

# 单光栅相衬成像莫尔伪影的理论分析与消除

蒋俊, 杨君, 宗方轲\*\*, 吴浩, 罗琨皓, 郭金川\*

深圳大学物理与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, 广东 深圳 518060

**摘要** 与传统相衬成像方法相比, 基于傅里叶变换的 X 射线单光栅相衬成像技术具有辐射剂量低、成像速度快等优势, 在材料、医疗等领域具有广阔的应用前景。物体频谱信息的获取是利用该技术恢复相位的关键步骤, 但其提取过程容易受到莫尔伪影的影响而导致成像质量下降, 限制了该方法的发展应用。针对上述问题, 基于莫尔伪影的理论分析和成像系统的结构特征, 提出了旋转光栅和调节光栅投影频率两种方案来消除伪影, 并在实验上成功验证了它们的可行性, 为 X 射线单光栅相衬成像的推广应用提供了参考。

**关键词** 傅里叶光学; X 射线光学; 单光栅相衬成像; 莫尔伪影; 光栅旋转; 投影频率

中图分类号 O434.1

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202040.0807001

## Theoretical Analysis and Elimination of Moiré Artifacts Based on Single Grating Phase-Contrast Imaging

Jiang Jun, Yang Jun, Zong Fangke\*\*, Wu Hao, Luo Kunhao, Guo Jinchuan\*

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

**Abstract** Compared with traditional phase-contrast imaging methods, the X-ray single grating phase-contrast imaging based on Fourier transform has the advantages of low radiation dose and fast imaging speed, and has a broad application prospect in the fields of materials and medical treatment. The extraction of object spectral information is a key step to recover the phase using this technique, but the extraction process is easily affected by Moiré artifacts, which leads to the degradation of the imaging quality and in turn limits the development and application of this method. In view of the above problems, based on the theoretical analysis of Moiré artifacts and the structural characteristics of the imaging system, two schemes by rotating grating and adjusting the projection frequency of grating are proposed to eliminate the artifacts, and their feasibilities are verified successfully in experiments, providing a reference for the promotion and application of X-ray single grating phase-contrast imaging.

**Key words** Fourier optics; X-ray optics; single grating phase-contrast imaging; Moiré artifacts; grating rotation; projection frequency

**OCIS codes** 070.4790; 340.7440; 110.2650

## 1 引 言

自 20 世纪 90 年代开始, 经过几十年的研究, X 射线相衬成像技术得到了飞速的发展。根据成像机制的不同, 现有相衬成像方法主要分为晶体干涉法、衍射增强法、类同轴法、非相干法和光栅干涉仪法<sup>[1-7]</sup>。大部分方法对光源的相干性和亮度要求较高, 需要在同步辐射源或微焦斑点源上才能实现这些方法。Pfeiffer 等<sup>[8-9]</sup>提出的基于 Talbot-Lau 原

理的光栅干涉仪法摆脱了对同步辐射源和微焦斑点源的依赖, 该技术可以在常规 X 射线源上得以实现, 并在乳腺和肺部疾病诊断方面取得了引人注目的成果, 但其成像系统较为复杂, 视场受分析光栅限制, 因此其实际应用也受到阻碍。同时, 在光栅干涉仪法中, 通常采用相位步进法来提取相位信息<sup>[10-11]</sup>, 多次曝光导致物体接收到的 X 射线的辐射剂量大大增加, 更加限制了该技术在临床医学中的应用。Han 等<sup>[12-14]</sup>利用单吸收光栅傅里叶变换方法, 成功

收稿日期: 2019-12-19; 修回日期: 2020-01-02; 录用日期: 2020-01-06

基金项目: 国家自然科学基金(11674232)、广东省基础与应用基础研究基金(2019A1515011785)、深圳市科技计划项目(JCYJ20170818141616714)

\* E-mail: jcguo@szu.edu.cn; \*\* E-mail: zongfk@szu.edu.cn

提取出物体的相位和散射信息。与光栅干涉仪法相比,该方法成像系统简单,视场大,而且只需单次曝光,辐射剂量大大减少,对相衬成像在实际应用中的推广有着重大意义。然而,该技术在相位提取过程中容易受莫尔伪影干扰,从而图像质量受到影响。关于图像中的莫尔条纹, Lee 等<sup>[15]</sup>在实验上通过转动光栅有效地抑制了该种噪声,提高了图像质量,但是没有给出其抑制莫尔伪影的理论论证。本文从莫尔伪影产生的原理出发,分析了莫尔伪影的变化规律,结合成像系统的结构特征,进一步证明了旋转光

