

文章编号: 1007-4627(2019)02-0211-07

锥束 CT 成像质量影响因素研究

潘小东^{1,2}, 张催¹, 商宏杰¹, 齐冀¹, 李公平^{1,2,†}

(1. 兰州大学核科学与技术学院, 兰州 730000;
2. 兰州大学中子应用技术教育部工程研究中心, 兰州 730000)

摘要: CT 成像质量受诸多因素影响, 有必要系统地研究各因素带来的影响以得到更好的成像效果。基于兰州大学核科学与技术学院研制的锥束 CT 系统, 在近探测器几何条件下, 采用一铝制标准件, 通过对比实验研究了投影采集范围及步长、管电压及管电流、焦点尺寸、样品在转台位置、硬化校正和图像优化等因素对 CT 系统成像质量的影响。结果表明, 当投影采集完备时, 投影采集范围对成像质量影响较小, 减小扫描步长能提高成像质量; 适当提高管电压能降低硬化伪影, 提高管电流能减小图像噪声; 较小的焦点尺寸能提高图像空间分辨率, 但在近探测器几何条件下不明显; 样品在转台位置不影响 CT 系统还原样品结构; 硬化校正能明显消除硬化伪影; 最后, 对于单一材质样品通过阈值去噪能优化图像质量。以上研究为 CT 系统的研制和应用提供了参考。

关键词: 工业 CT; 成像质量; 影响因素; 锥束 CT

中图分类号: TL99 **文献标志码:** A **DOI:** 10.11804/NuclPhysRev.36.02.211

1 引言

X 射线成像作为一种重要的无损检测手段, 在医学、生物学和工业上都有极为广泛的应用^[1-3]。锥束 CT 由于能够重建出物体的三维结构, 且射线利用率高, 成像时间短而成为 CT 研究最活跃的前沿课题之一。锥束 CT 系统的研究涉及内容广泛, 现有研究中, 对 CT 系统的研制方法、性能和应用的报道较多, 例如 Groh 等^[4]研究对比了两套 X 射线能量分别为 MeV 和 keV 级的锥束 CT 系统性能; Baker 等^[5]报道了 X 射线三维显微成像在岩石分析中的应用; Miceli 等^[6]利用蒙特卡罗方法建立了高分辨率锥束工业 CT 模型, 研究 X 射线散射的影响; 国内的西北工业大学张华等^[7]研究了锥束 CT 的点扩散函数及图像恢复方法; 清华大学王贤刚等^[8]介绍了两种典型的三维 CT 系统, 并报道了其在生物医学和工业无损检测领域的应用; 重庆大学的王珏等^[9]设计实现了工业 CT 用数据采集与传输系统。锥束 CT 成像质量受许多因素影响, 本工作基于兰州大学核科学与技术学院所研制的锥束工业 CT 系统, 选择在近探测器几何条件下, 采用一铝制标准件, 通过对比实验研究投影采集范围及步长、管电压及管电流、焦点尺寸、样品在转台位置、硬化校正和图像优化等因素对 CT 系统成像质量的影响, 以期对 CT 系统的研制和

应用提供参考。

2 实验条件

2.1 锥束 CT 平台

兰州大学核科学与技术学院自行研制的锥束 CT 系统, 其硬件主要由 X 射线源、探测器、运动平台、计算机以及其他辅助设备组成, 如图 1 所示。

该锥束 CT 系统主要应用于工业无损检测领域, 要求 X 射线管有较高的管电压和功率, 因此采用常规焦点 X 射线管, 具体为 COMET 公司 MXR225/22 金属陶瓷 X 射线管。其最大管电压为 225 kV, 焦点尺寸 d 为 5.5/1.0 mm, 对应最大连续功率为 3000/640 W, 靶材为钨, 固有滤波窗为 0.8 mm 铍。探测器采用 VARIAN 公司 PaxScan-1313DX 非晶硅平板探测器, 其转换屏为 CsI(Tl), 总像素面积为 13 cm×13 cm, 总像素矩阵 1024×1024 (1×1), 像素尺寸 127 μm, 极限空间分辨率为 3.94 lp/mm, 允许入射 X 射线能量范围 40~225 keV, A/D 转换 16 位, 最大帧率 30 fps。此外, 在总像素矩阵 512×512 (2×2) 模式下, 其最大帧率可达 60 fps。运动平台采用 BAYSIDE 公司四轴运动平台, 其前后、左右及上下运动范围为 200 mm, 平动精度为 10 μm, 转台旋转精度为 0.002°。该锥束 CT 平台

