

无透镜傅里叶变换数字全息术中非共面 误差的自动补偿算法*

崔华坤 王大勇[†] 王云新 刘长庚 赵洁 李艳

(北京工业大学应用数理学院, 北京 100124)

(2010年3月15日收到; 2010年6月12日收到修改稿)

无透镜傅里叶变换数字全息术对活细胞进行显微相衬成像测量时, 由于细胞处于运动状态导致记录物体与参考点源难以共面, 从而引入成像误差. 本文提出了一种有效可靠的基于位相分布的自动对焦再现算法, 只需通过一幅全息图, 即可确定出记录距离的优化数值解, 并结合一次位相线性拟合, 成功补偿掉非共面误差. 将这种算法应用到活体宫颈癌细胞的相衬成像实验中获得了较为理想的实验结果, 表明了这种自动补偿非共面误差算法的可行性.

关键词: 数字全息, 无透镜傅里叶变换全息, 自动对焦, 位相畸变校正

PACS: 42.30.Kq, 42.40.Ht, 42.40.Kw, 42.40.My

1. 引言

随着高性能计算机技术和高分辨电荷耦合器件 CCD 的发展, 用 CCD 代替全息干板, 利用计算机进行数值再现的数字全息技术正日益成为研究的热点^[1-10]. 其中无透镜傅里叶变换数字全息术又因其实验装置简单、再现算法快速和充分利用 CCD 有限带宽等诸多优势, 而被广泛应用到数字全息的显微相衬成像实验中^[11-18]. 但在利用无透镜傅里叶变换全息术测量活细胞等动态物体时, 由于细胞被置于培养液中且处于运动状态, 物平面并不固定, 导致参考点源与记录物体无法严格处在同一个平面内. 此时, 如果仍按照传统的对全息图进行单次傅里叶逆变换的再现算法进行计算, 就会引入非共面误差, 致使重构所得的物光场信息与准确的物光场发生偏差. 数字全息再现物光场的畸变校正已引起了国内外研究者的广泛关注^[19-22]. 早在 1999 年 Cuche 等人^[1]就提出了结合理论畸变校正模型, 通过手动调节重建参数法来消除位相畸变; Colomb 等^[18]则提出了一种自动位相掩膜法, 可通过自动数

值迭代准确获得再现光波场的位相分布; Ferraro 等^[22]人提出一种有效的实验方法——两步曝光法, 这种方法的思路是分别拍摄有样品和无样品时的两幅全息图再进行位相相减, 可以一次去掉所有畸变, 之后 Ferraro 等人^[19]又将横向剪切干涉技术应用到数字全息中, 提出了横向剪切重建法, 同样得到了很好的结果. 但是目前无透镜傅里叶变换全息领域的位相畸变校正研究多是建立在不存在非共面误差的基础上, 而在实际上, 如生物样品的动态测量等情况, 通常是不能保证记录物体与参考点源严格共面的. 此时要想获得准确的相衬图像, 就需要知道实验中的各个记录参数, 而且对参数精度要求非常高, 通过将这些参数代入到数值再现过程中, 就可以重构出实际的物光场, 可是实验中有些参数是无法测量的, 即使有些可以测量, 也难免与实际值有误差, 所以通常得到的相衬图像都是畸变的图像, 这就给定量分析物体三维形貌造成了极大的障碍. 针对记录参数难以确定的问题, 我们提出了一种基于位相分布的自动对焦算法来确定这些记录参数. 需要指出的是, 多数数字全息自动对焦算法是基于振幅分布进行评价的,

* 北京市教育委员会科技发展计划重点项目和北京市自然科学基金重点项目(B类)(批准号:KZ200910005001), 北京市属市管高等学校人才强教计划资助的课题.

[†] 通讯联系人. E-mail: wdyong@bjut.edu.cn

而我们自动对焦评价的像是相衬像. 由于生物样品几乎是透明的, 所以基于相衬像的自动对焦评价将更为可靠.

本文中研究了非共面误差下的无透镜傅里叶变换数字全息系统的记录和再现过程, 提出了一种有效可靠的再现算法. 这种再现过程区别于传统的对全息图做单次傅里叶逆变换的再现过程, 只需通过一幅全息图, 利用基于位相分布的自动对焦算法便可自动确定出记录距离的优化数值解, 并且结合最小二乘平面拟合法消除一次位相畸变, 成功补偿掉非共面误差. 最后, 搭建了无透镜傅里叶变换数字全息系统, 对活体宫颈癌细胞进行了相衬成像实验, 并给出了较为理想的实验结果. 理论分析及实验研究表明了这种自动补偿非共面误差算法的可行性及有效性.

2. 非共面误差下的无透镜傅里叶变换数字全息图的记录和再现

数字全息的记录过程与传统的光学全息一致, 使用 CCD 取代了全息干板作为记录介质. 图 1 为非共面误差下的无透镜傅里叶变换全息图的记录光路等效示意图. 其中 (x_0, y_0) 平面为物平面, 单色平行光垂直入射照明, 波长为 λ , (x, y) 平面为全息图平面, 记录距离为 z_0 , 参考点源 P 到 CCD 的距离为 z_r , 其坐标位置为 (x_r, y_r) . 如果能保证 $z_r = z_0$, 则不存在非共面误差.

