

光学学报

基于局部线性关系的扇束 X 射线荧光 CT 几何校正研究

蒋上海^{1*}, 马致臻¹, 罗彬彬^{1**}, 赵明富¹, 汤斌¹, 石胜辉¹, 吴德操¹, 邹雪¹, 龙邹荣¹, 周密²

¹重庆理工大学光纤传感与光电检测重庆市重点实验室, 重庆 400054;

²重庆理工大学理学院, 重庆 400054

摘要 基于 X 射线管的 X 射线荧光计算机断层扫描术(CT)受多种因素影响,成像质量不佳,几何参数误差是制约其高质量图像重建的重要因素之一。本文分析成像二维平面模体与探测器相对位置偏移对投影数据的影响,并基于原始投影数据和原始重建图像再投影数据的局部线性关系实现几何偏移参数校正;利用 Geant4 模拟存在偏移参数的扇束 X 射线荧光 CT 系统,使用模拟投影数据验证校正方法。研究表明:该方法能计算出相对精确的几何偏移量,有效消除几何参数误差对重建图像的影响,校正后的重建图像信息熵降低,平均梯度和标准差提高,图像质量提升。

关键词 成像系统; X 射线荧光计算机断层扫描术; 几何校正; 局部线性关系; 蒙特卡罗模拟

中图分类号 TP391

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.2011002

Geometric Correction of Fan-Beam X-Ray Fluorescence CT Based on Local Linear Relationship

Jiang Shanghai^{1*}, Ma Zhizhen¹, Luo Binbin^{1**}, Zhao Mingfu¹, Tang Bin¹,
Shi Shenghui¹, Wu Decao¹, Zou Xue¹, Long Zourong¹, Zhou Mi²

¹Chongqing Key Laboratory of Optical Fiber Sensor and Photoelectric Detection, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China;

²College of Science, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China

Abstract X-ray fluorescence computed tomography (CT) based on an X-ray tubes is affected by many factors, which thus results in poor image quality. Geometric parameter error is one of the important factors that restrict its high-quality image reconstruction. In this paper, the influence of the relative position deviation between the two-dimensional planar phantom and the detector on the projection data is analyzed, and the correction of geometric deviation parameters is realized with the local linear relationship between the original projection data and the reprojection data of the original reconstructed image. Geant4 is employed to simulate the fan-beam X-ray fluorescence CT system with deviation parameters, and simulated projection data are used to verify the correction method. The results show that the method can accurately calculate the geometric offset to a large extent and effectively eliminate the influence of geometric parameter error on the reconstructed image. Regarding the reconstructed image after correction, the information entropy is reduced and the average gradient and standard deviation are enhanced, with the image quality thus improved.

Key words imaging systems; X-ray fluorescence computed tomography; geometric correction; local linear relationship; Monte Carlo simulation

OCIS codes 110.3010; 110.6960; 110.7440

收稿日期: 2021-04-08; 修回日期: 2021-04-28; 录用日期: 2021-05-06

基金项目: 重庆市自然科学基金面上项目(cstc2020jcyj-msxmX0362;cstc2020jcyj-msxmX0879)

通信作者: *jiangshanghai@cqut.edu.cn; **luobinbin@cqut.edu.cn

1 引言

X 射线荧光计算机断层扫描术(XFCT)因其能够同时进行结构和功能成像而被广泛关注。该技术利用 X 射线作用于样品,同时获取荧光 X 射线和透射 X 射线强度,进而重建出特定(高原子序数元素)痕量元素浓度分布以及样品结构信息^[1]。自 Jones 等^[2]通过蒙特卡罗模拟以及实验研究验证了 X 射线管源作为 XFCT 入射光源的可行性之后, XFCT 研究方向已经逐渐由基于同步辐射源的 XFCT 转向更具临床应用前景的基于 X 射线管源的 XFCT^[3-6]。国内外研究者也分别从 X 射线源能谱优化、成像方式、探测器和信号提取方法等方面开展相关研究,逐步优化基于 X 射线管源的 XFCT 的性能^[7-14]。随着研究的深入, XFCT 重建图像的分辨率越来越高,对几何参数的精确性也提出了更高的要求。

在 CT 的图像重建阶段,重建算法需要几何参数作为先验信息,CT 系统几何参数的精确度直接影响图像重建的质量。几何参数校正的方法在传统 X 射线 CT 中已有较多研究,如:Noo 等^[15]提出的基于椭圆参数的锥形束校正方法,用于在解析重建算法中校正几何参数;Khoury 等^[16]提出的基于投影误差最小的校正算法,用于在迭代重建算法中校正几何参数。这类方法均采用校正模体,而校正模体需根据不同情形定制,泛用性较差。另一类方法则不使用校正模体,如:Wein 等^[17]提出基于重建图

像再投影和原始投影误差的校正方法;Kyriakou 等^[18-19]分别以图像熵和图像锐度为判断依据,提出相应的校正方法;Chen 等^[20]基于局部线性嵌入算法提出最小化再投影与原始投影之差的校正方法。这类方法尽管计算量大,但适用性更好。

