

doi: 10.3788/gzxb20154403.0309002

单光路共轴数字全息去背景新方法及应用

伍秀玳, 高万荣

(南京理工大学 电光学院光学工程系, 南京 210094)

摘 要: 针对数字全息图像背景去除的问题, 提出两种全息图像重建去背景的方法: 背景减弱法和自适应滤波法. 搭建了共轴数字全息显微成像实验系统, 利用该系统分别对洋葱表皮、植物根茎横切标本、叶片气孔标本和血细胞标本进行背景去除和图像重建. 通过光强分布曲线、对比度计算等证明了自适应滤波方法在共轴数字全息结构中去除背景的有效性. 实验结果表明, 根据环境、样品等不同, 全息图的背景也会发生变化. 基于此结果, 将全息数字显微图像分为三类, 并针对不同的背景特点, 得出了获取最佳重建图像应采用的有效去除背景方法. 研究结果有助于共轴光路数字全息显微术中的重建成像.

关键词: 数字全息; 共轴全息; 自适应滤波; 背景减弱; 全息图像; 去除零级; 背景分类

中图分类号: TN26

文献标识码: A

文章编号: 1004-421(2015)03-0309002-7

New Methods of Removing Background and Applications in In-line Digital Holography

WU Xiu-pin, GAO Wan-rong

(Department of Optical Engineering, School of Electronic and Optical Engineering,
Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: Background decrease method and adaptive filtering methods were proposed to solve the background removing problem in digital holographic microscopy in the in-line digital holographic microscopy. In-line digital holography microscopic system was set up, with which the digital holographic images of onion epidermis, the plant roots' sample, the lamina stoma sample and the blood cell sample were reconstructed, respectively. In addition, the advantages of the proposed methods were demonstrated by calculating the light intensity distribution curves and the values of the contrast of images obtained with the in-line digital holographic microscope device. The results show that the backgrounds in the measured holographic interferometric fringes change with the experimental conditions and the sample itself. So that the backgrounds could be divided into three types, for each of which an appropriate method was proposed to achieve the best reconstruction image quality. The results may be helpful for reconstructing the better quality images.

Key words: Digital holography; In-line holographic microscopy; Adaptive filtering; Background decrease; Holographic image; Removing zero-order; Classification of background

OCIS Codes: 090.1995; 170.0110; 110.3175; 110.0180

0 引言

1948 年英国科学家 Dennis Gabor 发明了全息术^[1], Gabor 全息没有独立的参考臂, 适用于粒子场成像. 传统全息术的记录过程需要曝光、显影、定影等复

杂的物理化学处理, 很难做到实时成像, 限制了全息术的发展.

1967 年, Goodman 和 Lawrence 证明了对光照射相机记录的全息像做数值重建的可行性, 提出了数字全息的概念^[2]. 1994 年, Schnars 和 Jueptner 第一次将

基金项目: 国家自然科学基金(Nos. 61275198, 60978069)和国防基础科研项目资助

第一作者: 伍秀玳(1990-), 女, 博士研究生, 主要研究方向为生物医学光学成像. Email: pearlw1990@163.com

导师(通讯作者): 高万荣(1961-), 男, 教授, 博导, 主要研究方向为生物医学光学成像. Email: wgao@njust.edu.cn

收稿日期: 2014-09-11; 录用日期: 2014-12-01

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

电荷耦合 (Charge-Coupled Devices, CCD) 照相机作为输入端, 记录菲涅尔全息图像, 然后用计算机数值重建图像^[3-4]. 数字全息术相比传统全息术有很多优势: 用光敏探测器记录菲涅尔全息图像, 简单易行, 大大减少曝光时间; 复数阵列表示的全息图像, 在计算机里进行数值重建, 实现重建方法的多样化, 且消除了传统方法客观引入的像差、噪声等, 大大提高了重建质量; 数字全息可用单一全息图像, 经数值重建得到不同距离上的物场平面信息等. 因此, 数字全息已经广泛应用在各个领域^[5-9].

目前, 数字全息技术中的难题主要集中在零级的去除, 正负一级的分离, 信噪比和分辨率的提高等. 分离各级像, 最常用的方法是采用离轴全息结构^[10-12]. 虽然离轴全息系统在一定程度上消除了零级和共轭像的影响, 但这种结构受再现像的空间带宽的限制, 因而也限制了可实现的分辨率^[13-14]. 以一维频谱为例, 设 f_0 , f_m 分别为参考光, 物光在光敏探测器接收面 x 方向的空间频率和最大空间频率. 若零频信息带宽占有 $4f_m$, 则正负一级分别占 $2f_m$. 选择合适的参考光与样品光夹角, 就可以改变 f_0 , f_m , 从而分离三个频率信息, 便于提取物场信息. 但该夹角也限制了物信息在探测面的空间带宽, 在一定范围内, 该夹角越大, 三个频谱信息分离的越开; 同时, 角度越大, 对有限的空间带宽 (光敏探测面) 来说, 物信息所占的空间带宽就越小, 探测到的高频信号就越少, 从而限制了分辨率. 因此, 为了获取高的分辨率, 常采用共轴数字全息结构^[15-17], 且它的结构简单稳定.

