

# 相移吸收二元性算法用于 X 射线混合衬度定量显微 CT 的可行性研究\*

刘慧强<sup>1)2)</sup> 任玉琦<sup>1)</sup> 周光照<sup>1)</sup> 和友<sup>1)</sup> 薛艳玲<sup>1)</sup> 肖体乔<sup>1)†</sup>

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)

(2011 年 6 月 20 日收到; 2011 年 8 月 1 日收到修改稿)

本文采用相移吸收二元性 (PAD) 相位恢复算法来实现混合衬度样品内部不同密度组分的定量成像, 采用数字模拟和实验研究验证该方法的可行性. 模拟结果表明, 对于三种不同材料其重构误差均小于 1%, 且误差值随材料折射率的增大而减小. 利用上海光源 X 射线成像线站开展了实验研究, 结果表明用单距 PAD 相位恢复算法可获取样品的定量信息. 与模拟结果相比, 实验中的重构精度相对较低, 环状伪影可能是影响精度的主要原因. 模拟和实验研究过程中, 均只采用了一组单距投影数据. 可以认为, 相移吸收二元性算法可用于混合衬度样品的定量信息分析研究. 由于剂量相对较低, 应可适合于软组织和骨骼同时存在时生物医学样品的定量相衬 CT 研究.

**关键词:** 相移吸收二元性, 相位恢复, X 射线同轴相衬 CT

**PACS:** 87.59.-e, 42.30.Rx, 42.30.Wb, 42.30.Yc

## 1 引言

随着具有高相干性、高准直性、高强度的第三代同步辐射光源的迅速发展和广泛使用, 传统的 X 射线成像技术也发生着日新月异的变化, X 射线相位衬度成像正日益拓展其应用领域, 成为研究样品内部信息的新技术<sup>[1,2]</sup>. 通过位相恢复算法还可以获取样品内部不同材料组分的密度定量信息. 通常相恢复算法是基于弱吸收近似和多距投影数据来获取样品的定量信息, 而混合衬度样品与 X 射线相互作用后的吸收影响是不可忽略的, 已有的位相恢复算法不再完全适用<sup>[3,4]</sup>. 寻找一种能同时考虑吸收和相移、普适性更强的相位恢复算法是十分必要的. 另外, 出于对样品安全性的考虑 (尤其是生物组织样品等), 需要通过控制辐照剂量和受照时间来最大限度地保护样品, 在算法研究方向上越来越多地由多距投影算法转向单距投影算法. 因此, 采用单距相移吸收二元性相位恢复算法使得 X 射

线混合衬度定量显微成像的广泛使用成为可能.

通常 X 射线成像中既包含吸收强度分布, 也包含相移调制引起的强度分布, 两者直接由样品的投影电子密度来决定, 这就是 X 射线与物质相互作用的相移吸收二元性. 利用混合衬度机理从已获得的相衬图中解调出相移信息而得到物体的相位图的过程称为相位恢复. 通过相位恢复可以得到相移的定量信息, 即物体的相位图, 等效于它的定量投影电子密度分布图. 因此, 相位图能够反映被测物体的定量结构信息<sup>[5-7]</sup>.

对近似空间相干的同步辐射光源, 相衬成像的物理过程可以看成是自由衍射传播、发散离焦、同轴全息的过程. 在数据获取和处理方面, 通常需要得到数帧不同距离下的数据来获得可靠的相位图<sup>[8-10]</sup>, 然后就是对这些二维的相位图进行滤波反投影 (FBP) 三维重构, 最终得到样品折射率的三维分布或者任意方向的一个像素厚的切片. 目前常用算法有<sup>[11-13]</sup>: 1) 光强传输方程 (transport of

\* 国家重点基础研究发展计划课题 (批准号: 2010CB834301), 中国科学院对外合作重点项目 (批准号: GJHZ09058), 国家自然科学基金 (批准号: 10805071, 10705020) 和上海市基础研究重点项目 (批准号: 08JC1411900) 资助的课题.

† E-mail: tqxiao@sinap.ac.cn

intensity equation, TIE), 它在物像距离很小的极限范围内是有效的. 2) 衬度传递函数 (contrast transfer function, CTF), 它对相位慢变化和弱吸收物体很有效. 3) 混合传递函数, 有效综合前两种方法, 扩展了其作用范围. 4) 波恩近似算法. 5) Groso-Bronnikov 算法. X 射线同轴相衬 CT(IL-XPCI/CT) 技术为形态学研究和复杂结构系统的构成研究提供可靠的 2D 或者 3D 定量信息, 具有较高研究价值和应用前景. 如生物医学、高分子有机材料、金属材料、林业木材领域、晶体结构方面等 [14-20].

目前已经运行的第三代同步辐射装置 (上海光源), 其自然发射度为 3.9 nm/rad, 空间相干性有了大幅提高, 对发展与光源相干特性密切相关的 IL-XPCI/CT 方法十分有利. 本文利用上海光源先进成像与工业应用 BL13W 光束线站的单色光开展 IL-XPCI/CT 研究, 结合相移吸收二元性的相位恢复算法, 实现了单距 IL-XPCI/CT 投影图像的相位恢复, 实验证明算法的有效性和优越性.

## 2 原理

### 2.1 正向问题 —— 成像过程

采用同轴 X 射线成像原理, X 射线入射平面波与物平面上的样品发生相互作用, 既有光电吸收和康普顿非相干散射造成的吸收作用, 又有相干散射产生的相移作用. 因此, 物平面背后的光场具有相移吸收二元性, 根据标量衍射理论中菲涅耳衍射公式, 可以得到距离物平面  $Z_i$  处的像平面上的光场分布, 从而根据相移吸收二元性公式计算出其相位分布图, 其基本原理 [8] 如图 1 所示.

