

快速高能 X 射线光栅相衬成像

吴朝, 魏文彬, 高昆, 田扬超

(中国科学技术大学 国家同步辐射实验室, 安徽 合肥 230029)

摘要: X 射线光栅相衬成像对弱吸收物质成像能够获得较高的图像衬度, 然而使用高分辨探测器, 成像时间长。此外, 受光栅工艺限制, 成像能量通常在 30 keV 左右。文中基于投影成像原理, 大大放宽了对光栅工艺的要求, 提高了成像能量。同时, 利用医用 CT 球管以及医用探测器, 基于周步进扫描模式, 实现了快速相衬 CT 成像。在国家同步辐射实验室搭建的成像系统上, 完成了 80 kV 管电压(等效能量约 48 keV)180 mA 管电流, 物体 80 s 曝光的二维和三维成像实验。针对实验结果, 进一步探讨了提高密度分辨率的方法和途径。

关键词: 快速成像; 高能成像; 光栅相衬成像; 医用 CT 球管; 医用探测器

中图分类号: O434.19 **文献标志码:** A **DOI:** 10.3788/IRLA201948.0825004

Fast high energy X-ray grating-based phase contrast imaging

Wu Zhao, Wei Wenbin, Gao Kun, Tian Yangchao

(National Synchrotron Radiation Laboratory, University of Science and Technology of China, Hefei 230029, China)

Abstract: Although X-ray grating-based phase contrast imaging enables to obtain high image contrast of weakly absorbing substance, the imaging time is too long, due to high resolution detector. Furthermore, the imaging energy is usually about 30 keV, because of the limitation of grating manufacturing technique. In this paper, the requirement of grating manufacturing technique was relaxed sharply, thus the imaging energy was increased, based on the principle of projection imaging. In addition, fast phase contrast computed tomography (CT) imaging was realized on account of cycle-step-cycle mode, using medical CT tube source and medical detector. Experiments were carried out with tube voltage 80 kV, tube current 180 mA and 80 s exposure time to substance on the imaging system at National Synchrotron Radiation Laboratory. Last, how to improve the density resolution of the imaging system was discussed.

Key words: fast imaging; high energy imaging; grating-based phase contrast imaging; medical CT tube source; medical detector

收稿日期: 2019-03-11; 修订日期: 2019-04-21

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金(11805205); 中央高校基本科研业务费专项资金(WK2310000065); 中国博士后科学基金面上资助(2017M612097); 国家重大科研装备研制项目(CZBZDYZ20140002)

作者简介: 吴朝(1988-), 男, 副研究员, 博士, 主要从事 X 射线相衬成像方法以及信息分离方法方面的研究。Email: wuzhao@ustc.edu.cn

0 引言

X 射线影像是现代医学的重要检测手段,为医生诊断提供极大帮助。当前医用 X 射线影像是基于物体不同组成部分的吸收差异,对密度差异较大的组织成像时,如骨骼和肌肉,能获得很高的衬度。然而对人体软组织成像时,由于软组织对 X 射线吸收很弱且不同组织之间的吸收差别小,因此获得的图像衬度通常较低,难以给予医生实质性帮助。X 射线相衬成像方法,通过检测物体对 X 射线波前的相位调制,可以获得低原子序数物质较高的图像衬度。在众多的相衬成像方法中,X 射线光栅相衬成像视场较大且与常规光源兼容,被认为是最有可能应用于临床医学影像的一种相衬成像方法。

早在 2002 年和 2003 年,瑞士科学家 David 和日本科学家 Momose 就证实了 Talbot 干涉仪可实现 X 射线微分相衬照相术^[1-2]。此后,德国科学家 Pfeiffer 带领其研究团队,于 2006 年验证了 Talbot-Lau 干涉仪在 X 射线相衬成像中的适用性^[3],使得常规光源适用于相衬成像,给 X 射线相衬成像实际应用带来了曙光;2008 年,又提出了利用 X 射线光栅干涉仪获取暗场图像的方法^[4],能够探测小于成像系统分辨率的物体信息,对检测多空隙和裂缝样品具有较大优势。然而,为了满足相干条件,X 射线光栅干涉仪要求光栅周期在微米量级^[5-6],此外医学成像能量高,光栅厚,大高宽比光栅成为实现医用相衬成像的必要条件,增加了实现难度。