由于零级像的光强较强, 且频带宽, 在全息图像重建的过程中, 对重建像的影响极大, 因此如何去零级是数字全息系统中的一个研究热点. 现有去零级的方法大致可以分为三类: 频域滤波, 空域滤波和相移法^[18-29]. 频域滤波有同态滤波^[18]、高斯滤波^[19]等, 需要经过离散傅里叶变换和逆傅里叶变换, 会丢失部分有用信息. 空间滤波有拉普拉斯算法^[20]、微分梯度算法^[21]等, 在空域对全息图像处理, 不需要傅里叶变换过程, 优于频域滤波法. 然而, 无论是频域滤波还是空域滤波, 基本都是运用在离轴数字全息系统各级像分离的情况. 对于共轴数字全息系统, 消除零级的方法有相移法^[22-24]、数值相减法^[25]和平均值法^[26]等, 其中相移法需要在系统中加入光学元件等相位调制器件, 增加了系统的复杂性, 也加大了操作难度; 数值相减法需要多次曝光得到物参光的全息图像; 而平均值法适于参考光均匀的情况. 为了处理频率混叠的数字全息图像中的零级, Kim Daesuk, 柴晓冬等提出多次曝光的方法^[27-28]、独立分量分析法^[29]等, 但这些方法都有自身的缺陷, 如计算过程复杂, 操作过程繁琐等.

为更好地解决单光路共轴数字全息系统中零级的

去除问题, 本文提出自适应滤波法和背景减弱法: 自适应滤波法通过采用 3×3 的矩阵子系统结合维纳滤波算法实现, 该方法简单易行, 便于实时成像; 而背景减弱法是在数值相减法基础上改进得到. 分别用数值相减法、平均值法、背景减弱法和自适应滤波法对全息图像重建, 分析对比了不同去零级方法下重建图像的效果. 计算了用自适应方法重建图像前后的对比度, 定量分析了该方法的有效性.

1 理论模型

图 1 为本文采用的全息装置示意图. 激光器发出波长为 632.8 nm 的红光, 经准直透镜准直后, 平行光打在样品上. 未被样品散射的部分为参考光束, 它与入射光中被样品散射的光 (物光束) 发生干涉. 然后通过显微镜物镜将衍射全息像放大在 CCD 接收面. 显微镜物镜放大倍率为 $40 \times$, 数值孔径 (Numerical Aperture, NA) 为 0.55; CCD 尺寸为 $1\ 392 \times 1\ 040$, 像元大小为 $4.6 \times 4.6 \mu\text{m}$.

入射到 CCD 探测面上的任一像素点的物光场和参考光^[30]可分别表示为

$$O(x, y) = o(x, y) \exp(i\varphi_O(x, y)) \quad (1)$$

$$R(x, y) = r(x, y) \exp(i\varphi_R(x, y)) \quad (2)$$

式中, o , φ_O 分别表示物光场的振幅和相位, r , φ_R 分别表示参考光的振幅和相位. 因此, 两光波场相干叠加得到干涉强度可以表示为

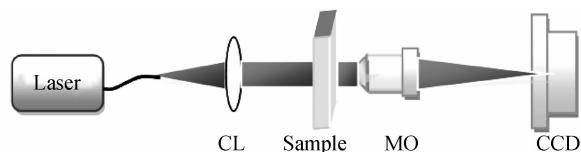


图 1 共轴全息系统: CL, 准直透镜; MO, 显微镜物镜; CCD, 电荷耦合器

Fig. 1 In-axis holography system: CL, collimating lens; MO, microscope objective; CCD, charge coupled device

$$I = |O(x, y) + R(x, y)|^2 = (O(x, y) + R(x, y))(O(x, y) + R(x, y))^* = O(x, y)O(x, y)^* + R(x, y)R(x, y)^* + O(x, y)R(x, y)^* + R(x, y)O(x, y)^* \quad (3)$$

显然, 干涉光强中前两项只是光场振幅的函数, 不受相位调制, 称为零级直流项; 后两项是物光场对参考光相位调制的结果, 一实像一虚像, 且相互对称, 即第三项为真实像, 第四项为共轭像. 零级项在图像上表现为均匀的背景, 相当于在 CCD 探测面每一个像素上都加上了一个常数项, 从而影响了图像对比度. 共轴系统中, 真实像和共轭像同轴, 于是两者相互混叠, 影响了图像的清晰度和分辨率. 由于零级占了绝大部分的光强, 严重影响了再现像的清晰程度, 因此如何有效地消除背景一直都是数字全息系统中的重难点. 本文提出两

种新的消除背景的方法:背景减弱法和自适应滤波法。

由式(3)可以看到,干涉光强所含的零级项包括物光光强和参考光光强,一般用数值相减法,首先分别得到这两项,然后再用干涉光强减去这两项,达到去零级的目的.对单光路的共轴系统而言,数值相减法并不能完全消除零级项.该系统中,只能移除样品,采集到参考光自相干项,如式(4)所示,然后再用干涉光强减去参考光自相干项,如式(5)所示.

$$I_R = R(x, y)R(x, y)^* \quad (4)$$

$$I' = I - I_R =$$

$$O(x, y)O(x, y)^* + \quad (5)$$

$$O(x, y)R(x, y)^* + R(x, y)O(x, y)^*$$

显然,零级项有残留,于是本文提出背景减弱法,选取合适的背景常数,一定程度上消除物光自相关项,得到更清晰、对比度更高的图像.由于背景减弱法是基于数字相减法实现的,因此在保证采样环境等不变的情况下,需要多次测量,比较耗时,无法对变化场成像.所以本文又提出了自适应滤波的方法,该方法是直接对全息图像进行处理,然后再对处理后的全息图像重建得到重建像.

