

X 射线 CT 转台单侧两次螺旋扫描单层重排重建算法

李磊¹ 韩玉¹ 席晓琦¹ 王林元¹ 闫宾^{1*} 包尚联²

¹国家数字交换系统工程技术研究中心, 河南 郑州 450002

²北京大学重离子物理研究所, 北京 100871

摘要 锥束计算机断层成像(CT)在临床医学及工业无损检测等诸多领域获得了越来越广泛的应用。但是,受面阵探测器尺寸等硬件条件限制,锥束 CT 的成像视野有限,难以满足实际应用中中对大尺寸物体成像的需求。为了扩展锥束 CT 的视野,提出了锥束 CT 转台单侧两次螺旋扫描单层重排重建算法。该算法在转台的同一侧进行两次螺旋扫描,通过统一成像几何条件,将两组螺旋锥形束投影重排为多层平行束投影,利用平行束投影的对称性去除数据的横向截断,得到一组完全覆盖物体横截面的平行束投影数据,再通过滤波反投影方式得到重建图像。实验结果表明,该方法的成像视野扩展率可达 2.56,且成像质量与传统全覆盖算法相当。

关键词 X 射线光学; 计算机断层成像; 转台单侧两次螺旋扫描; 图像重建; 数据重排

中图分类号 TP391; O434.1 **文献标识码** A

doi: 10.3788/AOS201636.0934001

Single-Slice-Rebinning Reconstruction Algorithm with One-Sided Two Helical Scans for X-Ray CT System

Li Lei¹ Han Yu¹ Xi Xiaoqi¹ Wang Linyuan¹ Yan Bin¹ Bao Shanglian²

¹National Digital Switching System Engineering and Technological Research Center,
Zhengzhou, Henan 450002, China

²Institute of Heavy Ion Physics, Peking University, Beijing 100871, China

Abstract X-ray computed tomography (CT) has been widely applied as a powerful tool in both clinical medicine and industrial non-destructive test areas. With the development of flat panel detector in detection efficiency and anti-radiation property, the cone-beam CT based on the cone-beam source and the flat panel detector has been broadly used. However, the field of view of cone-beam CT is restricted by the hardware conditions such as detector size, and thereby the accessibility for larger size object applications is limited. In order to enlarge the field of view of cone-beam CT, a one-sided two-helical-scan single-slice-rebinning reconstruction algorithm is proposed. By performing one-sided two helical scans and normalizing the imaging geometries, two groups of helical cone-beam projections are recombined into one multi-slice parallel-beam projection, whose symmetrical feature is utilized to remove the transverse truncation in the data obtained, then the parallel-beam projection data covering the complete object cross-section is obtained, and thus the images are reconstructed by back projection. The experimental results show that the proposed algorithm can extend the field of view by 2.56 times with comparable imaging quality compared to the traditional algorithm.

Key words X-ray optics; computed tomography; one-sided two helical scans; image reconstruction; data rebinning

OCIS codes 340.7440; 100.2000; 110.3010

1 引 言

X 射线计算机断层成像(CT)是指利用 X 射线穿透物体的投影数据进行重建来获得物体内部结构信息的技术,其成像过程涉及物理学、数学、计算机学、图形图像学和机械学等多学科技术领域^[1-2]。20 世纪 70 年代,CT 一经发明即为临床诊断医学带来了革命性的改变^[3]。在工业领域,CT 技术得到成功的应用,甚至被

收稿日期: 2016-03-10; 收到修改稿日期: 2016-04-13

基金项目: 国家自然科学基金(61372172)

作者简介: 李磊(1981—),男,博士,副教授,主要从事 CT 图像重建算法方面的研究。E-mail: leehotline@aliyun.com

* 通信联系人。E-mail: ybspace@hotmail.com

称为最佳的无损检测手段。随着面阵探测器在采集效率、耐辐射和抗干扰等技术上的不断进步,以锥束射线源和面阵探测器为基础的锥束 CT 在诸多领域获得了越来越广泛的应用^[3-7]。与传统扇束断层 CT 相比,锥束 CT 具有更高的轴向分辨率,并且三维各向同性。

与 CT 硬件发展对应的是扫描方式的不断进步。基于面阵探测器和第四代扫描方式的螺旋锥束 CT 具有成像时间短、射线利用率高和分辨率各向同性的优势。此外,与圆轨迹锥束 CT 相比,螺旋锥束 CT 能够获得更加充分的投影数据,解决大锥角时重建图像质量退化的问题以及轴向截断投影数据的重建问题,更加适用于对长物体的快速、连续成像。目前,螺旋锥束 CT 已经越来越广泛地应用于医学临床诊断和工业无损检测、逆向工程和材料组织分析等领域。螺旋锥束 CT 的重建算法和基于具体应用需求的特定成像方式的研究也已经成为 CT 成像领域学术研究的热点和难点。