栅方案的可行性,在此基础上提出了另一种优化成像质量的方法,并在实验上得到了具有较高质量的相位衬度图像,为单光栅相衬成像技术的进一步推广应用奠定了基础。

## 2 X 射线单光栅相衬成像原理

X 射线单光栅相衬成像系统如图 1 所示,系统由 X 射线源、吸收光栅以及探测器三部分组成,其中源到物体的距离为  $D_{SO}$ ,物体到光栅的距离为  $D_{OG}$ ,光栅到探测器的距离为  $D_{GD}$ 。

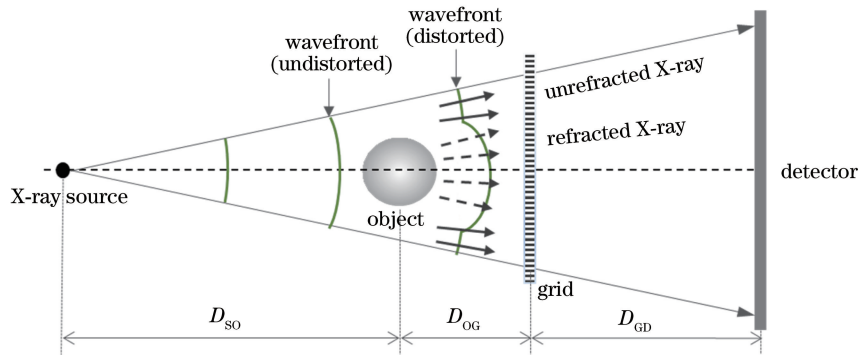


图 1 X 射线单光栅相衬成像原理示意图

Fig. 1 Schematic of X-ray single grating phase-contrast imaging

X 射线源发出的 X 射线辐射到目标物体上,由于物体内部折射率的差异,透过物体的 X 射线的波前会随着物体内部结构的变化而变化,故透射出的 X 射线携带有物体内部结构的信息,其强度被周期性光栅结构所调制,随后被探测器接收读取,后期通过数据处理提取 X 射线图像的相位及强度信息。与传统的光栅相衬成像不同,吸收光栅在单光栅相衬成像中充当样品的频率调制器,故可以通过傅里叶变换的方法在频域中提取相移信息,进而恢复物体的相衬图像<sup>[16]</sup>。

在 X 射线单光栅相衬成像中,通过傅里叶频域分析技术,可以同时得到样品的吸收、散射以及相位衬度图像。分别采集只有光栅的背景图  $I_g$  和加物体后的图像  $I_{og}$ ,对两幅原始图像进行傅里叶变换得到两幅频谱图,利用带通滤波器分别对两幅频谱图提取零级和 +1 级频谱区域,再进行傅里叶逆变换,从而得到零级频谱信息的图像  $\bar{I}_{0,o}$  (吸收图像) 和 +1 级频谱信息图像  $\bar{I}_{1,o}$ <sup>[17]</sup>:

$$\bar{I}_{0,o} = \frac{I_{0,og}}{I_{0,g}}, \quad (1)$$

$$\bar{I}_{1,o} = \frac{I_{1,og}}{I_{1,g}}, \quad (2)$$

式中:  $I_{0,og}$ 、 $I_{1,og}$  分别为有物体图像  $I_{og}$  的零级频谱和 +1 级频谱的傅里叶逆变换图;  $I_{0,g}$ 、 $I_{1,g}$  分别为背景图  $I_g$  的零级频谱和 +1 级频谱的傅里叶逆变换图。相位和散射信息的提取表示为

$$I_{\nabla} = \frac{\bar{I}_{1,o}}{\bar{I}_{0,o}}, \quad (3)$$

式中:  $I_{\nabla}$  表示归一化图像。取其角度  $\angle I_{\nabla}$  和振幅  $|I_{\nabla}|$  分别表示相位像和散射像,具体相位恢复过程如图 2 所示,其中  $\mathcal{F}$  和  $\mathcal{F}^{-1}$  分别表示傅里叶变换和傅里叶逆变换。

