

文章编号: 0253-2239(2008)03-0609-04

# 同轴 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术研究

蒋诗平 李妹芳 陈 阳 陈 亮

(中国科学技术大学国家同步辐射实验室, 安徽 合肥 230029)

**摘要** 基于北京同步辐射装置(BSRF)开展了同轴 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术(CT)研究。利用北京同步辐射的 14 keV 单色 X 射线作为光源,以高分辨能力的 X 射线胶片作为探测器,分别开展吸收衬度和同轴相位衬度成像的比较研究以及相位衬度计算机 X 射线断层摄影术研究。相位衬度计算机 X 射线断层摄影术重建采用 Bronnikov 提出的算法。结果显示,与传统的吸收衬度图像相比,相位衬度图像具有更好的衬度和更高的空间分辨率;实验获得人工样品和蝗虫的相位衬度计算机 X 射线断层摄影术重建图像。重建图像中可见样品的一些结构细节。实验结果表明,相位衬度 X 射线成像更适合于研究弱吸收或吸收差异很小的材料;利用北京同步辐射开展同轴 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术研究是可行的。

**关键词** X 射线光学; X 射线成像; 计算机 X 射线断层摄影术; 相位衬度; 同步辐射

**中图分类号** O434.1; O436.1 **文献标识码** A

## In-Line X-Ray Phase-Contrast Computerized Tomography

Jiang Shiping Li Meifang Chen Yang Chen Liang

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

**Abstract** To develop the in-line X-ray phase-contrast computerized tomography (CT) method based on synchrotron radiation in Beijing Synchrotron Radiation Facility (BSRF). The comparison studies of in-line phase-contrast imaging with absorption-contrast imaging as well as the technique of in-line phase-contrast computerized tomography were carried out using the 14 keV monochromatic X-ray from BSRF as the light source and the X-ray film with high-resolution power as the detector. The algorithm proposed by Bronnikov was employed for the phase-contrast CT reconstruction. Compared with conventional absorbing-contrast images, phase-contrast images have better contrast and higher spatial resolution. Phase-contrast CT reconstruction images of the experimental samples were acquired and some feature details of the objects could be seen in the reconstruction images. The above experimental results indicate that phase-contrast X-ray imaging method is more applicable to the studies of the materials with weakly absorbing and small absorption difference, and it is feasible to carry out in-line X-ray phase-contrast CT using X-ray source of BSRF.

**Key words** X-ray optics; X-ray imaging; computerized tomography; phase contrast; synchrotron radiation

## 1 引 言

近年来,X 射线相位衬度成像方法的研究和应用发展迅速,理论和技术也在不断的更新。从实验技术上来讲,获得 X 射线相位信息的方法主要有干涉法<sup>[1]</sup>、衍射增强法<sup>[2]</sup>和同轴(in-line)法<sup>[3]</sup>。同轴法由于装置简单、操作方便且有可能应用于临床而备受关注。1995 年前后,澳大利亚科学家 Wilkins 领导的研究小组和法国欧洲同步辐射加速器装置(ESRF)的科

学家们分别采用微聚焦点光源<sup>[4,5]</sup>和同步辐射装置<sup>[6,7]</sup>,应用同轴方法得到了 X 射线相位衬度图像。近几年,国内的 X 射线相位衬度成像研究也取得了较好的进展<sup>[8~12]</sup>。成像实验主要是利用中科院高能所的同步辐射 X 光源。另外,陈敏、肖体乔等还利用实验室台式微焦点 X 光源开展此类研究<sup>[13]</sup>。

目前,采用同步辐射装置作为光源的相位衬度计算机 X 射线断层摄影术的研究也已经取得了很

收稿日期: 2007-05-11; 收到修改稿日期: 2007-09-19

基金项目: 国家自然科学基金(60477001)资助课题。

作者简介: 蒋诗平(1963—),男,安徽舒城人,副研究员,博士,主要从事 X 射线显微及医学影像技术、中子成像等方面的研究。E-mail: spjiang@ustc.edu.cn

大的进展<sup>[14~16]</sup>。由于相位衬度计算机 X 射线断层摄影术在原理上不同于传统的吸收衬度计算机 X 射线断层摄影术,因此,不能采用吸收衬度的重建理论和方法进行断层重建。目前,主要的相位计算机 X 射线断层摄影术重建方法有采用非干涉相位恢复<sup>[17,18]</sup>和 Bronnikov 提出的直接利用拉东(Radon)变换进行断层定量重建<sup>[19,20]</sup>。

