

文章编号: 0253-2239(2010)04-1106-06

基于玻恩近似相位恢复的 X 射线显微 CT 实验研究

陈荣昌^{1,2,3} 谢红兰¹ 杜国浩¹ 邓彪¹ 朱佩平⁴ 佟亚军^{1,2} 王玉丹^{1,2} 肖体乔¹

¹ 中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800; ² 中国科学院研究生院, 北京 100049
³ Dipartimento di Fisica, Università di Trieste e INFN, Sezione di Trieste, Italy
⁴ 中国科学院高能物理研究所, 北京 100049

摘要 结合同轴 X 射线相位衬度成像(XPCD)中的 Born 近似相位恢复法和 CT 技术, 实现了基于单一物像距同轴 X 射线相位衬度 CT(IL-XPCT)投影图像的相位恢复切片重构方法。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模型和生物样品(蝗虫)IL-XPCT 研究。对比显示, 进行相位恢复后, 能获得更好的 IL-XPCT 重构切片和三维重建图像。实验结果表明, 本方法具有用于生物活体样品三维无损成像研究的潜力。

关键词 医用光学; X 射线显微 CT; 相位恢复; Born 近似

中图分类号 O434.1; O436.1 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS20103004.1106

Experimental Investigation on X-Ray Micro-Computed Tomography by Phase Retrieval with Born Approximations

Chen Rongchang^{1,2,3} Xie Honglan¹ Du Guohao¹ Deng Biao¹ Zhu Peiping⁴
Tong Yajun^{1,2} Wang Yudan^{1,2} Xiao Tiqiao¹

¹ Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China
² Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China
³ Dipartimento di Fisica, Università di Trieste e INFN, Sezione di Trieste, Italy
⁴ Institute of High Energy Physics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract Phase retrieval of in line X-ray phase contrast computed tomography (IL-XPCT) with Born approximations is achieved by using images recorded at single sample-to-detector distance. Experiments are carried out at X-ray imaging and biomedical application beamline, by taking a phantom and a locust as the samples. After phase retrieval, much better IL-XPCT slices and three-dimensional rendered images are obtained. The results show that the potential application of the proposed method to three-dimensional non-destructive imaging of biological samples.

Key words medical optics; X-ray micro-CT; phase retrieval; Born approximations

1 引 言

X 射线相位衬度成像(XPCD)技术, 是利用 X 射线透过样品后携带的相位信息对样品成像, 其对生

物软组织、聚合物、纤维混合物等弱吸收样品, 能够获得很好的衬度^[1]。XPCI 已成为成像领域的研究热点, 但其为平面成像, 即将样品的三维结构投影到

收稿日期: 2009-04-09; 收到修改稿日期: 2009-05-27

基金项目: 国家自然科学基金(10505028, 10805071, 10705020)、上海市基础重点基金(3107JC14062, 08JC1411900)和国际理论物理中心(ICTP)意大利实验培训和研究项目(TRIL)资助课题。

作者简介: 陈荣昌(1983—), 男, 博士研究生, 主要从事 X 射线成像方面的研究。E-mail: chenrongchang@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

二维平面上显示,有图像重叠、观察困难等问题。XPCI 与 CT 理论相结合,即 XPCT-X 射线相位衬度 CT 能获得弱吸收样品内部结构的二维或三维图像,是研究弱吸收样品的强有力工具。

XPCT 方法主要有干涉仪法^[2]、衍射增强法^[3~5]、光栅微分法^[6~8]和同轴法^[9,10],它们对信息记录、实验平台及光源有不同要求。同轴 X 射线相位衬度 CT(IL-XPCT)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^[11~14]。不同的科研小组提出了各种同轴 X 射线相位衬度成像(IL-XPCI)相位恢复方法^[15~17],结合 CT 技术,能重构样品的折射率系数或吸收系数的三维空间分布。现有的相位恢复方法中多数需要至少两个物像距的 IL-XPCI 图像,增加了数据采集时间和处理难度,这对生物活体或含水样品来说是十分不利的。玻恩(Born)近似 IL-XPCI 相位恢复法在能量传递方程基础上利用近似方法,通过把非线性方程线性化得到相位恢复方程,可实现单一物像距 IL-XPCI 图像相位恢复^[17]。

