

文章编号: 0253-2239(2010)02-0421-07

# 基于光栅相衬成像的扇束螺旋 CT 重建算法

李 镜<sup>1</sup> 刘文杰<sup>1</sup> 朱佩平<sup>2</sup> 孙 怡<sup>1</sup>

(<sup>1</sup> 大连理工大学电子与信息工程学院, 辽宁 大连 116023; <sup>2</sup> 中国科学院高能物理研究所, 北京 100049)

**摘要** X 射线相位衬度成像具有极高的灵敏度,能探测到轻元素样品的内部结构,在医学、生物学和材料科学等众多领域显示出良好的应用前景。光栅成像模式可使用非相干光源进行 X 射线相位衬度成像,开创了非相干光源相衬成像新纪元。将螺旋 CT 的概念引入光栅相衬成像领域,将螺旋 CT 的高效率优势与光栅相位成像的高衬度优势相结合,发展 X 射线螺旋相位 CT 方法。通过分析螺旋轨迹非相干光源相位成像的特点,提出一种扇形束螺旋条件下的相位信息提取方法;而后借鉴希尔伯特滤波反投影重建算法的思想,得到扇形束螺旋相位 CT 重建算法。该算法利用折射角像直接重建物体的相位项。计算机仿真实验证明了该算法的有效性。

**关键词** X 射线光学;螺旋相位 CT;滤波反投影;光栅成像

中图分类号 O434.19 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS20103002.0421

## Reconstruction Algorithm of Fan-Beam Helical X-Ray Computer Tomography Based on Grating Imaging

Li Jing<sup>1</sup> Liu Wenjie<sup>1</sup> Zhu Peiping<sup>2</sup> Sun Yi<sup>1</sup>

<sup>1</sup> School of Electronic and Information Engineering, Dalian University of Technology,  
Dalian, Liaoning 116023, China  
<sup>2</sup> Institute of High Energy Physics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

**Abstract** X-ray phase contrast imaging is of high sensitivity, with which the internal structure of light elements can be observed. It shows the promising application prospects in many fields such as medicine, biology and material science, etc. Grating imaging successfully used the incoherent source, which brought us into a new epoch of incoherent source phase contrast imaging. A new phase-contrast CT method is developed by introducing the helical scanning into the field of phase-contrast imaging. By analyzing the feature of incoherent source in helical trajectory, a fan-beam helical phase contrast extracting method is presented and by referring to Hilbert's filtered backprojection reconstruction algorithm, the fan beam helical phase-contrast imaging CT reconstruction algorithm based on grating imaging is proposed. Phase information is reconstructed directly by the refraction projection according to the proposed algorithm computer simulations and performance analysis demonstrate the efficiency of the proposed method.

**Key words** X-ray optics; helical phase CT; filtered back-projection; grating imaging

## 1 引 言

在硬 X 射线成像中,轻元素物质相位项  $\delta$  的变量是吸收项幅度  $\beta$  变量的  $10^3 \sim 10^5$  倍,所以相位衬度成像有可能获得比吸收衬度成像高得多的密度分辨率。现已经发展出四种 X 射线相位衬度成

像模式,分别为晶体干涉仪成像法<sup>[1~3]</sup>、相位传播成像法<sup>[4~7]</sup>、衍射增强成像法<sup>[8~11]</sup>和光栅干涉仪成像法<sup>[12~17]</sup>。前三种模式的物理成像原理决定了它必须使用相干光源,且视野较小,难以实现用普通 X 光源对大物体进行重建。光栅成像法克服了上述三

收稿日期: 2009-03-11; 收到修改稿日期: 2009-04-29

基金项目: 教育部科学技术研究重点项目(教技司计[2007]2号)资助课题。

作者简介: 李 镜(1982—),男,博士研究生,主要从事 CT 算法和图像处理等方面的研究。

E-mail: hnuclijing@hotmail.com

导师简介: 孙 怡(1964—),女,博士,教授,主要从事光电信息检测、图像处理与模式识别等方面的研究。

E-mail: lslwf@dlut.edu.cn(通信联系人)