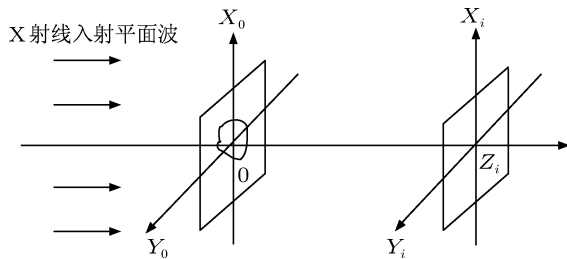


图 1 同轴 X 射线相衬显微成像示意图

对样品的物理描述可以用等效折射率来描述:  $n = 1 - \delta + i\beta$  (其中  $\delta$  是相位因子,  $\beta$  是吸收因子), 数学描述可以用透过率函数来描述 [16,19],

$$T(r) = A_0^2(r) \exp[j\phi(r)]$$

$$= \exp[-B(r) + j\phi(r)], \quad (1)$$

其中

$$B(r) = \frac{2\pi}{\lambda} \int \beta(r) dr, \quad (2)$$

$$\phi(r) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int [1 - \delta(r)] dr. \quad (3)$$

可以看出,  $\exp[-B(r)]$  项可使强度衰弱,  $\exp[j\phi(r)]$  项可使相位延迟, 两者均由样品投影方向电子密度所决定, 根据相移吸收二元性 [13], 样品的相移和吸收信息可以进一步表示成

$$A_0^2(r) = \exp[-\sigma_{KN} \cdot \rho_{e,p}(r)], \quad (4)$$

$$\phi(r) = -\lambda \cdot r_e \cdot \rho_{e,p}(r), \quad (5)$$

其中,  $\rho_{e,p}(r)$  为投影方向电子密度,  $\phi(r)$  为样品本身的相位分布,  $A_0^2(r)$  为样品的本身的吸收强度分布, 电子半径  $r_e = 3 \times 10^{-15}$  m,  $\sigma_{KN}$  为自由电子康普顿散射截面, 其公式为

$$\sigma_{KN} = 2\pi \cdot r_e^2 \left\{ \frac{1 + \eta}{\eta^2} \left[ \frac{2(1 + \eta)}{1 + 2\eta} - \frac{1}{\eta} \ln(1 + 2\eta) \right] + \frac{1}{2\eta} \ln(1 + 2\eta) - \frac{(1 + 3\eta)}{(1 + 2\eta)^2} \right\}, \quad (6)$$

其中,  $\eta = \frac{E_{\text{photon}}}{m_e c^2}$ ;  $m_e c^2 = 511$  keV;  $E_{\text{photon}}$  为光子能量; 波长  $\lambda = \frac{hc}{E_{\text{photon}}}$ .

结合 (4), (5) 两式可以得到相位和吸收之间的关系式

$$\phi(r) = \frac{\lambda \cdot r_e}{\sigma_{KN}} \cdot \ln[A_0^2(r)] = \gamma \cdot \ln[A_0^2(r)]. \quad (7)$$

令  $\gamma = \frac{\lambda \cdot r_e}{\sigma_{KN}}$ , 其值表示 IL-XPCI 相衬成像的灵敏度.

出射光波场携带了物体的吸收信息和相移信息, 随着自由空间标量衍射的传播, 光波场将发生变化. 假设光源距离样品的距离是  $d_1$ , 样品距离探测器的距离为  $d_2$ , 则光路几何放大因子为  $d_r = (d_1 + d_2)/d_1$ . 探测器所接受的光场既包含吸收信息又包含相移信息, 其强度分布可以描述为 [17]

$$I(\mathbf{r}_D) = |T(r) * P(r)|^2, \quad (8)$$

其中,  $*$  代表卷积,  $P(r)$  代表菲涅耳传播因子. 为了数学计算的方便, 这一过程通常要转换到频域中运算, 故对上式做傅立叶变换后得

$$F\{I(\mathbf{r}_D)\} = \int T(r - \lambda d_2 f/2) T^*(r + \lambda d_2 f/2)$$

$$\times \exp(-i2\pi r f) dr, \quad (9)$$

其中,  $F\{\cdot\}$  代表二维傅里叶变换,  $f$  代表频域坐标.

## 2.2 逆向问题 —— 相位恢复

成像过程是为了尽可能真实的反映物体内部的结构信息, 这是一个逆向过程, 即通过强度像解调出样品本身的相位信息或电子密度的空间分布信息. 实际实验中我们无法直接精确得到样品后像平面上的光强分布, 并将其代入 (7) 式直接求出物体本身的相位分布. 而是通过得到一定物像距离下的强度像  $I(r_D)$ , 再根据自由空间标量衍射理论反推出  $A_0^2(r)$  光场分布, 最终通过 (7) 式恢复出样品的相位分布, 以求最大限度地再现样品的真实结构信息.