2009 年,清华大学研究组提出了一种基于全吸收光栅的投影成像^[7],光栅周期可以设计到几十甚至几百微米,缓解了对大高宽比光栅的要求,使得高能成像难度大幅降低。基于投影的非相干光栅相衬成像,放宽了对光栅工艺的要求,有望在现有技术条件下较低成本实现光栅的制作。

文中将基于投影成像的光栅相衬成像原理,利用大功率医用 CT 球管和大像素医用探测器搭建光栅相衬成像系统,研究其在临床医学影像中的可行性。深入开展相衬照相术和相衬 CT 的研究,在此基础上评估系统密度分辨本领,并探讨提高密度分辨率的方法和途径。

1 相衬成像系统介绍

成像系统由 X 射线源,G0、G1、G2 三块吸收光栅,样品旋转台以及探测器组成,如图 1 所示。实验平台所用光源为 Dunlee CTR2150,探测器由三块 DT MDBB-ST16 模块拼接而成,单个模块横向 24 通道轴向 16 排,像素大小为 1.08 mm(H)×2.00 mm(V)(大像素模式)。

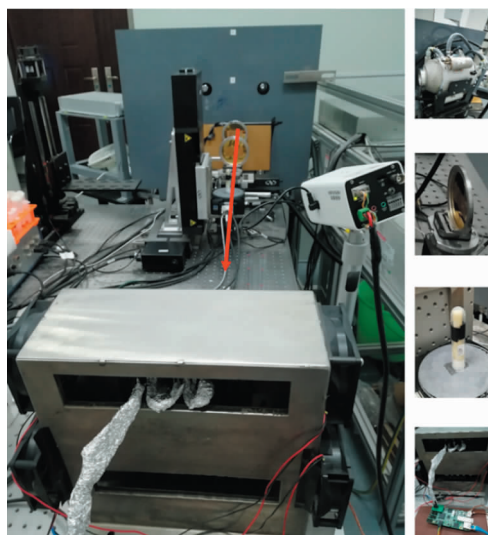


图 1 使用医用 CT 球管以及医用探测器搭建的基于投影成像的光栅相衬成像系统

Fig.1 Grating-based phase contrast imaging system employing medical CT tube and medical detector, based on the principle of projection imaging

光栅周期、占空比以及厚度是光栅重要参数,影响成像系统的性能。其中,占空比对位移曲线可见度和光通量均有影响^[8],根据角度灵敏度反比于位移曲线可见度和入射光子数的平方根,对光栅占空比进行了优化。光栅设计参数请见表 1。

表 1 三光栅参数

Tab.1 Parameters of three gratings

Grating	G0	G1	G2
Period/ μm	32.5	26	130
Duty ratio	0.40	0.44	0.41
Thickness/ μm	100	100	290

2 相衬成像实验结果

在实验平台上, 分别开展二维投影成像以及三维 CT 成像。二维成像样品选用的是直径 2 cm 的 PP 棒子置于 50 mL 内径 2.8 cm 的离心管中, 棒子和离心管间填充了一定高度的水。三维成像样品选用的是直径 1 cm 的 PP 棒子置于 10 mL 内径 1.4 cm 的离心管中, 棒子与离心管间填充一定高度的水。样品如图 2 所示, PP 棒上半部分露在空气中, 下半部分均浸泡在水中, 其中三维实验样品上的铁钉用于每周配准。实验中, 电压设为 80 kV(等效能量约为 48 keV), 电流设为 180 mA。二维成像采用 5 步相位步进成像, 每步积分时间为 16 s。三维成像采用的是 10 步周步进扫描模式, 即在每个步进位置采集一周数据后步进至下一步进位置再采集一周数据, 每周采集时间为 8 s, 采集投影数为 4 000 帧。样品接受曝光总时间均为 80 s。

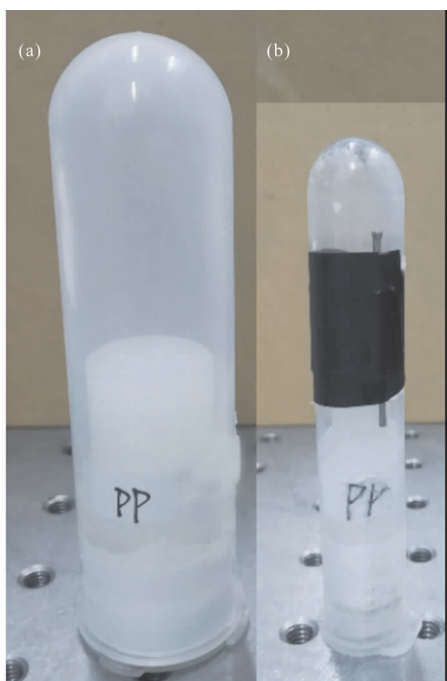


图 2 样品:(a)二维成像样品;(b)三维成像样品

Fig.2 Samples: (a) for two dimensional imaging;

