# 基于广义线性重建算法的球面参考光预放大数字全 息技术研究

马彦晓1 王华英1,2 高亚飞1

<sup>1</sup>河北工程大学信息与电气工程学院,河北 邯郸 056038 <sup>2</sup>河北工程大学理学院,河北 邯郸 056038

摘要 为了提高球面参考光预放大数字全息术相位重建的精度及重建速度,采用计算机模拟与实验验证相结合的方法,对基于同态信号处理的广义线性重建算法(GL-HSP)在球面参考光预放大数字全息显微系统中的应用进行了研究。通过利用快速傅里叶变换算法(CL-FT)及GL-HSP两种算法对待测样品的强度及相位信息进行重建,并对所得结果进行对比分析,可以得出:GL-HSP算法的整象限滤波操作不仅提高了数字全息术的重建速度,而且在优化的物参比条件下,该算法极大限度地保留了频谱的高频成分,具有更高的重建精度,更加适合于微物体的高精度重建。同时实验得到的相位图标准偏差结果定量地说明了GL-HSP算法是一种优化的重建算法。

关键词 全息;数字全息;球面参考光;线性重建算法;相位

中图分类号 O438.1 文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP52.040901

# Study of the Generalized Linear Reconstruction Algorithm in the Pre-Magnification Digital Holographic Technology with Spherical Reference Wave

Ma Yanxiao<sup>1</sup> Wang Huaying<sup>1,2</sup> Gao Yafei<sup>1</sup>

<sup>1</sup>School of Information & Electrical Engineering, Hebei University of Engineering, Handan, Hebei 056038, China <sup>2</sup>College of Science, Hebei University of Engineering, Handan, Hebei 056038, China

**Abstract** In order to improve the accuracy and the speed of reconstructed image in the pre-magnification digital holographic microscopy system with spherical reference wave, the generalized linear reconstructing algorithm based on homomorphic signal processing (GL-HSP) is analyzed by computer simulation and experimental verification. Through using the algorithms based on fast Fourier transform (FFT) method and GL-HSP algorithm to reconstruct the intensity and phase information of texted samples, the reconstructed results clearly show that the GL-HSP algorithm not only has higher reconstructed accuracy, but also has higher reconstructed speed. As the GL-HSP algorithm chooses the whole quadrant as the filtered area, it has all of the high frequencies. So the GL-HSP algorithm is more suitable for high-accuracy reconstructing the micro-subjects. At the same time, the results of standard deviation in the experimental date quantitatively show the superiority of the GL-HSP algorithm.

**Key words** holography; digital holography; spherical reference wave; linear reconstruction algorithm; phase **OCIS codes** 090.1995;090.5694;100.3008;350.5030

1 引 言

数字全息技术是一种新型的全息成像与测量技术,它实现了光学、光电转换技术、计算机技术的高度融

导师简介:王华英(1963一),女,博士,教授,主要从事光学信息处理及数字全息技术方面的研究。

E-mail: pbxsyingzi@126.com

收稿日期: 2014-10-08; 收到修改稿日期: 2014-11-27; 网络出版日期: 2015-03-13

**基金项目:**国家自然科学基金(61077001)、河北省自然科学基金(F2008000750,F2010001038)、河北省科技支撑计划项目 (09277101D)、河北省教育厅科学研究重点项目(ZH2011241)

作者简介:马彦晓(1988—),男,硕士研究生,主要从事数字全息技术方面的研究。E-mail: 540857015@qq.com

合<sup>11</sup>。首先利用光学的干涉原理获得含物光与参考光信息的干涉条纹,利用光电耦合器件对其进行记录,这 一过程称为数字全息的记录;将得到的全息图传输到计算机,利用计算机数值重建技术对其进行处理,得到 包含有原始物光波的强度及相位信息分布,这一过程称为数字全息的再现。相比于现存的显微技术而言, 如光学显微镜、扫描电镜及原子力显微镜等,数字全息技术具有无损、无接触、高灵敏、快速、三维可视化定 量成像及灵活的数字化处理等优点,受到了众多学者的广泛关注<sup>[2-5]</sup>。但受到记录器件分辨率低的限制,如 何进一步提高系统的精度以及实现记录与再现的全自动化成为当下该研究方向的一个热点。

