

文章编号 1004-924X(2013)07-1643-08

用数字全息层析成像技术测量毛细管的 内径及壁厚

潘哲朗^{1,2}, 李仕萍¹, 钟金钢^{1,3*}

(1. 暨南大学 光电工程系, 广东 广州 510632; 2. 华南农业大学 理学院, 广东 广州 510642;
3. 暨南大学 光电信息与传感技术广东普通高校重点实验室, 广东 广州 510632)

摘要:研究了用数字全息层析成像技术测量微毛细管结构的可行性。考虑毛细管具有理想的柱对称结构,因此采用单幅全息图获取到的物光波复振幅数据来模拟不同角度下的投影数据。分别运用滤波反投影重建算法和傅里叶衍射重建算法对微毛细管进行折射率三维重构;根据重构的折射率切片图,进一步运用相关的边缘提取算法处理得到毛细管的内径及壁厚尺寸。实验结果表明,在合理的光路环境设置下,满足 Rytov 近似条件下的傅里叶衍射重建算法比滤波反投影重建算法更能够正确反映物体的结构尺寸,更适合用于微小弱散射物体的几何参数测量。实验结果验证了用数字全息方法实现衍射层析重建的可行性,从而为具有柱对称结构的弱散射物体的无损测量提供了一种新的途径。

关键词:数字全息;衍射层析;三维重构算法;毛细管测量

中图分类号:O438.1 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20132107.1643

Measurement of inner diameter and wall thickness for micro-capillary by digital holographic tomography

PAN Zhe-lang^{1,2}, LI Shi-ping¹, ZHONG Jin-gang^{1,3*}

(1. Department of Optoelectronic Engineering, Jinan University, Guangzhou 510632, China;
2. College of Science, South China Agricultural University, Guangzhou 510642, China;
3. Key Laboratory of Optoelectronic Information and Sensing Technologies of Guangdong
Higher Education Institutes, Jinan University, Guangzhou 510632, China)

* Corresponding author, E-mail: tzjg@jnu.edu.cn

Abstract: The feasibility to measure the inner diameter and wall thickness of a micro-capillary by using digital holographic tomography was explored. As the micro-capillary had an ideal cylindrically symmetric structure, the single reconstructed data under zero incidence angle were used to simulate all measured field data under different angles. A tomography was performed for the micro-capillary by a filtered back-projection algorithm and a Fourier diffraction algorithm respectively to reconstruct the 3-D map of refractive index. According to the 3-D distribution of refractive index, the size of inner diameter and wall thickness of micro-capillary were obtained by the related edge detection algorithm of

收稿日期:2013-01-03; **修订日期:**2013-02-25.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 61077003, No. 61172011); 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(No. 21612319)

image processing. Experimental results show that diffraction tomography based on the Rytov approximation can better response the dimensions of the micro-capillary than the filtered back-projection reconstruction algorithm for tiny weakly-diffracting objects under the condition of reasonable light path environment of the hologram recording. It proves that the digital holographic tomography can measure the inner diameter and wall thickness of the micro-capillary exactly and can provide a new way for the nondestructive measurement of tiny weakly-diffracting objects.

Key words: digital holography; diffraction tomography; 3-D reconstruction algorithm; capillary measurement

1 引言

微毛细管由于其结构特殊而广泛应用于分析仪器、医疗检测、光学仪器,光纤通信配件等行业,如利用微毛细管制作的光子晶体光纤(Photonic Crystal Fiber, PCF),以微毛细管技术为核心的细胞分析仪,结合光微流体技术用微毛细管制作的光学微腔生物传感器等。这些研究需要获取精确的微毛细管的折射率和结构尺寸数据;但由于批量制造,厂商一般不提供单件毛细管产品的准确数据,只提供批量产品的数据范围,因此必须对实际使用的毛细管进行准确测量。在测量管径和壁厚的方法中,早期的浸液荧光法^[1]测量系统比较复杂,速度慢,无法用于实时测量;反射法^[2]可实现不接触测量,但不能克服管子振动的影响;散射测距法^[3]对管子表面和内部的质量要求高,不适用于普通玻璃管的测量;CCD 成像测量法^[4]可实现快速动态测量,但无法克服毛细管轮廓边缘衍射带来的测量误差。