(b) for three dimensional imaging

二维成像时有一块探测器模块异常, 实验中使用两块探测器模块成像。通过背景位移曲线可获得视场内可见度分布, 如图 3 所示, 计算得平均可见度为 11.9%, 二维和三维实验结果分别如图 4、5 所示。

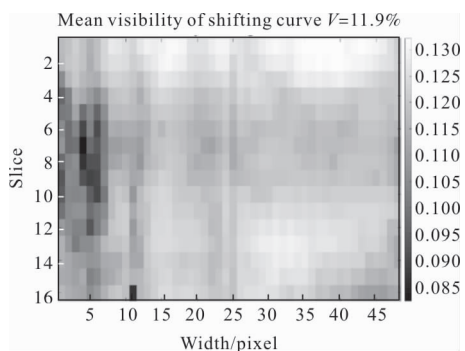


图 3 视场内位移曲线可见度

Fig.3 Visibility of shifting curve in the field of view

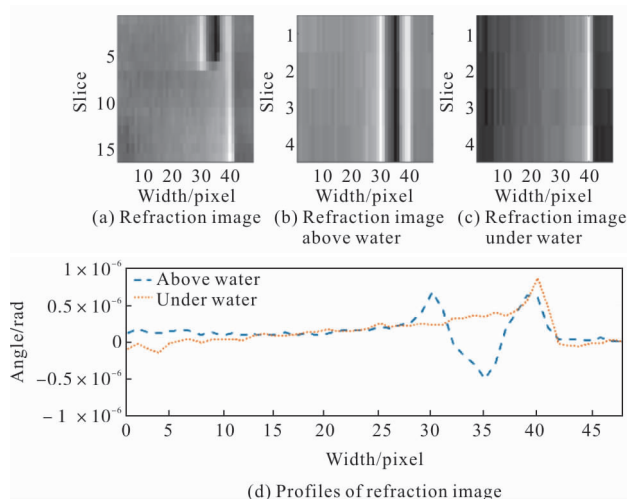


图 4 2 cm PP 棒二维相衬成像

Fig.4 Two dimension phase contrast imaging of PP cylinder with diameter of 2 cm

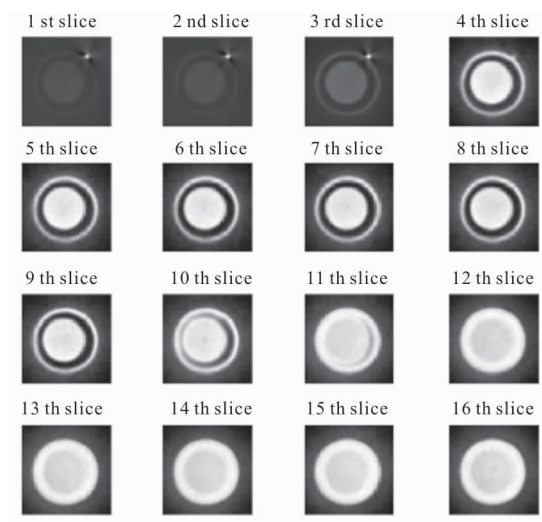


图 5 1 cm PP 棒三维相衬成像断层图

Fig.5 Three dimension phase contrast imaging slice of PP cylinder with diameter of 1 cm

PP 密度为 920 mg/cm^3 , 与水密度差为 80 mg/cm^3 。

从图 4 可以看出,二维相衬成像可以勉强区分 2 cm 直径的 PP 与周围的水,也就是说成像系统对 2 cm 直径的圆柱体的密度分辨本领在 80 mg/cm^3 附近。

从断层成像图中可以看出,直径 1 cm 的 PP 与水可以被很好地区分,也就是说,对 1 cm 直径的圆柱体三维相衬成像密度分辨率优于 80 mg/cm^3 。进一步对密度差(相对于水)为 40 mg/cm^3 的 ABS 棒成像,二维(2 cm 直径)和三维(1 cm 直径)均不能把 ABS 棒从周围的水中区分出来。