虽然 X-CT 系统几何参数目前已有较为成熟的校正的方法,但是 X 射线荧光 CT 成像中几何参数误差因素以及校正方法尚无相关报道。基于此,本文针对扇束 XFCT 系统扫描的断层二维平面上模体与探测器相对位置偏移,分析偏移参数对投影数据以及重建图像的影响。之后,基于再投影数据和投影数据的局部线性关系求解偏移值,在无需制作特定校正模体的前提下,达到几何参数校正、提升重建图像质量的目的。

2 几何参数误差的影响

目前,常见的 XFCT 系统,为了提高扫描速度、荧光收集效率和信噪比,荧光收集装置一般为准直器和阵列探测器的组合。图 1 是多孔准直和针孔准直条件下,阵列探测器收集荧光示意图。由于辐射的荧光是各向同性的,准直器能够保证特定位置辐射的荧光信号达到对应探测单元。理想系统中,依据准确几何参数设计的投影矩阵与投影数据匹配,重建图像能清晰反映辐射荧光的元素分布。若存在几何参数误差,则投影数据与理想投影矩阵不匹配,导致重建图像中元素浓度分布发生偏移且存在较为严重的伪影。

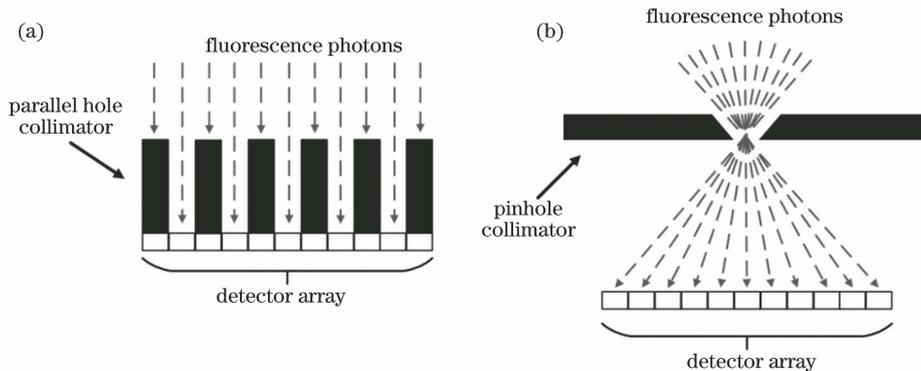


图 1 XFCT 系统。(a)平行孔准直阵列探测器;(b)针孔准直阵列探测器

Fig. 1 XFCT system. (a) Parallel hole collimated array detector; (b) pinhole collimated array detector

现结合 XFCT 投影过程,阐述探测器与模体相对位置偏移对投影数据的影响。XFCT 投影数据获取的物理过程可分为两部分:1)由入射 X 射线扫描样品,激发样品中的元素辐射荧光;2)由探测器收集荧光信号。基于平行孔准直的扇形束 X 射线荧光

CT 系统原理如图 2 所示,其主要部分包括 X 射线源、平行孔准直器、线性阵列 X 射线探测器。

建立 XFCT 数学模型,可将扇束 X 射线抽象为大量单束射线的集合,假设其中一束 X 射线的能量为 I_0 ,入射 X 射线由 A 点进入模体,经过 AQ 衰

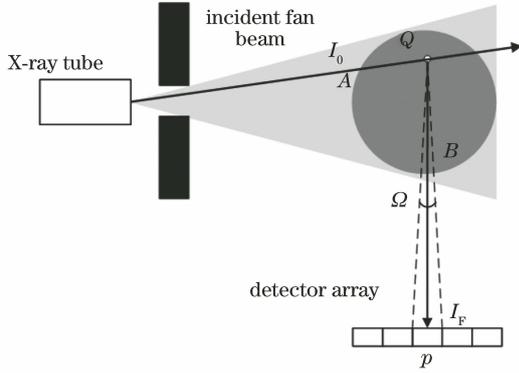


图 2 扇形束 X 射线 XFCT 原理图

Fig. 2 Fan beam X-ray XFCT schematic

减, 激发位于 Q 点的元素辐射出强度为 I_F 荧光, 荧光经过 QB 衰减, 最终被探元 p 收集, 其过程的数学表示为

$$I_F = \int_{\Omega} \int_{-\infty}^{+\infty} I_0 \exp\left(-\int_A^Q \mu^I dl\right) \mu_{ph} \omega \cdot \exp\left(-\int_Q^B \mu^F dl\right) \rho(Q) d\Omega', \quad (1)$$