数字全息层析成像技术^[5-8]是近几年提出和发展起来的一种新型的光学折射率三维成像技术,是数字全息术和计算机断层扫描(Coherent Tomography, CT)技术相结合的产物。该技术基于 CT 技术的投影重建图像原理,利用各个角度下通过数字全息术获得的光波复振幅数据,重建出样品的断层折射率分布像。与其它的层析成像技术相比,数字全息层析成像技术具有无损、非接触、空间分辨率高、全场成像、自动聚焦等优势,因此特别适合毛细管的折射率分布和几何结构参数的综合测量。本文研究了数字全息层析成像技术用于测量微毛细管结构尺寸的可行性。考虑到毛细管具有理想的柱对称结构,可用单幅全息图获取到的物光波复振幅数据模拟不同角度下的投

影数据。本文基于层析重建理论,分别采用滤波反投影重建算法和傅里叶衍射重建算法对毛细玻璃管进行了折射率三维重构,然后运用相关的边缘提取算法进一步处理重构的折射率切片图得到了毛细管的内径及壁厚尺寸。

2 理论背景

2.1 基于傅里叶切片投影理论的数字全息层析重建

传统的数字全息技术获取的单幅相位图是二维分布,其位相值和 z 轴(光束传播方向)沿途折射率的累积有关,并不能得到轴向每一点的折射率值,故失去了样品 z 方向的结构细节;因此,为了能够获取真正的三维折射率分布,需要结合层析成像技术。常用的一种简化理论模型是不考虑衍射的傅里叶切片投影理论,即对于弱散射物体,当它的折射率变化很小时,可认为样品表面附近的光场分布满足光程沿直线路径折射率积分的近似条件。在这一近似条件下,通过数字全息获取的平面相位图满足关系^[9]:

$$\varphi(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \int \Delta n(x, y, z) dz, \quad (1)$$

其中: λ 是入射平面波的波长, $\Delta n(x, y, z)$ 是样品与周围环境介质间折射率差异的空间分布。在本文设计的实验装置中, z 轴为光轴方向, CCD 拍摄面为 (x, y) 平面, 样品旋转轴为 x 轴。为了实现数字全息层析重建, 必须旋转样品以获得各个方向的相位图 $\varphi_i(x, y; \theta_i)$ 。其中, $\theta_i = \{0, \Delta\theta, 2\Delta\theta, \dots, 180^\circ - \Delta\theta\}$, $\Delta\theta$ 为旋转步进角度。利用这些相位图在每一个横切面上运用 CT 技术中常用的滤波反投影重建算法(逆 radon 算法)^[10], 最终可以重建出 $\Delta n(x, y, z)$ 在每一层面上的分布。 $\Delta n(x, y, z)$ 的空间分辨率主要取决于数据采集的步进

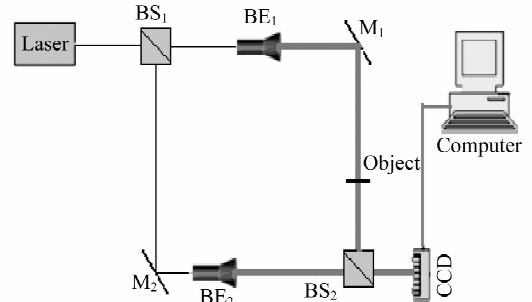
建。同样,对于具有柱对称结构的毛细管,可用单幅复振幅数据模拟出其它所需角度下的投影数据。设 $\Delta\theta$ 为 1.8° ,把覆盖 360° 的 200 个转角下的相同相位图及振幅图用于执行衍射层析重建算法。