预放大数字全息成像系统可以有效地提高数字全息的成像分辨率,尤其是球面参考光预放大数字全息 系统。该光路不仅可以有效解决数字全息中因记录元件光敏面小且空间分辨率低而引起的再现像分辨率 低的问题,而且能够充分利用记录器件的有限带宽并有效消除相位重构中因显微物镜引起的二次相位畸 变。因此,在该系统的基础上,进一步实现对再现算法的优化,提高系统的重建精度及速度更具意义。目前 最常用的重建算法是基于快速傅里叶变换的重建算法,由于该类算法在重建过程中采用了线性快速傅里叶 变换,所以均被称为基于快速傅里叶变换的线性重建算法<sup>10</sup>。该类算法在全息图的"实时"重建中,需要在频 域滤除零级及不需要的负一级衍射谱,而这个过程需要通过手工选取滤波区域实现,因此不可能真正实现 再现的实时性。同时,在频域滤波过程中还容易导致物体频谱中部分高频成分的丢失及零级滤除的不彻 底,造成再现像的分辨率降低,影响重建精度。虽然近年来出现了一些新的重建算法和一些对现有算法改 进的算法<sup>17-13</sup>,但仍存在些许不足。如,简献忠等<sup>10</sup>提出了基于全变差重构算法的数字全息研究,戴欣冉等<sup>10</sup> 提出了同轴菲涅耳全息中提取相位的算法,李俊昌等<sup>100</sup>对离轴数字全息波前重建算法进行了讨论,吴一全等 <sup>111</sup>针对数字全息再现像存在的散斑噪声现象,提出了基于散斑去噪各向异性扩散模型及非下采样变换的数 字全息再现像像质改善方法,Pavillon等<sup>112</sup>在迭代重建算法的基础上提出了非线性滤除零级谱的方法,实现 了数字全息重建的高精度及实时性。但方法只说明了适用于平面参考光,而对于球面参考光的重建结果到 底如何,还未见报道。

针对这一问题,本文结合广义线性重建算法(GL-HSP)<sup>[13-14]</sup>对球面参考光预放大数字全息显微成像技术 进行了计算机模拟,而后通过实验研究,利用标准偏差对相位结果进行了分析,得出广义线性重建算法是一 种优化的全息重建算法,同时适用于球面参考光预放大数字全息成像系统。

### 2 基于球面参考光预放大数字全息GL-HSP

数字全息图的重建是在计算机中实现的,它是数字全息显微中的一个重要步骤,同时物体信息的重建 精度与重建算法的精确性也息息相关。为了克服数字全息再现过程中手工选取滤波区域或大或小而造成 的滤波不彻底,高频信息丢失及该操作实时性差等问题,采用了基于同态信号处理的GL-HSP对在球面参 考光预放大数字全息显微系统下得到的全息图进行重建。

球面参考光预放大数字全息显微成像系统的记录系统坐标示意图如图1所示,其中 $x_0 - y_0$ 平面为物体 所在平面、 $x_a - y_a$ 平面为显微物镜 MO所在平面、x - y平面为全息图所在平面、 $x_i - y_i$ 平面为像平面。





#### 激光与光电子学进展

 $\delta(x - x_r, y - y_r, -d_i + d + f)$ 表示球面参考点光源,其中  $x_r, y_r$ 为参考光的偏置量,其在光轴上的投影点与 MO1 的焦点重合,即而保证了离轴等曲率物参光预放大数字全息光路的记录要求。MO的焦距用 f表示,  $d_0$ 为 MO 的物距、 $d_\phi$ 为 MO 平面与电荷耦合器件平面的距离、d为全息图的记录距离,  $d_i$ 为 MO 的成像距离, 且满足:

$$\begin{cases} d_{i} = d_{\phi} + d \\ \frac{1}{d_{0}} + \frac{1}{d_{i}} = \frac{1}{f} \end{cases},$$
(1)

