



## 微分相位衬度计算机层析成像的感兴趣区域重建方法

张敬娜 张慧滔 徐文峰 朱溢侯 邓世沃 朱佩平

## Method of reconstructing region of interest for differential phase contrast computed tomography imaging

Zhang Jing-Na Zhang Hui-Tao Xu Wen-Feng Zhu Yi-Ning Deng Shi-Wo Zhu Pei-Ping

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 70, 118702 (2021) DOI: 10.7498/aps.70.20202192

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202192>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

## 您可能感兴趣的其他文章

### Articles you may be interested in

#### 螺旋锥束计算机断层成像倾斜扇束反投影滤波局部重建算法

Tilting fan beam back-projection filtration algorithm for local reconstruction in helical cone-beam computed tomography

物理学报. 2019, 68(8): 088701 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190055>

#### 基于迭代重建算法的X射线光栅相位CT成像

Grating based X-ray phase contrast CT imaging with iterative reconstruction algorithm

物理学报. 2017, 66(5): 054202 <https://doi.org/10.7498/aps.66.054202>

#### 基于谱域相位分辨光学相干层析的纳米级表面形貌成像

Nanoscale surface topography imaging using phase-resolved spectral domain optical coherence tomography

物理学报. 2017, 66(15): 154202 <https://doi.org/10.7498/aps.66.154202>

#### 多面转镜激光器扫频光学相干层析成像系统的全光谱重采样方法

A full spectrum resampling method in polygon tunable laser-based swept-source optical coherence tomography

物理学报. 2017, 66(11): 114204 <https://doi.org/10.7498/aps.66.114204>

#### 基于受激辐射信号的谱域光学相干层析分子成像方法

Stimulated-emission based spectral domain optical coherence tomography for molecular contrast imaging

物理学报. 2018, 67(17): 174201 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20171738>

#### 基于电阻抗层析成像的高强度聚焦超声温度监测技术

Noninvasive temperature monitoring for high intensity focused ultrasound therapy based on electrical impedance tomography

物理学报. 2017, 66(16): 164301 <https://doi.org/10.7498/aps.66.164301>

# 微分相位衬度计算机层析成像的 感兴趣区域重建方法\*

张敬娜<sup>1)</sup> 张慧滔<sup>1)2)†</sup> 徐文峰<sup>1)</sup> 朱溢佺<sup>1)2)</sup> 邓世沃<sup>1)</sup> 朱佩平<sup>1)3)</sup>

1) (首都师范大学数学科学学院, 北京成像理论与技术高精尖创新中心, 北京 100048)

2) (琶洲实验室, 广州 510335)

3) (中国科学院高能物理研究所, 北京 100049)

(2020 年 12 月 22 日收到; 2021 年 1 月 31 日收到修改稿)

基于光栅干涉仪系统的 X 射线微分相位衬度计算机层析成像, 不仅可以重建物体的线性衰减系数, 还可以重建物体的相移系数和线性散射系数. 在实际应用时, 大面积光栅不易获得, 常常遇到样品大于光栅的情况. 当用小于样品的光栅对样品进行扫描时, 样品超出光栅成像视野的部分会导致微分相位投影信息被截断. 本文针对微分相位衬度计算机层析成像提出了一种相移系数的感兴趣区域重建方法. 该方法利用物体相移系数和线性衰减系数 (即折射率实部减小量和折射率虚部) 之间的近似线性关系; 通过重建相移系数的  $\Lambda$  函数和线性衰减系数的  $\Lambda$  逆函数的多项式组合, 近似重建物体感兴趣区域的相移系数. 数值模拟实验依据菲涅耳衍射积分理论, 进行计算机仿真 X 射线的传播过程和光栅成像过程. 实际实验利用上海同步辐射 BL13W1 站的 Talbot 光栅干涉仪系统, 分别对标准模体和生物样品进行光栅微分相位衬度计算机层析成像. 数值模拟和实际实验结果都验证了该方法的有效性.

**关键词:** 微分相位衬度, 计算机层析成像, 感兴趣区域重建, 相移系数

**PACS:** 87.59.-e, 07.60.Ly, 42.30.Wb, 42.30.Rx

**DOI:** 10.7498/aps.70.20202192

## 1 引言

基于吸收的传统计算机层析成像 (computed tomography, CT) 重建的是物体内部线性衰减系数的分布, 对吸收较弱的低原子序数样品难以获得高衬度 CT 图像. X 射线穿过样品时, 不仅有振幅衰减, 还有相位改变, 即相移. 对于吸收较弱的低原子序数物体, 穿过物体后的 X 射线相移更明显<sup>[1,2]</sup>, 因此探测相移的 X 射线相位衬度成像方法与 CT 技术相结合, 可以获得高衬度三维 CT 图像.

X 射线相位衬度成像方法中被认为最有希望

推广到临床应用的是基于光栅的微分相位衬度成像<sup>[3-5]</sup>. 利用光栅微分相位衬度成像可以获得样品的吸收图像、折射图像和散射图像. 当样品相对 X 射线旋转时, 可以获得各个角度的吸收投影图、折射投影图和散射投影图, 重建出被测样品的线性衰减系数、相移系数和线性散射系数的三维空间分布.