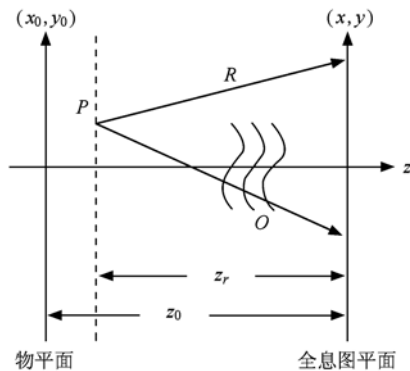


图 1 数字全息记录光路示意图

设被检测的物体复振幅分布为 $O_0(x_0, y_0)$, 在近轴近似的条件下, 根据菲涅耳衍射积分公式, 忽略无关的常数位相因子, 到达 CCD 平面的物光波复振幅为

$$O(x, y) = \iint_{\infty} O_0(x_0, y_0) \exp \left\{ \frac{jk}{2z_0} [(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2] \right\} dx_0 dy_0$$

$$= \exp \left[\frac{jk}{2z_0} (x^2 + y^2) \right] \text{FT} \left\{ O_0(x_0, y_0) \right. \\ \left. \times \exp \left[\frac{jk}{2z_0} (x_0^2 + y_0^2) \right] \right\} \Big|_{f_x = \frac{x}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y}{\lambda z_0}}, \quad (1)$$

式中 $\text{FT}\{\}$ 表示傅里叶变换, 在 CCD 平面的参考球面光波复振幅为

$$R(x, y) = \exp \left[\frac{jk}{2z_r} (x^2 + y^2) \right] \\ \times \exp \left[-\frac{jk}{z_r} (xx_r + yy_r) \right]. \quad (2)$$

则记录的全息图强度分布为

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

为了分析问题, 式中第四项 OR^* 含有原始物光波传播到 CCD 平面的光场信息, 作为我们感兴趣项. CCD 记录的全息图通过图像采集卡进行离散化转化为数字图像, 送到计算机中作为图像文件保存起来, 在数值再现过程中使用.

在传统的光学全息再现中, 是通过用实际的再现光波照明全息图来再现实像或虚像. 但在数字全息中, 上述全息再现过程不需要实际进行, 而是由计算机根据衍射公式进行数值计算从而获得物光场的复振幅分布. 图 2 为非共面误差下的无透镜傅里叶变换全息图的等效再现光路示意图, 若采用任意发散球面光 $C(x, y) = \exp[jk/2z_c(x^2 + y^2)]$ 作为再现光波来照射全息图. 其中, z_c 为再现点源到 CCD 的距离, (x_i, y_i) 平面为再现像平面, 再现距离 $z_i = -z_0$, 即像平面是全息图平面上的光场通过逆向衍射, 回转到原记录物体所在平面.

假设记录距离和参考点源位置参数是已知的, 再现得到像平面的光场分布为

$$U(x_i, y_i) = \iint_{\infty} H(x, y) C(x, y) \\ \times \exp \left\{ -\frac{jk}{2z_0} [(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2] \right\} dx dy \\ = \exp \left[-\frac{jk}{2z_0} (x_i^2 + y_i^2) \right] \text{FT}^{-1} \left\{ H(x, y) \right. \\ \left. \times \exp \left[\frac{jk}{2} \left(\frac{1}{z_c} - \frac{1}{z_0} \right) \right] \right\}$$

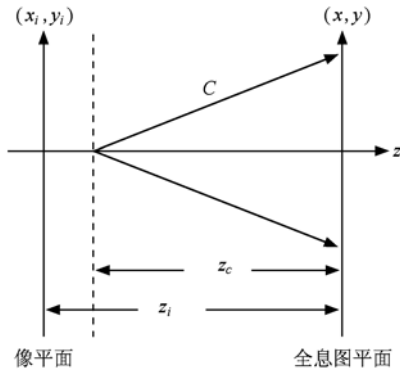


图2 数字全息再现光路示意图

$$\begin{aligned} & \times (x^2 + y^2) \Big] \Big|_{f_x = \frac{x_i}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y_i}{\lambda z_0}} \\ & = U_1(x_i, y_i) + U_2(x_i, y_i) \\ & \quad + U_3(x_i, y_i) + U_4(x_i, y_i), \end{aligned} \quad (4)$$

式中 $\text{FT}^{-1}\{\}$ 表示逆傅里叶变换. 上式中共包含四项, $U_1(x_i, y_i)$ 和 $U_2(x_i, y_i)$ 为像平面的零级像, $U_3(x_i, y_i)$ 和 $U_4(x_i, y_i)$ 为正、负一级像, 通常在记录过程中通过合适地调整记录距离和参考点源偏置量来满足抽样定理和再现像分离条件.