在利用GL-HSP进行数值重建时,参考光无论是球面参考光波还是平面参考光波,其在CCD平面的表达式均可表示为

$$R(x,y) = A \exp[-i(\boldsymbol{k},x,y)], \qquad (2)$$

式中 k 为入射光的波矢,物光可表示为 O(x,y)。因此记录的全息图可表示为

 $H(x,y) = |O(x,y) + R(x,y)|^{2} = |O(x,y)|^{2} + A^{2} + AO^{*}(x,y)\exp[-i(k,x,y)] + AO(x,y)\exp[-i(k,x,y)],$ (3)

式中\*表示复共轭,前两项为零级项,第三项和第四项分别表示物体的原始项和其共轭项。对全息图做傅里 叶变换便可得到全息图的频域分布<sup>[15]</sup>:

$$F[H(x,y)] = \hat{O} \otimes \hat{O} + A^2 \delta(f_x, f_y) + AF^* \{ \exp[-i(k, x, y)] \} \hat{O}\left(f_x - \frac{k_x}{2\pi}, f_y - \frac{k_x}{2\pi}\right) + AF \{ \exp[-i(k, x, y)] \} \hat{O}^*\left(f_x + \frac{k_x}{2\pi}, f_y + \frac{k_x}{2\pi}\right),$$
(4)

式中F表示二维傅里叶变换, f<sub>x</sub>,f<sub>y</sub>表示函数的频域坐标, ⊗表示卷积运算, Ô表示 CCD 平面物光波在频域的分布。由(4)式可以看出零级谱的能量不仅是正负一级谱的2倍, 而且物光波经卷积运算后其频谱带宽亦是正负一级谱的2倍<sup>[16]</sup>。因此利用传统快速傅里叶变换算法(CL-FT)对全息图的频域进行数值滤波处理很难实现对正一级谱的实时、高精度的重建。

不同于常规线性傅里叶变换算法的是基于GL-HSP的算法首先对全息图取对数运算,取对数后的频谱则可有效地避免零级谱高能量及高带宽的影响,其取对数运算后的全息图及其频谱分布可表示为

$$\ln[H(x,y)] = \ln[A^2|1 + \tilde{O}(x,y)|^2] = \ln(A^2) + \ln[1 + \tilde{O}(x,y)] + \ln[1 + \tilde{O}^*(x,y)],$$
(5)

$$F\left\{\ln[H(x,y)]\right\} = F[\ln(A^2)] + F\left\{\ln[1 + \tilde{O}(x,y)]\right\} + F\left\{\ln[1 + \tilde{O}^*(x,y)]\right\},\tag{6}$$

式中  $\tilde{O}(x,y) = O(x,y)/R(x,y)$ 表示物光与参考光的比值。由(6)式可以看出此时零级分量在能量和带宽上都 得到了大幅度的下降。并且当  $\tilde{O}(x,y) < 1$ 成立时,正负一级谱是对称分布于零级谱两侧<sup>10</sup>,可以方便地进行 一个象限的滤波操作,从而大大提高了数字全息再现的速度。值得注意的是,(6)式  $F[\ln(A^2)]$ 这一项是通过 提前记录的参考光的光强消除的。数值滤波之后通过对再现项取指数运算便可得到物体在 CCD 平面的光 场分布<sup>115</sup>。最后经过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 考光一次相位因子调制作用的像光场复振幅分布<sup>117-18]</sup>,利用自动相位补偿算法很容易将畸变消除<sup>119</sup>。

#### 3 计算机模拟

为了验证以上理论假设的正确性,首先对神经元细胞利用基于球面参考光预放大数字全息 GL-HSP进行了计算机模拟,模拟的参数为:物体大小为 256 pixel × 256 pixel, CCD 的像素数为 512 pixel × 512 pixel,像素 尺寸为  $\Delta x = \Delta y = 0.01 \text{ mm}$ ,激光波长为 632.8 nm,参考光与物光的光强比为  $\gamma = 12.5$ ,记录距离 d = 375 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 2 所示。

由以上的实验结果可以看出:基于快速傅里叶变换算法的重建结果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如图2(c)所示,而GL-HSP的重建结果则能很好地避免零级项的干扰,并且具有较高的重建精度和较短的重建时间。