目前已建成使用的上海光源是一台自然发射度为 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。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生物样品 IL-XPCT 研究,结合 IL-XPCI 中的 Born 近似相位恢复法和 CT 技术,实现了基于单一物像距 IL-XPCT 投影图像的相位恢复切片重构方法,并实验验证该方法的可行性。在此基础上,进一步分析了有、无相位恢复的重构结果。

2 相位恢复原理

如图 1 所示,假设波长为 λ 的平行单色 X 射线垂直照射样品,样品的复折射率可表示为

$$n(r) = 1 - \delta(r) + i\beta(r), \quad (1)$$

式中 $r = (x, y, z)$ 为样品的空间坐标, δ, β 分别为样品的折射率系数和吸收系数。

根据一阶 Born 近似理论,距离样品 z 处的成像平面光强分布 I_z 满足^[17,18]

$$\mathcal{F}[(I_z/I_\theta^{\text{out}} - 1)/2] = \cos[\pi\lambda z(\xi^2 + \eta^2)]\text{Re}(\Psi_0) + \sin[\pi\lambda z(\xi^2 + \eta^2)]\text{Im}(\Psi_0), \quad (2)$$

式中 \mathcal{F} 表示傅里叶变换, I_θ^{out} 为紧邻样品后($z = 0$)的光波复振幅分布, $\text{Re}(\Psi_0)$ 为样品的吸收信息, $\text{Im}(\Psi_0)$ 为样品的相位信息, (ξ, η) 为 (x, y) 的空域

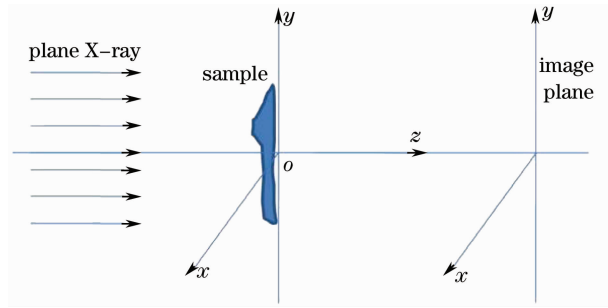


图 1 IL-XPCI 原理图

Fig.1 Schematic of IL-XPCT experiment

形式。IL-XPCT 实验中,结合(1)式,(2)式可得

$$\begin{aligned} \mathcal{F}[(I_\theta/I_\theta^{\text{out}} - 1)/2] = & \cos[\pi\lambda z(\xi^2 + \eta^2)]\mathcal{F}\{-k[P_\theta\beta(r)](x, y)\} + \\ & \sin[\pi\lambda z(\xi^2 + \eta^2)]\mathcal{F}\{-k[P_\theta\delta(r)](x, y)\}, \quad (3) \end{aligned}$$

式中 θ 表示不同的 IL-XPCT 旋转角度, $k = 2\pi/\lambda$, P_θ 为旋转角度为 θ 时样品信息沿光波传播方向 z 的投影。

(3)式可直接用来恢复样品 IL-XPCT 投影图像的相位和吸收信息。分析易知,其至少需要两个不同物像距的 IL-XPCT 投影图像,增加了 IL-XPCT 数据采集时间和处理难度。如果样品为单一物质构成,其折射率系数和吸收系数存在一个线性关系^[19],即

$$\delta(r) = \epsilon\beta(r), \quad (4)$$

式中 ϵ 为常数。假设样品均匀吸收,即 $I_\theta^{\text{out}} \approx 1$, 将(4)式代入(3)式中可得

$$\begin{aligned} [P_\theta\delta(r)](x, y) = & -k^{-1}\mathcal{F}^{-1} \times \\ & \left\{ \frac{\mathcal{F}[(I_\theta - 1)/2]}{\epsilon^{-1}\cos[\pi\lambda z(\xi^2 + \eta^2)] + \sin[\pi\lambda z(\xi^2 + \eta^2)]} \right\}, \quad (5) \end{aligned}$$