由于菲涅耳传播因子的傅里叶变换为  $F\{P(r)\} = \exp(-j\pi\lambda d_2 f^2/d_r)$ , 其相位可以描述为  $\alpha = \pi\lambda d_2 f^2/d_r$ . 假设样品的相位变化适度, 从菲涅耳基尔霍夫近轴衍射理论<sup>[8]</sup> 出发可以得到

$$F\{I(r_D)\} = \frac{I_{in}}{d_r^2} \left\{ \begin{aligned} &\cos(\alpha)(F\{A_0^2\} \\ &- i \cdot \frac{\lambda d_2 f}{d_r} \cdot F\{\phi \nabla A_0^2\}) \\ &+ 2 \sin(\alpha)(F\{A_0^2 \phi\} \\ &+ i \cdot \frac{\lambda d_2 f}{4d_r} \cdot F\{\nabla A_0^2\}) \end{aligned} \right\}, \quad (10)$$

其中,  $I_{in}$  表示入射光波强度,  $\nabla$  表示汉密尔顿运算符. 根据相位吸收二元性 (4), (5), (6), (7) 式, 可将 (10) 式进行简化, 令  $|\phi(r + \lambda d_2 f/2d_r) - \phi(r - \lambda d_2 f/2d_r)| \ll 1$ , 省去  $\frac{\sigma_{KN}}{\lambda \cdot r_e} \sim 10^{-3}$  高阶项, 可得

$$F\{\phi \nabla A_0^2\} = (-4\pi^2 f^2) \left( \frac{\lambda \cdot r_e}{\sigma_{KN}} F\{A_0^2\}, \quad (11)$$

$$F\{A_0^2 \phi\} = \lambda r_e F\left\{ \frac{\partial A_0^2}{\partial \sigma_{KN}} \right\} \approx \frac{\lambda \cdot r_e}{\sigma_{KN}} F\{A_0^2 - 1\}. \quad (12)$$

结合 (11), (12) 式可以将 (10) 式进一步简化为

$$F\left\{ \frac{d_r^2 I(r_D)}{I_{in}} \right\} \approx [\cos(\alpha) + (2\gamma + \alpha) \sin(\alpha)] \cdot F\{A_0^2\}. \quad (13)$$

根据光学传递函数的原理, 在频域范围内可以得到强度传播的逆传递函数

$$H(\alpha) = \frac{1}{\cos(\alpha) + (2\gamma + \alpha) \sin(\alpha)} = \frac{1}{\delta \cdot \cos(\alpha_1)}. \quad (14)$$

令  $\delta = \sqrt{1 + (2\gamma + \alpha)^2}$ ,  $\alpha_1 = \alpha + \tan^{-1}[1/(2\gamma + \alpha)]$ , 故将 (13) 式改写成

$$F\{A_0^2\} = H(\alpha) \cdot F\left\{ \frac{M^2 I(r_D)}{I_{in}} \right\}. \quad (15)$$

通过傅里叶逆变换即可得到样品在 SDD(物像距离) 为 0 时的强度分布, 结合 (7) 式即可得到样品的相位分布.

## 2.3 逆传递函数修正与误差评估

由于当  $\alpha_1 = (k - 1/2)\pi$ ,  $k = 1, 2, 3, \dots$  时,  $\cos(\alpha_1)$  有过零点, 逆传递函数存在奇异点, 故需要对逆传递函数进行修正. 受到 Grosio 提出修正后的 Bronnikov 算法中低频噪声修正的启发, 在这些奇异点处将逆传递函数的分母上加上一个吸收修正因子来消除模糊<sup>[23]</sup>, 可以将逆传递函数改写为

$$H(\alpha) = \frac{1}{\delta} \cdot \frac{\cos(\alpha_1)}{\cos^2(\alpha_1) + k_{PAD}}. \quad (16)$$

考虑相位吸收二重性和菲涅耳传播相位因子中各要素, 通过计算模拟因子  $k_{PAD}$  的方差和最小化迭代, 得出修正因子的表达式为

$$k_{PAD} = 2 \cdot \pi \cdot \lambda \cdot \gamma^2 \cdot d_2. \quad (17)$$

由于知道原始切片的相位因子分布情况, 可以有效地对数字重构切片进行对比分析. 所以, 对于模拟数据的误差分析采用相对归一化均方根误差 (normalized mean square error, NMSE) 来描述:

$$NMSE = \left( \frac{\sum |f(x) - g(x)|^2}{\sum |f(x)|^2} \right)^{1/2} \times 100\%, \quad (18)$$

其中,  $f(x)$  是理论值,  $g(x)$  是重构值.

对于实验数据来说, 由于无法得到理想重构切片, 但是可以通过和实验样品的相位因子的理论值进行比较得到平均相对误差 (average relative errors, ARE)

$$ARE = \frac{1}{M} \sum \frac{|m_i - k_i|}{m_i} \times 100\%, \quad (19)$$

其中,  $m_i$  是理论值,  $k_i$  是实测平均值.

## 3 数字模拟

### 3.1 模型构建

传统 X 射线成像技术是利用物质的吸收特性, 它的灵敏性受到样品内部吸收系数微小变化的限制, 无法区别微小结构变化所引起的吸收变化. 然而, X 射线经过样品吸收的同时, 也经历着相位的

改变. 研究表明弱吸收样品的相移变化是吸收变化的千倍以上, 所以对于混合衬度样品来说, 相衬成像比起传统吸收成像具有更大优势, 其中相位恢复成为研究混合衬度样品定量分析的关键. 表 1 中列出了在数字模拟和 Phantom 中使用各材料的相位因子和吸收因子在 30 keV 能量下 ( $\lambda = 0.4144 \text{ \AA}$ ) 的标准值 ([http://henke.lbl.gov/optical\\_constants/](http://henke.lbl.gov/optical_constants/), 这些数据通过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). 根据表 1 中的复折射率数据和 3D Sheep-Logan 模型数据模拟了混合衬度样品的数字切片, 如图 2 所示: 最外层物质是 Al, 内部两个椭圆物质是 PMMA, 内部三个

圆形物质是 PP, 图 2(a) 采用相移因子  $\delta$  的理论值模拟出的中心切片衬度分布, 图 2(b) 采用吸收因子  $\beta$  的理论值模拟的中心切片衬度分布, 可以看出基于相移因子和吸收因子的不同, 中心切片衬度变化十分显著, 为混合衬度样品的相衬成像定量研究提供了很好的理论基础.