光栅微分相位衬度成像的视野是限制该方法广泛应用的主要原因之一. 由于光栅制作工艺的限制, 目前制作的光栅面积在几十毫米左右. 对于大于光栅成像视野的样品进行扫描时, 在超出视野范围部分, 微分相位投影信息被截断. 此时, 虽然难

\* 国家自然科学基金 (批准号: 61671311, 61827809)、国家重点研发计划 (批准号: 2020YFA0712200) 和国防技术基础项目 (批准号: JSZL2018208C003) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: zhanght@cnu.edu.cn

以对整个样品进行微分相位衬度计算机层析成像 (differential phase contrast computed tomography, DPC-CT), 但是仍然有希望应用 DPC-CT 对样品的感兴趣区域进行成像. 这是 DPC-CT 的一个重要研究方向.

传统的吸收 CT 感兴趣区域重建可以分为精确重建方法和近似重建方法. 反投影滤波 (back-projection filter, BPF) [6,7] 类的感兴趣区域重建属于精确重建. 该方法通过对感兴趣区域的投影数据微分, 然后反投影到感兴趣区域, 最后沿着感兴趣区域的 PI 线进行有限区间的逆 Hilbert 变换, 重建感兴趣区域图像. 但是有限区间的逆 Hilbert 变换时需要满足沿 Hilbert 变换方向上至少包含一个端点, 所以 BPF 的方法不适用于不包含图像边界的内部感兴趣区域重建问题. Lambda 感兴趣区域重建 [8–10] 属于近似重建. 该方法通过重建样品线性衰减系数的 Lambda 函数和 Lambda 逆函数的线性组合来近似重建出感兴趣区域图像.

光栅微分相位衬度成像获得的是被测样品的吸收、微分相位和散射投影. 要从微分相位投影重建感兴趣区域的相移系数, 一些吸收 CT 的感兴趣重建方法难以直接应用. Anastasio 等 [11] 虽然证明了 BPF 方法可用于物体局部相移系数的重建, 但是 BPF 方法应用的限制条件依然存在. 迭代类算法也被用于 DPC-CT 的感兴趣区域重建, Cong 等 [12] 在折射率  $n$  呈分段多项式分布的前提下, 提出了一种可用于相移系数重建的迭代算法; Pascal 等 [13] 利用感兴趣区域上的先验信息, 提出了一种可以消除截断伪影的 POCS 算法; Yang 等 [14] 提出了一种基于样条函数和希尔伯特变换的迭代算法, 迭代方法的计算比较复杂, 用途有限. Felsner 等 [15] 在 2018 年提出了用吸收投影数据补全相位缺失投影的方法, 先根据线性衰减系数的重建图像进行材料分解, 再通过感兴趣区域的相位重建图像估计出每种材料的折射率实部的减小量, 然后结合每种材料对应的吸收投影图与截断的微分相位投影图外推出全部的微分相位投影图, 最后进行重建; 2020 年 Felsner 等 [16] 对他们在 2018 年所提出的这个重建算法进行了改进, 直接根据感兴趣区域的微分相位投影图估计每种材料的折射率实部的减小量, 这种方法避免了由于截断的相位重建图像造成的误差.

本文先给出了平行束扫描模式下 Lambda 函数和 Lambda 逆函数的重建公式, 并利用相移系数

和线性衰减系数 (即折射率实部减小量和折射率虚部) 之间的近似关系, 提出了一种针对微分相位衬度 CT 的感兴趣区域重建方法. 这种方法同时利用了微分相位投影和吸收投影两种信息, 通过重建相移系数的 Lambda 函数和线性衰减系数的 Lambda 逆函数的多项式组合来近似重建样品的相移系数. 其中, 相移系数的 Lambda 函数由微分相位投影进行一阶差分重建, 线性衰减系数的 Lambda 逆函数由吸收投影进行反投影重建.

## 2 微分相位衬度 CT 的感兴趣区域方法

### 2.1 数学准备

利用光栅微分相位衬度成像可以获得样品的吸收投影、微分相位投影和散射投影. 吸收投影的表达式为

$$p_{\text{abs}} = \int \mu dl = 2k \int \beta dl, \quad (1)$$

其中:  $\mu$  为样品的线性衰减系数,  $\mu = 2k\beta$ ;  $l$  表示射线路径;  $k$  为波数,  $k = 2\pi/\lambda$ ,  $\lambda$  为波长;  $\beta$  为样品的折射率虚部.

微分相位投影的表达式为

$$\frac{\partial p_{\text{dpc}}}{\partial r} = \frac{\partial}{\partial r} \int (-\delta) dl, \quad (2)$$

其中,  $p_{\text{dpc}}$  表示相位投影,  $r$  表示射线的法向,  $\delta$  为样品的折射率实部减小量, 一般我们重建的是样品的相移系数  $k\delta$ . 散射投影就是散射角的二阶矩  $\sigma^2$ , 其表达式为

$$\sigma^2 = \int \alpha dl, \quad (3)$$

其中,  $\alpha$  为样品的线性散射系数.

