

# 考虑旋转中心标定误差的中子偏置计算机断层扫描成像方法

林强<sup>1</sup>, 马泽明<sup>2</sup>, 刘斌<sup>3</sup>, 王文健<sup>1</sup>, 丁昊昊<sup>1</sup>, 杨民<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>西南交通大学轨道交通运载系统全国重点实验室摩擦学研究所, 四川 成都 610031;

<sup>2</sup>西南交通大学唐山研究院, 河北 唐山 063000;

<sup>3</sup>中国工程物理研究院核物理与化学研究所, 四川 绵阳 621900;

<sup>4</sup>北京航空航天大学机械工程及自动化学院, 北京 100191

**摘要** 中子偏置CT(computed tomography)扫描是一种有效的大尺寸样品层析检测方法,但投影数据截断会导致较大的CT系统转台旋转中心标定误差,严重影响成像质量。基于投影数据对称性原理,提出了一种计算旋转中心左侧和右侧投影数据和之间方差的偏置CT扫描旋转中心精确标定算法。设计了对称补数据重建算法和投影数据预处理重建算法,验证得到,对称补数据重建算法对旋转中心标定误差更为敏感,较小的误差值会导致补齐后投影数据出现拼接缝以及拼接错位问题。提出了一种中子投影数据噪声仿真方法,设计的三维仿真模体验证了所提标定算法与投影数据预处理重建算法在不同旋转中心偏置大小以及不同强度投影噪声条件下的性能优势。基于反应堆中子源开展了中子偏置CT扫描成像验证实验,获得了样品清晰的内外部结构细节,中子CT成像系统的成像视野扩大了31.4%。

**关键词** 计算机断层扫描成像; 图像重建技术; 中子; 偏置扫描; 旋转中心

中图分类号 TP391.4

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS231333

## 1 引言

工业CT(computed tomography)成像作为一种重要的无损检测技术,在航空航天、材料学、核物理学、地质学、生物医学、电子和考古等领域的无损检测中发挥着越来越重要的作用<sup>[1-3]</sup>。由于中子与物质相互作用机理有别于X射线,中子CT成像在检测含氢材料、重金属组件中的低密度材料(如金属容器中低原子序数材料分布的均匀性、固态电子器件中的含氢多余物)、复合材料、放射性材料、原子序数相近的核素材料及某些同位素材料的宏观分布等方面成为X射线及其他无损检测技术的有益补充<sup>[4]</sup>。

标准的构件回转(RO)扫描也被称为第三代CT扫描<sup>[5]</sup>。在整个CT扫描过程中,待检物体截面被成像视野(FOV)全包围,探测器采集到的投影数据在横向是完整的。对于大尺寸构件的层析检测来说,受中子出束口尺寸与探测器成像面积的限制,被检构件感兴趣区域的宽度大于透照场的宽度,传统中子CT扫描方式不能保证中子束在每个旋转视角下都能包围被检样品,因而无法实现该类样品的层析检测。针对此问

题,一种被称为偏置扫描模式的CT扫描方式应运而生<sup>[6-7]</sup>。偏置扫描时,样品偏置放置,中子束穿过样品台旋转中心(COR),并仅覆盖样品单侧区域。探测器采集被检样品360°旋转角度内的投影数据,此时CCD(charge coupled device)相机采集的投影图像沿横向发生截断。

目前,国内外学者对偏置扫描方式与重建算法的研究主要集中于X射线层析成像领域<sup>[8-9]</sup>。研究表明:偏置扫描时探测器存在投影冗余区域 $L_0$ ,当采用传统CT重建算法进行图像重构时,重建图像将会出现亮环状伪影。这种投影数据截断的情况通常是不可避免的,因为RO扫描时成像视野有限,而被检样品的形状尺寸多种多样,总会存在成像视野无法包围样品横截面的情况。

针对CT投影数据截断问题的解决方案可以分为两类。第一类是在标准RO扫描模式下通过对重建算法改进实现样品被射线覆盖区域的CT重构。在这些算法中最具代表性的是反投影滤波重建算法(BPF)<sup>[10]</sup>,BPF算法的最大进步在于它首次在理论上解决了横向截断投影数据的精确CT重建问题,可以

收稿日期: 2023-08-01; 修回日期: 2023-10-23; 录用日期: 2023-10-30; 网络首发日期: 2023-11-03

基金项目: 国家重点研发计划(2022YFA1604000)、国家自然科学基金(52205578, 52227802)、四川省自然科学基金(2023NS-FSC0875)

通信作者: \*minyang.ndt@buaa.edu.cn

利用最少的投影数据精确重建出样品内部结构<sup>[11]</sup>。Yu 等<sup>[12]</sup>针对锥束截断投影数据提出了利用数据冗余信息进行加权的 BPF 算法,提高了重建图像的整体质量。Li 等<sup>[13]</sup>针对探测器偏置扫描方式设计了一种直接反向投影预处理的重建算法,有效降低了 CT 系统的成本和 X 射线剂量。但是上述算法复杂度高、运行耗时长,这些缺点成为限制其工程应用的最主要问题。第二类是采用非常规扫描模式,并采用标准的预处理滤波反投影重建算法(FBP)进行 CT 重构,如第二代 CT 扫描与偏置 CT 扫描。第二代 CT 扫描通过被检样品的多次横向平移和旋转运动进行投影数据采集,最后重排数据以获得完整的 CT 投影数据,实现大样品的 CT 成像。陈云斌等<sup>[14]</sup>利用转台单侧三次偏置扫描技术获得了直径超过 1500 mm 的扫描视野。孙亮等<sup>[15]</sup>通过坐标转换和插值计算得到了平行束投影正弦图中各采样点在 TR(transverse rotation)扫描正弦图中对应的映射点坐标及灰度信息。但这种 TR 扫描方式重排数据时需要引入成像系统几何参数以及数据插值操作。重排精度较大地依赖于几何参数标定和样品运动精度,并且,样品台多次的横向与旋转运动也会降低 CT 数据的采集效率,增加样品中子辐照活化风险。偏置扫描模式将样品的一部分偏移出射线辐射场进行 CT 扫描,利用专用的 FBP 重建算法获得样品完整的断层图像。偏置扫描可检测的工件宽度最大可达传统 CT 系统的两倍,是一种理想的大尺寸样品层析检测方法。

对于上述任一种层析检测方法,转台 COR 位置的标定精度是决定图像重建质量的重要基础<sup>[16-17]</sup>。对于标准平行束或扇束 CT 扫描,目前已经提出较多 COR 标定方法,如投影质心法<sup>[18]</sup>、正弦图中心法<sup>[19-20]</sup>、相反角法<sup>[21-22]</sup>、迭代法<sup>[23-24]</sup>和卷积神经网络法<sup>[25]</sup>。邹晶等<sup>[18]</sup>针对光学耦合 CT 系统提出了一种数学参数标定模型,对两个球形模体进行圆周扫描成像,建立双球系统的投影轨迹,从而拟合出 COR 的精确位置。在投影质心法中,为了精确求出 COR 的位置,需要将扫描样品完整置于 CT 成像视野中。Nguyen 等<sup>[23]</sup>通过设计内含金属球的标定模体来进行 X 射线 CT 系统参数标定,将模体在系统的几何位置代入迭代公式中进行计算,从而求解 COR 的位置。

上述标定方法均需采集到被检样品的完整投影图像,在面对投影数据截断情况的偏置扫描模式时,仅有相反角标定(OAC)算法<sup>[22]</sup>适用于平行束偏置 CT 扫描方式。本研究针对大尺寸样品的中子层析检测问题,考虑 COR 标定误差设计了中子偏置 CT 扫描成像方法。由于偏置扫描模式投影数据发生截断,COR 标定误差较大,因此本研究首先设计了平行束偏置扫描转台 COR 标定算法,在此基础上建立了对称补数据 CT 重建算法及投影数据预处理 CT 重建算法,并讨论了两种重建算法重建质量对于 COR 标定误差的敏感度。基于中国工程物理研究院的中子成像平台开展了中子

偏置扫描实验,验证了中子束偏置扫描层析成像方法的准确性。

## 2 平行束偏置扫描模式下的 COR 标定算法设计

### 2.1 基于投影数据对称性原理的标定算法设计

CT 成像系统转台 COR 位置的标定精度是决定重建质量的重要基础。当转台 COR 位置标定出现误差时,重建算法中反投影地址也随之出现偏差,致使重建图像样品结构扭曲,细节严重失真。如图 1(a)所示,中子 CT 扫描时,射线束和探测器保持静止,被检样品绕旋转轴旋转 360°,此扫描过程等价于被检样品保持静止,射线束与探测器绕转台 COR  $O$  旋转 360°。当 CT 扫描完成时,采集到的行数据构成一个二维正弦图  $p(\beta, s)$ ,其中,  $\beta$  代表旋转角度,  $s$  代表在  $O_d S_d$  轴上的探测器单元坐标。平行束 CT 扫描正弦图如图 1(b)所示,  $-s_l$  和  $s_r$  是探测器的左右边界,  $-s'$  和  $s'$  是关于  $S_0$  对称的探测器单元。