表 1 数字模拟和 Phantom 中使用各材料的复折射率系数在 30 keV 下的标准值

	$\delta$	$\beta$
Al	$6.0078 \times 10^{-7}$	$7.6069 \times 10^{-10}$
PMMA	$2.9611 \times 10^{-7}$	$1.0213 \times 10^{-10}$
PP	$2.3679 \times 10^{-7}$	$7.0093 \times 10^{-10}$

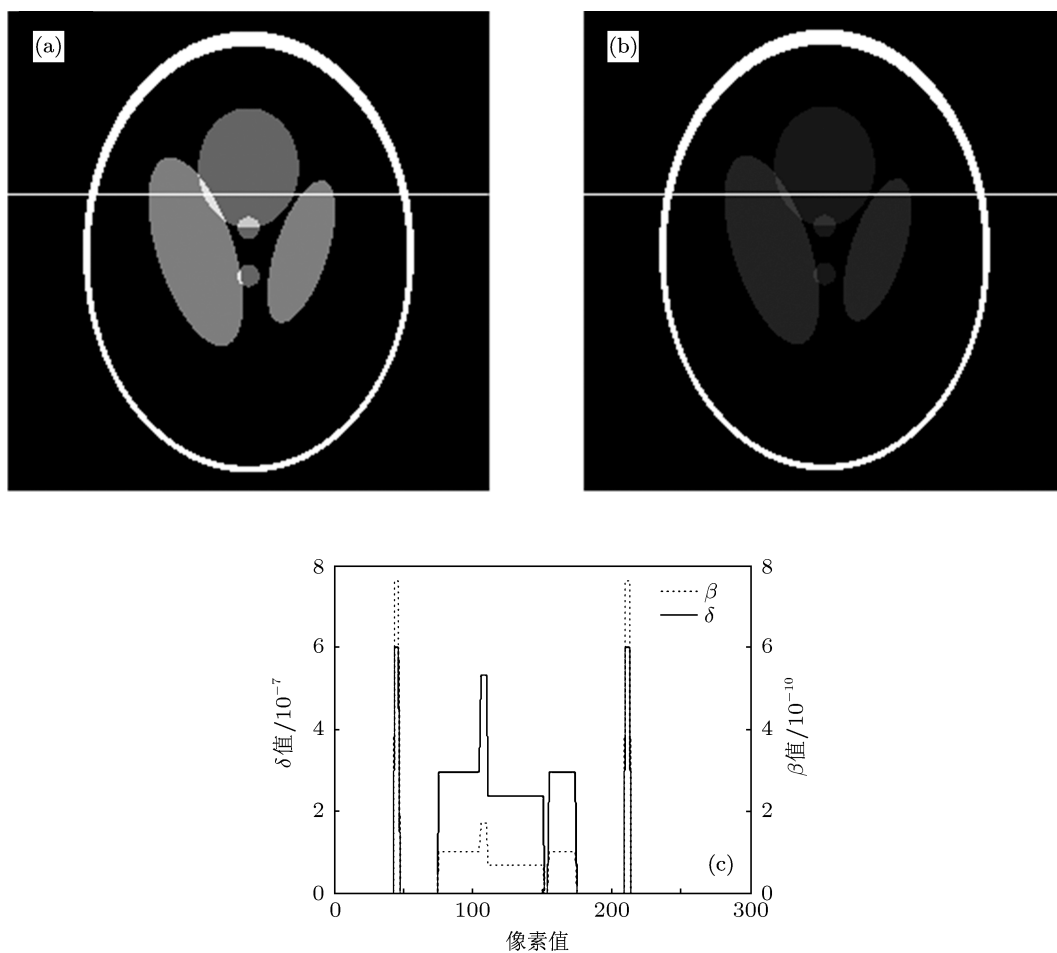


图 2 根据 3D Sheep-Logan 模型和表 1 各材料的复折射率数据模拟了混合衬度样品的数字切片, 可以看出基于相移因子和吸收因子的不同, 中心切片衬度变化十分显著 (a) 采用相移因子  $\delta$  的理论值模拟出的中心切片衬度分布; (b) 采用吸收因子  $\beta$  的理论值模拟的中心切片衬度分布; (c) 是模拟切片中白线所处的相移因子和吸收因子的对比结果

### 3.2 逆传递函数的修正模拟

对 IL-XPCT 的 PAD 相位恢复算法中的逆传递函数进行了修正前后的二维数字模拟如图 3 所示,

图 3(a) 相当于一个低通滤波器, 对物光波的高频有强烈抑制作用, 对低频噪声却抑制不够, 使得成像结果产生模糊. 图 3(b) 有效改善了高低频结构, 使得物光波的相位得到有效重构.