本文所用的  $\Lambda$  算子是负拉普拉斯算子的平方根 [9], 即

$$\Lambda = \sqrt{-\Delta} = \sqrt{-\left(\frac{\partial^2}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2}{\partial x_2^2}\right)}, \quad (4)$$

其中,  $(x_1, x_2)$  表示二维直角坐标系下的坐标.

$\delta(x_1, x_2)$  表示点  $\mathbf{x} = (x_1, x_2)$  处的折射率实部减小量.  $\delta(x_1, x_2)$  的二维 Fourier 变换可以表示为

$$F\delta = \tilde{\delta}(\omega_1, \omega_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \delta(x_1, x_2) e^{-i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega_1, \omega_2)} dx_1 dx_2, \quad (5)$$

其中,  $\omega_1 = \omega \cos \varphi$ ,  $\omega_2 = \omega \sin \varphi$ ,  $\omega_1, \omega_2$  是二维

Fourier 变换后的频域直角坐标,  $\omega$ ,  $\varphi$  是极坐标.

$\tilde{\delta}(\omega_1, \omega_2)$  的二维逆 Fourier 变换可以表示为

$$F^{-1}\tilde{\delta} = \delta(x_1, x_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \tilde{\delta}(\omega_1, \omega_2) e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega_1, \omega_2)} d\omega_1 d\omega_2. \quad (6)$$

$\Lambda\delta$  的二维 Fourier 变换为

$$F(\Lambda\delta(x_1, x_2)) = |\omega| \cdot F\delta(x_1, x_2). \quad (7)$$

$\Lambda^{-1}\beta$  的二维 Fourier 变换为

$$F(\Lambda^{-1}\beta(x_1, x_2)) = \frac{1}{|\omega|} \cdot F\beta(x_1, x_2). \quad (8)$$

因为光栅相位衬度成像获得的是样品的吸收投影和散射投影, 所以可以直接利用吸收 CT 的重建算法 [17–19] 对样品的线性衰减系数和线性散射系数进行重建. 但光栅相位衬度成像获得的微分相位投影是相位投影的偏导数, 所以在对样品的相移系数进行重建时, 不能直接应用吸收 CT 的重建方法. 对于样品相移系数的重建, 一种方法是先将微分相位投影信息积分, 得到相位投影, 之后采用线性衰减系数的重建方法重建样品的相移系数; 另一种方法是直接利用微分相位投影信息重建, 将吸收重建的滤波反投影 (filter back-projection, FBP) 算法中所用的斜坡滤波器, 改为希尔伯特滤波器即可进行滤波反投影重建 [20]. 对微分相位投影积分和希尔伯特滤波都要求投影数据没有截断, 因此这两种方法都无法直接应用于截断数据的感兴趣区域重建.

## 2.2 感兴趣区域重建方法

为了简明起见, 我们只讨论平行束扫描模式下的 DPC-CT 的重建方法, 其结论也可推广到扇束和锥束 CT. 在平行束条件下,  $l$  表示射线路径,  $l: \mathbf{x} \cdot \boldsymbol{\phi} = r$ , 其中  $\mathbf{x} = (x_1, x_2)$ ,  $\boldsymbol{\phi} = (\cos \varphi, \sin \varphi)$ ,  $r$  为射线的法向,  $\varphi$  为射线旋转角度,  $\varphi \in [0, \pi]$ . 沿射线  $l$  的相位投影可以表示为

$$p_{\text{dpc}}(r, \varphi) = \int -\delta(x_1, x_2) dl. \quad (9)$$

$p_{\text{dpc}}(r, \varphi)$  沿  $r$  方向的一维 Fourier 变换为

$$F_r p_{\text{dpc}}(\omega, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} p_{\text{dpc}}(r, \varphi) e^{-i2\pi\omega \cdot r} dr. \quad (10)$$

根据 FBP 重建公式

$$\delta(x_1, x_2) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F_r p_{\text{dpc}}(\omega, \varphi) \cdot |\omega| \times e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)} d\omega d\varphi. \quad (11)$$

微分相位衬度成像  $\Lambda\delta$  的重建公式为

$$\begin{aligned} \Lambda\delta(x_1, x_2) &= F^{-1}(|\omega| \cdot F\delta(x_1, x_2)) \\ &= - \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F_r p_{\text{dpc}}(\omega, \varphi) \cdot |\omega| \cdot |\omega| \\ &\quad \times e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)} d\omega d\varphi \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F_r \left( \frac{\partial}{\partial r^2} p_{\text{dpc}}(r, \varphi) \right) \\ &\quad \times e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)} d\omega d\varphi \\ &= \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F_r \left( \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{\partial p_{\text{dpc}}(r, \varphi)}{\partial r} \right) \right) \\ &\quad \times e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)} d\omega d\varphi. \end{aligned} \quad (12)$$

$\beta(x_1, x_2)$  表示点  $\mathbf{x}$  处的折射率虚部, 沿射线  $l$  的吸收投影可以表示为

$$p_{\text{abs}}(r, \varphi) = \int \mu(x_1, x_2) dl = 2k \int \beta(x_1, x_2) dl. \quad (13)$$