收稿日期: 2018-09-15; 修改日期: 2019-04-23

基金项目: 兰州大学中央高校基本科研业务费专项资金资助项目 (lzujbky-2016-208, lzujbky-2016-32)

作者简介: 潘小东 (1979-), 男, 甘肃兰州人, 讲师, 从事粒子物理与原子核物理研究; E-mail: pxd@lzu.edu.cn

† 通信作者: 李公平; E-mail: ligp@lzu.edu.cn.

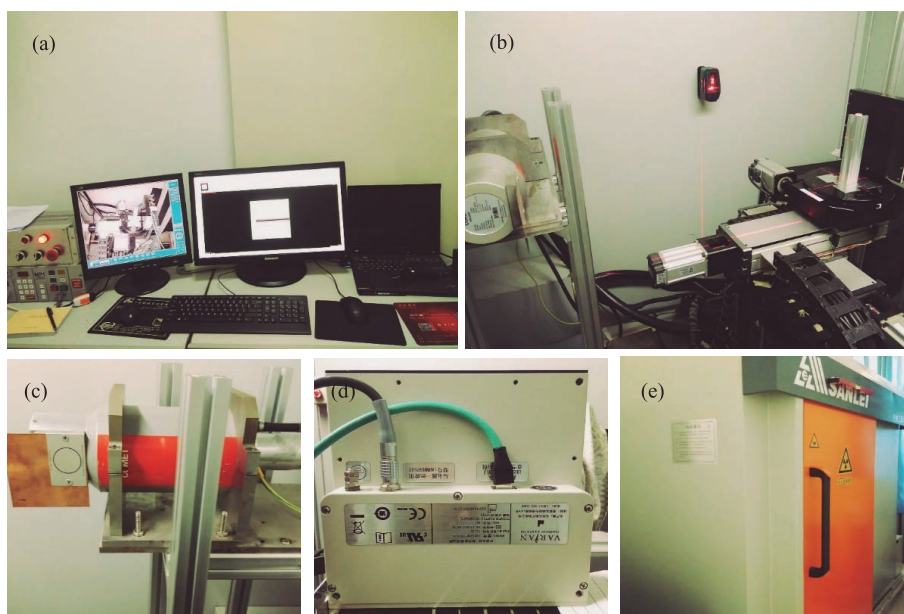


图 1 (在线彩图) 锥束 CT 系统
(a) 计算机及控制系统; (b) 扫描成像平台; (c) X 射线管; (d) 平板探测器; (e) 铅房。

置于 2.0 m×1.5 m×2.0 m 的铅房内, 铅屏蔽的厚度为 10 mm。铅房外的控制室放置两台 PC 机, 一台用于监控, 另一台用于 CT 系统的控制和图像重建。

2.2 几何设置

锥束 CT 系统的几何设置显著地影响其空间分辨率, 图 2 给出了锥束 CT 成像几何条件的示意图, SOD 和 SDD 分别表示源-物距离和源-探距离, d 表示焦点尺寸, a 表示探测器像素尺寸, O 为样品旋转中心, r 为样品最大旋转半径。根据样品与 X 射线源和探测器的相对位置定义两种几何条件, 一种为近探测器几何条件 ($SOD > SDD/2$), 另一种为近 X 射线源几何条件 ($SOD < SDD/2$)。CT 系统的极限空间分辨率主要由焦点尺寸、探测器像素尺寸和几何条件所决定, 可近似由射线等效束宽 BW 给出^[10], 其从物理上确定了系统可能达到的极限空间分辨率, 定义为