首先, 讨论非共面误差下的传统的再现过程. 无透镜傅里叶变换全息中传统的再现过程是对全息图做单次傅里叶逆变换, 即认为(4)式中 $z_c = z_0$, 则再现的像光场分布就可写为

$$\begin{aligned} U(x_i, y_i) &= \exp\left[-\frac{jk}{2z_0}(x_i^2 + y_i^2)\right] \\ & \times \text{FT}^{-1}\{H(x, y)\} \Big|_{f_x = \frac{x_i}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y_i}{\lambda z_0}}. \end{aligned} \quad (5)$$

需要指出的是, 只有当实验中不存在非共面误差时, 即参考点源和物平面严格共面时, 利用(5)式才能得到准确的物光场分布. 在实际中, 如生物样品的动态测量等, 通常不能保证记录过程中的 $z_0 = z_r$, 且 z_r 也是很难测量的. 此时如果仍然利用传统的再现过程进行计算, 会引入非共面误差, 不能得到真实的物光场分布. 为了更加直接形象地考察存在非共面误差时传统再现过程给出的再现像与原始物光波的关系, 我们对像平面上的光场分布进行了计算, 将(3)式代入(5)式, 可得感兴趣的第四项分布为

$$\begin{aligned} & U_4(x_i, y_i) \\ & = \exp\left[-\frac{jk}{2z_0}(x_i^2 + y_i^2)\right] \\ & \times \text{FT}^{-1}\{O(x, y)R^*(x, y)\} \Big|_{f_x = \frac{x_i}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y_i}{\lambda z_0}} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & = O_0(x_i, y_i) * \text{FT}^{-1}\left\{\exp\left[\frac{jk}{2}\left(\frac{1}{z_0} - \frac{1}{z_r}\right)(x^2 + y^2)\right]\right. \\ & \left. \times \exp\left[\frac{jk}{z_r}(x_r x + y_r y)\right]\right\} \Big|_{f_x = \frac{x_i}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y_i}{\lambda z_0}}. \end{aligned} \quad (6)$$

由(6)式可知, 通过传统再现过程, 由于记录过程的 $z_0 \neq z_r$, 导致重构得到的像光场分布是原始物光波与一个复杂傅里叶逆变换的卷积, 已不能得到真实的物光场分布.

其次, 讨论非共面误差下的准确再现过程. 因为实际记录过程的 z_r 与 z_0 并不相等, 所以准确的再现过程应当使(4)式中 $z_c = z_r$, 则此时的再现像光场分布为

$$\begin{aligned} U(x_i, y_i) &= \exp\left[-\frac{jk}{2z_0}(x_i^2 + y_i^2)\right] \\ & \times \text{FT}^{-1}\{H(x, y) \\ & \times \exp\left[\frac{jk}{2}\left(\frac{1}{z_r} - \frac{1}{z_0}\right)\right. \\ & \left. \times (x^2 + y^2)\right]\} \Big|_{f_x = \frac{x_i}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y_i}{\lambda z_0}}. \end{aligned} \quad (7)$$

则感兴趣的第四项的像光场分布为

$$\begin{aligned} & U_4(x_i, y_i) \\ & = \exp\left[-\frac{jk}{2z_0}(x_i^2 + y_i^2)\right] \\ & \times \text{FT}^{-1}\{O(x, y)R^*(x, y) \\ & \times \exp\left[\frac{jk}{2}\left(\frac{1}{z_r} - \frac{1}{z_0}\right)(x^2 + y^2)\right]\} \Big|_{f_x = \frac{x_i}{\lambda z_0}, f_y = \frac{y_i}{\lambda z_0}} \\ & = O_0\left(x_i + \frac{z_0}{z_r}x_r, y_i + \frac{z_0}{z_r}y_r\right) \\ & \times \exp\left[\frac{jk}{z_r}(x_i x_r + y_i y_r)\right]. \end{aligned} \quad (8)$$

由(8)式可知, 在存在非共面误差的情况下, 通过(7)式的再现过程, 重构的像光场分布仅与原始物光波之间相差一个一次位相因子. 而一次位相因子通过线性拟合方式是容易去除的, 所以, 这种再现过程可以得到准确的原始物光场信息.

因此, 在存在非共面误差的情况下, 当记录全息图之后进行再现计算时, 必须准确知道记录参数 z_0, z_r, x_r 和 y_r , 并利用(7)式进行再现计算, 才能得到准确的实际物光场信息. 一般地, 记录参数的准确获得是非常困难的. 我们设想利用自动对焦算法来自动确定记录参数的优化数值解. 为了方便计算, 下面给出像平面光场的准确计算(7)式的离散形式

$$\begin{aligned}
 & U(m\Delta x_i, n\Delta y_i) \\
 &= \exp \left\{ -\frac{jk}{2z_0} [(m\Delta x_i)^2 + (n\Delta y_i)^2] \right\} \\
 & \times \text{IFFT2} \left\{ H(u\Delta x, v\Delta y) \exp \left\{ \frac{jk}{2} \left(\frac{1}{z_r} - \frac{1}{z_0} \right) \right. \right. \\
 & \left. \left. \times [(u\Delta x)^2 + (v\Delta y)^2] \right\} \right\}. \quad (9)
 \end{aligned}$$

式中 IFFT2 {} 为二维离散快速逆傅里叶变换, CCD 的像元尺寸 $\Delta x, \Delta y$ 为全息图平面的采样间隔, $\Delta x_i, \Delta y_i$ 为再现像面的采样间隔. 为了符合离散快速逆傅里叶变换的计算要求, 再现像面的采样间隔必须满足如下约束条件

$$\Delta x_i = \frac{\lambda z_0}{M\Delta x}, \Delta y_i = \frac{\lambda z_0}{N\Delta y}. \quad (10)$$

式中 M, N 分别为全息图水平和垂直方向上的像素数.