微分相位衬度成像  $\Lambda^{-1}\beta$  的重建公式为

$$\begin{aligned} \Lambda^{-1}\beta(x_1, x_2) &= \left( F^{-1} \frac{1}{|\omega|} \cdot F \right) \beta(x_1, x_2) \\ &= \frac{1}{2k} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F_r p_{\text{abs}}(\omega, \varphi) \cdot \frac{1}{|\omega|} \cdot |\omega| \\ &\quad \times e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)} d\omega d\varphi \\ &= \frac{1}{2k} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F_r (p_{\text{abs}}(\omega, \varphi)) \\ &\quad \times e^{i2\pi(x_1, x_2) \cdot (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)} d\omega d\varphi. \end{aligned} \quad (14)$$

根据折射率实部减小量和折射率虚部之间存在一种线性关系,  $\delta = \varepsilon\beta$  [21,22], 其中  $\varepsilon$  为一个与材质有关的常数. 因此,

$$\Lambda^{-1}\delta(x_1, x_2) = \varepsilon \Lambda^{-1}\beta(x_1, x_2). \quad (15)$$

相移系数  $k\delta$  则可以由  $\Lambda\delta$  和  $\Lambda^{-1}\beta$  的多项式组合  $P_n$  近似重建.

$$P_n = \sum_{j=1}^n \sum_{i=0}^j a_{ji} (\Lambda\delta)^{j-i} (\Lambda^{-1}\beta)^i, \quad (16)$$

其中,  $n$  表示多项式组合的最高次数,  $a_{ji}$  为各个项的系数.

多项式系数  $a_{ji}$  可以通过扫描已知材质模体进行求解, 假设模体包含  $M$  种材质, 每个材质的相移系数值为  $k\delta_m$ , 所在区域为  $\Omega_m$ ,  $m = 1, 2, \dots, M$ .



多项式的系数可以通过求解优化问题

$$\mathbf{a} = \underset{\mathbf{a}}{\operatorname{argmin}} \sum_{m=1}^M \sum_{(x_1, x_2) \in \Omega_m} \|k\delta_m - P_n(x_1, x_2)\|, \quad (17)$$

得到, 其中  $\mathbf{a} = (a_{10}, a_{11}, \dots, a_{ji})$ .

### 3 实 验

#### 3.1 模拟实验

本文依据菲涅耳衍射理论, 模拟了 X 射线光栅干涉仪相位步进法的成像过程. 首先采用单色平行束光源照射样品, 模拟了穿过物质后 X 射线的传播过程; 然后通过移动吸收光栅获得每一步所探测到的光强信息; 最后利用相位步进法提取得到样品的微分相位投影和吸收投影 [23–26].

模拟实验中, 所用的 X 射线能量为 30 keV, 探测器为 205 个探元的线阵探测器, 每个探元为 0.08 mm. 成像示意图如图 1 所示, 样品的尺寸远大于光栅尺寸. 两个光栅的尺寸均为 16.4 mm, 相位光栅的周期为 0.016 mm, 吸收光栅的周期为 0.008 mm, 两个光栅之间的距离为  $7.743 \times 10^2$  mm. 实验样品的直径为 82 mm, 由大小不同的圆和椭圆组成, 模拟时离散的图像尺寸为  $2048 \times 2048$ , 每个像素大小为 0.04 mm; 黑色部分的材质为 PM-MA, 折射率实部减小量  $\delta$  为  $2.968 \times 10^{-7}$ , 折射率虚部  $\beta$  为  $1.02 \times 10^{-10}$ , 其余白色部分的  $\delta$  和  $\beta$  均为 0; 红色虚线内为光栅成像能够覆盖的感兴趣区域 (region of interest, ROI), 直径为 16.4 mm. 图 2(a) 为信息提取所得到的吸收投影的正弦图, 图 2(b) 为微分相位投影的正弦图, 扫描角度为  $360^\circ$ , 扫描角度数为 720 个.

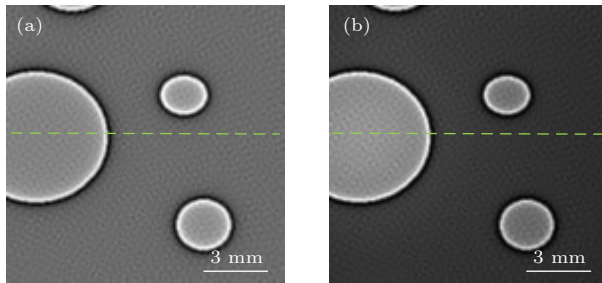


图 3 相移系数重建结果 (a) 采用一次多项式近似的重建图像; (b) 采用二次多项式近似的重建图像; (c) 图 3(a) 和 图 3(b) 在绿色虚线位置处的剖面图

Fig. 3. Reconstruction results of phase shift coefficient: (a) The reconstruction image using a first order polynomial approximation; (b) the reconstruction image using a second order polynomial approximation; (c) Fig.3 (a) and Fig.3 (b) in the green dotted line location profile chart.

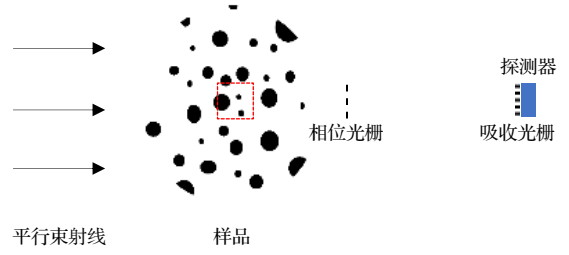


图 1 模拟实验成像示意图

Fig. 1. Imaging schematic diagram of simulation experiment.