成像系统中成像视野与成像分辨率通常相互制约,使得常规 CT 系统中很难同时实现大视野和高分辨成像。螺旋锥束 CT 能够解决长物体的成像问题,即能够扩展锥束 CT 轴向的成像视野,但是受面阵探测器等硬件尺寸的限制,其横向成像视野仍然受限。因此,研究螺旋锥束 CT 横向视野扩展重建算法具有重要的理论意义和实用价值。目前,基于视野扩展的成像方法在发动机、大型涡轮叶片以及印刷电路板的三维成像等很多方面得到了应用^[8-10]。在圆轨迹锥束 CT 中有一系列成熟的横向视野扩展方法,主要包括偏置扫描和重建^[11-15]以及旋转平移扫描和重建^[16-18]。对于螺旋锥束 CT,目前的研究较少,扫描方式主要包括半覆盖螺旋扫描和多次螺旋扫描。

半覆盖螺旋锥束 CT 成像能够扩展接近两倍的横向视野。对于半覆盖螺旋锥束 CT,Zou 等^[19]提出了半覆盖螺旋 FDK(Feldkamp-Davis-Kress)算法,与标准螺旋 FDK 算法相比,该算法使用一半的投影数据重建整个物体,但是,由于半覆盖扫描几何下每个投影角度的数据存在严重的横向截断,而该算法采用全局的斜坡滤波器,因此重建结果存在较为严重的截断伪影。针对半覆盖螺旋 FDK 算法存在的问题,Guo 等^[20]提出了改进的半覆盖螺旋 FDK 算法,该算法借鉴二维 CT 中的局部滤波思想,重建过程中采用一种具有局部特性的滤波器,新滤波器能够在一定程度上抑制数据截断和全局滤波带来的截断伪影。

半覆盖螺旋锥束 CT 能够利用一半的数据重建整个物体,扩展螺旋锥束 CT 横向视野。但是,随着螺距的增大,这种扫描方式缺失的投影数据越来越多,使重建图像质量严重下降。为了解决这个问题,首先必须保证获得充足的投影数据,因而相继提出了一些结合第二代和第四代扫描方式的成像方法。Zou 等^[21]提出了双螺旋锥束 CT,并对其成像方法和重建算法进行了广泛的研究。工业双螺旋锥束 CT 的扫描方式为:螺旋扫描前先控制载物台沿探测器运行方向平移一段距离,使射束能够覆盖物体横截面的一半,进行第一次螺旋轨迹扫描;然后控制载物台沿相反方向平移,使射束能够覆盖物体横截面的另一半,进行第二次螺旋扫描。利用两次螺旋扫描得到的投影,Zou 等^[21-23]先后提出了 FDK 型、Katsevich 型和反投影滤波(BPF)型重建算法。但是,由于只采集了相当于成像视野两倍的投影数据,因此其横向视野扩展率的极限只能达到两倍,这在很多情况下仍然不能满足实际应用的需求。

本文提出了锥束 CT 转台单侧两次螺旋扫描方式和单侧两次扫描单层重排(OTS-SSRB)重建算法。相比现有成像视野扩展方法,该扫描方式在转台的同一侧进行两次螺旋扫描成像,能够在更大程度上扩展螺旋锥束 CT 的横向成像视野。本文对螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描成像几何进行了讨论和分析;介绍了提出的螺旋锥束 CT OTS-SSRB 算法;通过仿真实验对该算法的性能进行了验证。

2 螺旋锥束 CT 转台单侧两次螺旋扫描的成像几何

螺旋锥束 CT 的转台位于光源和面阵探测器之间。扫描时,光源和探测器固定,转台承载被检测物体,并作螺旋轨迹运动。图 1 为螺旋锥束 CT 转台单侧两次螺旋扫描的成像几何的俯视图和侧视图。两次螺旋扫描的轨迹分别对应图 1(a)中的虚线圆和实线圆,以及图 1(b)中的虚线螺旋线和实线螺旋线,其旋转轴心分别位于 O_1 和 O_2 。可以看出,两次螺旋扫描转台旋转轴所处的水平位置不同,但都位于光源到探测器垂线的一侧。这种方式称为转台单侧两次扫描。

为了更好地描述这种成像几何,便于后文对重建算法的介绍,引入等价几何模型,如图 2 所示。转台作顺时针螺旋轨迹运动等价于光源和探测器同步作逆时针螺旋轨迹运动;转台在水平方向上的偏移等同于光

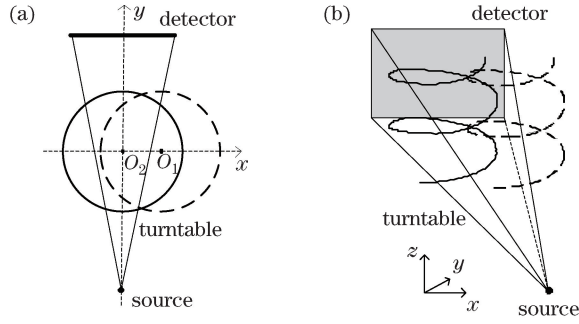


图 1 螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描成像几何。(a)俯视图;(b)侧视图

Fig. 1 Imaging geometry of one-sided two scans in helical cone beam CT. (a) Top view; (b) side view

