

文章编号: 0253-2239(2008)06-1079-06

光栅成像的锥束相位 CT 重建算法

陈欣¹ 孙怡¹ 朱佩平²

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

摘要 X 射线相位衬度成像对弱吸收物质有着独有的高密度分辨率, 在医学、生物学、材料学等领域显示出良好的应用前景。但是其中的干涉成像法、衍射增强成像法和同轴成像法具有一定局限性, 难以被广泛应用。光栅成像克服了以往相位衬度成像的缺陷, 也使相位衬度成像向锥束成像发展成为可能。本文致力于锥束相位 X 射线计算机断层摄影术(CT)重建算法的研究, 根据基于光栅的锥束相位成像的特点, 利用吸收 CT 中 FDK(Feldkamp-Davis-Kress)重建算法的思想, 发展出适用于锥束相位成像的 CT 重建方法。该方法为滤波反投影类型, 以相位一阶导数像为投影值, 直接重建物体的相位项。通过仿真验证了算法的正确性。

关键词 X 射线光学; 锥束相位 CT; 滤波反投影; 光栅成像

中图分类号 O434.19 文献标识码 A

Reconstruction Algorithm of Cone-Beam Phase X-Ray Computer-Tomography Based on Grating Imaging

Chen Xin¹ Sun Yi¹ Zhu Peiping²

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

Abstract X-ray phase contrast imaging always provides high density resolution for weakly absorbing material, and shows wide prospect of application in many fields such as medicine, biology and material science. However, due to the limitation of interferometric imaging method, diffraction enhanced imaging method and in-line imaging method, these methods need either highly coherent or highly monochromatic X-ray, and cannot provide a large field of view, none of them is very widely used. Grating imaging overcomes the limitations of above imaging methods and enables phase contrast imaging to develop into the form of cone-beam imaging. The research of the reconstruction algorithm of cone-beam phase X-ray computer tomography (CT) is studied, based on the characteristic of cone-beam grating imaging and the theory of Feldkamp-Davis-Kress (FDK) reconstruction algorithm. This method belongs to filtered back-projection and can reconstruct the phase item of object directly with the derivative of the phase term as projection, and the algorithm is proved by simulated results.

Key words X-ray optics; cone-beam phase CT; filtered back-projection; grating imaging

1 引言

传统的 X 射线成像基于吸收原理, 所得图像密度分辨率(衬比度)的高低由物质对 X 射线的吸收系数 β 的大小所决定, 然而一些由轻元素(C、H、O 等元素)组成的物质对 X 射线的吸收作用很弱, 此

时通过传统吸收成像方法将无法得到令人满意的图像衬比度。另一方面, X 射线经过这些弱吸收物质时还会产生传播方向的改变, 即相位上的变化, 它的大小由物体的相位项 δ 决定。对于弱吸收物质, 它对 X 射线的相位改变量约为吸收改变量的 1000~

收稿日期: 2007-08-28; 收到修改稿日期: 2007-12-26

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: 陈欣(1983-), 男, 硕士研究生, 主要从事 CT 算法与图像处理等方面的研究。

E-mail: arlenchx@yahoo.com.cn

导师简介: 孙怡(1964-), 女, 教授, 博士生导师, 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。

10000 倍。因此,记录 X 射线经过物体后的相位改变量的相位衬度成像成为对弱吸收物质成像的最佳方式。

目前,共有四种相位衬度成像方法:干涉成像法^[1~3]、同轴成像法^[4~8]、衍射增强成像法^[9~11]、光栅成像法^[12~16]。这些成像方法获得的图像比吸收成像的密度分辨率高得多,从而相应的 X 射线计算机断层摄影术(CT)重建也能够得到信息更加丰富的断层图像。然而,干涉成像法、同轴成像法、衍射增强成像法的成像原理决定了它们必须使用相干光源或单色光源才可成像,且成像的视野范围较小,难以实现用普通 X 射线成像设备对较大物体进行成像,所以这些局限性也限制了这三种方法在实际中的广泛应用。光栅成像作为一种新型的相位成像方式,克服了以上三种成像方式对硬件条件的限制,并能够与传统吸收成像设备很好的兼容。目前国际上已实现普通 X 射线光源在光栅成像中的应用,成像视野范围也已达厘米量级^[15],并且国际学者正致力于 X 射线光栅的研制,只要可以实现大面积、空间周期为微米量级光栅的制作,锥束成像便可在相位成像中得到应用,从而可实现对体积较大的样品进行成像。

