

X 射线 CT 环形伪影去除方法*

马继明^{1,2}, 宋 岩², 王群书², 宋顾周², 张建奇¹,
夏惊涛², 韩长材², 段宝军², 杜继业², 周 鸣²

(1. 西安电子科技大学 物理与光电工程学院, 西安 710071;
2. 西北核技术研究所 强脉冲辐射环境模拟与效应国家重点实验室, 西安 710024)

摘 要: 为去除 X 射线 CT 图像中的环形伪影, 建立了一种投影数据预处理方法。该方法通过对各角度投影数据逐一进行分段多项式拟合的方式建立异常探元的备选校正因子集合, 再根据备选校正因子的概率密度分布确定最可几校正因子。介绍了方法的物理依据、原理及其实现步骤, 并分析了其在复杂条件下的适应性。结果表明: 该方法对稀疏环形伪影、密集环形伪影以及伴随强噪声污染的 CT 图像环形伪影均可去除; 与中值滤波等方法相比, 可以更好地保持图像的空间分辨率。该方法可用于多材质检测对象 CT 图像的处理。

关键词: X 射线 CT; 环形伪影; 投影正弦图; 多项式拟合

中图分类号: TP391.41 **文献标志码:** A **doi:**10.11884/HPLPB201426.124001

X 射线 CT 在医学诊断和工业检测中有广泛应用^[1-3]。图像伪影是影响 CT 检测精度的重要因素。环形伪影是 CT 图像的一种典型伪影, 在投影正弦图中表现为沿角度方向的明或暗线条。探测器校正偏差、闪烁体缺陷甚至吸附灰尘等都会导致这种线条出现^[4-6]。除选用高性能探测器并进行响应一致性校正, 少数 CT 装置还通过特殊投影系统和扫描时序设计抑制环形伪影^[7], 但图像处理仍是主要的去环形伪影的辅助手段。图像处理分为预处理和后处理^[5,8]。前者在重建前对投影数据进行平滑滤波或补偿校正, 易与投影数据获取过程结合, 物理依据直接、清晰, 研究较多; 后者将环形伪影看作普通缺陷或噪声并在重建图像中修复或去除, 常为 CT 机终端用户所用。

CT 环形伪影预处理校正方法有多种。一类是将投影正弦图中的线条看作高频噪声, 采用低通、带通性质的局部或全局平滑滤波消除, 如 D. Prell 和 Y. Kyriakou 等人提出在极坐标系下进行中值或均值滤波处理的方法^[9-10]。此类方法易于理解和实现, 但多数效果有限且易降低图像空间分辨。另一类方法是先将投影数据中的线条识别出来再对其修复。王钰等人提出的改进 Canny 算法和 S-L 滤波增强后识别校正的方法^[8,11]、E. M. A. Anas 等人提出的线条识别三判据^[12], 都在 CT 环形伪影去除中取得了良好效果。此类方法可较好保持图像空间分辨, 主要适用于稀疏环形伪影的去除。另外, 2009~2010 年, 吴文晋、魏英等提出了采用分段多项式, 李保磊等提出了采用 B 样条对投影数据叠加曲线进行拟合求校正因子的方法^[13-15]。这些方法无需进行线条识别, 且能够在去除环形伪影的同时保持图像的空间分辨, 但不适用于含有多种高密度差材料或高频信息丰富的 CT 图像^[14]。本文提出一种结合多项式拟合和概率统计的投影数据校正方法。通过对投影数据逐列进行多项式拟合确定备选校正因子范围, 再根据最大概率原则确定校正因子。

1 投影数据校正方法

1.1 物理原理和依据

扇束 X 射线 CT 投影原理如图 1 所示。探元 P 点的信号强度 I 由以下因素决定: X 射线在检测对象中路径长度 l、射线路径上的材料衰减系数 μ 和探测器的 X 射线响应灵敏度 S。对于单材质检测对象, 可表示为