式中 \mathcal{F}^{-1} 表示傅里叶逆变换。(5)式只需要单一物像距的 IL-XPCT 投影图像就可以进行相位恢复。采用(5)式分别对 IL-XPCT 实验中的各个投影图像进行相位恢复后,再采用(6)式滤波反投影方法进行切片重构,可得样品的相位恢复后 IL-XPCT 重构切片。其中(6)式表示如下:

$$\delta(r) = \int_0^\pi [P_\theta\delta(r)](x, y) * \nu d\theta, \quad (6)$$

式中 $*$ 表示卷积, ν 为 CT 切片重构滤波因子。

以上讨论的是采用 Born 近似相位恢复法的相位恢复后 IL-XPCT 切片重构过程,对于无相位恢复的 IL-XPCT 切片重构,则是直接对不同旋转角度 θ 下探测器采集到 IL-XPCT 投影图像 I_θ 进行滤波反投影切片重构得到样品的无相位恢复 IL-XPCT 重构切片,表示如下:

$$f(r) = \int_0^{\pi} I_{\omega} * v d\theta, \quad (7)$$

式中 $f(r)$ 表示无相位恢复 IL-XPCT 重构得到的样品分布函数。

3 装置与方法

实验在上海光源 X 射线成像及生物医学应用光束线站 (BL13W1) 实验站上采集投影数据。BL13W1 为采用 Wiggler 插入件光束线站, 采用液氮冷却双平晶单色仪, 提供 8~72.5 keV 的不聚焦高相干单色光束。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, 样品平台距离光源约 34 m, 配有多维运动平台、精密导轨、不同分辨率的数字和胶片探测器等不同实验设备。BL13W1 实验站可实现样品的 IL-XPCT 投影图像采集、IL-XPCT 切片重构和三维图像重建, 以进行样品的三维分析研究。图 2 为 BL13W1 实验站 IL-XPCT 实验示意图。

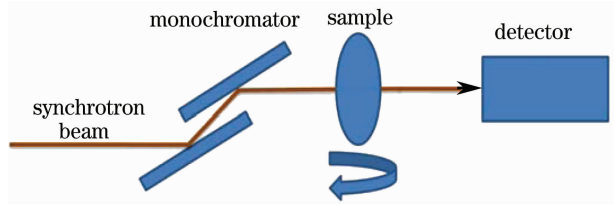


图 2 BL13W1 实验站 IL-XPCT 实验示意图

Fig. 2 Schematic of IL-XPCT experiment at BL13W1 experimental station

BL13W1 实验站 IL-XPCT 实验及数据处理过程如下:

- 1) 根据样品确定 IL-XPCT 实验参数;
- 2) 在 BL13W1 实验站上采集 IL-XPCT 投影图像 ($0 \leq \theta < \pi$);
- 3) 对所有 IL-XPCT 投影图像 ($0 \leq \theta < \pi$) 采用 (5) 式进行相位恢复;
- 4) 滤波反投影法进行相位恢复后 (或无相位恢复) IL-XPCT 切片重构;
- 5) 采用 Amira 软件进行样品的三维结构重建。

4 结果与分析

图 3~图 5 样品为塑料管混合测试样品, 具体为饮料吸管 ($\phi \approx 5.5$ mm), 吸管内放置 5 根橡胶管 (导线绝缘套 $\phi \approx 0.9$ mm)。实验参数为光子能量 15 keV; 流强 10 mA; 成像距离 1.2 m; 投影图像数量 1200 (180° 范围内), 即样品每旋转 0.15° 采集一幅投影图像; 每幅投影图像的曝光时间为 200 ms; CCD 探测器有效像素尺寸为 $9 \mu\text{m}$ 。

图 3(a) 和 (b) 分别为测试样品的无相位恢复和相位恢复后 IL-XPCT 投影图像, 图 3(c) 和 (d) 分别为图 3(a) 和 (b) 黑线位置的横截面强度分布。从图 3 中可看出, 无相位恢复 IL-XPCT 投影图像中样品有很强的边缘增强效应; 相位恢复后 IL-XPCT 投影图像样品的边缘增强效应得到消除。但由于图 3 是样品三维结构在二维平面投影, 图像重叠严重, 样品中的不同结构难以分辨。

