

# 采用吸收修正 Bronnikov 算法的有机复合样品的 X 射线显微计算机层析研究

刘慧强<sup>1,2</sup> 王玉丹<sup>1,2</sup> 任玉琦<sup>1</sup> 薛艳玲<sup>1</sup> 和友<sup>1</sup> 郭瀚<sup>1</sup> 肖体乔<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> 中国科学院上海应用物理研究所上海光源先进成像及工业应用研究部, 上海 201800)

<sup>2</sup> 中国科学院研究生院, 北京 100049

**摘要** 有机复合样品如大多数由低原子序数物质构成的多聚物组合材料、生物软组织等具有混合相位和振幅特性, 采用传统吸收计算机层析(CT)或纯相位重构算法难以达到较高密度分辨的目的。采用基于吸收修正的 Bronnikov 相位恢复算法的 X 射线同轴相衬 CT 技术对高分子混合组份材料和药物医学样品进行了实验研究。结果表明该相位恢复算法可以实现多聚物组合材料的无损分辨和精确测量, 能够清晰辨别各组份材料的电子密度分布; 验证了药物样品多孔性结构三维测量的可行性, 能够有效提供孔隙测量的阈值选择。该方法在材料科学尤其是聚合物组合材料、泡沫多孔材料都会发挥很好的作用; 单距的低辐射优势, 尤其适用于生物医学样品三维无损成像。

**关键词** X 射线光学; 相位恢复; X 射线同轴相衬计算机层析; 定量密度分辨

中图分类号 O434.1; O436.1 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS201232.0434001

## Investigation on X-Ray Micro-Computed Tomography Suitable for Organic Compound Samples Based on Modified Bronnikov Algorithm

Liu Huiqiang<sup>1,2</sup> Wang Yudan<sup>1,2</sup> Ren Yuqi<sup>1</sup> Xue Yanling<sup>1</sup>

He You<sup>1</sup> Guo Han<sup>1</sup> Xiao Tiquiao<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Advanced Imaging and Industrial Application at Shanghai Synchrotron Radiation Facility, Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China  
<sup>2</sup> Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

**Abstract** Organic compound samples are characterized by mixed phase and amplitude, such as most polymer combination materials and biological soft tissues made from low-atomic-number materials etc, which are very hard to obtain higher resolution of density by conventional absorption computerized tomography (CT) or phase retrieval algorithm of pure-phase object. The X-ray in-line phase contrast CT technology based on the modified Bronnikov algorithm has been utilized for the experimental investigation of high polymer mixed materials and medical samples. The experimental results show that the proposed method can realize the non-destructive imaging and precise measurement of polymer combination samples by distinguishing those electronic densities of different parts clearly. In addition, the results demonstrate the feasibility of three-dimensional measurement of medical samples with porosity by supplying with a valid threshold. The method has good potential application in material science, especially in polymers and foam porous materials, and three-dimensional nondestructive imaging of biomedicine due to the advantage of low radiation dose.

**Key words** X-ray optics; phase retrieval; X-ray in-line phase contrast computerized tomography; quantitative density resolution

**OCIS codes** 340.7440; 340.7460; 110.7440; 070.6110

收稿日期: 2011-11-17; 收到修改稿日期: 2011-11-24

基金项目: 国家 973 计划(2010CB834301)、国家自然科学基金(10805071, 10705020, 11105213)、中国科学院对外合作重点项目(GJHZ09058)和上海市基础研究重点项目(08JC1411900)资助课题。

作者简介: 刘慧强(1974—), 男, 博士研究生, 主要从事 X 射线成像方面的研究。E-mail: liuhuiqiang@sinap.ac.cn

导师简介: 肖体乔(1966—), 男, 研究员, 博士生导师, 主要从事 X 射线光学和光学检测等方面的研究。

E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn

## 1 引 言

传统 X 射线显微计算机层析(CT)根据不同物质的吸收系数差异,重构样品的内部结构信息,吸收差别越弱其衬度越差,并要求物像距离(SDD)为零。X 射线相衬显微 CT 技术(XPCT),是利用 X 射线透过样品后携带的相移信息对样品内部结构成像,其 SDD 满足菲涅耳衍射近场场条件中任意位置处即可实现,尤其对较弱吸收的样品更有优势,如对生物软组织、聚合物和纤维混合物等弱吸收样品,能够获得更好的衬度。XPCT 已成为 X 射线显微成像领域的研究热点<sup>[1~6]</sup>。