全息图背景的主要成分有两个部分.一方面是衍射条纹残留,当平行光入射到样品上,物场的衍射现象较为明显时,图像重建后衍射条纹的残留现象严重.另一方面是零级项,虽然一般都认为全息图的零级项是均匀分布,但实际上,如果样品结构、深度等不同时,全息图的背景分布也有所变化.根据数字全息原理,改变不同的重建距离就可以重聚焦,得到不同位置处的物面信息.然而对有一定深度的样品成像,重聚焦在某一深度上时,其它深度的物面信息相对模糊,此时它也作为背景的一部分,从而严重影响到重聚焦面的清晰度.所以选取合适的方法滤除背景,显得十分重要.而下面介绍的自适应滤波方法^[31],很大程度上可以解决该背景问题.

由于全息图中物信息的频率大部分集中在低频,因此选择低通滤波;由于输入信号未知,且随样品、环境等变化,因此选择自适应滤波.该方法作用在每一个像素点上,自动更新,自动调整加权系数;假设信号和噪声在探测面上的分布满足平稳随机过程,于是选择维纳滤波算法,在局部方差较小时,该算法的平滑效果很好,而局部方差较大时,该算法的锐化效果很好.

自适应滤波器主要包括两部分:一部分是滤波子系统,即根据图像所需的处理功能选择不同的结构形式,通常采用方形或圆形等;另一部分是自适应算法,选择合适的算法来调整滤波子系统结构的参数,得到最佳滤波效果.本文采用 3×3 的矩阵子系统,结合维纳滤波算法的自适应滤波.

图2为自适应滤波方法的操作示意图,首先选取 3×3 的矩阵,即滤波子系统,依次作用在复数阵列的每个像素点上.然后求取滤波子系统作用下的局部矩阵期望,作为每个像素的理想值;求取局部矩阵方差作为实际值与理想值之间的误差,即

$$\mu = \frac{1}{nm} \sum a(n_1, n_2) \quad (6)$$

$$\sigma = \frac{1}{nm} \sum a(n_1, n_2)^2 - \mu^2 \quad (7)$$

式(6)和式(7)中的 m 和 n 分别为滤波子系统的行数和列数, $a(n_1, n_2)$ 是每个位置处的光强值,其中 n_1 和 n_2 表示每个像素点的位置.分别为局部期望和方差.

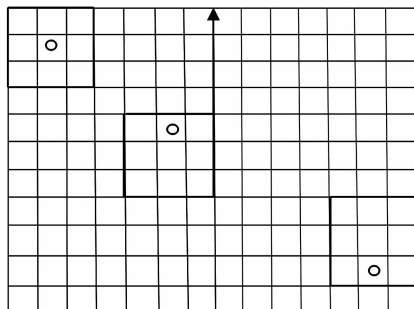


图2 自适应滤波示意图

Fig. 2 Adaptive filtering

然后对每一个像素点,用维纳滤波估计其最佳线性灰度值,即在最小均方差准则下,通过求解维纳——霍夫方程,得到线性最优灰度值.然后计算出图像的噪声方差,通过式(8)得到每个像素的灰度值,从而恢复出清晰的图像.

$$b(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu) \quad (8)$$

对成像系统而言,物光场分布是未知的,各个区域信号都是不同的,且不同的样品,不同的环境等也会使得物光场变化,而一般的线性滤波是对整幅图采用相同的滤波算法滤波系数;从式(8)可以看出,局部方差的变化引起加权系数变化,从而自动调节滤波系数,得到相应的灰度值,因此该自适应滤波的方法适用于未知场,并优于一般的线性滤波.

2 实验结果和讨论

为了定量地说明本文方法去除背景的效果,引入图像对比度的概念.将图像对比度定义为

$$C = \frac{I_{\text{MAX}} - I_{\text{MIN}}}{I_{\text{MAX}} + I_{\text{MIN}}} \quad (9)$$

分别用平均值法,数字相减法,背景减弱法和自适应滤波的方法,重建全息图像,分析比较各方法的重建效果,并计算用自适应滤波方法前后的对比度值.