源和探测器同步沿相反方向的平移。以转台中心 O_2 为原点建立固定的直角坐标系 (x, y, z) 。定义转台横截面的半径为 R_0 ，物体的最大支撑为半径为 R_0 的圆柱体，即在图 2(a)中物体的支撑与转台重合。定义光源垂直探测器的射束为中心射束。由图 2 可知，等价几何中两次螺旋扫描是通过沿探测器水平方向同步偏移光源和探测器实现的。其中，第一次中心射束位于 O_1 处，实现对物体外侧的扫描；第二次中心射束位于转台旋转轴心 O_2 处，实现对物体中部的扫描。两次扫描都以转台中心 O_2 为旋转轴心。定义光源到探测器的距离为 S ，光源 S_1 到 O_1 的距离和光源 S_2 到 O_2 的距离相同且等于 D ， O_1 与 O_2 间的距离为 L ，则两次螺旋扫描的旋转半径分别为 $R_1 = \sqrt{D^2 + L^2}$ 和 $R_2 = D$ ，两次扫描的起始高度、螺距相同，如图 2(b) 所示。

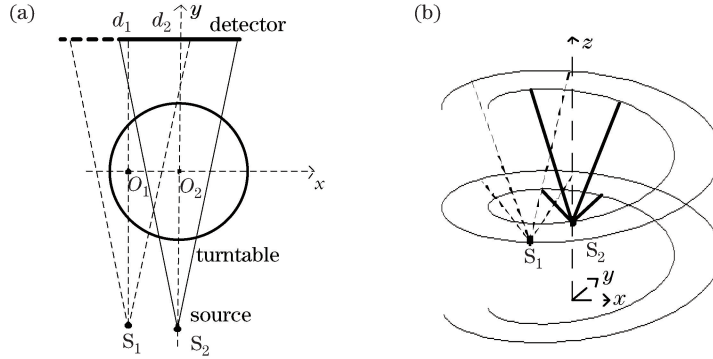


图 2 螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描等价成像几何。(a)俯视图;(b)侧视图

Fig. 2 Equivalent imaging geometry of one-sided two scans in helical cone beam CT. (a) Top view; (b) side view

在固定坐标系 (x, y, z) 下两次扫描光源的轨迹分别为

$$\begin{cases} \mathbf{r}_1(\lambda) = \left[R_1 \cos(\lambda - \lambda_0), R_1 \sin(\lambda - \lambda_0), \frac{h}{2\pi} \lambda \right]^T \\ \mathbf{r}_2(\lambda) = \left[R_2 \cos \lambda, R_2 \sin \lambda, \frac{h}{2\pi} \lambda \right]^T \end{cases}, \quad (1)$$

式中 λ 为旋转角度, h 为螺距, λ_0 为无符号角度且 $\lambda_0 = \arctan(L/D)$ 。

分别以两次扫描的面阵探测器中心为原点定义旋转的笛卡儿直角坐标系 (u_1, v_1, w_1) 和 (u_2, v_2, w_2) 。坐标轴的方向向量分别为 $\mathbf{e}_{u_1}(\lambda)$ 、 $\mathbf{e}_{v_1}(\lambda)$ 、 $\mathbf{e}_{w_1}(\lambda)$ 和 $\mathbf{e}_{u_2}(\lambda)$ 、 $\mathbf{e}_{v_2}(\lambda)$ 、 $\mathbf{e}_{w_2}(\lambda)$ 。其中, w 轴与面阵探测器的法向量平行; u 轴和 v 轴分别沿面阵探测器的行方向和列方向。在固定坐标系 (x, y, z) 下, 两个坐标系的轴向向量均可表示为

$$\begin{cases} \mathbf{e}_u(\lambda) = [\cos \lambda, \sin \lambda, 0]^T \\ \mathbf{e}_w(\lambda) = [-\sin \lambda, \cos \lambda, 0]^T \\ \mathbf{e}_v(\lambda) = [0, 0, 1]^T \end{cases} \quad (2)$$

为了使投影数据满足 OTS-SSRB 算法的需求, 两次螺旋扫描射线对物体横截面的覆盖区域之间需要有

一定的交叠,并且两次扫描总的覆盖区域需大于物体横截面的一半。当物体的横向尺寸更大时,则需要在单侧作更多次扫描来满足至少覆盖物体横截面一半的条件。图 2(a)中,定义转台中心到射束方向的距离为 t 。从光源向转台中心看,如果射线位于转台的左侧则 t 为负;反之, t 为正。定义转台中心到两次螺旋扫描中射束的最小和最大距离分别为 $t_{1\min}$ 、 $t_{1\max}$ 和 $t_{2\min}$ 、 $t_{2\max}$,且应满足

$$\begin{cases} |t_{1\min}| > R_0 \\ t_{1\max} > t_{2\min} \\ t_{2\max} > 0 \end{cases} \quad (3)$$

