

# 复合扫描全息术及透过强散射介质三维成像研究\*

谢敬辉 孙 萍 李 闯 康果果 刘 科 齐月静

(北京理工大学信息科学技术学院光电工程系,北京 100081)

**摘 要** 应用菲涅耳波带片光学扫描全息术原理,研究强散射介质中吸收体的三维成像. 针对由成像物体强散射背景产生的背景噪音,提出复合扫描全息术成像方法. 实验中应用这一方法,对嵌埋在浓度为 1%,深度为 1.7 cm 的脂肪乳剂中的吸收体成像,得到了信噪比和对比度较好的再现像. 在此基础上,对复合扫描全息术成像系统的信噪比,对比度及分辨率等性能进行了深入的理论分析和实验测试. 研究表明,与单一模式相比,复合扫描全息术在信噪比和对比度方面有较大改善,但分辨率还需进一步提高.

**关键词** 生物医学成像;光学扫描全息术;菲涅耳波带板;编码孔径

**中图分类号** O438 **文献标识码** A

## 0 引言

人体组织对波长在 600 nm~1300 nm 的近红外光具有低吸收,高散射的特性,采用近红外光光源对人体组织成像,快速,准确,安全地发现组织内部病变,是人们追求的一个目标. 按照光子在生物组织中的传输特征,可将光子分为弹道光子,蛇行光子和长程漫射光子,对像分布有贡献的只是前两类光子. 从光子传输模型出发,可将生物组织成像技术分为两类,第一类利用各种选通技术,如时间选通,空间选通,偏振选通,相干选通,电子全息选通等,最大限度地去掉漫射光子,实现高分辨成像<sup>[1~3]</sup>. 第二类技术通过适当的物理模型和算法,从探测到的全部透射光中提取被测物体的结构信息,比如漫射近似理论, Monte-Carlo 模型,有限元法等<sup>[4]</sup>. 1998 年,Indebetouw 等人应用光学扫描全息术(Optical Scanning Holography,简称 OSH)原理,实现了混沌介质中荧光物质的定位,分辨出两根间距 1 mm,注入了若丹明溶液的光纤<sup>[5]</sup>,这是应用选通技术实现生物组织成像的成功实例.

本文研究的成像物体与前述实例有较大差别. 在 Indebetouw 的研究中,成像对象是发射荧光光子的自发光物体,而本文研究对象是模拟血管组织的嵌埋在强散射介质中的吸收体,因而所采集的信号中包含了极强的散射背景噪音. 针对这一问题,本文根据平衡相关原理,提出了应用菲涅耳波带片(Fresnel Zone Plate,简称 FZP)编码孔径的复合扫描全息术,实现强散射介质中的吸收体三维成像. 文中介绍了复合扫描全息术的基本原理、实验装置

和方法,显示了实验结果,并对重建像的信噪比,对比度及分辨本领等性能指标进行了理论分析.

## 1 复合扫描全息术的成像原理

实验装置如图 1. 660 nm(40 mW)半导体激光器发出的光束经扩束透镜  $L_1$ 、针孔滤波器  $A_1$ 、光阑  $A_2$  后,照在距针孔为  $z_1$  的 SLM(liquid crystal spatial light modulator)上. SLM 通过计算机  $PC_1$  实时生成 Sin-模式和 Cos-模式的 FZP. 透射的编码光束照射在盛放仿体溶液和吸收体的玻璃容器(cuvette)上,容器距针孔距离为  $z$ ,大相对孔径透镜  $L_3$  将透过容器的光束会聚到焦点处的光电倍增管(PMT)上,光阑  $A_3$  起到空间选通作用,可以滤掉绝大部分漫射光. 光电倍增管将光信号实时转变为电信号并送入计算机内存. 玻璃容器由  $x$ - $y$  电移台驱动做平面扫描,计算机  $PC_2$  控制电移台的运动和数据采集. 当物体两次扫描完预定的区域,计算机便存储了 Sin-模式全息图矩阵  $H_s$  和 Cos-模式全息图矩阵  $H_c$ ,即完成了全息图的记录过程. 从计算机内存中调出  $H_s$ 、 $H_c$ ,作数学运算  $H_s - H_c$ ,得到复合全息图矩阵  $H_{sc}$ ,再用相应的解码函数对  $H_{sc}$  进行解码得到再现像.