在上述单光栅相衬成像方法中,物体信息需要从频域中获得,因而对各级频谱进行准确有效的分离提取是至关重要的。在实际情况中,对高频部分的提取,往往会携带莫尔伪影的频谱信息,使得最终恢复的相位图像出现严重的莫尔条纹,降低了图像的成像质量,如图 3 所示。同时,在基于微焦斑源的单光栅成像系统中,其空间分辨率主要与平板探测器的像素大小以及成像系统的结构参数有关,但在采集相位图像时,由于莫尔伪影的干扰,成像分辨率也会受到影响。

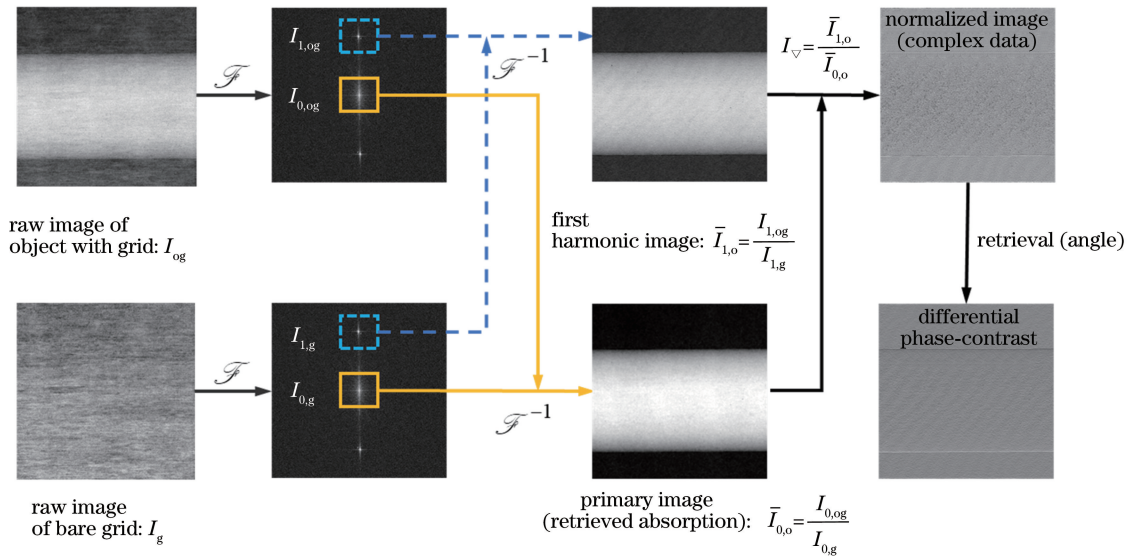


图 2 相位恢复流程图

Fig. 2 Flow chart of phase retrieval

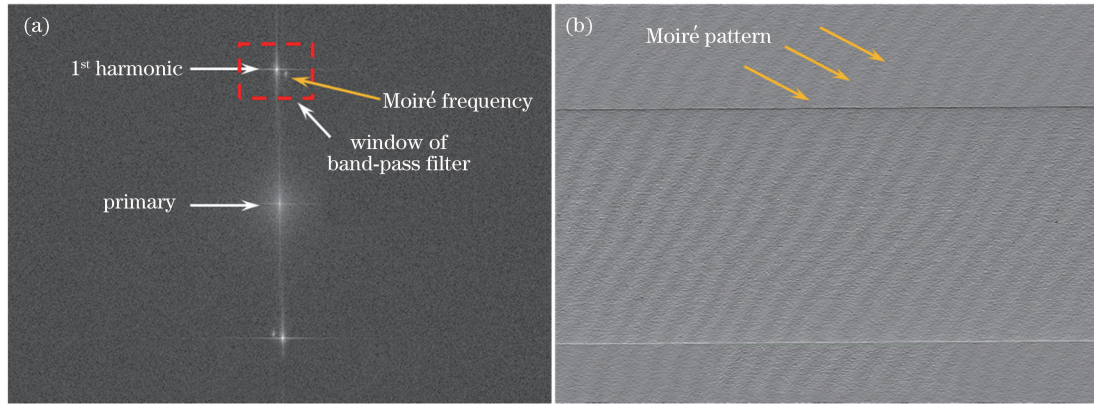


图 3 莫尔伪影实例图。(a)有物体的频谱图;(b)含莫尔伪影的相衬图像

Fig. 3 Example diagram of Moiré artifacts. (a) Spectrum after adding object; (b) phase-contrast image with Moiré artifacts