3 OTS-SSRB 算法

由第 2 节介绍的成像几何可知,两次螺旋扫描具有不同的成像几何,采集的投影数据之间也相互独立,并且存在横向数据截断。因此,很难用现有算法进行重建。本文算法统一使用两组独立且带有横向截断的投影数据,一次重建完整的被扫描物体。算法的关键是如何在不同成像几何下使用各组投影数据和如何处理横向数据截断。

OTS-SSRB 算法是半覆盖单层重排(HF-SSRB)算法^[24]在螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描成像几何下的扩展。该算法首先在各自的成像几何下将两组螺旋锥形束投影分别重排为两组多层扇形束投影,此时的两组多层扇形束投影在成像几何上依然相互独立且存在横向数据截断;然后,将多层扇形束投影重排为多层平行束投影,在重排过程中统一两组投影的成像几何,同时利用平行束投影的对称性质去除数据的横向截断,得到一组完全覆盖物体横截面的平行束投影数据;最后,同样利用滤波反投影公式得到重建图像。具体过程如下。

3.1 锥形束投影到多层扇形束投影的重排

算法将两次螺旋扫描的投影锥形束数据分别重排为两组多层扇形束投影。引入 $b_1(\lambda, u, v)$ 和 $b_2(\lambda, u, v)$,分别表示第一次和第二次螺旋扫描得到的锥形束投影数据,重排后的多层扇形束投影分别用 $p_1^s(\theta, u)$ 和 $p_2^s(\theta, u)$ 表示, λ 和 θ 分别表示重排前后的投影角度。两组投影数据的重排相互独立。重排原理参见文献^[21],不再赘述。最终的重排公式为

$$\begin{cases} p_1^s(\theta, u) \approx \frac{\sqrt{u^2 + S^2}}{\sqrt{u^2 + v^2 + S^2}} b_1(\lambda, u, v) \\ p_2^s(\theta, u) \approx \frac{\sqrt{u^2 + S^2}}{\sqrt{u^2 + v^2 + S^2}} b_2(\lambda, u, v) \end{cases}, \quad (4)$$

式中 $v = \Delta z(u^2 + S^2)/SD$, $\theta = \lambda \% 2\pi$ ($\%$ 表示求余运算), Δz 为锥形束原点与虚拟扇形束原点的距离。重排后的成像几何如图 3 所示。

3.2 多层扇形束投影到平行束投影的重排

为了合并两组独立的投影数据并处理投影的横向数据截断,进一步将两组多层扇形束投影重排为一组

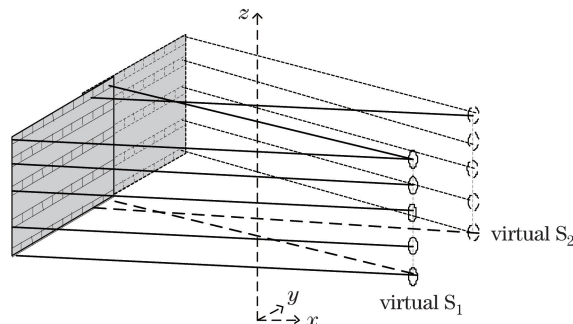


图 3 多层扇形束投影成像几何

Fig. 3 Imaging geometry of multi-slice fan-beam projection

多层平行束投影。经过第一步后得到两组多层扇形束投影 $p_z^1(\lambda, u)$ 和 $p_z^2(\lambda, u)$ 。引入 $g_z(\phi, t)$ 表示第二步重排后的平行束投影,其中 z 与扇形束投影中的参数含义相同,为物体的第 z 层横截面, ϕ 为平行束的投影角度, t 为带符号实数,表示旋转轴到平行束的距离。由于多层扇形束投影各层之间的数据相互独立,因此,该算法从扇形束投影到平行束投影的重排只涉及到相同层的数据。对于任意 z 层, $p_z^1(\lambda, u)$ 和 $p_z^2(\lambda, u)$ 包含 $0^\circ \sim 360^\circ$ 范围内的投影数据,但每个角度下的投影都只覆盖物体横截面的一部分。而算法重排后的 $g_z(\phi, t)$ 包含 $0^\circ \sim 180^\circ$ 范围内完全覆盖物体横截面的投影数据,即满足 $\phi \in [0, \pi)$ 和 $t \in [-R_0, R_0]$ 。

再引入 $q_z(\beta, t)$ 表示重排后的平行束投影数据,其中 β 为平行束投影角度,但 $\beta \in [0, 2\pi)$ 。 $q_z(\beta, t)$ 可以看作半覆盖的多层平行束投影数据,再利用平行束投影的对称性质即可得到最终无截断的 $g_z(\phi, t)$ 。

