

硬 X 射线微分相衬成像的噪声特性分析*

黄建衡 杜杨 雷耀虎 刘鑫 郭金川 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, 广东省光电子器件与系统重点实验室, 深圳 518060)

(2014 年 4 月 13 日收到; 2014 年 5 月 20 日收到修改稿)

量子噪声引起光强随机波动是影响 X 射线相衬图像质量的一个重要因素. 提出了一种针对硬 X 射线微分相衬成像噪声特性的分析方法, 通过数值模拟获得了量子噪声对成像结果的作用规律. 模拟结果表明, 折射像和散射像的噪声均方差与叠栅条纹对比度成反比关系, 叠栅条纹对比度越大, 统计所得的均方差值越小. 在保证 X 射线探测效率的前提下, 提高叠栅条纹对比度将有利于获得高质量的相衬图像, 并为有效减少 X 射线曝光剂量提供条件.

关键词: X 射线光学, 光栅相衬成像, 量子噪声, 叠栅条纹对比度

PACS: 87.59.-e, 87.64.mh, 42.50.Lc, 42.30.Ms

DOI: 10.7498/aps.63.168702

1 引言

X 射线吸收成像已成为医疗诊断中一个不可或缺的标准工具, 并越来越多地应用在其他研究领域, 如生物学、环境科学、材料科学、工业无损检测以及安全检查等. 然而, 对于生物体软组织、聚合物和纤维复合材料等对 X 射线弱吸收的一类物体, 传统 X 射线成像技术难以获得它们的清晰图像^[1]. 理论上, 硬 X 射线与轻元素物质相互作用的弹性散射截面通常比其吸收截面大几个数量级, 弹性散射和吸收分别引起 X 射线透过样品后波前的相移和振幅衰减^[2]. 因此, 若能在探测样品吸收像的同时记录下 X 射线的相移, 将有可能获得高对比度的相位衬度图像^[3,4].

在过去几十年中, 发展了多种 X 射线相衬成像方法, 可分为晶体干涉法、衍射增强法、自由空间传播法和光栅干涉法四类, 它们的实验装置、记录的信号特征和对 X 射线源的要求都各不相同^[5-7]. 其中晶体干涉法和衍射增强法需使用平行度和单色性很高的 X 射线光束, X 射线源的时间相干长度和

空间相干长度都要在微米量级以上, 因此, 目前只能在同步辐射源上进行实验. 另外, 它们对机械稳定性的要求非常苛刻. 自由空间传播法克服了上述两种方法对光源时间相干性的严格要求, 已实现了带宽大于 10% 的宽谱成像, 但对空间相干性的要求仍然苛刻, 只有同步辐射源或微焦斑源能满足其成像要求. 而光栅干涉法成功突破了对 X 射线源的限制, 使用普通 X 射线管就可实现, 对机械稳定性的要求也大幅降低, 并有可能获得厘米量级的大视场图像, 被广泛认为是最有潜力从实验室走向实际应用的 X 射线相衬成像方法^[8-12].

近年来, 光栅干涉相衬成像技术已取得了很大的进展, 研究人员对 X 射线光栅相衬成像的研究逐渐从原理方法学转变到系统成像质量的评估上^[13-15]. 噪声特性是影响系统图像质量的重要因素之一. 分析成像系统的噪声特性不仅有利于优化系统参数以获取高信噪比的相衬图像, 也为进一步减少 X 射线曝光剂量、降低对生物或人体的损伤提供了可能. 因此, 对该系统的噪声分析具有十分重要的意义. 从光栅干涉成像系统的基本原理出发, 本文提出了一种针对硬 X 射线光栅微分相衬成像

* 国家重大科学仪器设备开发专项基金 (批准号: 61227802)、国家自然科学基金 (批准号: 11074172, 61101175) 和深圳市新产业发展专项基金 (批准号: CXB201005240011A, JC201005280502A) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: hbniu@szu.edu.cn

噪声特性的分析方法, 分析并模拟了量子噪声在成像过程中的传递特性及其对所得图像(吸收像、折射像和散射像)的作用规律, 为优化成像系统的设计方案提供依据.