图 1(b)为采集到的样品投影正弦图  $P(\beta, s)$ ,当两个旋转角分别为  $\beta$  和  $(\beta + \pi)$  时,射线  $FF'$  穿过被扫描断层并分别到达探测器中的单元  $s_\beta$  和  $s_{\beta+\pi}$ ,得到投影值  $P(\beta, s_\beta)$  和  $P(\beta + \pi, s_{\beta+\pi})$ 。由于穿过相同的断层路径,很明显投影值  $P(\beta, s_\beta)$  和  $P(\beta + \pi, s_{\beta+\pi})$  相等。进一步推导得到点  $s_\beta$  和  $s_{\beta+\pi}$  关于 COR 投影点  $S_0$  对称,因此可得<sup>[26]</sup>:

$$P(\beta, s_\beta) = P(\beta + \pi, s_{\beta+\pi}), \quad (1)$$

$$s_{\beta+\pi} - S_0 = S_0 - s_\beta. \quad (2)$$

根据上述推导,COR 位置将投影正弦图分成左右两个部分,对于投影正弦图左侧的投影值,在其右侧一定有对应相等的投影数据,反之亦然。因此,假设 COR 不发生偏移,COR  $S_0$  左侧投影数据之和等于右侧相同宽度区域内的投影数据和。如图 2 所示,由于采用平行束偏置扫描方式采集投影数据,假设 COR 向左侧发生偏移,则投影正弦图左侧处于截断状态,投影正弦图中 COR 左右两侧投影数据的和并不相等,但 COR 左侧的投影数据之和与右侧相同宽度区域内的投影数据之和相等。在探测器区域  $[T_0, S_0]$ ,探测器单元的位置分别为  $T_0, T_1, \dots, T_n$ ,到达探测器单元  $T_0, T_1, \dots, T_n$  的射线分别为  $l_0, l_1, \dots, l_n$ 。  $T_0, T_1, \dots, T_n$  关于  $S_0$  的对称点分别为  $T_0', T_1', \dots, T_n'$ ,则有

$$\sum_{i=0}^n \int_0^{2\pi} P(\beta, T_i') d\beta - \sum_{i=0}^n \int_0^{2\pi} P(\beta, T_i) d\beta = 0, \quad (3)$$

式中:  $P(\beta, T_i)$  表示投影角度为  $\beta$  且探测器单元坐标位于  $T_i$  的投影灰度值;  $T_i'$  是  $T_i$  关于 COR  $S_0$  对称的探测器单元坐标;  $n$  代表 COR 左侧探测器单元数量。式(3)说明了偏置扫描模式下的投影数据对称性原理。为了标定 COR,求解得到曲线:

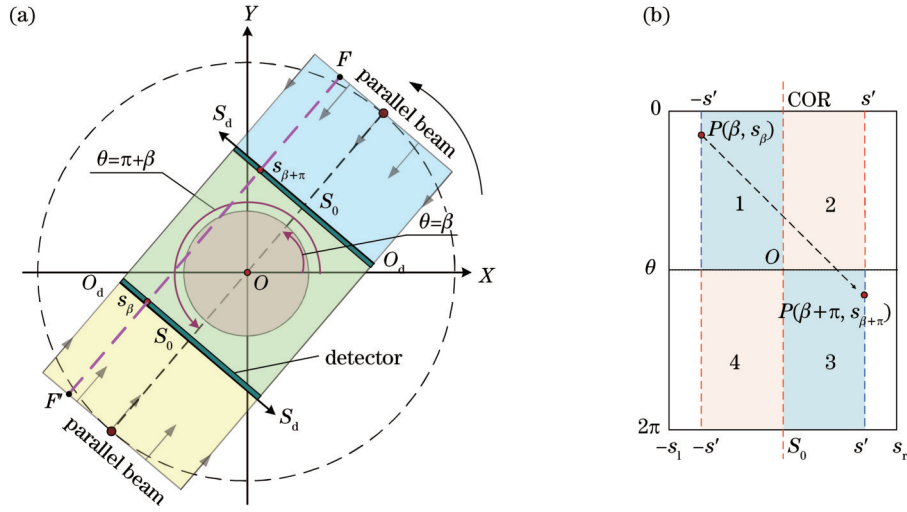


图1 平行束投影数据对称性原理。(a)平行束CT扫描;(b)投影正弦图

Fig. 1 Principle of symmetry of parallel-beam projection data. (a) Parallel-beam CT scanning; (b) projection sinogram

$$D(S_0) = \sum_{i=0}^n \left[ \sum_{j=0}^{H-1} P(\beta_j, T_i') - \sum_{j=0}^{H-1} P(\beta_j, T_i) \right]^2 / (n+1), \quad (4)$$

式中,  $H$  是中子束投影正弦图的图像高度, 其值等于总投影幅数。然而对于实际数据, 由于中子束线散射、探测器响应不一致性引起的随机噪声以及不可避免的计算误差, 式(4)会产生较大误差。本研究借鉴扇束偏置扫描模式 COR 标定算法<sup>[8]</sup>设计式(4)来标定 COR。由于  $T_i'$  为非整数,  $P(\beta_j, T_i')$  的值需要插值得到。实际上

$S_0$  是真实的 COR, 是需要精确求解的参数。当正弦图左侧发生截断时, COR 必定位于探测器的左半侧, 即  $C_{COR} \in [T_0, C]$  且  $C = W/2$ , 其中,  $C$  为探测器中心,  $W$  为探测器的宽度。类似地, 如果正弦图右侧发生截断, COR 必定存在于探测器的右半侧 ( $C_{COR} \in [C, B]$ ,  $B$  为最右侧探测器单元坐标)<sup>[8]</sup>。根据式(4), 每一个可能的 COR 在  $[T_0, C]$  或  $[C, B]$  区域内。当按照步长  $step$  (本文中均设置  $step$  为 0.01) 搜索 COR 时, 每一个可能的  $S_0$  值被枚举为  $s$ , 计算  $D(s)$  值, 只有当  $D(s)$  达到最小值时,  $s$  即为 COR 的实际标定值。

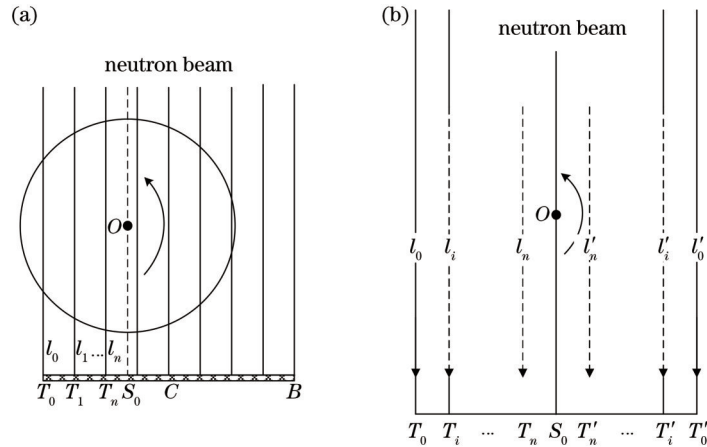


图2 偏置CT扫描COR标定算法示意图。(a)探测器单元位置;(b)投影数据对称转换

Fig. 2 Schematic diagram of COR calibration algorithm under displaced CT scanning. (a) Detector unit position; (b) symmetric transformation of projection data

## 2.2 抗噪声性能分析

由于中子成像束流中伴随着大量的  $\gamma$  射线, 中子原始图像中通常会出现较多的高亮度噪声<sup>[27-28]</sup>, 严重时还会出现尺度大、强度大的随机  $\gamma$  白斑噪声<sup>[29]</sup>, 并且中子散射和成像系统的非均匀响应引起的高斯噪声<sup>[30-31]</sup> 以及计算误差也是不可避免的。因此, 中子偏

置 CT 扫描 COR 标定算法应具有较强的抗噪声能力。为了检验所提算法的求解精度以及抗噪声性能, 设计了三维计算机仿真模体。偏置 CT 扫描的计算机仿真中使正弦图仅在左侧发生截断。计算机仿真中投影图像的宽度和高度分别为 350 pixel 和 512 pixel, COR 的真实位置位于  $S_0 = 94$  pixel 处。

