

# 基于同态信号处理的数字全息广义 线性重建算法研究\*

王华英<sup>1)†</sup> 于梦杰<sup>2)</sup> 刘飞飞<sup>2)</sup> 江亚男<sup>3)</sup> 宋修法<sup>1)</sup> 高亚飞<sup>2)</sup>

1) (河北工程大学理学院, 邯郸 056038)

2) (河北工程大学信息与电子工程学院, 邯郸 056038)

3) (北京理工大学自动化学院, 北京 100081)

(2013年7月31日收到; 2013年9月16日收到修改稿)

为了提高数字全息图的重建速度和精度, 本文提出了一种基于同态信号处理的数字全息广义线性重建算法. 首先利用预放大数字全息显微系统并结合同态信号处理原理进行了理论分析, 得到了广义线性重建算法的实现条件及重建步骤, 并对该算法的优点进行了分析; 然后利用计算机模拟和实验相结合的方法对理论分析进行了验证. 结果表明: 数字全息广义线性重建算法不仅可以有效的消除全息图频谱中零级项的干扰, 实现高精度再现, 而且由于采用一个完整象限的固定区域滤波, 避免了常规线性算法的手动滤波操作, 极大地提高了重建速度, 同时最大限度地保留了原始像中的高频成分, 实现全息图的高分辨重建.

**关键词:** 数字全息显微术, 同态信号处理, 傅里叶变换, 分辨率

**PACS:** 42.30.Kq, 42.40.Kw, 42.30.-d

**DOI:** 10.7498/aps.62.234207

## 1 引言

数字全息术是用光电转换器件 CCD 或 CMOS 代替传统光学全息的记录介质记录全息图, 用计算机数值模拟计算来代替光学衍射成像的过程, 从而实现了全息图记录、存储、传输及再现全过程的数字化, 极大地推动了全息技术的发展. 数字全息显微成像与测量技术是数字全息术中最重要的应用之一, 目前该技术在生物、医学、微机电、微光学、力学、材料、化学等领域都有着广泛的应用前景<sup>[1-10]</sup>.

离轴数字全息术可以利用单幅全息图快速重建物光场信息, 因而获得了广泛的应用. 目前, 全息图的常规重建算法均基于快速傅里叶变换, 该类算法需要手动选取滤波窗口以消除零级衍射项及共轭项频谱. 然而, 手动操作不仅使全息图重建速度

大大降低, 同时还会影响光场的重建精度<sup>[11-16]</sup>. 为了避免手动操作带来的问题, Nicolas 等人于 2010 年提出了利用迭代方法准确获得物光场的强度分布, 进而利用所获得的不含有零级项信息的全息图进行波前重建<sup>[11]</sup>. 该方法免去了频域滤波的过程, 但由于迭代运算使全息图重建速度仍然较低<sup>[11]</sup>. 2011 年, 该课题组又提出了利用非线性滤波方法消除零级衍射项的影响, 实现了全息图的高精度、实时重建<sup>[17]</sup>. 但正如文献中指出的那样, 该方法仅适用于平面参考光情况.

针对以上问题, 本文借鉴 Nicolas 等人的非线性滤波思想, 提出了一种离轴记录条件下基于同态信号处理的广义线性重建算法, 该算法通过对全息图取对数及一个完整象限的滤波操作, 实现原始像场接近极限分辨率的实时再现, 文中算法对于平面及球面参考光均适用. 计算机模拟和实验结果验证了上述理论分析的正确性.

\* 国家自然科学基金(批准号: 61077001 和 61144005)、河北省自然科学基金(批准号: F2010001038, F2012402051 和 A2013402036)和河北省科技支撑计划(批准号: 09277101D 和 13210201D)资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: pbxsyngzi@126.com

## 2 原理与方法

### 2.1 离轴数字全息图的记录及频谱特点分析

图 1 为利用平面参考光记录的离轴预放大数字全息显微系统的坐标示意图. 其中, 显微物镜 (MO) 已用单透镜等效表示, 其焦距为  $f$ ;  $x_0 - y_0$ ,  $x_\phi - y_\phi$ ,  $x - y$ ,  $x_i - y_i$  依次表示物体、MO、全息图和再现像平面;  $d_0$  为 MO 的物距、 $d_\phi + d = d_i$  为其像距、 $d$  为全息图记录距离.

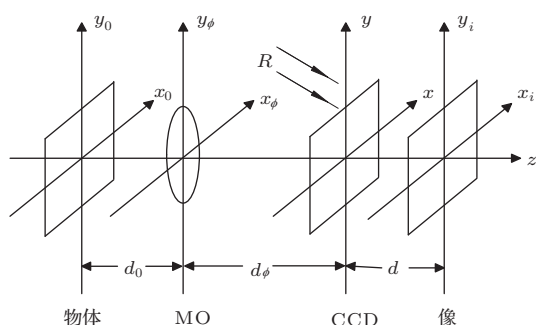


图 1 平面参考光离轴预放大数字全息显微坐标系统示意图

设到达 CCD 平面的物光波和参考光波的复振幅分别为  $O(x,y)$  和  $R(x,y)$ , 其中参考光波可表示为

$$R(x,y) = R_0 \exp[-j(k_x x + k_y y)], \quad (1)$$

式中  $R_0$  为平面参考光的振幅, 理论上是一个常数,  $k_x, k_y$  表示入射平面参考光波沿  $x$  和  $y$  方向的波矢. 物光波与参考光波形成的干涉条纹强度分布如下<sup>[18]</sup>:

$$\begin{aligned} H(x,y) &= |O(x,y) + R(x,y)|^2 \\ &= R(x,y)R^*(x,y) [1 + \tilde{O}(x,y)] [1 + \tilde{O}^*(x,y)] \\ &= |O(x,y)|^2 + R_0^2 + O(x,y)R^*(x,y) \\ &\quad + R(x,y)O^*(x,y) \\ &= |O(x,y)|^2 + R_0^2 \\ &\quad + R_0 O(x,y) \exp[j(k_x x + k_y y)] \\ &\quad + R_0 O^*(x,y) \exp[-j(k_x x + k_y y)], \end{aligned} \quad (2)$$