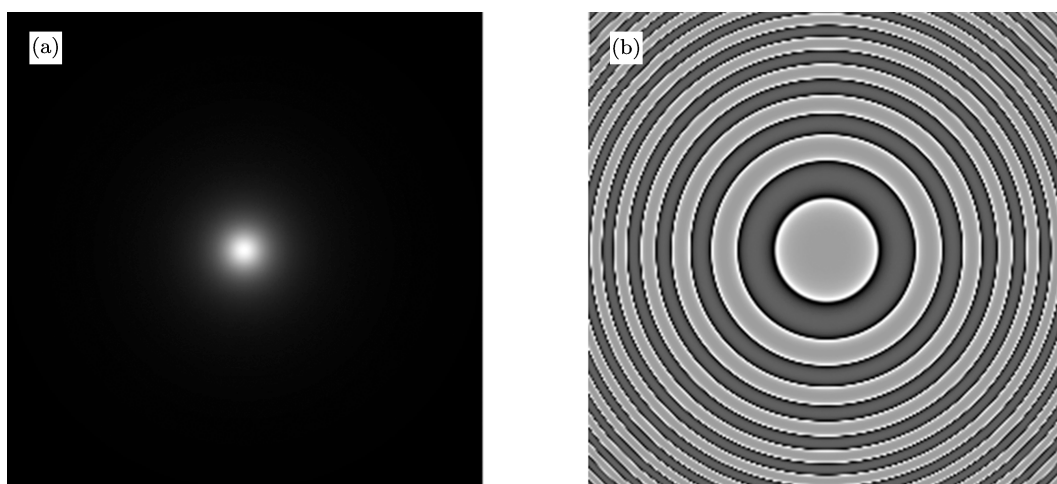


图3 吸收相移二元性相位恢复算法的逆传递函数的二维分布形式 (a) 未修正前 (14) 式的二维分布形式; (b) 修正后的 (17) 式的二维分布形式

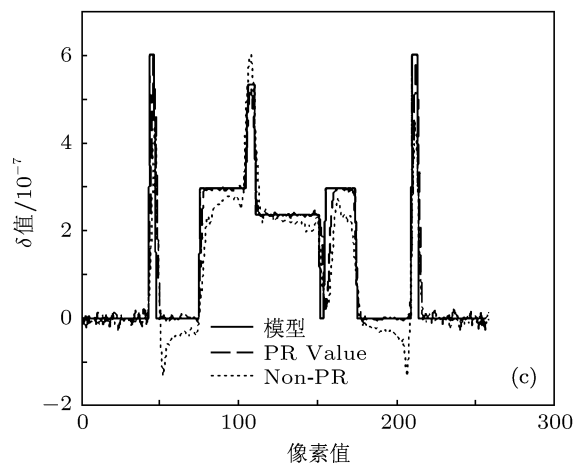
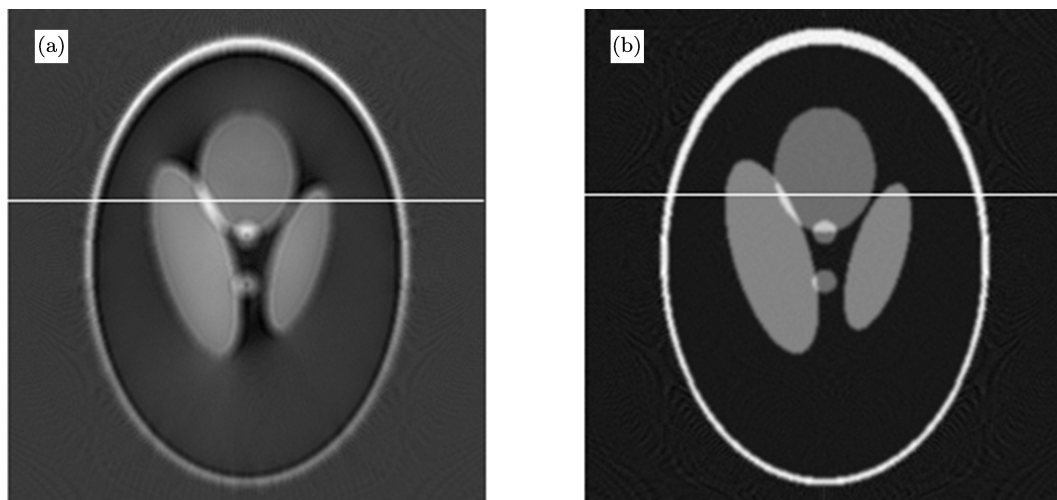


图4 对模拟切片进行菲涅耳衍射传播和吸收相移二元性相位恢复算法的切片重构对比 (a) 为模拟切片经过菲涅耳衍射传播 (SDD = 15 cm) 后的直接重构切片; (b) 在 (a) 的基础上经过吸收相移二元性相位恢复算法后的重构切片; (c) 模拟切片和重构切片所对应白线位置处的重构相位因子横截面对比图, PR Value 是经过相位恢复后的结果, Non-PR 是菲涅耳传播后的直接重构结果

### 3.3 数字模拟结果及分析

进行基于 IL-XPCT 的 PAD 相位恢复算法数字模拟分析, 其模拟条件如下: 光子能量采用 30 keV, SDD 为 0.3 m, 探测器分辨率为 3.7  $\mu\text{m}$ . 每一个角度的投影图都是根据 (1), (2), (3) 式, 将两组数据切片图 2(a) 和 (b) 合成一个样品的出射光波的复振幅透过率函数, 再根据 (8) 式来描述物光波在自由空间传播的菲涅耳衍射过程, 为了避免卷积运算数字模拟在频域中进行, 采用菲涅耳传播因子的傅里叶变化形式进行运算, 最后可以得到距离样品一定距离处的光强分布, 即 SDD 处的投影数据.