2 成像系统及原理

首先在同步辐射源上实现了X射线光栅干涉成像^[16,17], 系统由两个光栅构成, G1和G2分别为相位光栅和吸收光栅(图1). 相位光栅相当于一个分束器, 把入射光束分为多级次的衍射光. 由于入射X射线波长 λ (约为 10^{-10} m)比相位光栅周期 p_1 (约为 10^{-6} m)小得多, 各级衍射光间的夹角非常小, 在相干光照明下, 它们会在光栅G1后距离为 d 的位置发生干涉而形成周期性的条纹分布, 也就是通常所说的Talbot效应^[18]. 当使用占空比为1/2的 π 相位光栅时, 其正负一级衍射光能量将占全部光能量的80%以上, 自成像条纹周期为相位光栅周期 p_1 的1/2. 若在相位光栅G1前放置一个物体, 入射光波前将发生扰动, 进而导致光栅自成像条纹发生相应的形变. 光栅干涉法的基本原理就是通过探测光栅自成像条纹的位置变化来获得入射X射线的波前分布. 但相位光栅自成像条纹的周期仅有若干微米, 一般的X射线面阵探测器无法直接分辨如此精细的条纹. 为此, 通常在探测面上放置一个与条纹周期相同的吸收光栅G2, 当相位光栅和吸收光栅之间存在一个微小夹角 θ 时, 可形成周期大得多的叠栅条纹, 普通的X射线探测器便可记录叠栅条纹的位置变化, 利用相移算法就可分析得出物体的相位信息, 我们也称这一光栅为分析光栅.

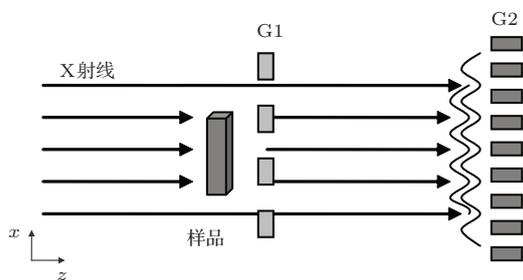


图1 平面波照明下光栅干涉成像原理图

X射线阵列光源(在普通X射线管前放置源光栅G0(图2)或直接采用阵列结构阳极X射线管)的提出与实现, 使得光栅微干涉相衬成像方法摆脱了同步辐射源的限制, 得以在普通实验室中实现.

如果满足以下几何关系:

$$\frac{p_0}{p_2} = \frac{l}{d}, \quad (1)$$

则不同线阵列源照明形成的叠栅条纹恰好相互叠加在一起, 极大地提高了条纹的亮度. 这里, p_0 为源光栅G0的周期, p_2 为吸收光栅G2的周期, l 为光源与相位光栅G1之间的距离, d 为Talbot距离.

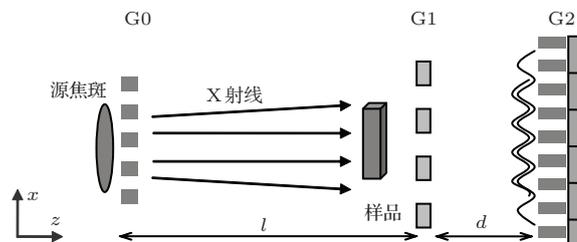


图2 阵列光源照明下光栅干涉成像原理图

当光栅G1和G2的夹角 $\theta = 0$ 时, 叠栅条纹因周期扩展为无限大而在视场内消失. 在一个周期 p_2 内横向移动吸收光栅G2, 在不同位置 x_g 处的探测光强 $I(x, y, x_g)$ 可表示为

$$I(x, y, x_g) = a_0(x, y) + a_1(x, y) \cos \left[\frac{2\pi x_g}{p_2} + \varphi(x, y) \right], \quad (2)$$

其中, a_0 , a_1 和 φ 分别为相移光强的均值、振荡幅度和相位. 相移光强的对比度(即叠栅条纹的对比度) $\nu = a_1/a_0$. 用上标r, s分别表示未放置物体和放置物体后的情形, 则可分别得到物体的吸收像、折射像和散射像的吸收率、折射角和散射率的表达式, 即

$$T(x, y) = \frac{a_0^s(x, y)}{a_0^r(x, y)}, \quad (3)$$

$$\alpha(x, y) = \frac{p_2[\varphi^s(x, y) - \varphi^r(x, y)]}{2\pi d}, \quad (4)$$

$$V(x, y) = \frac{a_0^r(x, y)a_1^s(x, y)}{a_1^r(x, y)a_0^s(x, y)}, \quad (5)$$

其中折射角 $\alpha(x, y)$ 与X射线透过物体后产生的相移 $\Phi(x, y)$ 在 x 方向上的一阶微分成正比, 即

$$\alpha(x, y) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x, y)}{\partial x}. \quad (6)$$