由于目前的相位衬度成像在本质上仍属于平行束成像方式,所以相应的相位 CT 只有关于平行束重建的研究^[17~23]。如今光栅成像已具备使用传统吸收成像设备中光源和探测器的条件,光栅制作工艺的提高也将实现锥束相位成像,然而光栅成像中得到的投影值为相位一阶导数像,即相位项的一阶导数沿投影方向的积分,与吸收成像的投影关系不同,所以此时无法直接利用吸收 CT 方法重建相位项,而且目前也没有基于这种成像方式的锥束相位 CT 重建算法的研究。本文利用光栅成像的投影关系,根据传统吸收 CT 中 FDK(Feldkamp-David-Kress)方法的重建思想^[24],得出基于光栅成像的锥束相位 CT 重建方法,该方法为滤波反投影类型,以相位一阶导数像为投影值,对物体相位项进行直接重建。

2 锥束相位成像投影数据的模拟方法

成像是重建的前提,重建算法的研究要有相应的投影数据做支撑。但是由于硬件条件的限制,相位成像还未能实现较大视野范围的锥束成像。所以在本文的重建算法研究中,暂时采用模拟投影数据的方法解决锥束相位成像的投影数据获取问题。另

一方面,只要大面积光栅可以制成,锥束相位成像就可以实现,故文中提到的锥束相位成像是基于光栅成像的方式。

锥束相位成像与吸收成像的投影机理不同,它得到的投影值是相位一阶导数像,可表示为相位项的一阶导数沿投影方向的积分,如公式(1)所示。其中, δ 表示物体相位项, y_r 表示投影方向, x_r 与之垂直, θ 为相位一阶导数像,也称为折射角像。由(1)式可看出,锥束相位成像的投影值并不等于相位项沿投影方向的简单积分运算,而且在不同投影方向下,即使是在物体的同一位置上,相应的求导方向也将有所变化,这是相位成像与传统吸收成像投影机理的不同之处,也是实现锥束相位成像投影数据模拟的难点所在。所以,在锥束相位成像中,如何准确并有效地确定(1)式中在各个投影方向所对应的积分项是投影数据模拟需要解决的关键问题:

$$\theta = \int \frac{\partial \delta(x, y, z)}{\partial x_r} dy_r, \quad (1)$$

2.1 平行束相位成像中折射角像的模拟

图 1 为平行束扫描示意图。图中 xy 表示物体坐标系, $x_r y_r$ 表示旋转坐标系,随扫描方向改变而变化, ϕ 表示扫描角度,即物体坐标轴 x 与旋转坐标轴 x_r 之间的夹角, δ 表示相位项。根据图 1 中的几何关系,(1)式中的积分项可表示为

$$\frac{\partial \delta}{\partial x_r} = \frac{\partial \delta}{\partial x} \cos \phi + \frac{\partial \delta}{\partial y} \sin \phi, \quad (2)$$

将(2)式代入(1)式,可得

$$\theta = \int \left(\frac{\partial \delta}{\partial x} \cos \phi + \frac{\partial \delta}{\partial y} \sin \phi \right) dy_r, \quad (3)$$

式中 $\partial \delta / \partial x$ 与 $\partial \delta / \partial y$ 由物体密度决定,不随投影方向的变化而改变,可事先求出; $\cos \phi$ 与 $\sin \phi$ 只与旋转角度有关,在旋转角度确定后,可直接求出,从而根据(3)式得到每个角度下的相位一阶导数像。