研究 XPCT 方法主要有干涉仪法、衍射增强法、光栅微分法和同轴法,它们对信息记录、实验平台及光源有不同要求,空间分辨率也不尽相同<sup>[7,8]</sup>。同轴 X 射线相位衬度 CT 采用菲涅耳衍射原理,成像光路无需借助光学元器件,装置简单,操作方便,且对光源的时间相干性要求较低,具有广阔的应用前景。不同的科研小组提出了各种同轴 X 射线相位衬度成像相位恢复方法,并结合 CT 技术,能重构样品的折射率系数或吸收系数的三维(3D)空间分布<sup>[9~11]</sup>。现有的相位恢复方法中多数需要至少两个 SDD 的 X 射线同轴相衬 CT(IL-XPCI)图像,增加了数据采集时间和辐照剂量,这对生物活体或含水样品来说是十分不利的<sup>[12,13]</sup>。此外,多组数据间的图像配准难度较大,整个三维重建过程比较复杂。Bronnikov 相衬 CT 算法无需相位恢复的中间过程,结合拉东变换和滤波反投影原理,只需在近场菲涅耳衍射区采集一套 IL-XPCI 投影数据即可得到样品折射率因子的三维重构结果,实现弱吸收样品的单一 SDD IL-XPCI 图像的定量相衬 CT。对混合组份样品来说,通常需要得到 SDD 为 0 和 SDD 为  $d$  的两套数据来消除吸收因子对相衬像的干扰作用,必须多采集一套吸收数据,这样会增加数据的采集量和数据处理难度<sup>[13]</sup>。但是通过增加吸收修正滤波因子的 Bronnikov 算法可将作用范围扩展至具有相位吸收二元性的混合组份样品。

目前已建成使用的上海光源是一台电子能量为 3.5 GeV、自然发射度为 3.9 nm·rad 的高性能第三代同步辐射光源,X 射线空间相干性有了大幅度提高,对发展与光源相干特性密切相关的 IL-XPCT 方法十分有利<sup>[14~18]</sup>。本文利用上海光源 X 射线成像及生物医学应用光束线站的单色光开展高分子混合组份材料和生物组织样品的 IL-XPCT 研究,结合吸收修正 Bronnikov 相衬 CT 技术,实现了基于单一

SDD IL-XPCT 投影图像的相衬显微 CT 切片重构方法,通过对实验结果的分析 and 对比,验证该方法的可行性。

## 2 相位恢复 CT 原理

修正 Bronnikov 算法结合强度传播方程和 CT 理论中的拉东变换,利用物函数的三维拉东变换和相衬投影图的二维拉东变换之间的基本关系,避免了二维相位恢复的中间过程,直接从探测器采集到的相位衬度像重构出样品的三维相位信息<sup>[19]</sup>。其断层扫描坐标示意图如图 1 所示。

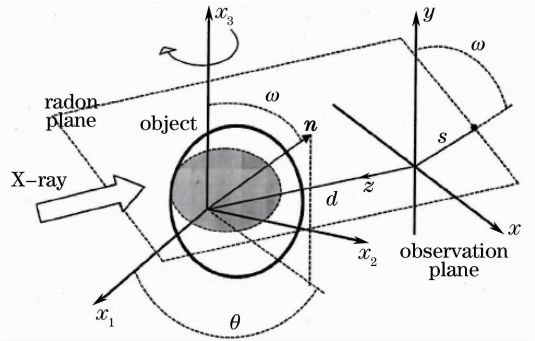


图 1 物平面和观察平面坐标系示意图

Fig. 1 Schematic of coordinate systems of object and observation plane

断层扫描的旋转轴为参考坐标系  $(x_1, x_2, x_3)$  中  $x_3$  轴,旋转坐标系  $(x, y, z)$  与参考坐标系有如下关系: $x = x_1 \cos \theta + x_2 \sin \theta$  和  $z = x_2 \cos \theta - x_1 \sin \theta$ ,  $\theta$  表示二维投影旋转角度,  $\omega$  表示二维拉东变换角。当波长  $\lambda$  的单色平面波沿  $z$  轴( $z = d$ ) 入射至混合样品,其线性吸收系数为  $\beta(x_1, x_2, x_3)$ , 折射率因子为  $\delta(x_1, x_2, x_3)$ , 根据菲涅耳衍射理论距离  $z$  处的光强分布为<sup>[20]</sup>

$$I_{\theta,z}(x, y) = |h_z * U_\theta|^2. \quad (1)$$

式中  $h_z$  是点扩展函数,  $U_\theta$  是物体的透射光场分布。当 SDD 为 0 时,样品的纯吸收光强为

$$I_{\theta,z=0}(x, y) = |\exp[-(1/2)\mu_0(x, y)]U_{\text{inc}}|^2, \quad (2)$$

样品的相位函数可用狄拉克函数  $\tilde{\delta}$  描述为

$$\phi_\theta(x, y) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int [\delta(x_1, x_2, y) \tilde{\delta}(x - x_1 \cos \theta - x_2 \sin \theta)] dx_1 dx_2. \quad (3)$$