由于X射线对生物或人体组织存在辐射损伤, 尽可能地减少曝光剂量是非常必要的, 但这将会导致图像强度减弱, 进而影响图像质量. 系统噪声是影响两者关系的重要因素, 下面对成像系统的量子噪声特性进行分析.

3 量子噪声分析

3.1 量子噪声

数字探测器记录X射线强度时,光子的量子性引起每个像素内探测得到的光强随机起伏,形成量子噪声.量子噪声的随机涨落遵循泊松分布,在大量光子数的情况下趋于高斯分布^[19],同一像素内多次探测得到的光子数 N 的方差 δ_N^2 与其均值 \bar{N} 的关系可用下式表示^[20]:

$$\delta_N^2 = \bar{N}. \quad (7)$$

已知光强 I 与光子数 N 成正比关系,设其系数为 f ,有

$$I = fN. \quad (8)$$

结合(7)和(8)式得到光强方差 δ_I^2 与其均值 \bar{I} 的关系为

$$\delta_I^2 = f\bar{I}. \quad (9)$$

于是光强图像信噪比

$$R = \frac{\bar{I}}{\delta_I} = \sqrt{\frac{\bar{I}}{f}}. \quad (10)$$

由此可见,光强图像信噪比 R 与其光强均值 \bar{I} 的开方呈线性关系,光强越大,其信噪比越高.

3.2 T, α 和 V 的均方差

在一个周期 p_2 内横向移动吸收光栅,可得到吸收光栅不同位置 x_g 处的光强 $I(x, y, x_g)$,采用多步相移算法可分别解出相移光强均值 $a_0(x, y)$ 、振荡幅度 $a_1(x, y)$ 和相位 $\varphi(x, y)$ ^[21].算法公式如下:

$$a_0(x, y) = \frac{1}{N_{ps}} \sum_{k=1}^{N_{ps}} I(x, y, x_g), \quad (11)$$

$$a_1(x, y) = \frac{2}{N_{ps}} \left| \sum_{k=1}^{N_{ps}} I(x, y, x_g) \times \exp\left(-i2\pi\frac{k}{N_{ps}}\right) \right|, \quad (12)$$

$$\varphi(x, y) = \arg \left[\sum_{k=1}^{N_{ps}} I(x, y, x_g) \times \exp\left(-i2\pi\frac{k}{N_{ps}}\right) \right], \quad (13)$$

其中 N_{ps} 为总相移步数.由于 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 是通过计算 $a_0(x, y)$, $a_1(x, y)$ 和 $\varphi(x, y)$ 而

得,可知光强 $I(x, y, x_g)$ 的随机起伏最终会引起 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 的随机起伏,其分布服从高斯分布. $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 的均方差分别用 δ_T , δ_α 和 δ_V 表示,下面通过数值模拟讨论它们与系统参数的相互关系.

4 数值分析及结果

4.1 成像参数的设计

采用厚度为1 mm的聚苯乙烯(PS)平板和半径为1 mm的PS小球作为成像物体,PS是轻元素材料,其密度 $\rho = 1.35 \text{ g/cm}^3$,当X射线的波长 $\lambda = 0.04 \text{ nm}$ 时,其相移截面系数和吸收截面系数分别为 2.4080×10^{-7} 和 6.200×10^{-10} .为简化模拟过程,假设相位光栅G1使X射线产生理想的 π 相移,源光栅G0和吸收光栅G2均可实现对X射线的完全吸收.系统的具体参数列于表1,采用阵列结构阳极X射线管形成线阵光源(周期为 p_0)照明^[22].