种模式的缺陷,且和现有 CT 设备良好兼容。它可利用非相干光源,当前,光栅成像的视野范围已达到厘米量级<sup>[12]</sup>,显示出良好的应用前景。目前,平行束条件下的相位成像算法得到了比较深入的研究<sup>[18~22]</sup>。但平行束重建算法缺乏纵向分辨能力,无法在通过一次扫描重建出三维物体。为此,将光栅成像原理和经典的(FDK)算法相结合<sup>[17]</sup>,提出了锥束相位 CT 重建算法。锥束算法虽然可以重建出三维物体,但它对长物体的覆盖能力有限。相比之下,螺旋 CT 技术有着纵向分辨率高、重建效率高等优势,若能将其与光栅干涉仪成像法的高密度分辨率特性相结合,必会在相位衬度成像及 CT 领域产生革命性的突破。

根据平行束投影数据和扇束投影数据等价的原理,提出一种扇形束螺旋相位信息的提取方法,得到相位一阶导数像;然后借鉴希尔伯特滤波反投影重建算法的思想,得到基于光栅成像的扇形束螺旋相位 CT 重建方法,该方法以相位一阶导数像为投影像,直接重建物体的相位项。

## 2 扇形束螺旋相位信息的提取方法

成像是重建的前提,必须在得到含有相位信息的投影像后才能对物体进行重建。在这一部分中,首先介绍一种基于光栅干涉仪的平行束相位信息提取方法,该方法只要对物体进行 360° 旋转,每个角度曝光一次,就可提取物体的相位信息;然后在此基

础上根据平行束投影数据和扇束投影数据等价的原理,提出了一种扇束条件下相位信息的提取方法;再通过引入螺旋插值函数,最终将扇形束螺旋条件下的相位信息提取出来。

### 2.1 平行束条件下,光栅成像的相位信息提取方法

根据共轭投影射线吸收相同、折射角相反的性质,再借鉴文献中的位移曲线理论<sup>[16]</sup>,介绍一种样品在位移曲线腰位处进行 360° 旋转,每个角度曝光一次的相位信息提取方法。位移曲线公式为

$$R(x) = C^2 \left[ 1 + \frac{2}{\pi} \cos(4\pi f_0 x) \right], \quad (1)$$

式中  $R$  是位移曲线表达式,  $x$  是相位光栅的像和分析光栅的相对位移,  $f_0 = 1/2a$ ,  $a$  是分析光栅的周期,  $C$  是与光栅周期数有关的常量。如图 1 所示,当相位光栅的像与分析光栅的相对位移为  $a/4$  时,此时物体所成的投影像称为右腰像,记为  $I_R$ , 这时位移曲线公式可以写成

$$R(x + a/4) = C^2 \left\{ 1 + \frac{2}{\pi} \cos[4\pi f_0 (x + a/4)] \right\}, \quad (2)$$

式中  $x = \theta_p z$ ,  $\theta_p$  为射线透过物体后的折射角,  $z$  为相位光栅和分析光栅之间的距离。将(2)式在  $a/4$  处用 Taylor 级数展开,经进一步整理:

$$R(x + a/4) = R(a/4) \left[ 1 + \frac{\mathcal{L}_p}{R(a/4)} \frac{\partial R(x)}{\partial x} \Big|_{x=a/4} \right]. \quad (3)$$

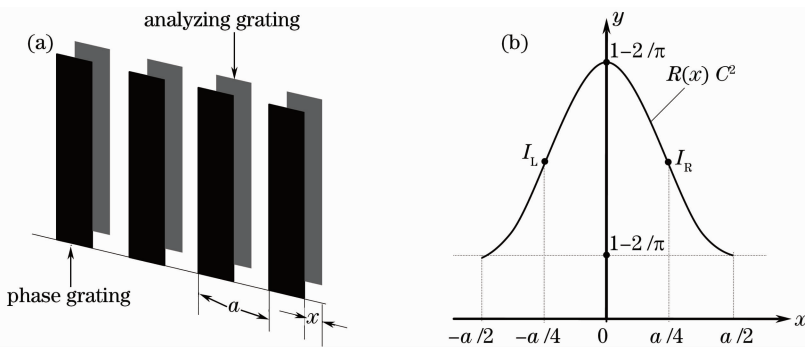


图 1 右腰成像示意图。(a)相位光栅的像和分析光栅相对位移关系图;(b)位移曲线

Fig. 1 Illustration of right half imaging. (a) relative displacement of the image of phase grating with analyzing grating; (b) displacement curve