2.1 洋葱表皮实验

图3(c)是平均值法重建得到的洋葱表皮细胞图像,其亮度较高,背景残留现象比较严重.这是由于对全息图进行平均得到的常数项大小,不能与全息图零

级光强匹配. 全息图中零级光强占了总光强的绝大部分, 该平均值远小于零级光强, 即零级残留, 使得恢复出的图像亮度较高. 图 3(d) 是自适应滤波的方法得到的图像, 均匀了背景噪声的同时, 模糊了轮廓等细节信息. 由于该方法的特点是, 在全息图局部方差较小的区域, 平滑效果很好. 在洋葱表皮的重建图像中, 可以看到细胞轮廓对比度并不高, 即细胞轮廓与周围介质的局部方差较小, 因此该方法表现出其较好的平滑效果, 从而模糊了细节. 图 3(a) 是数字相减法恢复出的洋葱表皮细胞图像, 该方法相比于前两种方法, 重建的图像更加清晰, 但图中也残留很多亮斑噪声. 如式(3), 全息

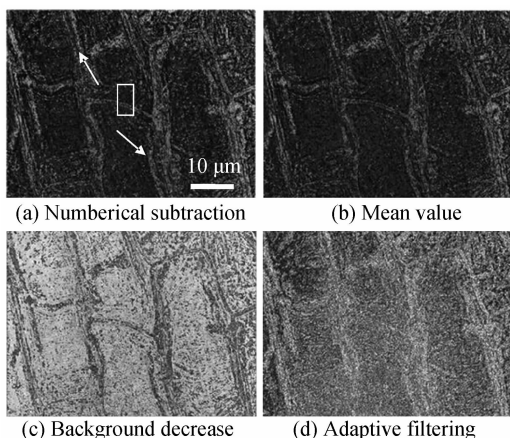
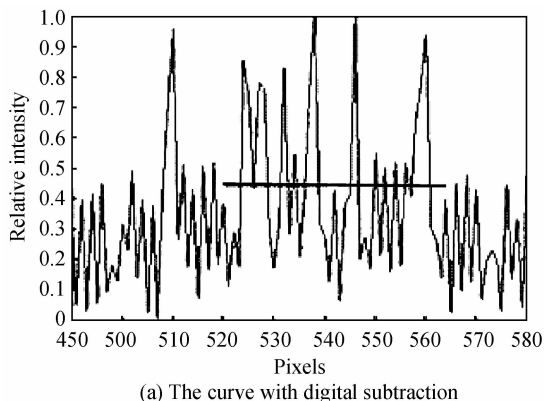
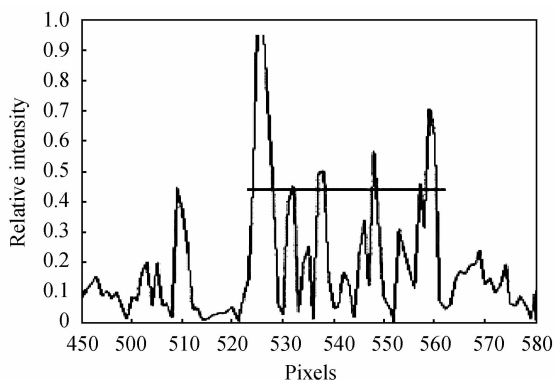


图 3 洋葱表皮图像(箭头所示为亮斑噪声)
Fig. 3 Image of onion epidermis

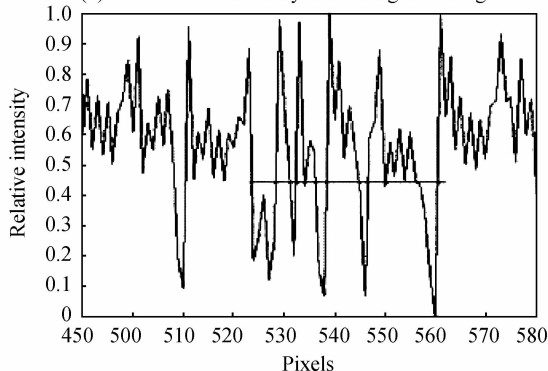
图像中干涉光强的零级项包含了两项: 参考光自相干项和样品光自相干项, 而在共轴单光路全息系统中, 只能测得参考光的全息图, 因此用该方法去背景必定会有残留. 图 3(b) 是背景减弱法重建图像的结果, 与图 3(a) 对比, 显然, 在保留基本轮廓信息的同时, 图 3(a) 中部分亮斑噪声已被消除. 由于背景减弱法是在数字相减法的基础上优化得到的, 减去参考光全息图后, 再减去了一个与样品光相匹配的常数项, 进一步消除了残留背景. 由图 3 (a)、(b) 和 (c) 可以看出, 三种方法处理后的视觉效果相差不大. 为了进一步说明三种方法之间的区别, 图 4(a)、(b) 和 (c) 分别给出与图 3 (a) 白框对应的一维强度分布, 图中水平黑线所示区域为信号



(a) The curve with digital subtraction



(b) The curve obtained by decreasing the background



(c) The curve obtained by subtracting the mean value

图 4 洋葱表皮一维强度分布曲线

Fig. 4 The one-dimensional intensity distribution curve of onion epidermis

部分. 由图 4(c) 可以清晰看到, 平均值法重建图像的噪声比其它两种方法重建图像的噪声大许多, 而背景减弱法重建的图像噪声较数字相减法重建图像的质量有所改善. 因此, 对于这样的全息图像, 应该选择背景减弱法来得到最佳重建图像.

