

无吸收光栅的 X 射线相位衬度成像实验研究*

杨强 刘鑫 郭金川 雷耀虎 黄建衡 牛憨笨†

(深圳大学光电工程学院, 光电子器件与系统教育部重点实验室, 深圳 518060)

(2012 年 1 月 21 日收到; 2012 年 2 月 13 日收到修改稿)

通过对基于空间相干源和具有分析光栅功能的 X 射线转换屏的微干涉 X 射线相位衬度成像系统的理论分析, 利用线发射体阵列结构阳极 X 射线管和光助电化学刻蚀技术研制的相位光栅和具有分析光栅功能的 X 射线转换屏, 组建了一种无吸收光栅的 X 射线微干涉相衬成像系统. 在此系统上开展了生物样品的实验研究, 获得了较传统吸收成像更为清晰和更多样品结构信息的相位衬度图像. 从而试验验证了该系统方案设计的可行性, 为 X 射线相衬成像技术从实验室走向临床应用提供了有效途径.

关键词: X 射线相衬成像, 阵列结构阳极, 相位光栅, 具有分析光栅功能的转换屏

PACS: 07.85.Fv, 41.50.+h, 52.59.Px, 87.59.-e

1 引言

X 射线相位衬度成像技术的提出, 克服了传统 X 射线吸收成像技术对弱吸收物质成像衬度差的缺点, 有望应用于软组织及其构成的器官的疾病诊断. X 射线相衬成像技术主要包括干涉成像、衍射增强成像、基于传播的类同轴成像和微干涉成像四种方法^[1-3]. 尽管前两种方法获得了对比度很好的相衬图像, 但它们对光源的时间和空间相干性都有很高要求, 所有研究工作都是在同步辐射光源上开展的, 使得 X 射线相衬成像技术一直无法走入普通的实验室. 后两种方法的有关实验研究开始也在同步辐射源上完成, 但理论分析表明, 它们对源的时间相干性要求可以降低. 1996 年, Willkins 等^[4]利用微焦斑 X 射线管光源成功地获得了基于类同轴方法的相衬图像, 但 X 射线源过小的管电流和该方法对探测器过高的空间分辨率的要求, 使其实际应用受到了限制. 利用普通 X 射线管和源光栅结合起来作为光源的微干涉相衬技术由 Pfeiffer 等^[5]于 2006 年提出, 由于在 X 射线管前放置了源

光栅, 使微干涉相衬成像在普通实验室得以实现, 并使光源强度与相干性之间的矛盾得以缓解, 推动相衬成像技术向实际应用迈出了重要的一步.

然而, 该系统采用了两个吸收光栅, 一方面制作大面积吸收光栅工艺难度大, 成本高, 难以推广应用; 更为重要的是尽管采用了高 Z 元素的重金属来制作吸收光栅, 但由于其厚度有限, 对比度不可能做得太高, 尤其对更高光子能量的 X 射线而言, 对比度较差将会严重影响所获得的相衬图像的质量. 这一点已引起国外学者的注意, 在 2011 年文献^[6]对此专门做了分析和研究.

本文报道了一种新的微干涉相衬成像系统, 系统中没有采用源光栅和吸收光栅, 从而避免了上述缺点. 本系统采用了线发射体阵列结构阳极 X 射线管^[7]和具有分析光栅功能的像素化 X 射线转换屏^[8]. 结构阳极 X 射线管可直接提供微干涉相衬成像所需要的高空间相干的 X 射线, 具有分析光栅功能的像素化 X 射线转换屏可以完成吸收光栅和 X 射线转换屏的双重功能. 利用上述器件构成的无吸收光栅的微干涉相衬成像系统进行了系列实验研究, 获取了生物样品的相衬图像.

* 国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2012CB825802)、国家自然科学基金重点项目 (批准号: 60532090)、国家自然科学基金青年科学基金 (批准号: 61101175) 和深圳市科技局项目 (批准号: JC201005280502A) 资助的课题.