模拟过程中, 采用了两种数据处理方式: 1) 对其直接进行滤波反投影 (FBP) 重构切片为图 4(a); 2) 对其采用 IL-XPCI 的 PAD 相位恢复算法进行运算后再进行 FBP 重构切片为图 4(b). 图 4(c) 为图 4(a) 和 (b) 在白线位置处的相位因子分布的剖面图与样品图 1(a) 在白线处的相位因子的对比效果. 图 4(a) 可以看出未经过相位恢复的混合样品的相位强度分布, 其灰度变化比较弱, 衬度差; 图 4(b) 是经过 PAD 算法得到的相位强度分布, 其灰度变化更接近混合样品本身的密度变化, 相位衬度好. 根

据误差评估 (18) 式可得到其规范均方根误差, 具体数据见表 2, 可以看出误差值随材料折射率的增大而减小, 对于模拟的三种材料重构误差均小于 1%. 就重构方法本身而言, 这一重构误差应该可以满足较高精度定量成像的需求.

表 2 模拟数字切片中各组分的相位因子标准值、重构值及规范均方根误差的对比结果

	标准值	重构值	NMSE/%
Al	$6.0078 \times 10^{-7}$	$5.9753 \times 10^{-7}$	0.54
PMMA	$2.9611 \times 10^{-7}$	$2.9379 \times 10^{-7}$	0.78
PP	$2.3679 \times 10^{-7}$	$2.3488 \times 10^{-7}$	0.81

## 4 实验结果及分析

本实验是在上海光源 BL13W1X 射线成像及生物医学应用光束线站完成, 实验设备置于大理石隔振平台上, 以减少振动对实验的影响, 样品平台距离光源约 34 m, 配有六维运动平台、精确定位导轨、不同分辨率等级的 CCD 等相关硬件设备, 并采用成像软件 Image-pro plus (version 6.0.0.260) 及六维工作台控制软件. BL13W1 实验线站的 IL-XPCI/CT 成像实验装置示意图如图 5 所示.

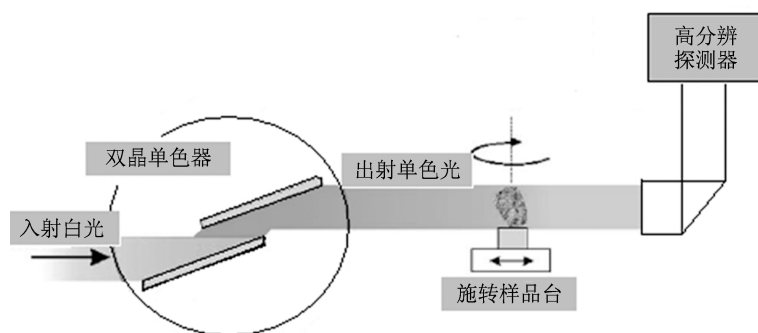


图 5 上海光源 BL13W1 实验平台示意图

测试样品为一根由铝皮包裹的两种混合棒材, 其直径约为 4.7 mm, 内部棒材分别是的两个圆形 PMMA(直径约为 2 mm)、其余三个不规则形状为 PP(尺寸在 1—2 mm 之间), 各测试样品组分的相位及吸收因子的理论值见表 1.

本次实验条件如下: 光子能量为 30 keV, 物像距离 SDD = 0.3 m, CCD 有效像素尺寸为 3.7  $\mu\text{m}$ , 曝光时间为 1.8 s, 投影数为 900, 实验结果如图 6 所示.

图 6(a) 是由 CCD 在 SDD = 0.3 m 处采集到的

样品投影图, 未经相位恢复直接通过 FBP 滤波反投影算法重构出的切片, 可以看出样品轮廓虽然清楚, 但有很强的边缘增强效应, 各部分灰度区别不明显, 无法识别内部物质密度分布变化; 图 6(b) 是经过 PAD 算法重构出的切片, 可以看出测试样品切片的灰度结构有了明显改善, 能够反映出样品不同组分的密度变化, 样品图像的边缘增强效应也得到了消除; 图 6(c) 是图 6(a) 和 (b) 白线处所对应的相位因子重构值, Non-PR 值是未经过相位恢复的直接重构结果, 可以看出样品各物质边界处的重构值

振荡强烈, 边界增强明显, 样品中不同物质密度所对应的重构值差别较弱, 无法有效区别样品中物质密度的真实分布; PR Value 是经过相位恢复后的结果, 样品各物质边界处的重构值振荡得到有效抑制, 样品中不同物质密度所对应的重构值得到有效改善, 基本反应了混合样品中的物质密度的真实分布.

另外, 由于实验环节存在各种误差因素, 造成数据重构中存在环形伪影, 对实验结果存在一定的干扰. 根据误差评估 (19) 式可以得到测试样品的相对平均误差, 具体数据见表 3. 通过实验结果及误差评估 (表 3) 和模拟结果及误差评估 (表 2) 的对比分

析, 可以认为实验中的平均相对误差应主要来源于投影数据的采集过程及实验条件本身引入的噪声而形成的环状伪影, 相位恢复算法方法本身引入的误差仅占很小的比例.