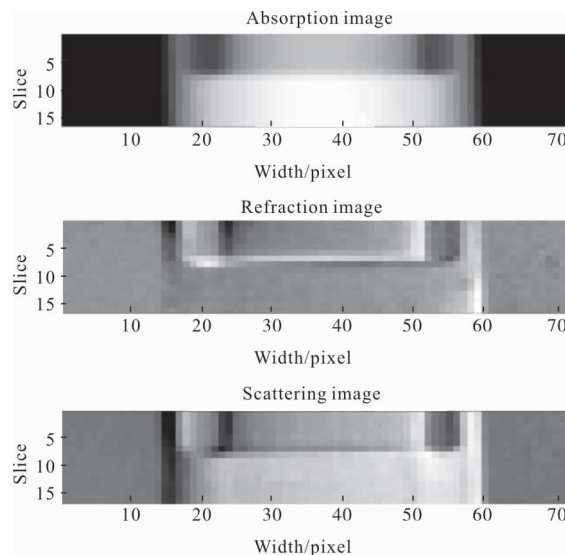
3 提高密度法分辨率的途径

在选取的实验条件下,二维和三维的密度分辨率均在百分之几(相对水),密度分辨不理想,下面将分析在现有物理设计前提下,提高密度分辨率的方法和途径。

3.1 降低背景漂移

值得注意的是目前平台系统存在背景漂移,一定程度上降低了系统的密度分辨本领。图 6 为一组对比实验成像结果,图 6(a)为非平场处的实验结果,漂移非常严重,通过平场调节后获得漂移不明显的结果(图 6(b))。这是因为系统存在漂移,当背景光场不均匀时,漂移对成像影响更显著。

背景漂移主要来自温度变化、机械震动以及转靶光源焦点的移动,当视场内存在多条莫尔纹时,漂移导致背景图像与样品图像上的莫尔条纹位置发生



(b) 平场处成像结果

(b) Imaging results under flat field

图 6 背景漂移对比实验

Fig.6 Comparison experiment of background shifting

移动,从而无法把背景莫尔纹扣除干净,使得漂移对图像的影响更为明显。实验中可通过如下途径减少漂移:(1)控制实验时环境温度变化;(2)调节光栅位置和姿态,尽量使成像视场光强均匀;(3)控制光源热容变化,降低光源焦点移动;(4)通过电机自动控制,缩短成像时间。

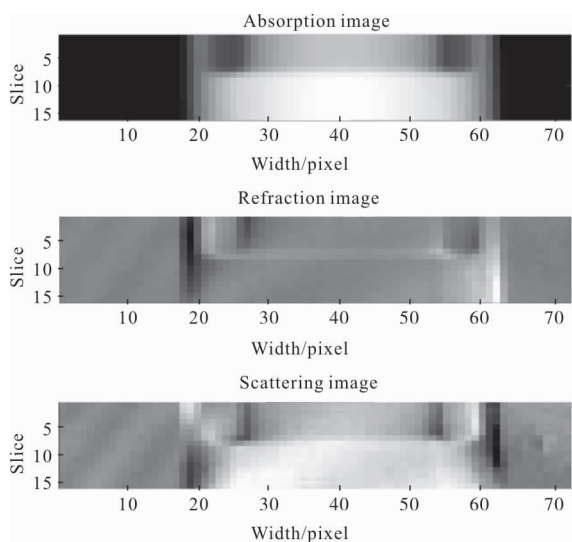
3.2 增加准直器

实验发现,在非样品区域,物体图像的灰度值比背景图像的灰度值低。通过实验测试,发现该现象是由于 G2 光栅的散射所致,当无样品时探测器接受到 G2 的散射信号,加入物体之后,G2 部分区域光照减弱,导致散射信号降低。该散射信号的变化不仅影响吸收信号,同样会影响提取到的折射信号,因此系统中应该增加前后准直器,降低 G2 光栅散射对提取信号的影响。

3.3 电流校正以及转轴校正

除了背景漂移,成像过程中还存在电流波动,对成像造成影响。尽管数据处理中已经做过电流校正,但是由于光栅覆盖了整个探测器,电流校正选取的参考像素光强受光栅步进影响,因此校正还有提升空间。