## 2 计算机 X 射线断层摄影术重建方法

同轴 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术重建通常需要两步,投影图像的相位恢复和常规方法的计算机 X 射线断层摄影术重建。本研究采用 Bronnikov 提出的计算机 X 射线断层摄影术重建方法<sup>[19]</sup>。该重建方法不需要相位信息恢复的中间步骤,直接从投影的光强分布获得样品的相位重建结果,在原理和形式上非常类似于传统计算机 X 射线断层摄影术中的背投影重建方法。

假设一束波长为  $\lambda$  的单色相干 X 射线照射在样品上,其入射方向与样品的中心轴有一个夹角  $\theta$ ,如图 1 所示。在样品后部的单色光波的分布可以表示为

$$U_{\theta}(x, y) = M_{\theta}(x, y)U_i \exp[i\phi_{\theta}(x, y)], \quad (1)$$

其中  $U_i$  是入射的单色平面波(复振幅), $M_{\theta}(x, y)$  是调制传递函数, $\phi_{\theta}(x, y)$  是在夹角为  $\theta$  时样品的相位函数,是样品空间折射率  $n$  的实部沿轴  $z$  方向的积分:

$$\phi_{\theta}(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \int f(x_1, x_2, y) dx_1 dx_2, \quad (2)$$

根据菲涅尔衍射理论,在离样品距离为  $z$  处的光强分布可以写作

$$I_{\theta}^z(x, y) = |h_z * U_{\theta}|^2, \quad (3)$$

由于 X 射线的波长非常的短,可以对上述公式应用菲涅耳近似。假设调制传递函数可以被忽略,在一个

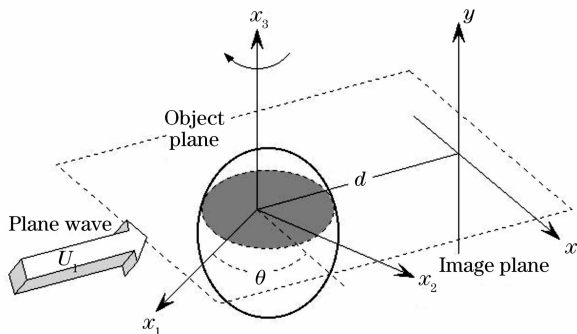


图 1 物面和像面的坐标系

Fig. 1 Coordinate system for the object and image planes

较小的距离  $d$  上,光强分布函数可以表示成:

$$I_{\theta}^d(x, y) = I_{\theta}^0 \left[ 1 - \frac{\lambda d}{2\pi} \nabla^2 \phi_{\theta}(x, y) \right]. \quad (4)$$

相位衬度成像计算机 X 射线断层摄影术重建的目的就是要从测量得到的  $I_{\theta}^d(x, y)$  ( $0 \leq \theta \leq \pi$ ) 值得到  $f(x_1, x_2, y)$ 。通过一个二维拉东变换到三维拉东变换的转换,可以得到样品的相位信息与在距离  $d$  处不同角度的光强的转换关系:

$$f(x_1, x_2, x_3) = \frac{1}{4\pi^2 d} \int \frac{|y|}{x^2 + y^2} g_{\theta} d\theta, \quad (5)$$

其中  $g_{\theta}$  是光强的归一化函数:

$$g_{\theta} = I_{\theta}^d(x, y) / I_i - 1, \quad (6)$$

通过(5)式、(6)式,再经过适当的傅里叶变换简化算法就可以得到物体相位计算机 X 射线断层摄影术重建结果。

## 3 实验装置与方法

本实验是在北京同步辐射装置(BSRF)的 4W1A 光束线 X 射线形貌学实验站完成的。形貌学实验站利用扭摆器(Wiggler)辐射,4W1A 光束线的白光能量范围大约是 3~22 keV,单色光采用一块 Si 单晶单色仪得到,通过旋转不同的角度可以得到不同能量的单色光。实验的装置如图 2 所示。实验采用的是 14 keV(波长约为 0.09 nm)的单色光。实验时,储存环电子束流强约为 100 mA。样品位置距离光源处约 43 m,样品台可以做高精度 360°的沿中心轴的旋转,成像距离  $D$  可以通过改变探测装置的距离进行毫米量级精度的调节。投影成像采用同轴相位衬度成像方式,用富士高分辨工业用 IX50 型 X 射线胶片记录图像,该胶片成像分辨力优于 0.8  $\mu\text{m}$ 。单幅成像曝光时间约 10 s。曝光的胶片经过显影和定影后,其记录的图像经光学显微镜读出并由 CCD 记录而数字化。根据