式中  $*$  表示复共轭运算,  $\tilde{O}(x,y) = O(x,y)/R(x,y)$ .

对 (2) 式两边作傅里叶变换, 得到全息图的频谱分布. 由于零级谱经自卷积作用后其频谱带宽是正、负一级谱带宽的两倍<sup>[19]</sup>, 因此, 离轴数字全息系统存在很大的频谱资源浪费.

针对数字全息术中零级项占有大带宽的问题, 其解决之道有两种: 一种方法是避开零级谱的干

扰, 可通过增加记录距离  $d$  的值及调整合适的物参考光夹角以实现正、负一级谱与零级谱沿频域窗口的对角线分布且使三级谱完全分离. 但以上避开零级项的方法要么会降低系统的成像分辨率, 影响成像像质; 要么会增大由参考光偏置所引起的位相畸变程度, 为后续位相重建带来麻烦. 另一种方法则是利用某种方式将零级项去除, 进而达到充分利用 CCD 有限带宽的目的. 这是一种从根本上提高物体成像质量的方法, 得到了国内外众多学者的重视, 其中较早提出的方法有频域高通滤波法与空间切趾相结合的零级谱消除法、全息图与物体散斑像相减法和循环迭代的方法等<sup>[12-14]</sup>, 以上算法在一定程度上可以有效去除零级谱的干扰, 但这些方法都是建立在各级谱相互分离的基础上的. 为了充分利用 CCD 的有限带宽, 我们借鉴基于同态信号处理的非线性滤波算法, 大幅度压缩并消除零级衍射项的影响, 对实像谱与零级谱存在部分交叠的全息图进行重建, 也能实现对物体位相的高精度测量.

### 2.2 基于同态信号处理的重建算法

同态信号处理系统是建立在广义叠加原理之上的, 因此可以将同态系统看成是线性系统的推广. 对于卷积信号来说, 同态系统满足以下运算律<sup>[19]</sup>:

$$\begin{aligned} T\{f_1(x,y) \otimes f_2(x,y)\} \\ = T\{f_1(x,y)\} \otimes T\{f_2(x,y)\}, \end{aligned} \quad (3)$$

式中  $f_1(x,y)$  和  $f_2(x,y)$  为输入的两路相互交叠的信号,  $\otimes$  表示卷积运算. 为了将两路信号分开, 并作单独的研究, 同态系统通过非参数解卷积将以上信号的卷积运算转换成求和运算, 最后结合数值滤波操作将两路信号分离. 其具体实现过程如框图 2 所示<sup>[19]</sup>. 图中  $X(n)$  和  $Y(n)$  分别表示输入和输出信号,  $D\{\otimes, +\}$  和  $D^{-1}\{+, \otimes\}$  分别表示为卷积运算特征系统和逆特征系统,  $L\{+, +\}$  是一个普通的线性系统.

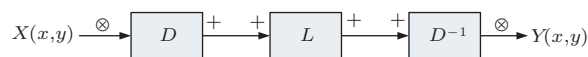


图 2 卷积同态系统的输入输出框架图

若设同态系统的输入信号为  $X(x,y) = f_1(x,y) \otimes f_2(x,y)$ , 结合数字全息图频谱的特性, 将  $f_1(x,y)$  和  $f_2(x,y)$  分别视为原始像和共轭像的傅里叶变换, 即

$$f_1(x,y) = \text{FT}\{R(x,y) [1 + \tilde{O}(x,y)]\},$$

$$f_2(x,y) = \text{FT} \{R^*(x,y) [1 + \tilde{O}^*(x,y)]\}, \quad (4)$$

输入信号  $X(x,y)$  经过卷积运算特征系统  $D\{\otimes, +\}$  时, 需要经历以下运算过程:

1) 对输入的信号做二维逆傅里叶变换

$$\text{FT}^{-1} \{X(x,y)\} = H(x,y) = R_0^2 |1 + \tilde{O}(x,y)|^2. \quad (5)$$

由 (5) 式的结果可以看出, 输入信号的逆傅里叶变换是数字全息术中全息图的场分布. 因此基于同态信号处理的数字全息重建算法是由该系统的下一步开始进行的.