由于位移曲线在腰位处可以近似为线性变化。

所以  $\frac{\mathcal{L}_p}{R(a/4)} \frac{\partial R(x)}{\partial x} \Big|_{x=a/4}$  可以看成是常数,在这里用  $c$  表示。再将吸收因素考虑进去,探测器所接收的光强就可以写成

$$I_\phi(x_r) = I_0 \exp(-\mu t) R(a/4) (1 + c\theta_p), \quad (4)$$

式中  $\phi$  表示 X 射线与轴的夹角,  $x_r$  表示 X 射线与旋转坐标系横轴的交点,如图 2 所示,  $I_0$  是入射时的光强,  $\mu$  是物体吸收系数,  $t$  是物体厚度。而  $\theta_p = \int \frac{\partial \delta}{\partial x_r} dy_r$ <sup>[8]</sup>,  $\delta$  是物体的相位项。通过分析图 2 的几何关系,可以得到

$$\theta_p = \cos \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial x} dy_r + \sin \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial y} dy_r. \quad (5)$$

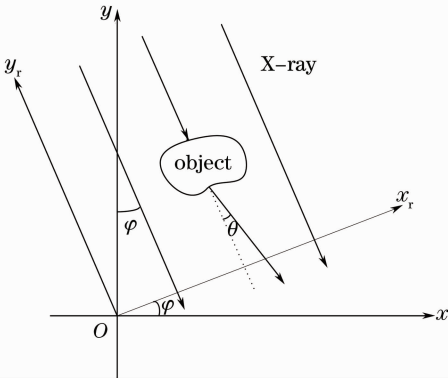


图 2 转轴示意图

Fig. 2 Illustration of parallel beam scanning

再令  $I_t = I_0 \exp(-\mu t)$ 。因此,在  $\phi$  和  $\phi + \pi$  这两个角度下,  $x_r$  和  $-x_r$  位置处所探测到的光强分别为

$$I_\phi(x_r) = I_t R(a/4) \left( 1 + c \cos \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial x} dy_r + c \sin \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial y} dy_r \right), \quad (6)$$

$$I_{\phi+\pi}(-x_r) = I_t R(a/4) \left( 1 - c \cos \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial x} dy_r - c \sin \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial y} dy_r \right). \quad (7)$$

将(6)式和(7)式相除,经进一步整理,就可以得到

$$\cos \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial x} dy_r + \sin \phi \int \frac{\partial \delta}{\partial y} dy_r = \frac{I_{\phi+\pi}(-x_r) - I_\phi(x_r)}{c [I_{\phi+\pi}(-x_r) + I_\phi(x_r)]}. \quad (8)$$

由文献[17]可知,等式左边即为折射角像。

## 2.2 扇束条件下,光栅成像的相位信息提取方法

扇束条件下,首先考虑柱面光栅的情况。扇形束 X 射线入射到柱面光栅上时, X 射线都是垂直入射到光栅表面,其效果和平行束 X 射线入射到平面光栅一样。因此,各处所得到的位移曲线都是一样的。由于柱面光栅不易获得,所以考虑如图 3 所示的微分成像系统。该系统由点光源、平面光栅和弧形探测器组成。当光源到光栅的距离远大于光栅尺寸时,可以利用傍轴近似。这样,光栅等效周期是一样的,即在各个位置处位移曲线还是相同的。其中,傍轴近似的条件为:扇束 X 射线的张角小于  $10^\circ$  且  $(d/z) < 2 \sin 5^\circ = 0.173$ 。其中  $d$  为相位光栅和分析光栅的间距,  $z$  为光栅的尺寸。而在实验室条件下,光栅尺寸一般小于 10 cm,而光源到光栅距离在 1 m 左右,即  $(d/z) \approx 0.1$ ,因此满足傍轴近似条件。