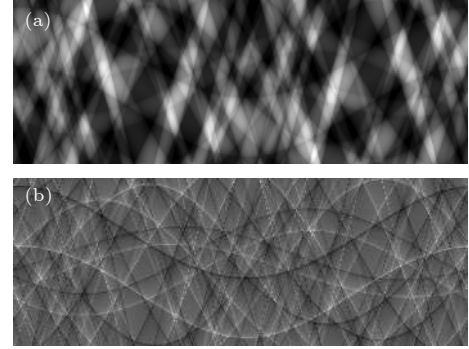
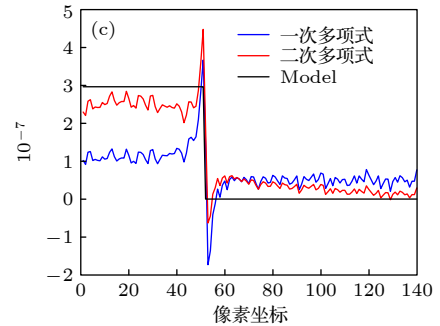


图 2 (a) 感兴趣区域吸收投影的正弦图; (b) 感兴趣区域微分相位投影的正弦图

Fig. 2. (a) Sinogram of absorption projection for the ROI; (b) sinogram of differential phase projection for the ROI.

对感兴趣区域正弦图采用本文方法进行重建, 重建结果见图 3. 图 3(a) 为采用一次多项式近似重建的结果图, 图 3(b) 为采用二次多项式近似重建的结果图. 多项式各项的系数采用样品自身的相移系数值, 通过 (16) 式和 (17) 式获得, 一次多项式为  $P_1 = 1.29\Lambda\delta + 0.28\Lambda^{-1}\beta$ , 二次多项式为  $P_2 = -0.56\Lambda\delta - 1.26\Lambda^{-1}\beta + 0.28(\Lambda\delta)^2 + 1.61\Lambda^{-1}\beta\Lambda\delta + 2.05(\Lambda^{-1}\beta)^2$ . 图 3(c) 为图 3(a) 和 图 3(b) 在绿色虚



线位置处的剖线图, 蓝色曲线表示采用一次多项式近似重建的结果, 红色曲线表示采用二次多项式近似重建的结果, 黑色曲线表示理论值. 从图 3(c) 可以看出采用二次多项式近似重建的结果更接近理论值. 从表 1 的均方误差 (mean-square error, MSE) 和峰值信噪比 (peak signal-to-noise ratio, PSNR) 的值也可以看出二次多项式近似重建结果优于一次多项式近似重建结果.

表 1 一次多项式和二次多项式重建结果的 MSE 和 PSNR

Table 1. MSE and PSNR of reconstruction results of the first order polynomial and the second order polynomial.

方法	MSE	PSNR
一次多项式	0.0796	10.9894
二次多项式	0.0271	15.6647

### 3.2 实际实验

本文实验采用上海同步辐射 BL13 W1 站的 Talbot 光栅干涉仪系统, 数据采集中所用射线的光子能量为 20 keV, 探测器为  $2048 \times 2048$  个探元的面阵探测器, 探元大小为  $6.5 \mu\text{m}$ . 实验所用相位光栅的周期为  $2.396 \mu\text{m}$ , 成像面积直径为 20 mm 左右, 吸收光栅的周期为  $2.4 \mu\text{m}$ , 成像面积直径为 20 mm 左右, 两块光栅之间的距离为 46.38 mm. 为了更好的验证本文方法重建的效果, 实验采用对完整的投影数据截断的方式, 获得感兴趣区域投影数据.

第一组实验采用的模体由 LDPE, PMMA, PTFE 三种成分不同的圆柱以及水组成, 将这三个圆柱和水放在一个外直径为 10.2 mm 的聚乙烯塑料试管内. 图 4(a) 是模体的照片. LDPE, PMMA, PTFE 三种成分和水的折射率实部减小量  $\delta$  如表 2 所示. 实验扫描角度为  $180^\circ$ , 角度采样数 540 个. 采用 8 步相位步进法, 通过信息提取可获得样品的吸收投影数据和微分相位投影数据. 取一个断层的投影数据, 两点合并后的探测器单元个数为 1024 个, 截取的覆盖感兴趣区域的探测器单元个数为 512 个.