式中: μ^I 为入射射线能量下的衰减系数; μ_{ph} 为光电吸收系数; μ^F 为荧光能量下的衰减系数; Ω 为探元对 Q 点所张的立体角且能到达探测单元的部分; ω 为荧光产额; $\rho(Q)$ 表示 Q 点处的元素浓度。对扇束 XFCT 投影过程离散化表示, 其中第 i 个投影值为

$$I_i = \sum_{j \in S_i} h_{ij} \rho_j, \quad (2)$$

式中: ρ_j 为浓度分布中第 j 个像素; h_{ij} 为第 i 个投影对第 j 个像素的加权, 加权值包含(2)式描述的入射 X 射线衰减、激发荧光以及荧光衰减等作用。进一步, 投影过程可用矩阵描述为

$$\mathbf{I} = \mathbf{H}\boldsymbol{\rho}, \quad (3)$$

式中: \mathbf{I} 为投影数据矩阵; \mathbf{H} 为投影矩阵; $\boldsymbol{\rho}$ 为元素浓度分布矩阵。

假设模体位置偏移, 则模体内部元素分布区域随之偏移。如图 3 所示, 深色阴影部分为元素分布区域, 多孔准直的阵列探测器位于 t 轴负半轴方向, 阵列中心 Od 位于 t 轴上。模体内某点 A 的坐标为 (s_1, t_1) , 考虑阵列准直器的作用, 该点辐射的荧光被探测器阵列的探元 m 收集, 模体偏移后该点的坐标为 (s'_1, t'_1) , 在 s 轴、 t 轴上的偏移距离分别是 Δs 和 Δt , 则该点偏移可表示为

$$\begin{bmatrix} s'_1 \\ t'_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_1 \\ t_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta s \\ \Delta t \end{bmatrix}. \quad (4)$$

由图 3 可知, 模体未偏移时, 模体中点 A 发出

的荧光信号被探元 m 收集, 在出现几何参数偏移后, 模体内点 A 发出的荧光信号被探元 n 收集。由(1)式可知, 某点发出的荧光信号 I_F , 与该点所处的位置参数和该点元素浓度相关, 反映该位置的元素浓度分布。模体偏移后, 荧光信号在阵列探测器上的分布随之改变, 投影数据 $\tilde{\mathbf{I}}$ 与偏移前投影数据 \mathbf{I} 不相等。由(3)式可知, XFCT 扫描仪获取投影过程可用线性方程组描述, 而图像重建的过程可被描述为已知投影数据和投影矩阵求解辐射荧光的元素分布。因此, 根据模体发生偏移后得到的投影数据 $\tilde{\mathbf{I}}$ 无法重建出准确的元素分布 ρ 。

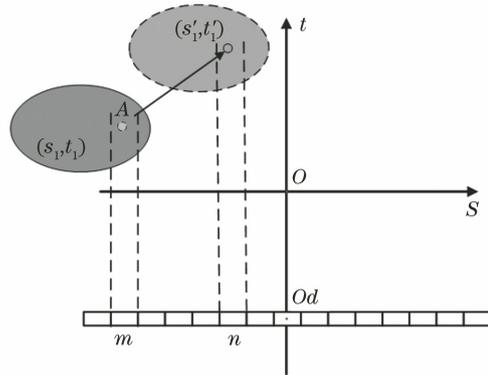


图 3 模体与探测器相对位置偏移

Fig. 3 Deviation of relative position between phantom and detector

3 基于局部线性关系的 XFCT 几何校正方法

3.1 局部线性嵌入算法

局部线性嵌入算法是流形学习的一种, 由 Roweis 和 Saul^[21] 提出。在数学上流形是局部具有欧几里得空间性质的空间, 局部线性嵌入算法基于流形中局部线性的关系完成流形从高维到低维的降维, 降维后的数据可以保留降维前的主要特征。局部线性嵌入算法的步骤如下。

1) 以欧几里得距离为判据, 找出样本数据局部 K 个最近邻数据。

2) 求解局部线性关系, 即利用 K 个最近邻数据线性表示样本数据。考虑流形由 m 个 n 维样本数据向量构成, 降维后的数据为 d 维, 对某个样本数据向量 \mathbf{x}_i 用 K 个最近邻数据向量线性表示为

$$\mathbf{x}_i = \sum_{j=1}^K w_{ij} \mathbf{x}_j, \quad (5)$$

式中: \mathbf{x}_j 为第 j 个邻近的样本数据向量 ($1 \leq j \leq K$); w_{ij} 为线性表示权重系数。权重系数由下式

计算:

$$\min \left\| \mathbf{x}_i - \sum_{j=1}^K \omega_{ij} \mathbf{x}_j \right\|_2, \text{ s. t. } \sum_{j=1}^K \omega_{ij} = 1. \quad (6)$$

(6)式表示在权重系数满足归一化条件下,找出 K 个最近邻数据线性表示的数据与样本数据的均方根误差最小。

3) 计算出权重系数后,利用权重系数计算降维后的数据向量 \mathbf{y}_i 。

$$\min_{\mathbf{Y}} \left\| \mathbf{y}_i - \sum_{j=1}^K \omega_{ij} \mathbf{y}_j \right\|_2, \quad (7)$$

