

# 菲涅耳波带板无运动卷积全息术\*

孙 萍<sup>1</sup> 谢敬辉<sup>2</sup>

(1 北京师范大学物理系北京市重点实验室, 北京 100875)

(2 北京理工大学信息科学技术学院, 北京 100081)

**摘 要** 提出了菲涅耳波带板(FZP)无运动卷积全息术. 该技术使用均匀扩展光源, 使得从光源不同位置发出的光在经过 FZP 编码孔径之后, 在物体上形成多个菲涅耳波带板投影叠加. 物体的全息图是 FZP 投影光强分布函数与物体的光强分布函数的卷积, 无需机械运动便得到物体的扫描全息图. 采用数字相关解码方法实现全息图的再现. 用蒙特卡罗方法模拟了菲涅耳波带板入射光束在经过散射介质以后, 其出射光强分布随散射介质厚度的变化规律. 结果表明: 当散射介质厚度为 5 cm 时, 出射光束依然基本保持菲涅耳波带板形式的光强分布. 对埋在浓度为 1% 的 Intralipid 散射溶液中直径为 0.4 mm 的金属丝进行成像实验, 分别得到当散射介质厚度为 1 cm、3 cm 和 5 cm 时的再现像, 实验验证了菲涅耳波带板无运动卷积全息术用于高散射介质中物体成像的可行性.

**关键词** 信息光学; 高散射介质成像; 无运动卷积; 蒙特卡罗方法

**中图分类号** R318.51 **文献标识码** A

## 0 引言

生物组织对近红外光(600~900nm)表现出低吸收、高散射特性, 利用这一特性人们提出了各种近红外光成像技术, 实现对生物组织无损、无创、无电离辐射的探查和检测的目标<sup>[1~3]</sup>. Poon<sup>[4]</sup>提出了一种三维物体成像技术—光学外差扫描全息术(OSH), 目前, 这项技术已经用于高倍生物显微镜的研制<sup>[5]</sup>. 作者基于 OSH 技术的原理, 提出一种新的近红外光成像技术—菲涅耳波带板(FZP)无运动卷积全息术, 将其用于高散射介质中的物体成像. 该技术的关键在于, 采用了均匀扩展光源后, 使得在物体上得到多个 FZP 投影的叠加, 通过无机械运动方式获得物体的扫描全息图.

## 1 FZP 无运动卷积全息术原理

FZP 无运动卷积全息术同一般的全息术相同, 也分为全息图的获得和全息图的再现两个过程. FZP 无运动卷积全息成像系统如图 1.

### 1.1 全息图的获得

波长为 650 nm 的半导体激光器发出的光经过透镜 L<sub>1</sub> 扩束, 用直径为 D 的圆形光阑限制光束的发散角. 紧挨着光阑放置一毛玻璃, 这样便形成了一个直径为 D 的均匀扩展光源. 毛玻璃被电机带动绕光轴旋转, 旋转的目的是为了破坏照射激光束

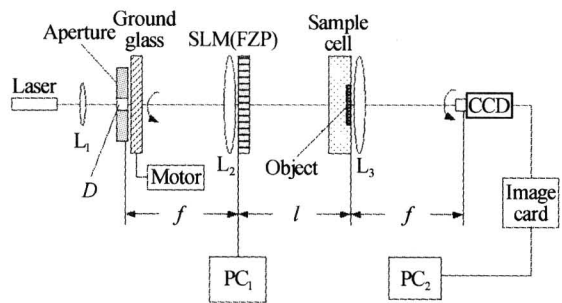


图 1 FZP 无运动卷积全息术原理  
Fig. 1 Schematic diagram of holography of FZP convolution without motion

的空间相干性, 从而起到消除激光散斑的作用. 光阑放在透镜 L<sub>2</sub> 的前焦面上. 紧贴着 L<sub>2</sub> 的后表面放置液晶空间光调制器(SLM), 它由计算机 PC<sub>1</sub> 控制分别输出 Sin-模式和 Cos-模式 FZP 光强分布图形<sup>[6,7]</sup>. 在距离 SLM 的位置 l 处放置物体. 照明光束经 FZP 掩模后在物体上形成投影, 投影的光强分布函数写成<sup>[7]</sup>