(3)式将(1)式中看似复杂的 x_r 方向确定的问

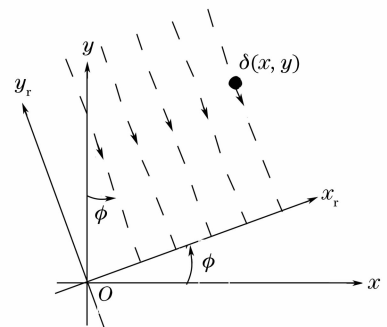


图 1 平行束扫描示意图

Fig. 1 Illustration of parallel beam scanning

题分解为两个较易求解的部分,实现了折射角像的模拟。在平行束成像的模拟中,(3)式的优势体现得尚不明显。因为此时在同一个旋转角度下,各条射线的方向也相同。然而对于扇束或锥束成像,情形便复杂得多,用(1)式几乎无法对投影数据进行模拟,但是利用(3)式仍可很方便的得出折射角像。

2.2 扇束相位成像中折射角像的模拟

图 2 为扇束扫描示意图,旋转坐标系用 $x'y'$ 表示, S 表示射线源点,由射线源发出的射线呈扇束形式,方向各不相同, γ 表示投影方向与 y 轴负方向的夹角(考虑到射线方向的不同,用 γ_1, γ_2 等符号对其进行区分)。

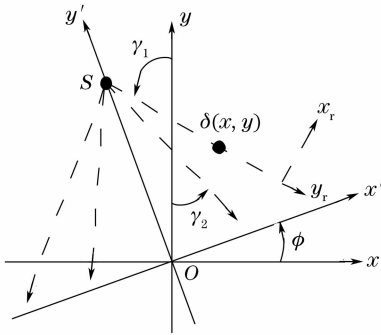


图 2 扇束扫描示意图

Fig. 2 Illustration of fan beam scanning

对于扇束扫描,投影数据的模拟方法和(3)式略有差别。因为在扇束扫描中,每个扫描角度下的射线方向 y_r 都是任意的,所以各条射线所对应的 x_r 也互不相同,而且 x_r 的方向也与 ϕ 无关。每条射线的方向却可由它们与 y 轴负方向的夹角 γ 来确定,它们所对应的 x_r 与 x 轴的夹角也相应的变为 γ 。根据图 2 的几何关系,对(2)式稍加修改,得

$$\frac{\partial \delta}{\partial x_r} = \frac{\partial \delta}{\partial x} \cos \gamma + \frac{\partial \delta}{\partial y} \sin \gamma, \quad (4)$$

将(4)式代入(1)式,得到扇束扫描投影数据的模拟公式:

$$\theta = \int \left(\frac{\partial \delta}{\partial x} \cos \gamma + \frac{\partial \delta}{\partial y} \sin \gamma \right) dy_r. \quad (5)$$

2.3 锥束相位成像中折射角像的模拟

图 3 为基于光栅的锥束相位成像示意图,成像结构中所用的三个光栅分别为源光栅 G_0 、相位光栅 G_1 、分析光栅 G_2 。源光栅用于将非相干光变为相干光,相位光栅用于产生相干条纹,分析光栅用于将相干条纹中所含的相位信息转化为光强信息供探测器接收。

理论上,锥束成像是由扇束成像演化而来,其思想是将锥束成像中的锥形束看作若干倾斜扇束的

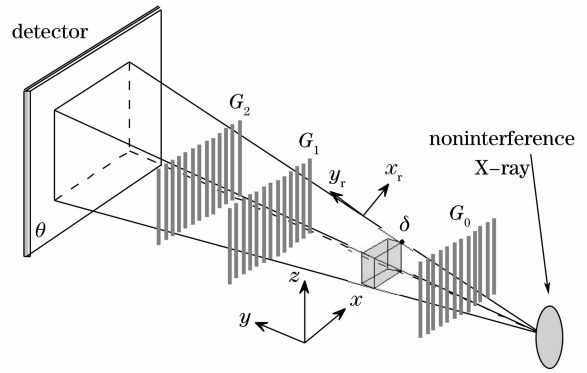


图 3 基于光栅的锥束相位光栅成像示意图

Fig. 3 Illustration of cone-beam phase grating imaging

组合,所以扇束相位成像的模拟方法同样可用于锥束相位成像中。但是这两种成像方式又有本质上的不同,扇束成像中的射线局限在二维平面,而锥束成像中的每条射线却含有 x, y, z 三个方向的分量信息,与任意一条射线垂直的方向也有无数个。所以实现锥束相位成像模拟的关键便是任意一条射线所对应的 x_r 方向的确定。