式中: \mathbf{Y} 表示经过降维的低维数据矩阵。设 $\mathbf{M} = (\mathbf{E} - \mathbf{W})^T (\mathbf{E} - \mathbf{W})$, \mathbf{W} 是所有样本数据对应的 K 近邻权重系数组成的矩阵, \mathbf{E} 是对应的单位矩阵。根据 Rayleitz-Ritz 定理,考虑矩阵 \mathbf{M} 最小的 $d+1$ 个特征值对应的特征向量, \mathbf{Y} 即为第 2 个特征向量到第 $d+1$ 个特征向量组成的矩阵。

3.2 XFCT 几何参数校正

XFCT 几何参数校正的目的是找出几何参数具体的误差值,用于修正投影矩阵,使投影矩阵与原始投影数据匹配,以重建更清晰的图像。几何校正的步骤是:1)估计几何参数的误差范围,在误差域内密集采样几何参数值;2)基于不同几何参数设计不同的投影矩阵,并使用投影矩阵对原始投影数据重建的图像再投影,得到多个再投影向量;3)基于原始投影和再投影向量间的线性关系,计算实际的几何参数误差值,用于修正投影矩阵,并重建图像。

假设误差域内采样的几何参数为 $v_1, v_2, v_3, \dots, v_n$, 可得到对应几何参数的投影矩阵为 $\mathbf{H}_1, \mathbf{H}_2, \mathbf{H}_3, \dots, \mathbf{H}_n$, 由(5)式可分别计算出再投影数据 $\tilde{\mathbf{I}}_1, \tilde{\mathbf{I}}_2, \tilde{\mathbf{I}}_3, \dots, \tilde{\mathbf{I}}_n$ 。当采样足够密集,则原始投影数据可由 K 个最邻近的再投影数据线性表示为

$$\mathbf{I}_0 = \sum_{i=1}^K \omega_i \tilde{\mathbf{I}}_i. \quad (8)$$

通过(8)式计算出 K 个最邻近权重系数,则原始投影的几何参数也可由 K 个最邻近采样的几何参数线性表示为

$$v_0 = \sum_{i=1}^K \omega_i v_i. \quad (9)$$

经校正后的几何参数用于修改投影矩阵,并再次重建图像。观察重建图像是否符合要求,若图像符合要求则校正完成。若图像仍不符合要求,则重复上述步骤,直到几何参数校正准确,重建图像符合要求。校正流程如图 4 所示。

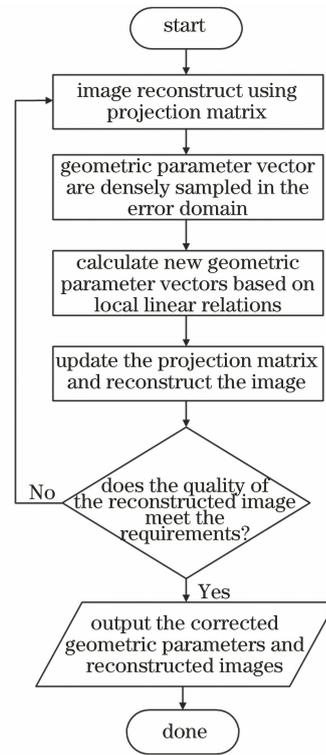


图 4 几何参数校正流程图

Fig. 4 Geometric parameter correction flow chart

4 实验验证

4.1 实验模型和实验方法

基于 Geant4 开源平台完成扇束 X 射线荧光 CT 系统的蒙特卡罗模拟,模拟粒子传输过程中的光电效应、康普顿散射和瑞利散射等相互作用,由 G4EmLivermorePhysics.list 定义。图 5(a)为实验系统示意图,实验模体为直径 50 mm 的 PMMA 圆柱,模体开有 8 个直径 1 mm 的孔,标示编号的三个孔内分别嵌入质量浓度为 4%、8%、10% 的 $\text{Nd}(\text{NO}_3)_3$ 溶液样品,如图 5(b)所示。如图 5(c)所示,理想情况下,实验模体中心位于坐标系原点,现预设模体偏移参数为沿 x 轴正方向偏移 3 mm,沿 y 轴正方向偏移 4 mm。如图 5(d)所示,多孔准直的阵列探测器中心位于 y 轴负半轴上,探测器共 256 个探元,长度为 128 mm,每个探元尺寸为 0.5 mm。多孔准直器材料为 Pb,开孔间隔为 1 mm,孔直径为 1 mm。

由于 Nd 元素的 K-edge 能量为 43.56 keV,通过调节激发电压和添加滤片使入射光谱的光子能量分布尽可能在 40~50 keV。入射 X 射线源使用 SpekCalc 软件计算获得,参数设置如表 1 所示,入射 X 射线能谱如图 6(a)所示。模拟时,模体每次旋