2) 对全息图取自然对数运算

$$\begin{aligned} & \log \{H(x,y)\} \\ &= \log \{R_0^2 |1 + \tilde{O}(x,y)|^2\} \\ &= \log \{R_0^2\} + \log \{1 + \tilde{O}(x,y)\} \\ & \quad + \log \{1 + \tilde{O}^*(x,y)\}. \end{aligned} \quad (6)$$

3) 对 (6) 式中的结果做二维傅里叶变换, 得到全息图的对数频谱

$$\begin{aligned} & \text{FT} \{\log [H(x,y)]\} \\ &= \text{FT} \{\log [R_0^2]\} + \text{FT} \{\log [1 + \tilde{O}(x,y)]\} \\ & \quad + \text{FT} \{\log [1 + \tilde{O}^*(x,y)]\}. \end{aligned} \quad (7)$$

当上式中  $|\tilde{O}(x,y)| < 1$  时, 结合泰勒级数展开定理<sup>[19]</sup>, 可以得出 (7) 式中的后两项依然对称分布于零级谱两侧, 这样可以很方便地进行下一步的滤波操作. 此外, 根据对数函数的性质, 与原始全息图频谱相比, (7) 式中零级分量在能量和带宽上都得到了大幅度的下降.

在拍摄全息图后也可预先将此时对应的参考光波场记录下来, 得到参考光波的强度分布  $R_0^2$ , 计算出  $\text{FT} \{\log [R_0^2]\}$ , 从而得到没有零级项的频谱分布

$$\begin{aligned} P \{f_x, f_y\} &= \text{FT} \{\log [H(x,y)]\} - \text{FT} \{\log [R_0^2]\} \\ &= \text{FT} \{\log [1 + \tilde{O}(x,y)]\} \\ & \quad + \text{FT} \{\log [1 + \tilde{O}^*(x,y)]\}. \end{aligned} \quad (8)$$

然后通过线性系统  $L\{+, +\}$  进行 1/4 谱面 (即一个完整象限) 的频谱滤波操作. 若  $\text{FT} \{\log [1 + \tilde{O}(x,y)]\}$  位于第一象限, 则

$$\begin{aligned} & P \{f_x, f_y\}_{[0,+\infty) \times [0,+\infty)} \\ &= \text{FT} \{\log [1 + \tilde{O}(x,y)]\}, \end{aligned} \quad (9)$$

式中  $[0, +\infty) \times [0, +\infty)$  表示第一象限的滤波操作, 该滤波过程省去了常规算法中手动选取滤波范围的弊端, 使微物体的实时动态测量成为可能.

最后将滤波后的信号通过卷积运算的逆特征系统  $D^{-1}\{+, \otimes\}$ , 具体过程如下:

1) 对 (9) 式中的结果做二维逆傅里叶变换, 得到

$$\begin{aligned} & \text{FT}^{-1} \langle P \{f_x, f_y\}_{[0,+\infty) \times [0,+\infty)} \rangle \\ &= H'(x,y) \\ &= \log [1 + \tilde{O}(x,y)]. \end{aligned} \quad (10)$$

2) 对  $H'(x,y)$  取 e 为底的指数运算, 可得到含有实像场信息的信号

$$\exp \{H'(x,y)\} = 1 + \tilde{O}(x,y). \quad (11)$$

由 (11) 式可得到  $\tilde{O}(x,y)$ , 然后根据预放大系统进一步衍射聚焦成像的过程, 该光场再经过一次菲涅耳衍射便可得到受参考光一次位相因子调制作用的像光场复振幅分布  $\tilde{O}(x_i, y_i)$ <sup>[18-20]</sup>, 最后利用位相预补偿和自动位相补偿算法很容易将位相畸变消除<sup>[21]</sup>, 从而得到重建像光场的真实位相分布.

由以上重建过程可知: 数字全息显微术的高质量信息重建是由该系统第一个环节的第二步到最后一个环节的第三步, 再加上衍射聚焦成像实现的. 由上述重建算法得到的再现像不再受零级项的干扰, 并且一个完整象限的固定区域滤波可以最大限度地保留物体中的高频信息, 从而可以实现全息图的高精度、高分辨及实时再现. 此外, 根据上述分析我们得到能够利用广义线性重建算法进行全息图重建的条件: 1) 参考光强度大于物光强度; 2) 正一级频谱须分布在一个象限内. 参考光强度大于物光强度这一条件与通常的全息记录条件是相一致的, 然而, 根据泰勒级数展开定理, 参考光与物光强度之比越大, 由上述算法得到的物光场信息越准确.

对于微小物体的近轴成像与测量来说, 传播到 CCD 平面的球面参考光振幅变化很小, 因此, 以上理论分析及结论也适用于球面参考光预放大数字全息显微系统.

### 3 算法验证

#### 3.1 计算机模拟

为了验证基于同态信号处理的广义线性重建算法 (GL-HSP) 在数字全息显微中的优越性, 本文

首先利用球面参考光预放大数字全息显微系统对该算法进行计算机模拟验证, 模拟的样品为纯振幅分布的神经元细胞, 如图 3(a) 所示, 模拟时我们引入了强度系数为 0.5 的随机噪声, 从而使得模拟的数据与实际物体更加一致, 同时, 为了满足  $|\tilde{O}(x,y)| < 1$  的重建条件, 模拟的参考光与物光平均光强之比为  $\gamma = 12.5$ , 其他具体参数如下: 物体大小为  $256 \times 256$  像素, CCD 的像素数为  $512 \times 512$ , 像素尺寸为  $\Delta x = \Delta y = 0.01 \text{ mm}$ , 激光波长为  $632.8 \text{ nm}$ . 图 3(b) 为模拟的全息图, 其记录距离  $d = 375 \text{ mm}$ , 显微物镜的成像距离  $d_i = 570 \text{ mm}$ , 物光波与参考光主光束的夹角为  $\theta = 1^\circ$ , 此时全息图频谱的正、负一级谱能够彻底分离并且它们与零级项有部分交叠, 如图 3(c) 所示. 图 3(d) 为全息图取对数后的频谱分布.

