

文章编号 1004-924X(2015)增-0645-07

X 射线显微镜纳米 CT 旋转中心随机偏移的校正

傅 健*, 刘振中

(北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100191)

摘要:为校正全场透射 X 射线显微镜纳米 CT 扫描过程中转台旋转中心发生的随机偏移,抑制其导致的重建伪影,提出了一种基于样品投影质心公式和最小二乘正弦拟合的校正技术。首先,对探测器采集的数据进行对数解调获得二维投影正弦图;根据样品投影质心公式,逐行计算样品在每个 CT 旋转采样视角的投影质心位置;接着,利用最小二乘拟合技术,求取样品投影质心正弦曲线;最后,根据拟合得到的正弦曲线计算出纳米 CT 旋转中心在每个视角下的偏移量,并带入到重建公式中,实现旋转中心校正。以 Shepp-Logan 模型开展了仿真分析,并利用直径为 60 μm 的纳米-微米复合材料在北京同步辐射装置全场透射纳米 CT 系统上进行了实验验证。结果表明:经本文方法校正后,归一化均方根重建误差小于 0.341 2,较校正前降低 82%。本文方法能精确求解出系统旋转中心在每个角度的随机偏移量,实现旋转中心随机偏移校正,抑制重建伪影。与现有方法比较,应用性更强。

关键词:全场透射 X 射线显微镜;纳米 CT;旋转中心;偏移校正;最小二乘拟合

中图分类号:TP391;TG115.281 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20152313.0645

Correction of random shift of rotation center for nano-scale CT system in X-ray microcopy

FU Jian*, LIU Zhen-zhong

(School of Mechanical Engineering and Automation,
Beihang University, Beijing 100191, China)

* Corresponding author, E-mail: fujian706@buaa.edu.cn

Abstract: To correct the random shift of rotation center of a full field transmission X-ray microscopy nano-scale CT and suppress the reconstruction artifacts, a method based on the calculation formula of mass center and the least square sinusoid fitting was proposed and investigated. First, the projection sinogram was obtained by the logarithm operation on the original data captured by a detector. Then the mass center position was calculated out in row by row at each view angle and the sinusoid curve was fitted by least square method. Finally, the random shift of the mass center was obtained and inputted to the image reconstruction formula to correct the shift of the rotation center. The results from the numerical simulation with the Shepp-Logan phantom and the experiment by a micro-nano composite with a diameter of 60 μm at the full field transmission X-ray nano-scale CT system of Beijing Syn-

收稿日期:2015-06-01;修订日期:2015-06-30.

基金项目:国家自然科学基金委员会—中国科学院大科学装置联合基金资助项目(No. 11179009, No. U1432101);北京市自然科学基金资助项目(No. 7152088);教育部新世纪优秀人才计划资助项目(No. NCET-13-0022);北京市科技新星计划资助项目(No. 2009A09)

chrotron Radiation Facility indicate that the normalized root square error after correction is less than 0.3412 and the reconstruction accuracy is improved by 82%. The proposed method can correct the random shift of the rotation center and suppress the reconstruction artifacts. Compared with current methods, it shows better practicability.

Key words: full field transmission X-ray microscopy; nano-scale CT; rotation center; shift correction; least square fitting

1 引 言

X 射线 CT(Computed Tomography)能实现样品内部三维结构无损观测,是一种先进的非接触式测试技术。自 20 世纪 70 年代问世以来,CT 技术已家喻户晓,广泛应用于医学、材料科学及工业领域^[1-3]。同步辐射 X 射线 CT 是经典 CT 成像理论与同步辐射 X 光源的结合。由于 X 射线光强高出数个量级,且能谱更为狭窄,同步辐射 CT 较传统管源 CT,能提供具有更好对比度和分辨率的成像结果。近年,人们研制出多种同步辐射 CT 技术。其中,全场透视 X 射线显微镜 CT 由于具备纳米成像能力,被广泛应用于前沿科学研究^[4-8]。世界上主要的同步辐射装置均研制了此种实验系统,包括我国的北京同步辐射装置。