† E-mail: hbniu@szu.edu.cn

2 实验系统组成及原理

X 射线相衬成像实验系统如图 1 所示.

成像系统由四个部分组成: 基于线发射体阵列 X 射线管构成的 X 射线源、相位光栅和具有分析光栅功能的 X 射线转换屏探测器. 由于阳极靶上的线发射体阵列结构, 打在沟槽内的电子束激发产生的 X 射线会被侧壁靶材吸收掉, 只有顶部斜面激发的 X 射线才能参与系统成像, 所以该结构 X 射线管可以提供微分干涉相衬所需的空间相干的 X 射线源.

当通过相位光栅的 X 射线相位变化为 π 时, 干涉条纹周期^[9]

$$P_2 = M \frac{P_1}{2} = \frac{R+z}{R} \cdot \frac{P_1}{2}. \quad (1)$$

单个线发射体光源上相距为 w 的两点所产生的自成像条纹移动距离为

$$\Delta x = w \frac{z}{R}. \quad (2)$$

当自成像条纹移动距离等于条纹周期一半时, 该两点所产生的自成像条纹叠加结果可见度为 0, 此时

$$\begin{aligned} \Delta x = w \frac{z}{R} &= \frac{1}{2} P_2 \\ &= \frac{1}{2} \cdot \frac{R+z}{R} \cdot \frac{P_1}{2}, \\ w &= \frac{(R+z)P_1}{4z}. \end{aligned} \quad (3)$$

当单个线发射体光源的线宽为 $2w$ 时, 光源上的任意一点总能找到与之相距为 w 的另外一点叠

加的自成像条纹可见度为 0, 要使得自成像条纹可见度不为 0, 光源线宽需满足

$$B \leq 2w = \frac{(R+z)P_1}{2z}. \quad (4)$$

根据球面波照明时的分数泰伯效应^[10], 在相位光栅后面距离

$$\begin{aligned} z &= (2m+1)RZ_T/[16R - (2m+1)Z_T] \\ (m &= 0, 1, 2, 3, \dots) \end{aligned} \quad (5)$$

处会产生相位光栅的像, 其中 $Z_T = 2P_1^2/\lambda$ 为平面波照明时的一阶泰伯距离. 为更大地提高 X 射线利用效率, 通常取 $m = 0$, 此时

$$z = \frac{RZ_T}{16R - Z_T}. \quad (6)$$

把 (6) 式代入 (4) 式得

$$B \leq 4 \frac{\lambda R}{P_1}, \quad (7)$$

即单个线发射体光源线宽 $B = 4 \frac{\lambda R}{P_1}$ 时, 相位光栅自成像条纹对比度为 0. 为使自成像条纹有足够的对比度, 例如 90% 以上, 则需取

$$b = \frac{1}{4} B = \frac{\lambda R}{P_1}. \quad (8)$$

线发射体结构周期 P_0 满足以下条件^[5]:

$$\frac{P_0}{R} = \frac{P_2}{z}. \quad (9)$$

由 (1), (6), (8) 及 (9) 式得

$$b = \frac{P_0}{4}, \quad (10)$$

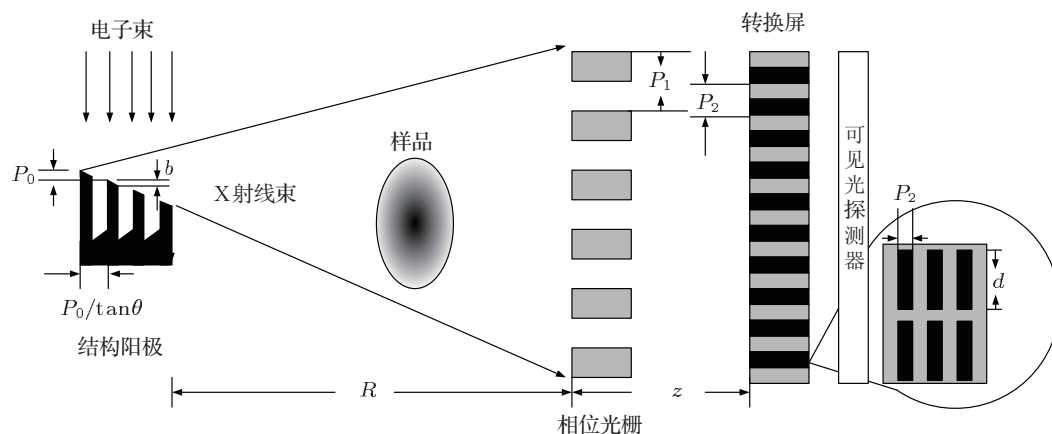


图 1 无吸收光栅相衬成像系统示意图

即当阳极靶上线发射体阵列结构的占空比 $\gamma = b/P_0 = 1/4$ 时, 各个线发射体对相位光栅所成的像满足非相干光强叠加的要求. 从图 1 中结构阳极的几何投影关系可知, 线发射体阵列结构在光轴方向的实际加工周期仅为 $P_0/\tan\theta$, 该种结构设计可以有效提高对 X 射线的利用效率及使系统变得更加紧凑. 相对基于吸收光栅成像而言, 条纹对比度与 X 射线光子能量无关, 而采用源光栅则会随 X 射线光子能量的提高而降低.

实验采用的相位光栅是硅基底材料的一维光栅^[11], 在进行成像实验时, 要求相位光栅线方向与 X 射线源阳极靶上的线发射体方向平行. 探测器采用具有分析光栅功能的 X 射线转换屏. 转换屏与通常所用的分析光栅具有相同的周期结构, 其周期的一半用硅制成, 而周期的另一半是像素化的, 每一个像素的孔洞里填满了能将 X 射线转换成可见光的荧光材料, 如 CsI(Tl). 这种结构的优点是, 由于硅材料不能将 X 射线转换为可见光, 因此对 CCD 可见光探测器而言, 这种周期性结构不论转换屏多厚, 相当于 100% 吸收效率的吸收光栅置于普通转换屏之前. 因此, 这种转换屏不受输入的 X 射线的光子能量限制. 这种设计不仅使器件的制作难度

降低了, 更重要的是改善了图像质量, 尤其对更硬的 X 射线相衬成像有利^[12].

3 实验方法和结果

放置样品前, 把系统中的各个器件放置在具有五维调节功能的精密调节架上, 利用事先搭建好的光学检验系统确定结构阳极光源、X 射线转换屏与相位光栅之间的相对平行和位置关系. 三者间的最佳位置关系通过 CCD 探测器是否能探测到清晰可见的莫尔条纹而定. 待观察到清晰的莫尔条纹时, 转动转换屏与相位光栅之间的相对角度, 把莫尔条纹周期调至无穷大, 最后把待测样品固定在紧靠相位光栅前的样品架上. 实验时在结构阳极 X 射线管上加阳极电压为 60 kV, 电流 2 mA, 分步移动相位光栅采集原图像时曝光时间为 20 s. 所用线发射体结构阳极的周期 $P_0 = 42 \mu\text{m}$, 占空比 $\gamma = b/P_0 = 0.25$, X 射线的中心波长对应的光子能量为 31 keV ($\lambda = 0.04 \text{ nm}$), 相位光栅和具有分析光栅的转换屏各自制作在直径为 5 英寸的硅片上, 相位光栅刻蚀深度为 $40 \mu\text{m}$, 相对于 X 射线中心波长的相位变化为 π , 周期 $P_1 = 5.6 \mu\text{m}$, 具有分析光