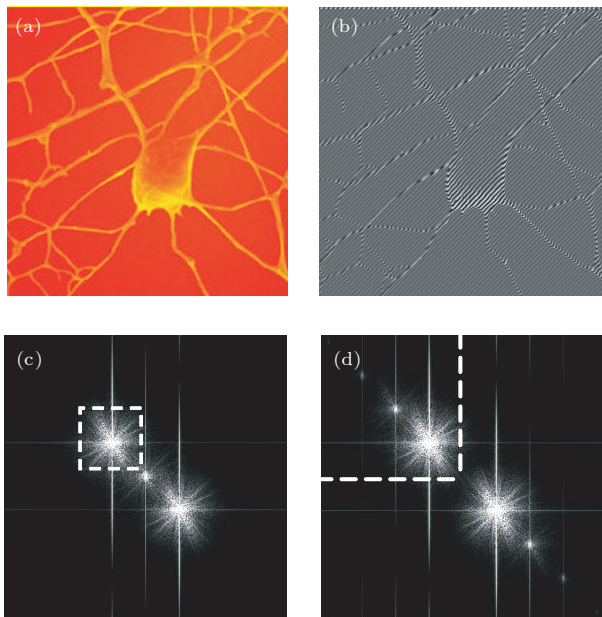


图 3 球面参考光预放大数字全息系统对神经元细胞的模拟结果 (a) 原始物体; (b) 全息图; (c) 为 (b) 的频谱; (d) 为 (b) 的对数频谱

分别利用基于傅里叶变换的常规线性重建算法 (CL-FT)<sup>[22,23]</sup> 和基于同态信号处理的广义线性重建算法对图 3(b) 进行重建, 得到如图 4 所示的结果. 其中, 图 4(a) 为利用 CL-FT 算法滤出图 3(c) 中的白色虚线方框中的频谱再现得到的神经元细胞的强度像; 图 4(b) 为利用 GL-HSP 算法并结合菲涅耳再现算法得到的再现结果, 该算法的滤波范围为白色虚框所在处的第二象限. 由图 4 可以看出: 常规算法中由于零级项滤除不彻底, 使再现像中出现了由零级衍射产生的干涉条纹, 见图 4(a) 中左下角

的方框所示. 而图 4(b) 中没有出现零级衍射引入的干涉条纹, 这说明 GL-HSP 算法确实能够彻底消除零级项的影响. 此外, 利用 GL-HSP 算法再现过程中, 由于无需手动选取频谱滤波窗口, 大幅度地降低了数值再现的时间, 因而, 真正实现了对物光场的实时再现.

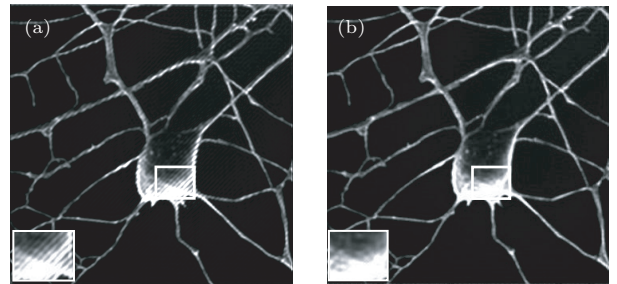


图 4 球面参考光预放大数字全息系统对神经元细胞的强度重建结果 (a) 常规算法; (b) 广义线性算法

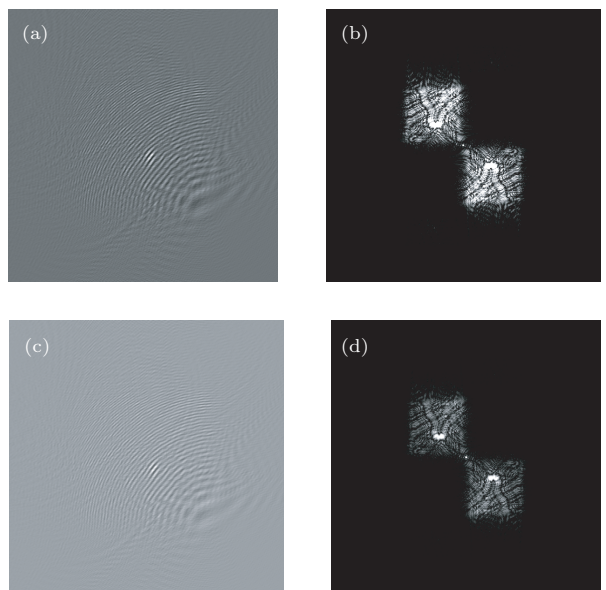


图 5 由平面参考光预放大数字全息系统得到的不同光强比条件下的神经元细胞的模拟结果 (a)  $\gamma = 12.5$  全息图; (b) 为 (a) 的频谱分布; (c)  $\gamma = 18.7$  全息图; (d) 为 (c) 的频谱分布

由于自然界的细胞多为位相型物体, 考虑到模拟结果的真实可靠性, 增加上述神经元细胞的位相信息, 使之成为兼具振幅和位相信息的混合型物体. 为了避免位相重建中的解包裹运算, 使相邻两个像素之间的位相差控制在  $2\pi$  的范围内. 在保持以上模拟环境不变的前提下, 将球面参考光波换为平面参考光, 得到如图 5(a) 所示的神经元细胞全息图, 其频谱分布如图 5(b) 所示. 此时全息图的正、负一级谱刚好能够分开, 并与零级谱有少量交叠. 在图 5(a) 的基础上增加参考光的强度, 得到参考光与物

光的平均光强比为  $\gamma = 18.7$  的全息图如图 5(c), 其频谱分布如图 5(d) 所示.

