

# 基于 Talbot 干涉的 X 射线光栅成像技术研究进展

韩跃平<sup>1,2,3</sup> 陈志强<sup>1,2</sup> 张丽<sup>1,2</sup> 黄志峰<sup>1,2</sup> 张冉<sup>1,2</sup> 姜晓磊<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>清华大学工程物理系, 北京 100084  
<sup>2</sup>清华大学粒子技术与辐射成像教育部重点实验室, 北京 100084  
<sup>3</sup>中北大学信息与通信工程学院, 山西 太原 030051

**摘要** 从技术特点和研究热点的角度,综述了 X 射线光栅干涉成像技术与系统的国内外最新进展。介绍了具有代表性的基于 Talbot-Lau 干涉法的 X 射线光栅成像原理与系统结构,以及物质对 X 射线的衰减、折射与小角散射的多信息获取技术。综述了国内外对 X 射线光栅成像技术与系统的优化改进研究,主要包括光栅步进对高位置分辨率的松弛与大视场高分辨率光栅成像技术的实现。介绍了二维光栅与基于光栅的具有时间分辨率的四维成像技术的国内外最新发展动态。展望了 X 射线光栅成像技术的发展趋势。

**关键词** X 射线光学;光栅成像;Talbot-Lau 干涉

**中图分类号** O434.14 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/LOP49.070002

## Developments of X-Ray Grating Imaging Based on Talbot Interferometry

Han Yueping<sup>1,2,3</sup> Chen Zhiqiang<sup>1,2</sup> Zhang Li<sup>1,2</sup> Huang Zhifeng<sup>1,2</sup>  
Zhang Ran<sup>1,2</sup> Jiang Xiaolei<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China

<sup>2</sup>Key Laboratory of Particle and Radiation Imaging (Tsinghua University), Ministry of Education, Beijing 100084, China

<sup>3</sup>School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan, Shanxi 030051, China

**Abstract** We present a review of X-ray grating-based imaging based on interferometry, including the recent developments in instrumentation and methodology. The classic X-ray grating-based imaging based on Talbot-Lau interferometry is introduced in terms of its general principles and system configuration, as well as the multiple information (i. e., attenuation, refraction and small-angle scattering information) retrieval algorithms. Up-to-date analyses and optimizations of this method are presented, including approaches to relax the high positioning resolution requirement in phase stepping process and attempts on large-field-of-view imaging with high-resolution gratings. Secondly, we introduce the latest developments in two-dimensional grating-based imaging and time-resolved four-dimensional grating-based imaging. An outlook of X-ray grating-based imaging is given.

**Key words** X-ray optics; grating imaging; Talbot-Lau interferometry

**OCIS codes** 340.7440; 040.7480

## 1 引言

X 射线光栅成像技术的发展源自对 X 射线相衬成像技术的研究<sup>[1]</sup>。物质对 X 射线的复折射率可表示为  $1 - \delta - i\beta$ <sup>[2]</sup>, 在医学与材料学等领域, 由 C、N、H 等轻元素构成的物质对硬 X 射线相位项  $\delta$  的改变量是吸收项  $\beta$  的 1000 倍以上<sup>[3]</sup>, 因此, X 射线相位探测技术要比传统的吸收成像更加灵敏。近年来主要发展了 4

**收稿日期**: 2011-12-29; **收到修改稿日期**: 2012-02-14; **网络出版日期**: 2012-04-24

**基金项目**: 国家自然科学基金(61171178)、中国博士后科学基金(20110490366)和山西省高等学校优秀青年学术带头人支持计划资助课题。

**作者简介**: 韩跃平(1974—), 男, 博士, 副教授, 主要从事 X 射线无损检测、图像处理与模式识别等方面的研究。

E-mail: yuepinghan@163.com

种相衬成像方法:干涉法、同轴法、衍射增强法与光栅法<sup>[4]</sup>。前3种模式的成像原理决定了它们必须使用同步辐射装置或微焦点射线源等相干光源,且成像视野小,难以用普通X光源对大物体成像,限制了这3种方法的实际应用。光栅成像法克服了前3种成像方式对硬件条件的限制,并能够与传统吸收成像设备很好地兼容<sup>[5]</sup>。

基于光栅的X射线相衬成像方法最早在同步辐射上得到了实现,利用Talbot效应获取X射线穿过物体后的一阶相移信息<sup>[6]</sup>。瑞士Paul Scherrer Institute(PSI)的David等<sup>[7]</sup>于2002年在欧洲同步辐射装置(ESRF)上用两个相位光栅和一个分析晶体形成的光路上首次实现了硬X射线光栅相衬成像方法。日本的Momose等<sup>[8]</sup>于2003年后在Spring-8上也展开了基于Talbot干涉仪的光栅相衬成像方法的研究,并于2007年在同步辐射光源下实现了基于一个相位光栅的相衬成像技术<sup>[9]</sup>。瑞士PSI的Weitkamp等<sup>[10~12]</sup>在David工作的基础上在瑞士同步辐射光源(SLS)和ESRF上同样实现了基于Talbot干涉仪的相衬成像技术,并通过这种方法对光源的相干性等进行了研究。