射线穿过物体后,被折射方向与物体的结构有关。但是在基于光栅的锥束相位成像中,成像装置却只对与光栅条垂直的平面内的折射角敏感,即 xy 平面,如图 3。无论穿过物体后,射线的折射方向如何,探测器只会记录在 xy 平面上的折射角分量信息。这是由光栅成像的性质决定的,所以任意一条射线所对应的 x_r 应在 xy 平面内,并与该射线垂直。进而, x_r 也就被唯一确定。故锥束相位成像投影数据的模拟方法是:对于任意一条射线,求出它在 xy 平面上的分量,并用扇束相位成像投影数据模拟的方法计算该分量所对应的折射角信息,那么此时得到的折射角信息便是这条射线经过物体后在探测器上得到的投影值。

3 基于光栅成像的锥束相位 CT 重建方法

重建可以看作是投影的逆过程,所以重建算法与投影机理应对应的。在吸收成像中,投影过程可看作吸收系数沿射线方向的线性积分,而在锥束相位成像中,投影过程如(1)式所示,可看作相位项的一阶导数沿射线方向的积分,且相位项的求导方向始终与射线方向垂直。这与吸收成像是完全不同的一种投影机理,所以相位 CT 的重建也无法直接照搬吸收 CT 的重建方法来实现。

基于光栅的锥束相位成像可得到物体的折射角

像,所以它所对应的重建方法应能够利用折射角像重建相位项。衍射增强成像与光栅成像的投影机理类似,同样可得到折射角像,且目前已有基于衍射增强成像的平行束相位 CT 重建方法^[21,22],如(6)式所示。作为相位 CT 重建的投影值,与相位项 δ 的关系如(1)式。 $h(x_r) = 1/(\pi x_r)$,表示滤波器,(6)式也可在基于光栅的平行束相位 CT 重建中使用:

$$\delta(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi \left[\frac{1}{\pi x_r} \theta(x_r, \phi) \right]_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} d\phi = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \theta(x_r'', \phi) h(x_r - x_r'') \Big|_{x_r = r \cos(\theta - \phi)} dx_r'' d\phi. \quad (6)$$

3.1 扇束相位 CT 重建方法

图 4 为吸收 CT 中,等距扇束扫描示意图。 S_0 表示射线源, E 表示待重建点, $D'_1 D'_2$ 表示虚拟探测器。扇束重建方法的思想是:通过几何映射,将扇束扫描中的每条射线等效为平行束扫描中的射线,然后将这种几何对照关系与平行束重建公式结合,进而实现扇束 CT 重建。

在平行束 CT 中,任一条射线可用 (x_r, ϕ) 表示;在扇束 CT 中,表示每条射线的索引为 (s, β) 。其中, s 表示扇束成像中探测器方向上的坐标, β 表示扇形束中心射线与固定坐标轴 y 轴的夹角,如图 4 所示。这两种扫描方式中表示射线索引的对照关系如下式^[25]所示:

$$x_r'' = \frac{s''D}{\sqrt{D^2 + s''^2}}, \quad (7a)$$

$$\phi = \beta + \gamma'' = \beta + \arctan(s''/D), \quad (7b)$$

式中 D 为射线源到虚拟探测器的距离, γ'' 为某个扫

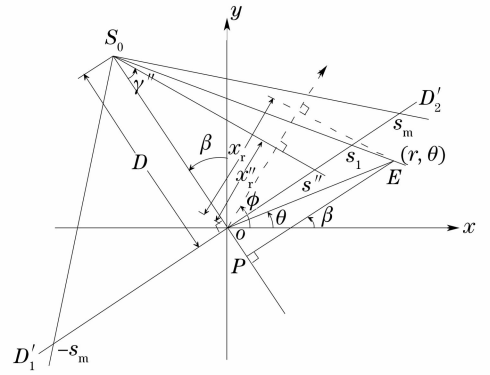


图 4 等距扇束扫描示意图

描角度下,任一条射线与中心射线的夹角。

虽然相位成像与吸收成像的投影机理不同,但是却有着相同的几何关系。所以,(7)式可同样应用在相位 CT 重建中,故扇束相位成像的投影值与平行束相位成像投影值的对应关系如下:

$$\theta(x_r'', \phi) = \theta\left(\frac{s''D}{\sqrt{D^2 + s''^2}}, \beta + \arctan \frac{s''}{D}\right) = \theta'(s'', \beta), \quad (8)$$

式中 $\theta(x_r'', \phi)$ 表示平行束相位成像得到的投影值, $\theta'(s'', \beta)$ 表示扇束相位成像得到的投影值。

同时,在吸收 CT 中,存在如下几何关系:

$$x_r - x_r'' = (s_1 - s'') \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s''^2}}, \quad (9)$$

式中 $U = (D - Y_r)/D$, $Y_r = -r \sin(\beta - \theta)$,表示待重建点关于旋转坐标系的纵坐标,如图 4 所示。 (r, θ) 为待重建点的极坐标形式。根据(9)式和(6)式中滤波函数的性质,可得

$$h(x_r - x_r'') = h\left[(s_1 - s'') \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s''^2}}\right] = \int_{-\infty}^{\infty} (-j \operatorname{sgn} \rho) \exp\left[i2\pi\rho(s_1 - s'') \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s''^2}}\right] d\rho = \int_{-\infty}^{\infty} (-j \operatorname{sgn} \rho') \exp[i2\pi\rho'(s_1 - s'')] \frac{d\rho'}{UD/\sqrt{D^2 + s''^2}} = \frac{\sqrt{D^2 + s''^2}}{U \cdot D} h(s_1 - s''), \quad (10)$$

将(8)式、(10)式代入(6)式,得到扇束相位 CT 重建公式:

$$\delta(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_{0-s_m}^{2\pi+s_m} \int_{s_1}^{\infty} \theta'(s'', \beta) h(s - s'') \Big|_{s=s_1} \frac{\sqrt{D^2 + s''^2}}{U \cdot D} |J| ds'' d\beta = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{1}{U} \int_{-\infty}^{\infty} \theta'(s'', \beta) \frac{D^2}{D^2 + s''^2} \cdot h(s - s'') \Big|_{s=s_1} ds'' d\beta, \quad (11)$$

式中 $|J| = \begin{vmatrix} \partial x_r'' / \partial s'' & \partial x_r'' / \partial \beta \\ \partial \phi / \partial s'' & \partial \phi / \partial \beta \end{vmatrix} = \frac{D^3}{\sqrt{(D^2 + s''^2)^3}}$, $h(s) = \frac{1}{\pi s}$ 。

3.2 锥束相位 CT 重建方法

图 5 为吸收 CT 中, 锥束扫描示意图。在扇束重建的基础上, 引入了第三维坐标 η 。锥束重建可理解为扇束重建的扩展, 将锥形束看作由若干带有锥角的倾斜扇形组成。所以只要将扇束重建中的水平扇形转化为倾斜扇形, 即可实现锥束 CT 重建, 吸收 CT 中的 FDK 方法便是由此得出。在水平扇形向倾斜扇形转化的过程中, 将要变化的参量有射线源到虚拟探测器的距离 D , 待重建点关于旋转坐标系的纵坐标 Y_r , 扇形中心射线与 y 轴的夹角 β , 将这些变量由二维转化为三维, 得

$$D \Rightarrow \tilde{D}, \quad Y_r \Rightarrow \tilde{Y}_r, \quad \beta \Rightarrow \tilde{\beta}, \quad (12)$$