需要指出的是, 由于模拟的神经元细胞的包含有较高的空间频率分量, 致使图 3(c), (d) 中的正、负一级谱没有严格被限制在一个完整的象限内, 这将使得两种算法的再现分辨率都有所降低.

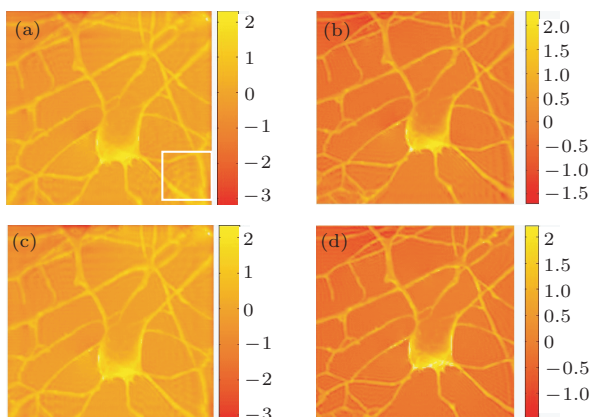


图 6 由不同算法得到的神经元细胞的位相重建结果 (a), (b) 常规算法、广义线性算法且  $\gamma = 12.5$ ; (c), (d) 常规算法、广义线性算法且  $\gamma = 18.7$

分别利用以上两种重建算法对图 5(a) 和 (c) 进行重建, 利用位相掩膜对再现光场进行预补偿后得到如图 6 所示的结果, 其中图 6(a) 和 (b) 为  $\gamma = 12.5$  时, 利用 CL-FT 重建算法和 GL-HSP 重建算法得

到的神经元细胞的位相重建结果, 图 6(c) 和 (d) 为  $\gamma = 18.7$  利用两种算法得到的位相重建结果. 分别比较图 6(a) 与 (b)、图 6(c) 与 (d) 可知: CL-FT 算法得到的位相图像的分辨率较低, 而且图像边界衍射比较厉害, 但是利用 GL-HSP 重建算法得到的神经元细胞表面光滑, 细胞形貌及细节分布清晰可见. 对不同光强比条件下的再现结果进行比较可知: 随着参考光与物光光强比值的增大, GL-HSP 算法的重建结果与原物体更为接近.

由以上神经元细胞的强度和位相模拟结果可以看出, 在满足 GL-HSP 重建算法的条件下, 该算法不仅弥补了 CL-FT 算法手动滤波费时、重建速度慢的缺点, 而且具有更高的重建精度及成像分辨率.

### 3.2 实验验证

为了验证 GL-HSP 重建算法在实际应用中的可行性, 我们利用图 7 所示的平面参考光预放大数字全息系统记录光路进行了实验研究, 实验参数如下: 激光波长  $\lambda = 623.8 \text{ nm}$ ; CCD 像元大小  $4.65 \mu\text{m} \times 4.65 \mu\text{m}$ , 像素数  $1392 \times 1032$ , 16 bit 灰度级输出; MO 放大倍率为 40, 数值孔径为 0.65, 焦距  $4.65 \text{ mm}$ , 其理论极限分辨率是  $0.59 \mu\text{m}$ .

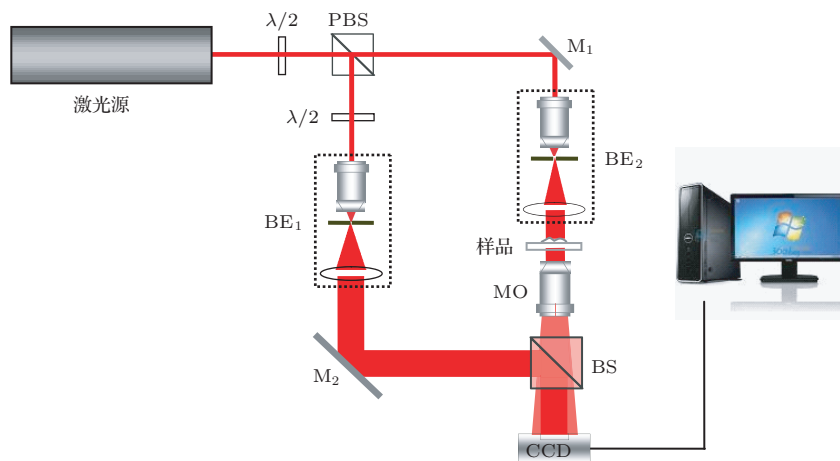


图 7 平面参考光预放大数字全息系统记录光路示意图

利用图 7 所示的光路首先对分辨率测试板进行了实验, 全息图记录距离为  $d = 65 \text{ mm}$ , MO 的成像距离  $d_i = 315 \text{ mm}$ . 实验中, 利用半波片、偏振分光棱镜和中值滤光玻璃来控制参考光与物光的光强比, 并利用 CCD 分别记录两路光的强度分布. 实验所得结果如图 8 所示, 其中图 8(a), (b), (c) 和 (d) 是参考光与物光夹角  $\theta$  约为  $1.51^\circ$ , 参考光与物光