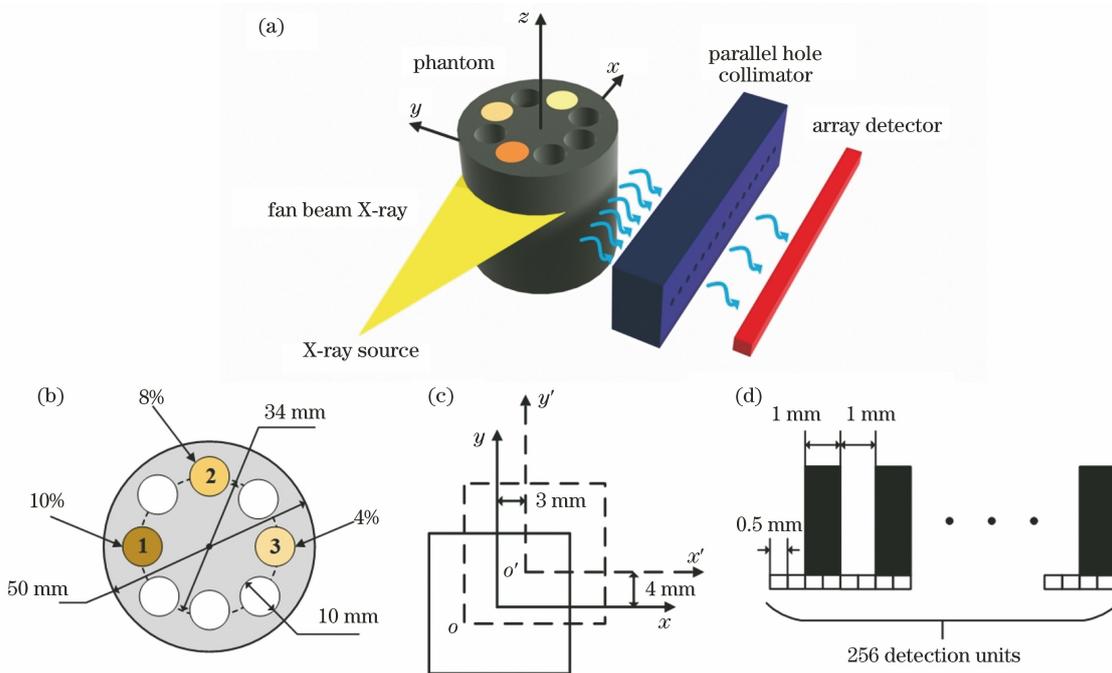


图 5 模拟模型和相关参数。(a) Geant4 模拟模型；(b) 模体参数；(c) 几何偏移参数；(d) 阵列探测器参数
 Fig. 5 Simulation model and related parameters. (a) Geant4 simulation model; (b) phantom parameters; (c) geometric offset parameters; (d) array detector parameters

转 6° ，共旋转 60 次，即完整扫描 60 个投影角度，每个投影角度均记录 100 亿个入射光子产生的结果。由于每间隔 1 mm 开孔，实际收集到光子的探元仅有 128 个，考虑开孔尺寸为 1 mm，则重建图像分辨率为 2 mm，因此，提取荧光信号时，将每 4 个探元记录的光子数归并处理，即每个投影角度提取 64 个投影数据。

探测器收集的光谱如图 6(b) 所示，荧光光子叠加在散射光谱上， $K_{\alpha 2}$ 荧光能量为 36.9 keV， $K_{\alpha 1}$ 荧光能量为 37.4 keV，于 $K_{\alpha 1}$ 能量值处，由总光子数减去插值拟合的散射光子数提取荧光信号^[22]。提

表 1 SpeckCalc 参数
 Table 1 SpeckCalc parameters

Parameter	Value
Anode target material	Tungsten
Tube voltage /kV _p	70
Beryllium filter thickness /mm	0.8
Aluminum filter thickness /mm	1.0
Copper filter thickness /mm	0.4
Energy resolution /keV	0.1

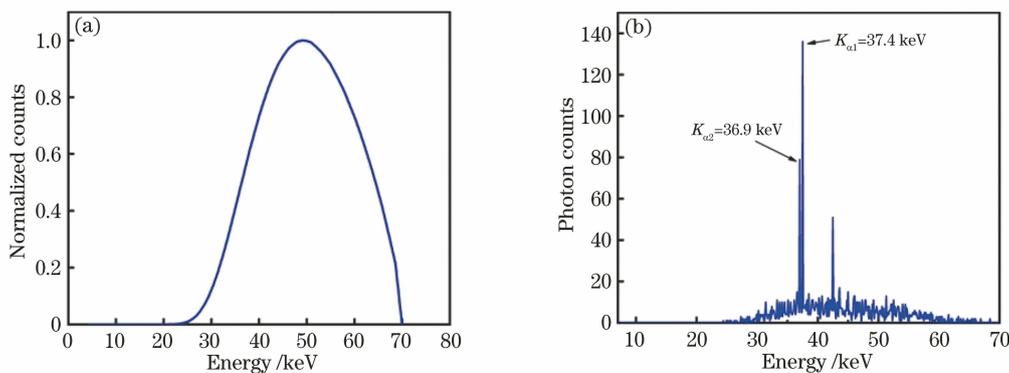


图 6 入射 X 射线能谱和荧光探测单元收集的能谱。(a) 入射 X 射线能谱；(b) 荧光探测单元收集的能谱
 Fig. 6 Incident X-ray energy spectrum energy spectrum collected by the fluorescence detection unit. (a) Incident X-ray energy spectrum; (b) energy spectrum collected by the fluorescence detection unit