表1 光栅微分相衬成像系统参数

λ/nm	$p_0/\mu\text{m}$	$p_1/\mu\text{m}$	$p_2/\mu\text{m}$	l/m	d/mm
0.04	42	5.6	3	1.47	105

当吸收光栅G2处于 x_{a_0} 位置,即光强 $I(x, y, x_{a_0}) = a_0(x, y)$ 时,设单步图像的信噪比为 R_{a_0} ,模拟在不同的信噪比 R_{a_0} 、叠栅条纹对比度 ν 和相移步数 N_{ps} 下PS平板的成像结果,并对其 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 的均方差进行统计分析.对半径为1 mm的PS小球进行成像数值模拟,给出了在叠栅条纹对比度 ν 分别取0.3和0.5时的吸收像和折射像.

4.2 模拟结果及讨论

4.2.1 成像质量与单步图像信噪比 R_{a_0} 的关系

在不同的单步图像信噪比 R_{a_0} 下,采用5步相移法对PS平板进行成像数值模拟,分别得到了PS平板的 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$,其中叠栅条纹对比度 $\nu = 0.3$.图3给出了统计分析得到的这三个参量的均方差与 R_{a_0} 的关系.从图3可以看出,除图3(c)中 $R_{a_0} = 5$ 时 δ_V 出现偏离较大的随机误差外, δ_T , δ_α 和 δ_V 均与 R_{a_0} 成反比关系,单步图像信

噪比越大, 则三种像的均方差值越小, 成像结果的信噪比越高. 由此可见, 提高单步图像的信噪比是光栅微分相衬成像系统获得高质量图像的基本要求. 在量子噪声的影响下, 提高单步图像的信噪比意味着增强单步图像的亮度, 存在如下4个主要途径: 一是延长获取单步X射线图像的曝光时间, 但对于未来的临床应用不利, 需要患者等待更长的时间; 二是采用更高功率的X射线源, 如旋转阳极靶X射线管, 但需要考虑旋转靶振动对系统成像的影响; 三是提高X射线探测器的探测量子效率, 但X射线探测器早已实现商业化生产, 其探测量子效率已得到了极大优化, 提高空间不大; 四是尽可能缩短X射线源与成像物体之间的距离, 这是非常有效的途径, 通过优化系统的参数设计, 选择适当的光栅周期, 可以获得更短的成像距离, 从而提高单步图像的亮度, 获得更高信噪比的吸收像、折射像和散射像.

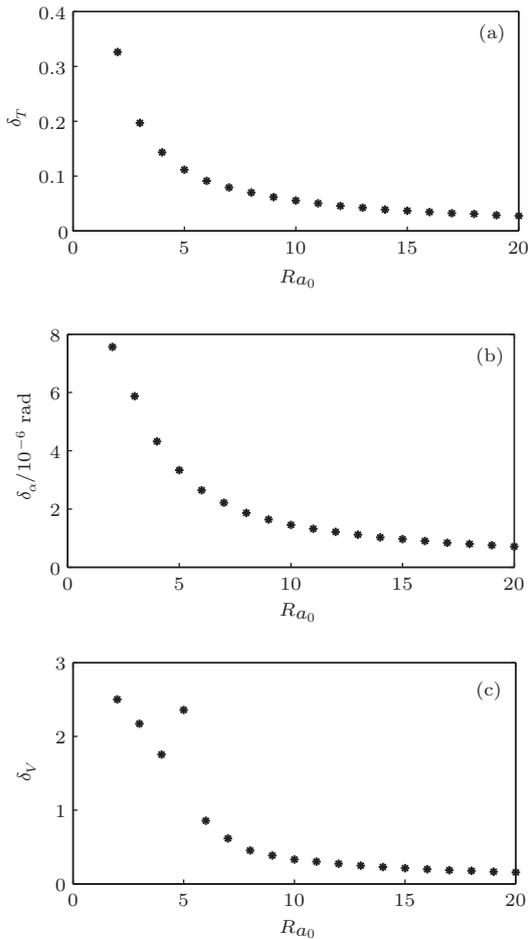


图3 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 的均方差与单步图像信噪比 Ra_0 的关系 (a) $T(x, y)$ 的均方差 δ_T ; (b) $\alpha(x, y)$ 的均方差 δ_α ; (c) $V(x, y)$ 的均方差 δ_V