当 SDD 为  $d$  且满足近场菲涅耳衍射区条件  $d \ll a^2 / \lambda$  (其中  $a$  为样品最小横向尺寸)时,混合样品的衍射光强分布为<sup>[22]</sup>

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

式中  $\nabla^2 = (\partial^2/\partial x^2) + (\partial^2/\partial y^2)$ , 通过对投影数据的二维拉东变换, 可以得到投影角区间  $[0, \pi]$  的卷积积分形式的样品相位因子的三维空间分布<sup>[4]</sup>, 从而实现了相位恢复:

$$\delta(x_1, x_2, x_3) = \frac{1}{4\pi^2 d} \int_0^\pi [q(x, y) * g_\theta(x, y)] d\theta, \quad (5)$$

式中  $q(x, y)$  是滤波函数, 投影光强分布为

$$g_\theta(x, y) = \frac{I_{\theta, z=d}(x, y)}{I_{\theta, z=0}(x, y)} - 1, \quad (6)$$

$$q(x, y) = \frac{|y|}{x^2 + y^2}. \quad (7)$$

具有相移吸收二元性的混合组份样品满足较弱吸收条件时, (6), (7) 式可以进一步改写成<sup>[3]</sup>

$$g_\theta(x, y) = I_{\theta, z=d}(x, y) - 1, \quad (8)$$

$$q(\xi, \eta) = \frac{|\xi|}{\xi^2 + \eta^2 + \alpha}, \quad (9)$$

式中吸收修正因子<sup>[1]</sup>  $\alpha = \frac{1}{\pi \epsilon \lambda d}$ ,  $\epsilon$  是固定比率系数:

$$\delta(x, y, z) = \epsilon \beta(x, y, z).$$

### 3 装置与方法

吸收修正的 Bronnikov 相位恢复重构算法 (MBA) 的优势就是无需增加多余的实验装置, 只需探测器像素尺寸足够小以至于能够探测到极其微小的折射角 (图 2)。

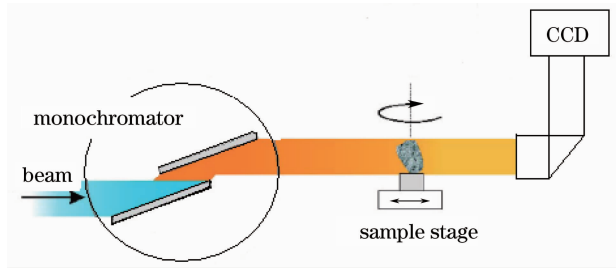


图 2 BL13W1 实验站 IL-XPCT 实验示意图  
Fig. 2 Schematic of IL-XPCT experiment at BL13W1 experimental station

实验在上海光源 (SSRF) X 射线成像及生物医学应用光束线站 (BL13W1) 完成, 该线站采用 1.9 T 的 Wiggler 插入件和液氮冷却双晶单色仪, 能提供 8~72.5 keV 的非聚焦高相干单色光束, 具有 5 个铝制衰减器用以调节光强, BL13W1 实验站的相关实验设备置于大理石隔震平台上, 以减少震动对实验的影响, 样品台距离光源约 34 m 并配有六维运动控制平台便于 CT 校轴, 精密导轨用于准确调整 SDD, 不同分辨率的探测器用于满足不同样品需求。另外还有一些相关辅助实验软件进行实时控制、数据采集及数据处理。BL13W1 实验站可实现样品的投影图像采集、切片重构和三维图像重建, 以进行样品的三维分析研究。实验平台如图 3 所示。

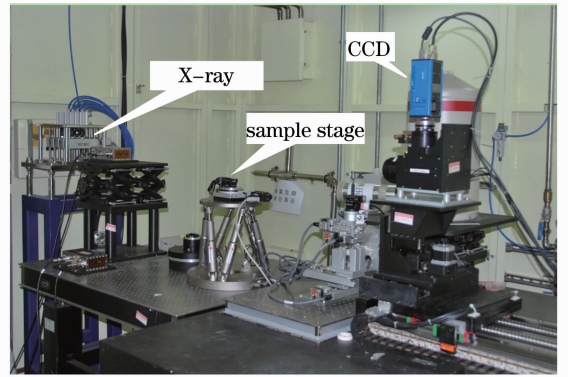


图 3 BL13W1 实验站 IL-XPCT 实验平台  
Fig. 3 IL-XPCT experimental platform at BL13W1 experimental station

在 BL13W1 实验站所开展的 IL-XPCT 实验所采用的各实验参数如表 1 所示。

本次 IL-XPCT 实验数据采集及数据处理过程如下:

- 1) 根据样品确定 IL-XPCT 各实验参数;
- 2) 在  $[0, \pi]$  范围内, 采集样品的 IL-XPCT 投影图;
- 3) 对所有样品的 IL-XPCT 投影图采用 MBA 相位恢复算法进行切片重构;
- 4) 采用 VGStudio MAX 2.1 软件进行样品的三维结构重建。

表 1 在 BL13W1 实验站所采用的实验参数

Table 1 Experimental condition at BL13W1 experimental station

| Detector model | Beam energy | SDD   | Field of view   | Pixel size | Exposure time | Number of projections |
|----------------|-------------|-------|-----------------|------------|---------------|-----------------------|
| PCO2000        | 18 keV      | 20 cm | 7.6 mm × 7.6 mm | 3.7 μm     | 1600 ms       | 900                   |

## 4 结果与分析

### 4.1 标准样品测试

采用高分子聚合物混合样品,聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 棒材一根 (直径为 1 mm, 物质密度为  $1.19 \text{ g/cm}^3$ )、Nylon6 管材三根 (外径为 1.34 mm, 内径

为 1 mm, 管壁为 0.17 mm, 物质密度为  $1.13 \text{ g/cm}^3$ )、PP 套管一根 (内径为 3.5 mm, 物质密度为  $0.9 \text{ g/cm}^3$ )、将 PMMA 棒材和 Nylon6 管材放入聚丙烯 (PP) 套管中构成, 以上各样品材料均由英国 Goodfellow 公司生产。实验条件见表 1, 实验结果如图 4 所示。

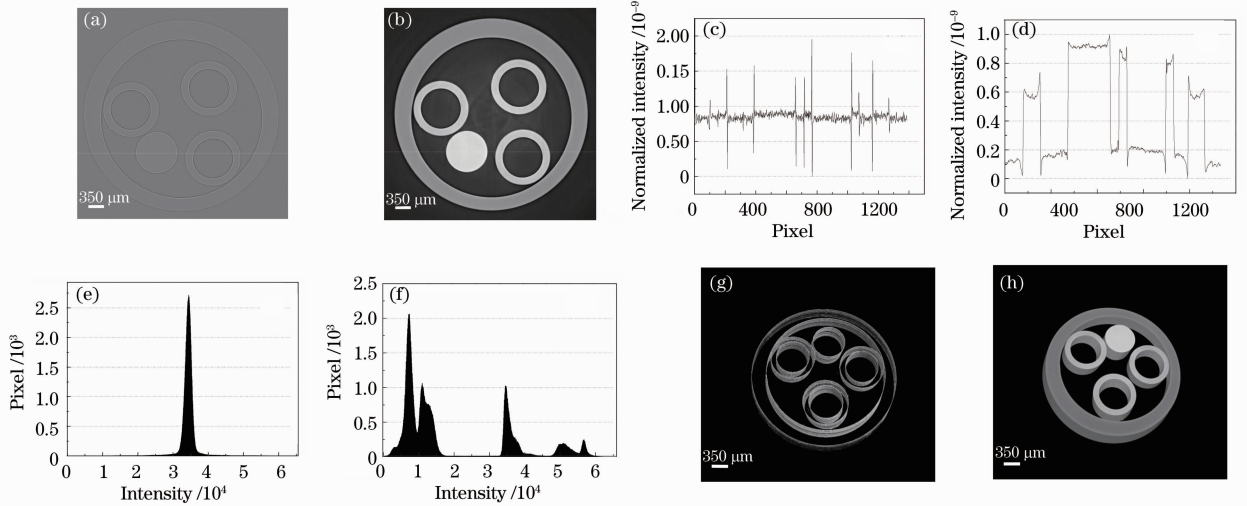


图 4 测试样品的 IL-XPCT 重构切片及三维重建图。(a)直接重构切片;(b)经过 MBA 算法重构切片;(c)图(a)白线位置处的横截面强度分布;(d)图(b)白线位置处的横截面强度分布;(e)图(a)的直方图分布;(f)图(b)的直方图分布;(g)直接三维重建图;(h)经过 MBA 算法重构后的三维重建图

Fig. 4 Reconstructed slices and 3D rendered images of test sample by IL-XPCT. (a) Directly reconstructed slice; (b) reconstructed slice by MBA; (c) profile at the white line in (a); (d) profile at the white line in (b); (e) histogram of (a); (f) histogram of (b); (g) 3D rendered result directly; (h) 3D rendered result by MBA