图2球面参考光预放大数字全息系统下神经元细胞的模拟结果。(a)神经元细胞的全息图;(b)(a)取对数后的频谱; (c)CL-FFT算法的重建结果;(d)GL-HSP重建结果

Fig.2 Simulated results of neuronal cells obtained by pre-magnification digital holography with spherical reference wave.
 (a) Hologram of neuronal cells; (b) spectrum of (a) after taking algorithm; (c) reconstructed image by CL-FFT algorithm;
 (d) reconstructed image by GL-HSP algorithm

## 4 实验验证

在计算机模拟的基础上,又对球面参考光预放大数字全息显微成像系统进行了实验研究,图3为球面参 考光预放大数字全息记录光路示意图,PBS为偏振分束棱镜,BS为另束棱镜。其中,实验参数为:激光器的 波长 λ = 532 nm, CCD 像素尺寸为4.65 μm×4.65 μm,16 bit 灰度级输出,MO<sub>1</sub>和 MO<sub>2</sub>的放大倍率均为40×MO, 其具体的参数规格为:数值孔径为0.65,焦距为4.65 mm,此 MO 的理论极限分辨率为0.5 μm。



图3 球面参考光预放大数字全息记录光路示意图

Fig.3 Experimental setup of digital image-plane holographic microscopy hologram recorded with spherical reference wave

对于球面参考光数字全息显微系统,为了降低显微物镜引入的二次相位畸变,在光路调节时首先要保证在不放物体的前提下,记录的全息图条纹和获得的相位重建分布是等间距的直条纹分布,即为要实现等曲率的数字全息显微记录系统。图4(a)为全息图的部分放大像,图4(b)为得到的无物体时的包裹相位图。然后将USAF1951空军分辨率板置于物光路中,调节显微物镜与CCD之间的距离,当CCD上接收到清晰的



图 4 无样品时的全息图及包裹位相图。(a)全息图的部分放大像;(b)包裹位相图 Fig.4 Hologram and original wrapped phase distribution without sample. (a) Hologram of a blank substrate; (b) wrapped phase map

#### 激光与光电子学进展

物像时,记下此时的像距  $d_i$ 并将 CCD 向前或向后移动一定的距离,然后记录下此时物光与参考光叠加后形成的预放大干涉场分布,进行强度重建,进而验证系统的分辨率。在上述理论及计算机模拟的基础上,图5是利用球面参考光预放大数字全息记录系统对 GL-HSP 进行实验验证的结果。其中,物体与 CCD 的距离为253 mm,记录距离 d = 59 mm,放大倍数  $M = \frac{L_i}{L_0} = 53.41$ ,式中  $L_i$ 为分辨率板再现像中某一线条的长度, $L_0$ 为分辨率板中该线条的标准长度。为了验证 GL-HSP 的优势,记录了满足 GL-HSP 记录条件的全息图,即正一级谱或负一级谱能够完全地分布在一个象限内,且参考光光强要大于物光光强。图 5(a)为获得的全息图,图 5(b)为图 5(a)的频谱分布,图 5(c)为利用 CL-FT 得到的强度重建像,图 5(d)~(l)为在不同的物参比下利用 GL-HSP 得到的强度重建像。



图 5 分辨率板的球面参考光预放大数字全息强度再现像。(a)全息图;(b)(a)的频谱分布;(c)CL-FT强度像;(d)物参比 0.7059;(e)物参比 0.5699;(f)物参比 0.4554;(g)物参比 0.3394; (h)物参比 0.2564;(i)物参比 0.1935;(j)物参比 0.1339;(k)物参 比 0.0741;(l)物参比 0.0274

Fig.5 Intensity image of resolution target obtained by pre-magnification digital holography with spherical reference wave. (a) Hologram; (b) spectrum of (a); (c) reconstructed intensity image by CL-FT; (d) the ratio of object light and reference light (ROR) is 0.7059; (e) ROR is 0.5699; (f) ROR is 0.4554; (g) ROR is 0.3394; (h) ROR is 0.2564;