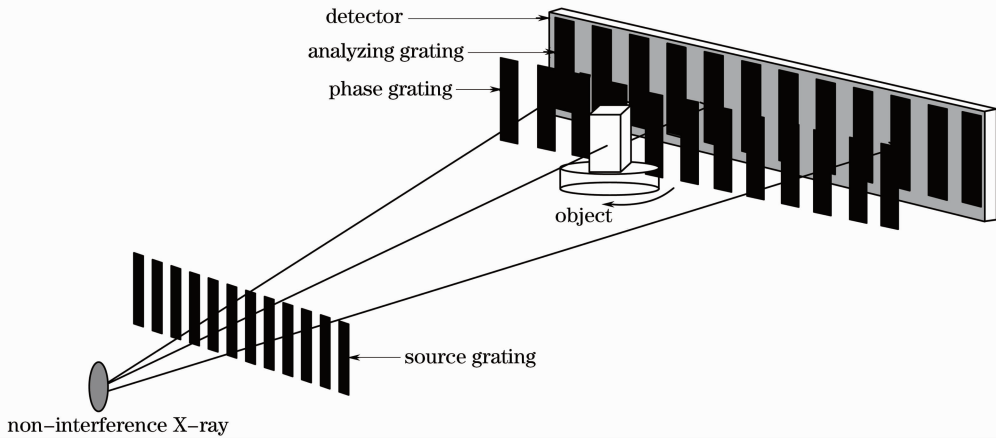


图 3 扇束 X 射线入射到光栅上的示意图

Fig. 3 Illustration of fan-beam X-ray on grating

根据 2.1 中所提出的方法,将一对共轭射线在探测器上的投影像进行处理,得到 X 射线经过该轨迹的折射角。如图 4 所示, S 表示 X 射线源,虚线表示扇形束中心射线,  $\beta$  是中心射线的旋转角度,  $\gamma$  是扇形束中任意射线与中心射线的夹角,由  $\beta$  和  $\gamma$  可以唯一确定一条射线。由图 4 可知,  $(\beta, \gamma)$  和  $(\beta', \gamma')$  即为投影方向相反、轨迹相同的一对 X 射线,通常称为共轭采样对。通过分析图 4 的几何结构,可以得到以下关系

$$\phi = \beta + \gamma, \quad (9)$$

$$\phi' = \beta' + \gamma' = \beta + \gamma + \pi. \quad (10)$$

根据(9),(10)式给出的共轭射线关系,结合 2.1 中折射角像的推导方法,可将扇束条件下的折射角像提取出来,最终得到的扇束折射角像为

$$\theta_i(\beta, \gamma) = \frac{I(\beta, \gamma) - I(\beta', \gamma')}{c [I(\beta', \gamma') + I(\beta, \gamma)]}, \quad (11)$$

式中  $I(\beta, \gamma)$  和  $I(\beta', \gamma')$  分别为  $(\beta, \gamma)$  和  $(\beta', \gamma')$  角度下探测器上得到的投影。

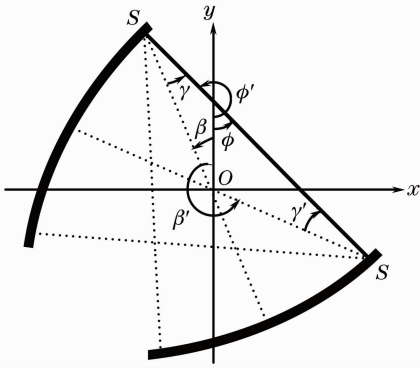


图 4 扇形束共轭采样示意图

Fig. 4 Illustration of fan beam conjugated scanning

### 2.3 扇形束螺旋条件下,光栅成像的相位信息提取方法

扇形束螺旋 CT 的扫描轨迹如图 5 所示,在空间坐标系中,该轨迹可由(12)式表达(符号: = 表示该螺旋曲线由字母  $C$  表示),其中  $R$  为螺旋轨迹半径,  $h$  为螺距,  $s$  为螺旋线上某一点的旋转角度,  $x(s)$ ,  $y(s)$  和  $z(s)$  分别为该点的空间坐标。很明显,射线源的位置可由  $s$  唯一确定。射线源所发出的射线为垂直于  $z$  轴的扇形束,其中任意一条射线可表示为  $I(s, \gamma)$ ; 其中  $\gamma$  表示该射线与中心射线的夹角。

$$C := \{[x(s), y(s), z(s)] \in R^3; x(s) = R \cos s, y(s) = R \sin s, z(s) = s(h/2\pi)\}. \quad (12)$$