$$I = I_0 S \exp(-\mu l) \quad (1)$$

式中: I_0 为入射 X 射线强度。

对于实际 CT 系统, 探元尺寸远小于射线源和探测器的间距, X 射线从

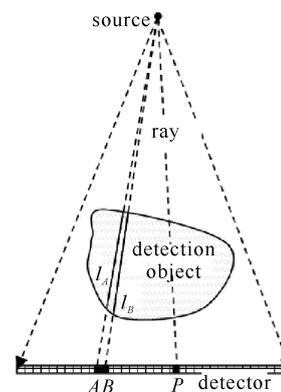


Fig. 1 Schematic diagram of fan beam X-ray CT
图 1 扇束 X 射线 CT 投影示意图

* 收稿日期: 2014-05-17; 修订日期: 2014-09-22
基金项目: 国家自然科学基金项目(61171013); 国家高技术发展计划项目
作者简介: 马继明(1979—), 男, 副研究员, 从事高速摄影、射线成像和图像处理研究; majiming@nint.ac.cn.

源抵达任意相邻探元 A, B 的路径接近重合。在多数情况下, X 射线路径长度 l_A, l_B 和路径上的衰减系数 μ_A, μ_B 满足 $l_A \approx l_B, \mu_A \approx \mu_B$ 。在理想情况下, 探测器中各探元的射线响应灵敏度相等, 即 $S_A = S_B$ 。根据上述关系和式(1)推导可得

$$I_A \approx I_B \quad (2)$$

式中: I_A, I_B 分别为 A, B 探元信号强度。不满足式(2)的个别情况, 一般仅发生在射线路径与检测对象的内部或外部界面相切, 或经过内外界面的急剧转折位置时。即在多数情况下, 对于理想 CT 检测系统和实际多数检测对象, 任意角度 X 射线投影数据都是分段连续或平滑的。因此, 对于存在环形伪影的 CT 图像, 表现为各角度投影曲线上的脉冲式跳跃点。理论上通过对投影曲线进行拟合平滑, 并将拟合曲线与原始数据比较, 可以判断出异常探元位置并计算校正因子。

1.2 投影数据校正方法

以 Shepp-Logan 模型为例, 详细介绍本文方法及其实现步骤。首先以 0.5° 间隔对 512×512 pixel Shepp-Logan 模型进行 360° 投影扫描, 获得的投影正弦图尺寸为 720×729 pixel, 如图 2(a) 所示。投影正弦图的水平方向为投影角度, 垂直方向代表探测器单元位置, 本文中所有投影正弦图均按此方位放置。假定第 425 探元灵敏度异常, 图 2(a) 中出现水平线条。若直接采用图 2(a) 投影数据进行滤波反投影重建, 将得到如图 2(b) 所示带有环形伪影的图像。