将平均值为 0、标准差为  $\sigma$  的高斯噪声添加到仿真后的中子投影中作为中子图像高斯噪声。在中子投影数据  $\gamma$  白斑噪声仿真方面,由于  $\gamma$  白斑噪声尺度大、强度大并且分布随机,在投影图像中首先确定数量为  $N$  且位置随机的噪声中心点,然后利用随机矩阵在  $N$  个噪声中心点上生成椭圆形  $\gamma$  白斑噪声。该椭圆的长轴和短轴均随机设置为 1、2、3 pixel,并且椭圆

的长轴方向也随机设置,以保证  $\gamma$  白斑噪声分布和尺度的随机性。 $\gamma$  白斑噪声的灰度值设置为投影图像的灰度最大值。在平行束偏置 CT 扫描投影图像中同时加入不同强度高斯噪声(由  $\sigma$  确定)和  $\gamma$  白斑噪声(由  $N$  确定),从而验证所提标定算法的抗噪声能力。不同旋转角度下三维仿真模体的含噪声投影图像如图 3 所示。

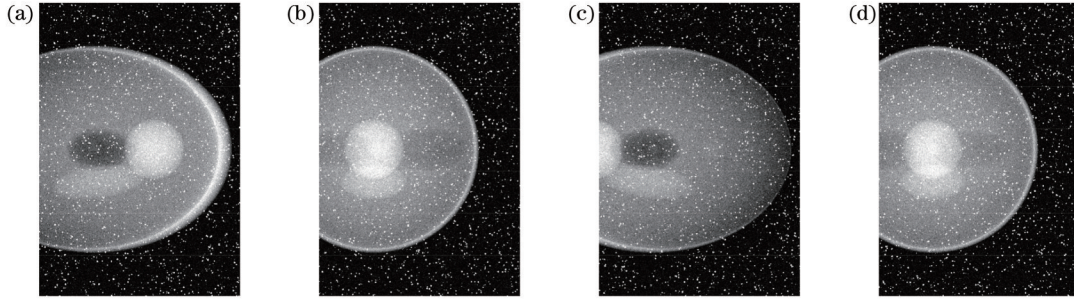


图 3 不同角度含噪声投影图像。(a)0°;(b)90°;(c)180°;(d)270°  
Fig. 3 Projection images with noise from different views. (a) 0°; (b) 90°; (c) 180°; (d) 270°

提取投影图像的中间行数据组成含噪声的投影正弦图,因此投影正弦图的宽、高分别为 350、720 pixel。含噪声投影正弦图、求解得到的曲线  $D(s)$ 、求解误差以及最终的重建图像如表 1 所示。所提算法与相反角算法<sup>[22]</sup>求解结果的对比如表 2 所示。可以得到:对于无噪声正弦图,两种标定算法都能达到较高的精度;但随着中子噪声强度增加,相反角标定算法的计算误差明显增加。因此,所提算法具有更高的精确性和稳定性。

为了验证 COR 偏置大小对实际标定结果的影响,利用三维仿真模体无噪声的投影数据进行标定实验。设置 COR 的实际位置从 15 pixel 至 155 pixel,共进行 29 组仿真实验,分别获得投影正弦图。利用所提 COR 标定算法对 COR 进行标定,COR 的实际位置、标定结果与标定误差如图 4 所示。观察得到,所提算法的标定误差均控制在 0.2 pixel 以内,证明 COR 偏置大小对所提算法的标定精度影响较小。

### 3 平行束偏置扫描模式下的 CT 重建算法研究

偏置扫描模式下投影数据截断以及冗余的投影数据将导致重建图像中心出现亮环状伪影。针对此问题,利用两种算法对投影数据进行重建以消除 CT 图像伪影,分别为对称补数据(SCD)CT 重建与投影数据预处理(PDP)CT 重建。

#### 3.1 SCD 重建算法

根据式(1)和式(2),如果已知  $P(\beta, s_\beta)$ ,可以得到投影值  $P(\beta + \pi, s_{\beta + \pi})$ 。因此,将平行束 CT 扫描正弦图分为 4 个矩形区域,如图 1(b)所示,由区域 1 中像素的投影值可推导出区域 3 内像素的投影值。类似地,

区域 4 中的投影数据也可以由区域 2 中的投影数据补齐。SCD 重建算法通过这一原理对偏置扫描模式缺失的投影数据进行补充,得到完整投影正弦图。随后,利用 FBP 算法可以得到精确重建结果。

#### 3.2 PDP 重建算法

冗余区域的存在使完整 360° CT 扫描过程中在阴影区域内的投影数据能够找到两个投影值,而其他区域的投影数据则只能找到一个投影值。因此,需要采用一定的方式处理正弦图数据,对冗余的投影值进行加权处理,使所有方向的投影数据对重建结果贡献相同的数据量。Wang 等<sup>[32]</sup>针对扇束偏置扫描模式提出了一种基于 WANG 加权函数预处理的 CT 重建算法。加权函数坐标系如图 5 所示,加权函数处理后投影图像主要由三部分组成:最右侧部分为原始数据部分;中间部分为 WANG 加权函数处理部分,其宽度为  $2L_0$ ;最左侧部分为补零部分,通过补零使得投影图像的中心与 COR 重合。WANG 加权函数对采集了两次投影角度的数据进行归一化,使所有投影方向的投影数据为重建结果提供同等的数据量贡献。由于中子束近似为平行束,射线源到 COR 的距离(FDD)近似于无穷大,因此平行束偏置扫描模式 WANG 加权函数改写为

$$\omega(t, \beta) = \begin{cases} \frac{1}{2} [\sin(t\pi/2L_0) + 1], & -L_0 \leq t < L_0, \\ 1, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

式中:  $t$  为加权函数坐标系横坐标;  $\omega(t, \beta)$  代表  $\beta$  角度时投影图像在  $t$  坐标下的加权函数值;  $L_0$  代表投影冗余区域宽度。在获得预处理投影图像基础上,利用标准的 FBP 重建算法获得理想重建图像。

采用筒状构件模拟数据验证 SCD 重建算法及基于 WANG 加权函数预处理的 CT 重建算法的精度与

表 1 不同噪声水平下 COR 的计算结果

Table 1 Calculated results of COR with different noise intensities

unit:pixel

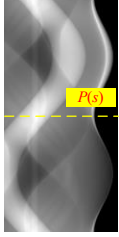
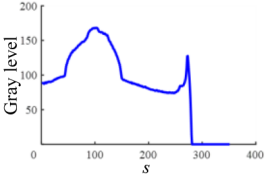
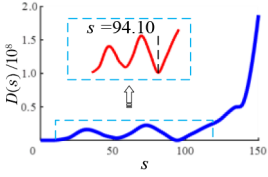


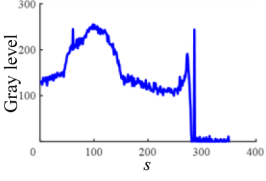
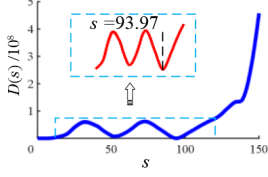
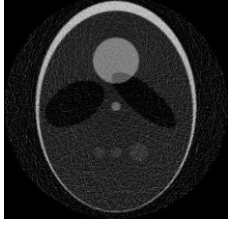

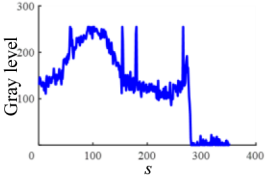
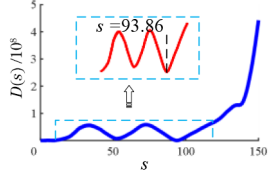
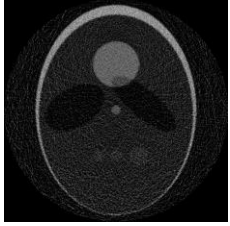

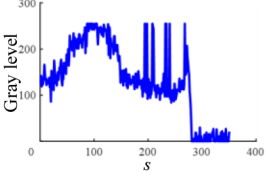
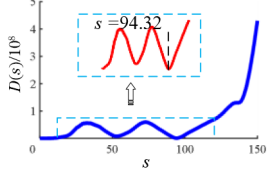
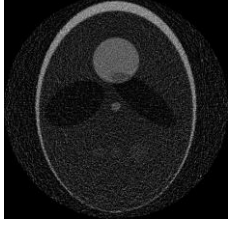