假定待重建平面为  $z = z_0$ , 待重建平面与螺旋轨迹的交点为  $s^* = 2\pi z_0/h$ 。所以,射线源只能提供该断层在中线射线与  $x$  轴正向夹角为  $s^*$  时的投影,其他角度的投影可通过插值近似得到。采用的插值公式如下式所示

$$\omega(s, \gamma, s^*) = \begin{cases} (s - s^*)/2\pi, & s^* - 2\pi \leq s \leq s^* \\ (2\pi - s + s^*)/2\pi, & s^* < s \leq 2\pi + s^* \end{cases} \quad (13)$$

经插值后,与  $s^*$  相差  $\beta$  时的投影数据  $I^*(\beta, \gamma, s^*)$  可表示为

$$I^*(\beta, \gamma, s^*) = \omega(\beta + s^*, \gamma, s^*) I(\beta + s^*, \gamma) + \omega(\beta + s^* - 2\pi, \gamma, s^*) I(\beta + s^* - 2\pi, \gamma), \quad (14)$$

式中  $I(\beta + s^*, \gamma)$  表示射线源旋转角度为  $\beta + s^*$  时,探测器所接收到得数据。由(5)~(8)式可知,插值修正后的相位螺旋 CT 的一阶导数像  $\theta_h(\beta, \gamma, s^*)$  表达式为

$$\theta_h(\beta, \gamma, s^*) = \frac{I^*(\beta, \gamma, s^*) - I^*(\beta + 2\gamma + \pi, -\gamma, s^*)}{c[I^*(\beta, \gamma, s^*) + I^*(\beta + 2\gamma + \pi, -\gamma, s^*)]} \quad (15)$$

至此,通过线性插值方法得到扇形束螺旋 CT 的

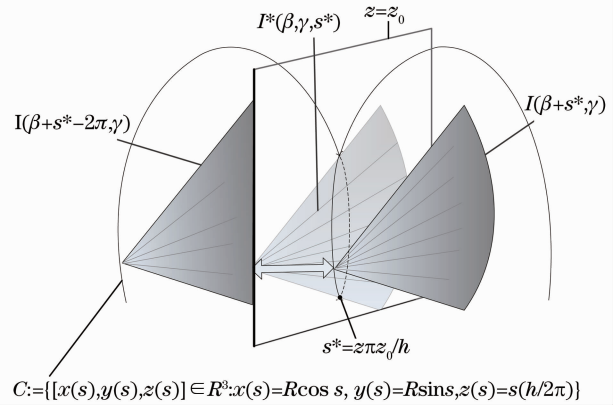


图 5 扇形束螺旋扫描示意图

Fig. 5 Illustration of helical fan beam scanning

一阶导数像。

### 3 扇形束螺旋相位 CT 重建算法

由于等角扇束 CT 重建算法是螺旋 CT 重建算法的基础,所以要研究扇形束螺旋相位 CT 重建算法,必须首先研究等角扇束相位 CT 重建算法,然后再发展扇形束螺旋相位 CT 重建算法。

#### 3.1 等角扇束相位 CT 重建算法

传统滤波反投影等角扇束 CT 重建公式是根据平行束和扇束之间的几何映射关系,从平行束滤波反投影重建公式推导得到的,所以在,同样根据平行束数据和扇束数据的几何映射关系来推导等角扇束相位 CT 重建公式。平行束相位 CT 重建算法公式<sup>[9]</sup>

$$\delta(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \theta_t(x_r'', \phi) h(x_r - x_r'') \Big|_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} dx_r'' d\phi, \quad (16)$$

式中  $\theta_t$  表示折射角像,  $h(x_r) = 1/\pi x_r$  表示滤波函数。接下来的任务就是将平行束中的位置参数  $(x_r, \phi)$  映射成扇束中的参数  $(\beta, \gamma)$ , 求出等角扇束相位 CT 重建公式。根据图 6 可以得到平行束参数  $(x_r, \phi)$  和扇束参