对于任意第 z 层的投影数据,定义旋转轴到 $p_z^1(\lambda, u)$ 和 $p_z^2(\lambda, u)$ 中射束的最小和最大距离分别为 $t_{1\min}$ 、 $t_{1\max}$ 和 $t_{2\min}$ 、 $t_{2\max}$ 。重排后首先得到 $q_z(\beta, t)$ 。 $q_z(\beta, t)$ 内所有 $t < t_{2\min}$ 的射线全部来源于 $p_z^1(\lambda, u)$, 而所有 $t \geq t_{2\min}$ 的射线全部来源于 $p_z^2(\lambda, u)$ 。通过这种方式,即可将两组独立的扇形束投影融合为一组完整的平行束投影,并且能够去除两组投影之间的冗余数据。重排过程中的几何关系如图 4 所示。

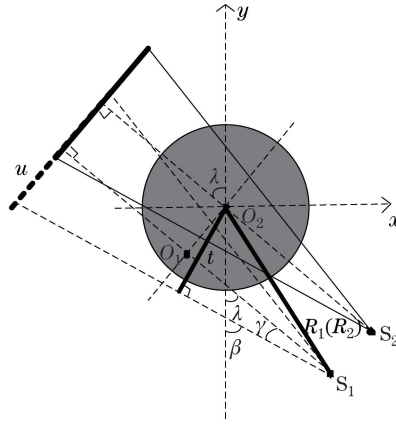


图 4 扇形束投影到平行束投影的重排几何

Fig. 4 Imaging geometry of fan-beam projection rebinned to parallel-beam projection

由图 4 描述的成像几何可知:

$$\lambda = \beta + \gamma, \quad (5)$$

$$u = \frac{S}{D} \times \left(\frac{t}{\cos|\gamma|} + M \right), \quad (6)$$

式中 γ 为带符号扇角, M 为转台中心到 O_1 (O_2) 的距离。对于第一组扇形束投影, $M=L$,

$$\gamma = \arcsin(t/R_1) + \arcsin(L/R_1), \quad (7)$$

而对于第二组扇形束投影, $M=0, \gamma = \arcsin(t/R_2)$ 。

$t < t_{2\min}$ 时射线全部来源于 $p_z^1(\lambda, u)$, 而 $t \geq t_{2\min}$ 时射线全部来源于 $p_z^2(\lambda, u)$, 因此, $q_z(\beta, t)$ 的重排公式为

$$q_z(\beta, t) = \begin{cases} p_z^1 \left\{ \beta + \arcsin\left(\frac{t}{R_1}\right) + \arcsin\left(\frac{L}{R_1}\right), \frac{S}{D} \times \left[\frac{t}{\tan|\arcsin(t/R_1) + \arcsin(L/R_1)|} + L \right] \right\}, & t < t_{2\min} \\ p_z^2 \left\{ \beta + \arcsin\left(\frac{t}{R_2}\right), \frac{S}{D} \times \left[\frac{t}{\tan|\arcsin(t/R_2)|} \right] \right\}, & t \geq t_{2\min} \end{cases} \quad (8)$$

平行束的对称性可表示为

$$g_z(\phi, t) = g_z(\pi + \phi, -t), \quad (9)$$

β 和 ϕ 的关系可表示为

$$\beta = \begin{cases} \phi, & \beta \in [0, \pi) \\ \phi + \pi, & \beta \in [\pi, 2\pi) \end{cases} \quad (10)$$

由(9)式和(10)式可得 $g_z(\phi, t)$ 的重排公式为

$$\mathbf{g}_z(\phi, t) = \begin{cases} \mathbf{q}_z(\phi, t), & t \leq 0 \\ \mathbf{q}_z(\phi + \pi, -t), & t > 0 \end{cases} \quad (11)$$

3.3 滤波反投影

经过前两步后,螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描得到的两组带有横向截断的投影数据被重排成一组完全覆盖物体横截面的平行束投影 $\mathbf{g}_z(\phi, t)$ 。因此,算法采用简单的平行束滤波反投影(FBP)算法即可完成重建,即

$$f(x, y, z) = \int_0^\pi K_z[\phi, t(\phi, x, y)] d\phi, \quad (12)$$

式中 $f(x, y, z)$ 为三维重建结果, $K_z(\phi, t)$ 为斜坡滤波后的数据, $t(\phi, x, y)$ 为点 (x, y, z) 最终投影到平行束几何中的位置。锥角稍大时,为了减少第一步的重排误差在反投影运算中对重建图像质量的影响,反投影运算也可以采用文献[21]中介绍的方法,即在最初的成像几何中计算投影位置完成反投影运算。