### 3 莫尔伪影

莫尔伪影是一种干扰噪声,经常出现在通过数字技术和计算机技术生成的图像中。在数字 X 射线成像技术中,因 X 射线波长很短,衍射现象不明显,故可以用遮光原理解释莫尔伪影的形成<sup>[18]</sup>:当周期性的光栅投影图案叠加在探测器周期性采样结构上时,由于不透光部分的相互遮挡,光栅投影图案出现明暗相间的条纹,即产生了莫尔伪影<sup>[19]</sup>。如图 4(a)所示,其中  $a$  和  $p$  分别表示探测器的像素间距和光栅投影后的栅距, $\theta$  为光栅与探测器的夹角, $\alpha$  和  $d_m$  分别为莫尔条纹的倾角和周期。

当探测器像素间距小于光栅的投影栅距,即  $a < p$  时,根据图 4(b)所示的简化示意图,由几何关系可得:

$$h_1 = p / \sin \theta, \quad (4)$$

$$h_2 = a / \cot \theta, \quad (5)$$

$$\tan \alpha = \frac{a}{h_2 - h_1/n}, \quad (6)$$

$$d_m = \frac{h_1}{n} \sin \theta, \quad (7)$$

式中: $h_1$  为垂直条纹被相邻两倾斜条纹所截部分长度; $h_2$  为倾斜条纹被相邻两条垂直条纹所截部分在垂直方向的投影长度; $n$  为正整数,满足以下条件:

$$\left| \frac{p}{a \sin \theta} - n \right| < \frac{1}{2}, \quad (8)$$

将(4)、(5)式代入(6)、(7)式可得莫尔条纹的倾角和周期表达式为

$$\alpha = \arctan \frac{a \cdot \sin \theta}{a \cdot \cos \theta - p/n}, \quad (9)$$



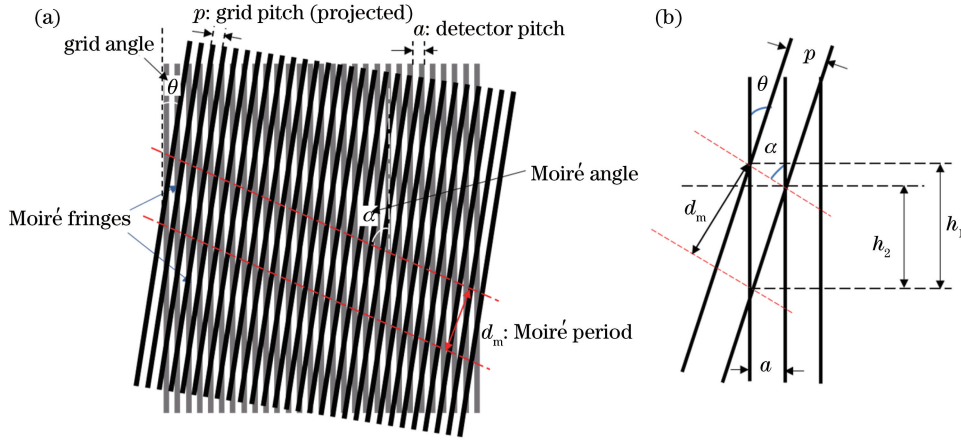


图 4 莫尔条纹的形成。(a)原理示意图;(b)几何关系简图

Fig. 4 Formation of Moiré fringes. (a) Schematic; (b) diagram of geometric relation

$$d_m = \frac{ap}{\sqrt{n^2 a^2 + p^2 - 2nap \cos \theta}}, \quad (10)$$

因此,各部分频率间的关系为

$$u_m = \sqrt{(n \cdot u_g - u_s \cdot \cos \theta)^2 + (u_s \cdot \sin \theta)^2}, \quad (11)$$

式中: $u_m$  为莫尔条纹的频率, $u_m = 1/d_m$ ;  $u_s$  和  $u_g$  分别为探测器的采样频率和光栅投影后的频率, $u_s = 1/a$ ,  $u_g = 1/p$ 。