平均光强比值  $\gamma$  约为 10.6, 最小光强比值为 3.8、最大光强比值为 18.6 时分分辨率板的全息图、全息图的频谱分布、基于 CL-FT 算法的强度重建像和基于 GL-HSP 算法的强度重建像. 比较图 8(c) 与 (d), 显见图 8(c) 中存在明显的零级衍射条纹噪声. 保持光路中参考光与物光的光强比不变, 减小物参考光之间的夹角  $\theta$  到约为  $1.08^\circ$ , 结果如图 8 的 (e), (f),

(g) 和 (h) 所示. 比较以上两组实验结果可以看出: 随着参考光与物光夹角的变小, 即随着全息图频谱中正、负一级谱与零级谱交叠部分的增多, CL-FT 算法的重建结果噪声逐渐变大, 并严重影响了再现像的分辨率; 然而 GL-HSP 算法则仍然快速、高精度的再现了分辨率板的每一个条纹. 图 8(i), (j), (k)

和 (l) 是在保持图 8(e) 中参考光与物光夹角不变的情况下, 增大参考光光强至两束光光强的平均之比 18.5, 最大比值为 25.7 时的结果. 由图 8(k) 和 (l) 可以看出, 随着参考光光强的增大, CL-FT 算法的像质有所改善, 但无论是从重建速度还是从重建像质而言, 都不及 GL-HSP 算法优越.

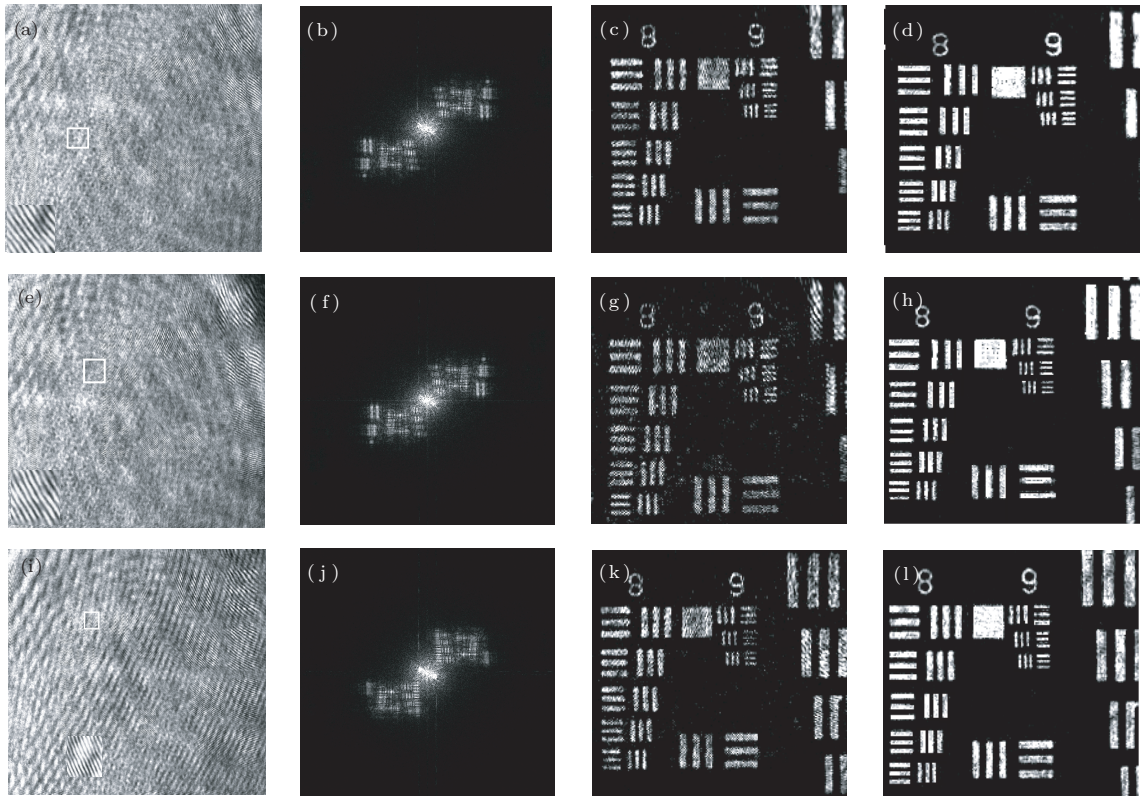


图 8 不同记录条件下的实验结果 (图中第一、二、三、四列分别表示: 全息图、全息图频谱、常规算法重建强度像及广义线性算法重建强度像) (a), (b), (c), (d)  $\theta = 1.51^\circ$ ,  $\gamma = 10.6$ ; (e), (f), (g), (h)  $\theta = 1.08^\circ$ ; (i), (j), (k), (l)  $\theta = 1.08^\circ$ ,  $\gamma = 18.5$

在以上实验光路基础上, 将分辨率测试板换为人体血红细胞, 此时 MO 的成像距离为  $d_i = 273$  mm, 记录距离为  $d = 44$  mm, 实验结果如图 9 所示, 其中图 9(a) 为血红细胞的全息图, (b) 为全息图的频谱分布, 图中的正、负一级谱与零级谱有部分交叠但又彼此分离. 选取图 9(b) 白色方框所包围的正一级谱所在区域作为滤波及重建区域, 利用 CL-FT 算法进行复振幅重建, 然后结合位相预补偿和自动位相补偿算法对其进行位相进行畸变补偿, 得到细胞的强度像、位相的二维及三维像的部分区域放大分别如图 10(a)—(c) 所示, 除手工选取滤波区域外, 其他重建过程共历时 12.0 s; 选取第一象限作为滤波及重建区域, GL-HSP 算法得到相应的结果如图 10(d)—(f) 所示, 重建过程共历时 7.2 s. 比较图 10(c) 与 (f), 可看出 (f) 明显优于 (c). 这是由于基于 CL-FT 算法的重建结果受到了零级谱的严重影响,