2.2 植物根茎横切标本实验

图 5(c) 是平均值法得到的图像, 植物根茎横切细胞的边缘轮廓已经被滤除, 清晰度, 对比度也较差. 同上的分析, 造成该结果的主要原因是: 对全息图进行平均得到的常数项大小, 不能与全息图零级光强匹配. 而此处的不匹配是指, 该平均值大于零级光强, 即去除零级的同时将部分信号也去除了, 使得恢复出的图像亮度较低, 且轮廓信息丢失. 图 5(d) 是自适应滤波的方法得到的图像, 其对比度较好, 但也已经把轮廓等细节信息抹去. 该方法对全息图局部方差较大的地方, 锐化能力较强. 抹去了轮廓信息, 就是凸显了自适应滤波的锐化能力, 而从另一个角度也可以认为, 该方法重建的植物根茎横切细胞图像, 轮廓突出, 对比度适中. 图 5(a) 是数字相减法恢复出的植物根茎横切细胞图像, 细胞结构清晰, 但图中也残留很多亮斑噪声. 同上分析, 该亮斑噪声主要是背景残留造成的. 图 5(b) 是背景减弱法恢复出的图像, 其对比度适中, 且在保留图 5(a) 基本轮廓信息的同时, 将图中的部分亮斑噪声消除. 因此, 对该结构而言, 背景减弱法是最优选择. 图 6(a) 和 (b)

分别是用没有去背景的全息图重建的图像和用背景减弱法去背景后重建图像的一维强度分布图,水平黑线所示区域为信号部分.由该图可以看出,采用背景减弱法去背景后重建图像中的噪声得到了有效的抑制.

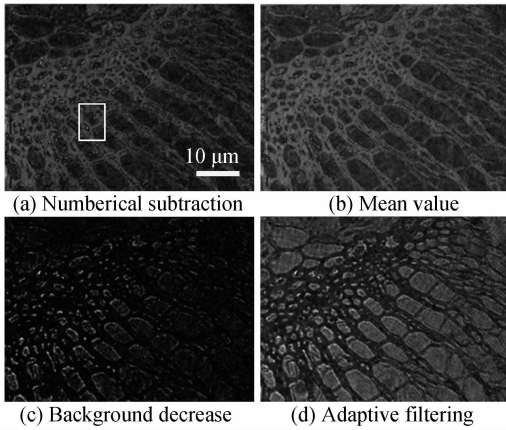
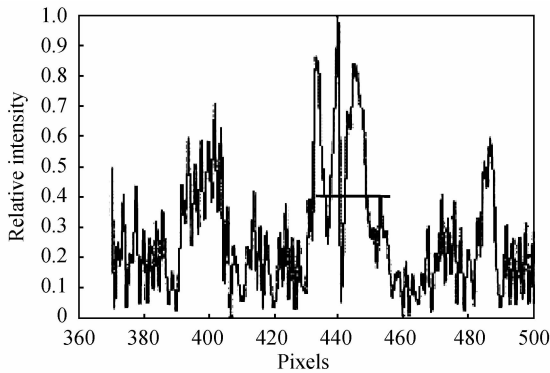
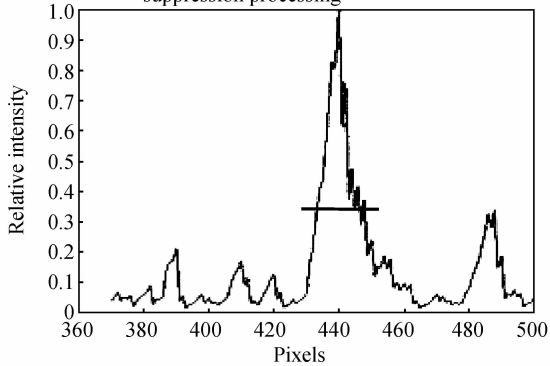


图5 植物根茎横切图像

Fig. 5 Image of plant roots' cross section



(a) The curve obtained without background suppression processing



(b) The curve obtained by suppressing the background with decreasing the background

图6 植物根茎横切一维强度分布曲线

Fig. 6 The one-dimensional intensity distribution curve of plant roots' cross section

2.3 叶片气孔标本实验

由图7(a)和(b)可以看出,数字相减法 and 背景减弱法恢复出的叶片气孔图像,受干涉条纹影响严重,即通过这两种方法根本无法去除干涉条纹背景,从而无法重建出清晰的图像.图7(d)是自适应滤波的方法重建得到的图像,图中只能看到条状细胞,而其它轮廓信

息被完全平滑掉.说明该结构中,条状细胞与周围介质的光强透射率差异较大,使得全息图中该区域的局部均方差较大,因此用自适应滤波方法重建时,重建图像结构清晰.而叶片气孔的轮廓与周围介质的透射率相差不大,导致局部均方差较小,用该方法重建时,该结构模糊.图7(c)是平均值法得到的图像,相比其它三幅图对比度较好,叶片气孔结构清晰,完全可以分辨出轮廓,条状细胞,还有细胞核等.因此,对该结构而言,平均值法是最优选择.图8(a)和(b)分别是用没有去背景