4.2.2 成像质量与叠栅条纹对比度 ν 的关系

单步图像信噪比 $Ra_0 = 10$, 在不同的叠栅条纹对比度 ν 下, 仍然采用5步相移法对PS平板进行成像数值模拟, 结果如图4所示. 由图4(a)可知, 当 ν 从0.05逐步递增到1时, δ_T 只出现微小的随机波动, 可见吸收像与叠栅条纹对比度无关. 而从图4(b)和(c)可以看出, δ_α 和 δ_V 均与 ν 成反比, 叠栅条纹对比度 ν 越大, δ_α 和 δ_V 的值越小. 由此可见, 叠栅条纹对比度是影响折射像和散射像的关键因素, 条纹对比度足够高时, 才能获得高信噪比的折射像和散射像.

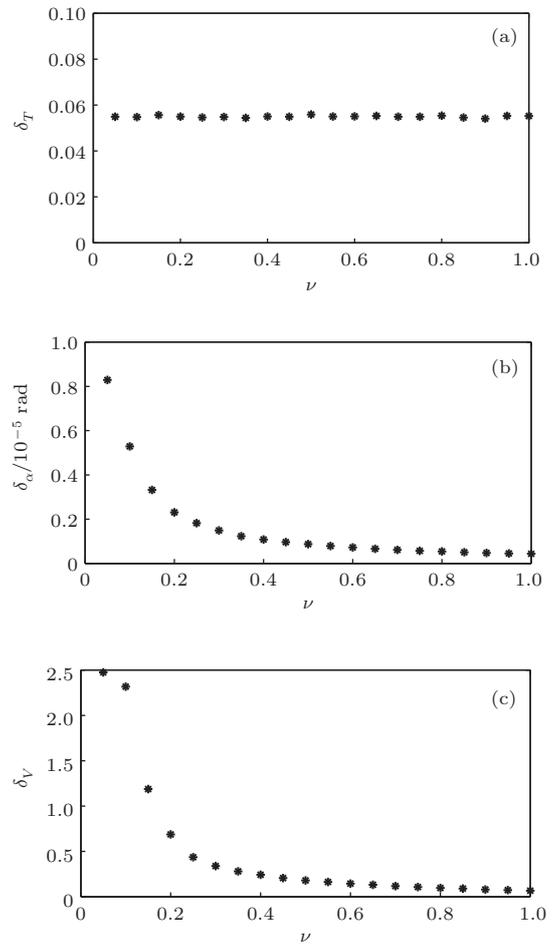


图4 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 的均方差与叠栅条纹对比度 ν 的关系 (a) $T(x, y)$ 的均方差 δ_T ; (b) $\alpha(x, y)$ 的均方差 δ_α ; (c) $V(x, y)$ 的均方差 δ_V

图5给出了叠栅条纹对比度 $\nu = 0.3, 0.5$ 时, 数值模拟得到的半径为1 mm的PS小球的吸收像和折射像. $\nu = 0.3$ 时PS小球的吸收像(图5(a))与 $\nu = 0.5$ 时PS小球的吸收像(图5(c))并无差别. 从图5(a)和(c)中实线处对应的吸收分布曲线(图5(e))可以看出, 两者的信噪比是一样的. 而