3 实验装置

本文采用的是 Mach-Zehnder 型透射式数字全息成像实验系统,如图 2(a)所示。He-Ne 激光器(波长为 632.8 nm ,最大输出功率为 3 mW)发出的激光束,经扩束准直系统 BE 后成为平面光。该平面光经过分束器 BS_1 分为两束,其中一束经平面镜 M_1 反射后透过待测样品,成为携带待测物信息的物光波;另一束经过平面镜 M_2 反射后作为平面参考光。物光与参考光经分束器 BS_2 在 CCD($1\ 312\text{ pixel}\times 1\ 082\text{ pixel}$, $8\ \mu\text{m}\times 8\ \mu\text{m}/\text{pixel}$)靶面上形成干涉图样,即全息图。实验中仔细调整 BS_2 的方位,使物光波与参考光波之间有微小夹角,以实现离轴数字全息的记录。干涉图像经图像采集卡记录并截取大小为 $512\text{ pixel}\times 512\text{ pixel}$ 的全息图保存在计算机中。待测样品为具有圆柱形结构的玻璃毛细管(厂家提供的参数:内径为 $0.9\sim 1.1\text{ mm}$,壁厚为 $0.10\sim 0.15\text{ mm}$)。由于它会起到柱面透镜的作用,导致散光的发生,因此在实验时把它竖直放入到一个光谱比色皿中,让比色皿正交于光轴放置,并且在其内装入折射率为 $1.464\ 5$ 的甘油,充当折射率匹配液,如图 2(b)所示。折射率匹配液与毛细管的折射率差异越小越好,尽可能使得平面入射光通过玻璃毛细管时的散射减到最低。

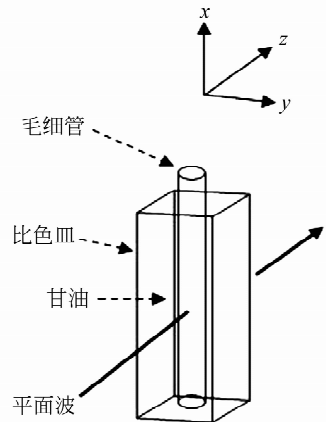
本文采用基于角谱传播理论的角谱法对全息图进行数值再现^[14],准确记录下待测毛细管到 CCD 面的距离,使再现距离等于记录距离,得到聚焦的数值再现像,即聚焦位置处的物光波前复振幅分布(包括振幅图和相位图)。再现像的分辨率为 CCD 器件的像素分辨率($8\ \mu\text{m}$)。在数字全息层析重建中,单幅相位图的质量好坏会直接影响到断层重建像的质量,而干涉装置中的任何光学成像元件都不可避免地会导致波前失常,因此波前失常的补偿是非常重要的。本文采用先后记录有待测物体和没有待测物体的两幅全息图,用重构的两幅相位图相减的方法来消除引入光学元件所带来的波前弯曲失常^[15];再进一步采用基于最小二乘法的曲线拟合方法对样品平面或 CCD

平面放置不当所带来的波前倾斜失常进行校正^[16]。这些方法的最大优点就是处理简单,计算速度快,并且可以有效校正大部分的波前失常。图 3 为全息图的采集结果,图 4(a)和图 4(b)分别为经过校正后的解包裹相位图和相应的三维显示图。