3. 基于位相分布的自动对焦算法

自动对焦算法是指利用算法再现出不同位置的像(包含物体的振幅和位相信息), 然后用判据函数评价这些像的质量, 从而确定最佳再现像. 因此要实现自动对焦, 关键是要寻找合适的像质评价函数, 也就是对焦判据函数. 这里, 我们利用基于一阶导数的平方梯度判据函数进行像质评价. 它先计算相邻像素灰度差来求水平和垂直方向的一阶偏导数, 然后再取平方和. 这里值得注意的是, 多数数字全息自动对焦算法是基于振幅分布进行评价的, 而我们自动对焦评价的像是相衬像. 由于生物样品几乎是透明的, 基于相衬像的自动对焦评价将更为可靠.

一般地, 参考点源距 CCD 的距离 z_r 是通过实验测量给出, z_0, x_r 和 y_r 这三个记录参量是通过基于位相分布的自动对焦算法来确定. 由于考虑到 x_r 和 y_r 仅对再现物光波产生一次位相畸变, 所以我们利用平方梯度判据函数评价相衬像的像质, 先确定像质最优时对应的 z_0 值, 然后将确定的参数值代入到 (9) 式的数值再现程序中, 最后结合最小二乘平面拟合法来校正一次位相畸变, 消除 x_r 和 y_r 的影响, 从而得到准确的物光场分布. 图 3 中给出了基于位相分布的自动对焦算法确定记录距离 z_0 的具体流程图, 其中 z_0_star 为 z_0 的循环初始值, 通常取 z_0 初始值为 z_r , $step$ 为 z_0 的步长精度, $step_star$ 为 $step$ 的初始步长精度, $step_min$ 为最小步长精度, $Phase(x_0, y_0, z_0, z_r)$

为再现物像的位相分布. 当循环运行到步长精度不大于预设的最小步长精度时, 就得到了 z_0 的优化数值解.

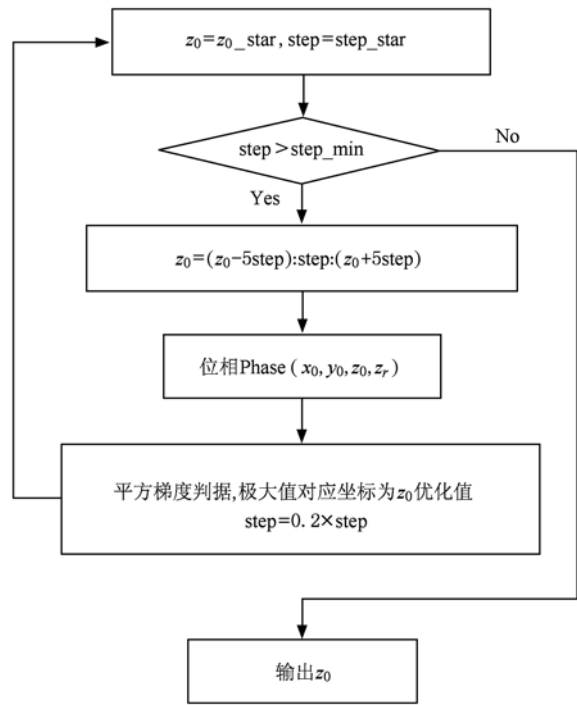


图 3 基于位相分布的自动对焦算法确定 z_0 的流程图

4. 实验研究

无透镜傅里叶变换数字全息图的记录光路图如图 4 所示, 由倍频 Nd: YAG 激光器发出的波长为 532 nm 的激光经过偏振分束棱镜 PBS 分为两束, 分别经扩束准直系统 BE_1 和 BE_2 后, 一束用来照射物体, 另一束经加有针孔的显微物镜 MO 会聚于一点作为参考点源所在位置. 实验中仔细调整合束棱镜 BS 的方位使得等效的参考点源位置稍微偏离物平面中心, 即物光和参考光路中的两束主光束并非都垂直入射到 BS 上. 其中, 用于记录全息图的 CCD 具有 4016×2672 个像元数、像元尺寸大小为 $9 \mu\text{m} \times 9 \mu\text{m}$. 记录物体为活体的宫颈癌细胞.

实验中测量的参考点源距 CCD 的距离 z_r 值为 89 mm, 预设初始步长精度 $step_star$ 为 1 mm, 最小步长精度 $step_min$ 设为 0.008 mm.

图 5 中给出的是第一次循环的实验结果, 即 z_0 从 84 mm 变化到 94 mm, 步长精度 $step = 1$ mm 时, 截取的第四项的相衬像. 截取部分的像素尺寸为 133×133 .