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

式中, I<sub>s</sub> 和 I<sub>c</sub> 分别表示 Sin-模式和 Cos-模式 FZP 光强分布函数, λ 是入射光波长. 紧贴着物体放置透镜 L<sub>3</sub>, 其焦距与透镜 L<sub>2</sub> 相同. 由于采用扩展光源, 因此, 物体上形成多个 FZP 投影叠加. 依据文献<sup>[8]</sup>, 在物体后面由 CCD 接收到的分别是物体的 Sin-模式和 Cos-模式全息图, 分别为物体的光强分布函数与相应的 FZP 投影的光强分布函数的卷积, 写成如下形式<sup>[7]</sup>

\*北京理工大学自然科学基金(No. 200301F06)资助项目  
Tel: 010-58808026 Email: pingsun@bnu.edu.cn  
收稿日期: 2005-02-28

$$\begin{cases} H_s(x, y, z) = O(x, y, z) * I_s(x, y, z) \\ H_c(x, y, z) = O(x, y, z) * I_c(x, y, z) \end{cases} \quad (2)$$

式中, \* 是卷积运算符,  $H_s$ 、 $H_c$ 、 $O$  分别表示 Sin-模式全息图的光强分布函数、Cos-模式全息图的光强分布函数和物体的光强分布函数。

### 1.2 全息图的再现

由于 FZP 分布函数非负, 因此会给全息图带来背景噪音, 降低再现像的衬比度. 复合全息图方法是消除这种背景噪音的一种有效方法<sup>[9]</sup>. 复合全息图的定义是

$$H_{sc} = H_s - H_c = O(x, y, z) * \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \quad (3)$$

CCD 采集的数据格式是二维矩阵, 它被存放在计算机内存中. 在计算机中按照式(3)构造数字复合全息图, 然后对其进行相关解码得到再现像, 解码后的再现像可表示为

$$\hat{O}(x, y, z) = H_{sc}(x, y, z) \star \left[ \sin \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] - \cos \left[ \pi \frac{x^2 + y^2}{\lambda z} \right] \right] \quad (4)$$

式中,  $\star$  是卷积运算符. 将  $H_{sc}$  的表达式带入式(4), 理论计算表明, 式(4)中的第二项自相关结果接近于二维的  $\delta$  函数<sup>[7,9]</sup>, 因此, 式(4)简化为

$$\hat{O}(x, y, z) \approx O(x, y, z) \quad (5)$$

这样便得到了物体的再现像。

## 2 FZP 入射光束通过散射介质后的光强分布

在 FZP 无运动卷积全息术中, 照射到物体上的光束是具有菲涅耳波带板强度分布的光斑. 当物体嵌埋在高散射介质中时, 光束在介质中传播其强度分布会发生变化. 只有在物体所在的位置 FZP 分布仍保持不变或变化很小的条件下, 才能得到物体

比较准确的全息图, 并能重建出物体比较准确的再现像. 只有在这种条件下, FZP 无运动卷积全息术才可以用于高散射介质中物体成像. Wang<sup>[10,11]</sup> 用蒙特卡罗(MC)方法模拟了生物组织中光传输的宏观规律, 本文采用 MC 方法来模拟 FZP 光束随介质厚度的变化规律。

模拟采用的物理模型是: 上下两层玻璃夹着一层散射介质, 周围介质是空气, 空气的折射率为 1. 对入射的 FZP 光束来说, 横向尺寸无限大. 散射介质的基本光学参量的选取依据是 1% 浓度的 Intralipid 溶液实际测量的结果<sup>[12]</sup>. 计算机模拟时的光学参量见表 1, 为了使统计误差小于 5%, 光子数取  $2 \times 10^5$  个. 在表 1 中,  $\mu_a$  是吸收系数,  $\mu_s$  是散射系数,  $n$  是折射率,  $g$  是各向异性因子,  $d$  是散射介质厚度。

表 1 计算机模拟时的光学参量

层数	$\mu_a/\text{cm}^{-1}$	$\mu_s/\text{cm}^{-1}$	$n$	$g$	$d/\text{cm}$
1(玻璃)	0	0	1.5160	0	0.16
2(散射介质)	0.0042	60	1.3345	0.70	0.2~5
3(玻璃)	0	0	1.5160	0	0.16