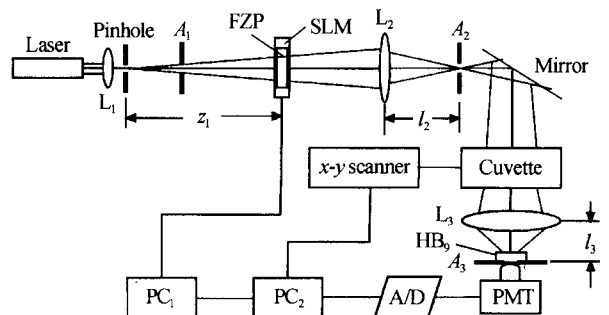


图 1 FZP 扫描全息成像系统

Fig. 1 FZP scanning holographic imaging system

\* 广东威尔医学科技股份有限公司资助项目  
Tel: 010-68913759 Email: xjh@bit.edu.cn  
收稿日期: 2005-02-27

SLM 实时生成的 Sin-模式和 Cos-模式 FZP 编码孔径函数可分别表示为<sup>[6]</sup>

$$I_s = 1 + \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right], I_c = 1 + \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \quad (1)$$

图 2 为 SLM 产生的两种模式的 FZP 图形. 计算机内存储的 Sin-模式全息图  $H_s$  和 Cos-模式全息图  $H_c$ . 只不过是 FZP 编码孔径函数与物体透过率函数的卷积. 而解码重建的图像则是全息图函数与解码函数的互相关. 研究表明, 如果采用与编码函数相同

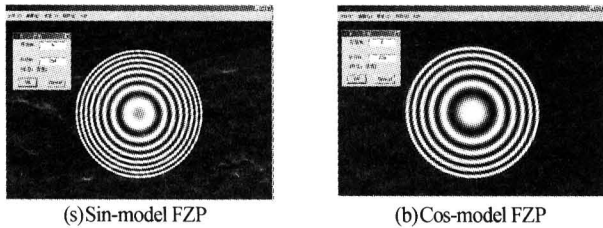


图 2 液晶空间光调制器产生的 FZP  
Fig. 2 FZP generated by SLM

的解码函数去作相关解卷积(称为匹配相关法), 由于编码函数和解码函数为非负的实函数, 将不能有效地抑制背景噪音. 于是, 按照 Fenimore 和 Cannon 提出的平衡相关法<sup>[7]</sup>, 构造了具有双极性性质的 Sin-模式和 Cos-模式 FZP 解码孔径函数, 表示为

$$I'_s = \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right], I'_c = \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \quad (2)$$

于是, 采用 Sin-模式和 Cos-模式的系统点扩展函数和重建像分布分别表示为

$$F_{ps} = \left[ 1 + \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \star \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \quad (3)$$

$$\hat{O}_s(x, y; z) = O(x, y; z) * F_{ps}$$

$$F_{pc} = \left[ 1 + \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \star \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \quad (4)$$

$$\hat{O}_c(x, y; z) = O(x, y; z) * F_{pc}$$

图 3(b)、(c) 是对图 3(a) 吸收物体的计算机仿真结果.

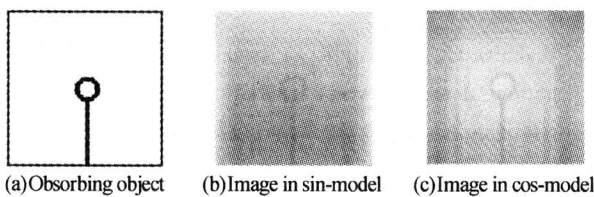


图 3 计算机仿真结果  
Fig. 3 Results of computer simulation

由仿真结果得知, 按处理透明物体的常规扫描全息术编码、解码方式得到的再现像对比度和信噪比都很低, 对应的系统点扩展函数不再适合于嵌埋在高散射介质中吸收体的模型. 分析表明, 两种不同模式的编码、解码过程具有相同的噪音形式, 通过相减运算可以有效地抑制背景噪音. 于是, 构造了

如下形式的复合编码函数和解码函数

$$I = I' = I_s - I_c = \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \quad (5)$$

由此得出的复合全息图函数, 系统点扩展函数和重建像分布函数分别为

$$H_{sc}(x, y; z) = H_s(x, y; z) - H_c(x, y; z) = O(x, y; z) * \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \quad (6)$$

$$F'_{PSF} = \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \star \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \quad (7)$$

$$\hat{O}(x, y; z) = H_{sc} \star \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \quad (8)$$

图 4 是点扩展函数的计算结果. 可以看出, 点扩展函数旁瓣的最大强度与中央峰值的比值仅为 2.5%, 分布十分接近于二维  $\delta$  函数, 因此可以获得高分辨的重建原始物体像.