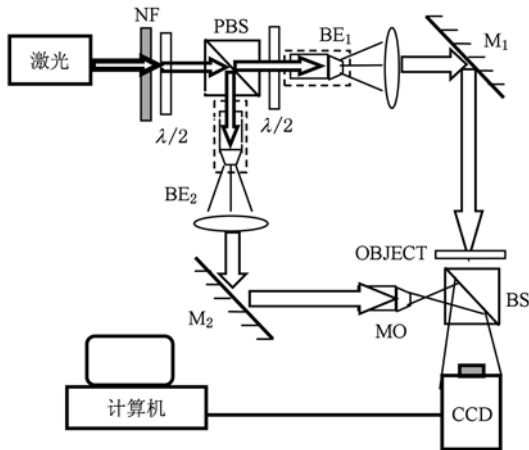


图4 无透镜傅里叶变换数字全息光路

观察图5中再现的相衬像,可以直观地发现:当 $z_0 = 88 \text{ mm}$ 时对应的相衬像最为清晰;而其他的相衬像都有较明显的离焦现象.为了定量地评价相衬像质量,我们利用平方梯度判据函数,对图5中所得到的相衬像进行像质评价,得到像质曲线如图6所

示.然后寻找曲线的极大值所对应的 x 轴坐标值(此处即为 88 mm),作为第一次循环所得到的 z_0 优化值.

然后,将记录距离 $z_0 = 88 \text{ mm}$ 作为下一次循环的初始值 z_{0_star} ,并相应地减小步长精度,重复上述过程,直到步长精度不大于预先设定的最小步长精度为止.通过基于位相分布的自动对焦算法,确定记录距离的优化数值解为 $z_0 = 88.3520 \text{ mm}$.最后,将得到的记录参数代入到(9)式的再现程序中进行数值计算,就可得到活细胞的振幅像和位相分布,如图7所示.图7(b)中的直条纹表明位相分布中仍存在一次畸变,这是因为还未考虑 x_r 和 y_r 的一次倾斜作用.这里我们是通过最小二乘平面拟合法来消除一次位相畸变,只需将像平面的位相分布减去拟合出的平面位相畸变即可,如图7(d)所示已较好地校正一次畸变.通过对比(8)式中的一次位相因子与拟合平面之间的关系,可以得到参考点源的偏置量为 $x_r = -0.0075 \text{ mm}$, $y_r = 0.0054 \text{ mm}$.

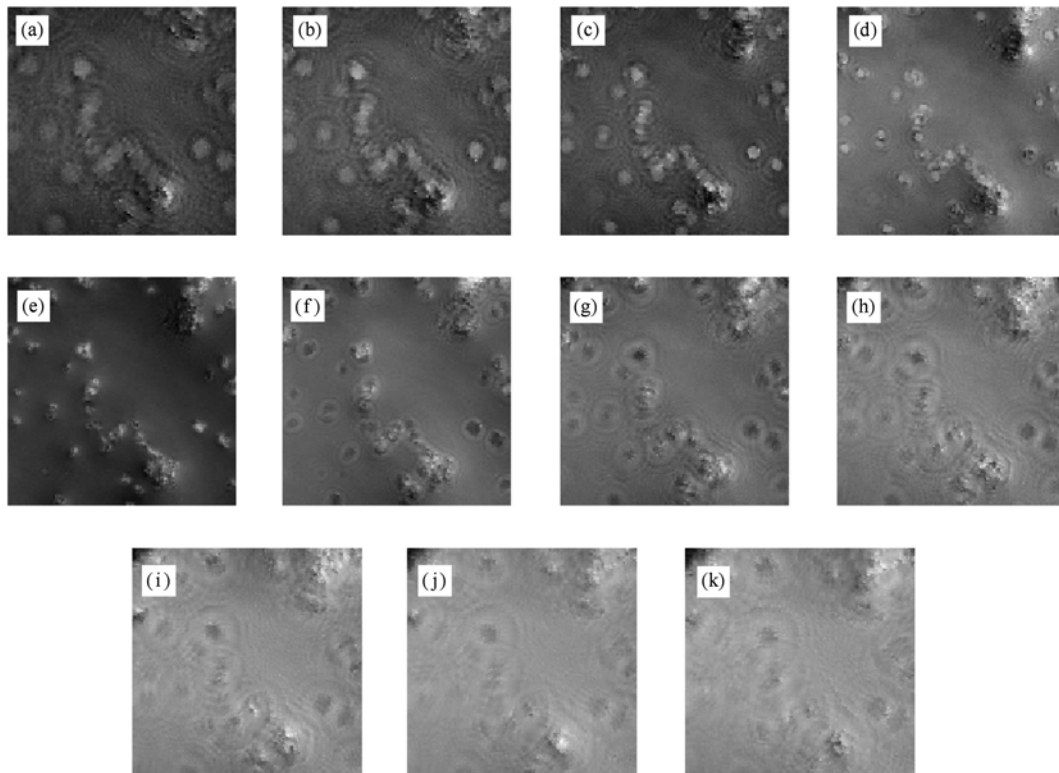


图5 再现物体的相衬实验结果($z_r = 89 \text{ mm}$, z_0 变化) (a) $z_0 = 84 \text{ mm}$; (b) $z_0 = 85 \text{ mm}$; (c) $z_0 = 86 \text{ mm}$; (d) $z_0 = 87 \text{ mm}$; (e) $z_0 = 88 \text{ mm}$; (f) $z_0 = 89 \text{ mm}$; (g) $z_0 = 90 \text{ mm}$; (h) $z_0 = 91 \text{ mm}$; (i) $z_0 = 92 \text{ mm}$; (j) $z_0 = 93 \text{ mm}$; (k) $z_0 = 94 \text{ mm}$