全场透视 X 射线显微镜纳米 CT 包括两步:第一步,获取 CT 扫描投影数据;第二步,图像重建。第一步通过在全场透视 X 射线显微镜中集成入一个样品旋转台实现;第二步主要采用滤波反投影、代数迭代、统计迭代等数学算法完成。为实现图像的正确重建,需要样品在旋转扫描过程中,转台保持稳定。否则,条状伪影和重影等将出现在重建图像中,严重降低了成像质量。但由于机械制造和装配误差的存在,以及测试环境的变化,转台在扫描过程中总是存在偏移。

在传统管源 CT 中,许多方法被提出来校正转台偏移。根据工作原理,它们可以分为三类。第一类采用特殊设计的校正模体,通过特定的校正扫描实现校正^[9-10]。Gullberg 和 Bronikov 分别在 1990 年和 1999 年提出的基于点物体和开口模型的技术是此类方法典型代表。第二类方法仍然需要用到校正模体,但去掉了额外的校正扫描,校正速度有所提高^[11]。第三类方法基于原始投影数据,不需要校正模型和校正扫描^[12-13]。这些技术在特定的 CT 扫描系统上都获得了较好的校

正效果。但是,它们均假设转台在扫描过程中是静止的,不会随着旋转视角的变化而变化。考虑到空间分辨力一般在微米以上,这个假定在普通管源 CT 系统中基本成立,但难以应用于本文研究的全场扫描透射 X 射线显微镜纳米 CT,导致现有方法难以适用。在这类系统中,CT 扫描时间一般较长,测试环境变化会导致精密扫描装置发生热膨胀等变形现象^[14]。而且,纳米量级的成像分辨能力也使得原来被忽略的机械制造安装误差得以显现。所有这些因素一起作用于系统,引起转台扫描参数在整个成像过程中随机变化。这其中,尤以转台旋转中心的偏移对最终图像重建影响最大,需要进行有效校正。

为此,本文提出了一种基于样品投影质心公式和最小二乘正弦拟合的校正技术,并在北京同步辐射装置纳米 CT 系统上完成了实验验证。实验首先对探测器采集的数据进行对数解调获得二维投影正弦图;然后,根据样品投影质心公式和投影正弦图,逐行计算样品在每个 CT 旋转采样视角的投影质心位置;接着,利用最小二乘拟合技术,以旋转采样视角为自变量,求取样品投影质心正弦曲线;最后,根据拟合得到的正弦曲线计算出纳米 CT 系统旋转中心在每个视角下的偏移量,并带入到 CT 图像重建公式中,实现旋转中心校正。与现有方法比较,该方法不需要额外的校正模体和校正扫描,工程实现简单快捷,且能适用于随机偏移的情况。

2 旋转中心随机偏移校正算法

2.1 纳米 CT 系统旋转中心偏移问题

图 1 是北京同步辐射装置全场透射 X 射线显微镜纳米 CT 的简化扫描几何结构图(详细光路图见文献[5])。在 CT 扫描过程中,样品刚性固定在转台上步进旋转 180°。在每个步进扫描视角,来自同步辐射光源的 X 射线透照样品,静

止放置的探测器采集相应衰减后的投影图像。最后,利用公式(1)和(2)所示的经典二维平行束滤波反投影算法^[15],沿着 Z 轴逐层重建样品 CT 图像。

$$f(x, y) = \int_0^\pi (P(X, \theta) * h(X)) d\theta, \quad (1)$$

$$X = x \cos \theta + y \sin \theta. \quad (2)$$

式中: f 为样品断层 CT 图像, P 为投影正弦图, x 和 y 为重建坐标, θ 为旋转角度, h 为 Ramp-Lark 滤波器, X 为探测器水平方向探元编号。

由于“引言”部分提及的因素,图 1 中转台旋转中心在扫描过程中会发生偏移,即 x 、 y 和 z 坐标会发生变化。对于图 1 平行束成像结构,等效于探测器坐标系 X 、 Y 和 Z 坐标变化。由公式(1)可知, Y 坐标变化不会对重建产生影响, Z 坐标变化也不会影响重建,仅导致样品 Z 轴向逐层重建切片序号发生变化。但 X 坐标的变化,将引起公式(2)反投影寻址计算错误,从而产生重建伪影。