噪声比较厉害, 导致位相重建过程中自动位相补偿的效果较差, 同时还需要进行迭代补偿才可以获得血红细胞的位相信息,

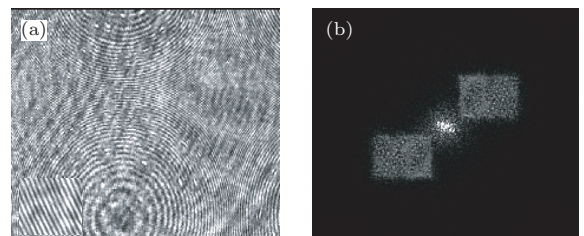


图 9 血红细胞的全息图及其频谱 (a) 全息图; (b) 全息图频谱

直接影响了其位相重建的速度及精度. 同时, 较大的参考光与物光强度比也影响了全息图的质量, 进而影响了常规重建方法得到的像质. 而基于 GL-HSP 算法重建的细胞表面光滑、形态清晰可见, 重建速度也较快. 需要指出的是: 上述计算时间

是指在 MATLAB7.0 环境下花费的时间,若在 C 语言环境下,两种重建算法的计算速度将提高数个数量级,即运算时间可达 ms 量级.

以上模拟及实验结果与理论分析高度符合,表明了基于同态信号处理的数字全息广义线性重建算法优于常规的基于傅里叶变换的算法,该算法是一种快速、高精度的优化算法,同时该算法也为数

字全息显微术在动态检测方面的应用奠定了坚实的基础. 与常规的线性重建算法相比,新算法的不足之处在于:需要额外记录参考光波的强度分布.然而,由于在记录过程中参考光强度基本不变,对参考光强度的记录可以在全息图记录之前进行,这个过程相当于对系统标定的过程,因而不影响全息图的动态记录与再现.

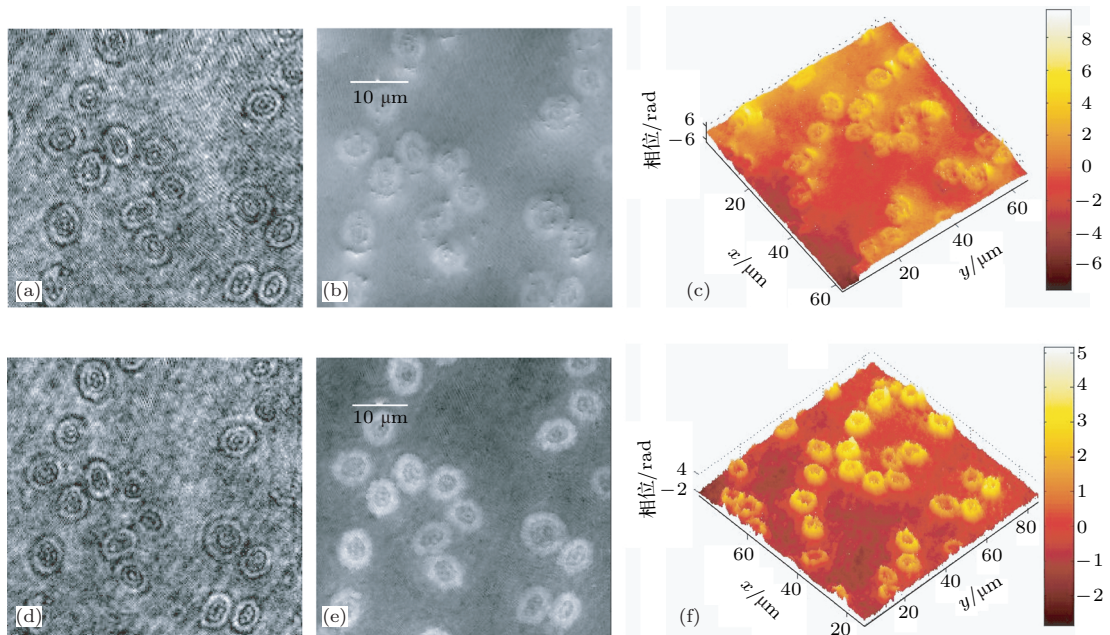


图 10 血红细胞的重建结果 (a), (b), (c) 常规算法重建的强度像、二维及三维位相分布; (d), (e), (f) 广义线性算法重建的强度像、二维及三维位相分布

## 4 结论

本文利用理论分析、计算机模拟和实验验证相结合的方法对数字全息显微术中基于同态信号处理的广义线性重建算法进行了研究. 结果一方面表明:基于同态信号处理的广义线性重建算法不仅能很好的消除零级项的干扰,便于位相重建中畸变

补偿的操作,而且可以充分利用 CCD 的有限带宽,实现高精度、高质量成像;另一方面又表明:基于一个完整象限的固定区域滤波操作不仅完全保留了原始项的高频成分,实现高分辨率成像,而且省去了常规算法手动选取滤波窗口进行滤波的麻烦,真正实现了物光场的准实时重建.