当探测器像素间距大于或等于光栅的投影栅距,即  $a \geq p$  时,同理可得莫尔条纹的倾角、周期以及频率表达式为

$$\alpha = \arctan \frac{a \cdot \sin \theta}{a \cdot \cos \theta - l \cdot p}, \quad (12)$$

$$d_m = \frac{ap}{\sqrt{l^2 p^2 + a^2 - 2lap \cdot \cos \theta}}, \quad (13)$$

$$u_m = \sqrt{(l \cdot u_s - u_g \cdot \cos \theta)^2 + (u_g \cdot \sin \theta)^2}, \quad (14)$$

式中: $l$  为整数,满足以下条件:

$$\left| \frac{a \cos \theta}{p} - l \right| < \frac{1}{2}. \quad (15)$$

根据(9)、(12)式可以得到莫尔条纹倾角  $\alpha$  随夹角  $\theta$  的变化曲线,如图 5 所示,其中探测器像素间距为  $74.8 \mu\text{m}$ ,光栅的投影栅距分别为  $250$ ,  $240$ ,  $230 \mu\text{m}$ 。由图 5 可知,光栅夹角的变化所引起的莫尔条纹倾角的变化量远远大于光栅夹角自身的改变量,即莫尔条纹不仅有周期放大作用,还具有角度放大特性。

根据二维傅里叶变换的旋转不变性,有

$$\mathcal{F}[f(r, \theta' + \theta_0)] = F(\rho, \varphi + \theta_0), \quad (16)$$

式中: $r$  和  $\theta'$  分别为变换前的半径坐标和角坐标; $\theta_0$

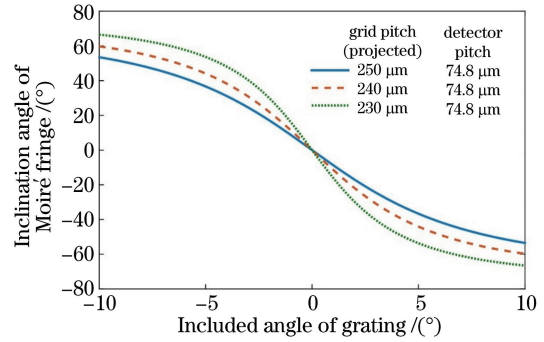


图 5 莫尔条纹倾角随光栅夹角的变化

Fig. 5 Inclination angle of Moiré fringe versus included angle of grating

为角度变化量; $\rho$  和  $\varphi$  分别为变换后的半径坐标和角坐标; $f(r, \theta' + \theta_0)$  为极坐标系下空域中的图像; $F(\rho, \varphi + \theta_0)$  为  $f(r, \theta' + \theta_0)$  的傅里叶变换后的图像,对应图像在频域中的频谱。(16)式表明,在空域中对图像旋转一定角度,对应图像频谱在频域也旋转相同角度。因此,可以通过旋转吸收光栅来达到分离目标频谱和莫尔伪影频谱的目的,从而降低图像的噪声,提高图像质量。

图 6 是通过(11)、(14)式得到的莫尔条纹频率  $u_m$  与光栅投影频率  $u_g$  间的关系曲线,其中探测器的采样频率分别为  $4 \text{ pixel} \cdot \text{mm}^{-1}$  和  $5 \text{ pixel} \cdot \text{mm}^{-1}$ ,图中显示了在夹角为  $0^\circ$ 、 $5^\circ$  及  $10^\circ$  不同情况下的频率变化。由图 6 可知,当光栅投影栅距为探测器像素间距的整数倍时,莫尔条纹频率取得最小值,在夹角为  $0^\circ$  的情况下,莫尔条纹频率为 0,即莫尔条纹消失。因此,理论上可以通过调节光栅位置来改变光栅的投影频率,使光栅投影后的栅距为像素间距的整数倍,从而抑制或消除莫尔伪影,改善成像质量。



