

硬 X 射线光栅微分干涉相衬成像两步相移算法的理论实验研究*

杜杨¹⁾²⁾ 雷耀虎¹⁾ 刘鑫¹⁾ 郭金川¹⁾ 牛憨笨^{1)†}

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

2) (中国科学院西安光学精密机械研究所, 超快诊断技术中国科学院重点实验室, 西安 710119)

(2012 年 7 月 28 日收到; 2012 年 10 月 29 日收到修改稿)

针对硬 X 射线光栅微分干涉相衬成像在实际应用中对低辐射剂量和快速获取图像的要求, 通过对实验系统的理论分析和参数优化设计, 采用了两步相移算法用于提取物体相位信息. 这种方法可以有效降低 X 射线对物体的辐射剂量, 大大提高恢复相位信息的速度, 为 X 射线光栅相衬成像在未来的医疗和工业中的应用奠定基础.

关键词: 光栅干涉, X 射线相衬成像, 两步相移算法

PACS: 87.59.-e, 07.85.Fv, 87.64.mh, 42.30.Rx

DOI: 10.7498/aps.62.068702

1 引言

自伦琴发现 X 射线以来, X 射线成像技术已经在材料科学、生命科学、医疗以及工业领域得到广泛应用, 它是研究物质内部结构和组成不可或缺的工具. X 射线同物质的相互作用可以用复折射率来表示, 即 $n = 1 - \alpha + i\beta$, 其中 β 为吸收因子, α 为相位因子, 它们分别表征了 X 射线透过物体之后振幅和相位的变化. 传统的 X 射线成像技术是基于物质对 X 射线的吸收衰减机制, 然而对于人体的软组织以及其他由轻元素 (如 C, H, O, N 等) 构成的物质而言, 由于对 X 射线的吸收较弱, 很难获得清晰的图像. 在硬 X 射线波段, 由轻元素构成的物质的相位因子要比吸收因子大 3 个量级以上^[1], X 射线相衬成像技术正是通过探测 X 射线透过物质之后的相位信息变化来获得物体的内部信息, 从而得到传统 X 射线成像技术无法获得的相位衬度图像. 因此, X 射线相衬成像技术对轻元素物质结构的探测具有明显的优势^[2,3]. 这在材料科学领域和医疗领域尤其是对癌症的早期诊断, 具有很高的应用价值.

自 20 世纪 90 年代以来, X 射线相衬成像技术已经获得了很大的进展. 根据获取相位信息方法的不同, X 射线相衬成像方法可分为 X 射线干涉法、衍射增强法、光栅干涉法和自由空间传播法^[4]. 其中, X 射线干涉法探测的是相位信息; 衍射增强法和光栅干涉法探测的是相位的一阶导数信息; 自由空间传播法探测的是相位的二阶导数信息. 由于 X 射线相衬成像技术对 X 射线源的相干性和亮度要求很高, 目前很多这方面的实验工作是在同步辐射源上进行的, 这将限制 X 射线相衬成像技术的应用. 光栅干涉法对 X 射线源的相干性要求较低, 系统对稳定性要求不高, 容易实现, 因此具有很大的优势. 光栅干涉法首先在同步辐射源上获得了比较好的相衬图像, 通过引入源光栅, 这种基于光栅的微分干涉相衬成像方法可以在普通 X 射线源条件下实现^[5]. 更重要的是, 基于光栅的微分干涉相衬成像方法不受视场限制, 可以实现大视场成像, 因此, 它被认为是最有潜力从实验室走向实际应用的的方法.

在实际应用中, 尤其在医疗领域, 为了增强 X 射线的穿透深度和减少 X 射线的辐射损伤, 通常需

* 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 (批准号: 11074172, 61101175) 和深圳市科技局项目 (批准号: CXB201005240011A, JC201005280502A) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: hbniu@szu.edu.cn

要高能 X 射线和尽量少的辐射剂量. 在光栅干涉法中, 吸收光栅和相位光栅是系统的关键器件. 然而, 这种应用于 X 射线的吸收光栅器件对深宽比要求很高, 制作工艺复杂, 成本较高, 尤其是大面积、高深宽比的吸收型分析光栅, 对目前的工艺要求仍然是一项巨大的挑战. 另外, 当 X 射线能量增大时, 由于吸收光栅不能够完全吸收高能 X 射线, 导致图像质量降低, 因此限制了在 X 射线波段的应用 [6]. 再次, 在光栅干涉法中, 通常采用多步相移方法来获取物体的相位信息 [7,8], 从而导致了 X 射线的辐射剂量增大, 获取图像的速度大大降低, 因此很难应用于对 X 射线辐射剂量要求较小、获取图像实时性要求较高的医疗领域.