取荧光信号后,投影正弦图如图 7 所示,图中纵轴方向表示合并后的每个投影角度下投影数,横轴表示投影角度。

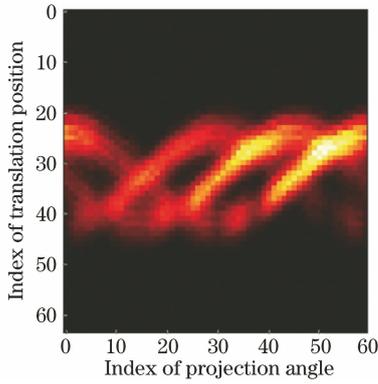


图 7 投影正弦图

Fig. 7 Projected sinogram

采用极大似然期望最大化算法(ML-EM)完成图像重建,图像分辨率为 64 pixel×64 pixel,未经几何校正的重建图像如图 8 所示。在几何参数误差域内密集采样,并对重建图像再投影,采样参数如表 2 所示。

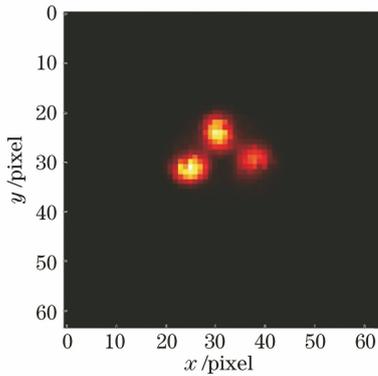


图 8 原始重建图像

Fig. 8 Original reconstructed image

表 2 几何参数误差域和采样间隔

Table 2 Geometric parameter error domain and sampling interval

Parameter	<i>x</i> -axis offset /mm	<i>y</i> -axis offset /mm
Error domain	$[-10, 10]$	$[-10, 10]$
Sampling interval	0.5	0.5

为了量化评价几何校正对重建图像的效果,分别计算校正前后重建图像的信息熵、平均梯度和标准差,以评价重建图像质量。

信息熵由克劳德·香农提出,用以反映信息的量化程度。考虑像素个数为 n 的灰度图像(像素编号为 $p_1, p_2, p_3, \dots, p_n$)中,信息熵可表示为

$$H(p_1, p_2, p_3, \dots, p_n) = - \sum_{i=0}^{255} p_i \log p_i, \quad (10)$$

式中:对数 log 的底数可取任意值,文中取 2; p_i 灰度值为 i 的像素个数。信息熵反映图像包含的信息量,如果图像中所有像素灰度值都相同,信息熵为 0;如果图像中所有像素的灰度值都不相同,信息熵为 $\log n$ 。信息熵也可以反映图像灰度分布的聚集程度,灰度分布集中则图像的信息熵小。

平均梯度指图像的梯度图上所有像素点的均值,用于表示图像的清晰程度,平均梯度越大,则图像的微小细节反差明显,边缘清晰。平均梯度的计算方法为

$$G = \frac{1}{m \times n} \times \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} \cdot \sqrt{\frac{[f(i, j) - f(i+1, j)]^2 + [f(i, j) - f(i, j+1)]^2}{2}}, \quad (11)$$

式中: m 和 n 表示图像的尺寸; $f(i, j)$ 为图像 f 中位置为 (i, j) 点的像素值。

标准差常用于衡量图像的对比度,标准差越大,图像的对比度越高。标准差的计算方法为

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [f(i, j) - \bar{\mu}]^2}{m \times n}}, \quad (12)$$

式中: $\bar{\mu}$ 为图像 f 的像素均值。

4.2 实验结果分析

基于再投影与原始投影的局部线性关系,对 x 轴偏移参数校正迭代 5 次,对 y 轴偏移参数校正迭代 6 次,几何校正顺序为先对 x 轴偏移参数校正,再对 y 轴偏移参数校正,校正后投影数据经过 ML-EM 算法重建图像,如图 9 所示。对比图 8 和图 9 可以发现,原始重建图像受到偏移参数影响,元素分布区域模糊,边缘无法分辨。经过迭代校正后,图像中的三个元素分布区域边界清晰,像素分布更均匀。

图 10 反映了 x 轴和 y 轴偏移参数随迭代次数的变化,表 3 列出迭代校正后的偏移量与预设偏移量的对比。可以发现,随着校正次数增加偏移参数逐渐接近预设偏移量,在 x 轴上校正得到的偏移量与预设偏移量相差为 0.31 mm,在 y 轴上的偏移量与预设偏移量相差为 0.37 mm。