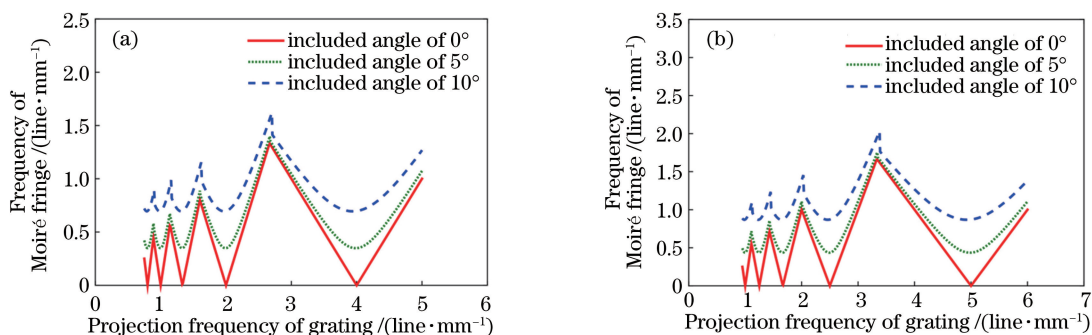


图 6 不同光栅夹角下莫尔条纹频率随光栅投影频率的变化。(a)采样频率为  $4 \text{ pixel} \cdot \text{mm}^{-1}$ ; (b)采样频率为  $5 \text{ pixel} \cdot \text{mm}^{-1}$   
 Fig. 6 Frequency of Moiré fringe versus projection frequency of grating under different included angles of grating.

(a) Sampling frequency is  $4 \text{ pixel} \cdot \text{mm}^{-1}$ ; (b) sampling frequency is  $5 \text{ pixel} \cdot \text{mm}^{-1}$

#### 4 实验结果

为了验证通过旋转光栅和调节光栅投影频率来提高图像质量的可行性,采用聚乙烯棒、Polyurethane Tubing(PU管)和鸡翅等材料进行实验。实验所用射线源为日本滨松公司出产的  $5 \mu\text{m}$  微焦斑 X 射线源,图像探测器为 Dexela 公司的 CMOS 平板探测器,像素大小为  $74.8 \mu\text{m}$ 。

图 7 所示为通过旋转光栅实验得到的聚乙烯棒的频谱图和相衬图像,成像系统长度为  $2 \text{ m}$ ,光栅为 Wonsolution 公司的滤线栅,栅距为  $118 \mu\text{m}$ ,焦距为  $100 \text{ cm}$ ,光栅在系统中间位置,聚乙烯棒样品在光栅前  $5 \text{ cm}$  处,管电压和管电流分别为  $40 \text{ kV}$  和

$80 \mu\text{A}$ ,曝光时间为  $10 \text{ s}$ 。图 7(a)、(b)分别为转动光栅前的样品频谱图和相衬图像,图 7(c)、(d)分别为逆时针转动光栅后的样品频谱图和相衬图像,其中,图 7(a)、(c)中虚线方框表示对应的 +1 级频谱区域。从图 7 可以看到,通过旋转光栅,莫尔伪影的频谱和目标频谱发生明显分离,因此目标频谱的提取过程不携带伪影的噪声谱,显著提高了相衬图像的成像质量。

图 8 和图 9 所示分别为调节光栅投影频率实验中得到的 PU 管和鸡翅的相衬图像,其中,图 8 中实线方框表示 PU 管的同一局部位置,右上角为其局部放大图。实验选用栅距为  $96 \mu\text{m}$  的吸收光栅,且光栅夹角始终保持为  $0^\circ$ ,系统长度为  $80 \text{ cm}$ ,样品放