$$BW = \frac{\sqrt{a^2 + [d(M-1)]^2}}{M}, \quad (1)$$

其中 M 为放大倍数, $M = SDD/SOD$, 且 $M > 1$ 。在本研究中, 由于采用常规焦点 X 射线管, 焦点尺寸 d (1 mm/5.5 mm) 远大于像素尺寸 a (0.127 mm), 因此在不考虑其他因素影响的情况下, 由式(1)可知 M 越小, BW 越小, 即极限空间分辨率更高, 当 $M \rightarrow 1$ 时, 极限空间分辨率趋近于 0.127 mm。因此在该实验条件下, M 应该尽可能小, 即采用近探测器几何条件。同时, 在工业无损检测中, 被测物体通常体积较大, 由于探测器总像素矩阵面积有限, 为了能够覆盖物体, 需将物体靠

近探测器一端。在项目组先前的研究中发现, 越靠近 X 射线管光场中心 X 射线的强度分布越均匀^[11], 因此近探测器几何条件也减少了 X 射线管光场不均匀带来的影响。综上所述, 在本工作中采用近探测器几何条件, 其中 $SOD = 760$ mm, $SDD = 815$ mm。

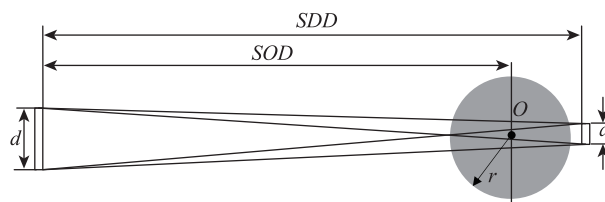


图 2 锥束 CT 成像几何关系示意图

2.3 实验样品

本工作采用标准铝制工件作为实验样品, 材质为 6063-T5, 几何结构如图 3 所示, 其外围轮廓尺寸为 30 mm×30 mm。图 3 给出了样品的截面图和立体图。

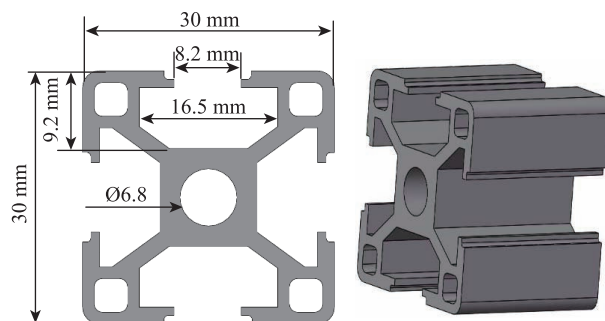


图 3 实验样品几何结构示意图

2.4 实验组设置

为了对比研究几种因素对 CT 成像质量的影响，本研究中设置了 10 组不同参数的实验，其中实验分组及参数如表 1 所列。实验中，除表 1 所列参数不同以外，其他初始实验条件(小焦点、样品位于旋转台中心垂直放置、无铜吸收片硬化、FBP 算法重建、图像未优化、图像像素 400×400) 相同。利用组 1 不同采集范围的投

影数据进行重建可以研究投影采集范围的影响；对比组 1 和组 2，研究投影采集步长的影响；对比组 1、组 3 和组 4，在平均计数大致相同的情况下，研究管电压的影响；对比组 1、组 5 和组 6 研究管电流的影响；对比组 1 和组 7 研究吸收片硬化校正的影响；对比组 1 和组 8 研究焦点尺寸的影响，对比组 1、组 9 和组 10 研究样品在旋转台位置的影响。

表 1 实验分组设置及参数

分组	管电压/kV	管电流/mA	采集步长/(°)	采集范围/(°)	平均计数	备注
1	100	0.2	1	360	14 741	/
2	100	0.2	0.5	360	14 698	/
3	75	0.4	1	360	14 223	/
4	125	0.1	1	360	14 121	/
5	100	0.1	1	360	5 318	/
6	100	0.4	1	360	28 098	/
7	100	0.5	1	360	14 247	加铜吸收片
8	100	0.2	1	360	15 205	大焦点
9	100	0.2	1	360	13 222	样品倾斜
10	100	0.2	1	360	12 796	样品偏移中心

