

文章编号: 0253-2239(2004)05-619-4

菲涅耳波带板扫描全息术透过高散射介质成像

孙 萍^{1,2} 谢敬辉¹ 高 艳¹ 张军莉¹ 唐晓英¹
(¹ 北京理工大学信息科学技术学院, 北京 100081)
(² 北京师范大学物理系, 北京 100875)

摘要: 将菲涅耳波带板扫描全息术用于高散射介质成像技术中。对于编码函数非负给物体的再现像带来的背景噪声, 提出采用构造复合全息图的方法来消除。在实验中运用该方法得到了信噪比和衬比度较好的物体的再现像。计算并测试了系统的点扩展函数, 实验结果与理论计算结果相吻合, 其结果都接近于二维的 δ 函数。用菲涅耳波带板扫描全息成像系统进行了成像实验, 得到了嵌埋在浓度为 1%、深度为 1.7 cm 的脂肪乳剂中的吸收体清晰的再现像, 吸收体为直径 0.4 mm 的金属丝和内径为 6.0 mm 的金属环, 另外, 也得到了直径为 2.5 mm 的黑塑料球的再现像。

关键词: 信息光学; 菲涅耳波带板扫描全息术; 复合全息图; 系统点扩展函数; 高散射介质; 成像

中图分类号: R318.51 文献标识码: A

Imaging Through Highly Scattering Media Using Fresnel Zone Plate Scanning Holography

Sun Ping^{1,2} Xie Jinghui¹ Gao Yan¹ Zhang Junli¹ Tang Xiaoying¹

(¹ School of Information Science and Technology, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081)
(² Department of Physics, Beijing Normal University, Beijing 100875)

(Received 29 April 2003; revised 11 June 2003)

Abstract: The Fresnel zone plate scanning holography is applied in the imaging through highly scattering media. The background noise of the reconstructed image is resulted from the nonnegative coded function. A method of constructing composite hologram for reducing the background noise is proposed. The reconstructions with good-quality signal-to-noise ratio (SNR) and contrast ratio are obtained in experiments using this method. The system point spread function (PSF) is designed to be similar to the Dirac delta function. The experimental results and the theoretical calculation of the PSF are in accordance. The experiments on absorbers embedded in the intralipid solution with concentration of 1% and depth of 1.7 cm are implemented. The results demonstrate that the reconstructions of the metal ring with diameter of 6.0 mm and the metal wire with diameter of 0.4 mm are clear. The reconstruction of the black plastic ball with diameter of 2.5 mm is also satisfied.

Key words: information optics; Fresnel zone plate scanning holography; composite hologram; system point spread function; highly scattering media; imaging

1 引 言

采用近红外光作为光源实现对人体组织的无损检测和成像, 以求安全、快速、准确地发现组织内部

的病变, 这是近年来备受关注的研究热点。但是, 生物组织对近红外光的散射极其强烈, 使得从组织中发射出来的绝大部分光成为漫射光, 它叠加在再现图像上, 成为强烈的背景噪声。目前, 通过各种门技术可以将直接成像的弹道光与漫射光相分离, 从而去除漫射光, 提高再现像的信噪比^[1~3]。1998 年, Indebetouw 等^[4] 将 Poon^[5] 提出

E-mail: pingsun145@sina.com

收稿日期: 2003-04-29; 收到修改稿日期: 2003-06-11

的光学外差扫描全息术(OSH)应用于混沌介质中荧光物质的定位,并成功地分辨出横向间距为 1 mm,纵向间距为 12 mm,注入了若丹明溶液的两根光纤。这一实验从原理上证明了光学外差扫描全息技术用于生物医学成像的可能性。用光学外差扫描全息技术进行混沌介质中荧光物质成像时,是探测激发场中的弹道光 and 蛇行光产生的荧光,所以,光学外差扫描全息技术应属于电子学全息选通技术。