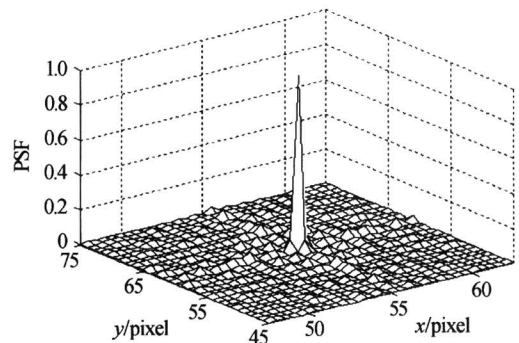


图 4 系统点扩展函数的计算结果  
Fig. 4 Computed results of the point spread function

## 2 实验结果

图 5 是采用复合全息图法的仿体实验结果. 实

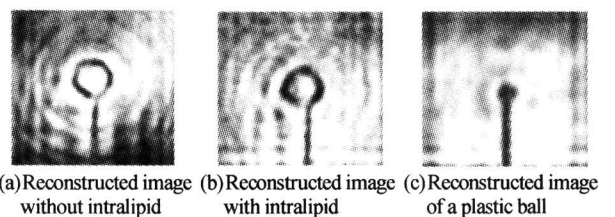


图 5 嵌埋在 1%-Intralipid 溶液中的吸收体成像实验结果  
Fig. 5 Experimental results of absorbing objects in 1% -Intralipid

验装置如图 1, 采用浓度为 1% 的脂肪乳 (Intralipid) 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 的黑塑料球, 将物体置于距液面高为 1 cm 处. 图(a)是无散射介质时吸收体的成像, 图(b)是浸没在 Intralipid 溶液中的吸收体的成像, 图(c)是黑塑料球的重建图像. 与图 3 的结果相比, 复合全息图的解码结果无论在信噪比还是对比度方面都有了很大的提高.

### 3 复合全息术的性能分析

#### 3.1 重建像的对比度和信噪比

FZP 扫描全息术再现像信噪比和对比度的定义分别为

$$\text{SNR} = 20 \log \frac{I_s}{I_n}$$

$$\gamma = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \quad (9)$$

式中,  $I_s$  为物体的最大信号强度,  $I_n$  为平均噪音强度.  $I_{\max}$  和  $I_{\min}$  分别为重建像的最大强度和最小强度. FZP 扫描全息术再现像信噪比和对比度的理论值可以通过对式(3)、(4)、和式(8)的计算求出. 图 6 分别为 Sin-模式、Cos-模式和复合模式的一维强度分布曲线. 由该图可以算出, Sin-模式、Cos-模式和复合模式重建图像的对比度分别为 1.1%、3.6% 和 53.8%, 信噪比分别为 0.16 dB、0.44 dB 和 6.02 dB, 说明复合模式重建图像的对比度至少提高了 50.2%, 信噪比至少提高了 5.58 dB. 利用图 5(a) 和 (b) 的重建像数据, 还可以求出重建像的信噪比和对比度的实验值. 对于空气中的吸收体, 对比度和信噪比的实验值分别为 39% 和 4.31 dB; 对于浸没在 Intralipid 溶液中的吸收体, 对比度和信噪比的实验值分别为

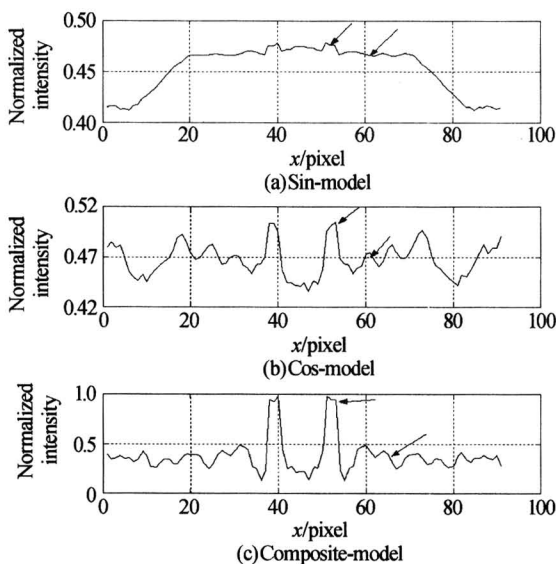


图 6 不同模式重建图像的一维强度分布  
Fig. 6 1-D intensity distribution of the reconstructed images in different models

36% 和 3 dB. 和传统的扫描全息术方法相比, 均有大幅度的提高.