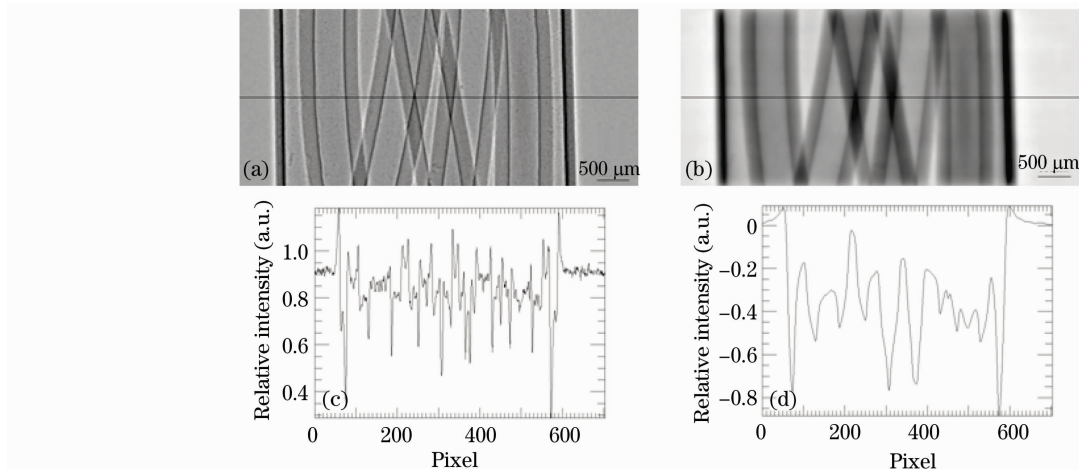


图 3 测试样品 IL-XPCT 投影图像。(a) 无相位恢复; (b) 相位恢复后; (c) 图 (a) 黑线位置横截面强度分布; (d) 图 (b) 黑线位置横截面强度分布

Fig. 3 IL-XPCT projection image of test sample. (a) without phase retrieval; (b) with phase retrieval; (c) profile of the dark line in (a); (d) profile of the dark line in (b)

图 4(a)和(b)分别为测试样品的无相位恢复和相位恢复后的 IL-XPCT 重构切片,图 4(c)和(d)分别为图 4(a)和(b)黑线位置的横截面强度分布。图 4(a)和(b)中可看出样品的各个管子都得到很好的重构结果,轮廓清晰。图 4(c)可以看出无相位恢复 IL-XPCT 重构切片有很强的边缘增强效应,但样品不同物质的重构值相差很小。图 4(d)可以看出相位恢复后 IL-XPCT 重构切片消除无相位恢复 IL-XPCT 重构切片的边缘增强效应,且样品内不同物

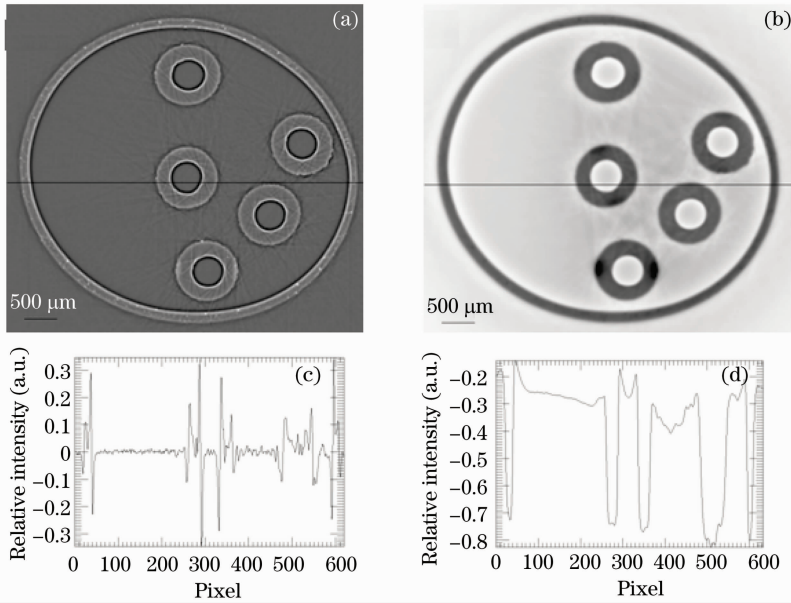


图 4 测试样品 IL-XPCT 重构切片。(a)无相位恢复;(b)相位恢复后;(c)图(a)黑线位置横截面强度分布;
(d)图(b)黑线位置横截面强度分布

Fig. 4 IL-XPCT reconstructed slice of test sample. (a) without phase retrieval; (b) with phase retrieval;
(c) profile of the dark line in (a); (d) profile at the dark line in (b)