4 实验结果及分析

通过数字仿真实验验证本文算法的有效性,同时将实验结果与经典螺旋 FDK 算法^[25]的实验结果进行比较。

构建图 2 所示的螺旋锥束 CT 转台单侧两次螺旋扫描成像几何,并对三维 Shepp-Logan 体模进行数据采集。同时,在标准螺旋成像几何下对 Shepp-Logan 体模进行数据采集。分别使用本文算法和螺旋 FDK 算法对两次采得的投影数据进行重建。具体的系统成像几何参数如表 1 所示。

表 1 仿真参数

Table 1 Parameters of the simulation

Parameter	OTS	Standard helical scan
Distance from source to rotation axis /mm	100	100
Distance from source to detector /mm	300	300
Shepp-Logan phantom size / (pixel×pixel×pixel)	256×256×256	256×256×256
Voxel size of phantom /mm	0.05	0.05
Detector size / (pixel×pixel)	200×100	200×256
Pixel size /mm	0.148	0.148
First translation length /mm	-80×0.05	—
Second translation length /mm	0	—
Helical pitch / (voxel×voxel)	160×0.05	160×0.05
Projection of one turn / (°)	360	360
Size of reconstruction voxel /mm	0.05	0.05
Matrix of reconstruction image / (pixel×pixel×pixel)	256×256×256	256×256×256
Transverse extending ratio	2.56	—

由表 1 可知,转台单侧使用的探测器尺寸为 200 pixel×100 pixel,而 Shepp-Logan 体模尺寸为 256 pixel×256 pixel×256 pixel,即物体在横向上超出成像视野,投影数据存在数据截断。标准螺旋扫描仿真中探测器尺寸为 200 pixel×256 pixel,而物体尺寸为 256 pixel×256 pixel×256 pixel,即投影数据不存在横向数据截断。转台单侧两次螺旋扫描的 360°处投影数据分别如图 5(a)、(b)所示,标准螺旋扫描 360°处投影数据如图 5(c)所示。本文算法和螺旋 FDK 算法的重建结果如图 6 所示,重建结果剖面如图 7 所示。

为了进一步评价重建结果,比较重建三维图像的均方根误差,结果如表 2 所示。均方根误差为

$$R_{\text{RMSE}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [f_p(i) - f_r(i)]^2}, \quad (13)$$

式中 f_p 和 f_r 分别为真值和重建结果, N 为体素个数。

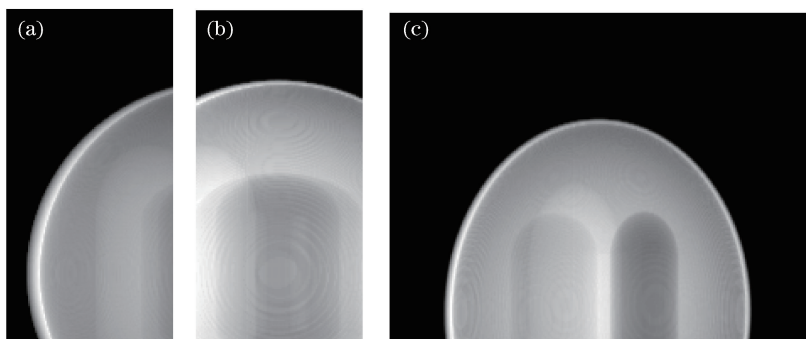


图 5 转台单侧两次螺旋扫描和标准螺旋扫描 360°处投影图。(a)第一次螺旋扫描;(b)第二次螺旋扫描;(c)标准螺旋扫描
 Fig. 5 Projections at 360° obtained by one-sided two helical scans and standard helical scan. (a) First helical scan;
 (b) second helical scan; (c) standard helical scan