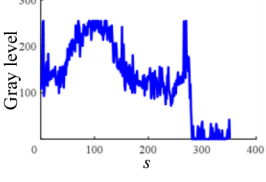
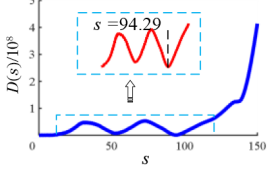
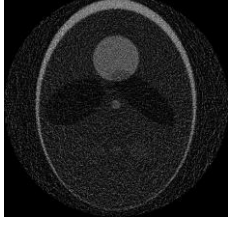
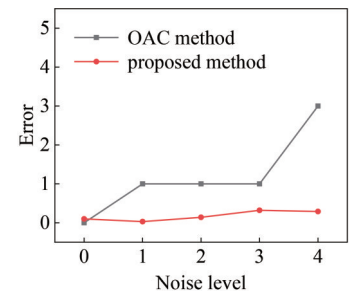
Noised sinogram	Profile of $P(s)$	$D(s)$	$\sigma$	$N$	Error	Reconstructed image
			0	0	0.10	
			5	1000	0.03	
			10	2000	0.14	
			15	3000	0.32	
			20	4000	0.29	

表 2 OAC 算法与所提算法标定结果比较

Table 2 Comparison of calculation results between OAC method and the proposed algorithm

unit:pixel

Noise level	$\sigma$	$N$	Error for OAC method	Error for proposed method
0	0	0	0	0.10
1	5	1000	1.0	0.03
2	10	2000	2.0	0.14
3	15	3000	1.0	0.32
4	20	4000	5.0	0.29



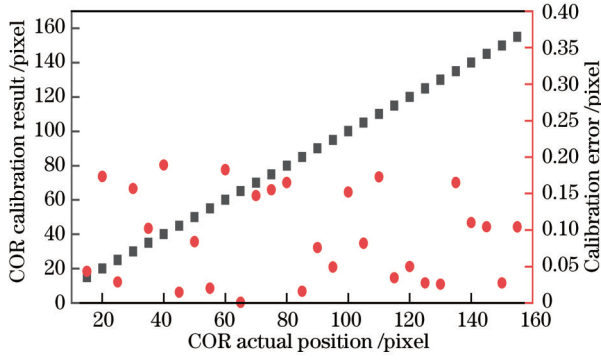


图 4 不同偏置大小下 COR 的标定结果

Fig. 4 COR calibration results with different displaced sizes

有效性。设计的筒状模体如表 3 所示,筒状模体包含了不同灰度圆孔、三角孔、不同方向方孔以及横向与纵向的线状结构。被检模体的尺寸为 900 pixel(直径)×360 pixel(高度),探测器的宽度为 800 pixel,样品完整投影宽度超过了面阵列探测器的成像宽度。因此,采用偏置扫描模式实现被检模体的 CT 扫描,设计的模体与偏置 CT 扫描参数如表 3 所示。选取样品中心断层进行 CT 重建,获取的样品中心断层投影正弦图如表 3 所示。

利用平行束投影数据对称性原理补齐正弦图中

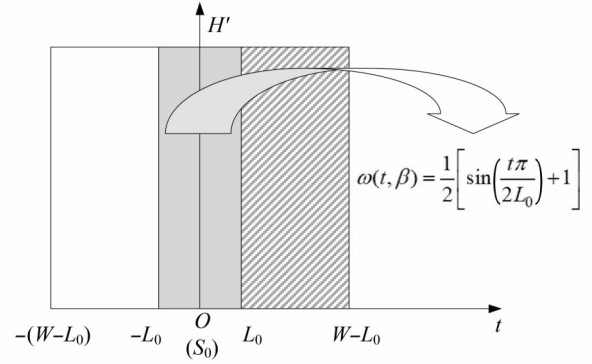


图 5 偏置扫描投影数据冗余部分与加权函数<sup>[32]</sup>

Fig. 5 Redundancy and weighting function of projection data under displaced scanning<sup>[32]</sup>

缺失的投影数据,补齐后的投影数据如图 6(a)所示。基于补齐后的投影数据,利用标准的 FBP 重建算法获得重建图像,结果如图 6(b)所示。另外,利用 PDP 重建算法对单侧截断的投影数据进行加权处理,结果如图 6(c)所示,然后利用标准 FBP 算法对加权后的投影数据进行重建,结果如图 6(d)所示。分析两种算法的重建结果可知,SCD 重建算法与 PDP 重建算法均能消除图像亮环状伪影,图像细节与模型一致,重建图像质量显著提升。

表 3 模体及计算机模拟参数

Table 3 Phantom and computer simulation parameters

unit:pixel

Scanning mode	Detector unit size	Reconstructed image size	Number of projection	COR
Parallel beam	1	800(width)×800(height)	720	200

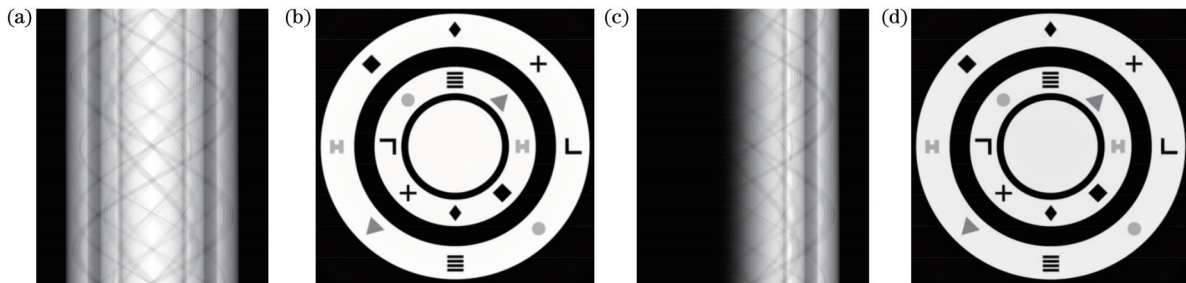
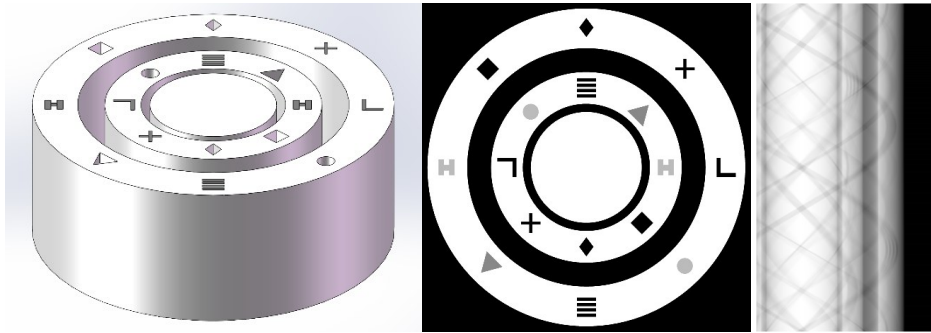


图 6 SCD 算法与 PDP 算法重建结果。(a) 补齐后投影数据;(b) SCD 算法重建结果;(c) 投影加权处理;(d) PDP 算法重建结果

Fig. 6 Reconstruction results of SCD algorithm and PDP algorithm. (a) Supplementary projection data; (b) reconstruction result of SCD algorithm; (c) projection weighted processing; (d) reconstruction result of PDP algorithm

但偏置扫描不同于标准 CT 扫描,其投影数据发生明显缺失,导致  $S_0$  的标定结果出现一定的误差,这就需要重建算法对  $S_0$  的标定误差具有较强的稳定性,以保证重建精度。在偏置 CT 扫描计算机仿真中,  $S_0$  的真实值为 200。在重建算法中将  $S_0$  设置为 202,对两种算法的重建图像质量进行分析。在 SCD 重建算法中,补齐后投影数据如图 7(a)所示,补齐后投影数据局部区域(ROI)如图 7(c)、(e)所示,该区域位于原始投影数据截断位置处。由于 COR 投影值具有误差,投影数据填补

时将采用错误的投影数据,因此,正弦图拼接位置出现了拼接缝以及拼接错位现象。

针对图 7(a)所示补齐后的投影数据,利用 FBP 重建算法获得的重建图像如图 8(a)所示,不同 ROI 的重建结果如图 8(b)所示。可以看出,SCD 算法的 CT 重建结果出现了一定的图像伪影,细节结构出现扭曲,ROI-2、ROI-4 内的方块结构、十字结构严重失真。此外,由于拼接缝、拼接错位以及 COR 误差等的影响,重建图像还出现了一定的条状伪影。