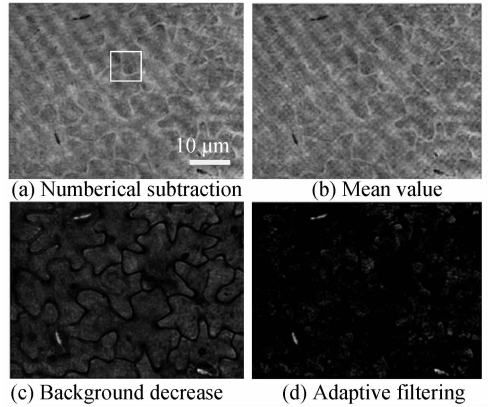
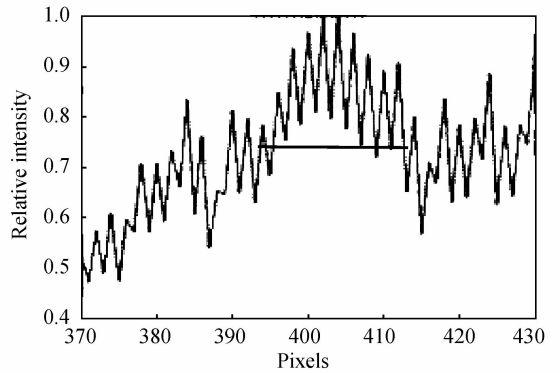
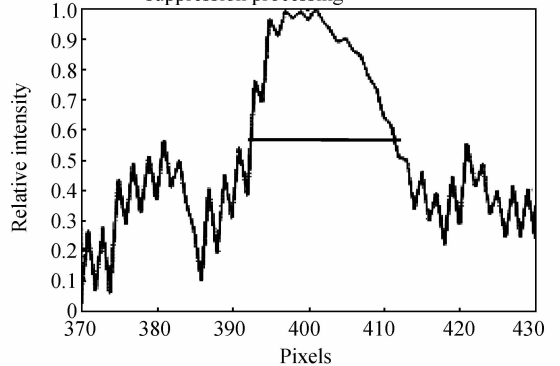


图7 叶片气孔图像

Fig. 7 Image of lamina stoma



(a) The curve obtained without background suppression processing



(b) The curve obtained by suppressing the background with decreasing the background

图8 叶片气孔一维强度分布曲线

Fig. 8 The one-dimensional intensity distribution curve of lamina stoma

的全息图重建的图像和用平均值法去背景后重建图像的一维强度分布图,水平黑线所示区域为信号部分.由

图 8(b)可以看到, 两侧噪声相较于图 8(a)有所下降, 因此, 采用平均值法去背景后重建图像中的噪声得到了有效的抑制。

2.4 血细胞标本实验

从图 9(a)和(b)可以看出, 数字相减法 and 背景减弱法恢复出的血细胞图像, 虽然可以辨识出细胞结构, 但其受衍射条纹等背景噪声影响较大, 两幅图像重建的效果相当. 图 9(c)是平均值法得到的图像, 血细胞结构受到衍射条纹影响, 使得重建结构边缘较模糊; 同时还受到其它层模糊结构影响严重, 使得其对比度较低. 图 9(d)是自适应滤波的方法重建的血细胞图像, 显然, 该方法几乎将所有的背景平滑掉, 基本消除了其它层的结构对重建图像结构的影响; 同时, 该方法锐化了结构的边缘信息, 使得图像清晰, 对比度高. 因此, 对该结构而言, 自适应滤波的方法是最优选择。

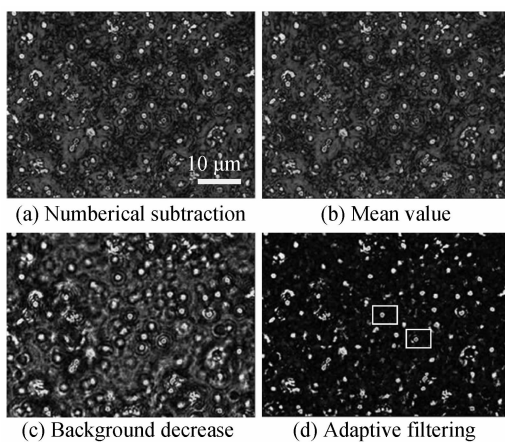


图 9 血细胞图像

Fig. 9 Image of blood cells

对几种方法对比后, 我们取出图 9(d)两个白框中的血细胞, 做了一维强度分析, 如图 10(b)是用自适应滤波方法处理后, 得到的白框部分的一维强度分布曲线; 而图 10(a)是未用自适应滤波方法处理, 在相同区域得到的一维强度分布曲线. 通过式(9)的计算, 分别得到图 10(a)和(b)的对比度为 0.65 和 0.94. 为了说明自适应滤波法对相位信息重构的有效性, 以血细胞的相位图像重建为例, 图 11(a)和(b)给出了分别采用数字相减法和自适应滤波重建后的图像. 比较图 11(a)和(b)可见, 采用自适应滤波法去背景后重建的图像中的背景噪声较小, 可以容易地辨识出血细胞. 由此可见, 自适应滤波法对改进相位重构图像的质量也有一定的效果。

从实验结果分析, 对不同的样品而言, 全息图背景分布并不是相同的, 更不是均匀的, 因此没有一种去背景的方法是适用于所有全息图重建的. 该实验结果一方面验证了本文提出方法的有效性, 另一方面得到一个重要结论, 全息数字显微图像可分为三类: 背景噪