3 几种因素对锥束 CT 成像质量的影响

3.1 投影采集范围和步长

在 CT 成像中，对于平行束条件，投影采集范围 β 为 180° 即可满足重建要求。而对于扇形束条件， β 则需大于 180° 度才能满足重建要求，最小投影角度范围 β_{min} 为^[11]

$$\beta_{min} = \pi + 2\gamma_{max}, \quad \gamma_{max} = \arctan(r/SOD), \quad (2)$$

其中： γ_{max} 为物体与中心 X 射线所成最大扇角； r 为物体的最大旋转半径。根据 2.2 节所给出的几何设置和 2.3 节所给出样品参数，可计算得到 $\beta_{min} \approx 183^\circ$ ，此时称为短扫描方式。实验对比了其与全扫描方式 ($\beta=360^\circ$)

所重建图像结果，两种扫描方式下的采集步长均为 1° ，结果如图 4 所示，两者的重建图像基本一致。取两幅图像的第 100 行(下同)绘制线分布，两者几乎一致，通过取曲线两侧的数据作为背景噪声，取灰度值大于 0.5(下同)的数据作为信号，计算得到全扫描和短扫描重建结果的信噪比(signal-to-noise ratio, SNR) 分别 26.1218 和 26.0071。

在相同的投影采集范围下，采集步长将决定投影数，从而影响重建结果。图 5 给出了采集步长分别为 1° 和 0.5° 重建图像对比，投影采集范围均为 360° 。从图中可以看到，较小的采集步长能够提高成像质量，线分布图像中采集步长为 0.5° 所对应的 SNR (43.0164) 要明显好于采集步长为 1° 时的结果 (26.1218)。

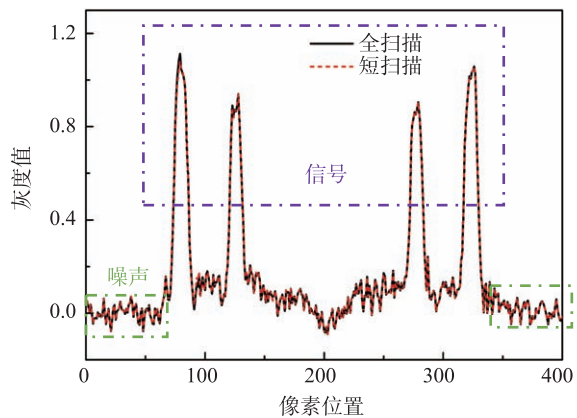
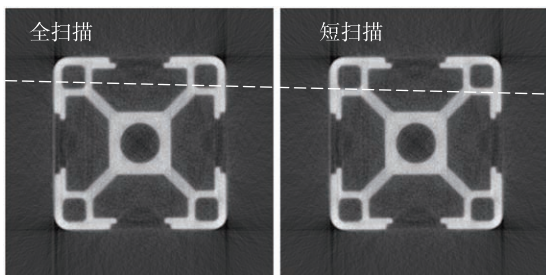