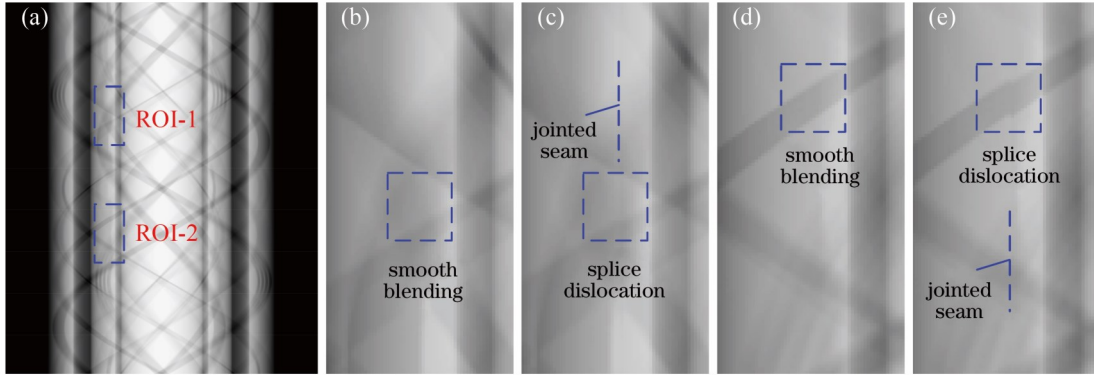


图 7 SCD 重建算法误差分析。(a)补齐后投影数据;(b)ROI-1 理想结果;(c)ROI-1 补齐结果;(d)ROI-2 理想结果;(e)ROI-2 补齐结果

Fig. 7 Error analysis of SCD reconstruction algorithm. (a) Supplementary projection data; (b) ideal result of ROI-1; (c) supplementary result of ROI-1; (d) ideal result of ROI-2; (e) supplementary result of ROI-2

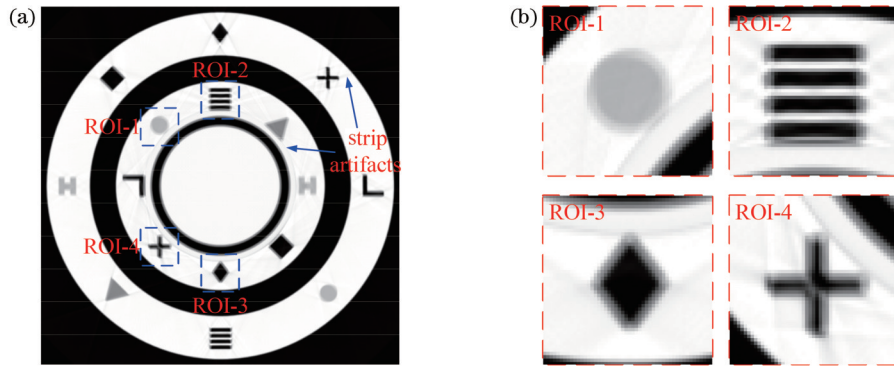


图 8 SCD 算法 CT 重建结果。(a)SCD 算法结果;(b)ROI 结果

Fig. 8 CT reconstruction results of SCD algorithm. (a) Result of SCD algorithm; (b) ROI results

在 PDP 重建算法中, WANG 加权函数处理后的投影数据如图 9(a)所示,利用 FBP 重建算法获得的 CT 图像如图 9(b)所示,不同 ROI 的重建结果如图 9(c)所示。PDP 重建算法的重建图像也具有一定的伪影,但相比图 8 所示的重建结果,图 9 所示重建结果的细节分辨能力更强,重建图像质量更高。

为了客观地衡量重建图像的质量,采用图像重建中常用的图像质量表征方法,即结构相似度系数(SSIM)、峰值信噪比(PSNR)、平均梯度(AG)以及空间频率(SF)对重建图像质量进行定量评价<sup>[33-36]</sup>。在筒状构件计算机仿真投影图像中添加平均值为 0、 $\sigma$  为 5 的高斯噪声以及  $N$  为 4000 的  $\gamma$  白斑噪声,将  $S_0$  设置为

201.5、203.0、204.5(代表着 COR 的标定误差分别为 1.5、3.0、4.0)。利用 SCD 重建算法与 PDP 重建算法分别进行图像重建,重建图像质量的定量评价结果如图 10 所示。

可以看出,同等条件下, PDP 算法重建图像的 PSNR、SSIM、AG 与 SF 指标均优于 SCD 重建算法。因此证明,在投影数据有无噪声情况下,基于 WANG 加权函数预处理的 CT 重建算法对  $S_0$  的标定误差具有较强的稳定性,更加适用于实际的偏置扫描模式下的 CT 重构。

此外,为了验证基于 WANG 加权函数预处理的 CT 重建算法在 COR 偏置大小发生变化时的重建效

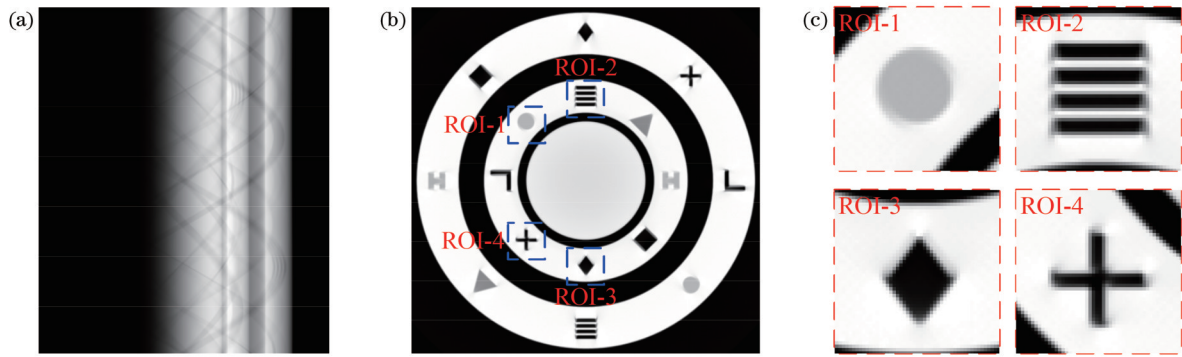


图9 PDP算法CT重建结果。(a)投影预处理;(b)PDP算法结果;(c)ROI区域重建结果

Fig. 9 CT reconstruction results of PDP algorithm. (a) Projection processing; (b) result of PDP algorithm; (c) ROI reconstruction results

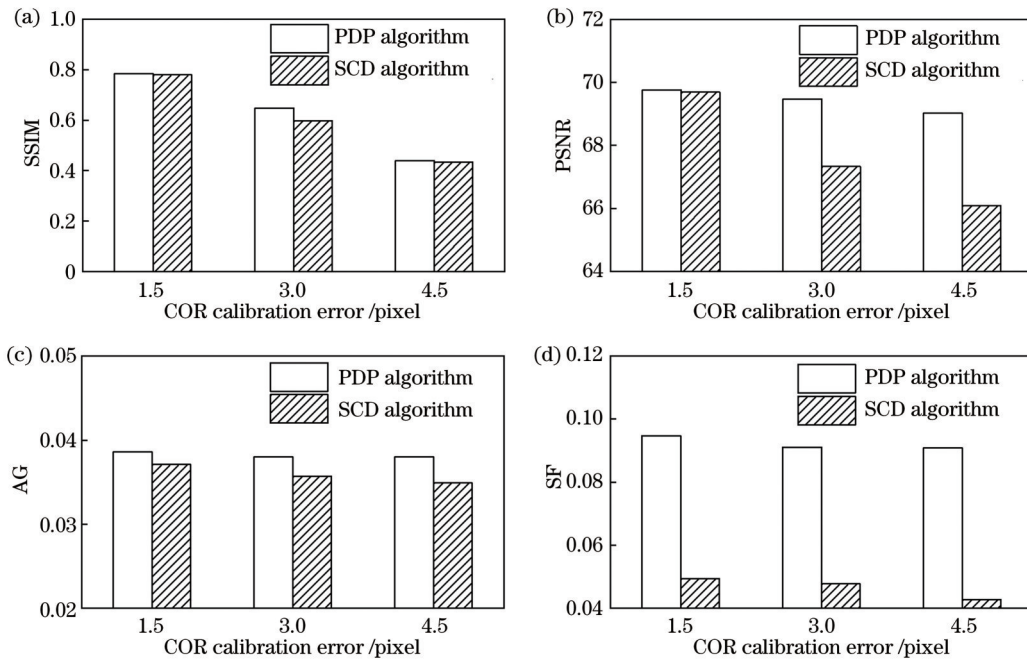


图10 不同算法重建图像质量对比。(a)SSIM;(b)PSNR;(c)AG;(d)SF

Fig. 10 Comparison of image quality reconstructed by different algorithms. (a) SSIM; (b) PSNR; (c) AG; (d) SF