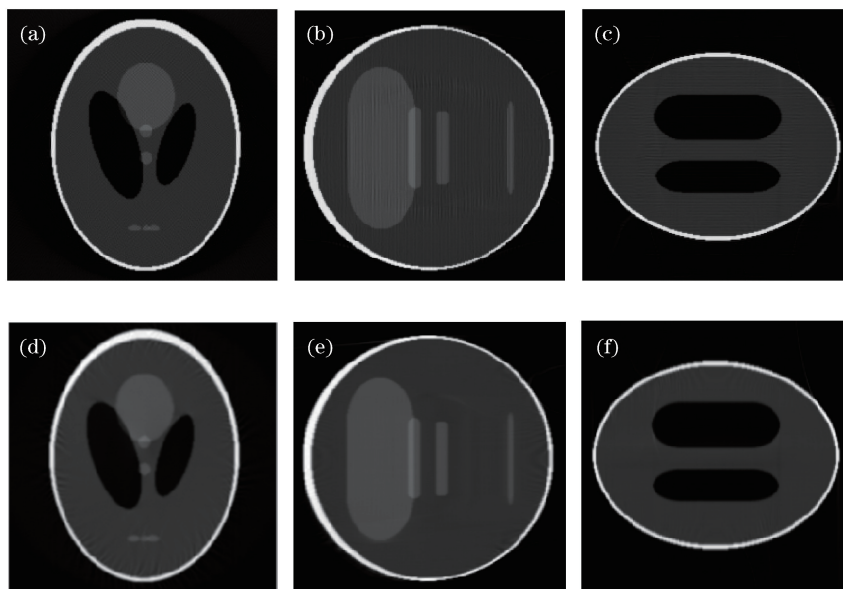


图 6 利用螺旋 FDK 算法重建得到的(a) $x-y$ 、(b) $y-z$ 、(c) $x-z$ 中心切片和利用本文算法重建得到的(d) $x-y$ 、(e) $y-z$ 、(f) $x-z$ 中心切片
 Fig. 6 (a) $x-y$, (b) $y-z$ and (c) $x-z$ central slices reconstructed with helical FDK algorithm and (d) $x-y$, (e) $y-z$ and (f) $x-z$ central slices reconstructed with the proposed method

表 2 重建三维图像均方根误差

Table 2 Root mean square error of the reconstructed three-dimensional images

Algorithm	Value
Helical FDK	0.0034
Proposed	0.0033

由图 6 的重建结果可以看出,本文算法能够对螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描的投影数据实施有效重建,重建结果中没有明显的截断伪影和图像不均匀现象。从图 7 中剖线图的数值比较可以进一步看出,本文算法重建结果在数值上与真值相差很小,这表明重建结果具有较高的数值准确性。图 7 和表 2 中与螺旋 FDK 算法使用标准螺旋锥束投影重建结果的对比也可以说明,本文算法的重建结果没有引入新的误差,重建图像质量与标准螺旋 FDK 算法的重建质量相当,说明本文算法能够有效处理两组投影数据的融合和数据截断问题,在扩大 CT 成像视野的同时,不会引入额外误差,重建质量较好,与标准螺旋 FDK 算法重建质量相当。同时,与目前螺旋锥束 CT 视野扩展算法中横向视野扩展率不能大于两倍的现状相比,本文算法的横向视野扩展率为 2.56(表 1),能够更有效地扩展螺旋锥束 CT 的横向成像视野。

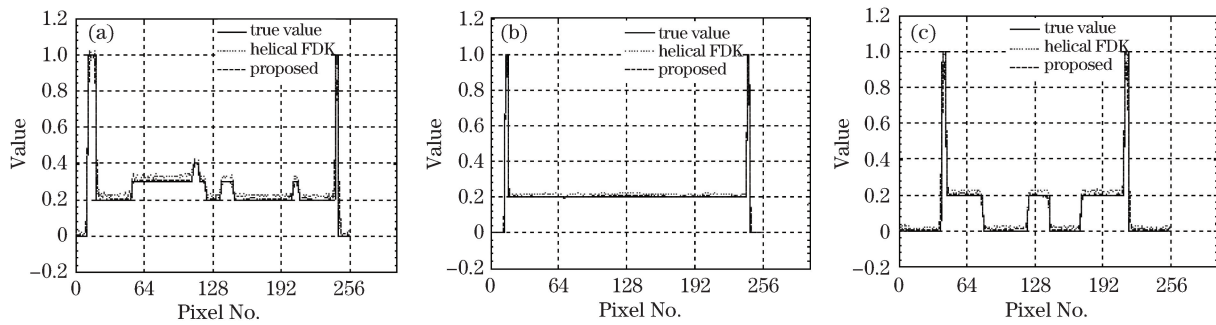


图 7 图 6 中 (a) 第一列、(b) 第二列和 (c) 第三列图像的垂直剖面

Fig. 7 Longitudinal profiles of the reconstruction results corresponding to (a) the first, (b) the second, and (c) the third columns in Fig. 6, respectively

5 结 论

讨论了螺旋锥束 CT 转台单侧两次扫描方式, 该方式在转台的同一侧进行两次螺旋扫描成像, 能够更大程度地扩展螺旋锥束 CT 的横向成像视野。以转台单侧两次螺旋扫描为例, 该方法理论上能够扩展接近 4 倍的横向成像视野。同时提出了一种 OTS-SSRB 重建算法, 该算法通过两次数据重排统一两组投影数据的成像几何, 同时利用平行束投影的对称性质去除了投影数据的横向截断, 最后利用平行束 FBP 公式实现重建。实验验证了提出的扫描方式和重建算法可以更大程度地扩展螺旋锥束 CT 横向成像视野。