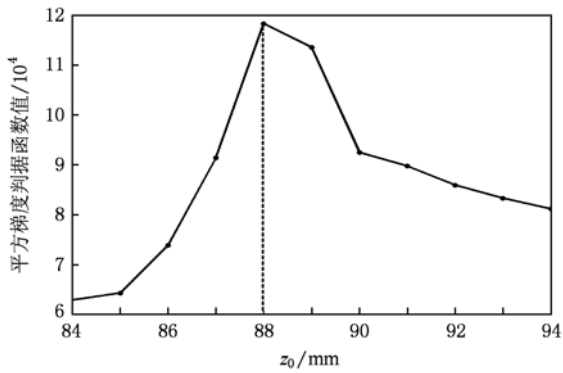


图6 平方梯度判据函数评价像质曲线

为对比分析,我们也对(5)式的传统再现过程进行了计算,此处传统再现过程默认记录物体与参考点源共面, z_0 为 z_r 的实验测量值89 mm,实验部分结果如图8所示.分析传统再现的实验结果,从图8(a)图的白框中可以较明显地发现振幅像中细胞周围存在明显的环形条纹,根据(6)式得知这种现象是实际物光波与一个复杂傅里叶逆变换的卷积结果,也就是传统再现下导致的非共面误差,致使再现结果不可靠.所以,对于无透镜傅里叶变换数字全息系统,在存在非共面误差下,不能通过传统的再现过程进行计算,而通过基于位相分布的自动对焦确定参数法,并利用(7)式进行再现计算可以较好地消除非共面误差引起的光场畸变.