果,将COR的位置分别设置为150、200、250 pixel,接着进行投影仿真验证,并同样在投影数据中添加平均值为0、 $\sigma$ 为5的高斯噪声以及N为4000的 $\gamma$ 白斑噪声。重建图像质量的定量表征结果如图11所示。从

图11可以看出,当COR偏置大小发生改变时,基于WANG加权函数预处理的CT重建算法的重建图像质量良好,没有发生像质严重退化问题,具有较强工程实用价值。

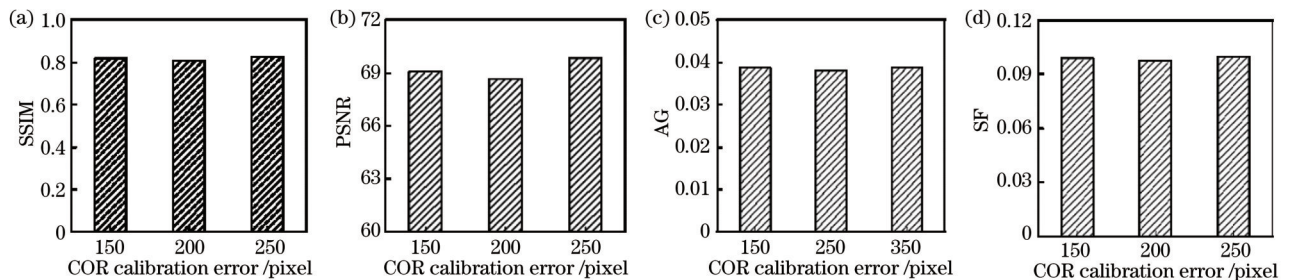


图11 不同COR位置图像质量对比。(a)SSIM;(b)PSNR;(c)AG;(d)SF

Fig. 11 Comparison of image quality under different COR positions. (a) SSIM; (b) PSNR; (c) AG; (d) SF



## 4 实验验证

平行束偏置扫描实验中被检样品为镁铝合金构件。中子源产生用来检测样品的中子束。中子层析成像系统需要较短的曝光时间和较高的准直比,因此多采用散裂中子源、反应堆等大型中子源。实验所采用

的中子源为中国工程物理研究院的反应堆。射线束为平行束热中子,CCD相机为 Andor iKon-L 936,像元尺寸为  $13.5 \mu\text{m} \times 13.5 \mu\text{m}$ ,像元个数为  $2048 \times 2048$ ,采集投影角度间隔为  $0.4^\circ$ ,采集的投影范围为  $0 \sim 360^\circ$ ,共 900 幅投影图像。样品投影数据如图 12(a)~(d) 所示。

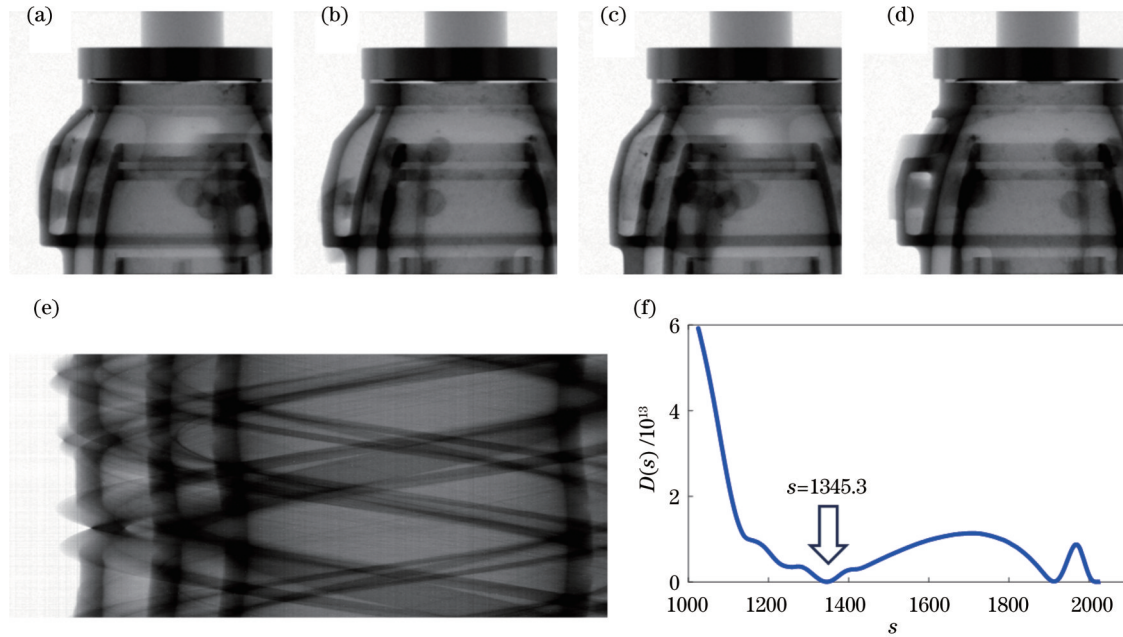


图 12 样品偏置扫描投影数据。(a)  $0^\circ$ ; (b)  $90^\circ$ ; (c)  $180^\circ$ ; (d)  $270^\circ$ ; (e) 投影正弦图; (f)  $D(s)$  曲线

Fig. 12 Displaced scanning projection data of the sample. (a)  $0^\circ$ ; (b)  $90^\circ$ ; (c)  $180^\circ$ ; (d)  $270^\circ$ ; (e) projection sinogram; (f)  $D(s)$  curve

提取样品的第 1416 层投影正弦图,如图 12(e) 所示,通过所提 COR 标定算法获得 COR 位置位于  $S_0 = 1345.3$  pixel 处。利用基于 WANG 加权函数预处理的重建算法对镁铝合金样品进行 CT 重构。样品第 1416 层投影正弦图取对数后如图 13(a) 所示,投影数据经过 WANG 加权函数预处理后,图像如图 13(b) 所示,重建

断层如图 13(c) 所示。所有重建断层绘制结果如图 14 所示。观察图 13(c) 与图 14 重建结果可以看出,重建图像能够精确地展示出被检样品的内部结构,重建细节较为清晰,成像视野扩大了 31.4%,因此证明,基于 WANG 加权函数预处理的重建算法能够实现平行束偏置扫描模式下的 CT 重建,具有较强的工程实用价值。

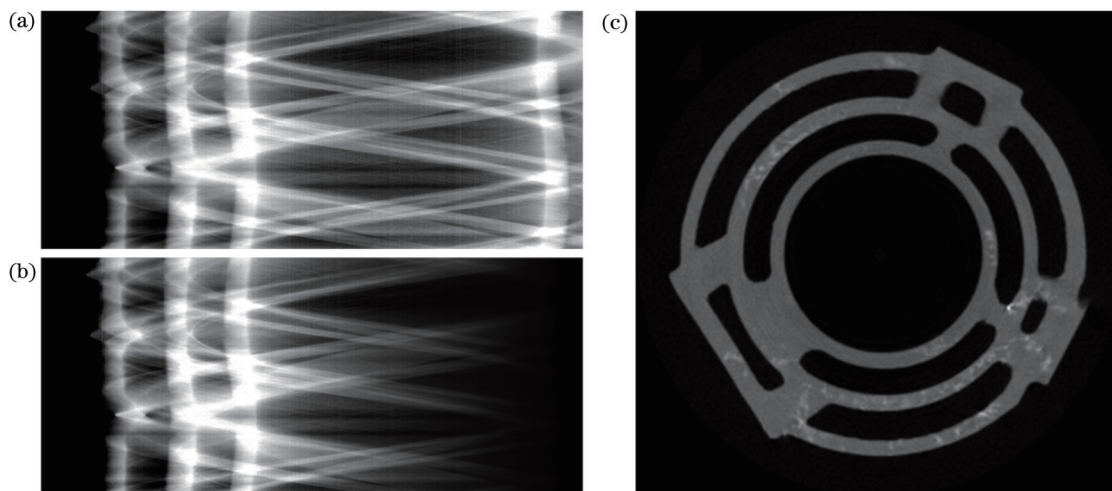


图 13 镁铝合金样品偏置扫描投影正弦图与重建图像。(a) 投影正弦图; (b) WANG 加权函数预处理后的正弦图; (c) 重建图像

Fig. 13 Projection sinograms and reconstructed image of Mg-Al alloy sample under displaced scanning. (a) Projection sinogram; (b) sinogram after WANG weighted function preprocessing; (c) reconstructed image