原始投影数据是 CCD 直接在 SDD 为 20 cm 处采集到的样品在  $180^\circ$  的二维投影旋转角度内的 900 张 Tomo\_image, 其光强的传播过程遵循菲涅耳衍射理论。直接重构切片是采用原始投影数据通过反拉东变换求得, 并未进行相位恢复处理。而采用 MBA 相位恢复算法重构切片是通过强度传播方程和对原始投影数据进行二维拉东变换来实现相位恢复, 从而得到样品的三维相位空间分布。实验结果分析如下。

图 4(a)和(b)分别为测试样品的直接重构切片和经过 MBA 相位恢复算法的重构切片, 可以看出两种方法均可以重构出测试样品的结构轮廓, 能够明显区别样品中 PMMA、Nylon6、PP 位置分布。图 4(a)由于边缘增强效应可以明显看出样品不同组份的结构轮廓, 但是整体衬度很差, 无法区别不同组份材料的密度分布; 图 4(b)采用 MBA 相位恢复算法不但清晰重构出测试样品中的管材和棒材的结构轮廓, 而且它们的密度分布也得到正确重构, 整体衬度得到很好的改善。图 4(c)和(d)分别为图 4(a)和(b)白线处的截面强度分布, 可以看出图 4(c)的

边缘增强效应很强, 同时噪声也很严重, 各组份材料的重构值相差很小, 难以区分; 图 4(d)基本消除了边缘增强效应, 而且噪声得到很好的抑制, 各组份材料的重构值明显不同, 易于区分。图 4(e)和(f)分别为图 4(a)和(b)像素灰度的直方图分布, 可以看出图 4(e)的灰度分布中只有一个峰, 所以背景和测试样品中的不同组份材料灰度分布难以区别, 故无法分辨各组份的密度分布; 图 4(f)的灰度分布中有 5 个峰, 从右至左各峰依次为 PMMA、Nylon6、PP 和背景, 其中由于 PP 套管的吸收影响使得背景分裂成两个峰, 即最左边的两个部分重叠的峰, 分别代表套管内部背景和套管外部背景。由于各组份材料的密度为: PMMA 是  $1.19 \text{ g/cm}^3$ , Nylon6 是  $1.13 \text{ g/cm}^3$ , PP 是  $0.9 \text{ g/cm}^3$ , 所以可以明显看出经过 MBA 相位恢复算法重构切片的灰度分布与测试样品中各组份材料的密度分布相一致, 与各组份材料的重构值相一致。图 4(g)和(h)分别为图 4(a)和(b)三维重建结果, 可以看到测试样品的边缘三维轮廓信息都得到了很好的重建, 但是图 4(g)只是重建出了样品的边缘轮廓信息, 比如样品中相同物质的各管材或棒材

的外壁和内部的三维重建值完全不一致,而不同组份材料的重建值却难以区分,与实际测试样品表现形式差别很大;图 4(h)是经过 MBA 算法的三维重建图,明显看出同质组份材料的重构值内外表现一致,不同组份材料的重建值能够有效区别,完全符合实际样品的表现形式。

对以上实验数据进行误差定量分析,由于标准样品相位因子的标准值可以根据劳伦斯伯克利国家实验室提供的 X 射线与物质相互作用散射数据库得到(所查数据在  $\lambda = 6.8889 \times 10^{-11}$  m 情况下得

表 2 标准样品切片各组份的折射率衰减因子标准值、重构值及平均相对误差的对比结果(在  $\lambda = 6.8889 \times 10^{-11}$  m 时)

Table 2 Compared results of standard values of refractive index decrement, reconstructed values and average relative error  $\bar{\epsilon}_R$  when  $\lambda = 6.8889 \times 10^{-11}$  m

|        | Standard value $m_i/10^{-7}$ | Reconstructed value $k_i/10^{-7}$ | $\bar{\epsilon}_R/\%$ |
|--------|------------------------------|-----------------------------------|-----------------------|
| PMMA   | 8.2305                       | 7.8023                            | 5.20                  |
| Nylon6 | 7.6395                       | 7.2086                            | 5.64                  |
| PP     | 6.5802                       | 6.1875                            | 5.97                  |

根据定量误差分析,可以看出测量误差并没有干扰各聚合物材料的密度分辨。虽然实测平均值整体略微低于标准值,但各组份之间的实测平均值之差与标准值之差基本相同。因此,各组份的实测密度分布序列与标准密度分布序列完全吻合,证明该方法能够有效地分辨各组份材料的密度差异。另外,实测平均值的整体偏差基本相同,对标定各组份