不妨以 Sin-模式 FZP 进行模拟. 图 2(a) 是设计的 Sin-模式 FZP, 它有 8 个强度相等的圆环, 分布图形的衬比度为理想值 1. 图 2(b)~(d) 是用 MC 方法模拟的 FZP 分布的光束随介质厚度变化的结果, 图形表示在第 3 个介质(玻璃)后表面, 半径为 1 cm 的圆面积接收范围内的不同厚度介质 FZP 出射光强的分布. 可见, 随着介质厚度增加, 各个环的强度减少且不再相等, 图形衬比度降低. 这是因为厚度增加以后, 携带了 FZP 信息的弹道光 and 蛇行光成分减少, 而漫射光成分增加, 导致 FZP 强度分布发生畸变. 但是, 在  $d=5$  cm 时依然可以辨别出 8 环和强度交替变化的 FZP 基本信息. 由这一结果可以预言: 有可能用 FZP 无运动卷积全息术对厚组织成像, 例如在夹持状态下的人体乳房成像。

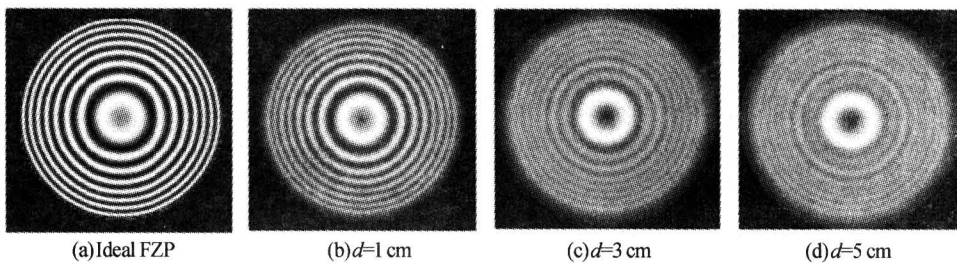


图 2 FZP 出射光强分布与散射介质厚度的关系

Fig. 2 Relationships between the exiting intensity of FZP and the depth of scattering media

## 3 实验

实验装置如图 1. 用直径为 0.4 mm 的铁丝做一

个“8”字物体, “8”字上下两个圆环的直径为 3 mm, 将其挂在玻璃容器后壁上. 玻璃容器尺寸为 10 cm (长) × 10 (宽) cm ×  $d$  cm (厚),  $d$  取 1 cm、3 cm 和 5 cm

三个值. 容器中注入浓度为 1% 的 Intralipid 溶液, 进行成像实验. FZP 编码孔径的环数为 8 环, 在物体上的投影半径为 5 mm. 实验结果如图 3, 可见, 当散射介质的浓度一定时, 随着散射介质厚度增加, 金属丝的重现像越来越模糊, 多重漫射光对成像的影响越来越大. 成像实验结果验证了 FZP 无运动卷积全息术的原理, 表明将这一技术用于高散射介质中物体成像的可行性. 但是, 若要得到更高质量的再现像, 还需要采用选通技术, 如时间选通、偏振选通等.

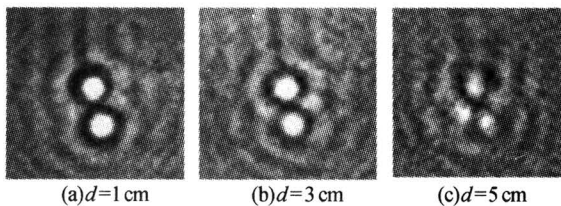


图 3 金属丝的重现像与散射介质厚度的关系  
Fig. 3 Relationships between the reconstructions of the metal wire and the depth of scattering media

## 4 结论

FZP 无运动卷积全息术的工作原理是: 均匀扩展光源上不同位置发出的光, 经过 FZP 编码孔径后在物体上得到多个 FZP 投影的叠加, 物体的全息图是 FZP 投影的光强分布函数与物体的光强分布函数的卷积, 无需机械扫描便得到物体的全息图. 全息图的重现采用数字相关解码方法, 因此, 还可以借助于先进的数字滤波技术对再现图像进行各种处理. 用 MC 方法模拟结果表明, 当以 FZP 光强分布的入射光束照射散射介质时, 出射光强分布形式当散射介质厚度为 5 cm 时仍然基本保持 FZP 光强分布形式. 用 FZP 无运动卷积全息术对嵌埋在高散射介质 Intralipid 溶液中的金属丝进行了成像实验, 当散射介质厚度为 5 cm 时, 从再现图像上依然可以辨别出直径为 0.4 mm 的金属丝, 实验验证了 FZP 无运动卷积全息术用于散射介质中物体成像的可行性.