(i) ROR is 0.1935; (j) ROR is 0.1339; (k) ROR is 0.0741; (l) ROR is 0.0274

		表1 标准偏差对比数据	
Table 1 Standard deviation contrast data	Table 1	Standard deviation contrast data	

Standard deviation	GL-HSP	Ratio of object and reference light
Fig.5(d)	0.0069	0.7059
Fig.5 (e)	0.0064	0.5699
Fig.5 (f)	0.0056	0.4554
Fig.5 (g)	0.0014	0.3394
Fig.5 (h)	0.0020	0.2564
Fig.5 (i)	0.0038	0.1935
Fig.5 (j)	0.0040	0.1339
Fig.5 (k)	0.0063	0.0741
Fig.5 (1)	0.0068	0.0274

通过图 5(b)的频谱分布,发现在正负一级谱能够完全分离但与零级谱恰有部分交叠时,利用 CL-FT 得到的强度图 5(c)的像质不均匀,再现像成像质量较差,而利用 GL-HSP 得到的强度再现像完全优于 CL-FT 的再现结果。同时在参考光光强逐渐增大的过程中,可以观察到图 5(d)~(1)的成像质量逐渐变好,但当参考 光光强增大到一定程度时,由于物参考光干涉场对比度下降,从而使得成像质量呈下降趋势,如同平面参考 光预放大数字全息的实验结论。为了增强对比效果,在图 5(c)中取红色区域,对其作标准偏差处理,得到物 参比为 1.8980 时的标准偏差为 0.0039,同时在图 5(d)~(1)中选取相同的区域,作同样的处理,将得到的数据



图 6 血细胞的重建结果。(a)全息图;(b) (a)的频谱分布;(c) (a)的对数频谱分布;(d) CL-FT 强度像;(e) GL-HSP 强度像;(f) CL-FT 二维位相;(g) GL-HSP 二维位相;(h) CL-FT 得到的三维位相分布;(i) GL-HSP 得到的三维位相分布(j) (f)的标准偏差;(k) (g)的标准偏差

Fig.6 Reconstructed results of blood cells. (a) Hologram; (b) spectrum of (a); (c) spectrum of (a) after taking logarithm; (d)~(e) reconstructed intensity image by CL-FT and GL-HSP; (f)~(g) reconstructed two-dimensional phase distribution of blood cells by CL-FT and GL-HSP; (h)~(i) reconstructed three-dimensional phase distribution CL-FT and GL-HSP; (j)~(k) standard deviation of the reconstructed of (h) and (i) 进行对比。其中得到的标准偏差对比数据如表1所示。

通过表1中的数据对比,可以发现:随着物光与参考光光强比值的逐渐减小,图5(d)~(g)的成像质量逐渐得到改善,图5(g)时达到最优,在继续减小物参比值时,图5(h)~(l)的成像质量逐渐下降。图5(g)的标准 偏差值为0.0014,该值比图5(c)的标偏差值0.0039小,即,GL-HSP重建得到的再现像的精度高于利用 CL-FT 的重建精度。在 Matlab2010a工作环境下,基于GL-HSP 的重建需耗时1.840797 s,而基于 CL-FT 的重 建中略去手动选取滤波区域的时间,仍需耗时1.791872 s。

保持上述光路不变,将上述记录条件下的分辨率板用人体血细胞代替,得到了如图6所示的血细胞的球 面参考光预放大数字全息实验结果。其中,物体与CCD的距离为274 mm,记录距离*d*=74 mm,放大倍数 *M*=57.92。图6(a)为得到的血细胞的全息图,图6(b)为图6(a)的频谱分布图,图中的正负一级谱能够完全分 离且恰与零级谱有部分交叠,图6(c)为图6(a)的对数频谱分布图,图6(d)、(f)、(h)分别为利用CL-FT对图6 (b)的红色区域进行再现得到的强度像、血细胞的二维相位分布、血细胞的三维相位分布,图6(e)、(g)、(i)分 别为利用GL-HSP对图6(c)中的白色区域再现得到的强度像、血细胞的二维相位分布、血细胞的三维相位 分布,图6(j)、(k)为对图6(f)、(g)进行标准偏差运算后的曲线分布图。