用(12)式(12)替换(11)式中的相应变量, 得

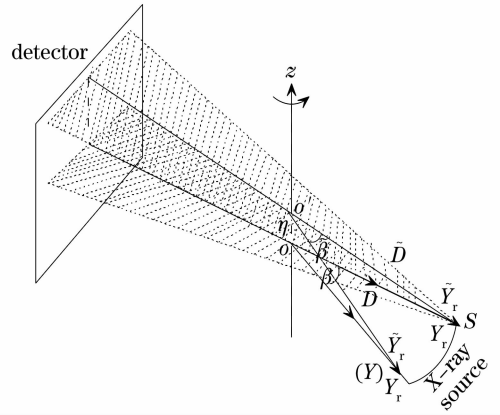


图 5 锥束扫描示意图

Fig. 5 Illustration of cone-beam scanning

$$\delta(x, y, z) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\tilde{D}}{D - \tilde{Y}_r} \int_{-\infty}^{\infty} \theta(\eta, s'', \beta) \frac{\tilde{D}^2}{\tilde{D}^2 + s''^2} \cdot h(s - s'') ds'' d\tilde{\beta}, \quad (13)$$

根据图 5 的几何关系, (12)式中二维与三维变量之间的关系可表示为

$$\tilde{D} = \sqrt{D^2 + \eta^2}, \quad \tilde{Y}_r = Y_r \cdot \frac{\tilde{D}}{D}, \quad \tilde{\beta} = \frac{D}{\tilde{D}} \cdot \beta, \quad (14)$$

将(14)式代入(13)式, 得

$$\delta(x, y, z) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{D}{D - Y_r} \int_{-\infty}^{\infty} \theta(\eta, s'', \beta) \frac{D \cdot \sqrt{D^2 + \eta^2}}{D^2 + \eta^2 + s''^2} \cdot h(s - s'') ds'' d\beta, \quad (15)$$

(15)式为锥束相位 CT 的滤波反投影重建公式, 与吸收 CT 中的 FDK 方法相比, (15)式中的投影值为折射角像, 滤波函数为希尔伯特函数, 重建结果为物体相位项, 此外, 投影值的修正系数和反投影权重也与 FDK 方法有所不同。

4 重建结果

本文根据第 2、3 节所述的原理, 选取 Shepp-Logan 模型对锥束相位 CT 进行模拟和重建。模拟

参量如下: 扫描间隔为 1° , 射线源到旋转轴距离为 1000 mm, 射线源到探测器距离 1120 mm, 物体像素大小为 0.3125 mm, 探测器像素大小为 0.07 mm, 重建图像分辨率为 128×128 , 模拟 11 层图像。其中, 射线源到旋转轴的距离以及射线源到探测器的距离是根据光栅成像的性质设定的。图 6 为最上层与中间层的重建结果与原图的比较。

从图 6 可以看出, 本文推导出的方法可成功地利用折射角像重建相位项, 且该方法与吸收 CT 中

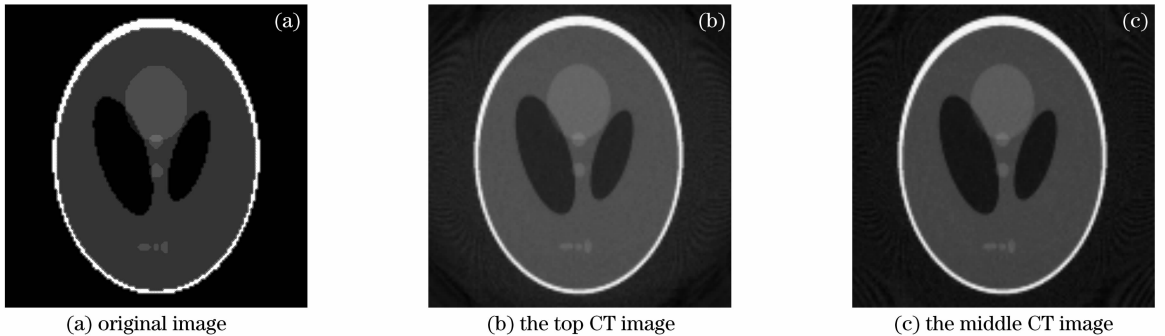


图 6 光栅成像结构参量下重建的结果。(a) 原图, (b) 最上层断层像, (c) 中间层断层像

Fig. 6 Reconstruction results with grating imaging structural parameters. (a) Original image, (b) top CT image, (c) middle CT image

