma Y, Wang Y, et al. Polarization grating based on diffraction phase microscopy for quantitative phase imaging of paramecia [J]. Optics Express, 2020, 28(20): 29775-29787.
- [54] Edwards C, Bhaduri B, Nguyen T, et al. Effects of spatial coherence in diffraction phase microscopy [J]. Optics Express, 2014, 22(5): 5133-5146.
- [55] Debnath S K, Verma Y, Gupta P K. White light diffraction phase microscopy as profilometry tool [J]. Optical Engineering, 2014, 53(9): 092008.
- [56] Shan M G, Kandel M E, Majeed H, et al. White-light diffraction phase microscopy at doubled space-bandwidth product [J]. Optics Express, 2016, 24(25): 29033-29039.
- [57] Choi Y, Yang T D, Lee K J, et al. Full-field and single-shot quantitative phase microscopy using dynamic speckle illumination [J]. Optics Letters, 2011, 36(13): 2465-2467.
- [58] Dubois F, Yourassowsky C. Full off-axis red-green-blue digital holographic microscope with LED illumination [J]. Optics Letters, 2012, 37(12): 2190-2192.
- [59] Guo R L, Yao B L, Gao P, et al. Off-axis digital holographic microscopy with LED illumination based on polarization filtering [J]. Applied Optics, 2013, 52(34): 8233-8238.
- [60] Deng L J, Yang Y, Shi B C, et al. Low coherence off-axis digital holography based on scanning the optical path difference [J]. Acta Photonica Sinica, 2014, 43(10): 1011001.
- 邓丽军, 杨勇, 石炳川, 等. 基于光程差扫描的低相干离轴数字全息术 [J]. 光子学报, 2014, 43(10): 1011001.
- [61] Cho J, Lim J, Jeon S, et al. Dual-wavelength off-axis digital holography using a single light-emitting diode [J]. Optics Express, 2018, 26(2): 2123-2131.
- [62] Tian X B, Tu X Z, Croce K D, et al. Multi-wavelength quantitative polarization and phase microscopy [J]. Biomedical Optics Express, 2019, 10(4): 1638-1648.
- [63] Dubey V, Singh G, Singh V, et al. Multispectral quantitative phase imaging of human red blood cells using inexpensive narrowband multicolor LEDs [J]. Applied Optics, 2016, 55(10): 2521-2525.
- [64] Lin Y C, Cheng C J, Poon T C. Optical sectioning with a low-coherence phase-shifting digital holographic microscope [J]. Applied Optics, 2011, 50(7): B25-B30.
- [65] Abdelsalam D G, Yasui T. High brightness, low

- coherence, digital holographic microscopy for 3D visualization of an *in-vitro* sandwiched biological sample[J]. Applied Optics, 2017, 56(13): F1-F6.
- [66] Guo R L, Yao B L, Min J W, et al. LED-based digital holographic microscopy with slightly off-axis interferometry[J]. Journal of Optics, 2014, 16(12): 125408.
- [67] Liu J P, Tahara T, Hayasaki Y, et al. Incoherent digital holography: a review [J]. Applied Sciences, 2018, 8(1): 143.
- [68] Defienne H, Ndagano B, Lyons A, et al. Polarization entanglement-enabled quantum holography[J]. Nature Physics, 2021, 17(5): 591-597.