到,见表 2 相位因子标准值),通过和样品不同物质的相位因子实测值进行比较,可得到归一化的平均相对误差(AVGE)

$$f_{AVGE} = \frac{1}{M} \sum \frac{|m_i - k_i|}{m_i} \times 100\%,$$

式中  $k_i$  为对应样品不同区域的不同物质  $i$  的平均测量值,  $m_i$  为对应不同物质  $i$  的标准值,  $M$  为对应不同物质  $i$  的不同区域像素数。定量误差分析结果如表 2 所示。

材料的绝对密度提供了很好的依据。

#### 4.2 药物样品测试

基于标准样品 IL-XPCT 实验的良好结果,开展药物样品的 IL-XPCT 的研究。所采用药物学样品是藿香正气丸颗粒(属于中成药),其三维尺寸为  $1.8 \text{ mm} \times 2.5 \text{ mm} \times 3.2 \text{ mm}$ 。实验条件见表 1,实验结果如图 5 所示。

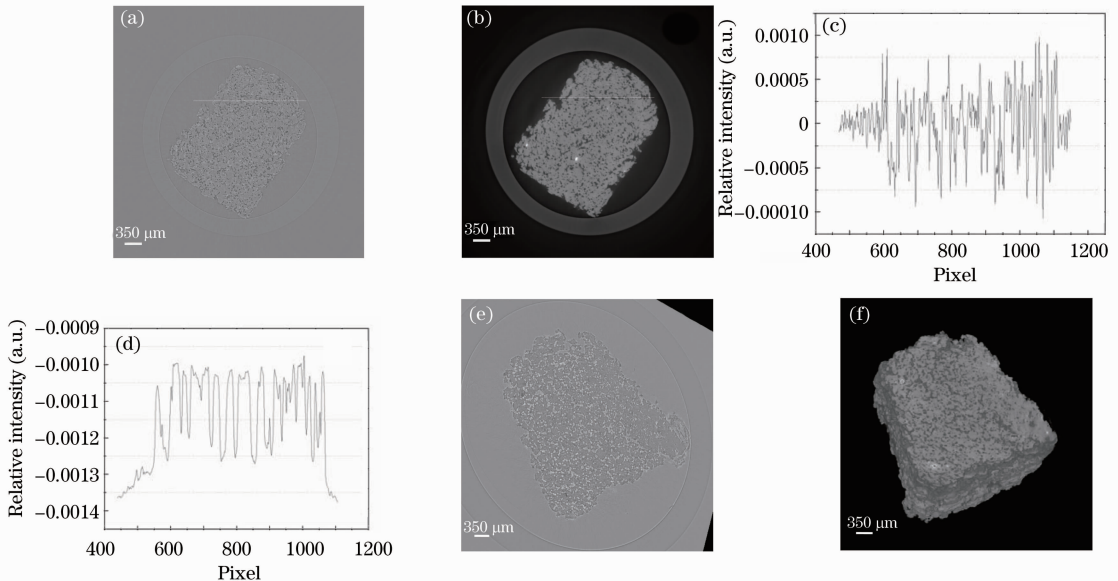


图 5 药物样品 IL-XPCT 重构切片及三维重建图。(a)直接重构切片;(b)经过 MBA 算法的重构切片;(c)图(a)白线位置处的横截面强度分布;(d)图(b)白线位置处的横截面强度分布;(e)直接重构后的三维重建图;(f)经过 MBA 算法重构后的三维重建图

Fig. 5 Reconstructed slices and 3D rendered images of medical sample by IL-XPCT. (a) Directly reconstructed slice; (b) reconstructed slice by MBA; (c) profile at white line in (a); (d) profile at white line in (b); (e) 3D rendered result directly; (f) 3D rendered result by MBA

中成药样品内部结构具有多孔性,采用直接重构时无法正确分辨内部不同组份的密度差异,尤其是内部不同组份的界面和孔隙在相衬的作用下产生错误的重构值,与物质密度分布不一致,无法有效从背景中解析出样品的三维形貌,导致无法有效地观测多孔隙三维结构分布;采用具有吸收修正的 Bronnikov 算法,能够有效区分密度差异,能够完全从背景中解析出样品的三维全貌,样品的孔隙结构易于区分,清晰可辨,便于对样品孔隙结构进行有效地三维观测和分析。如图 5(a)和(b)分别是直接重构切片和经过 MBA 相位恢复算法的重构切片。针对这类药物样品多孔性分布研究的重点在于如何确定一个较好的孔隙阈值,直接重构的方法会产生很多噪声和条状伪影,严重干扰了药品多孔隙的分布测量,如图 5(c)所示,无法界定孔隙阈值。经过 MBA 相位恢复算法后,重构值更加明晰,易于区别,其噪声和条状伪影受到很好的抑制,便于孔隙阈值的确定,给药品内部多孔性的测量提供可行性,如图 5(d)所示,其截面强度图的灰度变化清晰,容易