图 4 (在线彩图) 全扫描和短扫描方式下重建图像对比

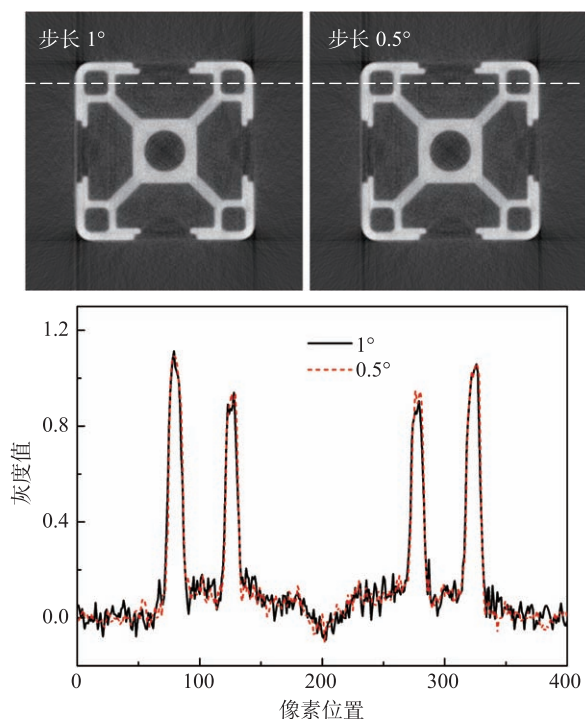


图 5 (在线彩图) 两种不同投影采集步长条件下的重建图像对比

3.2 管电压和管电流

工业用锥束 CT 系统中, 往往要求拥有较高的管电压, 管电压决定 X 射线的能量。如果样品由原子序数较高的元素组成, 例如铁、铜等金属材料, 较高的管电压能够有效减少射线硬化所带来的影响, 而对于样品由原子序数较低的元素组成的情况, 则需要相对较低的管电压以保证拥有较高的衬度。因此对于确定的样品, 有必要探究管电压对其图像质量的影响。实验对比了三种不同管电压 (75, 100 和 125 kV) 对重建图像的影响, 结果如图 6 所示。可以发现, 随着管电压的增加, 重建样品图像的灰度值变得更为均匀, 硬化伪影有所降低, 线分布曲线显示由射束硬化所产生的“杯状”伪影随着管电压的增大而降低。

在管电压一定的情况下, 管电流与射线强度成正比, 因此平板探测器的计数随管电流的增大而增大, 探测器单位像素的计数增加将有效减小统计涨落和探测器噪声所带来的影响。图 7 给出了三种不同管电流条件下 (0.1, 0.2 和 0.4 mA) 的成像结果, 可以看到随着管电流的增加, 图像的噪声减小, 背景更为平滑。从线分布曲线可以看到更大管电流所对应的成像结果的背景噪声起伏更小, 三种管电流条件下得到结果的背景噪声标准差依次为 0.425, 0.326 和 0.243, 对应的 SNR 分别为 21.508 2, 26.121 8 和 35.809 5。