分别计算校正前的重建图像和校正后重建图像的信息熵、平均梯度、标准差以及三个参数校正前后的变化百分比,结果如表 4 所示。可以发现:对比偏移参数校正前后的重建图像,校正后重建图像信息

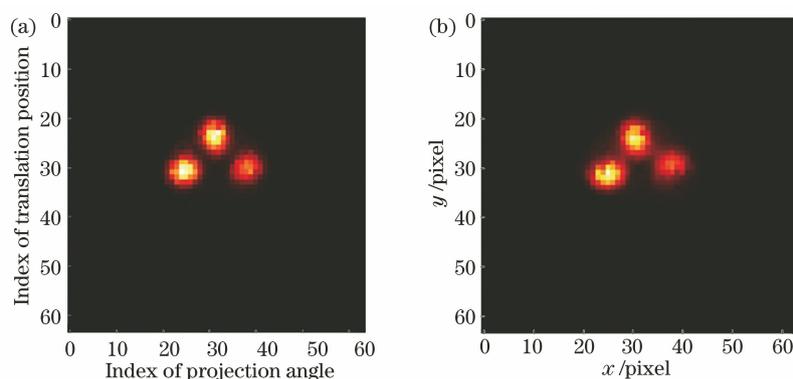


图 9 偏移校正后的重建图像。(a) x 轴偏移校正后重建图像;(b) y 轴偏移校正后重建图像
Fig. 9 Reconstruction image after offset correction. (a) Reconstructed image after x -axis offset correction;
(b) reconstructed image after y -axis offset correction

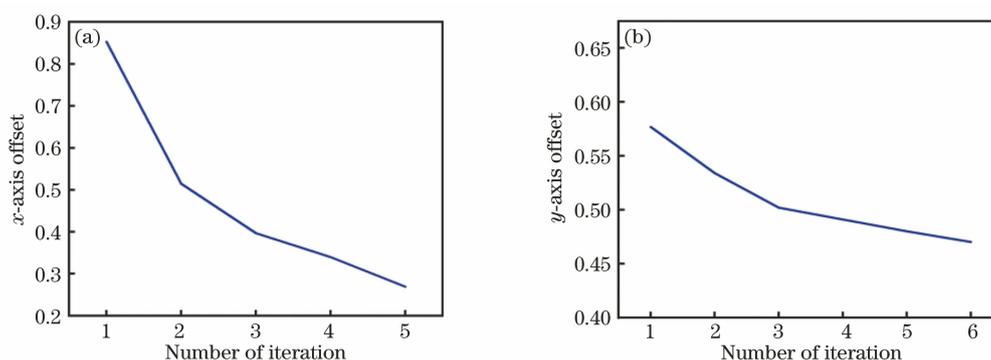


图 10 偏移参数随迭代次数变化。(a) x 轴偏移参数校正;(b) y 轴偏移参数校正
Fig. 10 Offset parameter varies with the number of iterations. (a) x -axis offset parameter correction;
(b) y -axis offset parameter correction

表 3 预设几何参数和校正后几何参数

Table 3 Preset geometric parameters and corrected geometric parameters

Parameter	x -axis offset /mm	y -axis offset /mm
Preset geometric parameter	3	4
Corrected geometric parameter	2.69	4.37

表 4 原始图像和校正后图像的量化对比

Table 4 Quantitative comparison between the original image and the corrected image

Parameter	Original reconstructed image	Corrected image	Percentage of parameter change /%
Information entropy	0.7184	0.6772	-5.7
Average gradient	0.1219	0.1323	8.5
Standard deviation	20.1051	21.0889	4.9

熵降低了 5.7%，说明校正后图像所含信息混乱程度降低。平均梯度和标准差提高，分别提高了 8.5%和 4.9%，说明校正后重建图像边缘细节清晰度增加，图像对比度增加，偏移参数的校正有效提高成像效果。

综上所述，基于局部线性关系的几何参数校正方法能对扇束 XFCT 系统二维平面内的模体偏移

进行校正，进而提升重建图像质量。

5 结 论

几何参数误差是影响 XFCT 重建图像的重要因素，校正几何参数误差能有效提升重建图像质量。本文基于 Geant4 模拟模体与荧光探测器在断层二维平面上存在相对位置偏移的扇束 XFCT 系统，研

究偏移参数对投影数据的影响,并基于局部线性关系对偏移参数进行校正。结果表明:二维平面内偏移参数改变荧光信号在阵列探测器探元的分布和强度,使得重建时理想投影矩阵与投影数据不匹配,导致重建图像模糊。校正后,可以获取较为精确的偏移参数,校正后的重建图像相较于校正前的重建图像,元素分布区域像素分布更均匀,边界更清晰,图像信息熵降低、平均梯度和标准差提高,图像得到优化。