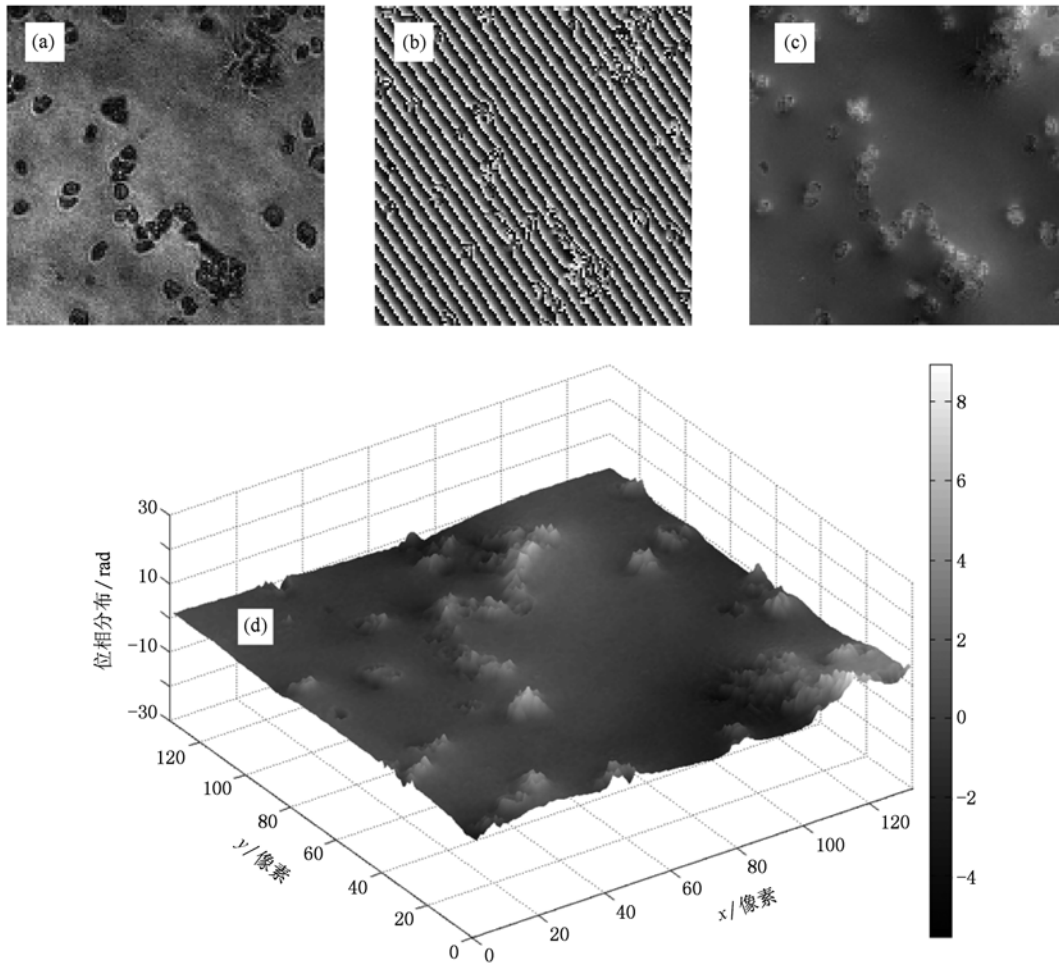


图7 细胞的再现结果 (a) 振幅像;(b) 含一次畸变的包裹位相像;(c) 去畸变的解包裹位相像;(d) 去畸变的三维位相分布

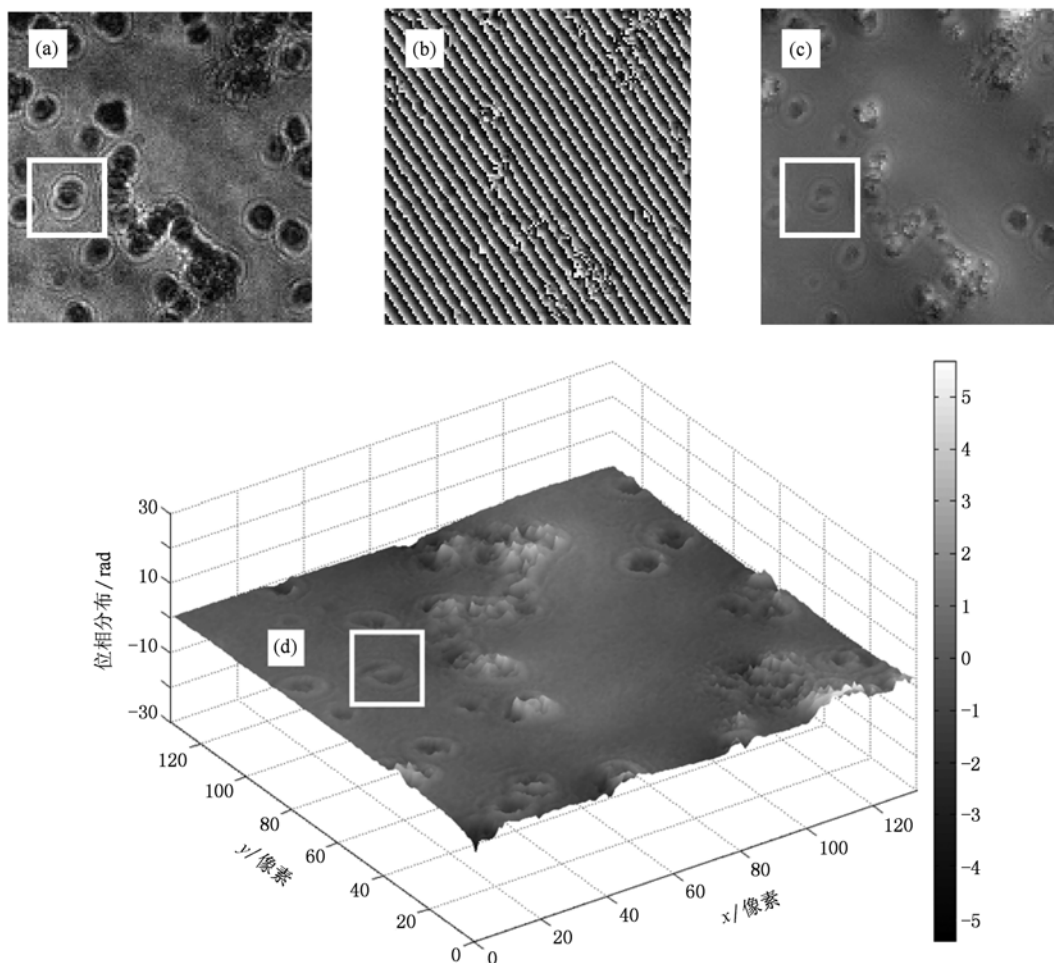


图8 传统再现的实验结果 (a) 振幅像;(b) 含一次畸变的包裹位相像;;(c) 去畸变的解包裹位相像;(d) 去畸变的三维位相分布

5. 结 论

对比分析实验结果可知,无透镜傅里叶变换全息术中当存在非共面误差时,再现像的位相分布中除了含有一次位相畸变,还有明显的非共面误差引入的成像畸变.传统的再现过程无法去除这种非共面误差,而本文中提出的基于位相分布的自动对焦

确定记录参数法可以较好的补偿掉非共面误差所引起畸变.这种方法的优势在于只需通过一幅全息图,结合一次位相线性拟合,就可以自动补偿光场畸变.最后将这种方法应用到活体宫颈癌细胞的显微相衬成像实验中进行检验,得到了理想的实验结果,理论分析和实验研究表明了这种自动补偿算法的可行性和可靠性.