此外,光源焦点随着热容增加发生偏移,导致 CT 成像虚拟旋转轴移动,CT 重建图像变模糊,空间分辨率和密度分辨率均降低。



(a) 非平场处成像结果

(a) Imaging results under uneven field

3.4 优化光栅结构

实验系统的理论位移曲线可见度为 22%，而实验测量的位移曲线可见度为 11.9%，低于理论可见度。通过大量分析，基本确定是由于光栅结构不理想所致。因此，改善光栅设计以及微结构有利于提高系统位移曲线可见度。

4 结 论

基于医用 X 射线 CT 球管以及医用探测器，利用投影成像原理搭建了一套三光栅相衬成像系统。通过对光源隔震、探测器配置、光栅姿态调节，成像性能得到大幅提升。在 80 s 的曝光时间内(背景样品各采集 80 s)，快速完成了等效能量为 48 keV 的高能相衬成像，实现了百分之几的密度分辨。

然而目前系统的密度分辨率仍然较低，成像辐射剂量较高，难于直接用于临床应用。提高系统的密度分辨本领是该工作的当务之急，需要进一步优化系统参数提高成像性能。具体来说，可以从如下方面开展。

(1) 提高系统位移曲线可见度：密度分辨率反比于位移曲线可见度^[9-10]，因此提高位移曲线可见度可以大幅提高系统的成像性能。

(2) 延长光学臂长：除了光栅周期，G1 与 G2 之间的距离同样直接影响系统的密度分辨本领。延长光学臂长可以提高系统的密度分辨率，但是需要综合考虑实际成像设备的体积、成像时间等因素。

(3) 优化系统几何放大倍数：实际成像设备的体积受限，因此需要考虑在系统光学臂长固定时，优化系统的几何放大倍数，保证空间分辨率的前提下，实现较好的密度分辨。

(4) 改变光栅周期：密度分辨率与光栅周期成正比，因此减小光栅周期可以大幅提高密度分辨本领。目前系统选取较大光栅周期，主要受限于自身的光栅加工工艺。

此外，高辐照剂量也是 X 射线光栅相衬成像走向临床应用的重要障碍。以文中 80 s 样品曝光的相衬成像为例，考虑 G0 和 G1 光栅对 X 射线的吸收，等效受辐照时间约为 20 s，是传统 CT 1/3 s (1 s 扫 3 圈) 时长的 60 倍。即使考虑目前相衬成像光源使用功率较低，总辐射剂量仍比传统 CT 剂量至少高一个

数量级。只有通过以上途径提高成像性能，才有可能使用相对传统 CT 较低的剂量达到更好的成像效果。

参考文献：

- [1] David C, Nohammer B, Solak H H, et al. Differential X-ray phase contrast imaging using a shearing interferometer [J]. *Appl Phys Lett*, 2002, 81: 3287-3289.
- [2] Momose A. Phase -sensitive imaging and phase tomography using X -ray interferometers [J]. *Opt Express*, 2003, 11: 2303-2314.
- [3] Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, et al. Phase retrieval and differential phase -contrast imaging with low -brilliance X-ray sources [J]. *Nat Phys*, 2006, 2: 258-261.
- [4] Pfeiffer F, Bech M, Bunk O, et al. Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer [J]. *Nat Mater*, 2008, 7: 134-137.
- [5] Zhu P P, Zhang K, Wang Z L, et al. Low-dose, simple, and fast grating -based X-ray phase -contrast imaging [J]. *PNAS*, 2010, 107: 13576-13581.
- [6] Rong Feng, Liang Ying, Yang Yadong, et al. Simulation of grating -based X -ray differential phase contrast imaging [J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2017, 46 (12): 1220002. (in Chinese)
荣锋, 梁莹, 杨亚东, 等. X 射线光栅相衬成像的仿真[J]. 红外与激光工程, 2017, 46(12): 1220002.
- [7] Huang Z F, Kang K J, Zhang L, et al. Alternative method for differential phase -contrast imaging with weakly coherent hard X- rays [J]. *Phys Rev A*, 2009, 79: 013815.
- [8] Luo R H, Wu Z, Xiong Y, et al. Optimization of grating duty cycle in non-interferometric grating-based X-ray phase contrast imaging [J]. *Rev Sci Instrum*, 2017, 88: 085102.
- [9] Engel K J, Geller D, Kohler T, et al. Contrast-to-noise in X-ray differential phase contrast imaging [J]. *Nucl Instrum Methods Phys Res*, 2011, 648: S202-S207.
- [10] Wu Z, Gao K, Chen J, et al. High sensitivity phase retrieval method in grating-based X-ray phase contrast imaging [J]. *Med Phys*, 2015, 42: 742-749.