本文依据光栅干涉法原理, 针对光栅干涉法所存在问题, 采用自行设计的阵列结构 X 射线源和具有分析光栅功能的结构化 X 射线转换屏, 实现了无吸收光栅微分干涉相衬成像方法. 在此基础上, 针对目前光栅干涉法中多步相移法获取相位信息的缺点, 采用两步相移的理论和实验方法 [9-11], 在实验上得到视场为 5.5 cm 的吸收衬度和相位衬度图像. 为 X 射线微分干涉相衬成像的应用奠定了理论和实验基础.

2 系统原理与设计

无吸收光栅微分干涉相衬成像方法采用阵列结构 X 射线源代替源光栅, 采用具有吸收光栅功能的结构化 X 射线转换屏作为分析光栅, 从而克服了普通的源光栅和分析光栅的缺点, 可以适用于更高能量的 X 射线, 进一步提高相衬图像的质量 [12-14]. 系统原理如图 1 所示.

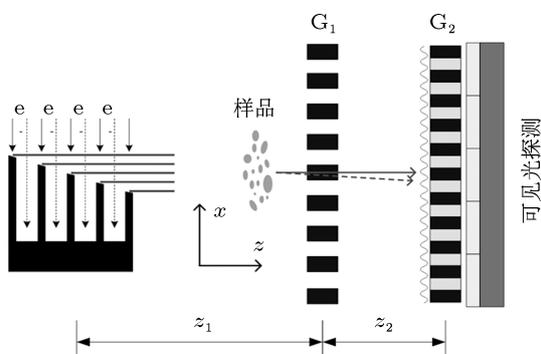


图 1 无吸收光栅 X 射线微分干涉相衬成像系统原理

系统主要由周期为 p_0 多阵列结构阳极 X 射线源 G_1 , 周期为 p_1 , 相位变化为 π 的相位光栅 G_2 和

周期为 p_2 具有分析光栅功能的结构化 X 射线转换屏 G_2 所构成. 多阵列结构阳极 X 射线源的结构原理如图 1 所示, 在 X 射线阳极靶上制作周期性沟槽结构, 靶平面和光轴成 6° 角, 当电子束轰击靶面时, 由于电子轰击沟槽内产生的 X 射线被侧壁阻挡并吸收, 只有轰击到阳极靶的上表面所产生的 X 射线可以发射出去, 从而产生具有周期性结构的阵列 X 射线源. 对于单个条带的 X 射线源而言, 当传播一定距离后便可以满足 X 射线微分干涉相衬成像的空间相干长度的条件, 而不同条带的 X 射线源之间不具有相干性, 但却满足 X 射线微分干涉相衬成像空间叠加性的要求. 这种结构不需要源光栅便可以实现源光栅的功能, 同时还可以克服源光栅不能完全吸收高能 X 射线相衬成像从而导致图像质量下降的缺点, 因此更适用于高能 X 射线. 为了满足 X 射线微分干涉相衬成像对 X 射线源空间相干性的要求, 结构阵列 X 射线源的空间相干长度 l_c 要满足如下条件:

$$l_c = \frac{z_1 \lambda}{\gamma_0 p_0} \geq p_1, \quad (1)$$

其中 z_1 为结构阵列 X 射线源到相位光栅的距离, γ_0 为结构阵列光源占空比, λ 为结构阵列光源的中心波长. 在球面波照射的条件下, 根据 Talbot-Lau 原理, 在一阶 Talbot 距离处可以得到相位光栅的自成像. 一阶 Talbot 距离 z_2 可以表示为

$$z_2 = M \frac{p_1^2}{8\lambda}, \quad (2)$$

$$M = \frac{z_1 + z_2}{z_1}, \quad (3)$$

其中 M 为几何放大倍率. 为了满足相位光栅的自成像空间重叠性的要求, 需要满足如下条件:

$$p_2 = \frac{p_0 z_2}{z_1}, \quad (4)$$

对于 π 相位光栅, 它主要起到相位分束器的作用. 当入射的 X 射线透过相位光栅时, 在一个空间周期内会产生 π 的相位变化, 此时, 通过相位光栅衍射的 X 射线能量 80% 以上都集中在 ± 1 级上, 而滤掉了对相位信息没有贡献的 0 级衍射光 [15,16]. 根据 Talbot-Lau 原理, 在相位光栅后满足 Talbot 距离处便可以形成相位光栅的自成像.