的 FDK 方法得到的重建结果有着类似的性质,即中间层的重建结果优于上层重建结果。

5 结 论

介绍了基于光栅的锥束相位成像的投影数据模拟方法,并推导出一种锥束相位 CT 的滤波反投影重建方法。该方法根据传统吸收 CT 中 FDK 方法的思想,利用锥束相位成像投影的特点得出,它以折射角像为投影值,直接对物体相位项进行重建。通过对模拟得到的投影数据进行重建验证了此方法的正确性。

参 考 文 献

- 1 Atsushi Momose, Tohoru Takeda, Yuji Itai. Phase-contrast X-ray computed tomography for observing biological specimens and organic materials[J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 1995, **66**(2): 1434~1436
- 2 Atsushi Momose, Jun 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]. *Chin. J. Lasers*, 2007, **34**(3): 422~426
郑德锋,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 A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn *et al.*. On the possibilities of X-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation[J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 1995, **66**(12): 5486~5492
- 5 S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao *et al.*. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays[J]. *Nature*, 1996, **384**(28): 335~338
- 6 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
- 7 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
- 8 Zeng Fa, Tan Qiaofeng, Wei Xiaofeng *et al.*. Complex optical field retrieved from intensity distributions on several fractional Fourier transform planes[J]. *Chin. 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
- 9 T. J. Davis, D. Gao, T. E. Gureyev *et al.*. Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard X-rays[J]. *Nature*, 1995, **373**(6515): 595~598
- 10 D. Chapman, W. Thomlison, R. E. Johoston *et al.*. Diffraction enhanced X-ray imaging [J]. *Phys. Med. Biol.*, 1997, **42**: 2015~2025
- 11 Oral Oltulu, Zhong Zhong, Moumen Hasnah *et al.*. Extraction of extinction, refraction and absorption properties in diffraction enhanced imaging[J]. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 2003, **36**: 2152~2156
- 12 Atsushi Momose. Phase-sensitive imaging and phase tomography using X-ray interferometers[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(19): 2303~2314
- 13 Timm Weitkamp, Ana Diaz, Bernd Nohammer *et al.*. Hard X-ray phase imaging and tomography with a grating interferometer [C]. *Proc. SPIE*, 2004, **5535**: 137~142
- 14 Timm Weitkamp, Ana Diaz, Christian David *et al.*. X-ray phase imaging with a grating interferometer[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(16): 6296~6304
- 15 Franz Pfeiffer, Timm Weitkamp, Oliver Bunk *et al.*. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources[J]. *Nature Physics*, 2006, **2**: 258~261
- 16 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
- 17 Andrei V. Bronnikov. Theory of quantitative phase-contrast computed tomography[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2002, **19**(3): 472~480
- 18 I. Koyama, Y. Hamaishi, A. Momose. Phase tomography using diffraction-enhanced imaging [C]. *Synchrotron Radiation Instrumentation: Eighth International Conference*, 2004. 1283~1286
- 19 Anton Maksimenko, Masami Ando, Sugiyama Hiroshi *et al.*. Computed tomographic reconstruction based on X-ray refraction contrast[J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2005, **86**: 124105-1~124105-3
- 20 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**: 264101-1~264101-3
- 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**: 041124-1~041124-3
- 22 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
- 23 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
- 24 L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress. Practical cone-beam algorithm[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1984, **1**(6): 612~619
- 25 Zhuang Tiange. *Computed Tomography Theory and Algorithm* [M]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University Press, 1992. 37
庄天戈. CT 原理与算法 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992. 37