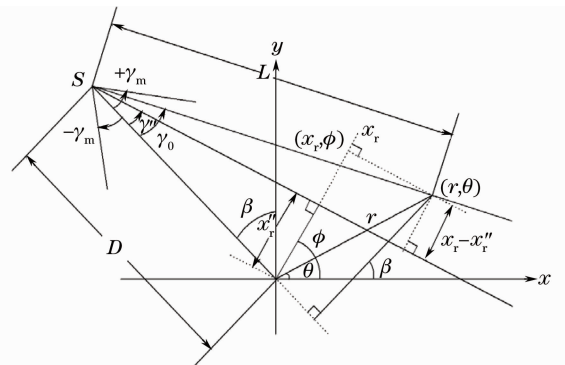


图 6 扇束结构图

Fig. 6 Illustration of fan beam scanning

数 $(\beta, \gamma)$ 的映射关系:

$$x_r - x_r'' = L \sin(\gamma - \gamma''), \quad (17)$$

$$r \cos(\beta - \phi) = L \sin \gamma, \quad (18)$$

式中 $L$ 是X射线源到被重建点的距离, $r$ 是被重建点到转台中心的距离。通过几何映射关系,将滤波器函数改写:

$$h(x_r - x_r'') = h[L \sin(\gamma - \gamma'')] = \int_{-\infty}^{\infty} [-j \operatorname{sgn} \rho] \exp[j 2\pi \rho L \sin(\gamma - \gamma'')] d\rho = \frac{(\gamma - \gamma'')}{L \sin(\gamma - \gamma'')} \int_{-\infty}^{\infty} [-j \operatorname{sgn} \rho'] \exp[j 2\pi \rho' (\gamma - \gamma'')] d\rho' = \frac{(\gamma - \gamma'')}{L \sin(\gamma - \gamma'')} h(\gamma - \gamma''). \quad (19)$$

将平行束条件下的相位一阶导数像 $\theta_p(x_r'', \phi)$ 用扇束一阶导数像 $\theta_f(\gamma'', \beta)$ 替换,再将(19)式代入到(16)式,得到等角扇束相位CT重建公式

$$\delta(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} \theta_f(\gamma'', \beta) \frac{(\gamma - \gamma'')}{L \sin(\gamma - \gamma'')} h(\gamma - \gamma'') |J| d\gamma'' d\beta = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} \theta_f(\gamma'', \beta) \frac{(\gamma - \gamma'')}{L \sin(\gamma - \gamma'')} h(\gamma - \gamma'') D \cos \gamma'' d\gamma'' d\beta, \quad (20)$$

式中 $|J| = \begin{vmatrix} \partial x_r'' / \partial \gamma'' & \partial x_r'' / \partial \beta \\ \partial \phi / \partial \gamma'' & \partial'' / \partial \beta \end{vmatrix} = D \cos \gamma''$ , 滤波函数 $h(\gamma) = 1/\pi\gamma$ 。

### 3.2 扇形束螺旋相位CT重建算法

根据等角扇束CT重建算法和单排螺旋CT重建算法之间关系的类比,用插值函数对螺旋投影修正,就可以得到扇形束螺旋相位CT重建算法公式

$$\delta(x, y, z) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{1}{L} d\beta \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} \theta_h(\beta, \gamma, 2\pi z/h) \times \frac{(\gamma_0 - \gamma'')}{L \sin(\gamma_0 - \gamma'')} h(\gamma - \gamma'') D \cos \gamma d\gamma, \quad (21)$$

式中 $\theta_h(\beta, \gamma, 2\pi z/h)$ 由(15)式给出, $L$ 是射线源到被

重建点的距离, $D$ 是X射线源到旋转轴距离。 $\theta(\beta, \gamma)$ 是扇形束射线 $(\beta, \gamma)$ 的折射角像, $h(\gamma)$ 为滤波函数。

## 4 仿真实验

由于实验条件的限制,目前还无法取得实际投影数据。使用模拟数据验证重建算法的正确性。采用Shepp-Logan模型作为待重建物体的断层,模拟了尺寸为 $40 \text{ mm} \times 40 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 的三维物体。为了更接近真实,使每个断层都不一致。按这种方法构建待重建物体的三维模型如图7(a)所示,该物体对应的冠状面和矢状面分别如图7(b),(c)所示。