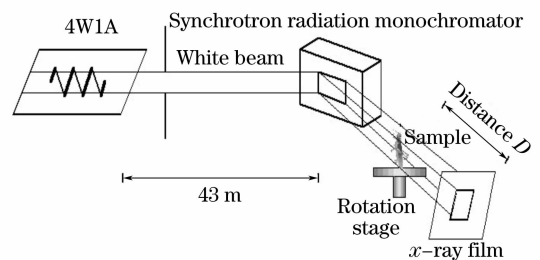


图 2 北京同步辐射 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术实验装置示意图

Fig. 2 Sketch of the experimental setup for phase-contrast X-ray tomography at BSRF

Bronnikov 提出的算法,用 C++ 语言编写计算机 X 射线断层摄影术重建软件。

整个实验研究分三个部分。首先,用蝗虫作为实验样品,从实验上论证北京同步辐射形貌实验站可以获得相位衬度投影,并且根据理论计算和实验线站的实际情况找出相位衬度成像的最佳条件;接着,用简单的、已知结构的人工样品进行研究以验证计算机 X 射线断层摄影术算法和重建程序;最后,在前面两项工作完成的基础上,再用结构复杂的生物样品——蝗虫进行相位衬度计算机 X 射线断层

摄影术成像研究。

### 4 结果与分析

图 3 是同一样品在相同条件下的相位衬度 ( $D=400\text{ mm}$ )和吸收衬度 ( $D=0\text{ mm}$ )的 X 射线投影图像。图中可以明显看出,相位衬度比吸收衬度具有更好的成像衬度和更高的空间分辨力。吸收衬度的图像[图 3(b)]比较模糊,基本上看不出什么细节,而相位衬度图像[图 3(a)]则很清晰且具有丰富的结构信息。

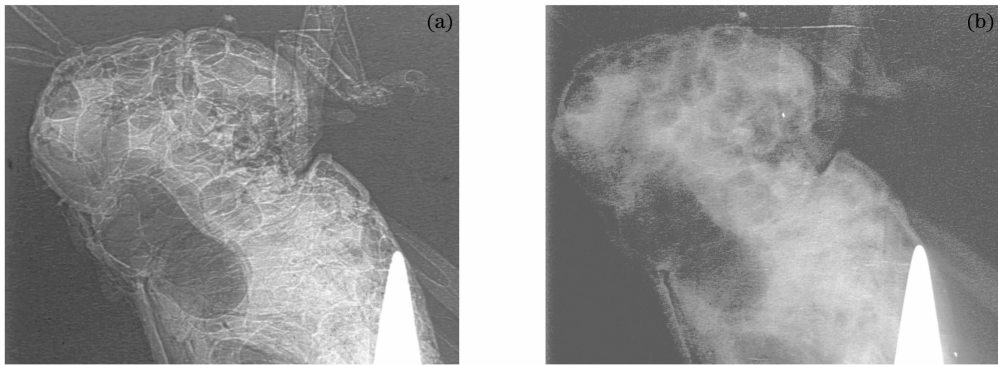


图 3 蝗虫的 X 射线投影图像。(a)相位衬度,(b)吸收衬度

Fig. 3 X-ray projection images of a locust. (a) Phase contrast, (b) absorption contrast

图 4 是人工样品的相位计算机 X 射线断层摄影术结果。该样品是一个外径 3.8 mm 内径 2.3 mm 的塑料管(图中箭头 1 所指),管中有一个直径为 0.6 mm 的有机光纤穿过(图中箭头 2 所指)。旋转样品在  $180^\circ$  范围采集 36 幅相位衬度图像,即每旋转  $5^\circ$  采集一幅投影。图中选取了三个重建截面,可以看到计算机 X 射线断层摄影术重建的结果与实际情况是吻合的。