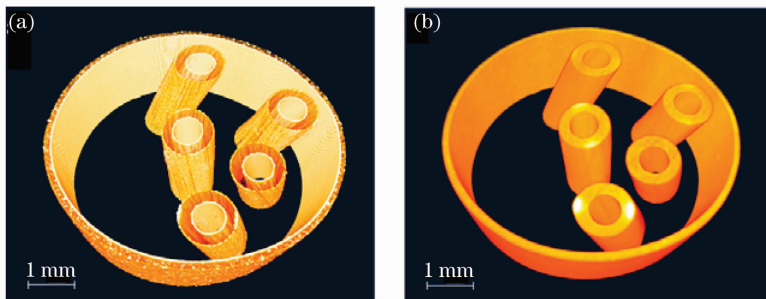


图 5 测试样品三维重建图。(a)无相位恢复;(b)相位恢复后

Fig. 5 Three-dimensional rendered image of test sample. (a) without phase retrieval; (b) with phase retrieval

基于测试样品 IL-XPCT 实验的良好结果,开展生物样品(蝗虫)的 IL-XPCT 实验。图 6 和图 7 采用样品为未经任何处理的新鲜蝗虫,为方便固定将其放在一个塑料试管($\phi \approx 4.7$ mm)中进行 IL-XPCT 投影图像采集。实验参数为光子能量 10 keV;流强 10 mA;成像距离 1.2 m;投影图像数量 600 幅(180°

质的重构值明显不同,易于区分。

图 5(a)和(b)分别为测试样品的无相位恢复和相位恢复后的三维重建图。图 5 中测试样品的边缘轮廓信息都得到很好的重建,但图 5(a)只是重建出样品的边缘轮廓信息,而样品的同质物质的重构值有很大的差别,如样品中管子的管壁与管子内部结构的三维重建值不一致;图 5(b)中样品的同质物质得到一致的重构值,三维重建图更符合样品的现实表现形式。

范围内);每幅投影图像的曝光时间为 200 ms;CCD 探测器有效像素尺寸为 $9 \mu\text{m}$ 。

图 6(a)和(b)分别为蝗虫样品无相位恢复和相位恢复后的 IL-XPCT 重构切片。从图 6 可看出,无相位恢复 IL-XPCT 重构切片中,由于边缘增强效应,蝗虫样品的内部结构轮廓特别明显,但该切片中

存在不少由于样品的吸收信息和相衬信息相互作用而产生的条状伪影;相位恢复后的 IL-XPCT 重构切片蝗虫样品的内部结构轮廓信息相对无相位恢复 IL-XPCT 重构切片有一定的减弱,但依然能清晰分辨,同时相位恢复后的 IL-XPCT 重构切片减少无相位恢复 IL-XPCT 重构切片中的条状伪影。

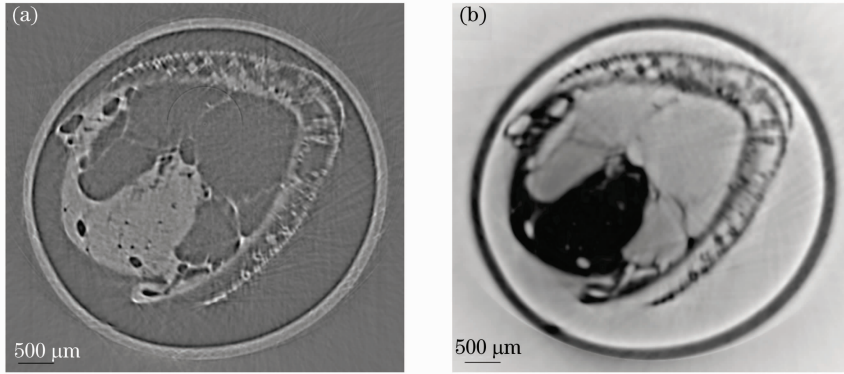


图 6 蝗虫样品 IL-XPCT 重构切片。(a)无相位恢复;(b)相位恢复后

Fig. 6 IL-XPCT reconstructed slice of locust sample. (a) without phase retrieval; (b) with phase retrieval