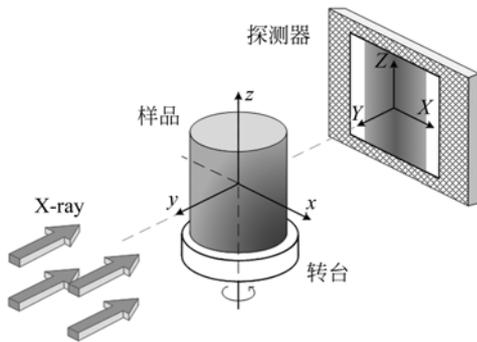


图 1 全场透射 X 射线显微镜纳米 CT 简化扫描结构图
Fig. 1 Schematics of full field transmission X-ray nano-CT

2.2 校正算法

本文提出的校正算法基于以下事实:如果没有发生旋转中心偏移,样品投影质心位置轨迹在扫描过程中应是一条正弦曲线;否则,质心轨迹将沿这条正弦曲线做振动。因此,旋转中心偏移校正的基本思路是通过投影质心公式获得实际质心轨迹,以最小二乘拟合获得理想正弦曲线,据此计算出每个扫描角度下反投影地址 X 的校正量,带入公式(2)实现偏移校正。

公式(3)为平行束情况下投影质心计算公式。其中, $X_c(\theta)$ 是扫描视角为 θ 时,投影质心在探测器上的水平位置; N 是探测器水平探元个数的一半。

$$X_c(\theta) = \frac{\sum_{X=-N}^N P(X, \theta) X}{\sum_{X=-N}^N P(X, \theta)}. \quad (3)$$

最小二乘拟合可以采用 Matlab 库函数 `lsqcurvefit()` 实现。其用法如式(4)所示。其中, fun 为需要拟合的函数, \mathbf{x}_0 为初始解向量, x_{data} 和 y_{data} 则为需要拟合的数据坐标,返回值 \mathbf{X} 为最终解向量。

$$\mathbf{X} = \text{lsqcurvefit}(\text{fun}, \mathbf{x}_0, x_{\text{data}}, y_{\text{data}}). \quad (4)$$

在本文的应用中, fun 为三角函数,定义如公式(5)所示。其中, A 为幅值, ω 为周期(频率), φ 为初始相位, B 为偏移量。在正弦曲线拟合时, fun 三角函数定义为 $y_{\text{data}} = \text{para}(1) * \sin(2\pi/360 * x_{\text{data}} + \text{para}(2)) + \text{para}(3)$ 。其中,拟合向量 para 中的 3 个参数分别对应三角函数的 A 、 φ 和 B ,周期 ω 为 2π , x_{data} 对应投影角度 θ , y_{data} 为该角度下质心位置 X_c 。获得了拟合曲线的最终解向量 \mathbf{X} ,则相当于知道了拟合三角函数的 3 个参数 A 、 φ 和 B ,即可唯一确定一个三角函数。

$$y = A \sin(\omega x + \varphi) + B. \quad (5)$$

正弦曲线拟合后获得的 3 个参数中, B 为三角函数的偏移量。当旋转中心与探测器中心位置重合时,偏移量 B 即为探测器一半的宽度。因此,将偏移量 B 减去探测器一半宽度之后获得的值,即为旋转中心在 X 轴方向的横向偏移距离。

综上,提出校正算法步骤如下:

(1)对探测器获取的二维投影图像序列逐行做对数解调运算,并选择其中 1 行,形成二维投影正弦图 $P(X, \theta)$;

(2)应用公式(3),获得实际质心轨迹曲线;

(3)应用公式(4)和(5),获得理想质心轨迹曲线;

(4)根据获得的实际和理想曲线,计算出偏移量,带入公式(1)和(2)进行反投影地址校正和重建。

3 仿真分析

为验证本文方法的正确性,首先以改进的三维 Shepp-Logan 模型为例^[14],开展了数字仿真验证。该模型尺寸为 $256 \text{ pixel} \times 256 \text{ pixel} \times 256 \text{ pixel}$,其由一系列大小不等的椭球组成,这些椭球分别被赋予从 0 到 1 不同的 X 射线衰减系数。图 2 为模型在多个视角下的二维投影图像。