的小蝗虫),实验条件两者也相同。成像时采用 14 keV 单色光照明,记录胶片与样品的距离约为 400 mm,通过旋转样品台在  $180^\circ$  范围内采集 36 幅投影图像。计算机 X 射线断层摄影术重建时,支撑样品的金属针尖作为标记进行投影的轴校对;以金属针尖处的光强为零,并假定无样品处的光强最大。上图 5(a)选取了其中的 12 幅投影,图 5(b)是蝗虫头胸部之间不同层面的断层重建结果,在断层图像中可以看出内部结构的明显的变化趋势。图 5(c)是重建的一个断层。断层可见一些结构;如果将图像放大一点,可以明显看到结构细节。图像中央的黑点是支撑样品的金属针尖。

图 5 与图 3 为同一样品(大小约  $10\text{ mm}\times 4\text{ mm}$

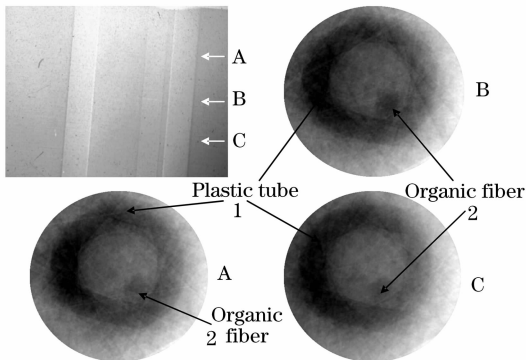


图 4 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术重建

Fig. 4 Reconstruction of X-ray phase-contrast computed tomography

由于实验条件的限制,在  $180^\circ$  的范围内只采集了 36 幅图像,在相位计算机 X 射线断层摄影术的应用中是比较粗糙的。此外,由于采用 X 射线胶片而非 X 射线 CCD 作为图像探测器,导致投影图像本身的非线性噪音就非常大,反映到重建结果中就造成了图像的模糊和失真。为了消除这些影响,可以采用高分辨力的 X 射线 CCD 采集更多角度的投影图像,就可以最大限度的消除这些方面的影响。

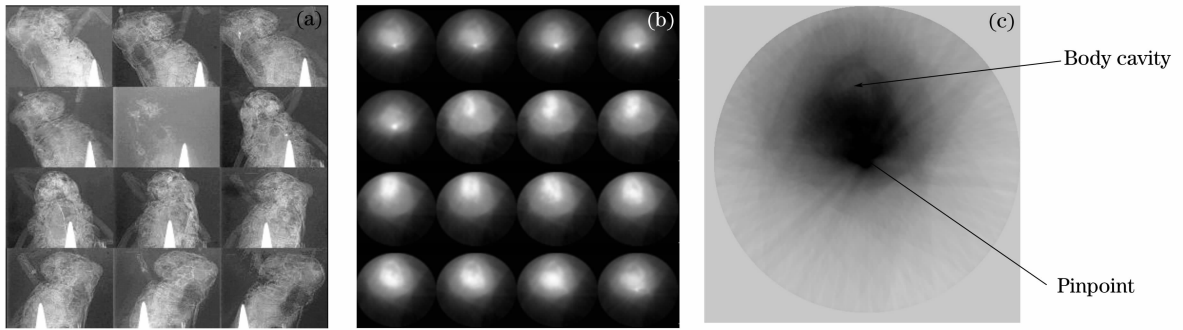


图 5 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术投影和重建

Fig. 5 Projections and reconstructions of X-ray phase-contrast computed tomography

## 5 结 论

对于生物软组织等弱吸收或吸收差异很小的样品,利用相位衬度 X 射线成像比传统的吸收衬度成像能获得更高质量的图像。利用北京同步辐射光源进行同轴方式的 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术研究,并取得了相应的结果。这为深入开展同轴方式的相位衬度 X 射线计算机 X 射线断层摄影术研究奠定了基础。但是,由于实验条件等的限制,这些结果仅是初步的。为了获得更加清晰的高质量的相位计算机 X 射线断层摄影术重建图像,研究条件和方法都需要完善,如采用高分辨力的 X 射线 CCD、采集更多不同角度的投影图像、相位重建算法的优化和改进、光源相干性影响的消除等。