直观地观察图 6(d)、(e)可以发现利用 GL-HSP 得到的再现强度像的像质明显优于利用 CL-FT 得到的 再现强度像的像质,这是因为 CL-FT 得到的再现像受到了零级谱的影响,噪声比较严重,并且通过手动选取 滤波区域影响了再现的实时性,通过自动相位补偿法和相位解包裹算法得到的血细胞的二维相位分布和三 维相位分布,仍不能实现准实时的信息获取。然而利用 GL-HSP 再现得到的结果很好地抑制了零级像对再 现像的影响,提高了再现的准实时性。其中,在 Matlab2010a 工作环境下,基于 GL-HSP 的重建需耗时 7.418204 s,而基于 CL-FT 算法的重建中略去手动选取滤波区域的时间,仍需耗时 7.414877 s。

若在VC++环境下重建,则重建时间可缩短2~3个数量级。通过图6(j)、(k)的标准偏差数据曲线可知, 利用GL-HSP得到的血细胞的二维相位分布的标准偏差数据明显低于CL-FR得到的血细胞的二维相位分 布的标准偏差数据。由于基于GL-HSP的理论分析、计算机模拟及实验结果高度一致,验证了基于GL-HSP理论分析的正确性,将该算法在VC++环境下运行,数字全息显微成像技术即可真正的实现相位重建的 准实时、高精度性。

#### 5 结 论

通过理论分析与实验验证相结合的方法,对基于同态信号处理的GL-HSP在球面参考光预放大系统中 的应用进行了分析,该算法不仅能够很好地消除零级项的干扰、便于相位重建中畸变补偿的操作,而且可以 充分利用光电耦合器件的有限带宽,实现高精度、高质量成像;同时由于广义重建算法是基于一个完整象限 的固定区域滤波操作,故它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中 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。

#### 参考文献

1 Wang Yunxin, Wang Dayong, Yang Yishu, *et al.*. Application and analysis in the biomedicine field using digital holographic technologic [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0209002.

王云新, 王大勇, 杨怡姝, 等. 数字全息术在生物医学成像和分析中的应用[J]. 中国激光, 2014, 41(2): 0209002.

- 2 Liu Feifei, Liao Wei, Huang Min, *et al.*. Morphological image of chinese herbalmedicine cell by digital image-plane holographic microscopy with spherical reference wave [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2013, 50(5): 020904. 刘飞飞,廖 薇,黄 敏,等. 球面参考光数字全息显微术及对中药饮片细胞形貌的表征[J]. 激光与光电子进展, 2013, 50(5): 020904.
- 3 Li Guangyong, Yang Yan. Digital holography particle image velocimetry applied for measurement of the rotating flow fields [J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(6): 0609001.

李光勇,杨 岩.数字全息粒子图像测速技术应用于旋转流场测量的研究[J].中国激光, 2012, 39(6): 0609001.

- 4 Zhao Jie, Wang Dayong, Li Yan, *et al.*. Experimental study on the quantitative phase contrast imaging of the biological samples by digital holographic microscopy [J]. Chinese J Lasers, 2010, 37(11): 2906–2911.
  - 赵 洁, 王大勇, 李 艳, 等. 数字全息显微术应用于生物样品相衬成像的实验研究[J]. 中国激光, 2010, 37(11): 2906-2911.

- 5 Kemper B, Vollmer A, Rommel C E Rommel, *et al.*. Simplified approach for quantitative digital holographic phase contrast imaging of living cells [J]. J Biomed Opt, 2011, 16(2): 60141–60144.
- 6 Wang Guangjun, Wang Dayong, Wang Huaying. Comparison of commonly used numerical reconstruction algorithms in digital holographic microscopy [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2010, 41(3): 83–88.

王广俊,王大勇,王华英.数字全息显微中常见重建算法比较[J].激光与光电子学进展,2010,41(3):83-88.

7 Fan Jinping, Zhang Desi, Lü Xiaoxu, *et al.*. Phase reconstruction and compensation of biological cell with digital holographic microscopy [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0209019.