然而, 由于光栅自成像的条纹周期非常小 (微米量级), 因此普通的 CCD 无法探测到相位光栅自成像条纹. 为了探测到条纹信息, 在探测器前放置与自成像条纹周期相同的分析光栅, 形成大周期的

莫尔条纹, 再通过 X 射线转换屏将莫尔条纹转换为可以直接探测的可见光. 由于 X 射线波段的分析光栅通常采用高深宽比的吸收光栅, 这种分析光栅的制作工艺复杂, 成本较高, 而且当 X 射线能量增大时, 对吸收光栅深宽比的要求进一步提高, 从而提高了器件工艺的复杂程度. 另外, 由于吸收光栅不能完全吸收高能 X 射线, 直接导致莫尔条纹对比度下降, 从而影响图像质量. 为了克服这个缺点, 我们研制了具有分析光栅功能的 X 射线结构化转换屏^[17], 它既能起到分析光栅的作用, 还可以将 X 射线转换为可见光. 通过采用光辅助电化学刻蚀的方法制作具有周期结构的硅基光栅, 为了实现分析光栅的功能, 在其中半个周期的硅基光栅中填充荧光材料 (CsI: Tl), 用于将 X 射线转换为可见光. 为了使 X 射线转换的可见光在硅基光栅内壁传输, 需要在内壁镀一层比硅折射率高的物质 (如二氧化硅) 作为全反射材料, 经过处理的硅基光栅内壁相当于波导, X 射线透过荧光材料转换的可见光可以传输到探测器, 而另外半个周期完全由硅构成, 不能够将 X 射线转换为可见光. 这样在理论上所得到的莫尔条纹的对比度可以达到 100%, 与传统的吸收型分析光栅相比, 这种结构化转换屏对制作工艺要求大大降低, 可以在普通实验室条件下实现, 而且不需要贵金属物质 (例如金) 作为吸收 X 射线的材料, 大大降低了制作成本. 另外, 由于具有分析光栅功能的转换屏不受到 X 射线能量的限制, 可以直接将所有透过荧光材料的 X 射线转换为可见光, 大大提高了 X 射线的利用效率, 更适用于高能 X 射线领域的应用.

3 两步相移算法

在光栅微分干涉法中, 为了提取物体的相位信息, 通常采用多步相移法. 由于这种方法需要多次移动相位光栅或分析光栅并对物体进行多次曝光, 从而导致 X 射线的辐射剂量增大, 获取图像的时间也变长, 因此很难适用于对辐射剂量要求较低、实时性要求较高的医疗成像领域. 为此, 我们采用一种两步相移算法, 只需对物体曝光两次, 便可以恢复物体的相位信息, 从而降低了 X 射线的辐射剂量, 大大提高成像速度. X 射线透过物体之后, 经过相位光栅的调制, 在一阶 Talbot 距离处的光强可以表示为

$$I(m, n) = a(m, n) + b(m, n)$$

$$\times \cos \left[\frac{2\pi}{p_2} x + \alpha + \varphi(m, n) \right], \quad (5)$$

其中 $a(m, n)$ 为背景光强, $b(m, n)/a(m, n)$ 为相位光栅自成像的条纹对比度, α 为背景光的相位信息, $\varphi(m, n)$ 为物体的相位信息. 由 (5) 式可知, 由于公式中有三个未知量, 因此至少需要三个方程才可以得到相位信息, 为了实现两步相移算法, 首先需要在没有放置物体时进行多次曝光来获得背景光的条纹对比度信息和初始相位信息. 当没有物体时, 成像面上光强可以表示为

$$I(m, n) = a(m, n) + b(m, n) \cos \left(\frac{2\pi}{p_2} x + \alpha \right), \quad (6)$$

通过移动相位光栅并多次曝光, 可以得到光强对应相位光栅不同位置的光栅位移曲线, 如图 2 所示.