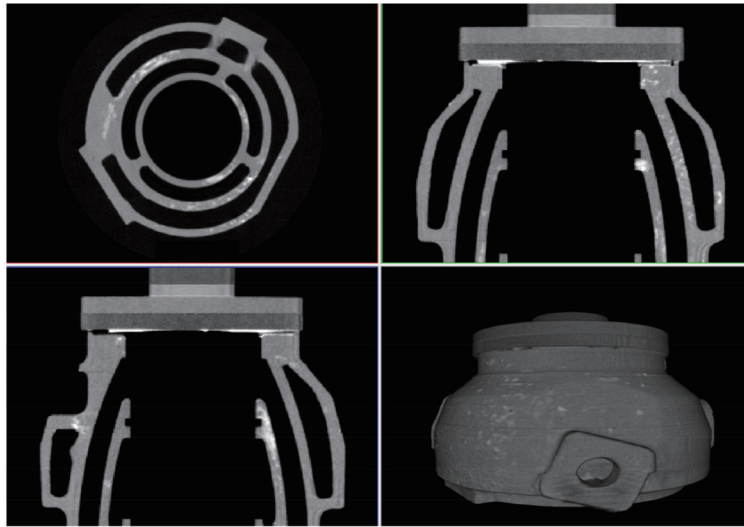


图 14 镁铝合金样品重建图像与体绘制结果

Fig. 14 Reconstructed images and volume rendering results of Mg-Al alloy sample

## 5 结 论

通常情况下,基于RO扫描的CT成像需要待检物体截面被射线束全包围,探测器采集到的投影数据在横向是完整的。但被检样品尺寸较大时,受中子束成像视野及探测器成像面积限制,总会存在中子成像视野无法包络物体横截面的情况,导致CT系统转台COR的标定产生较大误差。为此,设计了较大尺寸样品中子偏置CT扫描成像方法,提出了利用投影数据对称性原理的偏置扫描模式转台COR标定算法。该算法枚举每一个可能的COR位置,计算在COR左半侧和右半侧上的投影数据之和之间的方差,通过查找方差出现最小值的位置来确定COR结果。此外,提出了一种中子投影数据噪声仿真方法,即可在投影数据中施加不同强度的高斯噪声和 $\gamma$ 白斑噪声。仿真结果表明,所提标定算法具有测量精度高、抗噪性强的优点。设计了两种中子束偏置扫描重建算法,即SCD重建算法与PDP重建算法。SCD重建算法对COR投影测量误差较为敏感,较小的误差值会导致补齐后投影数据出现拼接缝以及拼接错位问题,进而影响图像重建质量。而PDP重建算法对该测量误差不敏感,重建图像质量更高,并且仿真结果证明,PDP重建算法在不同噪声条件以及不同COR偏置大小情况下均有较好的重建效果,因此更加适用于实际的偏置扫描模式下的CT重构。基于中国工程物理研究院的反应堆中子源开展了镁铝合金样品的中子束偏置扫描实验,实验结果表明,所提标定算法能够准确标定出CT系统转台COR位置,基于WANG加权函数预处理的重建算法能够实现平行束偏置扫描模式下的CT重建,中子CT成像系统的成像视野扩大了31.4%,具有较强的工程实用价值。

## 参 考 文 献

- [1] 林强, 杨民, 张晓敏, 等. 一种改进的中子外部CT图像伪影抑制方法[J]. 光学学报, 2020, 40(22): 2210001.  
Lin Q, Yang M, Zhang X M, et al. Improved image artifacts suppression method for neutron external CT[J]. Acta Optica Sinica, 2020, 40(22): 2210001.
- [2] 黎玲, 金恒, 刘杰, 等. 基于工业CT图像的自适应三维网格模型重建[J]. 光学学报, 2023, 43(3): 0334001.  
Li L, Jin H, Liu J, et al. Adaptive 3D mesh model reconstruction based on industrial CT images[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(3): 0334001.
- [3] 杨双, 蒋上海, 胡新宇, 等. 基于 $L_{1/2}$ 范数的扇束X射线荧光CT重建[J]. 激光与光电子学进展, 2023, 60(6): 0610010.  
Yang S, Jiang S H, Hu X Y, et al. Reconstruction of fan beam X-ray fluorescence computed tomography based on  $L_{1/2}$ -norm[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2023, 60(6): 0610010.
- [4] 王占山, 黄秋实, 张众, 等. 极紫外、X射线和中子薄膜光学元件与系统[J]. 光学学报, 2021, 41(1): 0131001.  
Wang Z S, Huang Q S, Zhang Z, et al. Extreme ultraviolet, X-ray and neutron thin film optical components and systems[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(1): 0131001.
- [5] Bartscher M, Neukamm M, Hilpert U, et al. Achieving traceability of industrial computed tomography[J]. Key Engineering Materials, 2010, 437: 79-83.
- [6] Sharma K S, Gong H, Ghasemalizadeh O, et al. Interior micro-CT with an offset detector[J]. Medical Physics, 2014, 41(6): 061915.
- [7] 王腾钊, 陈浩, 陈云斌, 等. 探测器偏置重建算法在工业CT检测中的应用[J]. 强激光与粒子束, 2017, 29(4): 044002.  
Wang T F, Chen H, Chen Y B, et al. Application of detector offset reconstruction algorithm for industrial CT test[J]. High Power Laser and Particle Beams, 2017, 29(4): 044002.
- [8] Lin Q, Yang M, Meng F Y, et al. Calibration method of center of rotation under the displaced detector scanning for industrial CT [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2019, 922: 326-335.
- [9] 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 Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2007, 575 (3): 519-523.

- [10] Zou Y, Pan X C. Image reconstruction on PI-lines by use of filtered backprojection in helical cone-beam CT[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(12): 2717-2731.
- [11] Schäfer D, Grass M, van de Haar P. FBP and BPF reconstruction methods for circular X-ray tomography with off-center detector[J]. *Medical Physics*, 2011, 38(Suppl 1): S85-S94.
- [12] Yu L F, Zou Y, Sidky E Y, et al. Region of interest reconstruction from truncated data in circular cone-beam CT[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, 25(7): 869-881.
- [13] 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.
- [14] 陈云斌, 王远, 李寿涛. 工业 CT 转台单侧多次偏置的扇束扫描重建算法[J]. *中国体视学与图像分析*, 2019, 24(4): 380-388. Chen Y B, Wang Y, Li S T. Fan-beam scanning reconstruction algorithm for industrial CT turntable with unilateral multiple offset[J]. *Chinese Journal of Stereology and Image Analysis*, 2019, 24(4): 380-388.
- [15] 孙亮, 籍雁翔, 宋鑫, 等. 一种新的 TR 层析扫描投影重排算法[J]. *航空制造技术*, 2019, 62(14): 76-82. Sun L, Ji Y X, Song X, et al. A new method of rebinning projections for TR tomographic scanning[J]. *Aeronautical Manufacturing Technology*, 2019, 62(14): 76-82.
- [16] Jun K, Yoon S. Alignment solution for CT image reconstruction using fixed point and virtual rotation axis[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 41218.
- [17] Lehmann E H, Vontobel P, Frei G, et al. Neutron imaging: detector options and practical results[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2004, 531(1/2): 228-237.
- [18] 邹晶, 蒋一鸣, 胡晓东, 等. 光学耦合 CT 系统几何位姿参数标定方法[J]. *光子学报*, 2022, 51(4): 0412005. Zou J, Jiang Y M, Hu X D, et al. Geometric parameters calibration method for optically CCD-coupled CT system[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2022, 51(4): 0412005.
- [19] Yang Y M, Yang F F, Hingerl F F, et al. Registration of the rotation axis in X-ray tomography[J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2015, 22(2): 452-457.
- [20] Yang M, Pan J, Zhang J H, et al. Center of rotation automatic measurement for fan-beam CT system based on sinogram image features[J]. *Neurocomputing*, 2013, 120: 250-257.
- [21] Liu T, Malcolm A A. Comparison between four methods for central ray determination with wire phantoms in micro-computed-tomography systems[J]. *Optical Engineering*, 2006, 45(6): 066402.
- [22] 李保磊, 傅健, 黄巧珍, 等. 一种基于正弦图的工业 CT 系统转台旋转中心自动确定方法[J]. *航空学报*, 2009, 30(7): 1341-1345. Li B L, Fu J, Huang Q Z, et al. Method for automatic determination of center of rotation in industrial computed tomography systems based on sinogram[J]. *Acta Aeronautica et Astronautica Sinica*, 2009, 30(7): 1341-1345.
- [23] Nguyen V, Sanctorem J G, van Wassenbergh S, et al. Geometry calibration of a modular stereo cone-beam X-ray CT system[J]. *Journal of Imaging*, 2021, 7(3): 54.
- [24] Cheng C C, Ching Y T, Ko P H, et al. Correction of center of rotation and projection angle in synchrotron X-ray computed tomography[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8: 9884.
- [25] Yang X G, de Carlo F, Phatak C, et al. A convolutional neural network approach to calibrating the rotation axis for X-ray computed tomography[J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2017, 24(2): 469-475.
- [26] 闫饴, 李磊. CT 图像重建算法[M]. 北京: 科学出版社, 2014: 23-40. Yan B, Li L. CT image reconstruction algorithm[M]. Beijing: Science Press, 2014: 23-40.
- [27] 龙超, 金恒, 黎玲, 等. 基于特征融合的非局部均值 CT 图像降噪[J]. *光学学报*, 2022, 42(11): 1134024. Long C, Jin H, Li L, et al. CT image denoising with non-local means based on feature fusion[J]. *Acta Optica Sinica*, 2022, 42(11): 1134024.
- [28] Zhao C Y, Yin W Q, Zhang T, et al. Neutron image denoising and deblurring based on generative adversarial networks[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2023, 1055: 168505.
- [29] 刘斌. 基于全变分的快中子照相图像降噪算法研究[D]. 绵阳: 中国工程物理研究院, 2020. Liu B. Research on denoising algorithm of fast neutron photographic image based on total variations[D]. Mianyang: China Academy of Engineering Physics, 2020.
- [30] 俞汪涛, 许鹏, 鲍杰, 等. 基于 BM3D 算法的快中子图像降噪方法[J]. *核电子学与探测技术*, 2023, 43(2): 369-375. Yu W T, Xu P, Bao J, et al. Fast neutron image denoising method based on BM3D algorithm[J]. *Nuclear Electronics & Detection Technology*, 2023, 43(2): 369-375.
- [31] 乔双, 吴晓阳, 赵辰一, 等. 基于 PCA 和 BM3D 的噪声估计方法及其在中子图像去噪中的应用[J]. *原子能科学技术*, 2018, 52(4): 729-736. Qiao S, Wu X Y, Zhao C Y, et al. Noise level estimation method based on PCA and BM3D for neutron image denoising [J]. *Atomic Energy Science and Technology*, 2018, 52(4): 729-736.
- [32] Wang G. X-ray micro-CT with a displaced detector array[J]. *Medical Physics*, 2002, 29(7): 1634-1636.
- [33] Huynh-Thu Q, Ghanbari M. The accuracy of PSNR in predicting video quality for different video scenes and frame rates [J]. *Telecommunication Systems*, 2012, 49(1): 35-48.
- [34] Horé A, Ziou D. Image quality metrics: PSNR vs. SSIM[C]// 2010 20th International Conference on Pattern Recognition, August 23-26, 2010, Istanbul, Turkey. New York: IEEE Press, 2010: 2366-2369.
- [35] Liu C C, Wu H M. Channel pruning based on mean gradient for accelerating Convolutional Neural Networks[J]. *Signal Processing*, 2019, 156: 84-91.
- [36] Yang L, Guo B L, Ni W. Multimodality medical image fusion based on multiscale geometric analysis of contourlet transform [J]. *Neurocomputing*, 2008, 72(1/2/3): 203-211.