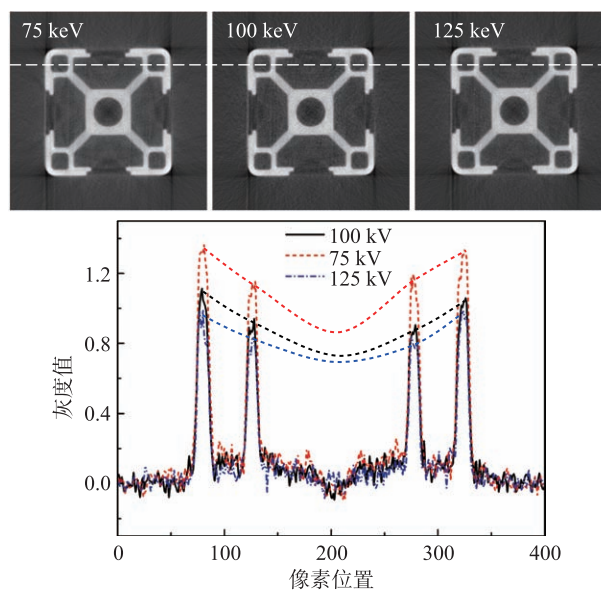


图 6 (在线彩图) 不同管电压条件下重建图像对比

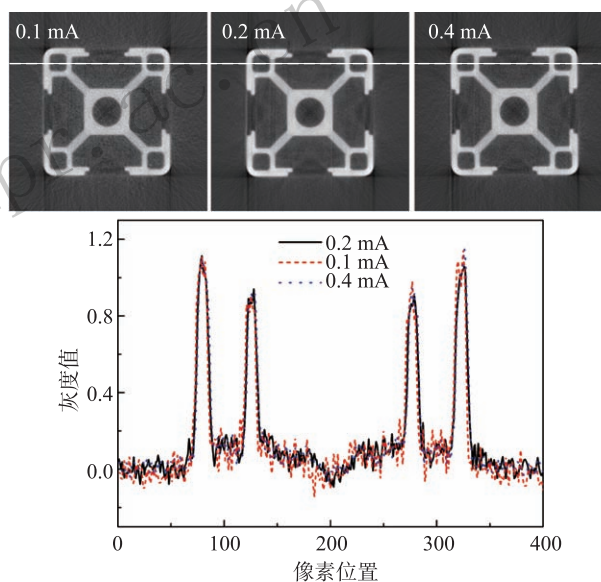


图 7 (在线彩图) 不同管电流条件下重建图像对比

3.3 焦点尺寸

由 2.2 节可知焦点尺寸将影响重建图像的空间分辨率, 相同条件下, 焦点越小, 重建图像空间分辨率越高。但在本研究中, 由于采用常规焦点 X 射线管, 焦点尺寸比探测器尺寸高出一个量级, 因此采用近探测器几何条件。在此条件下, 焦点尺寸对重建图像空间分辨率的影响将显著减小, 图 8 给出了的大、小焦点两种情况下的重建结果, 两者无明显差别, 线分布给出大、小焦点两种条件下的 SNR 分别为 25.687 7 和 26.121 8。

3.4 样品在旋转台的位置

旋转台位置固定的情况下, 探究样品在旋转台上的位置对 CT 系统成像质量的影响, 实验对比了样品垂直

放置于转台中心、倾斜放置于转台中心和垂直放置且偏移转台中心三种位置条件下的重建图像，结果如图 9 所示。从图中可以看到，无论是样品处于何种位置条件，重建图像均能还原样品的断层结构，但在样品倾斜的情况下，样品在可视区域的位置将发生变化，并且图像的伪影和噪声有所增强。而在样品偏移的情况下，由于旋转半径增大，因此重建区域也相应增大，为 600×600 像素，因此样品在可视区的显示比例相应有所减小。

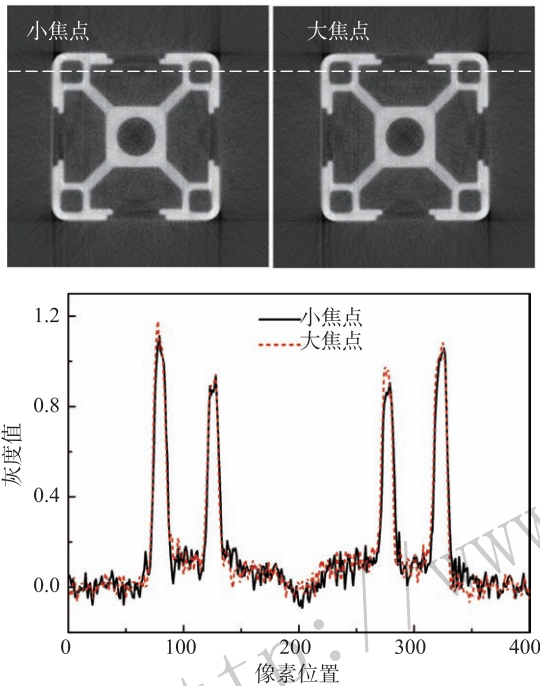


图 8 (在线彩图) 大、小焦点条件下重建图像对比

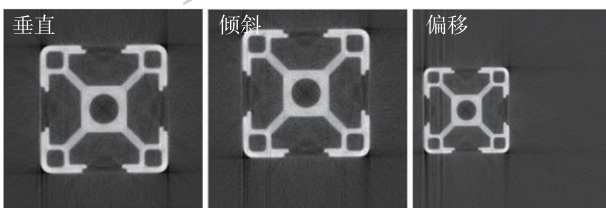


图 9 样品在不同几何条件下重建图像对比

3.5 硬化校正

对于均匀材质的物体，射线硬化效应将会导致重建图像出现“杯状”伪影，表现为物体的灰度值中间低两边高，重建图像显示为外侧明亮，而内侧相对较暗。本工作采用两种硬化校正方法，一种为传统的滤波片校正方法，采用 0.46 mm 厚的铜片作为吸收片，吸收低能光子，前期实验表明 30 keV 以下的 X 射线几乎被全部吸收^[13]；另一种为多项式拟合硬化校正方法^[14]，该方法基于实验测量初始透射能谱，利用蒙特卡罗方法模拟得到多能投影与透射厚度的关系，再通过多项式拟合得