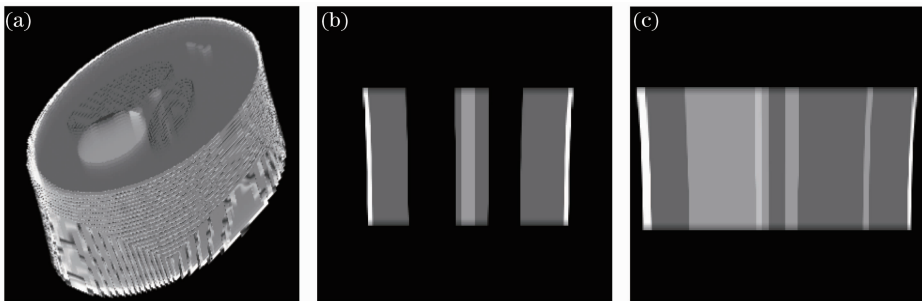


图7 待重建物体。(a)3-D模型;(b)矢状面;(c)冠状面

Fig. 7 Objects to be reconstructed. (a) 3-D phantom; (b) sagittal plane image; (c) coronal plane image

在线性插值条件下,模拟得到扇形束螺旋相位一阶导数投影,并对二者进行重建。模拟参数为:扫描间隔为 $1^\circ$ ,射线源到旋转轴距离为 $1000 \text{ mm}$ ,射线源到探测器距离 $1120 \text{ mm}$ ,螺旋轨迹的螺距为 $10 \text{ mm}$ ,源光栅周期为 $10 \mu\text{m}$ ,空占比为 $4:1$ ,相位光

栅为 $\pi/2$ 光栅,周期为 $3.57 \mu\text{m}$ ,探测器像素大小为 $10.9 \mu\text{m}$ ,螺旋数据集的角度跨度为 $4\pi$ ,重建图像分辨率为 $128 \text{ pixel} \times 128 \text{ pixel}$ 。采用本文提出的单排相位螺旋CT重建算法图7所示的三维物体的中间层进行重建,重建结果如图8所示。

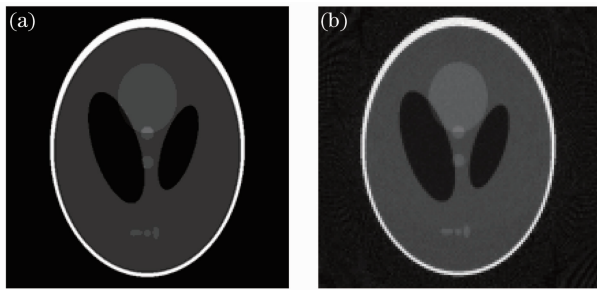


图 8 (a)原始图像;(b)单排螺旋 CT 重建结果

Fig. 8 (a) Original image; (b) reconstruction results of helical CT image

为了定量分析算法的重建结果,采用轮廓线的方法对原始图像和重建图像进行比较。比较结果如图 9 所示,其中实线部分表示原始图像中间列的轮廓线,虚线部分表示重建图像中间列的轮廓线。

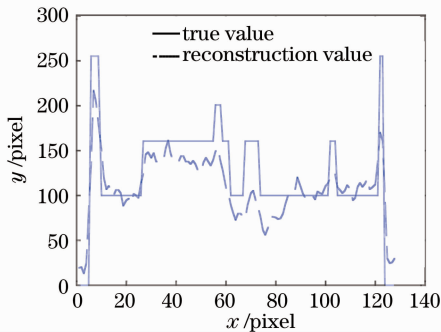


图 9 原始图形和重建图像的轮廓线

Fig. 9 Profiles of true value and reconstruction value

从图 9 所示的轮廓线可以看出,提出的扇形束螺旋相位 CT 重建算法,可以通过模拟得到的相位项一阶导数像,较好地重建出相位项。

## 5 结 论

在非相干光源条件下,光栅相位衬度成像法可以进行成像和重建。基于这一原理,提出了扇形束螺旋相位成像和 CT 重建算法。扇形束螺旋相位成像法根据平行束投影数据和扇束投影数据等价的原理,将扇形束螺旋相位信息提取出来,得到相位一阶导数像;扇形束螺旋相位 CT 重建算法以希尔伯特滤波反投影重建算法为指导思想,以相位项一阶导数为投影像,直接重建出物体的相位项,并用计算机仿真验证本算法的正确性。