本文根据光学外差扫描全息术成像的基本原理,并在以前研究工作的基础上^[6~8],将菲涅耳波带板(FZP)扫描全息术推广到高散射介质成像技术中。改进后的近红外菲涅耳波带板扫描全息成像系统借助液晶空间光调制器(SLM)对照明光场的强度进行调制,通过软件实现菲涅耳波带板光场分布,并用液晶空间光调制器实现复合全息图的记录,运用复合全息图的方法来消除由于菲涅耳波带板的强度分布函数非负给再现像带来的背景噪音。为了提高物体再现像的衬比度,在系统中利用空间门来分离漫射光子。本文给出了复合全息图的构造方法,对系统点扩展函数进行了理论计算和实际测试,对高散射介质中嵌埋吸收体进行了成像实验。

2 原 理

图 1 是近红外菲涅耳波带板扫描全息成像系统原理图。

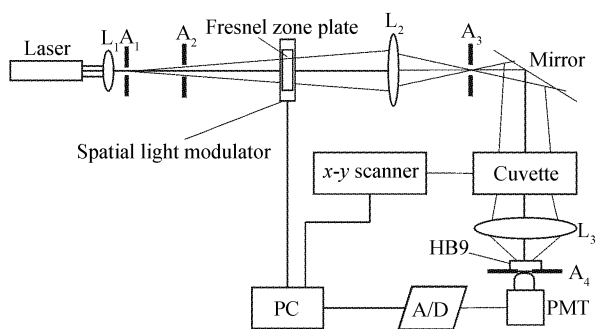


Fig. 1 The imaging system of Fresnel zone plate scanning holography

650 nm 半导体激光器发出的光经扩束和针孔 A_1 滤波,再经光阑 A_2 后形成均匀的光场,照明液晶空间光调制器。通过计算机可实时生成菲涅耳波带板透过率分布的编码函数。将光阑 A_3 置于透镜 L_2 的空间频谱面上,目的是滤掉液晶空间光调制器的高级次的衍射光,只让零级光通过。依据 Wang 等^[3]研究的结果,透过高散射介质的光在傅里叶变换平面上的分布是:弹道光 and 蛇行光出现在低频区域,即光轴

附近,而多次漫射光出现在高频区域,即呈离轴分布。因此,将光阑 A_4 置于透镜 L_3 的频谱面上,起到空间低通滤波作用,滤掉高频漫射光,只让弹道光 and 蛇行光通过。假设将物体视为由 n 个离散的截面组成,其光强透过率分布函数为 $O(x, y; z)$ 。选取笛卡尔坐标系,设 A_1 为原点,菲涅耳波带板掩模板(即液晶空间光调制器)的位置坐标系为 (x_1, y_1, z_1) 。由液晶空间光调制器分别输出正弦和余弦两种模式的菲涅耳波带板光强分布函数,分别写成

$$\begin{cases} I_{1s}(x_1, y_1; z_1) = 1 + \sin\left(\pi \frac{x_1^2 + y_1^2}{\lambda z_1}\right), \\ I_{1c}(x_1, y_1; z_1) = 1 + \cos\left(\pi \frac{x_1^2 + y_1^2}{\lambda z_1}\right), \end{cases} \quad (1)$$

照明光束经菲涅耳波带板掩模后在物体上形成投影,其光强分布函数为物体的编码函数。 z_i 截面的编码函数与菲涅耳波带板掩模板应该具有相同的光强分布形式,只是空间坐标相差一个比例因子 z_i/z_1 ,将物体 z_i 截面的编码函数也写成对应的模式,即

$$\begin{cases} I_{2s}(x, y; z_i) = 1 + \sin\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right), \\ I_{2c}(x, y; z_i) = 1 + \cos\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right), \end{cases} \quad (2)$$