截断数据的感兴趣区域重建和全局数据重建的结果见图 4. 全局数据重建采用的是将 FBP 重建算法中的滤波器改为 Hilbert 滤波器的方式<sup>[20]</sup>, 重建结果见图 4(b), 图中圆环为聚乙烯塑料试管,

内部不同灰度的小圆为不同成分的圆柱截面, 其余灰色部分为水, 红色虚线内为截断的感兴趣区域图像. 图 4(c) 和图 4(d) 是采用本文方法对截断数据

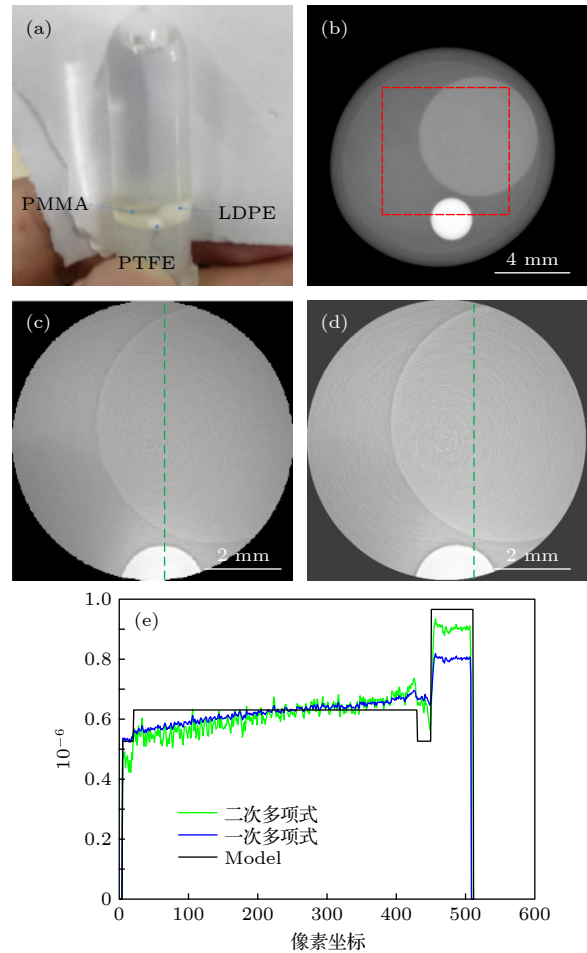


图 4 相移系数重建结果 (a) 实验模体; (b) 全局数据重建图像, 红色虚线内为感兴趣区域图像; (c) 截断数据采用一次多项式近似重建图像; (d) 截断数据采用二次多项式近似重建图像; (e) 图 4(c) 和图 4(d) 在绿色虚线位置处的剖线图

Fig. 4. Reconstruction results of phase shift coefficient: (a) Experimental modulator; (b) the reconstruction image of global data, the ROI image is in the red dotted line; (c) the reconstruction image of the truncated data using a first order polynomial approximation; (d) the reconstruction image of the truncated data using a second order polynomial approximation; (e) Fig. 4 (c) and Fig. 4 (d) in the green dotted line location profile chart.

表 2 水、PTFE、PMMA、LDPE 的折射率实部减小量  $\delta$

Table 2. The decrement of the real part of the refractive index of water, PTFE, PMMA, and LDPE.

材料	水(H <sub>2</sub> O)	PTFE (C <sub>2</sub> F <sub>4</sub> )	PMMA (C <sub>5</sub> O <sub>2</sub> H <sub>8</sub> )	LDPE (C <sub>2</sub> H <sub>4</sub> )
$\delta / 10^{-7}$	5.26	9.65	6.30	5.46

的重建结果, 图 4(c) 为采用一次多项式近似重建的结果图, 图 4(d) 为采用二次多项式近似重建的结果图. 多项式系数利用感兴趣区域内已知材质的相移系数值, 通过 (16) 式和 (17) 式获得, 一次多项式为  $P_1 = 0.08\Lambda\delta + 0.79\Lambda^{-1}\beta$ , 二次多项式为  $P_2 = 0.76\Lambda\delta + 0.35\Lambda^{-1}\beta - 0.15(\Lambda\delta)^2 - 0.56\Lambda^{-1}\beta\Lambda\delta + 0.61(\Lambda^{-1}\beta)^2$ . 图 4(e) 为图 4(c) 和图 4(d) 在绿色虚线位置处的剖线图, 其中蓝色曲线为一次多项式近似重建的结果, 绿色曲线为二次多项式近似重建的结果, 黑色曲线为理论值.

对比图 4(b)—图 4(d) 的重建结果, 可以看出本文方法可以很好地重建出感兴趣区域图像, 与全局数据重建的感兴趣区域图像相比, 对比度略低. 由于 LDPE 材质的  $\delta$  为  $5.46 \times 10^{-7}$ , 水的  $\delta$  为  $5.26 \times 10^{-7}$  二者之间相差不大, 图 4(b) 中 LDPE 和水无法区分开, 在图 4(c) 和图 4(d) 中 LDPE 和水稍有区别. 从图 4(e) 可以看出采用二次多项式近似重建结果比一次多项式近似重建结果更接近理论值.

第二组实验样品是一只仓鼠的前趾, 长度为 5 mm 左右, 实验参数与第一组实验相同. 选取光栅成像视野的 1/4 作为感兴趣区域, 探测器单元个数为 256. 图 5 为全局吸收投影和微分相位投影的正弦图, 其中两条红色虚线间为截取的感兴趣区域正弦图, 图 5(a) 为吸收投影的正弦图, 图 5(b) 为微分相位投影的正弦图.