- [1] Cuche E, Marquet P, Depeursinge C 1999 *App. Opt.* **38** 34
- [2] Charrière F, Marian A, Montfort F, Kuehn J, Colomb T 2006 *Opt. Lett.* **31** 2
- [3] Fan Z B, Li J C 2010 *Chin. Phys. B* **19** 4
- [4] Liu G Y, Lü X X, Yu Q T, Zhang Q S 2009 *Chin. Phys. B* **18** 7
- [5] Yuan C J, Zhai H C, Wang X L, Wu L 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 1 (in Chinese) [袁操今、翟宏琛、王晓雷、吴 兰 2007 物理学报 **56** 1]
- [6] Zhong L Y, Zhang Y M, Lü X X, Qian X F, Xiong B H 2004 *Chin. J. Lasers* **31** 5 (in Chinese) [钟丽云、张以谟、吕晓旭、钱晓凡、熊秉衡 2004 中国激光 **31** 5]
- [7] Shen J Y, Li X G, Chang S J, Zhang Y X 2005 *Acta Phys. Sin.*

- 54 11 (in Chinese) [申金媛、李现国、常胜江、张延炳 2005 物理学报 54 11]
- [8] Di J L, Zhao J L, Fan Q, Jiang H Z, Sun W W 2008 *Acta Optica Sin.* **28** 1 (in Chinese) [邸江磊、赵建林、范琦、姜宏振、孙伟伟 2008 光学学报 28 1]
- [9] Wang H Y, Wang G J, Zhao J, Xie J J, Wang D Y 2007 *Chin. J. Lasers* **34** 12 (in Chinese) [王华英、王广俊、赵洁、谢建军、王大勇 2007 中国激光 34 12]
- [10] Li J C, Zhang Y P, Xu W 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 8 (in Chinese) [李俊昌、张亚萍、许蔚 2009 物理学报 58 8]
- [11] Wagner C, Seebacher S, Osten W 1999 *Appl. Opt.* **38** 22
- [12] Takao S, Yoneyama S, Takashi M 2002 *Optics and Lasers in Engineering* **38** 5
- [13] Dirksen D, Droste H, Kemper B 2001 *Optics and Lasers in Engineering* **36** 3
- [14] Pedrini G, Tiziani H J 2002 *Appl. Opt.* **41** 22
- [15] Yuan C J, Zhong L Y, Zhu Y, Wang Y P, Lü X X 2004 *Laser Journal* **25** 5 (in Chinese) [袁操今、钟丽云、朱越、王艳萍、吕晓旭 2004 激光杂志 25 5]
- [16] Xie J J, Wang D Y, Wang H Y, Tao S Q 2007 *Laser Journal* **28** 6 (in Chinese) [谢建军、王大勇、王华英、陶世荃 2007 激光杂志 28 6]
- [17] Jiang H Z, Zhao J L, Di J L, Yan X B, Sun W W 2008 *Acta Optica Sin.* **28** 8 (in Chinese) [姜宏振、赵建林、邸江磊、闫晓博、孙伟伟 2008 光学学报 28 8]
- [18] Colomb T, Cuche E, Charrière F, Kühn J, Aspert N, Montfort F, Marquet P, Depeursinge C 2006 *Appl. Opt.* **45** 5
- [19] Ferraro P, Nicola S D, Finizio A, Coppola G, Grilli S, Magro C, Pierattini G 2003 *Appl. Opt.* **42** 11
- [20] Liebling M, Blu T, Cuche E, Marquet P, Depeursinge C, Unser M 2002 *IEEE O – 7803 – 7584 – X*.
- [21] Kemper B, Bally G 2008 *Appl. Opt.* **47** 4
- [22] Ferraro P, Alferi D 2006 *Opt. Lett.* **31** 10

Automatic procedure for non-coplanar aberration compensation in lensless Fourier transform digital holography*

Cui Hua-Kun Wang Da-Yong[†] Wang Yun-Xin Liu Chang-Geng Zhao Jie Li Yan

(College of Applied Sciences, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

(Received 15 March 2010; revised manuscript received 12 June 2010)

Abstract

When the lensless Fourier transform digital holography is applied to the microscopic phase-contrast imaging on live cells, the motion of cells will lead to a non-coplanar phenomenon between the object recorded and the reference source. This could result in the imaging aberration. An effective and robust autofocus procedure based on the phase distribution is presented in the paper. With the initial measurement of the distance between the reference source and the hologram, the optimal parameters corresponding to the phase-contrast image can be achieved by a single hologram combined with the linearity fitting. Lensless Fourier transform digital holographic system is built and the experiments on the phase-contrast imaging of the live cervical carcinoma cells are performed. Finally, the good experimental results are obtained. Both the theoretical analysis and the experimental investigation verify the feasibility and the validity of the automatic procedure for non-coplanar aberration compensation.

Keywords: digital holography, lensless Fourier transform holography, autofocus, phase distortion correction

PACS: 42.30.Kq, 42.40.Ht, 42.40.Kw, 42.40.My

* Project supported by the Science Foundation of Education Commission of Beijing, China and the Beijing Natural Science Foundation of China (Grant No. KZ200910005001), Academic Human Resources Development in Institutions of Higher Learning Under the Jurisdiction of Beijing Municipality, PHR(IHLB).

[†] Corresponding author. E-mail: wdyong@bjut.edu.cn