声复杂, 且轮廓信息较少, 微结构是圆形或方形的样品, 选择自适应滤波方法; 背景噪声较均匀, 且含轮廓等高频信息较多的样品, 选择背景减弱法; 背景中含明显干涉条纹, 且含边缘信息较多的样品, 选择平均值法. 根据全息数字显微图背景不同的分类, 应选取最优的去背景方法, 来获得最佳重建图像. 同时, 通过图像去背景效果的比较以及对比度的定量计算, 不难看出本文提出的自适应滤波的方法在单光路共轴数字全息显微图像重构中具有更强的去除零级能力。

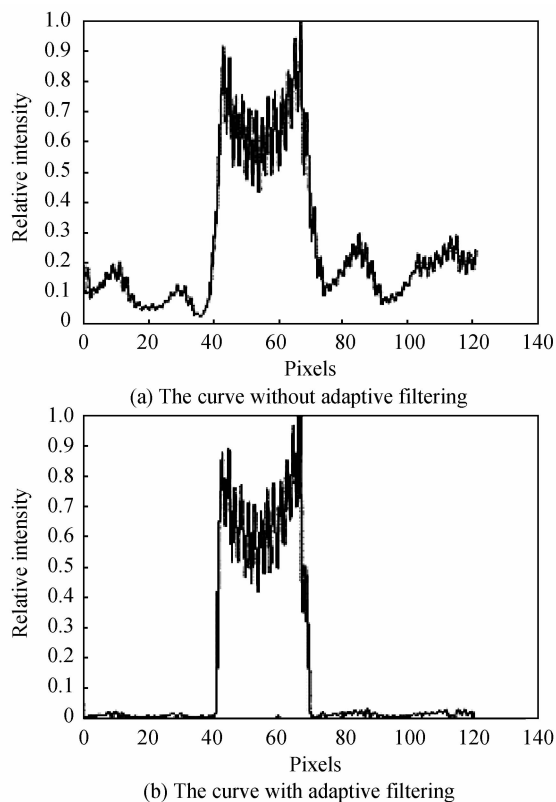


图 10 血细胞一维强度分布曲线

Fig. 10 The one-dimensional intensity distribution curve of blood cells

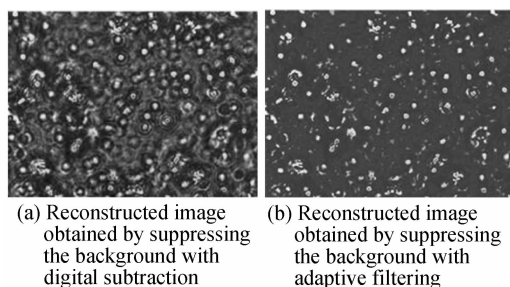


图 11 血细胞相位重建图像

Fig. 11 Reconstructed phase image of Blood cells

3 结论

本文采用单光路共轴全息系统, 主要研究了全息图背景去除的方法. 提出了两种去背景的新方法: 自适应滤波方法和背景减弱法. 并通过光强分布曲线, 对比

度计算等证明了自适应滤波方法在共轴结构中去背景的有效性.然后,分别对洋葱表皮、植物根茎横切标本、叶片气孔标本以及血细胞标本成像,并将其与采用数字相减法,背景减弱法和平均值法对全息图进行处理结果进行了比较.研究表明,没有一种已有的去背景的方法适用于所有样品的图像重建.全息图的背景包括参考光强和样品光强,以及多次散射光所产生的背景光强,其中前两者近似为常数,而由于不同样品的内部结构不同,同样的准直光束入射到不同的样品上,由多次散射光所产生的背景光也就不同.根据背景的特点,我们将数字全息显微图的背景分为三类:对于背景噪声复杂,且轮廓信息较少,微结构是圆形或方形的样品,选择自适应滤波方法;对于背景噪声较均匀,且含轮廓等高频信息较多的样品,选择背景减弱法;对于背景中含明显干涉条纹,且含边缘信息较多的样品,选择平均值法.该研究结果对于数字全息显微术图像重构中选择合适的去背景方法有一定帮助.