表 3 测试样品切片中各组分的相位因子标准值、重构值及平均相对误差的对比结果

	标准值	重构值	NMSE/%
Al	$6.0078 \times 10^{-7}$	$6.4476 \times 10^{-7}$	7.32
PMMA	$2.9611 \times 10^{-7}$	$3.1023 \times 10^{-7}$	4.77
PP	$2.3679 \times 10^{-7}$	$2.5185 \times 10^{-7}$	6.36

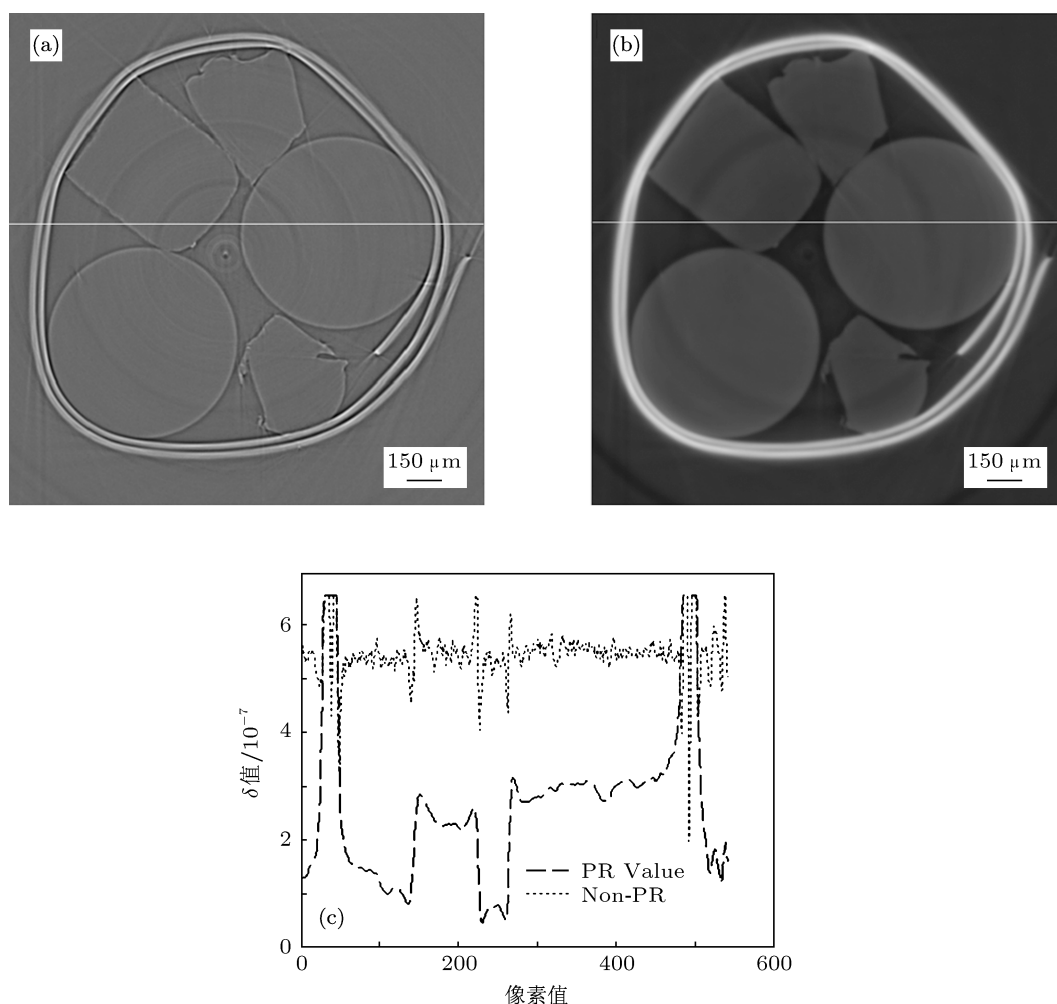


图 6 对测试样品进行 IL-XPCT 重构切片的对比 (a) 无相位恢复的重构切片; (b) 经过吸收相移二元性相位恢复算法后的重构切片; (c) 对应白线位置处的重构相位因子横截面对比图, PR Value 是经过相位恢复后的结果, Non-PR 未经过相位恢复的直接重构结果 (由于实验数据中环状伪影的存在, 引入了一些干扰误差)

## 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开展 IL-XPCI/CT 的混合衬度样品的相关研

究, 通过模拟和实验表明该算法能有效地改善混合样品的相衬像的灰度分布, 从而有效辨别出混合样品的密度分布, 实现了基于相位吸收二元性的相位恢复算法的相衬显微 CT. 另外, 出于对于混合生物

样品安全的考虑,目前多距高精度相位显微 CT 对样品安全性构成了一定的威胁,尤其阻碍了其在医学方面的发展,基于相位吸收二元性的相位恢复算法非常适合同轴相衬成像技术,同时无需采集多幅强度像进行相位恢复,在实现采集一幅投影图进行相位的恢复后进行样品的三维重构,大幅减少了成像过程中所产生的辐照剂量,尤其有利于生物活性样品的实验需要.实验表明这种基于 PAD

的 IL-XPCT 相位重构算法为高分辨高相衬敏感度的混合衬度样品的三维成像提供了良好的基础,相位信息成像敏感度优于吸收信息的成像敏感度, $\gamma$  值越高,相衬敏感度就越高,使该算法具有定量分析研究的潜力.

进一步消除实验及重构过程的噪声来源,减少环状伪影,应该可提高该方法的定量重构精度,拓展其应用领域.