X射线光栅成像技术的标志性突破是瑞士PSI的Pfeiffer等<sup>[13,14]</sup>相继于2006年和2008年在Nature Physics和Nature Materials上发表的两篇论文。他们首先通过引入一块源光栅产生的Lau效应,在常规X射线机上成功获取了小鱼样品的相衬图像;然后基于同样的系统,提出了新的信息提取算法,在一次成像过程中同时获取了鸡翅等软体模型的衰减、相衬与暗场图像。光栅成像方法中的暗场成像本质上是X射线小角散射成像,可以反映物质在微米或者亚微米尺度上的结构信息,其图像细节信息更为丰富,提供了不同于衰减成像和相衬成像的新的图像信息。

## 2 X射线一维光栅成像

### 2.1 主要实验装置与方法

图1显示了PSI工作组基于Talbot-Lau干涉法的X射线光栅成像方法,目前国际上流行的光栅成像系统原理大多如此<sup>[15,16]</sup>,基本结构包括:1)3个光栅:源光栅 $G_0$ 、相位光栅 $G_1$ 和分析吸收光栅 $G_2$ ;2)商用X射线管;3)精密机械步进装置;4)探测器;5)测试用的生物样本或软材料;6)计算机图像处理工作站。

对于图1所示光栅成像系统,紧贴X射线源的 $G_0$ 产生一个等效的结构光源,将射线源发出的光分成很多个自身相干但彼此不相干的周期性线光源阵列,满足微分相衬所要求的光源空间相干性的同时也解决了光源亮度问题<sup>[17]</sup>。根据Talbot-Lau效应,当 $G_1$ 的周期 $p_1$ 小于空间相干长度 $l_{\text{coh}} = L\lambda/S$ 时,可产生Talbot自成像效应,其中 $\lambda$ 为入射X射线波长, $S$ 为照明光源直径, $L$ 为光源与 $G_1$ 之间的距离<sup>[18]</sup>。最大的干涉发生在距离 $G_1$ 的分数阶泰勒距离处:

$$d_n = np_1^2/(8\lambda), \quad (1)$$

式中 $n$ 为分数泰勒阶数。 $G_1$ 对各个线光源的波阵面调制后产生的Talbot自成像互相错开一个周期叠加在一起而得到对比度增强的自成像条纹。一个周期与干涉条纹对应的吸收光栅 $G_2$ 放置在该自成像平面位置从而得到莫尔干涉条纹。由被检测样本引起的衰减、折射和散射明显地改变了干涉图像,衰减导致强度降低,折射造成了条纹的横向移动,散射降低了条纹的可见度。

在X射线Talbot干涉中,通常采用条纹扫描法或相位步进法沿着衍射矢量方向横向移动其中一个光栅。光栅每移动一个位置测试到一幅莫尔条纹图像,每个单独的微分相移图像都是利用若干莫尔条纹图像计算出来的。一种典型的成像方法是“相位步进”扫描,在一个光栅周期内以等距步长沿着垂直于光栅条纹方向与射线光路方向横向移动其中一个光栅,紧贴 $G_2$ 后面的面阵探测器的每个像素单元上均得到了平稳

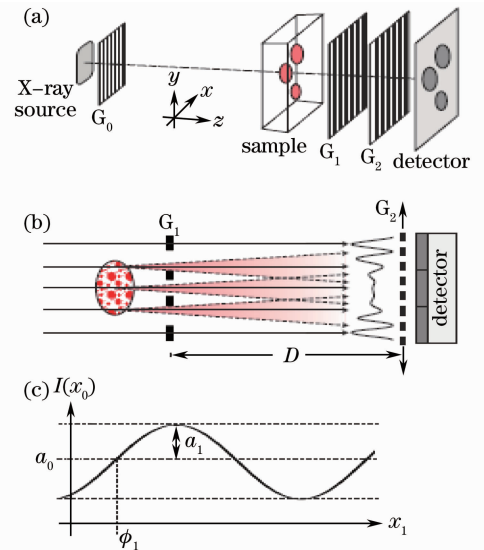


图1 X射线光栅成像系统。(a)系统;(b)Talbot效应;(c)振荡曲线

Fig.1 X-ray grating interferometer. (a) Set-up with three gratings; (b) Talbot effect; (c) oscillation curve

变化的光强信号  $I(m, n, x_g)$ , 按照傅里叶级数展开并近似为

$$I(m, n, x_g) = \sum_i a_i(m, n) \cos[ikx_g + \phi_i(m, n)] \approx a_0(m, n) + a_1(m, n) \cos[kx_g + \phi_1(m, n)], \quad (2)$$

式中  $(m, n)$  代表像素位置,  $x_g$  是光栅横向移动方向的位置参数,  $a_i$  是振幅系数,  $\phi_i$  是对应的相位系数,  $k = 2\pi/p_2$ ,  $p_2$  是  $G_2$  的周期。