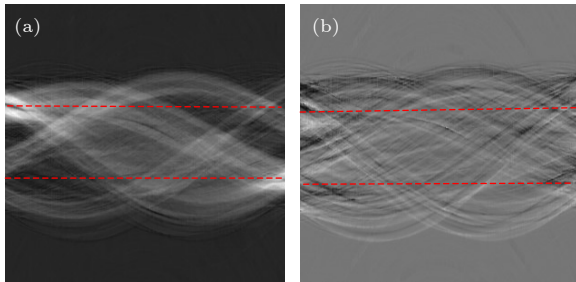


图 5 (a) 全局吸收投影的正弦图; (b) 全局微分相位投影的正弦图. 两红色虚线间为截取的感兴趣区域正弦图

Fig. 5. (a) Sinogram of global absorption projection; (b) sinogram of the global differential phase projection. Between the two red dotted line for ROI of truncation sinogram.

截断数据的感兴趣区域重建和全局数据重建的结果见图 6. 图 6(a) 为全局数据重建的结果图, 图 6(b) 为全局数据的感兴趣区域重建图像; 图 6(c) 为截断数据的感兴趣区域重建结果图, 重建过程中采用的是一次多项式  $P_1 = \Lambda\delta + 0.58\Lambda^{-1}\beta$ ,

由于生物软组织的主要元素为 C, H, O, 其折射率实部减小量与水的比较接近, 因此多项式系数利用实验一中水的相移系数值, 通过 (16) 式和 (17) 式获得. 由于本文方法利用了微分相位投影和吸收投影两种信息, 对比图 6(b) 和图 6(c) 可以看出本文方法重建图像比全局的微分相位重建图像细节更加丰富.

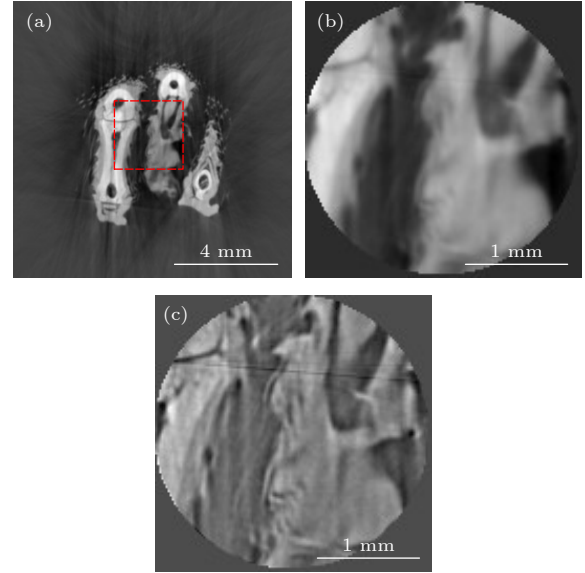


图 6 相移系数重建图像 (a) 全局数据重建图像, 红色虚线内为感兴趣区域图像; (b) 全局数据的感兴趣区域重建图像; (c) 截断数据采用一次多项式近似的重建图像

Fig. 6. Reconstruction image of phase shift coefficient: (a) The reconstruction image of global data, the ROI image is in the red dotted line; (b) the reconstruction image of the ROI from the global data; (c) the reconstruction image of the truncated data using a first order polynomial approximation.

## 4 结 论

本文通过重建相移系数的 Lambda 函数和线性衰减系数的 Lambda 逆函数的多项式组合, 来近似重建物体的相移系数分布. 由于 Lambda 函数和 Lambda 逆函数的重建具有局部性, 因此该方法可用于截断数据的感兴趣区域重建. 模拟实验和生物样品的重建结果都表明了该方法可以对超过光栅成像视野大小的样品进行感兴趣区域重建.

## 参考文献

- [1] Momose A, Takeda T, Itai Y 1995 *Rev. Sci. Instrum.* **66** 1434
- [2] Momose A, Takeda T, Itai Y Hirano K 1996 *Nat. Med.* **2** 473
- [3] David C, Nohammer B, Solak H H, Ziegler, E 2002 *Appl.*