- [1] Chen R C, Xie H L, Du G H, Deng B, Zhu P P, Tong Y J, Wang Y D, Xiao T Q 2010 *Acta Opt. Sin.* **30** 1106 [陈荣昌, 谢红兰, 杜国浩, 邓彪, 朱佩平, 佟亚军, 王玉丹, 肖体乔 2010 光学学报 **30** 1106]
- [2] Chen R C 2010 *Ph. D. Thesis* (Shanghai: Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences) (in Chinese) [陈荣昌 2010 博士学位论文 (上海: 中国科学院上海应用物理研究所)]
- [3] Xue Y L, Xiao T Q, Wu L H, Chen C, Guo R Y, Du G H, Xie H L, Deng B, Ren Y Q, Xu H J 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 5496 [薛艳玲, 肖体乔, 吴立宏, 陈灿, 郭荣怡, 杜国浩, 谢红兰, 邓彪, 任玉琦, 徐洪杰 2010 物理学报 **59** 5496]
- [4] Chen R C, Longo R, Rigon L, Zanconati F, Pellegrin A De, Arfelli F, Dreossi D, Menk R H, Vallazza E, Xiao T Q, Castelli E 2010 *Phys. Med. Biol.* **55** 4993
- [5] Zhou G Z, Tong Y J, Chen C, Ren Y Q, Wang Y D, Xiao T Q 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 028071 [周光照, 佟亚军, 陈灿, 任玉琦, 王玉丹, 肖体乔 2011 物理学报 **60** 028071]
- [6] Chen R C, Xie H L, Rigon L, Longo R, Castelli E, Xiao T Q 2011 *Opt. Lett.* **36** 1719
- [7] Yuqi Ren, Can Chen, Rongchang Chen, Guangzhao Zhou, Yudan Wang, Tiqiao Xiao 2011 *Opt. Express.* **19** 4170
- [8] Su X Y, Li J T 1999 *Information Optics* (1st Edition) (Beijing: Science Press) p34–46 (in Chinese) [苏显渝, 李继陶 1999 信息光学 (第一版) (北京: 科学出版) 第 34–46 页]
- [9] Hsieh J 2006 *Computed Tomography: Principle, Design, Artifacts and Recent Advances* (1st Edition) (Beijing: Science Press) p27–50 (in Chinese) [谢强 2006 计算机断层成像技术: 原理、设计、伪像和进展 (第一版) (北京: 科学出版社) 第 27–50 页]
- [10] Wu X Z, Liu H, Yan A M 2008 *EJR* **68S** S8
- [11] Wu X Z, Liu H, Yan A M 2005 *Opt. Lett.* **30** 379
- [12] Guigay J P, Langer M, Boistel R, Cloetens P 2007 *Opt. Lett.* **32** 1617
- [13] Wu X Z, Yan A M 2009 *Opt. Express.* **17** 11187
- [14] Groso A, Stampanoni M, Abela R, Schneider P, Linga S, Muller R 2006 *Appl. Phys. Lett.* **88** 214014
- [15] Langer M, Cloetens P, Guigay J P, Peyrin F 2008 *Am. Assoc. Phys. Med.* **35** 4556
- [16] Zabler S, Cloetens P, Guigay J P, Baruchel J 2005 *Rev. Sci. Instrum.* **76** 073705
- [17] Langer M, Cloetens P, Peyrin F 2009 *J. Opt. Soc. Am. A* **26** 1876
- [18] Cloetens P, Mache R, Schlenker M, Mache S L 2006 *PNAS* **103** 14626
- [19] Langer M, Peyrin F 2010 *IEEE* **19** 2428
- [20] Groso A, Abela R, Stampanoni M 2006 *Opt. Express* **14** 8103



# Investigation on the application of phase-attenuation duality to X-ray mixed contrast quantitative micro-tomography\*

Liu Hui-Qiang<sup>1)2)</sup> Ren Yu-Qi<sup>1)</sup> Zhou Guang-Zhao<sup>1)</sup> He You<sup>1)</sup>  
Xue Yan-Ling<sup>1)</sup> Xiao Ti-Qiao<sup>1)†</sup>

1) (*Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China*)

2) (*Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*)

(Received 20 June 2011; revised manuscript received 1 August 2011)

## Abstract

Weak absorption is the main condition of conventional phase retrieval of in-line X-ray phase-contrast CT. The absorption of most samples, however, cannot be neglected in practice, it is needed to find new algorithms of attaining quantitative information. The phase retrieval algorithm of phase-attenuation duality (PAD) is used to realize the quantitative imaging of different density parts in a mixed contrast sample, and the digital simulation and experimental investigation are carried out in order to prove its feasibility in this paper. The simulated results show that the reconstructive errors of three materials are less than 1%, and the values decrease with the increase of refractive index. The experiment was carried out in the X-ray imaging and biological application beam-line of Shanghai Synchrotron Facility, and the results show that the PAD method can attain the sample quantitative information and the reconstructive accuracy is relatively low compared with that of simulation. Through the analysis of experimental data, ring artifact is mostly the primary cause. One single projection data set is used only in simulation and experiment. So the PAD approach can be applied to the quantitative information research of mixed contrast objects. In addition, because of the relatively low radiation dose, it should be suited to investigate the quantitative phase-contrast CT of biomedical sample with soft tissue and bone together.

**Keywords:** phase-attenuation duality, phase retrieval, in-line X-ray phase contrast computed tomography

**PACS:** 87.59.-e, 42.30.Rx, 42.30.Wb, 42.30.Yc

\* Project supported by the National Basic Research Program of China (Grant No. 2010CB834301), the External Cooperation Program of Chinese Academy of sciences (Grant No. GJHZ09058), the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 10805071, 10705020), and the Key Basic Research Program of Shanghai, China (Grant No. 08Jc1411900).

† E-mail: qxiao@sinap.ac.cn