检测的基本思想是评估样本引起光强  $I(m, n, x_g)$  的局部变化, 通过计算机处理单元数据提取即可获得吸收、相衬与暗场信息并各自成像。

由于物质的吸收效应对入射 X 射线强度的衰减不同而形成衰减成像信息

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

式中上标 s 和 r 分别表示有、无样本时的测试值。

由物质密度不同而引起的折射改变入射光线的相位信息而形成相衬图像信息, 分析  $\phi_1(m, n)$  的变化(强度调制的横向移动)即可获得微分相衬图像信息:

$$\alpha = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \phi_1(x, y)}{\partial x}. \quad (4)$$

位移曲线对比度为

$$V^r(m, n) = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} = \frac{a_1^r(m, n)}{a_0^r(m, n)}, \quad (5)$$

式中  $I_{\max}$ ,  $I_{\min}$  分别为在 Talbot 距离观测到的自成像亮度(强度)的最大最小值。

密度不均匀性引起的样本小角散射导致条纹对比度降低, 也即样本的“暗场”图像:

$$V(m, n) = \frac{V^s(m, n)}{V^r(m, n)} = \frac{a_1^s(m, n)}{a_0^s(m, n)} \cdot \frac{a_0^r(m, n)}{a_1^r(m, n)}. \quad (6)$$

## 2.2 存在的问题与改进措施

此后, 国内外众多学者展开了多方面广泛深入的研究。2010 年, 清华大学的王振天<sup>[6]</sup>研究了基于经典光学的常规 X 光源光栅成像系统的建模与性能优化, 提出了基于三张图的多信息提取算法与针对相衬一阶相移信息重建的迭代算法。2011 年, 华中科技大学的刘鑫等<sup>[19]</sup>在研究 X 射线光栅衍射效率的基础上提出了微分相衬成像阵列光源并测试了其可行性。2011 年, 美国威斯康星大学的 Chen 等<sup>[20]</sup>验证了噪声方差与空间分辨率之间的比例关系。对于相衬投影成像, 噪声方差与传统的吸收成像一样遵循平方反比定律; 然而, 相比于传统的 CT 成像法, 在提高分辨率时相衬 CT 的噪声惩罚显著降低, 对于固定切片厚度的噪声方差与分辨率遵循逆线性关系。2011 年, Chabior 等<sup>[21]</sup>发现, 基于光栅成像的射线硬化伪影导致相衬图像的降质类似于传统吸收图像, 对均匀物质, 可采用一种线性方法对射线硬化伪影进行校正。2011 年, 德国爱尔兰根-纽伦堡大学 Weber 等<sup>[22]</sup>采用了一种最小二乘拟合算法计算了光栅成像的吸收、相衬与暗场成像三者的噪声特性, 相衬的不一致性仅仅取决于产生相位图像的光子总数以及实验装置的清晰度。信息综合方面, 2010 年, PSI 的 Bech 等<sup>[23]</sup>通过相衬与暗场成像结合重建获得生物医学样本内部结构的 CT 三维细节信息。2011 年, 欧洲同步辐射实验室的 Diemoz 等<sup>[16]</sup>重建图像的衬度线性综合了样本内部的吸收和折射信息。

对图 1 所示系统, 受限于当前的工艺水平, 焦点工作仍然是集中在系统的紧凑化设计、大高宽比高性能光栅的制作<sup>[24, 25]</sup>、大视野成像以及整个成像机械系统的精度等, 主要体现在两个方面: 对精密相位步进的松弛和大视场高分辨率光栅成像技术的实现。

### 2.2.1 对精密相位步进的松弛

对于图 1 所示的光栅成像系统, 大多采用了在一个周期内移动  $G_1$  或  $G_2$  的相位步进法。通常  $G_0$  和  $G_1$  之间的距离  $L > D$  ( $G_1$  和  $G_2$  之间的距离), 从而  $p_0 > p_1 > p_2$ , 样本放置于  $G_0$  和  $G_1$  之间。为了匹配 X 射线的波长, 提高光栅的衍射效率, X 射线透射光栅通常要求具有纳米级的高分辨率、陡直剖面与大高宽比结构。尽管光源周期有几十微米, 然而后面两个光栅只有几微米的很小周期, 所以在相位步进法中两块光栅的相对移动要求有微米甚至亚微米级的高精度高位置分辨率。在目前的相位步进法中, 位置分辨率和诸如温度、压力等相干条件对基于光栅成像系统有很高的稳定性要求, 这种要求在当前的工艺水平下很大程度上限制

了基于光栅的 X 射线成像技术的应用。针对这一问题,研究人员提出了多种解决办法。

### 2.2.1.1 反几何松弛法

2009年,PSI的Donath等<sup>[26]</sup>提出图2所示的反几何法以松弛对大尺度高分辨率光栅的制作要求。在其改进的系统中, $L < D$ ,从而有 $p_0 < p_1 < p_2$ ,样本放置于 $G_1$ 和 $G_2$ 之间。三个光栅中, $G_1$ 制作要求变得最高,但是相比于 $G_2$ ,总体尺寸很小;具有最大面积的 $G_2$ 周期变大,其横向步进的位置分辨率要求得到降低,并且由于其制作要求最低,可以更容易地用其他材料而非昂贵的金来制成;此外,由于 $G_1$ 更加靠近光源,整个系统的尺度可以减小而变得更加紧凑。