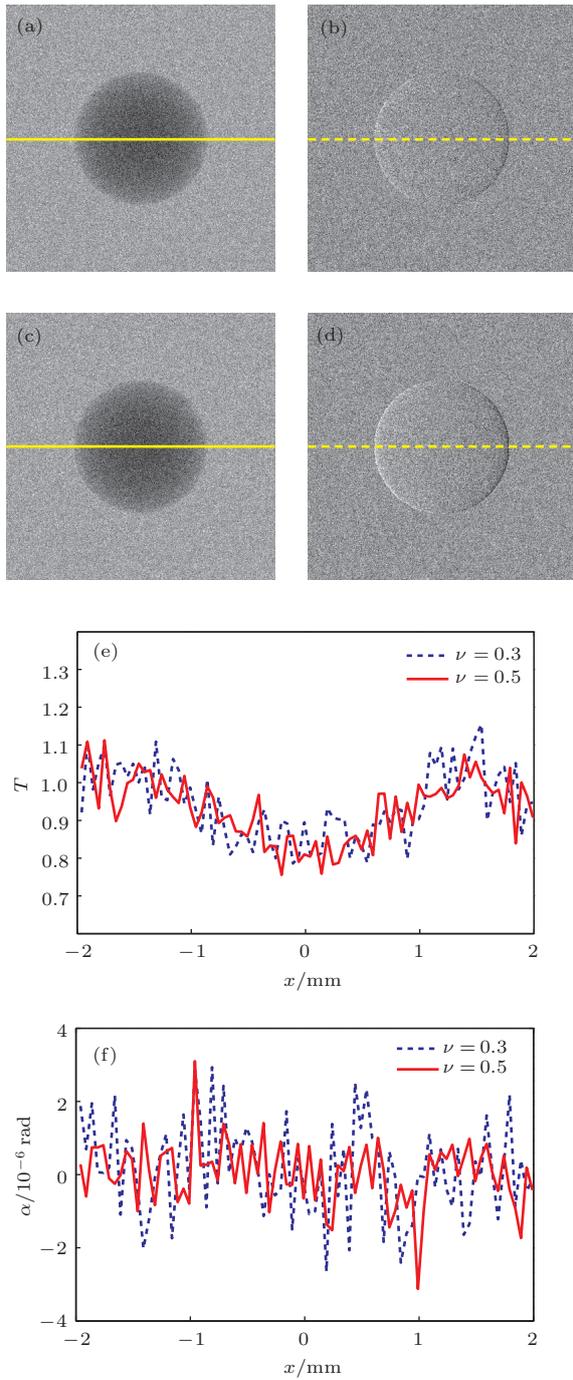


图5 叠栅条纹对比度 $\nu = 0.3, 0.5$ 时, PS 小球的成像数值模拟结果 (a) $\nu = 0.3$ 时所得到的吸收像; (b) $\nu = 0.3$ 时所得到的折射像; (c) $\nu = 0.5$ 时所得到的吸收像; (d) $\nu = 0.5$ 时所得到的折射像; (e) 两个吸收像中实线处对应的吸收率分布曲线; (f) 两个折射像中短划线处对应的折射角分布曲线

图5(b)所示的折射像($\nu = 0.3$)不如图5(d)所示的折射像($\nu = 0.5$)清晰,且从两图中短划线处对应的折射分布曲线(图5(f))可以看出,当 $\nu = 0.3$ 时小球的折射信号几乎已淹没在噪声中,而 $\nu = 0.5$ 时,小球边沿的折射信号仍清晰可辨. PS小球的模

拟结果也表明 δ_T 与叠栅条纹对比度 ν 无关,而 δ_α 则受叠栅条纹对比度 ν 的影响,随着叠栅条纹对比度的提高 δ_α 变小,图像信噪比随之提高. 影响叠栅条纹对比度的因素主要来自以下三方面:一是光源的谱宽和源光栅G0的占空比,为保证单步图像的亮度,采用一定谱宽和占空比是必要;二是器件的设计和制作,尤其是源光栅G0和吸收光栅G2,需要足够的深宽比及高原子序数材料才能有效阻挡X射线. 对于高能量的X射线,由于高深宽比吸收光栅的制作非常困难,这导致系统的叠栅条纹对比度很低,而结构化阳极X射线管和具有吸收光栅功能的X射线转换屏则可为提高叠栅条纹对比度提供一个有效的实现途径[23]. 三是系统的调节,要保证3个光栅之间的平行度,才能获得预想的叠栅条纹对比度. 另外,在光强较低时,探测器的暗电流和热噪声则成为降低叠栅条纹对比度的重要因素,这时要采用制冷型探测器以降低探测温度,从而尽可能减少暗电流和热噪声的影响.