区分。由于直接三维重建图无法区别边界和背景的灰度值,故无法界定三维孔隙的阈值。图 5(e)是直接重构后的三维重建图,无法从背景中解析出样品的三维结构,不能有效对样品的空隙结构进行三维观测。图 5(f)是经过 MBA 相位恢复后的三维重建图,能够有效从背景中提取样品的三维结构,对于多孔性的孔隙三维分布测量提供了很好的观测可行性。

通过有效的阈值选择,可以对图 5(f)药物样品的三维重建图进行多孔隙结构的微观三维观测。选择内部感兴趣的局部三维区域: $666\ \mu\text{m}\times 518\ \mu\text{m}\times 55\ \mu\text{m}$ ,根据图 5(d)像素值分布选取最优阈值,对所选区域进行有效的三维孔隙结构分布提取,其结果如图 6 所示,比例尺是  $30\ \mu\text{m}$  图 6(a)是俯视图,孔隙结构分布清晰,便于直接进行测量和统计;图 6(b)和(c)分别是前视图和侧视图,可对某些感兴趣的孔隙结构进行不同角度的观察测量;图 6(d)是三维体视图,能够真实体现所选区域的多孔隙结构立体分布,便于综合观测。

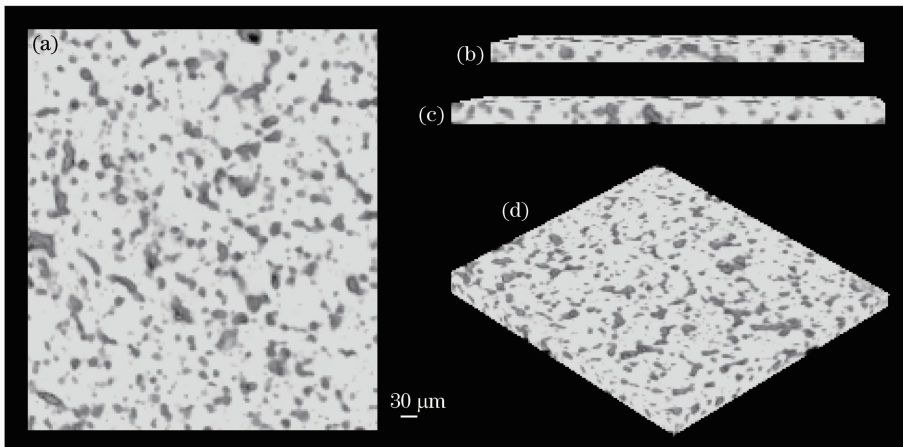


图 6 药物样品内部多孔隙结构的局部三维观测图。(a)俯视图;(b)前视图;(c)侧视图;(d)三维体视图

Fig. 6 Local 3D viewing of porous structure in medical sample. (a) Top view; (b) front view; (c) side view; (d) 3D stereogram

## 5 结 论

基于固定比率物体近似和均匀吸收近似,利用 IL-XPCT 中修正后的 Bronnikov 相位恢复直接重构原理,在上海光源 X 射线成像及生物医学应用光束线站的单色光开展 IL-XPCT 研究,实现了基于单一 SDD IL-XPCT 投影数据的相位恢复直接重构方法。在对高分子混合组份测试样品和药物样品的 IL-XPCT 实验中取得了很好的结果,验证了 MBA 单一物距相位恢复直接重构算法是可行性的。该方

法只需一套单一物距下的投影图像,可以把实验中样品所受的辐照剂量降到最低,在保证安全性的同时有效降低样品长时间受照发热产生的结构损伤和变化对重构结果的影响。另外,MBA 相位恢复方法能够很好地解决无相位恢复的 IL-XPCT 重构结果中存在的样品中同质组份的重构值不统一以及不同质组份的密度分辨力较差的缺点。因此,该方法具有广泛的应用潜力和研究价值,比如高分子混合材料、药物学和物医学样品等方面三维无损成像研究。