### 2.2.1.2 移动源光栅的大相位步进方法

2010年,清华大学Huang等<sup>[27]</sup>研究了一种移动源光栅的大相位步进法。对于 $p_0 > p_1 > p_2$ 的系统,实验样本为有机玻璃圆柱形套筒内套装塑料圆管,分别运用具有精密位置要求的 $G_2$ 横向步进法与相对位置精度较低的 $G_0$ 横向大相位步进法,实验结果达到了同等效果,松弛了图1系统对 $G_2$ 光栅位置运动的精密要求。

### 2.2.1.3 直接暗场成像法与交错相位步进法

2010年,丹麦哥本哈根大学的Jensen等<sup>[28]</sup>介绍了一种针对具有方向选择性散射体的直接 X 射线暗场成像法,在光栅步进的同时旋转结构体,该方法能获取小于成像器件像素尺寸的结构体局部纹理信息,并获取了有序的聚丙烯纤维图像与牙齿内的牙质图像。

更进一步,2011年,欧洲同步辐射装置的Zanette等<sup>[29]</sup>提出了一种更具一般性的交错相位步进法,在光栅相位步进的同时旋转被检测样件,如图3所示,从多个角度获取样件的相衬投影数据。相比于其他光栅相衬CT数据获取装置的优化方案,交错相位步进法的易于实现降低了对 $G_1$ 和 $G_2$ 光栅周期精确匹配的要求。此外,在同样的射线剂量下,交错步进CT成像法可以重建出比标准的相位步进CT法更高质量的图像,有效地减少了外部区域引起的伪影,而且能消除对旋转中心停动的要求,特别有利于对密度变化细微的感兴趣区域的重构。

### 2.2.2 高分辨率大视场光栅成像

目前国际上已实现普通 X 射线光源在光栅成像中的应用,成像视野范围也已达到厘米量级,但是,将基于光栅的微分相衬成像技术应用于商用微CT系统,发展紧凑型的成像装置,仍然是一项具有挑战性的任务。针对图1所示的光栅成像系统,要么提供高的分辨率,要么形成大的成像视场。目前,微CT系统的紧凑型设计方案通过使用微焦点射线源实现了高分辨率,对一个紧凑的源屏距离提供了合理的光子流,这种系统典型的特点是使用锥束光获得高放大倍数与大的成像视场。然而,短的源栅距离意味着高的波阵面弯曲,导致了使用平面结构光栅干涉成像的局限性。如图4所示,对于过大高宽比的光栅结构 $R = 2h/p$ ( $h$ 与 $p$ 分别为光栅的高度与周期),X射线在接近 $\arctan(2/R)$ 的高临界角处发生碰撞,导致了光栅传递函数的明显退化。

2011年,PSI的Thuring等<sup>[30]</sup>研究发现,高临界角光栅传递函数的退化,可以通过改变光栅形状改变

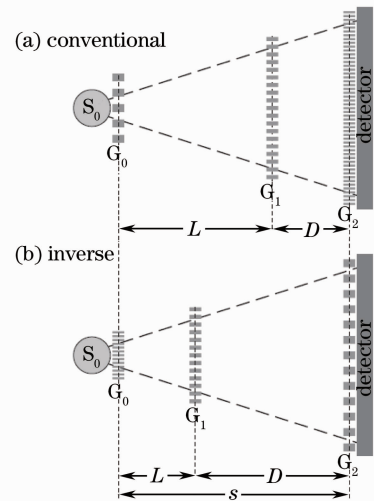


图2 给定相位光栅周期 $p_1$ 的成像系统几何结构。

(a)传统系统;(b)反几何系统

Fig. 2 Grating interferometer geometries for given phase-grating period  $p_1$ . (a) Conventional geometry; (b) inverse geometry

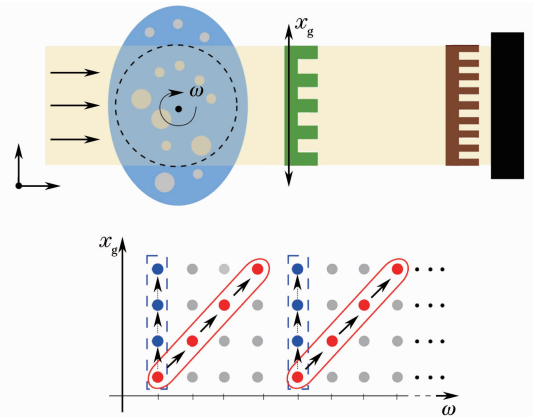


图3 交错相位步进法光栅成像系统

Fig. 3 X-ray grating-based tomography setup

匹配波阵面的曲率来避免。他们选用适宜弯曲且适宜 X 射线光刻与电镀工艺的钛作为底层材料、镍作为相移材料、金作为吸收物质,制作了对应于源栅距离为曲率半径的圆柱曲面状光栅。用圆柱形光栅代替图 1 的平面型光栅,成像视场不再依赖于射线束发散角与光栅的高宽比,而是唯一地决定于光栅与探测器的尺寸及整个成像装置的长度。光栅尺寸大小为限制因素,最大视场为

$$F_{\max, \text{cg}} = 2l_s \tan\left(\frac{b_{g_2}}{2s}\right) \approx l_s \frac{b_{g_2}}{s}, \quad (7)$$