参 考 文 献

- [1] Deng L Z, Wei B, He P, et al. A Geant4-based Monte Carlo study of a benchtop multi-pinhole X-ray fluorescence computed tomography imaging [J]. *International Journal of Nanomedicine*, 2018, 13: 7207-7216.
- [2] Jones B L, Cho S H. The feasibility of polychromatic cone-beam X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) imaging of gold nanoparticle-loaded objects: a Monte Carlo study [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2011, 56(12): 3719-3730.
- [3] Takeda T, Wu J, Lwin T T, et al. X-ray fluorescent CT imaging of cerebral uptake of stable-iodine perfusion agent iodoamphetamine analog IMP in mice [J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2009, 16(1): 57-62.
- [4] Yang Q, Deng B, Lü W W, et al. Nondestructive imaging of elements distribution in biomedical samples by X-ray fluorescence computed tomography [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2011, 31(10): 2753-2757.
杨群, 邓彪, 吕巍巍, 等. 利用荧光 CT 实现生物学样品内元素分布的无损成像 [J]. *光谱学与光谱分析*, 2011, 31(10): 2753-2757.
- [5] Deng B, Yang Q, Xie H L, et al. First X-ray fluorescence CT experimental results at the SSRF X-ray imaging beamline [J]. *Chinese Physics C*, 2011, 35(4): 402-404.
- [6] Deng B, Yang Q, Du G H, et al. The progress of X-ray fluorescence computed tomography at SSRF [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions With Materials and Atoms*, 2013, 305: 5-8.
- [7] Fu G, Meng L J, Eng P, et al. Experimental demonstration of novel imaging geometries for X-ray fluorescence computed tomography [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(6): 061903.
- [8] Li L, Zhang S Y, Li R Z, et al. Full-field fan-beam X-ray fluorescence computed tomography with a conventional X-ray tube and photon-counting detectors for fast nanoparticle bioimaging [J]. *Optical Engineering*, 2017, 56: 043106.
- [9] Feng P, Cong W X, Wei B, et al. Analytic comparison between X-ray fluorescence CT and K-edge CT [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, 61(3): 975-985.
- [10] Ahmed M F, Yasar S, Cho S H. A Monte Carlo model of a benchtop X-ray fluorescence computed tomography system and its application to validate a deconvolution-based X-ray fluorescence signal extraction method [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2018, 37(11): 2483-2492.
- [11] Ma Z Z, Jiang S H, Luo B B, et al. Influence of detection angle on the quality of pencil-beam X-ray fluorescence CT [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(16): 161103.
马致臻, 蒋上海, 罗彬彬, 等. 探测角度对笔束 X 射线荧光 CT 成像质量的影响 [J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(16): 161103.
- [12] Ji D J, Qu G R, Hu C H, et al. Contrast enhancement method based on synchrotron radiation CT image reconstruction [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(22): 221024.
冀东江, 渠刚荣, 胡春红, 等. 基于同步辐射 CT 图像重建的对比度增强方法 [J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(22): 221024.
- [13] Chen L, Xu J, Li W J, et al. Experimental research of monochromatic X-ray microscopy [J]. *High Power Laser and Particle Beams*, 2020, 32(6): 25-30.
陈亮, 徐捷, 李文杰, 等. 单色化 X 射线显微成像实验研究 [J]. *强激光与粒子束*, 2020, 32(6): 25-30.
- [14] Larsson J C, Vogt C, Vågberg W, et al. High-spatial-resolution X-ray fluorescence tomography with spectrally matched nanoparticles [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2018, 63(16): 164001.
- [15] Noo F, Clackdoyle R, Mennessier C, et al. Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2000, 45(11): 3489-3508.
- [16] Khoury R, Bonissent A, Clémens J C, et al. A geometrical calibration method for the PIXSCAN micro-CT scanner [J]. *Journal of Instrumentation*, 2009, 4(7): P07016.
- [17] Wein W, Ladikos A, Baumgartner A. Self-calibration of geometric and radiometric parameters for cone-beam computed tomography [C]//11th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, October 27, 2011, Munchen, Germany.

- Munchen: hgpu. org, 2011, 2: 1-4.
- [18] Kyriakou Y, Lapp R M, Hillebrand L, et al. Simultaneous misalignment correction for approximate circular cone-beam computed tomography[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, 53(22): 6267-6289.
- [19] Kingston A M, Sakellariou A, Sheppard A P, et al. An auto-focus method for generating sharp 3D tomographic images[J]. *Proceedings of SPIE*, 2010, 7804: 78040J.
- [20] Chen M Y, Xi Y, Cong W X, et al. X-ray CT geometrical calibration via locally linear embedding [J]. *Journal of X-ray Science And Technology*, 2016, 24(2): 241-256.
- [21] Roweis S T, Saul L K. Nonlinear dimensionality reduction by locally linear embedding [J]. *Science*, 2000, 290(5500): 2323-2326.
- [22] Cheong S K, Jones B L, Siddiqi A K, et al. X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) imaging of gold nanoparticle-loaded objects using 110 kVp x-rays[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(3): 647-662.