人为地向上述投影序列中添加 $[-5, 5]$ 个像

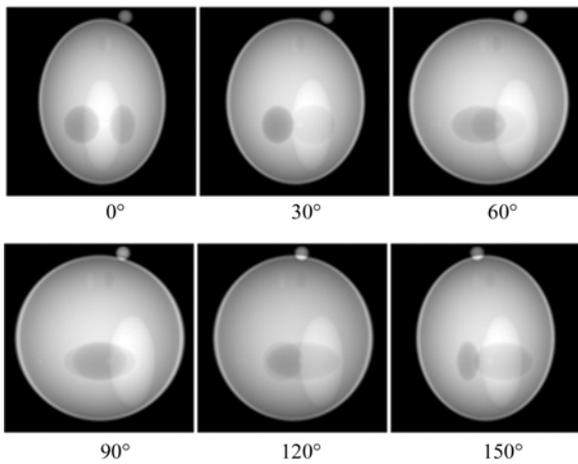


图 2 多个视角下的二维投影图像

Fig. 2 Two dimensional projection images at several view angles

素范围的 X 轴方向随机抖动,抖动偏移曲线如图 3 所示。图 4 展示了模型中 3 个 Z 向切片不同高度的正弦图和相应的重建断层成像。其中,图 4 (a)~(c)为正弦图,图 4(d)~(f)为重建图像。可

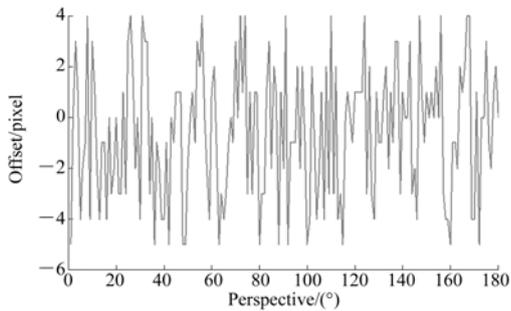


图 3 投影随机偏移

Fig. 3 Random shift of projectitons

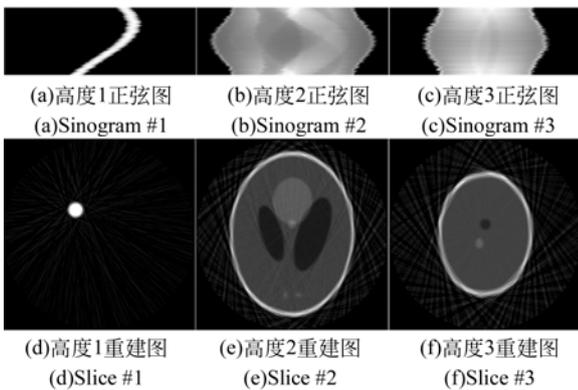
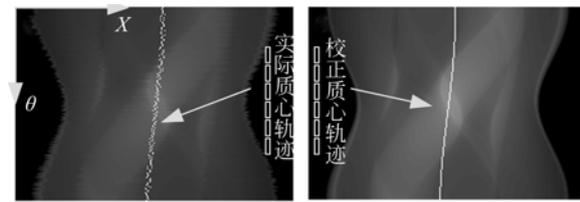


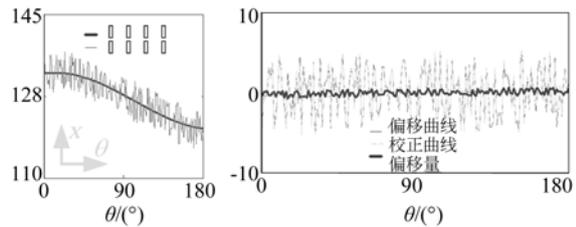
图 4 校正前典型轴向切片的投影正弦图及重建结果
Fig. 4 Sinograms and reconstruction results of three typical axial slices before correction