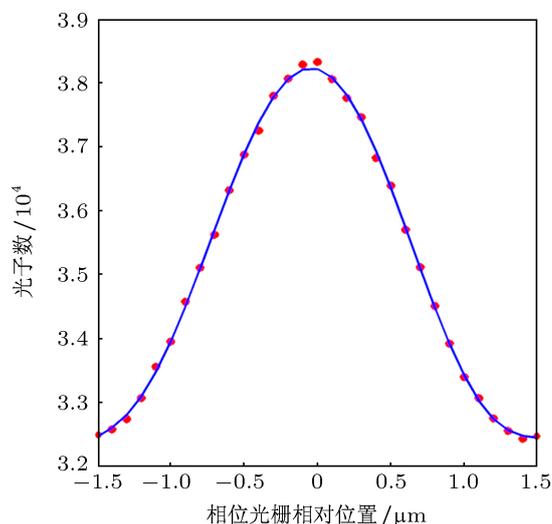


图 2 没有放置物体时相位光栅不同位置处的光强变化曲线 (横轴为相位光栅的相对位置, 纵轴为 CCD 上 25 个像素的光子数)

根据光栅位移曲线可以确定莫尔条纹的对比度 $b(m, n)/a(m, n)$ 和背景光的初始相位 α . 当 $2\pi x/p_2 + \alpha = 0$ 时, X 射线透过物体之后产生折射, 光强可以表示为

$$I(m, n) = a(m, n) + b(m, n) \cos [\varphi(m, n)]. \quad (7)$$

放置物体后, 移动相位光栅, 使相位光栅的初始相位分别为 $\pi/2$ 和 $-\pi/2$, 从而得到的光强分别为

$$I_1(m, n) = a(m, n) + b(m, n) \cos \left[\varphi(m, n) - \frac{\pi}{2} \right], \quad (8)$$

$$I_2(m, n) = a(m, n) + b(m, n) \cos \left[\varphi(m, n) + \frac{\pi}{2} \right]. \quad (9)$$

由三角和差化积公式可得

$$\frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{b(m, n)}{a(m, n)} \sin [\varphi(m, n)]. \quad (10)$$

由于 $b(m,n)/a(m,n)$ 为条纹对比度, 可以近似为常量, 并且 $\varphi(m,n)$ 通常较小, 从而近似可得

$$\varphi(m,n) = C \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2}, \quad (11)$$

其中 $C = a(m,n)/b(m,n)$ 为常数. 同时还可以得到物体的吸收信息

$$I_a = \frac{I_1 + I_2}{2}. \quad (12)$$

由此可见, 通过两步相移算法, 只需对物体进行两次曝光, 便可以得到物体的相位信息和吸收信息.

4 实验结果

为了验证两步相移的可行性, 我们采用橡胶管和钢螺栓材料进行试验. X 射线源阳极材料为钨靶, 管电压和管电流分别为 60 kV 和 2 mA, 产生的 X 射线的中心能量为 $E_c = 31$ keV, 对应的中心波

长为 $\lambda_c = 0.04$ nm. 所产生阵列 X 射线源的周期为 $p_0 = 42$ μm , 占空比 $\gamma_0 = 0.25$. 相位光栅的周期为 $p_1 = 5.6$ μm , 占空比为 0.5, 光栅深度为 41 μm , 相对于中心波长为 0.04 nm 的 X 射线所产生的相移为 π . 具有分析光栅功能的结构化转换屏的周期为 $p_2 = 3$ μm , 占空比为 0.5, 荧光材料 (CsI: TI) 的填充深度为 150 μm . 扫描相移平台所采用的是 PI 公司的 P-611.ZS 型纳米位移平台, 图像探测器为 ANDOR 公司的 DH436-FO-9HK 型 2048 \times 2048 面阵 CCD, 像素大小为 13.5 μm , 通过 2 : 1 比例放大的光锥和具有分析光栅功能的转换屏直接耦合, 因此有效视场大小为 5.5 cm. 图 3(a) 和图 3(c) 分别是移动相位光栅在 $\pi/2$ 和 $-\pi/2$ 位置处的图像, 每幅图像的曝光时间分别为 10 s, 通过两步相移算法分别得到了材料的吸收衬度和相位衬度图像, 如图 3(d) 和图 3(e) 所示.