称 $I_{2s}(x, y; z_i)$ 和 $I_{2c}(x, y; z_i)$ 为编码函数。物体经过二维扫描和光电接收,编码函数对物体的 $z = z_i (i=1, 2, \dots, n)$ 截面编码的全息图信号为物体 z_i 截面的透过率函数 $O(x, y; z_i)$ 和该截面的编码函数的卷积,表示为

$$\begin{cases} H_s(x, y; z_i) = O(x, y; z_i) * I_{2s}(x, y; z_i), \\ H_c(x, y; z_i) = O(x, y; z_i) * I_{2c}(x, y; z_i), \end{cases} \quad (3)$$

其中 $*$ 是卷积运算符。将(2)式代入(3)式,得到两种模式对应的扫描全息图函数

$$\begin{cases} H_s(x, y; z_i) = O(x, y; z_i) + \\ O(x, y; z_i) * \sin\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right), \\ H_c(x, y; z_i) = O(x, y; z_i) + \\ O(x, y; z_i) * \cos\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right), \end{cases} \quad (4)$$

由(4)式可见,编码函数中的直流项成为全息图函数中的附加项 $O(x, y; z_i)$,解码后将作为再现像背景噪音的一部分。由于它与未知的待测物体有关,故在重建图像时不容易消除。

我们提出一种构造复合全息图的方法来消除这种背景噪音。具体做法是,将(4)式中的两个分式相减得到

$$H_{sc} = O(x, y; z_i) * \left[\sin\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right) - \cos\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right) \right], \quad (5)$$

$$I_2(x, y; z_i) = \left[\sin\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right) - \cos\left(\pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z_i}\right) \right], \quad (6)$$

其中 H_{sc} 称为 z_i 截面的复合全息图函数, $I_2(x, y; z_i)$ 为 z_i 截面的编码函数。

在计算机中进行数字重建的方法是:用 $z = z_i$ 截面的解码函数对复合全息图函数作相关解卷积,恢复被编码物体的像。若直接采用编码函数作为解码函数,则系统的点扩展函数(PSF)是编码函数的自相关。解码输出像可表示为

$$\hat{O}(x, y; z_i) = H_{sc}(x, y; z_i) \star I_2(x, y; z_i) = O(x, y; z_i) * [I_2(x, y; z_i) \star I_2'(x, y; z_i)], \quad (7)$$

其中 \star 是相关运算符。图 2 是 $I_2(x, y; z_i) \star I_2'(x, y; z_i)$ 的计算结果。可以看出,点扩展函数在中心具有很高的峰值,在中心以外具有很低的旁瓣,其分布接近于二维的 δ 函数。由 δ 函数的卷积性质,(7)式可以写成

$$\hat{O}(x, y; z_i) \approx O(x, y; z_i), \quad (8)$$

这样便将物体某一截面的像再现出来。

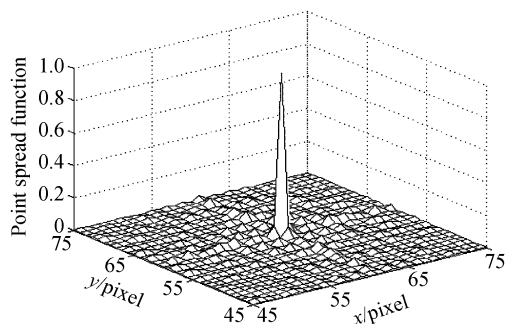


Fig. 2 Theoretical calculation of system point spread function

3 实验结果

3.1 系统点扩展函数测试

点扩展函数是表征光学成像系统性能的重要指标,因此在做成像实验之前对点扩展函数进行测试是十分必要的。实验中选择 A_2 、 A_3 和 A_4 的开孔直径分别为 5.0 mm、2.0 mm 和 1.5 mm。由液晶空间光调制器输出的菲涅耳波带板的环数为 8 环,最外环半径为 7.5 mm,最外环宽度为 0.2 mm。在一透明片上做一直径为 0.4 mm 的针孔,作为测试点扩展函数的输入图像,设计针孔的光强分布函数为 $\delta(x, y)$ 。由(2)式、(3)式和(4)式得到针孔的两种模式的全息