(a)数字全息成像实验系统

(a) Digital holographic imaging system

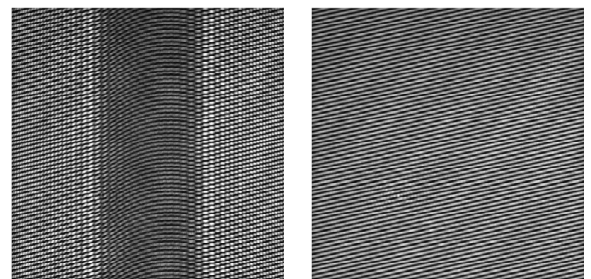


(b)样品的设置

(b) Sample preparation

图 2 实验装置示意图

Fig. 2 Experimental apparatus for digital holographic tomography



(a)待测毛细管的全息图

(a) Hologram with a capillary sample

(b)无样品全息图

(b) Hologram without samples

图 3 全息图

Fig. 3 Holograms

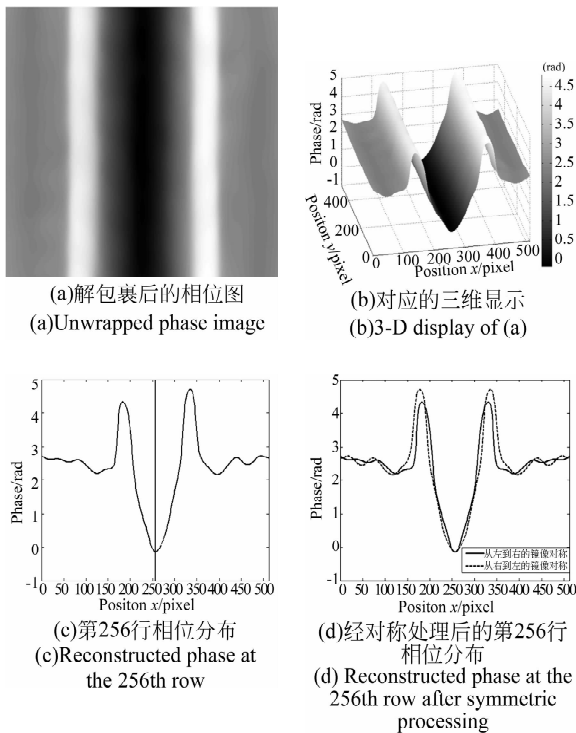


图 4 全息图的数值重构

Fig. 4 Numerical reconstruction of hologram

4 实验结果分析

从图 4(c) 所显示的第 256 行相位分布可以看出, 虽然经过校正处理后绝大部分的波前畸变已得到有效补偿, 但重构物体的相位分布仍然呈现出了轻微的不对称。图 5(a) 和图 6(a) 分别为用 100 幅相位图(图 4(a)) 执行滤波反投影算法重建出的 $y-z$ 切面和过毛细管中心轴的 $x-y$ 切面。由图可以看出, 切面图中出现了明显的畸变, 这会给毛细管结构尺寸的测量带来较大的误差。为了纠正由于位相测量的不对称而导致的最终测量误差, 在层析重建之前需要对相位图进行对称处理, 即沿着相位图的中心轴(图 4(c) 中所示竖线), 把左半边的相位分布旋转 180° 至右边, 得到经左到右镜像对称处理的位相分布图; 同理, 把右半边的相位分布旋转 180° 至左边, 得到经右到左镜像对称处理的位相分布图, 如图 4(d) 所示。然后利用这两组对称相位图, 分别进行层析重建得到毛细管的折射率三维分布, 再将两种测量结果进行平均处理, 以纠正位相测量的不对称误差。