- Phys. Lett.* **81** 3287
- [4] Momose A, Kawamoto S, Koyama I, Hamaishi Y, Takai K, Suzuki Y 2003 *Jpn. J. Appl. Phys.* **42** L866
- [5] Chen B, Zhu P P, Liu Y J, Wang J Y, Yuan Q X, Huang W X, Ming H, Wu Z Y 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 1576 (in Chinese) [陈博, 朱佩平, 刘宜晋, 王寓越, 袁清习, 黄万霞, 明海, 吴自玉 2008 物理学报 **57** 1576]
- [6] Zou Y, Pan X, Sidky E Y 2005 *Phys. Med. Biol.* **50** 13
- [7] Zhang H T, Chen M, Zhang P 2007 *Prog. Nat. Sci.* **17** 1589 (in Chinese) [张慧滔, 陈明, 张朋 2007 自然科学进展 **17** 1589]
- [8] Smith K T, Keinert F 1985 *Appl. Optics* **24** 3950
- [9] Faridani A, Ritman E L, Smith K T 1992 *SIAM J. Appl. Math.* **52** 459
- [10] Faridani A, Finch D V, Ritman E L, Smith K T 1997 *SIAM J. Appl. Math.* **57** 1095
- [11] Anastasio M A, Pan X 2007 *Opt. Lett.* **32** 3167
- [12] Cong W, Yang J, Wang G 2011 *Phys. Med. Biol.* **57** 2905
- [13] Pascal Thériault Lauzier, Qi Z, Zambelli J, Bevins N, Chen G H 2012 *Phys. Med. Biol.* **57** 117
- [14] Yang Q, Cong W, Wang G *Developments in X-Ray Tomography X* San Diego, California, United States, August 28–September 1, 2016 p996709-1
- [15] Felsner L, Berger M, Kaeppler S, Bopp J, Riess C 2018 *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention–MICCAI 2018* (Springer: Cham) pp137–144
- [16] Felsner L, Kaeppler S, Maier A, Riess C 2020 *IEEE T Comput. Imag.* **6** 625
- [17] Hsieh J 2009. *Computed Tomography Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances* (2nd Ed.) (Washington: Wiley) pp55–114
- [18] Pan X, Xia D, Zou Y, Yu L 2004 *Phys. Med. Biol.* **49** 4349
- [19] Gordon R, Bender R, Herman G T 1970 *J. Theor. Biol.* **29** 471
- [20] Pfeiffer F, David C, Bunk O, Donath T, Bech M, Duc G L, Bravin A, Cloetens P 2008 *Phys. Rev. Lett.* **101** 168101
- [21] Wu X, Liu H, Yan A 2005 *Opt. Lett.* **30** 379
- [22] Chen R C, Dreossi D, Mancini L, Menk R, Rigon L, Xiao T Q, Longo R 2012 *J. Synchrotron. Radiat.* **19** 836
- [23] Zanette I, Bech M, Pfeiffer F, Weitkamp T 2011 *Appl. Phys. Lett.* **98** 23
- [24] Rong F, Liang Y, Yang Y D, Ma X H 2017 *Infrared Laser Eng.* **46** 1220002
- [25] Zanette I, Bech M, Rack A, Le Duc G, Tafforeau P, David C 2012 *PNAS* **109** 10199
- [26] Wang S H 2015 *Ph. D. Dissertation* ((Hefei: University of Science and Technology of China) (in Chinese) [王圣浩 2015 博士学位论文 (合肥: 中国科学技术大学)])



# Method of reconstructing region of interest for differential phase contrast computed tomography imaging<sup>\*</sup>

Zhang Jing-Na<sup>1)</sup>   Zhang Hui-Tao<sup>1)2)†</sup>   Xu Wen-Feng<sup>1)</sup>   Zhu Yi-Ning<sup>1)2)</sup>  
 Deng Shi-Wo<sup>1)</sup>   Zhu Pei-Ping<sup>1)3)</sup>

<sup>1)</sup> (*Beijing Advanced Innovation Center for Imaging Theory and Technology, School of Mathematical Sciences, Capital Normal University, Beijing 100048, China*)

<sup>2)</sup> (*Pazhou Lab, Guangzhou 510335, China*)

<sup>3)</sup> (*Institute of High Energy Physics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*)

( Received 22 December 2020; revised manuscript received 31 January 2021 )

## Abstract

X-ray differential phase contrast computed tomography imaging based on grating interferometer system can reconstruct not only the linear attenuation coefficient, but also the phase shift coefficient and the linear scattering coefficient of the object. In practical application, it is very difficult to make a large area grating, so the sample is often larger than the grating. When the sample is scanned with a grating smaller than the sample, the part of the sample beyond the field of view of the grating will cause the differential phase projection information to be truncated. In this paper, a method of reconstructing the region of interest for differential phase contrast computed tomography is proposed. The method is based on the approximate linear relation between the phase shift coefficient of the object and the linear attenuation coefficient (i.e. the decrement in the real part of the refractive index and the imaginary part of the refractive index), the phase shift coefficient of the region of interest is approximately reconstructed by the polynomial of Lambda function of the phase shift coefficient and Lambda inverse function of linear attenuation coefficient. In this paper, according to the Fresnel diffraction theory and differential phase grating phase step-by-step method of imaging a simulation experiment is performed. In the experiment, conducted is the approximate reconstruction by using the first order polynomial and quadratic polynomial of Lambda function of the phase shift coefficient and Lambda inverse function of linear attenuation coefficient. The sample size is five times of grating imaging field, and the results show that this method can approximately reconstruct the region of interest for the sample image. We also carry out the actual data experiment. The actual data are obtained by the Talbot grating interferometer system of Shanghai synchrotron radiation BL13W1 station, and the standard model and biological sample are imaged. The method of reconstructing the region of interest is proposed in this paper. This method can be applied to the multi-material samples with a similar relationship between the decrement in the real part of the refractive index and the decrement in the imaginary part of the refractive index, and also to single-material samples. The comparison between the numerical simulations and the actual experimental results verifies the effectiveness of the proposed method.

**Keywords:** differential phase contrast, computed tomography, reconstruction of region of interest, phase shift coefficient

**PACS:** 87.59.-e, 07.60.Ly, 42.30.Wb, 42.30.Rx

**DOI:** 10.7498/aps.70.20202192

<sup>\*</sup> Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61671311, 61827809), the National Key Research and Development Program of China (Grant No. 2020YFA0712200), and the National Defense Technology Foundation Project (Grant No. JSZL2018208C003).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: zhanght@cnu.edu.cn