# Neutron Displaced Computed Tomography Scanning Imaging Method Considering Calibration Error of Center of Rotation

Lin Qiang<sup>1</sup>, Ma Zeming<sup>2</sup>, Liu Bin<sup>3</sup>, Wang Wenjian<sup>1</sup>, Ding Haohao<sup>1</sup>, Yang Min<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>*Tribology Research Institute, State Key Laboratory of Rail Transit Vehicle System, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, Sichuan, China;*

<sup>2</sup>*Tangshan Institute, Southwest Jiaotong University, Tangshan 063000, Hebei, China;*

<sup>3</sup>*Institute of Nuclear Physics and Chemistry, China Academy of Engineering Physics, Mianyang 621900, Sichuan, China;*

<sup>4</sup>*School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191, China*

## Abstract

**Objective** Neutron displaced CT (computed tomography) scanning is an effective tomography detection method for large-sized samples, but the truncated projection data leads to significant calibration errors of the center of rotation (COR) of the turntable in the CT system, seriously affecting imaging quality. We consider the COR calibration error during the design of the neutron displaced CT scanning imaging method. A COR calibration algorithm of the turntable under the displaced CT scanning is designed. Then, the symmetric complementary data (SCD) reconstruction algorithm and the projection data preprocessing (PDP) reconstruction algorithm are established. The sensitivities of the reconstruction accuracy of the two reconstruction algorithms to the COR calibration error are discussed. We hope that the proposed COR calibration algorithm and the reconstruction algorithm under the neutron displaced CT scanning mode can lay a theoretical foundation for solving the neutron CT imaging problem of large-sized samples.

**Methods** A precise COR calibration method under the neutron displaced CT scanning mode is established. The calibration algorithm based on the symmetry principle of projection data is designed. Each possible COR position is enumerated, and the variances between the sum of the projection data on the left and the right sides of the COR are calculated. Finally, the COR result is determined by finding the location where the variance has the minimum value. Under the displaced CT scanning mode, the truncation and redundant characteristics of projection data will result in bright circular artifacts in the reconstructed images. We design two reconstruction algorithms to eliminate the bright circular artifacts, namely SCD reconstruction algorithm and PDP reconstruction algorithm. SCD reconstruction algorithm supply the missing projection data under displaced scanning mode by using the principle of symmetric complementary data and then use the filtered back projection (FBP) algorithm to obtain the accurate reconstruction result. PDP reconstruction algorithm utilize the WANG weighting function to process sinogram data. In order to eliminate the bright circular artifacts in the reconstructed image, the redundant projection values are weighted to ensure that the projection data from all directions contribute the same data amount to the reconstruction results. A simulation method of neutron projection noise including Gaussian noise and  $\gamma$  white spot noise is proposed, and a 3D simulation phantom is designed to verify the performance advantages of the proposed COR calibration algorithm and PDP reconstruction algorithm under different COR displaced sizes and projection noise intensities. A neutron displaced CT scanning imaging experiment is conducted based on the reactor neutron source to verify the practicality and stability of the proposed COR calibration algorithm and the reconstruction algorithm.

**Results and Discussions** By using the designed 3D simulation phantom, it can be verified that the proposed COR calibration algorithm has a calibration error of 0.1. After adding Gaussian noise and  $\gamma$  white spot noise to the projection data of the 3D simulation phantom, the noise in the projection image is similar to the actual neutron data. As the noise intensity increases, the COR calculation error of the OAC (opposite angle calibration) algorithm significantly increases, but the COR calibration error of the proposed method does not increase (Table 2). Therefore, it can be proven that the proposed COR calibration algorithm has higher accuracy and stability. When the COR displaced size changes, the calibration error of the COR does not significantly increase. When the COR calibration error reaches two pixels, the reconstruction results of SCD reconstruction algorithm show certain image artifacts, resulting in distortion of the detailed structure in the reconstructed image. Additionally, due to the influence of stitching and misalignment, the reconstructed image also shows certain stripe artifacts (Fig. 8). The reconstruction results obtained by PDP reconstruction algorithm have stronger image detail resolution and higher reconstructed image quality (Fig. 9). When the projection has Gaussian noise and  $\gamma$  white spot noise, the reconstruction results obtained by PDP reconstruction algorithm are also better than those obtained by SCD reconstruction algorithm (Fig. 10). Moreover, PDP reconstruction algorithm can also achieve good

reconstruction results when the COR displaced size changes (Fig. 11). Based on the reactor neutron source of China Academy of Engineering Physics, a neutron displaced CT scanning experiment is carried out, and clear internal and external structural details of the sample are obtained. The imaging field of the neutron CT system is expanded by 31.4%.

**Conclusions** We design a neutron displaced CT scanning imaging method for large-sized samples and a COR calibration algorithm under the neutron displaced CT scanning based on the symmetry principle of projection data. The proposed COR calibration algorithm has the advantages of high measurement accuracy and strong anti-noise ability. Two neutron displaced CT scanning reconstruction algorithms are developed. SCD reconstruction algorithm is more sensitive to COR calibration errors. A smaller error can lead to stitching and misalignment issues in the supplemented projection data, thereby affecting the quality of image reconstruction. PDP reconstruction algorithm has a strong tolerance for the COR calibration error and can obtain higher reconstructed image quality. The 3D simulation phantom verifies the performance advantages of the proposed calibration algorithm and PDP reconstruction algorithm under different COR displaced sizes and projection noise intensities. In addition, the neutron displaced CT scanning experiment prove that the proposed COR calibration algorithm and PDP reconstruction algorithm have significant engineering practical values, laying a theoretical foundation for solving the problem of neutron CT imaging of large-sized samples.

**Key words** computed tomography scanning imaging; image reconstruction technology; neutron; displaced scanning; center of rotation