然后分别利用滤波反投影算法和 Rytov 近

似条件下的傅里叶衍射重建算法对测量得到的毛细管内径和壁厚进行比较分析。

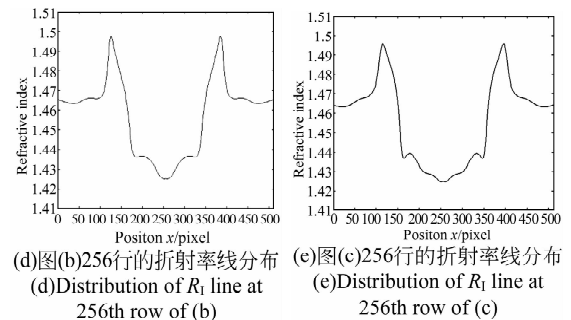
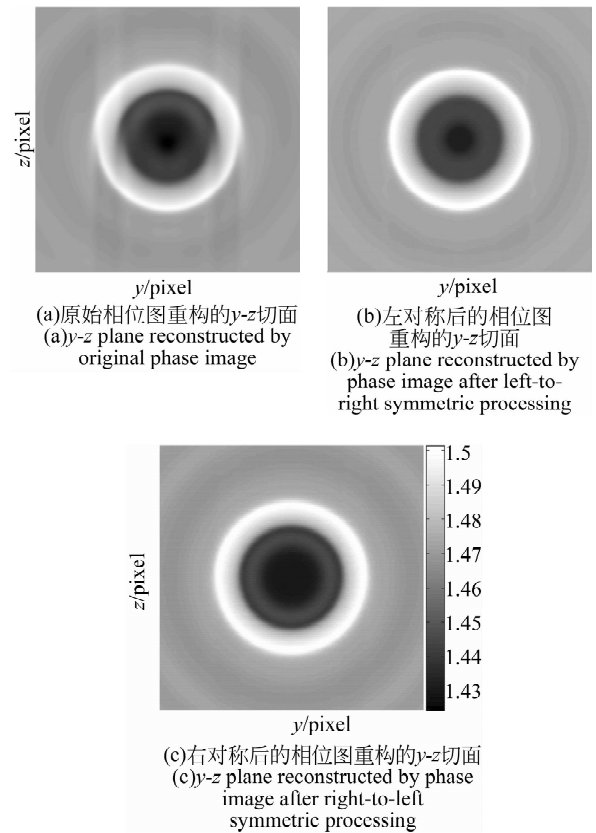


图 5 滤波反投影重建算法得到毛细管的 $y-z$ 切面
Fig. 5 $y-z$ planes of capillary reconstructed by filtered back-projection algorithm

利用经过对称处理后的 100 幅相位图, 在每个 $y-z$ 切面上执行滤波反投影算法。计算时选用汉宁滤波器(斜坡函数乘以汉宁窗函数)进行滤波处理。图 5(b) 和图 6(b) 分别为用经从左到右镜像处理的相位图重构出的 $y-z$ 切面和过毛细管中心轴的 $x-y$ 切面。由这些切面图可以看出, 由于滤波反投影算法忽略了实际存在的衍射效果, 所以毛细管的边缘是模糊的, 但是仍然能从中分辨出毛细管和周围介质区域; 进一步采用二

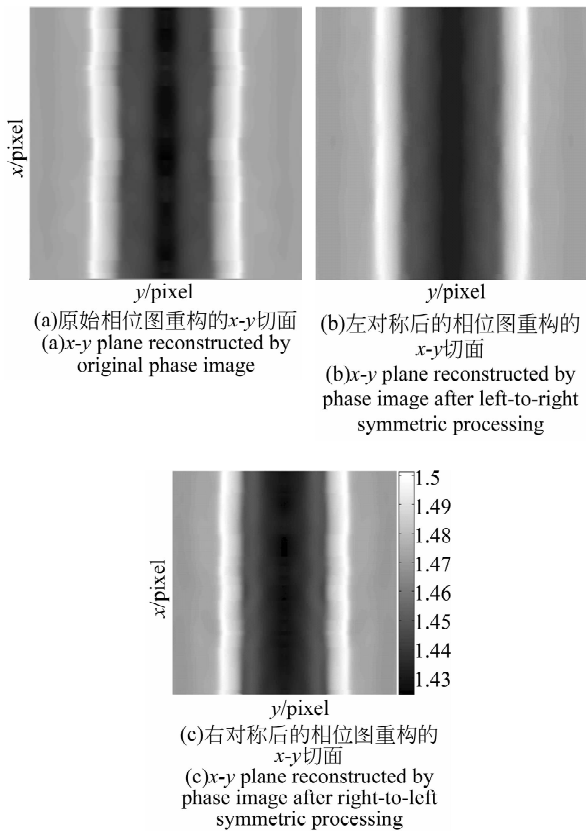


图 6 滤波反投影重建算法得到毛细管的 $x-y$ 切面

Fig. 6 $x-y$ planes of capillary reconstructed by filtered back-projection algorithm