式中  $b_{g_2}$  是吸收光栅在垂直于光轴方向的弧长,  $l_s$  为光源到样件的距离,  $s$  是系统的总长度。相比于平面光栅,既保证了成像分辨率,又将视场扩大了 2 倍多,该系统已应用在 SCANCO  $\mu$ CT 100 扫描器上。

### 3 多维光栅成像

#### 3.1 二维光栅成像

一维 X 射线光栅相衬成像只能提取折射角一个方向的分量,近来,基于二维 Talbot 效应的光栅相衬成像方法也得到了研究。

##### 3.1.1 基于二维光栅的 X 射线一次曝光相衬成像方法

将图 1 所示系统的  $G_1$  和  $G_2$  更换为如图 5 所示  $\pi$  相位调制的西洋棋盘状二维光栅,也可以由两个垂直的一维相位光栅或一维吸收光栅获得。2011 年,日本的 Itoh 等<sup>[31]</sup>展示了一种利用同步辐射源的基于二维光栅的 X 射线一次曝光相衬成像方法。他们设计了一个西洋棋盘状的相位光栅用于 17 keV 和 35 keV 射线源光束的  $\pi$  相位调制,制作了一个遮光能量达 35 keV 的方格状大高宽比的振幅光栅,利用光栅莫尔条纹的傅里叶分析法,在一次曝光中获得二维微分相衬图像,利用微分相位变化可清楚看见鸡的软组织和软骨。利用这种方法,不仅整个目标的外部而且目标内部的局部都可以成像。实验得出,二维光栅成像理论不是一维光栅成像的简单扩展,诸如空间和时间相干性、单色性、空间分辨率等一些重要参数必须在成像方法与过程中优化测试到一个有效的状态。

##### 3.1.2 二维光栅成像技术与方法

2011 年,中国科学技术大学国家同步辐射实验室与中国科学院高能物理研究所的科技人员利用菲涅耳衍射理论,设计了四重对称且等周期( $p_{x1} = p_{y1} = p_1$ )的二维相位光栅  $G_1$ ,分析了在部分相干照明下二维相衬光栅的自成像,同时提取了类似(4)式的互相垂直且均垂直于成像光轴两个方向的微分相位信息<sup>[32]</sup>

$$\frac{\partial \phi_1(x, y)}{\partial x}, \quad \frac{\partial \phi_1(x, y)}{\partial y}. \quad (8)$$

进一步,在分析  $G_1$  的传递函数傅里叶级数展开的基础上,给出了给定对比度  $V_0$  条件下的空间相干长度为

$$l_c \geq \frac{\pi \cdot np_1 \left[ -\ln\left(\frac{1}{V_0} - \sqrt{\frac{1}{V_0^2} - 1}\right) \right]^{-1/2}}{8 \sqrt{\ln 2}}. \quad (9)$$

干涉图像的对比度取决于 Talbot 阶数  $n$ 、二维光栅周期  $p_1$  和有效相干长度  $l_c$ 。如果  $p_1$  确定,条纹对比度取决于  $n$  和  $l_c$ ,  $l_c$  又取决于射线波长  $\lambda$ , 而  $\lambda$  在确定光源尺寸以及光源到光栅距离  $L$  后也被确定。二维 X 射线光栅干涉成像参数必须满足自成像的对比度要求,而理论数据与数值模拟表明自成像的对比度与调制依赖

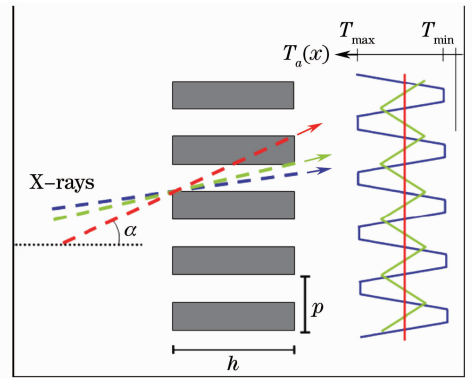


图 4 临界角附近的 X 射线光栅衍射示意图  
Fig. 4 Diffraction of X-rays with an incident angle near critical angle

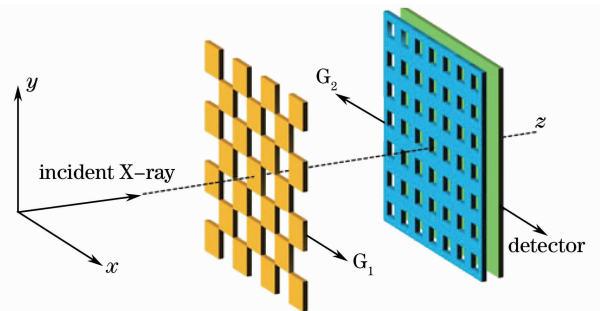


图 5 基于 Talbot 效应的二维光栅  
Fig. 5 Layout of the two-dimensional X-ray Talbot interferometer