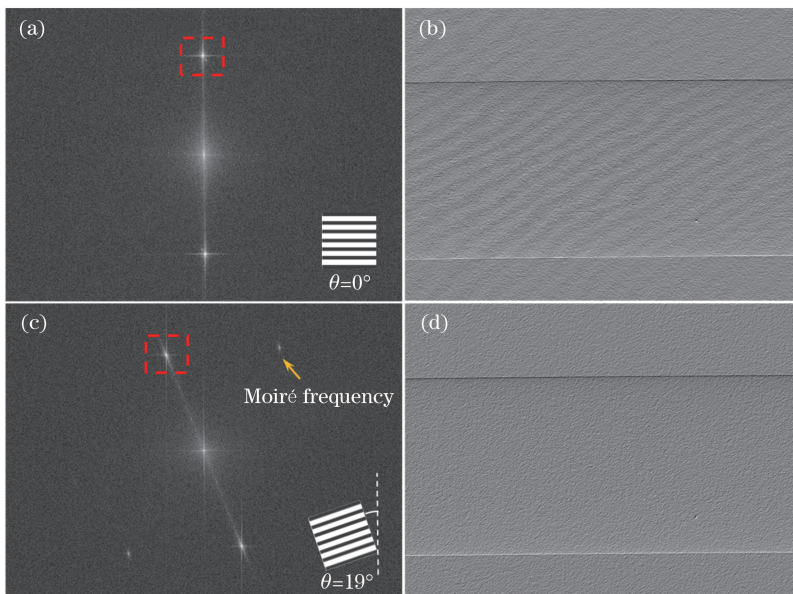


图 7 旋转光栅实验的成像结果。(a)光栅旋转前的频谱图;(b)旋转前的相衬图像;  
 (c)光栅旋转后的频谱图;(d)旋转后的相衬图像

Fig. 7 Imaging results of rotating grating experiment. (a) Spectrogram before rotating grating; (b) differential phase-contrast image before rotation; (c) spectrogram after rotating grating; (d) differential phase-contrast image after rotation

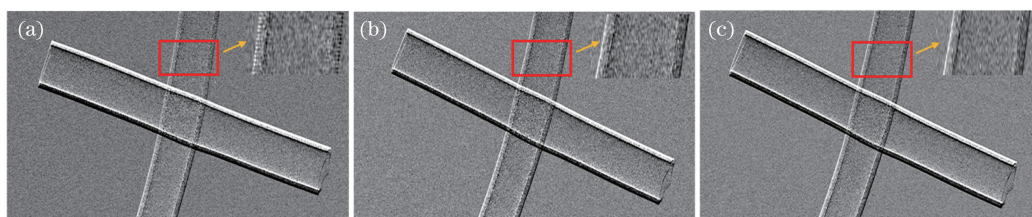


图 8 不同光栅投影频率下 PU 管的相衬成像结果。(a)  $3.82 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 3.5u_g)$ ;  
(b)  $3.34 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 4u_g)$ ;(c)  $2.67 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 5u_g)$

Fig. 8 Phase-contrast imaging results of PU tubes with different projection frequencies of grating.  
(a)  $3.82 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 3.5u_g)$ ; (b)  $3.34 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 4u_g)$ ; (c)  $2.67 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 5u_g)$

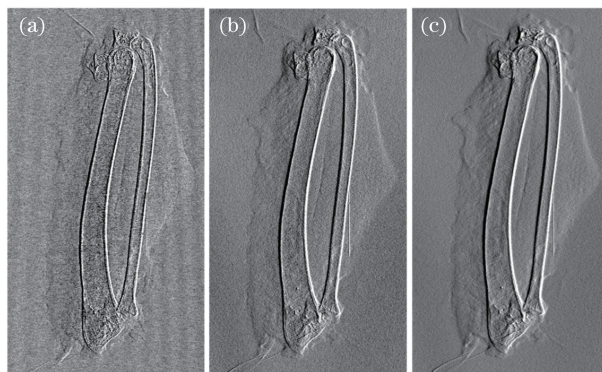


图 9 不同光栅投影频率下鸡翅的相衬成像结果。(a)  $3.82 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 3.5u_g)$ ;  
(b)  $3.34 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 4u_g)$ ;(c)  $2.67 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 5u_g)$

Fig. 9 Phase-contrast imaging results of chicken wings with different projection frequencies of grating.  
(a)  $3.82 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 3.5u_g)$ ; (b)  $3.34 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 4u_g)$ ; (c)  $2.67 \text{ line} \cdot \text{mm}^{-1} (u_s = 5u_g)$

置在探测器前 14 cm 处,管电压和管电流分别为 40 kV 和  $100 \mu\text{A}$ ,曝光时间为 4 s。在实验中,通过位移平台改变光栅位置,调节其投影频率至 3.82, 3.34, 2.67  $\text{line} \cdot \text{mm}^{-1}$ ,即投影栅距分别为探测器像素大小的 3.5 倍、4 倍和 5 倍。由图 8、9 可知,当通过改变光栅位置来调节光栅的投影频率,使其投影栅距为像素间距的整数倍时,其恢复的相衬图像没有明显的莫尔伪影噪声,成像效果好。

## 5 结 论

采用旋转光栅和调节光栅投影频率的方法,消除或抑制了 X 射线单光栅成像技术中的莫尔伪影,提高了 X 射线单光栅成像效果,理论推导和实验结果表明了此方案的可行性。尽管传统的多步相移图像恢复算法能进一步提高图像的信噪比和测量精度,但大大增加了样品接收的 X 射线辐射剂量和获取相位图像的时间,因此极大地限制了其在对辐射剂量要求较低的医学成像领域和对时效性要求高的实时成像领域中的应用。同时,与常规的空间和频域滤波技术相比,该方法在保证样品相位信息不损失的前提下,能够有效地降低图像噪声,提高信噪比