见,由于随机偏移,正弦图发生横向错位,边缘出现锯齿状,重建图像也受其影响,图像边缘模糊,伪影严重。

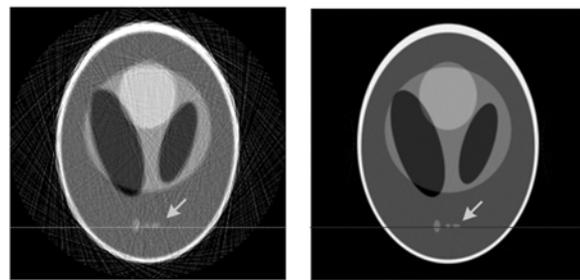
以模型某断层为例,进行随机偏移校正。图 5(a)~(c)展示了获取校正量的过程。首先,根据校正步骤 1 获得正弦图 $P(X, \theta)$,计算出质心实际轨迹,如图 5(a)所示。然后,进行最小二乘拟合,获得拟合的理想轨迹,如图 5(b)所示。再以理想曲线与实际曲线组差,获得校正量。图 5(c)绘制了设定的随机偏移曲线、校正曲线及校正量。



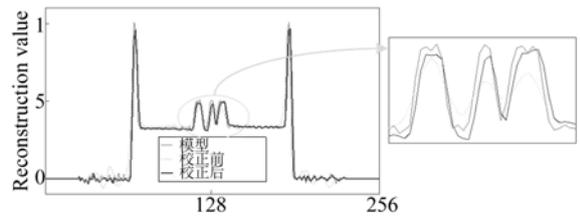
(a)校正前正弦图 (b)校正后正弦图
(a)Sinogram before calibration (b)Sinogram after calibration



(c)拟合轨迹 (d)校正曲线
(c)Fitted trajectory (d)Calibration curve



(e)校正前重建图 (f)校正后重建图
(e)Without calibration (f)After calibration



(g)重建值比较
(g)Comparison on reconstructed values

图 5 仿真校正流程及结果

Fig. 5 Correction procedure and results for simulation data

图 5 (d)~(g)展示了校正结果。图 5(d)为校正后正弦图及质心轨迹。图 5(e)和(f)为校正前后重建 CT 图像。图 5(g)绘制了图 5(e)和(f)中某行校正前后重建值,并与模型进行了比较。显然,经过校正后,正弦图边缘平滑,重建图像伪影大幅减少,重建值接近模型真实值。

表 1 列出了校正前后的归一化均方根重建误差^[15]。可见,本文方法重建误差仅为 0.341 2,与无偏移重建基本相当,但较校正前提高了 82%。

表 1 重建结果归一化均方根重建误差

Tab.1 Normalized root squared error of reconstruction results

重建条件	无偏移重建	校正前重建	校正后重建	精度提高 (相对校正前)
归一化均方根误差	0.232 9	1.895 6	0.341 2	82%

4 成像实验与结果

以 60 μm 直径纳米-微米复合材料颗粒为样品,在北京同步辐射装置 4W1A 束线站纳米 CT 系统上开展了本文方法的实验验证。

实验系统如图 6 所示,主要包括透镜、波带片、样品台以及 CCD 探测器。同步辐射光依次经过准直镜(平面压弯镜)、双晶单色器聚焦镜(柱面压弯镜)后汇聚到实验站精密四刀狭缝处,为后续的波带片全场成像设备提供平行束 X 射线。X 射线光子能量为 8 keV,180°周向采样 360 幅投影。图 7 为获得的多个视角下的实验投影数据。

图 8 展示了实验结果。图 8(a)~(d)为校正



图 6 实验系统

Fig.6 Experimental systems

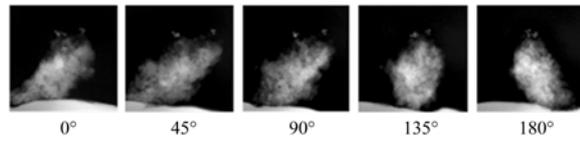


图 7 多个视角下的实验投影图像

Fig.7 Experimental projection images at several view angles

曲线获取过程。图 8(a)是校正前正弦图及实际质心曲线;图 8(b)绘制了拟合曲线和实际曲线;图 8(c)为校正后正弦图及质心曲线;图 8(d)绘制了校正曲线。显然,校正后,正弦图边缘锯齿状伪影得到抑制。图 8(e)~(h)为样品某轴向切片校正结果。图 8(e)和(f)是校正前后投影正弦图;图 8(g)和(h)为校正前后重建得到的 CT 图像。观