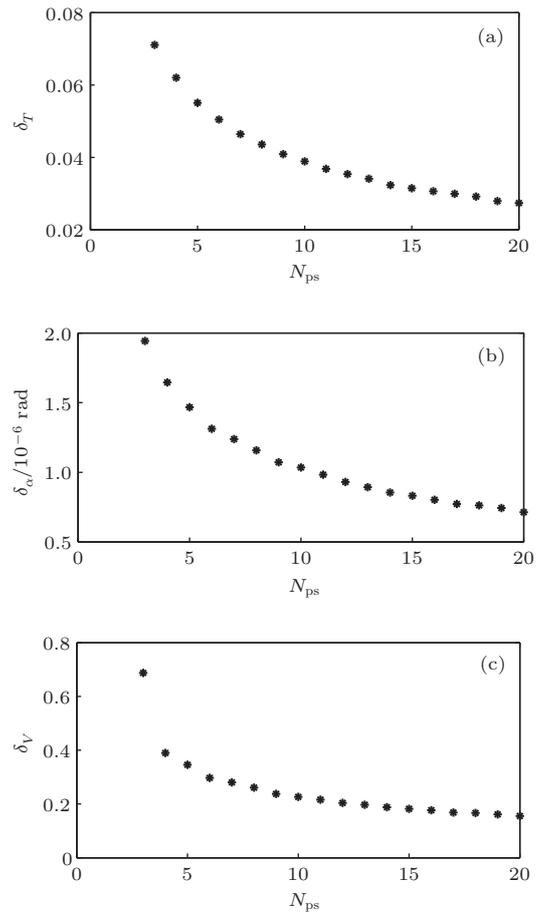


图6 $T(x, y)$, $\alpha(x, y)$ 和 $V(x, y)$ 的均方差与相移步数 N_{ps} 的关系 (a) $T(x, y)$ 的均方差 δ_T ; (b) $\alpha(x, y)$ 的均方差 δ_α ; (c) $V(x, y)$ 的均方差 δ_V

4.2.3 成像质量与相移步数 N_{ps} 的关系

当单步图像信噪比 $R_{a_0} = 10$, 叠栅条纹对比度 $\nu = 0.3$ 时, 采用不同的相移步数 N_{ps} 对 PS 平板进行成像数值模拟, 结果如图 6 所示. 从图 6 可以看出, δ_T , δ_α 和 δ_V 均与 N_{ps} 成反比, 相移步数 N_{ps} 越大, 图像的信噪比越高, 但对系统的操作越复杂, 成像时间越长, 这需要做折中的取舍.

5 结 论

X 射线光栅微分相衬成像不仅可以获得物体的吸收影像, 还能提供物体的折射角和散射率的分布, 这在软组织和轻元素材料成像方面的潜力巨大, 有望从普通实验室走向医学诊断和工业应用. 本文探讨了量子噪声在光栅微分相衬成像中的作用规律, 数值模拟了在不同的单步图像信噪比、叠栅条纹对比度和相移步数下 PS 平板的成像结果. 统计结果表明, 折射像和散射像的均方差与上述 3 个因素成反比, 而吸收像的均方差与叠栅条纹对比度无直接关系. 为降低 X 射线的辐射损伤, 有必要减少辐射强度、曝光时间和相移步数. 因此, 要提高光栅微分相衬系统的成像质量, 获得高信噪比的折射像和散射像, 在保证 X 射线探测效率的同时, 优化成像系统的叠栅条纹对比度是最佳途径. 本文对量子噪声的定量分析可作为优化成像系统设计的重要参考, 可进一步推动上述目标的实现.