参 考 文 献

- Bao Shanglian. Modern medical imaging physics[M]. Beijing: Peking University Medical Press, 2003.
包尚联. 现代医学影像物理学[M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2003.
- Ma Jiming, Zhang Jianqi, Song Guzhou, *et al.* Total variation constrained iterative filtered backprojection CT reconstruction method[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(2): 0234002.
马继明, 张建奇, 宋顾周, 等. 全变分约束迭代滤波反投影 CT 重建[J]. 光学学报, 2015, 35(2): 0234002.
- Hounsfield G N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system[J]. British Journal of Radiology, 1973, 46(552): 1006-1022.
- Vavrik D, Dammer J, Jakubek J, *et al.* Advanced X-ray radiography and tomography in several engineering applications [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2011, 633(S1): S152-S155.
- Bruno G, Ehrig K, Haarring H, *et al.* Industrial and synchrotron X-ray CT applications for materials characterisation [C]. Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, 2014: 15-31.
- Mao Lingtao, Chiang Fu-Pen, Yuan Zexun. Three-dimensional displacement measurement in solid using digital volumetric speckle photography based on computer tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(3): 0312001.
毛灵涛, Chiang Fu-Pen, 袁则循. 基于 CT 的数字体散斑法测量物体内部三维变形场[J]. 光学学报, 2015, 35(3): 0312001.
- Zhang Guoqiang, Zhou Hu, He You, *et al.* Ring artifacts correction of computerized tomography image based on polar-coordinate transform[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(5): 0534001.
张国强, 周 虎, 和 友, 等. 基于极坐标变换去除计算机层析图像环形伪影[J]. 光学学报, 2012, 32(5): 0534001.
- Fu J, Lu H N. Research of large field of view scan mode for industrial CT[J]. Chinese Journal of Aeronautics, 2003, 16(1): 59-64.
- Han Y, Yan B, Li L, *et al.* Multiple helical scans and the reconstruction for over FOV-sized objects in cone-beam CT[J]. Chinese Physics B, 2012, 21(6): 068701.
- Han Yu, Li Lei, Yan Bin, *et al.* A half-covered helical cone-beam CT reconstruction algorithm based on the Radon inversion transformation[J]. Acta Physica Sinica, 2015, 64(5): 058704.
韩 玉, 李 磊, 闫 斌, 等. 一种基于 Radon 逆变换的半覆盖螺旋锥束 CT 重建算法[J]. 物理学报, 2015, 64(5): 058704.
- Leng S, Zhuang T Z, Nett B, *et al.* Exact fan-beam image reconstruction algorithm for truncated projection data acquired from an asymmetric half-size detector[J]. Physics in Medicine Biology, 2005, 50(8): 1805-1820.
- Li L, Chen Z Q, Zhang L, *et al.* A new cone-beam X-ray CT system with a reduced size planar detector[J]. High Energy

- Physics and Nuclear Physics, 2006, 30(8): 812-817.
- 13 Schäfer D, Grass M. Cone-beam filtered backprojection for circular X-ray tomography with off-center detector [C]. Proceedings of 10th Fully 3D Meeting and 2nd HPIR Workshop, Beijing, 2009: 86-89.
 - 14 Wang G. X-ray micro-CT with a displaced detector array[J]. Medical Physics, 2002, 29(7): 1634-1636.
 - 15 Kunzea H, Dennerlein F. Cone beam reconstruction with displaced flat panel detector[C]. Proceedings of 10th Fully 3D Meeting and 2nd HPIR Workshop, Beijing, 2009: 138-141.
 - 16 Fu J, Lu H N, Li B, *et al.* X-CT imaging method for large objects using double offset scan mode [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2007, 575(3): 519-523.
 - 17 Chen M, Zhang H T, Zhang P. BPF-based reconstruction algorithm for multiple rotation-translation scan mode [J]. Progress in Natural Science, 2008, 18(2): 209-216.
 - 18 Zou X B, Zeng L, Wang J, *et al.* Improved scanning and reconstruction of large objects by cone-beam industrial computed tomography[C]. Proceedings of 9th IASTED International Conference on Signal and Image Processing, Crete, 2007.
 - 19 Zou Xiaobing, Zeng Li. Rebinned BPF reconstruction for helical cone-beam CT with half-cover scanning [J]. Optics and Precision Engineering, 2010, 18(9): 2077-2085.
邹晓兵, 曾 理. 重排的半覆盖螺旋锥束 CT 的反投影滤波重建 [J]. 光学 精密工程, 2010, 18(9): 2077-2085.
 - 20 Guo J, Zeng L, Zou X. An improved half-covered helical cone-beam CT reconstruction algorithm based on localized reconstruction filter [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2011, 19(3): 293-312.
 - 21 Zou X B, Zeng L, Li Z J. Dual helical cone-beam CT for inspecting large object [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2009, 17(3): 233-251.
 - 22 Zeng L, Zou X B. Katsevich-type reconstruction for dual helical cone-beam CT [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2010, 18(4): 353-367.
 - 23 Zeng L, Zou X B. BPF-type reconstruction for dual helical cone-beam CT [J]. Current Medical Imaging Reviews, 2011, 7(2): 125-135.
 - 24 Han Y, Yan B, Li L, *et al.* Rebinned filtered back-projection reconstruction from truncated data for half-covered helical cone-beam CT [J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2014, 61(5): 2753-2763.
 - 25 Wang G, Lin T H, Cheng P C, *et al.* Scanning cone-beam reconstruction algorithms for X-ray microtomography [C]. SPIE, 1991, 1556: 99-112.