于归一化相干长度  $l_c/(np_1)$ 。归一化相干长度越大,干涉条纹的对比度越大。增加综合距离  $D_n$ ,会获得更高的实验灵敏度,然而, $D_n$  越大则导致  $l_c$  越大。

2011年,法国航天实验室 Rizzi 等<sup>[33]</sup>基于棋盘状相位光栅,充分利用宽谱 X 射线产生不变传输的干涉图,在 Soleil 同步加速器上测试了硬 X 射线的四向对称横向剪切干涉相衬成像。他们通过组合使用周期为  $p$  的源光栅和由  $0$  与  $\pi$  相移区域交替组成的周期为  $\sqrt{2}p$  的棋盘状相位光栅,充分利用宽谱 X 射线束(光谱宽度为  $\Delta\lambda$  的多色光)以增加连续可调的干涉,沿着光轴在距离  $p^2/\Delta\lambda$  后一定的距离范围内记录了 20 张光栅的干涉图,所有的 20 张干涉图完全一样。这说明用多色 X 射线束照射具有  $\pi$  相移的二维棋盘状光栅时存在消色差和传播不变性,因此这种装置可以比其他光栅更容易更快速地获得 X 射线相衬图像。

2011年,美国德雷克塞尔大学的 Nakamura 等<sup>[34]</sup>提出了一种在现有的 X 射线显微装置上,利用菲涅耳波带片既作为成像光学放大器件也作为相移干涉调整的二阶光栅结构件。这种高分辨率的显微相衬成像补充了 X 射线 Talbot 干涉,扩展了一维光栅的视场,此外,降低了对光照相干性的要求。

### 3.2 四维光栅成像

因为微分相移是基于单个像素点计算的,所以处理过程不会降低空间分辨率。但是,前述系统的相位步进扫描时间长且包括光栅的机械运动,图像数据的读出、转移和存贮,对高速成像而言,条纹扫描法明显不方便。

2011年,日本东京大学的 Momose 等<sup>[35]</sup>提出了利用 Talbot 干涉的具有时间分辨的三维成像法,即四维 X 射线相衬断层快速成像法。通过傅里叶变换法,从微分相衬图像重建相衬断层,而不是相位步进法至少需要定量测试三幅莫尔条纹干涉图像来产生一幅相衬图像,尽管空间分辨率不如条纹扫描法,但是可以从单一的莫尔条纹图像中产生一幅微分相衬图像,在 0.5 s 的时间分辨率下动态捕获到一个活蠕虫的三维图像,观测到了呼吸道的明显变化。

傅里叶变换方法需要图像处理中的载波条纹,通过围绕光轴相对倾斜两个光栅来产生载波条纹,也就是产生旋转莫尔条纹。假设衍射矢量平行于  $x$  轴,在  $y$  方向上莫尔条纹的空间转动量为  $d/\theta$ ,载波频率为  $f_0 = \theta/d$ ,  $\theta \ll 1$  为倾斜角度, $d$  是光栅周期。伴有载波条纹的莫尔条纹干涉图可以傅里叶展开为

$$\tilde{I}(x, y, z_0, t) = \sum_n a_n(x, y, z_0, t) \exp(2\pi n i f_0 y), \quad (10)$$

式中  $z_0$  是满足(1)式的源与光栅之间的距离,当利用多色 X 射线时, $z_0$  由特殊的波长  $\lambda_0$  (如平均波长)确定。傅里叶系数

$$a_n(x, y, z_0, t) \equiv a_n \exp\left[2\pi i \frac{nz_0}{d} \tilde{\varphi}_x(x, y, t)\right], \quad (11)$$

式中  $a_n$  是由两个光栅与 X 射线空间相干决定的系数, $\tilde{\varphi}_x(x, y, t)$  对应于样本的光谱平均折射率的微分相衬图像  $1 - \tilde{\delta}(x, y, z, t)$ ,也就是

$$\tilde{\varphi}_x(x, y, t) = \int \frac{\partial \tilde{\delta}(x, y, z, t)}{\partial x} dz. \quad (12)$$

计算(10)式的傅里叶变换提取一阶信息,通过傅里叶逆变换得  $a_1(x, y, z_0, t)$ ,然后计算它的参数估计  $\tilde{\varphi}_x(x, y, t)$ 。严格意义上讲,因为光栅的不完美,即使没有样本也会产生伪像。因此, $\tilde{\varphi}_x(x, y, t)$  实际上是通过计算  $a_1(x, y, z_0, t)/a_{1,0}(x, y, z_0, t)$  得到,其中分母是在没有样本的同等成像方式下获得的。