**致谢** 感谢中国科学院高能所同步辐射室形貌学实验站工作人员在实验数据采集方面给予的巨大支持和帮助。

## 参 考 文 献

- 1 A. Momose. Demonstration of phase-contrast X-ray computed tomography using an X-ray interferometer[J]. *Nucl. Instrum. Methods A*, 1995, **352**: 622~628
- 2 V. N. Ingal, E. A. Beliaevskaya. X-ray plane wave topography observation of the phase contrast from a non crystalline object [J]. *J. Phys. D*, 1995, **28**(11): 2314~2317
- 3 Xizeng Xu, Hong Liu, Aimin Yan. Optimization of X-ray phase-contrast imaging based on in-line holography[J]. *Nucl. Instr. And Meth. In Phys. Res. B*, 2005, **234**(3): 563~572
- 4 A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn *et al.*. On the possibilities of X-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation[J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 1995, **66**(12): 5486~5492
- 5 T. E. Gureyev, C. Raven, A. Snigirev *et al.*. Hard X-ray quantitative non-interferometric phase-contrast microscopy[J]. *J. Phys. D*, 1999, **32**(5): 563~567
- 6 S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao *et al.*. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays[J]. *Nature*, 1996, **384**(6607): 335~338
- 7 A. Pogany, D. Gao, S. W. Wilkins. Contrast and resolution in imaging with a microfocus X-ray source[J]. *Rev. Sci. Instrum.*,

1997, **68**(7): 2774~2782

- 8 Yu Hong, Zhu Pinpin, Han Shensheng. A study of diffractive phase imaging and phase restoration with partially coherent X-ray [J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(4): 390~397
- 喻 虹, 朱频频, 韩申生. 部分相干 X 射线衍射相位成像与相位复原的模拟研究[J]. *光学学报*, 2003, **23**(4): 390~397
- 9 Gao Hongyi, Chen Jianwen, Xie Honglan *et al.*. Experimental results of X-ray diffraction enhanced phase contrast imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2004, **24**(8): 1151~1152
- 高鸿奕, 陈建文, 谢红兰 等. X 射线衍射增强相衬成像的实验结果[J]. *光学学报*, 2004, **24**(8): 1151~1152
- 10 Gan Huiqing, Zhu Huafeng, Chen Jianwen *et al.*. On in line X-ray phase contrast imaging[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, **35**(6): 886~889
- 11 Xiong Zhuang, Yu Yongqiang, Lü Yizhong *et al.*. In vivo evaluation of early disease progression by X-ray phase contrast imaging in the adjuvant arthritis rat [J]. *Chin. J. Rheumatology*, 2004, **8**(8): 471~475
- 熊 壮, 余永强, 吕益忠 等. 佐剂性关节炎早期病变的 X 线位相对比成像研究[J]. *中华风湿病学杂志*, 2004, **8**(8): 471~475
- 12 Sun Yi, Zhu Peiping, Yu Jian *et al.*. Absorption, refraction and extinction contrast computerized tomography of X-ray diffraction enhanced imaging method[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(4): 749~754
- 孙 怡, 朱佩平, 于 健 等. X 射线衍射增强成像中吸收、折射以及散射衬度的计算层析[J]. *光学学报*, 2007, **27**(4): 749~754
- 13 Chen Min, Xiao Tiqiao, Luo Yuyu *et al.*. Phase-contrast imaging with microfocus X-ray source[J]. *Acta Physica Sinica*, 2004, **53**(9): 2953~2957
- 陈 敏, 肖体乔, 骆玉宇 等. 微聚焦管硬 X 射线位相衬度成像[J]. *物理学报*, 2004, **53**(9): 2953~2957
- 14 C. Raven, A. Snigirev, I. Snigireva *et al.*. Phase-contrast microtomography with coherent high-energy synchrotron X-rays [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 1996, **69**(13): 1826~1828
- 15 F. Pfeiffer, C. Kottler, O. Bunk *et al.*. Hard X-ray phase tomography with low-brilliance source[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2007, **98**(10): 108105~108108
- 16 P. J. McMahon, A. G. Peele, D. Paterson *et al.*. X-ray tomographic imaging of the complex refractive index[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2003, **83**(7): 1480~1482
- 17 T. E. Gureyev, K. A. Nugent. Phase retrieval with the transport-of-intensity equation. II. Orthogonal series solution for nonuniform illumination[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1996, **13**(8): 1670~1682
- 18 T. E. Gureyev, S. W. Wilkins. On X-ray phase retrieval from polychromatic images[J]. *Opt. Commun.*, 1998, **147**(4~6): 229~232
- 19 Andrei V. Bronnikov. Reconstruction formulas in phase-contrast tomography[J]. *Opt. Commun.*, 1999, **171**(4~6): 239~244
- 20 Andrei V. Bronnikov. Theory of quantitative phase-contrast computed tomography[J]. *J. Opt. Soc. A*, 2002, **19**(3): 472~480