## 参 考 文 献

1 A. Momose, T. Takeda, Y. Itai. Phase-contrast X-ray computed tomography for observing biological specimens and organic materials [J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 1995, **66**(2): 1434~1436

2 A. Momose, J. Fukuda. Phase-contrast radiographs of nonstained rat cerebellar specimen [J]. *Med. Phys.*, 1995, **22**(4): 375~379

3 Zheng Defeng, Wang Xiangzhao. Optimum design of parallel plate interferometer for angular displacement measurement [J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(3): 422~426

郑德峰, 王向朝. 平行平板角位移干涉测量仪的优化设计 [J]. *中国激光*, 2007, **34**(3): 422~426

4 S. W. Wilkins, D. Gao, A. Pogany *et al.*. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays [J]. *Nature*, 1996, **384**(28): 335~338

5 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

6 P. Cloetens, W. Ludwig, J. Baruchel *et al.*. Holotomography: quantitative phase tomography with micrometer resolution using hard synchrotron radiation X-rays [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 1999, **75**(19): 2912~2914

7 Zeng Fa, Tan Qiaofeng, Wei Xiaofeng *et al.*. Complex optical field retrieved from intensity distributions on several fractional Fourier transform planes [J]. *Chinese J. Lasers*, 2006, **33**(12): 1621~1625

曾发, 谭峭峰, 魏晓峰等. 基于多个分数阶次的复杂广场相位恢复算法 [J]. *中国激光*, 2006, **33**(12): 1621~1625

8 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**: 264101

9 Sun Yi, Zhu Peiping, Yu Jian. Computerized tomography based on DEI refraction information [J]. *Elsevier, Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2007, **31**(6): 383~389

10 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

11 Xin Gao, Shuqian Luo, Zhicheng Liu. Multi-criterion optimization algorithm for X-ray phase contrast CT imaging [C]. *Engineering in Medicine and Biology Society. 27th Annual International Conference*, 2005. 1696~1699

12 F. Pfeiffer, T. Weitkamp, O. Bunk *et al.*. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources [J]. *Nature Physics*, 2006, **2**: 258~261

13 C. Kottler, C. David, F. Pfeiffer *et al.*. A two-directional approach for grating based differential phase contrast imaging using hard X-ray [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(3): 1175~1181

14 A. Momose, W. Yashiro, M. Moritake *et al.*. Biomedical imaging by talbot-type X-ray phase tomography [C]. *SPIE*, 2006, **7**(38): 6318~6329

15 Y. Takeda, W. Yashiro, A. Momose *et al.*. X-ray phase imaging with single phase grating [J]. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 2007, **46**(3): 89~91

16 Chen Bo, Zhu Peiping, Liu Yijin *et al.*. Theory and method of X-ray grating phase contrast imaging [J]. *Acta Physica Sinica*, 2008, **57**(3): 1576~1581

陈博, 朱佩平, 刘宜晋等. X射线光栅相位成像的理论和方法 [J]. *物理学报*, 2008, **57**(3): 1576~1581

17 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

18 Andrei V. Bronnikov. Phase-contrast CT: fundamental theorem and fast image reconstruction algorithms [C]. *SPIE*, 2006,

- 6318**: 63180Q
- 19 F. Pfeiffer, O. Bunk, C. Kottler *et al.*. Tomographic reconstruction of three-dimensional objects from hard X-ray differential phase contrast projection images [J]. *Elsevier, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 2007, **580**(2): 925~928
- 20 Anton Maksimenko, Masami Ando, Sugiyama Hiroshi *et al.*. Computed tomographic reconstruction based on X-ray refraction contrast [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2005, **86**: 124105-1
- 21 Zhifeng Huang, Kejun Kang, Zheng Li *et al.*. Direct computed tomographic reconstruction for directional-derivative projections of computed tomography of diffraction enhanced imaging [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, **89**: 041124-1
- 22 Wang Xingquan, Huang Qingmei, Liao Ningfang *et al.*. Image reconstruction for the computed tomography imaging interferometer [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(9): 1600~1604
- 王新全, 黄庆梅, 廖宁放 等. 干涉型计算层析成像光谱仪的图像重建[J]. *光学学报*, 2007, **27**(9): 1600~1604