#### 3.2 重建像的分辨本领

借鉴 Rayleigh 判据的思想和方法, 可将 OSH 系统的横向分辨本领定义为系统点扩展函数中央亮斑半径  $x_0$ . 由于 FZP 编码函数和解码函数都具有圆对称性, 所以系统点扩展函数也具有圆对称性, 并且, 弥散斑的半径  $x_0$  应该与 FZP 编码图形的半径  $R$  成反比, 与 FZP 编码图形到点光源的距离  $z$  和波长  $\lambda$  成正比, 满足以下关系式

$$x_0 = k \frac{\lambda z}{R} \quad (10)$$

通过对系统点扩展函数的计算和仿真, 可以求出上式中的常系数  $k = 1.662$ . 再利用 FZP 的环半径  $R$  与环数  $N$  的关系  $R = \sqrt{2\lambda z N}$ , OSH 系统的横向分辨本领可表示为

$$x_0 = 1.175 \sqrt{\lambda z / N} \quad (11)$$

当  $\lambda = 0.66 \mu\text{m}$ ,  $z = 640 \text{ mm}$ ,  $N = 8$  时, 理论分辨本领  $x_0 = 0.27 \text{ mm}$ . 实验结果表明, OSH 系统的实际分辨本领除了与 FZP 环数有关, 还受抽样定理和背景散射噪音的限制, 比理论值大约要低 3~5 倍左右, 这一结论可由实验得到验证. 由图 5 看出, 虽然系统能够对直径 0.4 mm 的细丝清晰成像, 但已经不能分辨圆环上 1 mm 宽度的缺口.

### 4 结论

采用复合扫描全息术方法, 成功地实现了高散射介质中的三维吸收体成像, 实验表明, 和传统的扫描全息术方法相比, 重建像的对比度和信噪比均有大幅度提高. 对横向分辨本领的理论分析和实验表明, 通过进一步增加 FZP 的环数, 减小环间距, 将最小分辨距离减小到亚毫米量级是完全可能的. 这样的指标对于生物组织成像将具有十分重要的意义.

#### 参考文献

- 1 Wabnitz H, Nneberg R H. Imaging in turbid media by photon density waves: spatial resolution and scaling relations. *Appl Opt*, 1997, **36**(1): 64~74
- 2 侯比学, 陈国夫. 超短脉冲激光电子学全息选透过散射介质成像系统的噪音分析. *光子学报*, 1998, **27**(10): 896~900  
Hou B X, Chen G F. *Acta Photonica Sinica*, 1998, **27**(10): 896~900
- 3 侯比学, 陈国夫. 飞秒激光电子全息选透过高散射介质成像实验研究. *光子学报*, 1999, **28**(8): 696~699  
Hou B X, Chen G F. *Acta Photonica Sinica*, 1999, **28**(8): 696~699
- 4 张西芹, 邢达. 超声调制漫射光子自相关的 Monte carlo

- 模拟. 光子学报, 2001, **30**(5): 519~522  
Zhang X Q, Xing D. *Acta Photonica Sinica*, 2001, **30**(5): 519~522
- 5 Indebetouw G, Kim T, Poon T C, *et al.* Three-dimensional location of fluorescent inhomogeneities in turbid media by scanning heterodyne holography. *Opt Lett*, 1998, **23**(2): 135~137
- 6 孙萍, 谢敬辉, 蒋玉蓉, 等. 光学扫描全息术中的孪生像噪音及消除. 光子学报, 2003, **32**(3): 340~343  
Sun P, Xie J H, Jiang Y R, *et al.* *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(3): 340~343
- 7 Fenimore E E, Cannon T W. Coded aperture imaging with uniformly redundant arrays. *Appl Opt*, 1978, **17**(3): 337~347

## Composite Scanning Holography and 3D Imaging Through Highly Scattering Media

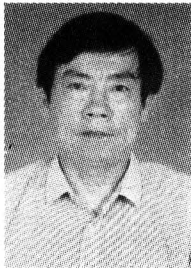
Xie Jinghui, Sun Ping, Li Wen, Kang Guoguo, Liu Ke, Qi Yuejing

*Department of photoelectron Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081*

Received date: 2005-02-27

**Abstract** The 3D imaging through highly scattering media by the method of FZP scanning holography was researched. The background noise of the reconstructed images was resulted from the highly scattering background of the absorbing object. A novel method termed as the composite scanning holography was proposed to reduce the artifacts. By this method, the experiments on absorbers embedded in the intralipid solution with concentration of 1% and depth of 1.7 cm were implemented. The reconstructed images with good-quality signal-to-noise ratio (SNR) and contrast were obtained. On the basis, theoretic analysis and experimental measurement on SNR, contrast and resolution power (RP) of the system were carried out. The results shows that, comparing with single models, the SNR and contrast of composite model increase significantly. But the RP of the image should be further improved.

**Keywords** Biomedical image; Optical scanning holography; Fresnel zone plate; Coding aperture



**Xie Jinghui** was born in 1946. He received his B. S from Beijing Institute of Technology (BIT) in 1970 and Master's Degree from Tsinghua University in 1982. In 1988, he received his Ph. D. from BIT. He is working at BIT as a professor and doctor tutor. His research interests include holography, optical storage, optical information processing and biomedical image. Up to now, he has published over 60 scientific papers and 4 books.