图分别是各自菲涅耳波带板图形。由(8)式得到针孔的再现像为 δ 函数,为系统的点扩展函数。实验中取 $z_1 = 30$ cm, $z = 80$ cm,物体由 $x-y$ 电移台驱动进行平面扫描,扫描区域为 4 cm \times 4 cm, $x-y$ 电移台扫描分辨率为 5 μ m。液晶空间光调制器分别输出两种模式的菲涅耳波带板,对每一种模式的菲涅耳波带板分别进行全息图记录实验。图 3(a)和(b)是完成了整个区域扫描后分别得到的针孔的正弦模式和余弦模式全息图,呈现相应模式的菲涅耳波带板图形,可以分辨出各个环。按照公式(5)合成复合全息图函数,再按照公式(7)得到针孔的再现像。为了看清点扩展函数中起伏的旁瓣与峰值的相对强度比,将测试的点扩展函数以三维形式表现出来,如图 4 所示,可见,由实验得到的点扩展函数基本具有二维 δ 函数的特征。对比图 4 和图 2 可见,实验结果与理论计算结果相吻合。

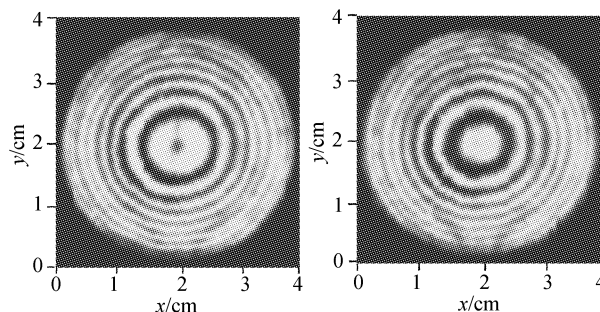


Fig. 3 Holograms of the pinhole (a) sine mode; (b) cosine mode

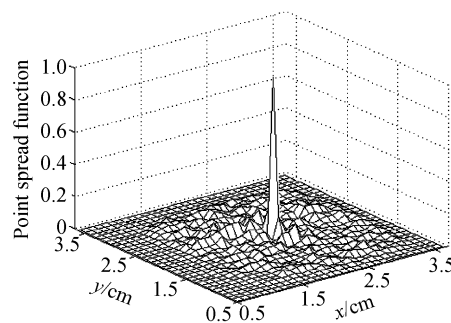


Fig. 4 Three-dimensional figure of system point spread function

3.2 仿体实验

应用上述原理和系统进行高散射介质中嵌埋吸

收体实验。选择浓度为 1% 的脂肪乳剂作为仿体溶液,将其注入一个 10 cm×10 cm×5 cm 的玻璃容器中,溶液深度为 1.7 cm。吸收体有两种,一种是用直径为 0.4 mm 的金属丝做成的圆环,圆环的直径约等于 6.0 mm,另一种是在直径为 1.0 mm 的金属丝上固定一直径为 2.5 mm 的黑塑料胶球,将物体置于距液面高为 1 cm 处,菲涅耳波带板的物理参量同前。物体由 $x-y$ 电移台驱动进行二维扫描,扫描区域为 4 cm×4 cm。为了避免玻璃容器边界带来的影响,扫描区域位于容器内。分别进行全息图的记录和数字重建。为了比较有无散射介质吸收体的成像情况,玻璃容器中先不注入脂肪乳剂,进行圆环成像实验,得到图 5(a) 所示的金属圆环的再现像。然后再向玻璃容器中注入溶液,分别进行圆环和小球成像实验,得到图 5(b) 和 5(c) 所示的再现像。从图 5 可见,在未注入高散射溶液时,系统可以清楚地分辨出直径为 0.4 mm 的金属丝,以及直径为 6.0 mm 的圆环。当物体嵌埋在高散射介质中时,物体的再现像的边界变模糊,黑塑料球再现像的模糊程度比较明显。