范金坪,张德思,吕晓旭,等.数字全息显微术用于生物细胞相位重构与补偿的研究[J].中国激.2014,41(2):0209019.

8 Jian Xianzhong, Zhou Hai, Qiao Jingyuan, *et al.*. Study on digital holography based on the total variation reconstruction algorithm [J]. Laser Technology, 2014, 38(2): 236–239.

简献忠,周 海,乔静远,等.基于全变差重构算法的数字全息研究[J]. 激光技术, 2014, 38(2): 236-239.

9 Dai Xinran, Qian Xiaofan, Xu Tianjie. Phase retrieval method of in line Fresnel digital holography[J]. Laser Technology, 2014, 38(2): 172–176.

戴欣冉, 钱晓凡, 徐天杰. 同轴菲涅耳全息中提取相位的算法[J]. 激光技术, 2014, 38(2): 172-176.

10 Li Junchang, Song Qinghe, Picart Pascal, *et al.*. Discussion of wavefront reconstruction algorithm of off-axis digital holography [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0209008.

李俊昌, 宋庆和, Picart Pascal, 等. 离轴数字全息波前重建算法讨论[J]. 中国激光, 2014, 41(2): 0209008.

11 Wu Yiquan, Yin Jun, Zhu Li, *et al.*. Method for improving reconstructed image quality of digital hologram based on SRAD and NSCT [J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0209024.

吴一全, 殷 骏, 朱 丽, 等. 基于 SRAD 和 NSCT 的数字全息再现像像质改善方法[J]. 中国激光, 2014, 41(2): 0209024.

- 12 Pavillon N, Arfrie C, Bergoend I, *et al.*. Iterative method for zero-order suppression in off-axis digital holography [J]. Opt Express, 2010, 18(15): 15318-15331.
- 13 Seelamantula C S, Pavillon N, Depeursinge C, *et al.*. Exact complex-wave reconstruction in digital holography [J]. J Opt Soc Am A, 2011, 28(6): 683-692.
- 14 Wang Huaying, Liu Feifei, Song Xiufa, *et al.*. Phase aberration compensation in pre-magnification digital microholography with equal-curvature object beam and reference beam [J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(2): 0209001. 王华英, 刘飞飞, 宋修法, 等. 等曲率物光和参考光预放大数字全息显微术中的相位畸变补偿[J]. 中国激光, 2013, 40(2): 0209001.
- 15 Wang Huaying, Yu Mengjie, Liu Feifei, *et al.*. Based on homomorphic signal processed generalized linear reconstructed algorithm in digital microscopy holography [J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(23): 234207.

王华英,于梦杰,刘飞飞,等.基于同态信号处理的数字全息广义线性重建算法研究[J].物理学报,2013,62(23):234207.

16 Zhou Changxi, Xu Guoming. Homomorphic singal processing for the aliasing siesmic signals [J]. Acta Seismologica Sinica, 1990, 1(3): 299–306.

周常義,徐果明. 连续多发地震重叠记录的同态信号处理[J]. 地震学报, 1990, 1(3): 299-306.

17 Wang Huaying, Liu Feifei, Song Xiufa, *et al.*. High-quality digital image-plane micro-holographic system with the same wavefront curvature of reference and object wave [J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(2): 024207.

王华英, 刘飞飞, 宋修法, 等. 高质量等曲率物参光像面数字全息显微系统[J]. 物理学报, 2013, 62(2): 024207.

18 Wang Huaying, Liu Feifei, Liao Wei, *et al.*. Optimized digital micro-holographic imaging system [J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(5): 054208.

王华英, 刘飞飞, 廖 薇, 等. 优化的数字全息显微成像系统[J]. 物理学报, 2013, 62(5): 054208.

19 Wang Huaying, Liu Feifei, Song Xiufa, *et al.*. Phase aberration compensation in pre-magnification digital microholography with reference wavefront curvature as the same as object [J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(2): 0209001.

王华英,刘飞飞,宋修法,等.等曲率物参光预放大数字全息显微术中的相位畸变补偿[J].中国激光,2013,40(2):0209001.

栏目编辑: 何卓铭