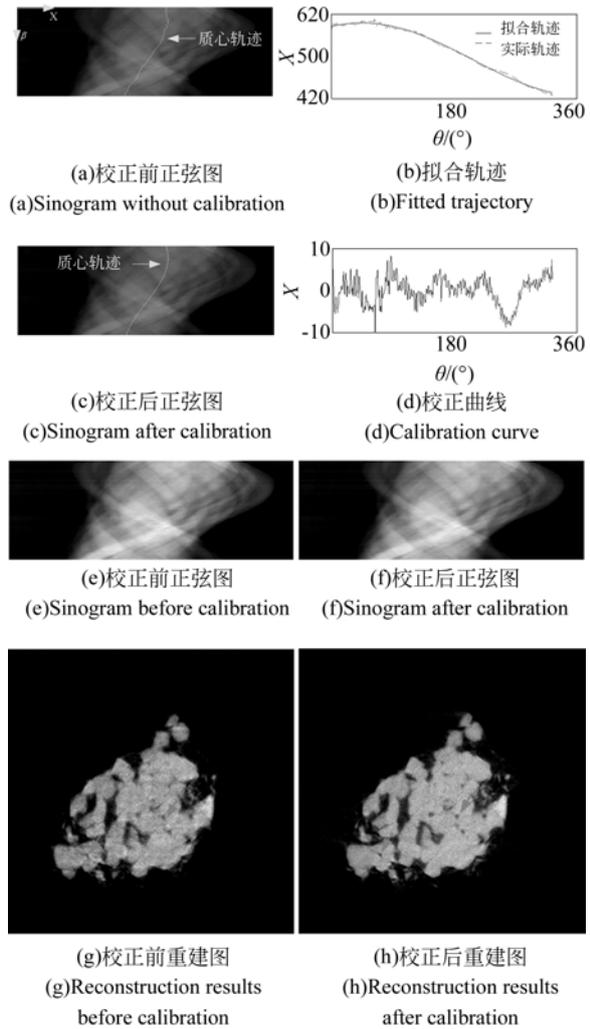


图 8 实验校正流程及结果

Fig.8 Correction procedure and results with experiment data

察重建图中箭头所指区域,校正后图像伪影得到抑制,样品细节得到准确复现。

5 结 论

针对全场透射 X 射线显微镜纳米 CT 在扫描过程中转台旋转中心会发生随机偏移的问题,提出了一种基于样品投影质心公式和最小二乘正弦拟合的校正技术。该方法首先利用投影质心公式计算出每个 CT 旋转采样视角下的投影质心位置,形成质心实际轨迹曲线;据此,利用最小二乘拟合技术求取理想曲线;最后,根据实际曲线和拟

合获得每个视角下的偏移校正量,并带入到重建公式中,实现旋转中心校正。基于 Shepp-Logan 模型和某纳米-微米复合材料全场透射纳米 CT 投影数据集的仿真和实验结果证明了提出方法的有效性。结果表明,经本文方法校正后,归一化均方根重建误差小于 0.341 2,较校正前降低了 82%,可以有效校正旋转中心随机偏移,抑制重建伪影。

与现有方法比较,该方法不需额外校正模体及校正扫描,工程实现简单快捷,且能适用于随机偏移的情况,应用性强。通过数据重排技术,该方法也能扩展到扇束二维和锥束三维 CT。

参考文献:

- [1] 邹晓兵,曾理. 锥束螺旋 CT 半覆盖扫描重建[J]. 光学精密工程, 2010, 18(2): 434-442.
ZOU X B, ZENG L. Half-cover scanning and reconstructing for helical cone-beam CT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(2): 434-442. (in Chinese)
- [2] 张峰,江桦,闫镞,等. 锥束 CT 圆轨迹半覆盖扫描的几何校正[J]. 光学精密工程, 2013, 21(7): 1659-1665.
ZHANG F, JIANG H, YAN B, *et al.*. Geometric calibration for half-cover scanning in circular cone-beam CT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(7): 1659-1665. (in Chinese)
- [3] 周凌宏,李翰威,徐圆,等. 锥束 CT 圆轨道扫描的几何校正[J]. 光学精密工程, 2014, 22(10): 2847-2854.
ZHOU L H, LI H W, XU Y, *et al.*. Geometry calibration for circular trajectory scanning in cone-beam CT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2014, 22(10): 2847-2854. (in Chinese)
- [4] YIN G C, TANG M T, SONG Y F, *et al.*. Energy tunable transmission X-ray microscope for differential contrast imaging with near 60 nm resolution tomography [J]. *Applied Physics Letters*, 2006, 88: 241115.
- [5] YUAN Q, ZHANG K, HONG Y, *et al.*. A 30 nm-resolution hard X-ray microscope with X-ray fluorescence mapping capability at BSRF [J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2012, 19: 1021-1028.
- [6] ANDREWS J C, MEIRER F, LIU Y, *et al.*. Transmission X-ray microscopy for full-field nano-imaging of biomaterials [J]. *Microscopy Research and Technique*, 2011, 74(7): 671-681.
- [7] BOYCE C K, ZWIENIECKI M A, CODY G D, *et al.*. Evolution of xylem lignification and hydrogel transport regulation [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 2004, 101(50): 17555-17558.
- [8] HARRIS H H, VOGT S, EASTGATE H, *et al.*. A link between copper and dental caries in human teeth identified by X-ray fluorescence elemental mapping [J]. *Journal of Biological Inorganic Chemistry*, 2008, 13(2): 303-306.
- [9] GULLBERG G T, TSUI M W, Crawford C R, *et al.*. Estimation of geometrical parameters and collimator evaluation for cone beam tomography [J]. *Medical Physics*, 1990, 17(2): 264-272.
- [10] BRONIKOV A V. Virtual alignment of X-ray cone-beam tomography system using two calibration aperture measurements [J]. *Optical Engineering*, 1999, 38(2): 381-386.
- [11] CHO Y, MOSELEY D J, SIEWERDSEN J H, *et al.*. Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems [J]. *Medical Physics*, 2005, 32(4): 968-83.
- [12] DEBBELER C, MAASS N, ELTER M, *et al.*. A new CT rawdata redundancy measure applied to automated misalignment correction [C]. Proceedings of the 12th international meeting on fully three-dimensional image reconstruction in radiology and nuclear medicine, Lake Tahoe, U. S. A.,

- 2013:264-267.
- [13] MAASS N, DENNERLEIN F, AICHERT A, *et al.*. Geometrical jitter correction in computed tomography [C]. *Proceedings of the Third International Conference on Image Formation in X-ray Computed Tomography*, Salt Lake City, U. S. A. 2014:338-342.
- [14] WANG S H, ZHANG K, Wang Z L, *et al.*. A user-friendly nano-CT image alignment and 3D reconstruction platform based on LabVIEW [J]. *Chinese Physics C*, 2015, 39:018001.
- [15] 庄天戈. CT 原理与算法[M]. 上海:上海交通大学出版社,1992.
- ZHUANG T G. *CT Principle and Algorithms* [M]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University Press,1992. (in Chinese)

作者简介:



傅 健(1976—),男,四川自贡人,副教授,硕士生导师,1999年、2004年于北京航空航天大学分别获得学士、博士学位,现为北京航空航天大学机械工程及自动化学院数字辐射成像技术研究中心主任,主要从事 X 射线、中子波动光学理论与应用技术方面的研究。E-mail: fujian706@buaa.edu.cn



刘振中(1992—),男,湖南邵阳人,硕士研究生,2014年于天津大学获得学士学位,主要从事高分辨力 X 射线计算机层析成像技术研究。Email: liuzhenzhonghh@163.com