参考文献

- [1] Fitzgerald R 2000 *Phys. Today* **53** 23
- [2] Henke B L, Gullikson E M, Davis J C 1993 *At. Data Nucl. Data Tables* **54** 181
- [3] 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, 王霄越, 袁清习, 黄万霞, 明海, 吴白玉 2008 物理学报 **57** 1576]
- [4] Du Y, Lei Y H, Liu X, Guo J C, Niu H B 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 068702 (in Chinese) [杜杨, 雷耀虎, 刘鑫, 郭金川, 牛憨笨 2013 物理学报 **62** 068702]
- [5] Lewis R A 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 3573
- [6] Zhou S A, Brahme A 2008 *Phys. Med.* **24** 129
- [7] Keyrilainen J, Bravin A, Fernandez M, Tenhunen M, Virkkunen P, Suortti P 2010 *Acta Radiol.* **51** 866
- [8] Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, David C 2006 *Nat. Phys.* **2** 258
- [9] Pfeiffer F, Bech M, Bunk O, Kraft P, Eikenberry F E, Bronnimann C, Grunzweig C, David C 2008 *Nat. Mater.* **7** 134
- [10] Du Y, Liu X, Lei Y H, Guo J C, Niu H B 2011 *Opt. Express* **19** 22669
- [11] Liu X, Guo J C 2011 *Acta Photon. Sin.* **40** 242 (in Chinese) [刘鑫, 郭金川 2011 光子学报 **40** 242]
- [12] Guo J C, Zhou B, Liu X, Ren X K, Niu H B 2011 *J. Shenzhen Univ. (Sci. Eng. Ed.)* **28** 311
- [13] Momose A, Yashiro W, Takeda Y 2008 *Jpn. J. Appl. Phys.* **47** 8077
- [14] Revol V, Kottler C, Kaufmann R, Straumann U, Urban C 2010 *Rev. Sci. Instrum.* **81** 073709
- [15] Engel K J, Geller D, Kohler T, Martens G, Schusser S, Vogtmeier G, Rossel E 2011 *Nucl. Instrum. Meth. A* **648** 202
- [16] David C, Nohammer B, Solak H H 2002 *Appl. Phys. Lett.* **81** 3287
- [17] Momose A, Kawamoto S, Koyama I, Hamaishi Y, Takai K, Suzuki Y 2003 *Jpn. J. Appl. Phys.* **42** L886
- [18] Goodman J W (translated by Qin K C, Liu P S, Chen J B, Cao Q Z) 2006 *Introduction to Fourier Optics* (Beijing: Publishing House of Electronics Industry) pp78–82 (in Chinese) [古德曼 J W 著 (秦克诚, 刘培森, 陈家璧, 曹其智译) 2006 傅里叶光学导论 (北京: 电子工业出版社) 第 78—82 页]
- [19] An Y Y, Zeng X D 2004 *Principle of Photoelectric Detection* (Xi'an: Xidian University Press) pp238–239 (in Chinese) [安毓英, 曾晓东 2004 光电探测原理 (西安: 西安电子科技大学出版社) 第 238—239 页]
- [20] Sun R H, Yi H Y, Liu Q S, He Z S 2000 *Probability Theory and Mathematical Statistics* (Chongqing: Chongqing University Press) pp107–110 (in Chinese) [孙荣恒, 伊亨云, 刘琼荪, 何中市 2000 概率论和数理统计 (重庆: 重庆大学出版社) 第 107—110 页]
- [21] Weitkamp T, Diaz A, David C, Pfeiffer F, Stampanoni M, Cloetens P, Ziegler E 2005 *Opt. Express* **13** 6296
- [22] Yang Q, Liu X, Guo J C, Lei Y H, Huang J H, Niu H B 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 160702 (in Chinese) [杨强, 刘鑫, 郭金川, 雷耀虎, 黄建衡, 牛憨笨 2012 物理学报 **61** 160702]
- [23] Lei Y H, Liu X, Guo J C, Zhao Z G, Niu H B 2011 *Chin. Phys. B* **20** 042901

Noise analysis of hard X-ray differential phase contrast imaging*

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

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

(Received 13 April 2014; revised manuscript received 20 May 2014)

Abstract

Quantum noise is an important factor influencing the quality of the images obtained by X-ray phase contrast imaging because it induces a random fluctuation on the intensity. In this paper, a method is reported to analyze the noise characteristics of hard X-ray differential phase contrast imaging, and the relationship between the quantum noise and images is determined by numerical simulation. The results show that the mean square deviations of the refractive and scattering images are inversely proportional to the visibility of moiré fringe. That is to say, the higher visibility of moiré fringe leads to the lower mean square deviations of the refractive and scattering images. Therefore, in the case of ensuring an enough X-ray detection efficiency, the improvement in the visibility of moiré fringe will be beneficial to obtaining high-quality phase contrast images and the effective reduction of X-ray exposure dose.

Keywords: X-ray optics, grating-based phase contrast imaging, quantum noise, visibility of moiré fringe

PACS: 87.59.-e, 87.64.mh, 42.50.Lc, 42.30.Ms

DOI: [10.7498/aps.63.168702](https://doi.org/10.7498/aps.63.168702)

* Project supported by the Special Foundation of State Major Scientific Instrument and Equipment Development of China (Grant No. 61227802), the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11074172, 61101175), and the Special Foundation for New Industry Development of Shenzhen, China (Grant Nos. CXB201005240011A, JC201005280502A).

[†] Corresponding author. E-mail: hbniu@szu.edu.cn