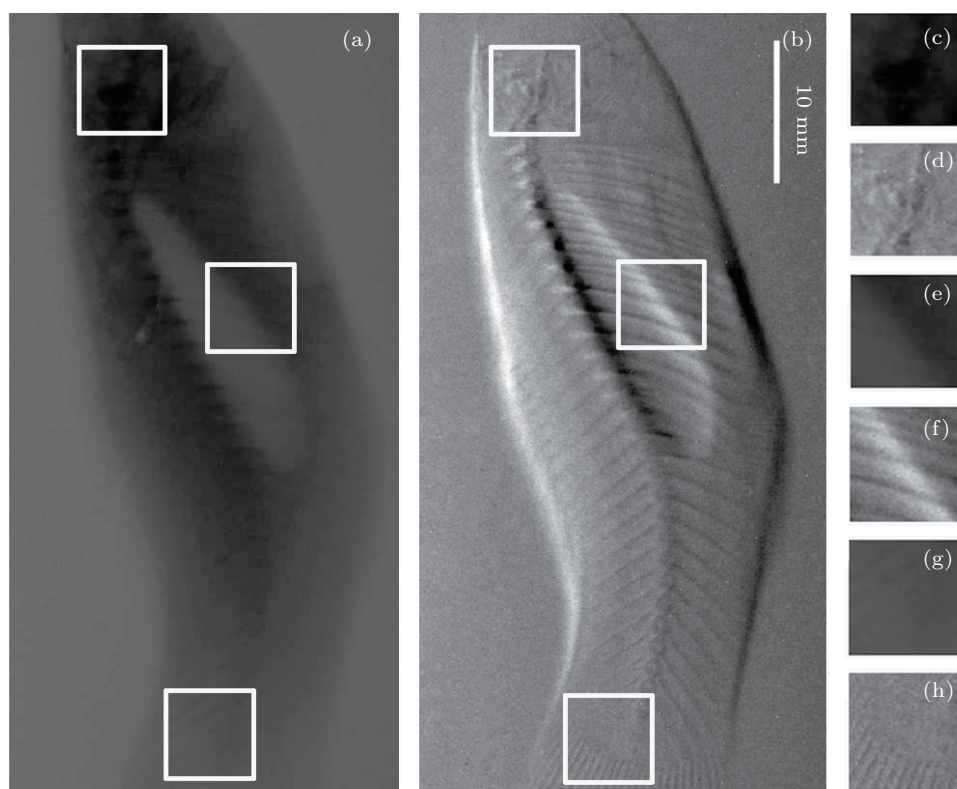


图 2 根据实验采集数据恢复出的小鱼吸收像和相衬像 (a) 小鱼吸收图像; (b) 小鱼相衬图像; (c)—(h) 小鱼局部结构放大图

栅功能的转换屏周期 $P_2 = 3 \mu\text{m}$, 阳极靶中心到相位光栅的距离 $R = 1470 \text{ mm}$, 相位光栅到转换屏的距离 $z = 105 \text{ mm}$, 图像探测器是 ANDOR 公司生产的 DH436-FO-9HK CCD 相机, 像元数 2048×2048 , 单个像素大小是 $13.5 \mu\text{m}$. 考虑到 CCD 相机的实际感光面积较小, 在转换屏和 CCD 相机之间通过 $1:2$ 的光锥直接耦合. 成像的生物样品选用小鲫鱼, 样品长度为 63 mm , 宽度为 16 mm , 厚度为 7 mm . 物体放置在相位光栅前面约 10 mm 处. 在恢复图像时, 我们采用两步相移法解调样品相位信息^[13], 即在一个相位光栅自成像条纹周期范围内曝光两次, 移动相位光栅一次. 这种移动是通过控制放有相位光栅的纳米位移台来实现的. CCD 相机分别记录相位光栅在两个不同位置时的原图像, 从两幅原图像中解调出物体的吸收像和相衬像, 如图 2 所示.

从两幅图像的对比中我们可以看出, 所得到的传统吸收像无法看清肌肉等软组织, 而所得到的相衬像不但软组织图像对比度高, 其骨组织相衬图像的质量也优于吸收像.