这样,从单幅莫尔干涉条纹图像就可计算出  $\tilde{\varphi}_x(x, y, t)$ ,因而可以动态观察。然而,因为仅仅提取一阶信息,丢失了高频信息,载波条纹间隔限制了在  $y$  方向的空间分辨率。因此,可以通过增加  $\theta$  产生更好的载波条纹从而获得更好的空间分辨率,尽管产生好的莫尔条纹可能会有能见度丧失的缺陷。

对于 CT 扫描,样本旋转轴沿着  $y$  轴,样本做连续旋转,在几转的基础上通过傅里叶变换法获得微分相衬图像的视频。

为了产生 Talbot 干涉效应,空间相干长度需大于相位光栅的周期。如果图像探测器的空间分辨率与光栅周期相比足够小,无需用第二个光栅而自成像是可直接记录下来。自成像有一个高频辐射强度图像,通过傅里叶变换方法处理得到,这样,四维傅里叶 X 射线相衬 CT 也可以在这样的装置上实现。

同步辐射白色 X 射线仅仅使用一个 0.5 mm 的铝板滤波器,对 Talbot 干涉而言光谱带宽不是最优。很

明显,如果光谱带宽被裁减到适合 Talbot 干涉,可以获得更好的图像。带通滤波控制必须有效减少对样本不必要的射线剂量。

## 4 结束语

由 X 射线光栅成像系统发展与技术研究的国内外动态可知,X 射线光栅成像的重要意义在于它通过一次扫描而最大化地同时获得衰减、相衬和暗场 3 种不同的信息,3 种信息从不同角度反映了样品内部的微细结构,互为补充,形成了“三位一体”的成像模式,并且摆脱了对同步辐射光源的依赖,使得真正意义上的工业与医学临床应用成为可能,在医学成像、安检、工业无损检测、食品检查以及微生物成像等领域具有广泛的应用前景。二维光栅成像拓展了该技术的应用。具有时间分辨率的四维光栅成像技术的提出为心脏等人体器官、生物活体的精确测试提供了可能。

光源的改进、高性能光栅的制作、紧凑型大视场高分辨率光栅成像系统与技术的研发、多信息快速准确提取与重建技术以及 X 射线光栅成像技术的实际应用普及,将是未来几年内研究的热点。

## 参 考 文 献

- 1 A. Authier. Dynamical Theory of X-Ray Diffraction[M]. New York: Oxford University Press, 2001
- 2 A. Momose. Recent advances in X-ray phase imaging[J]. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 2005, **44**(9A): 6355~6367
- 3 Huang Jianheng, Lin Danying, Liu Zhenwei *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
- 4 Li Jing, Liu Wenjie, Zhu Peiping *et al.*. Reconstruction algorithm of fan-beam helical X-ray computer tomography based on grating imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(2): 421~427  
李 镜, 刘文杰, 朱佩平等. 基于光栅相衬成像的扇束螺旋 CT 重建算法[J]. *光学学报*, 2010, **30**(2): 421~427
- 5 Chen Xin, Sun Yi, Zhu Peiping. Reconstruction algorithm of cone-beam phase X-ray computer-tomography based on grating imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(6): 1079~1084  
陈 欣, 孙 怡, 朱佩平. 光栅成像的锥束相位 CT 重建算法[J]. *光学学报*, 2008, **28**(6): 1079~1084
- 6 Wang Zhentian. Research on Grating-Based Imaging Method and Technique with Conventional X-Ray Tube[D]. Beijing: Tsinghua University, 2010  
王振天. 常规 X 光源光栅成像相关方法和技术研究[D]. 北京: 清华大学, 2010
- 7 C. David, B. Nohammer, H. H. Solak *et al.*. Differential X-ray phase contrast imaging using a shearing interferometer [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2002, **81**(17): 3287~3289
- 8 A. Momose, S. Kawamoto, I. Koyama *et al.*. Demonstration of X-ray Talbot interferometry[J]. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 2003, **42**(7B): 866~868
- 9 Y. Takeda, W. Yashiro, Y. Suzuki *et al.*. X-ray phase imaging with single phase grating[J]. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 2007, **46**(3): L89~L91
- 10 T. Weitkamp, A. Diaz, C. David *et al.*. X-ray phase imaging with a grating interferometer[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(16): 6296~6304
- 11 F. Pfeiffer, O. Bunk, C. Schulze-Briese *et al.*. Shearing interferometer for quantifying the coherence of hard X-ray beams [J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2005, **94**(16): 164801
- 12 T. Weitkamp, B. Nohammer, A. Diaz *et al.*. X-ray wavefront analysis and optics characterization with a grating interferometer[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2005, **86**(5): 054101
- 13 F. Pfeiffer, T. Weitkamp, O. Bunk *et al.*. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources[J]. *Nature Phys.*, 2006, **2**(4): 258~261
- 14 F. Pfeiffer, M. Bech, O. Bunk *et al.*. Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer[J]. *Nature Mater.*, 2008, **7**(2): 134~137
- 15 Zhili Wang, Kun Gao, Peiping Zhu *et al.*. Grating-based X-ray phase contrast imaging using polychromatic laboratory sources[J]. *J. Electron Spectroscopy and Related Phenomena*, 2011, **184**(3-6): 342~345
- 16 P. C. Diemoz, P. Coan, I. Zanette *et al.*. A simplified approach for computed tomography with an X-ray grating interferometer[J]. *Opt. Express*, 2011, **19**(3): 1691~1698