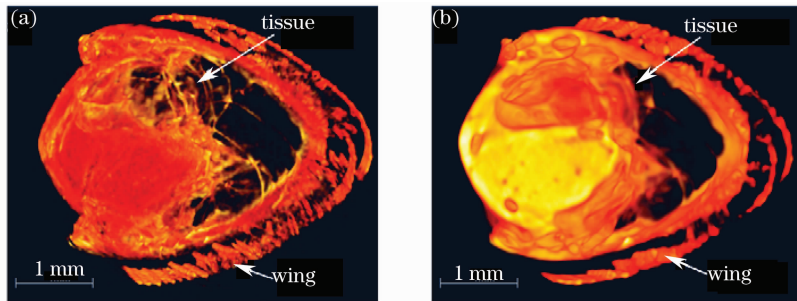


图 7 蝗虫样品三维重建图。(a)无相位恢复;(b)相位恢复后

Fig. 7 Three-dimensional rendered image of locust sample. (a) without phase retrieval; (b) with phase retrieval

综合上述无相位恢复和相位恢复后 IL-XPCT 重构结果对比表明:无相位恢复 IL-XPCT 重构结果中,由于边缘增强效应,样品的内部结构轮廓信息特别明显,但存在同质物质的重构值不统一以及由于样品的吸收信息和相衬信息相互作用而产生的条状伪影;相位恢复后 IL-XPCT 重构结果中样品内部结构轮廓信息相对无相位恢复 IL-XPCT 重构结果有一定的减弱,但依然能清晰分辨,同时相位恢复后 IL-XPCT 重构结果很好地解决了无相位恢复 IL-XPCT 重构结果存在的样品同质物质的重构值不统一以及由于样品的吸收信息和相衬信息相互作用而产生的伪影。

Born 近似单一物像距 IL-XPCT 相位恢复法是基于单一样品的折射率系数和吸收系数存在的线性关系和样品均匀吸收的假设下推导得到的,实际实验样品并不能严格满足上述条件,从而影响相位恢复结果。如图 5 (b)和图 6(b)还存一定程度的边缘

图 7(a)和(b)分别为无相位恢复和相位恢复后的蝗虫样品三维重建图。图 7 两图中都可清晰的辨认蝗虫样品的翅膀和内部组织分布,但图 7(a)更多的是表现样品的轮廓信息,而图 7(b)中不仅样品的轮廓信息得到很好的重建,同时相同组织的重构值比较统一。

增强效应,该伪影采用多距离 IL-XPCT 投影图像相位恢复方法可以得到改善。生物活体或含水样品 IL-XPCT 实验中,样品所受的辐射剂量是直接影响实验可行性的参数,辐射剂量越小对生物活体样品实验越有利;同时在 IL-XPCT 数据采集过程中,生物活体或含水样品的结构并非固定不变,这限制了多物像距 IL-XPCT 投影图像相位恢复方法在此类样品中的应用。Born 近似单一物像距 IL-XPCT 投影图像相位恢复法只需要单一物像距的 IL-XPCT 投影数据,能够把样品所受的辐射剂量降到最低,同时降低样品的结构变化对重构结果的影响,具有广阔的应用前景。

5 结 论

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 IL-XPCT 研究,结合 IL-XPCI

中的 Born 近似相位恢复法和 CT 技术, 实现了基于单一物像距 IL-XPCT 投影图像的相位恢复切片重构方法。对测试样品(塑料管和橡胶管混合样品)和未经任何处理的新鲜蝗虫样品, IL-XPCT 实验取得了很好的结果, 验证了 Born 近似单一物像距 IL-XPCT 投影图像相位重构的方法是可行的。该方法相位恢复过程中只需要单一物像距的 IL-XPCT 投影图像, 可以把实验中样品所受的辐射剂量降到最低, 同时降低样品的结构变化对重构结果的影响, 并且相位恢复后 IL-XPCT 重构结果可以很好的解决无相位恢复 IL-XPCT 重构结果存在的样品同质物质的重构值不统一以及由于样品的吸收信息和相衬信息相互作用而产生的伪影, 在生物活体或含水样品的应用中优势明显。结果表明, 本方法具有用于生物活体样品三维无损成像研究的潜力。