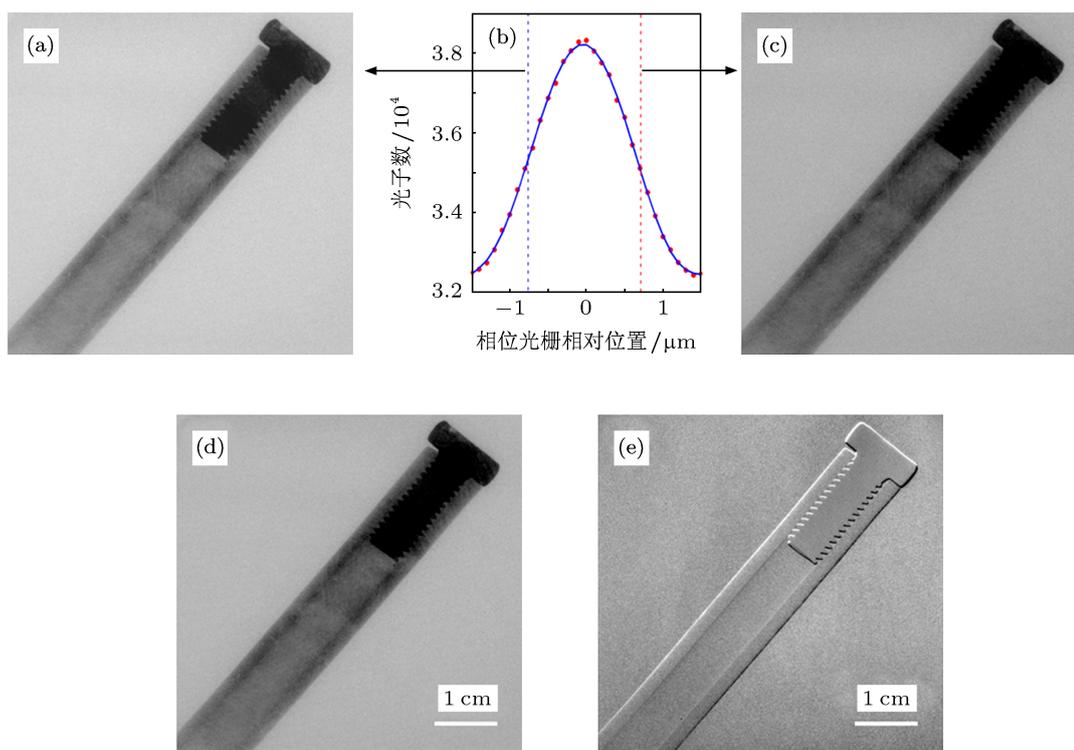


图 3 橡胶棒和钢螺栓的 X 射线吸收衬度和一阶微分相位衬度图像 (a) 相位相对移动 $-\pi/2$ 位置的图像; (b) 相位光栅不同位置处的光强变化曲线; (c) 相位相对移动 $\pi/2$ 位置的图像; (d) 吸收衬度图像; (e) 一阶微分相位衬度图像

5 结论

理论分析和实验结果表明, 两步相移算法在 X 射线光栅微干涉相衬成像中具有可行性. 尽管传统的多步相移算法可以进一步降低图像噪声和测量误差^[8], 却大大增加了 X 射线对物体的辐射剂量

和降低获取相位图像的速度, 因此很难适用于对辐射剂量要求低的医疗成像领域和对实时性要求高的成像领域. 在光栅微干涉 X 射线相衬成像的两步相移算法中, 需要确定初始相位以保证物体在光栅位移曲线的线性范围之内, 因此, 在没有放置物体之前, 通过多次移动相位光栅来测定光栅位置和

光强的关系, 从而确定放置物体后的光栅位置和光栅移动步长. 另外, 由于相位光栅和分析光栅的周期较小, 为了保证扫描精度, 通常需要纳米位移平台. 与多步相移方法相比, 两步相移算法有效地降

低 X 射线对物体的辐射剂量, 加快恢复物体相位信息的速度, 对 X 射线微分干涉相衬成像在未来的应用, 尤其在医疗领域的应用具有重要的参考价值.