- 17 Liu Xin, Guo Jinchuan, Niu Hanben. New method of detecting interferogram in differential phase-contrast imaging system based on special structured X-ray scintillator screen[J]. *Chinese Physics B*, 2010, **19**(7): 070101
- 18 Huang Zhifeng, Kang Kejun, Zhang Li *et al.*. Alternative method for differential phase-contrast imaging with weakly coherent hard X-rays[J]. *Phys. Rev. A*, 2009, **79**(1): 013815
- 19 Liu Xin, Guo Jinchuan. Arrayed source in differential phase contrast imaging[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2011, **40**(2): 242~246  
刘鑫, 郭金川. 微分相衬成像阵列光源[J]. *光子学报*, 2011, **40**(2): 242~246
- 20 Guanghong Chen, Joseph Zambelli, Ke Li *et al.*. Scaling law for noise variance and spatial resolution in differential phase contrast computed tomography[J]. *Med. Phys. Lett.*, 2011, **38**(2): 584~588
- 21 Michael Chabior, Tilman Donath, Christian David *et al.*. Beam hardening effects in grating-based X-ray phase-contrast imaging[J]. *Med. Phys.*, 2011, **38**(3): 1189~1195
- 22 Thomas Weber, Peter Bart, Florian Bayer *et al.*. Noise in X-ray grating-based phase-contrast imaging[J]. *Med. Phys.*, 2011, **38**(7): 4133~4140
- 23 Martin Bech, Torben H. Jensen, Oliver Bunk *et al.*. Advanced contrast modalities for X-ray radiology: phase-contrast and dark-field imaging using a grating interferometer[J]. *I. Med. Phys.*, 2010, **20**(1): 7~16
- 24 Jin Feifei, Zhu Xiaoli, Li Hailiang *et al.*. Study on properties of 2000 lp/mm X-ray transmission varied line-space gratings [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(6): 1857~1860  
靳飞飞, 朱效立, 李海亮等. 2000 lp/mm X射线透射变栅距光栅的研究[J]. *光学学报*, 2010, **30**(6): 1857~1860
- 25 Wang Junqiao, Zhang Xinzhen, Sun Liping *et al.*. Laser-induced deposition of silver nanoparticles films and microstructures onto glass substrates[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(1): 0107001  
王俊俏, 张心正, 孙立萍等. 激光诱导银纳米颗粒薄膜和微结构[J]. *中国激光*, 2011, **38**(1): 0107001
- 26 Tilman Donath, Michael Chabior, Franz Pfeiffer *et al.*. Inverse geometry for grating-based X-ray phase-contrast imaging [J]. *J. Appl. Phys.*, 2009, **106**(5): 054703
- 27 Zhifeng Huang, Zhiqiang Chen, Li Zhang *et al.*. Large phase-stepping approach for high resolution hard X-ray grating-based multiple information imaging[J]. *Opt. Express*, 2010, **18**(10): 10222~10229
- 28 Torben Haugaard Jensen, Martin Bech. Directional X-ray dark-field imaging of strongly ordered systems[J]. *Phys. Rev. B*, 2010, **82**(21): 214103
- 29 I. Zanette, M. Bech, F. Pfeiffer *et al.*. Interlaced phase stepping in phase-contrast X-ray tomography[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2011, **98**(9): 094101
- 30 T. Thuering, P. Modregger, T. Grund *et al.*. High resolution, large field of view X-ray differential phase contrast imaging on a compact setup[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2011, **99**(4): 041111
- 31 Hidenosuke Itoh, Kentaro Nagai, Genta Sato *et al.*. Two-dimensional grating-based X-ray phase-contrast imaging using Fourier transform phase retrieval[J]. *Opt. Express*, 2011, **19**(4): 3339~3346
- 32 X. Ge, Z. Wang, K. Gao *et al.*. Investigation of the partially coherent effects in a 2D Talbot interferometer[J]. *Anal. Bioanal. Chem.*, 2011, **401**(3): 865~870
- 33 Julien Rizzi, Timm Weitkamp, Nicolas Guérineau *et al.*. Quadriwave lateral shearing interferometry in an achromatic and continuously self-imaging regime for future X-ray phase imaging[J]. *Opt. Lett.*, 2011, **36**(8): 1398~1400
- 34 Takashi Nakamura, Chang Chang. Quantitative X-ray differential-interference-contrast microscopy with independently adjustable bias and shear[J]. *Phys. Rev. A*, 2011, **83**(4): 043808
- 35 Atsushi Momose, Wataru Yashiro, Sébastien Harasse *et al.*. Four-dimensional X-ray phase tomography with Talbot interferometry and white synchrotron radiation; dynamic observation of a living worm[J]. *Opt. Express*, 2011, **19**(9): 8423~8432