- [1] Eilenberger F, Minardi S, Pliakis D, Pertsch T 2012 *Opt. Lett.* **37** 509
- [2] Miccio L, Finizio A, Puglisi R 2011 *Bio. Opt. Expre.* **2** 331
- [3] Rajshekhkar G, Gorthi S S, Rastogi P 2010 *Opt. Expre.* **18** 18041
- [4] Das B, Yelleswarapu C S, Rao D V G L N 2012 *Appl. Opt.* **51** 1387
- [5] Wang L, Zhao J L, Di J L, Jiang H Z 2011 *Opt. Lett.* **36** 2710
- [6] Wang Y X, Wang D Y, Zhao J, Yang Y S, Xiao X Q, Cui H Q 2011 *Chi. Opt. Lett.* **9** 030901
- [7] Tsang P, Poon T C, Cheung K W K 2012 *Opt. Expre.* **20** 14183
- [8] Li J C, Fan Z B, Patrice T, Song Q H, Pascal P 2011 *Opt. Commu.* **284** 3183
- [9] Yuan C J, Zhai H C, Wang X L, Wu L 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 218 (in Chinese) [袁操今, 翟宏琛, 王晓雷, 吴兰 2007 物理学报 **56** 218]
- [10] Chen L P, Lv X X 2009 *Chin. Phys. B* **18** 189
- [11] Nicolas P, Cristian A, Isabelle B, Christian D 2010 *Opt. Exp.* **18** 15318
- [12] Kim M K 2010 *SPIE Reviews* **1** 018005
- [13] Takaki Y, Kawai H, Qhzu H 1999 *Appl. Opt.* **38** 4990
- [14] Kreis T M, Juptner W P 1997 *Opt. Eng.* **36** 2356
- [15] Liu C, Li Y Z, Cheng X T, Liu Z G, Bo F, Zhu J Q 2002 *Opt. Eng.* **41** 2434
- [16] Nicolas P, Chandra Sekhar S, Michael U, Christian D 2010 *SPIE Reviews* **9** 7723
- [17] Chandra Sekhar S, Nicolas P, Christian D, and Michael U 2011 *J. Opt. Soc. Am. A* **28** 983
- [18] Wang H Y, Liu F F, Song X F, Liao W, Zhao B Q, Yu M J, Liu Z Q

- 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 024207 (in Chinese) [王华英, 刘飞飞, 宋修法, 廖薇, 赵宝群, 于梦杰, 刘佐强 2013 物理学报 **62** 024207]
- [19] Zhou C Y, Xu G M 1990 *Acta Seismologica Sinica* **12** 299 (in Chinese) [周常义, 徐果明 1990 地震学报 **12** 299]
- [20] Wang H Y, Liu F F, Liao W, Song X F, Yu M J, Liu Z Q 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 054206 (in Chinese) [王华英, 刘飞飞, 廖薇, 宋修法, 于梦杰, 刘佐强 2013 物理学报 **62** 054206]
- [21] Wang H Y, Liu F F, Song X F, Liao W, Yu M J, Liu Z Q 2013 *Chinese Journal of Lasers* **6** 0209001 (in Chinese) [王华英, 刘飞飞, 宋修法, 廖薇, 于梦杰, 刘佐强 2013 中国激光 **6** 0209001]
- [22] Zhang F C, Pedrini G, Wolfgang O 2006 *Opt. Lett.* **31** 1633
- [23] Shen F B, Wang A B 2006 *Appl. Opt.* **45** 1102

# Generalized linear reconstructing algorithm based on homomorphic signal processed in digital holographic microscopy\*

Wang Hua-Ying<sup>1)†</sup> Yu Meng-Jie<sup>2)</sup> Liu Fei-Fei<sup>2)</sup> Jiang Ya-Nan<sup>3)</sup>  
Song Xiu-Fa<sup>1)</sup> Gao Ya-Fei<sup>2)</sup>

1) (College of Science, Hebei University of Engineering, Handan 056038, China)

2) (School of Information & Electrical Engineering, Hebei University of Engineering, Handan 056038, China)

3) (Class 06121001, Specialty of Electrical Engineering and Automation, College of Automation, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

(Received 31 July 2013; revised manuscript received 16 September 2013)

## Abstract

In order to improve the accuracy and the speed of reconstructing an image, the digital holographic generalized linear reconstructing algorithm based on homomorphic signal processing is proposed. By using the pre-magnification digital holographic imaging system and the principle of homomorphic signal processing, the proposed algorithm is analyzed theoretically. The achieving condition for and reconstructing process of the proposed algorithm is presented. Then the theoretical results are demonstrated by simulations and experimental data. Results show that the zero-order term of digital hologram frequency spectrum can be eliminated effectively by the proposed algorithm so as to realize the high-precision reconstruction of the digital hologram. Because a whole quadrant is chosen as the filtered area, the manual frequency filtering operation needed in common linear reconstructing algorithm is avoided and then the reconstructing speed is improved greatly. Meanwhile, the high-frequency component of the reconstructed original image can be reserved up to the hilt so that the high resolution image can be achieved.

**Keywords:** digital holographic holography, homomorphic signal processing, Fourier transform, resolution

**PACS:** 42.30.Kq, 42.40.Kw, 42.30.-d

**DOI:** 10.7498/aps.62.234207

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61077001, 61144005), the Natural Science Foundation of Hebei Province, China (Grant Nos. F2010001038, F2012402051, A2013402036), and the Key Technology Research and Development Program of Hebei Province, China (Grant Nos. 09277101D, 13210201D).

† Corresponding author. E-mail: pbxsyngzi@126.com