参考文献

- [1] GABOR D. A new microscopic principle [J]. *Nature*, 1948, **161** (4098):777-778.
- [2] GOODMAN J W, LAWRENCE R W. Digital image formation from electronically detected holograms[J]. *Applied Physics Letters*, 1967, **11**(3):77-79.
- [3] SCHNARS U, JUPTNER W. Direct recording of holograms by a CCD target and numerical reconstruction [J]. *Applied Optics*, 1994, **33**(2):179-181.
- [4] SCHNARS U, JUEPTNER W. Digital holography [M]. Springer Berlin Heidelberg, 2005:41-69.
- [5] YANG Gui-juan, MEI Yan, BAI Ya-xiang. Holography and its applications[J]. *Journal of Applied Optics*, 2006, **27**(2):96-100. 杨桂娟, 梅妍, 白亚乡. 全息术及其应用[J]. *应用光学*, 2006, **27**(2):96-100.
- [6] JAVIDI B, MOON I, YEOM S, et al. Three-dimensional imaging and recognition of microorganism using single-exposure on-line (SEOL) digital holography [J]. *Optics Express*, 2005, **13**(12):4492-4506.
- [7] XU Wen-bo, JERICHO M H, MEINERZHAGEN I A, et al. Digital in-line holography for biological applications [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2001, **98**(20):11301-11305.
- [8] ZHU Zhu-qing. Digital holographic in real-time dynamic measurement and the application of information hiding[D]. Nanjing: Nanjing Normal University, 2013. 朱竹青. 数字全息在实时动态测量和信息隐藏中的应用研究[D]. 南京: 南京师范大学, 2013.
- [9] WAN Yu-hong, TAO Shi-quan. Micro-holographic data storage technology and its research progress[J]. *Laser Optoelectronics Progress*, 2012, **49**(10):32-38. 万玉红, 陶世荃. 微全息存储技术及其研究进展[J]. *激光与光电子学进展*, 2012, **49**(10):32-38.
- [10] LEITH E N, UPATNIEKS J. Wavefront reconstruction with diffuse illumination and three-dimensional objects[J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1964, **54**(11):1295-1301.
- [11] STROKE G W. Lensless Fourier-transform method for optical holography[J]. *Applied Physics Letters*, 1965, **6**(10):201-203.
- [12] SCHNARS U, JUPTNER W P O. Digital recording and numerical reconstruction of holograms [J]. *Measurement Science and Technology*, 2002, **13**(9):R85.
- [13] SITU G, RYLE J P, GOPINATHAN U, et al. Generalized in-line digital holographic technique based on intensity measurements at two different planes[J]. *Applied Optics*, 2008, **47**(5):711-717.
- [14] LIU Cheng, LI Liang-yu, LI Yin-zhu, et al. Digital holography free of zero order diffraction and conjugate images[J]. *Acta Optica Sinica*, 2002, **22**(4):427-431.
- [15] KIM M. K. Principles and techniques of digital holographic microscopy[J]. *SPIE Reviews*, 2010, **018005**(1):1946-3251.
- [16] GARCIA S J. Digital in-line holographic microscopy [J]. *Applied Optics*, 2006, **45**(5):836 - 850.
- [17] RIVENSON Y, KATZ B, KELNER R, et al. Single channel in-line multimodal digital holography [J]. *Optics Letters*, 2013, **38**(22):4719 - 4722.
- [18] XUE Dong-xu. Numerical method for the zero order suppression in digital holography and study of reuse ability [D]. Tianjing: Nankai University, 2012. 薛东旭. 数字全息中数值消零级方法及复用本领的研究[D]. 天津: 南开大学, 2012.
- [19] ZHU Jie. Digital holographic eliminating the zero-order diffraction light and the study of background noise [D]. Kunming: Kunming university of science and technology, 2007. 朱杰. 数字全息中消除零级衍射光及背景噪声的研究[D]. 昆明: 昆明理工大学, 2007.
- [20] LIU C, LI Y, CHENG X, et al. Elimination of zero-order diffraction in digital holography [J]. *Optical Engineering*, 2002, **41**(10):2434-2437.
- [21] YANG Tao. Research on the quality of reconstructed image and applications of digital holography[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2010. 杨涛. 数字全息再现像质量及应用的研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2010.
- [22] LEITH E N, UPATNIEKS J. Reconstructed wavefronts and communication theory[J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1962, **52**(10):1123-1128.
- [23] FLORIAN C, JONAS K, TRISTAN C, et al. Characterization of microlenses by digital holographic microscopy[J]. *Applied Optics*, 2006, **45**(5):829-835.
- [24] SUN Jie, WANG Gang, GUO Jun. Comparison and improvement of eliminating zero-order methods in digital holography [J]. *Semiconductor Optoelectronics*, 2012, **33**(1):149. 孙杰, 王刚, 郭俊, 等. 数字全息中几种消零级方法的比较及改进[J]. *半导体光电*, 2012, **33**(1):149.
- [25] THOMAS M K, WEMER P O J. Suppression of the dc term in digital holography [J]. *Optical Engineering*, 1997, **36**(8):2357-2360.
- [26] GUO Cheng-shan, WANG Wei-tian, LI Jian. Elimination of the zero-order diffraction spot in holographic digital[J]. *Acta Optica Sinica*, 1998, **18**(8):1073-1076. 国承山, 王伟田, 李健, 等. 全息数字再现中零级衍射斑的消除. *光子学报*, 1998, **18**(8):1073-1076.
- [27] CHAI Xiao-dong, ZHOU Cheng-peng. Complex-wave retrieval based on blind signal separation[J]. *Chinese Optics Letters*, 2006, **14**(21):11-14.
- [28] KIM D, YOU J W, KIM S. White light on-axis digital holographic microscopy based on spectral phase shifting[J]. *Optics Express*, 2006, **14**(1):229-234.
- [29] CHAI Xiao-dong, ZHOU Cheng-peng. A new method of digital hologram to eliminate zero order[J]. *Chinese Journal of Computational Physics*, 2010, **3**(27):464-467.
- [30] MONZINGO R A, MILLER T W. Introduction to adaptive Arrays[M]. John Wiley and Sons, New York, 1980.
- [31] 罗军辉, 冯平, 哈力旦. 在图像处理中的应用[M]. 机械工业出版社, 2005.