4 结论

本文给出一种无吸收光栅的 X 射线相衬成像方法. 为此, 我们发展了基于线发射体的空间相干 X 射线源和具有分析光栅功能的像素化 X 射线转换屏以及 X 射线相位光栅, 并基于这些核心器件搭建了 X 射线相衬成像系统, 利用此系统获得了 X 射线相衬图像. 本系统与已有系统相比较, 不仅有利于系统成本的降低, 还尤其适合于更硬 X 射线的相衬成像, 有提供更高质量的相衬图像的潜力.

-
- [1] Momose A 1995 *Nucl. Instrum. Meth. A* **352** 622
- [2] Ingal V N, Beliaevskaya E A 1995 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **28** 2314
- [3] Snigirev A, Snigireva I 1995 *Rev. Sci. Instrum.* **66** 5486
- [4] Wilkins S W, Gureyev T E, Gao D, Pogany A, Stevenson A W 1996 *Nature* **384** 335
- [5] Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, David C 2006 *Nature Phys.* **2** 258
- [6] Rutishauser S, Zanette I, Donath T, Sahlholm A, Linnros J, David C 2011 *Appl. Phys. Lett.* **98** 171107
- [7] Niu H B, Guo J C, Wang K G, Yang Q L 2006 *China Patent* 200610062487.1
- [8] Lei Y H, Liu X, Guo J C, Zhao Z G, Niu H B 2011 *Chin. Phys. B* **20** 042901
- [9] Engelhardt M, Baumann J, Schuster M, Kottler C, Pfeiffer F, Bunk O, David C 2007 *Appl. Phys. Lett.* **90** 224101
- [10] Liu X 2007 *Ph. D. Dissertation* (Wuhan: Huazhong University of Science and Technology) (in Chinese) [刘鑫 2007 博士学位论文 (武汉: 华中科技大学)]
- [11] Liu X, Lei Y H, Zhao Z G, Guo J C, Niu H B 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 6927 (in Chinese) [刘鑫, 雷耀虎, 赵志刚, 郭金川, 牛憨笨 2010 物理学报 **59** 6927]
- [12] Du Y, Liu X, Lei Y H, Guo J C, Niu H B 2011 *Opt. Express* **19** 22669
- [13] Liu X, Guo J C, Niu H B 2010 *Chin. Phys. B* **19** 070701

Experimental study of X-ray phase contrast imaging without absorbing grating*

Yang Qiang Liu Xin Guo Jin-Chuan Lei Yao-Hu
Huang Jian-Heng Niu Han-Ben[†]

(Key Laboratory of Optoelectronic Devices and Systems of Ministry of Education, College of Optoelectronic Engineering,
Shenzhen University, Shenzhen 518060, China)

(Received 21 January 2012; revised manuscript received 13 February 2012)

Abstract

According to the theoretical analysis of X-ray differential phase-contrast imaging system based on one-dimensional spatial-coherence X-ray source with multi-line structured anode, a scintillator functioning as an absorption grating, and a phase grating fabricated by photo-assisted electrochemical etching technique developed by us, we construct a non-absorption grating X-ray differential phase-contrast imaging system, conduct the experiments on some biological samples prepared with the above system, and finally obtain some phase-contrast images with more structural information than the ones obtained by conventional X-ray absorption method. Consequently, our system can be considered as a feasible imaging system and can have potential applications in hospitals and laboratories.

Keywords: X-ray phase-contrast imaging, multi-line structured anode, phase grating, scintillator

PACS: 07.85.Fv, 41.50.+h, 52.59.Px, 87.59.-e

* Project supported by the National Basic Research Program of China (Grant No. 2012CB825802), the Key Program of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60532090), the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61101175), and the Science and Technology Project from Shenzhen Government, China (Grant No. JC201005280502A).

[†] E-mail: hbnui@szu.edu.cn