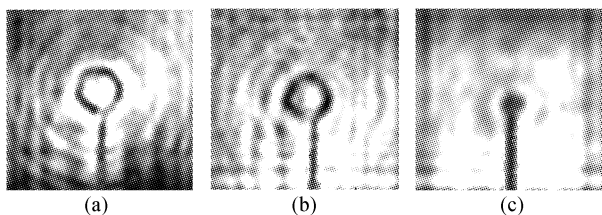


Fig. 5 Reconstructions of the metal ring and the black plastic ball. (a) Reconstruction of the metal ring without Intralipid; (b) reconstruction of the metal ring embedded in Intralipid; (c) reconstruction of the black plastic ball embedded in Intralipid

嵌埋在高散射介质中的物体,其再现像变模糊的原因主要是受系统分辨力限制。点扩展函数是决定系统分辨力的一个重要因素,只有点扩展函数成为理想的 δ 函数,才能使再现像完好地重现原物。理论计算表明^[9],以菲涅耳波带板作为编码孔径函数的扫描全息成像系统,点扩展函数取决于菲涅耳波带板的环数和最外环宽度,以及扫描区域。其中环数很重要,要想提高系统的分辨本领,就要增加菲涅耳波带板的环数。文中菲涅耳波带板环数只有 8 环,使得系统分辨力受到限制。

结论 基于光学外差扫描全息技术的近红外菲涅耳波带板扫描全息术是一种非相干全息术,故系统也

可以采用宽带连续光源作为照明光源。应用空间门技术分离漫射光,可以提高再现像的信噪比。采用复合全息图的方法来消除由于菲涅耳波带板的强度分布函数非负所带来的背景噪音,实验验证了该方法的有效性。借助液晶空间光调制器获得复合全息图,这样可以使菲涅耳波带板编码函数的分布严格符合理论,从而得到物体精确的编码像。理论计算和实验结果都表明系统具有性能良好的点扩展函数。系统可以对嵌埋在 1% 脂肪乳剂中直径为 0.4 mm 的金属丝以及直径为 6.0 mm 的金属环清晰地成像,也可以对直径为 2.5 mm 的黑塑料球成像。

本工作得到广东威尔医学科技股份有限公司的资助,另外,在工作中得到北京理工大学吴祈耀教授的有益指导,在此一并表示感谢。

参 考 文 献

- 1 Dehghani H, Pogue B W, Poplack S P *et al.*. Multiwavelength three-dimensional near-infrared tomography of the breast: initial simulation, phantom, and clinical results. *Appl. Opt.*, 2003, **42**(1):135~145
- 2 Ni X, Xing Q, Cai W *et al.*. Time-resolved polarization to extract coded information from early ballistic and snake signals through turbid media. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(5):343~345
- 3 Wang L, Ho P P, Alfano R R. Time-resolved fourier spectrum and imaging in highly scattering media. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(26):5043~5048
- 4 Indebetouw G, Kim T, Poon T C *et al.*. Three-dimensional location of fluorescent in homogeneities in turbid media by scanning heterodyne holography. *Opt. Lett.*, 1998, **23**(2):135~137
- 5 Poon T C, Doh K B, Schilling B W *et al.*. Three dimensional microscopy by optical scanning holography. *Opt. Engng.*, 1995, **34**(5):1338~1344
- 6 Liang Wanguo, Zhao Dazun, Xie Jinghui *et al.*. Circular grating optical scanning holography. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 2000, **20**(1):74~77 (in Chinese)
- 7 Sun Ping, Xie Jinghui, Zhou Yuanlin. Optical tomography based on Fresnel zone plate scanning holography. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 2004, **24**(1):110~114 (in Chinese)
- 8 Sun Ping, Xie Jinghui, Zhou Yuanlin. Optical tomography based on nonredundant array scanning holography. *Chin. Opt. Lett.*, 2003, **1**(6):343~345
- 9 Schilling B W. Three-Dimensional Fluorescence Microscopy by Optical Scanning Holography [Ph. D dissertation]. Virginia: Virginia Polytechnic Institute and State University, 1997, 16~18, 83~88