### 参考文献

1 Yodh A, Chance B. Spectroscopy and imaging with diffusing light. *Physics Today*, 1995, **48**(3): 34~40

- 2 张琳, 张连顺, 许棠, 等. 生物组织光学参量的离体和在线无损测量. *光子学报*, 2004, **33**(11): 1377~1381  
Zhang L, Zhang L S, Xu T, et al. *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(11): 1377~1381
- 3 张西芹, 刘迎, 邢达, 等. 漫散射光自相关用于生物介质成像的实验研究. *光子学报*, 2002, **32**(3): 273~275  
Zhang X Q, Liu Y, Xing D, et al. *Acta Photonica Sinica*, 2002, **32**(3): 273~275
- 4 Poon T C, Doh K B, Schilling B W, et al. Three-dimensional microscopy by optical scanning holography. *Opt Eng*, 1995, **34**(5): 1338~1344
- 5 Swoger J, Martinez-Corral M, Huisken J, et al. Optical scanning holography as a technique for high-resolution three-dimensional biological microscopy. *J Opt Soc Am A*, 2002, **19**(9): 1910~1918
- 6 孙萍, 谢敬辉, 蒋玉蓉, 等. 光学扫描全息术中的孪生像噪声及消除. *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 孙萍, 谢敬辉, 高艳, 等. 透过高散射介质菲涅耳波带板扫描全息术研究. *光学学报*, 2004, **24**(5): 619~622  
Sun P, Xie J H, Gao Y, et al. *Acta Optica Sinica*, 2004, **24**(5): 619~622
- 8 Goodman J W. *Introduction to Fourier Optics*. San Francisco: McGraw-Hill, 1968, 162~163
- 9 Sun P, Xie J H. Method for reducing background artifacts of images in scanning holography with a Fresnel zone plate coded aperture. *Appl Opt*, 2004, **43**(21): 4214~4218
- 10 Wang L, Jacques S L, Zheng L. MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1995, **47**: 131~146
- 11 Wang L, Jacques S L, Zheng L. CONV-convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1997, **54**: 141~150
- 12 孙萍. 透过高散射介质菲涅耳波带板扫描全息术成像研究[博士论文]. 北京: 北京理工大学, 2004. 74~84  
Sun P. Study on imaging through highly scattering media using Fresnel-zone-plate scanning holography [Ph. D dissertation]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2004. 74~84

## Holography of Fresnel-Zone-Plate Convolution Without Motion

Sun Ping<sup>1</sup>, Xie Jinghui<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Department of Physics, Beijing Normal University, Beijing Area Major Laboratory, Beijing 100875*

<sup>2</sup> *School of Information Science and Technology, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081*

Received date: 2005-02-28

**Abstract** The holography of Fresnel-zone-plate (FZP) convolution without motion was proposed. The key of the technique is that the uniformly distributed source is used to make the FZP projects superposed on the object. The hologram was obtained by convoluting the FZP intensity-distribution function with the object intensity-distribution function without mechanical motion. The reconstruction of the hologram was obtained by digital correlation. The relationships between the exiting intensity distribution of FZP and the depth of the scattering media were simulated by the method of Monte Carlo. The simulation results demonstrate that the FZP intensity distribution is still maintained when the depth of the scattering media is equal to 5 cm. The imaging experiments on the 0.4 mm-diameter metal at different depth of 1 cm, 3 cm and 5 cm were carried out. The experimental results testify that the holography of FZP convolution without motion is possible to be used in imaging of objects embedded in highly scattering medium.

**Keywords** Information optics; Imaging through highly scattering media; Convolution without motion; Monte Carlo



**Sun Ping** was born in 1963 in Jilin Province. She is a senior engineer of Beijing Normal University. Her current research interests are information optics, film optics and optical properties of nanocrystal.