阶导数算子中的高斯-拉普拉斯 (LoG) 边缘检测算子^[17]可提取出毛细管的边缘轮廓,因为该算子的零交叉又在边缘模糊的情况下能提供较可靠的定位信息。根据边缘轮廓图可统计得到毛细管直径与壁厚的像素数比值,在实验中,该比值为 5.95。用游标卡尺测得毛细管的直径为 (1.40 ± 0.02) mm,由此可得到壁厚与内径尺寸分别为 0.235 mm 和 0.930 mm。用经过从右到左镜像处理的相位图重构出的 $y-z$ 切面和 $x-y$ 切面分别如图 5(c)和图 6(c)所示,与图 5(b)和图 6(b)进行对比,毛细管明显放大了。图 5(d)和 5(e)分别为图 5(b)和 5(c)中过毛细管中心轴的折射率线分布,显示出了两者尺寸上的差异。产生这种差异的原因是由于从右到左对称的相位分布要比从左到右对称的相位分布展宽一些,特别是对应壁厚的区域。同理,可从图 5(c)和图 6(c)中得到壁厚与内径尺寸分别为 0.216 mm 和 0.968 mm。在平均上述两个测量值后,得到最终的毛细管壁厚与内径的测量结果分别为 0.225 mm 和 0.949 mm,该

结果偏离了厂商提供的参数范围。由此表明,对于尺寸较小(亚微米量级)的弱散射物体,滤波反投影算法虽然能较合理地重建出折射率分布,但是夸大了物体的结构尺寸。

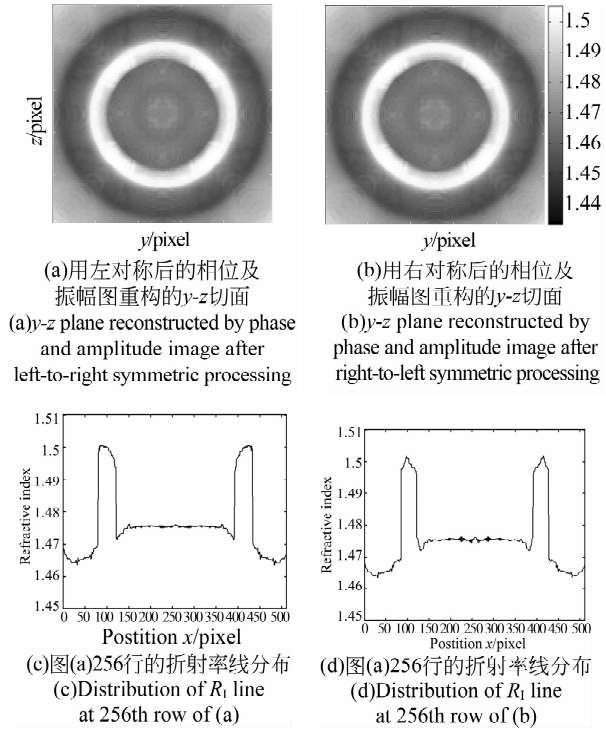


图 7 傅里叶衍射重建算法得到毛细管的 $y-z$ 切面

Fig. 7 $y-z$ planes of capillary reconstructed by Fourier diffraction algorithm

利用经过对称处理后的 200 幅相位图和振幅图,在每一切面上执行 Rytov 近似条件下的傅里叶衍射重建算法。图 7(a)和图 8(a)分别为用经过从左到右镜像处理的相位图及振幅图重构出的 $y-z$ 切面和 $x-y$ 切面。图 7(b)和图 8(b)为用经过从右到左镜像处理的相位图及振幅图重构的切面。根据 2.2 中的原理描述,在投影数足够多的情况下也只能得到物函数频域空间中半径为 $\sqrt{2}n_m k_0$ 的球体内的频谱采样值(如图 1 所示),缺失了球体外的频谱值,所以得到的重建结果相当于原物函数分布的低通滤波版本。但是对比图 5 和图 6 中的切面,图 7 和图 8 中的毛细管切面呈现出了比较锐利的边缘,这表明衍射层析算法考虑了衍射效果的影响。因此对比滤波反投影重建,用衍射层析的图像处理方法能更准确地提取出毛细管的边缘轮廓,从而得到更精确的直径与壁厚的像素数比值。而且,从图 7(c)和图 7(d)所