到多能投影与单能投影的关系，进而实现校正。实验对比了未校正和采用以上两种方法进行硬化校正的重建图像，如图 10 所示。图中可以看到，经过硬化校正以后，图像质量得到改善，“杯状”伪影减小。线分布曲线表明滤波片方法能够降低“杯状”伪影，但效果有限，在本文实验条件下多项式拟合硬化校正方法的结果相对较好。实际应用中可以通过增加滤波片厚度进一步降低“杯状”伪影，但会导致 X 射线利用率降低。

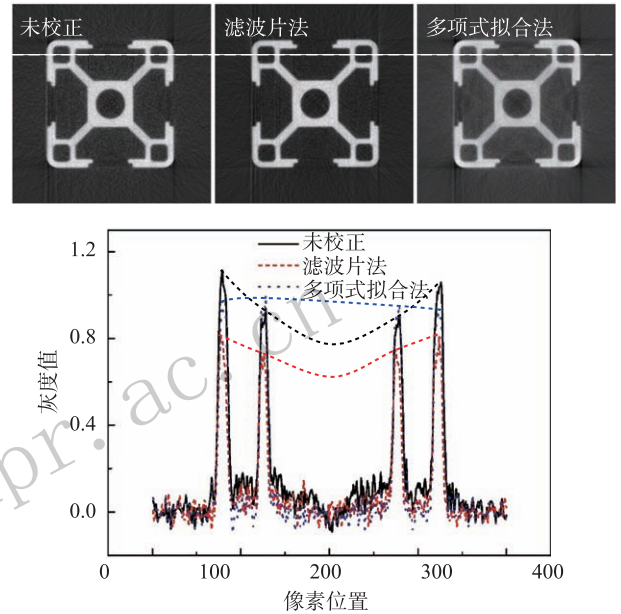


图 10 (在线彩图) 硬化校正对重建图像的影响

3.6 图像优化

图像优化对重建图像最终所呈现的效果影响很大，对于单一材质的样品，采用相对简单的阈值去噪，去除样品周围的噪声，就能明显改善重建图像呈现效果。阈值采用图像最大灰度值的 10%，优化前后的结果如图 11 所示，优化后的图像能够更为清晰地给出样品的结构信息。

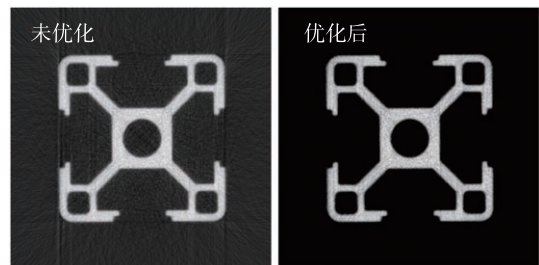


图 11 重建图像优化前后对比

4 总结

CT 图像质量受到多种因素的影响，对于锥束 CT，在近探测器几何条件下，如果采集投影完备，投影采集

范围对成像质量影响很小, 而较小的采集步长能够提高成像质量; 适当地提高管电压能够减少硬化伪影, 在探测器动态范围内, 提高管电流能够减小图像的噪声, 并节省成像时间; 较小的焦点尺寸能够提高图像空间分辨率, 但在近探测器几何条件下的改善效果不明显; 样品在转台上的位置不影响CT系统对样品结构的还原能力, 但样品的倾斜或偏移会一定程度上降低图像质量, 且在重建图像中, 样品将偏移可视区域中心; 硬化校正能降低硬化伪影, 在本实验条件下, 多项式拟合硬化校正方法能够得到比滤波片方法更好的校正结果; 图像优化能进一步改善图像质量, 对于单一材质样品, 全域单阈值去噪就能改善重建图像呈现效果。

参考文献:

- [1] BABA R, UEDA K, OKABE M. *Dentmaxillofacial Radiology*, 2004, **33**(33): 285.
- [2] KASTNER J, HARRER B, REQUENA G, *et al. Ndt & E International Independent Nondestructive Testing & Evaluation*, 2010, **43**(7): 599.
- [3] AGRAWAL A K, SARKAR P S, KASHYAP Y S, *et al. Journal of Nondestructive Evaluation*, 2016, **35**(3): 1.
- [4] GROH B A, SIEWERDSEN J H, DRAKE D G, *et al. Medical Physics*, 2002, **29**(6): 967.
- [5] BAKER D R, MANCINI L, POLACCI M, *et al. Lithos*, 2012, **148**(9): 262.
- [6] MICELI A, THIERRY R, FLISCH A, *et al. Nucl Instr and Meth A*, 2007, **583**(2-3): 313.
- [7] ZHANG H, HUANG K D, SHI Y K, *et al. Chinese Physics C*, 2015, **39**(3): 101.
- [8] WANG Xiangang, YE Qing, GUO Zhiping, *et al. CT Theory and Applications*, 2009, **18**(4): 26. (in Chinese)
(王贤刚, 叶青, 郭志平, 等. CT理论与应用研究, 2009, **18**(4): 26.)
- [9] WANG Jue, TAN Hui, HUANG Liang, *et al. Chinese Journal of Scientific and Instrument*, 2009, **30**(4): 722. (in Chinese)
(王珏, 谭辉, 黄亮, 等. 仪器仪表学报, 2009, **30**(4): 722.)
- [10] YESTER M V, BARNES G T. Geometrical Limitations of Computed Tomography (CT) Scanner Resolution[C]//Application of Optical Instrumentation in Medicine VI. International Society for Optics and Photonics, 1977, **127**: 296.
- [11] ZHANG Cui, LI Gongping, PAN Xiaodong, *et al. Nuclear Techniques*, 2015, **38**(9): 8. (in Chinese)
(张催, 李公平, 潘小东, 等. 核技术, 2015, **38**(9): 8.)
- [12] TURBELL H. Cone-beam reconstruction using filtered back-projection[D]. Linköping: Linköping University Electronic Press, 2001: 19.
- [13] ZHANG Cui, ZHANG Yihai, SHANG Hongjie, *et al. Atomic Energy Science and Technology*, 2016, **50**(10): 1859. (in Chinese)
(张催, 张益海, 商宏杰, 等. 原子能科学技术, 2016, **50**(10): 1859.)
- [14] ZHANG Yihai, ZHANG Cui, PAN Xiaodong, *et al. Nondestructive Testing*, 2017, **39**(6): 8. (in Chinese)
(张益海, 张催, 潘小东, 等. 无损检测, 2017, **39**(6): 8.)

Study on the Factors Influencing the Quality of Cone-beam Computed Tomography

PAN Xiaodong^{1,2}, ZHANG Cui¹, SHANG Hongjie¹, QI Ji¹, LI Gongping^{1,2,†}

(1. School of Nuclear Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China;

2. Engineering Research Center for Neutron Application Technology, Ministry of Education, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China)

Abstract: The imaging quality of the CT system is influenced by many factors. It is necessary to study the influence caused by each factor in order to get a better imaging result. Based on a cone-beam CT system developed by our group, and under the near detector condition, using a standard workpiece of aluminum to study the influences on the imaging quality of CT system, produced by the factors of projection acquisition range and step, tube voltage and current, focal spot size, object position on turntable, beam-hardening correction and image optimizing. The results show that the influence of projection acquisition range on imaging quality is very small, and the smaller acquisition step can improve imaging quality; appropriately increasing the tube voltage can reduce the beam-hardening artifacts and enlarging the tube current can reduce image noise; the smaller focal spot size can enhance the spatial resolution of the image, but was not obvious under the near detector geometry; sample position on turntable does not affect the reconstruction result; hardening correction can greatly eliminate beam-hardening artifacts. Finally, image optimizing can improve image quality effectively. This work provides a reference for the development and application of the CT system.

Key words: ICT; imaging quality; influence factors; cone-beam CT

<http://www.npr.ac.cn>

Received date: 12 Sep. 2018; **Revised date:** 23 Apr. 2019

Foundation item: Fundamental Research Funds for Central Universities of Ministry of Education of China (lzujbky2016-208, lzujbky-2016-32).

† **Corresponding author:** LI Gongping, E-mail: ligp@lzu.edu.cn.