- [1] Momose A, Fukuda J 1995 *Med. Phys.* **22** 375
- [2] Yan J, Jiang S E, Su M, Wu S C, Lin Z W 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 068703 (in Chinese) [晏骥, 江少恩, 苏明, 巫顺超, 林稚伟 2012 物理学报 **61** 068703]
- [3] Xue Y L, Xiao T Q, Wu L H, Chen C, Guo R Y, Du G H, Xie H L, Deng B, Ren Y Q, Xu H J 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 5496 (in Chinese) [薛艳玲, 肖体乔, 吴立宏, 陈灿, 郭荣怡, 杜国浩, 谢红兰, 邓彪, 任玉琦, 徐洪杰 2010 物理学报 **59** 5496]
- [4] Momose A 2005 *Jpn. J. Appl. Phys.* **44** 6355
- [5] Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, David C 2006 *Nat. Phys.* **2** 258
- [6] Rutishauser S, Zanette I, Donath T, Sahlholm A, Linnros J, David C 2011 *Appl. Phys. Lett.* **98** 171107
- [7] Momose A, Kawamoto S, Koyama I, Hamaishi Y, TaKai K, Suzuki Y 2003 *Jpn. J. Appl. Phys.* **42** L866
- [8] Weitkamp T, Diaz A, David C, Pfeiffer F, Stampanoni M, Cloetens P, Ziegler E 2005 *Opt. Express* **13** 6296
- [9] Chen B, Zhu P P, Liu Y J, Wang J Y, Yuan Q X, Huang W X, Ming H, Wu Z Y 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 1576 (in Chinese) [陈博, 朱佩平, 刘宜晋, 王嵩越, 袁清习, 黄万霞, 明海, 吴白玉 2008 物理学报 **57** 1576]
- [10] Liu X, Guo J C, Niu H B 2010 *Chin. Phys. B* **19** 070701
- [11] Liu X, Guo J C, Lei Y H, Du Y, Niu H B 2012 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **691** 86
- [12] Du Y, Liu X, Lei Y H, Guo J C, Niu H B 2011 *Opt. Express* **19** 22669
- [13] Yang Q, Liu X, Guo J C, Lei Y H, Huang J H, Niu H B 2012 *Acta Phys. Sin.* **16** 160702 (in Chinese) [杨强, 刘鑫, 郭金川, 雷耀虎, 黄建衡, 牛憨笨 2012 物理学报 **16** 160702]
- [14] Du Y, Huang J H, Lin D Y, Niu H B 2012 *Anal. Bioanal. Chem.* **404** 793
- [15] David C, Nöhammer B, Solak H H, Ziegler E 2002 *Appl. Phys. Lett.* **81** 3287
- [16] 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]
- [17] Lei Y H, Liu X, Guo J C, Zhao Z Z, Niu H B 2010 *Chin. Phys. B* **20** 042901

Theoretical and experimental study of two-phase-stepping approach for hard X-ray differential phase contrast imaging*

Du Yang¹⁾²⁾ Lei Yao-Hu¹⁾ Liu Xin¹⁾ Guo Jin-Chuan¹⁾ Niu Han-Ben¹⁾

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

2) (CAS Key Laboratory of Ultrafast Diagnostics, Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics of CAS, Xi'an 710119, China)

(Received 28 July 2012; revised manuscript received 29 October 2012)

Abstract

To satisfy the need of low-dose and high-speed in practical application of hard X-ray differential phase contrast imaging, according to the theoretical analysis and the optimal design of parameters for the experimental system, we propose a two-stepping phase shift algorithm to retrieve the object phase information. The method can effectively reduce the radiation dose and substantially improve the speed of retrieving phase information, which lays the foundation for the X-ray phase contrast imaging in medical and industrial applications.

Keywords: grating interferometer, X-ray phase contrast imaging, two-stepping phase shift algorithm

PACS: 87.59.-e, 07.85.Fv, 87.64.mh, 42.30.Rx

DOI: 10.7498/aps.62.068702

* 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 National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11074172, 61101175), and the Science and Technology Bureau of Shenzhen, China (Grant Nos. CXB201005240011A, JC201005280502A).

† Corresponding author. E-mail: hbnui@szu.edu.cn