和成像分辨率,对单光栅 X 射线相衬成像技术在医疗等领域的应用具有重要的参考价值。

## 参 考 文 献

- [1] Bonse U, Hart M. An X-ray interferometer [J]. Applied Physics Letters, 1965, 6(8): 155-156.
- [2] Davis T J, Gao D, Gureyev T E, et al. Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays [J]. Nature, 1995, 373(6515): 595-598.
- [3] Wilkins S W, Gureyev T E, Gao D, et al. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays [J]. Nature, 1996, 384(6607): 335-338.
- [4] David C, Nöhammer B, Solak H H, et al. Differential X-ray phase contrast imaging using a shearing interferometer [J]. Applied Physics Letters, 2002, 81(17): 3287-3289.
- [5] Huang J H, Lin D Y, Liu Z W, et al. Analysis and simulation of mid-energy X-ray grating phase contrast microscopy imaging [J]. Acta Optica Sinica, 2011, 31 (10): 1034001.  
黄建衡, 林丹樱, 刘振伟, 等. 中能 X 射线光栅相衬显微成像分析及模拟 [J]. 光学学报, 2011, 31 (10): 1034001.

- [6] Qi J C, Ren Y Q, Du G H, et al. Multiple contrast micro-computed tomography system based on X-ray grating imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33 (10): 1034001.  
戚俊成, 任玉琦, 杜国浩, 等. 基于 X 射线光栅成像的多衬度显微计算层析系统 [J]. *光学学报*, 2013, 33 (10): 1034001.
- [7] Xiao T Q, Xie H L, Deng B, et al. Progresses of X-Ray imaging methodology and its applications at shanghai synchrotron radiation facility [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34 (1): 0100001.  
肖体乔, 谢红兰, 邓彪, 等. 上海光源 X 射线成像及其应用研究进展 [J]. *光学学报*, 2014, 34 (1): 0100001.
- [8] Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, et al. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources [J]. *Nature Physics*, 2006, 2(4): 258-261.
- [9] Pfeiffer F, Bech M, Bunk O, et al. Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer [J]. *Nature Materials*, 2008, 7(2): 134-137.
- [10] Momose A, Kawamoto S, Koyama I, et al. Demonstration of X-Ray Talbot interferometry [J]. *Japanese Journal of Applied Physics*, 2003, 42(7B): 866-868.
- [11] Weitkamp T, Diaz A, David C, et al. X-ray phase imaging with a grating interferometer [J]. *Optics Express*, 2005, 13(16): 6296-6304.
- [12] Wen H, Bennett E E, Hegedus M M, et al. Fourier X-ray scattering radiography yields bone structural information [J]. *Radiology*, 2009, 251(3): 910-918.
- [13] Wen H H, Bennett E E, Kopace R, et al. Single-shot X-ray differential phase-contrast and diffraction imaging using two-dimensional transmission gratings [J]. *Optics Letters*, 2010, 35(12): 1932.
- [14] Park Y, Woo T, Cho H, et al. Detection analysis of phase-contrast X-ray imaging (PCXI) with single grid for nano-scope applications [J]. *Optik*, 2016, 127 (2): 562-566.
- [15] Lee H W, Lim H W, Jeon D H, et al. Eliminating artifacts in single-grid phase-contrast X-ray imaging for improving image quality [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2018, 97: 74-82.
- [16] Lim H W, Lee H W, Cho H S, et al. Simulation of single grid-based phase-contrast X-ray imaging (g-PCXI) [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2017, 850: 89-98.
- [17] Lim H, Park Y, Cho H, et al. Experimental setup and the system performance for single-grid-based phase-contrast X-ray imaging (PCXI) with a microfocus X-ray tube [J]. *Optics Communications*, 2015, 348: 85-89.
- [18] Cloud G. Optical methods in experimental mechanics. Part 18: Geometric Moiré phenomena and simulations [J]. *Experimental Techniques*, 2005, 29 (4): 15-18.
- [19] Wang J, Huang H K. Film digitization aliasing artifacts caused by grid line patterns [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1994, 13(2): 375-385.