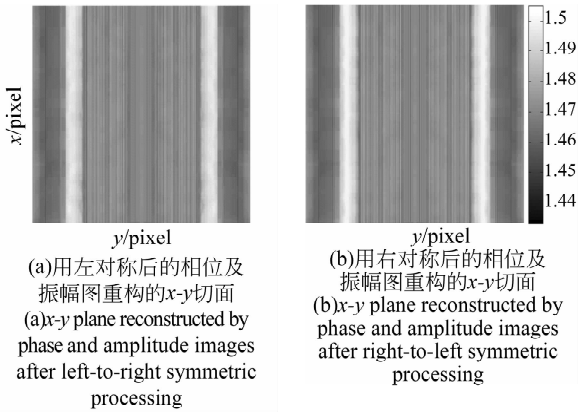


图8 傅里叶衍射重建算法得到毛细管的 x - y 切面

Fig.8 x - y planes of capillary reconstructed by Fourier diffraction algorithm

显示的对应图 7(a)和图 7(b)中过毛细管中心轴的折射率线分布可看出,在充分考虑衍射效果后,两种对称处理的重构结果在尺寸上的差异已不明显。根据图 8(a)和(b)测得的壁厚与内径尺寸分别为 0.149,0.146 mm 和 1.102,1.108 mm。在平均上述两个测量值后,得到最终的毛细管壁厚与内径的测量结果分别为 0.148 mm 和 1.105 mm,更加接近厂商提供的参数范围。实验结果表明,对于亚微米量级的弱散射物体,满足 Rytov

近似条件下的傅里叶衍射重建算法不仅能够较合理地重建出折射率分布,而且能够正确反映物体的结构尺寸,更适合用于微小弱散射物体的几何参数测量。

5 结 论

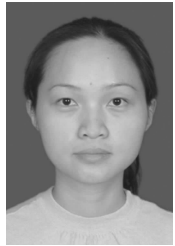
本文将数字全息技术与 CT 技术相结合,利用数字全息方法来提供层析重建理论中所需的全光场数据,使数字全息层析成像技术在对微小弱散射物体的三维成像方面表现出了极大的适用性和优越性。此外,数字全息层析成像技术的非接触和无损测量的优势特别适合在线测量。本文分别运用了基于傅里叶切片投影理论和傅里叶衍射理论的数字全息层析重建算法测量玻璃毛细管的内径及壁厚。实验结果表明,在合理的光路环境设置下,满足 Rytov 近似条件的傅里叶衍射重建算法比滤波反投影重建算法更能够正确反映物体的结构尺寸,更适合用于测量微小弱散射物体的几何参数。该结论不仅验证了用数字全息方法实现衍射层析重建的可行性,而且为具有柱对称结构的微小弱散射物体的无损测量提供了一条新途径。

参考文献:

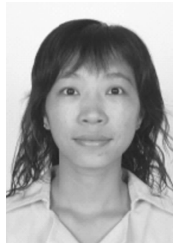
- [1] PRESBY H M. Preform core diameter measurement by fluorescence [J]. *Appl. Opt.*, 1991, 20 (24): 15-21.
- [2] WATKINS L S. Control of fiber manufacturing processes [J]. *Proc. of the IEEE*, 1982, 70(6): 626-633.
- [3] 姜菁林. 测量石英管几何量的光学原理[J]. *光学技术*, 1991(2): 25-31.
LOU J L. Optical principle for measuring geometrical quantity of quartz tube [J]. *Optical Technology*, 1991(2): 25-31. (in Chinese)
- [4] 陈安健. 透明管径及管厚的 CCD 成像在线测量方法 [J]. *应用光学*, 2001, 22(1): 46-48.
CHEN A J. On-line measurement methods with CCD imaging of the pipe diameter and wall thickness of transparent pipe [J]. *Appl. Opt.*, 2001, 22 (1): 46-48. (in Chinese)
- [5] CHARRIÈRE F, MONTFORT F, KÜHN J, *et al.*. Cell refractive index tomography by digital holographic microscopy [J]. *Opt. Lett.*, 2006, 31 (2): 178-180.
- [6] CHOI W, FANG Y C, BADIZADEGAN K, *et al.*. Tomographic phase microscopy [J]. *Natural Methods*, 2007, 4(9): 717-719.
- [7] KOU S, SHEPPARD C. Image formation in holographic tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2008, 33 (20): 2362-2364.
- [8] 周文静,胡文涛,郭路,等. 少量投影数字全息层析重建实验研究 [J]. *物理学报*, 2010, 59(12): 8499-8511. (in Chinese)
ZHOU W J, HU W T, GUO L, *et al.*. Experimental study of digital holographic tomography by a few projections [J]. *Acta Physica Sinica*, 2010, 59 (12): 8499-8511.
- [9] CHARRIÈRE F, PAVILLON N, COLOMB T, *et al.*. Living specimen tomography by digital holographic microscopy: morpho-metry of testate amoeba [J]. *Opt. Express*, 2006, 14(16): 7005-7013.

- [10] KAK A C, SLANEY M. *Principles of Computerized Tomographic Imaging* [M]. New York: the Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 1999: 49-59.
- [11] WOLF E. Three-dimensional structure determination of semi-transparent objects from holographic data [J]. *Opt. Commun.*, 1969, 1(4): 153-156.
- [12] DANDLIKER R, WEISS K. Reconstruction of the three-dimensional refractive index from scattered waves [J]. *Opt. Commun.*, 1970, 1(7): 323-328.
- [13] DEVANEY A J. Inverse-scattering theory within the Rytov approximation [J]. *Opt. Lett.*, 1981, 6(8): 374-376.
- [14] YU L, KIM M K. Wavelength-scanning digital interference holography for tomographic three-dimensional imaging by use of the angular spectrum method [J]. *Opt. Lett.*, 2005, 30(16): 2092-2094.
- [15] FERRARO P, NICOLA S D, FINIZIO A, *et al.*. Compensation of the inherent wave front curvature in digital holographic coherent microscopy for quantitative phase-contrast imaging [J]. *Appl. Opt.*, 2003, 42(11): 1938-1946.
- [16] 胡翠英, 钟金钢, 高应俊, 等. 显微数字全息相位重构的窗口选取和倾斜校正 [J]. *光学学报*, 2009, 29(12): 3317-3322.
HU C Y, ZHONG J G, GAO Y J, *et al.*. Selection of filter window and correction of tilt aberration in the phase reconstruction of microscopic digital holography [J]. *Acta Optical Sinica*, 2009, 29(12): 3317-3322. (in Chinese)
- [17] CASTLEMAN K R. *Digital Image Processing* [M]. USA: Prentice Hall, 1996: 387-391.

作者简介:

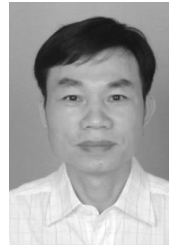


潘哲朗(1979—),女,广东茂名,博士研究生,2001年,2004年于暨南大学分别获得学士、硕士学位,主要从事光电检测、生物传感等技术的研究。E-mail: aluang@scau.edu.cn



李仕萍(1979—),女,广东江门人,博士研究生,2002年,2005年于暨南大学分别获得学士、硕士学位,主要从事光电检测、生物传感等技术的研究。E-mail: tlisp@jnu.edu.cn

导师简介:



钟金钢(1964—),男,江西新余人,博士,教授,博士生导师,主要从事光电检测、生物传感等技术的研究。E-mail: tzjg@jnu.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)