致谢 感谢意大利 ELETTRA 光源 SYRMEP 束线工作人员在 CT 重构软件编写过程中提供的帮助; 感谢上海光源 BL13W1 实验站工作人员在实验工作中的帮助。

参 考 文 献

- 1 R. Fitzgerald. Phase-sensitive X-ray imaging[J]. *Phys. Today*, 2000, **53**(7): 23~26
 - 2 A. Momose. Demonstration of phase-contrast X-ray computed-tomography using an X-ray interferometer[J]. *Nucl. Instrum. Meth. A*, 1995, **352**(3): 622~628
 - 3 F. A. Dilmanian, Z. Zhong, B. Ren *et al.*. Computed tomography of X-ray index of refraction using the diffraction enhanced imaging method[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2000, **45**(4): 933~946
 - 4 P. P. Zhu, J. Y. Wang, Q. X. Yuan *et al.*. Computed tomography algorithm based on diffraction-enhanced imaging setup[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2005, **87**(26): 264101
 - 5 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

- 6 F. Pfeiffer, C. Kottler, O. Bunk *et al.*. Hard X-ray phase tomography with low-brilliance sources[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2007, **98**(10): 108105
- 7 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
- 8 Z. F. Huang, K. J. Kang, L. Zhang *et al.*. Alternative method for differential phase-contrast imaging with weakly coherent hard X-rays[J]. *Phys. Rev. A*, 2009, **79**(1): 013815
- 9 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
- 10 Jiang Shiping, Li Meifang, Chen Yang *et al.*. In-line X-ray phase-contrast computerized tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(3): 609~612
- 蒋诗平, 李妹芳, 陈 阳等. 同轴 X 射线相位衬度计算机 X 射线断层摄影术研究[J]. *光学学报*, 2008, **28**(3): 609~612
- 11 X. Wei, T. Q. Xiao, L. X. Liu *et al.*. Application of X-ray phase contrast imaging to microscopic identification of Chinese medicines[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2005, **50**(18): 4277~4286
- 12 E. M. Friis, P. R. Crane, K. R. Pedersen *et al.*. Phase-contrast X-ray microtomography links cretaceous seeds with gnetales and bennettitales [J]. *Nature*, 2007, **450** (7169): 549~552
- 13 Xue Yanling, Xiao Tiqiao, Du Guohao *et al.*. Microscopic identification of panax quinquefolium and panax ginseng by X-ray phase contrast imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(9): 1828~1832
- 薛艳玲, 肖体乔, 杜国浩等. 西洋参和高丽白参的 X 射线显微鉴定研究[J]. *光学学报*, 2008, **28**(9): 1828~1832
- 14 J. Keyrilainen, M. Fernandez, M. L. Karjalainen-Lindsberg *et al.*. Toward high-contrast breast CT at low radiation dose[J]. *Radiology*, 2008, **249**(1): 321~327
- 15 K. A. Nugent, T. E. Gureyev, D. F. Cookson *et al.*. Quantitative phase imaging using hard X-rays[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 1996, **77**(14): 2961~2964
- 16 P. Cloetens, W. Ludwig, J. Baruchel *et al.*. Hard X-ray phase imaging using simple propagation of a coherent synchrotron radiation beam[J]. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 1999, **32**(10A): A145~A151
- 17 T. E. Gureyev, A. Pogany, D. M. Paganin *et al.*. Linear algorithms for phase retrieval in the fresnel region[J]. *Opt. Commun.*, 2004, **231**(1-6): 53~70
- 18 M. Born, E. Wolf. Principles of Optics [M]. New York: Cambridge University Press, 1999
- 19 X. Z. Wu, H. Liu, A. M. Yan. X-ray phase-attenuation duality and phase retrieval[J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**(4): 379~381