## 参 考 文 献

- 1 R. C. Chen, H. L. Xie, L. Rigon *et al.*. Phase retrieval in quantitative X-ray microtomography with a single sample-to-detector distance [J]. *Opt. Lett.*, 2011, **36**(9): 1719~1721
- 2 A. Groso, M. Stampanoni, R. Abela. Phase contrast tomography: an alternative approach [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, **88**(21): 214104
- 3 A. Groso, R. Abela, M. Stampanoni. Implementation of a fast method for high resolution phase contrast tomography [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(18): 8103~8110
- 4 Andrei V. Bronnikov. Theory of quantitative phase-contrast computed tomography [J]. *J. Opt. Soc. A*, 2002, **19**(3): 472~480
- 5 R. C. Chen, R. Longo, L. Rigon *et al.*. Measurement of the linear attenuation coefficients of breast tissues by synchrotron radiation computed tomography [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2010, **55**(17): 4993~5005
- 6 M. Boone, Y. De Witte, M. Dierick *et al.*. Practical use of the modified Bronnikov algorithm in micro-CT [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 2009, **267**(7): 1182~1186
- 7 Yuqi Ren, Can Chen, Rongchang Chen *et al.*. Optimization of image recording distances for quantitative X-ray in-line phase contrast imaging [J]. *Opt. Express*, 2011, **19**(5): 4170~4181
- 8 S. Zabler, P. Cloetens, J. P. Guigay *et al.*. Optimization of phase contrast imaging using hard X rays [J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 2005, **76**(7): 073705
- 9 J. P. Guigay, M. Langer, R. Boistel *et al.*. Mixed transfer function and transport of intensity approach for phase retrieval in the Fresnel region [J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**(12): 1617~1619
- 10 M. Langer, P. Cloetens, F. Peyrin. Fourier-wavelet regularization of phase retrieval in X-ray in-line phase tomography [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2009, **26**(8): 1876~1881
- 11 P. Cloetens, R. Mache, M. Schlenker *et al.*. Quantitative phase tomography of arabidopsis seeds reveals intercellular void network [J]. *PNAS*, 2006, **103**(39): 14626~14630
- 12 Chen Rongchang, Xie Honglan, Du Guohao *et al.*. Experimental investigation on X-ray micro-computed tomography by phase retrieval with born approximations [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(4): 1106~1111  
陈荣昌, 谢红兰, 杜国浩等. 基于波恩近似相位恢复的 X 射线显微 CT 实验研究[J]. *光学学报*, 2010, **30**(4): 1106~1111
- 13 Ren Yuqi, Zhou Guangzhao, Wang Yudan *et al.*. Study of multi-component sample using quantitative X-ray phase contrast imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(8): 0834002  
任玉琦, 周光照, 王玉丹等. 复合组分材料的 X 射线定量相衬成像研究[J]. *光学学报*, 2011, **31**(8): 0834002
- 14 Guo Rongyi, Ma Hongjuan, Xue Yanling *et al.*. K-edge digital subtraction X-ray imaging for observation of Cu<sup>2+</sup> adsorption in polymer particles [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(10): 2898~2903  
郭荣怡, 马红娟, 薛艳玲等. 利用 X 射线 K 边减影成像研究铜离子在聚合物材料上的吸附[J]. *光学学报*, 2010, **30**(10): 2898~2903
- 15 Zhang Xiaolin, Du Guohao, Deng Biao *et al.*. High precision measurement of modulation transfer function for X-ray CCD with knife-edge method [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(6): 1680~1687  
张晓琳, 杜国浩, 邓彪等. 刀口法高精度测量 X 射线 CCD 调制传递函数研究[J]. *光学学报*, 2010, **30**(6): 1680~1687
- 16 Yang Min, Liu Jinghua, Li Baolei *et al.*. Measurement method of X-ray focus projection coordinates of three-dimensional micro-computerized tomography scanning system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(5): 1275~1280  
杨民, 刘静华, 李保磊等. 三维显微 CT 扫描系统的 X 射线源焦点投影坐标测量方法[J]. *光学学报*, 2009, **29**(5): 1275~1280
- 17 Chen Rongchang. X-ray Quantitative Micro-CT and its Biomedical Applications [D]. Shanghai: Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, 2010. 66~74  
陈荣昌. X 射线定量显微 CT 及其生物医学应用研究[D]. 上海: 中国科学院上海应用物理研究所, 2010. 66~74
- 18 Xue Yanlin, Xiao Tiqiao, Wu Lihong *et al.*. Investigation of characteristic microstructures of wild ginseng by X-ray phase contrast microscopy [J]. *Acta Physica Sinica*, 2010, **59**(8): 5496~5507  
薛艳玲, 肖体乔, 吴立宏等. 利用 X 射线相衬显微研究野山参的特征结构[J]. *物理学报*, 2010, **59**(8): 5496~5507
- 19 J. Hsieh. Computed Tomography: Principle, Design, Artifacts and Recent Advances (1st edition)[M]. Beijing: Science Press, 2006. 27~50  
谢强. 计算机断层成像技术: 原理、设计、伪像和进展(第一版)[M]. 北京: 科学出版社, 2006. 27~50
- 20 Su Xianyu, Li Jitao. Information Optics (1st edition) [M]. Beijing: Science Press, 1999. 34~46  
苏显渝, 李继陶. 信息光学(第一版)[M]. 北京: 科学出版, 1999. 34~46

栏目编辑: 李文喆