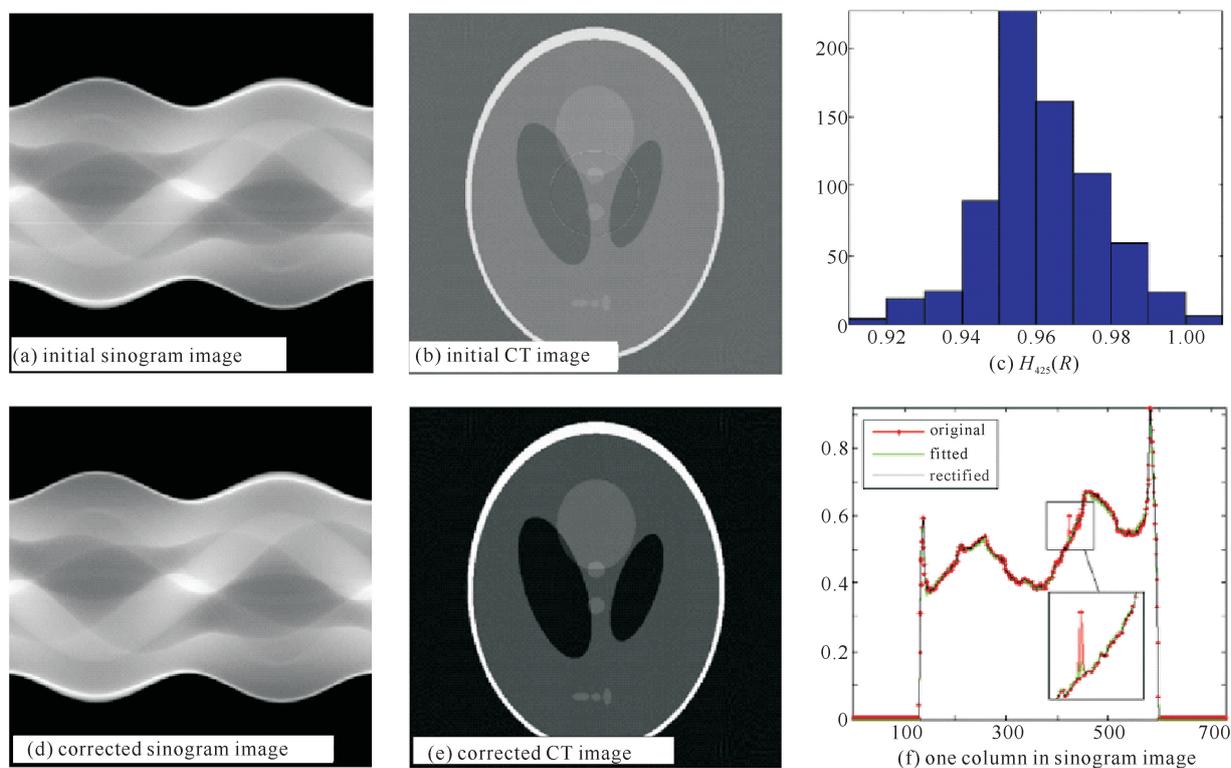


Fig. 2 Ring artifact correction for CT image
图 2 CT 图像环形伪影校正

为去除重建图像中的环形伪影, 执行如下操作

(1) 将图 2(a) 中各列的图像灰度数据分别标记为 L_1, L_2, \dots, L_{720} 。

(2) 假定当前列数据为 $L_i (i=1, 2, \dots, 720)$ 。依据 L_i 具体特征将其分为 n 段, 记为 $L_i^1, L_i^2, \dots, L_i^n$ 。对各段数据分别进行多项式拟合, 记为 $\overline{L}_i^1, \overline{L}_i^2, \dots, \overline{L}_i^n$, 得到 L_i 的拟合曲线 \overline{L}_i 。某一列数据的拟合曲线如图 2(f) 所示, 即

$$\overline{L}_i = \overline{L}_i^1 \cup \overline{L}_i^2 \cup \dots \cup \overline{L}_i^n \quad (3)$$

(3) 计算 \overline{L}_i 和 L_i 的比值曲线 R_i 。对 R_i 上的任意点 x 和设定阈值 $d\delta$ (通常选取 0.001), 若 $|R_i(x) - 1| > d\delta$, 则初步判定 x 点对应的探元存在灵敏度异常, 并选择 $R_i(x)$ 为 x 探元的备选校正因子, 即

$$R_i = \frac{\overline{L_i}}{L_i} \quad (4)$$

(4) 对各列投影数据逐一执行步骤(1)~(3)处理。对探元 x , 共可获得 m 个备选校正因子, 即 $R_1(x)$, $R_2(x)$, \dots , $R_m(x)$ ($0 \leq m \leq 720$)。

(5) 计算 $R_1(x)$, \dots , $R_m(x)$ 的概率密度分布, 用直方图表示为 $H_x(R)$ 。选取 $H_x(R)$ 峰值对应的备选校正因子 R_{\max} 作为 x 探元校正因子。对于第 425 探元, $H_{425}(R)$ 如图 2(c) 所示, 其 R_{\max} 为 0.953。

(6) 将投影数据除以对应的校正因子, 完成修复。修复后的投影数据如图 2(d) 所示, 其中某一列数据如图 2(f) 所示。由校正投影数据重建的 CT 图像如图 2(e) 所示, 环形伪影被彻底消除。

需要说明, 本文方法的去环形伪影效果与投影数据特征、伪影强度和分布有关, 有时一次校正不能彻底消除全部环形伪影。可采用本文方法反复对投影数据进行修复, 通常 3 次左右即可。

2 复杂条件下的环形伪影校正

2.1 稀疏环形伪影

假定投影探测器上间隔出现多个探元灵敏度异常, Shepp-Logan 模型的投影数据如图 3(a) 所示, 滤波反投影重建结果如图 3(e) 所示, 图中稀疏分布着多个环形伪影。采用中值滤波法、多项式拟合法和本文方法分别对投影数据进行预处理再重建, 校正投影数据分别如图 3(b)~图 3(d) 所示, 相应重建结果如图 3(f)~图 3(h) 所示。

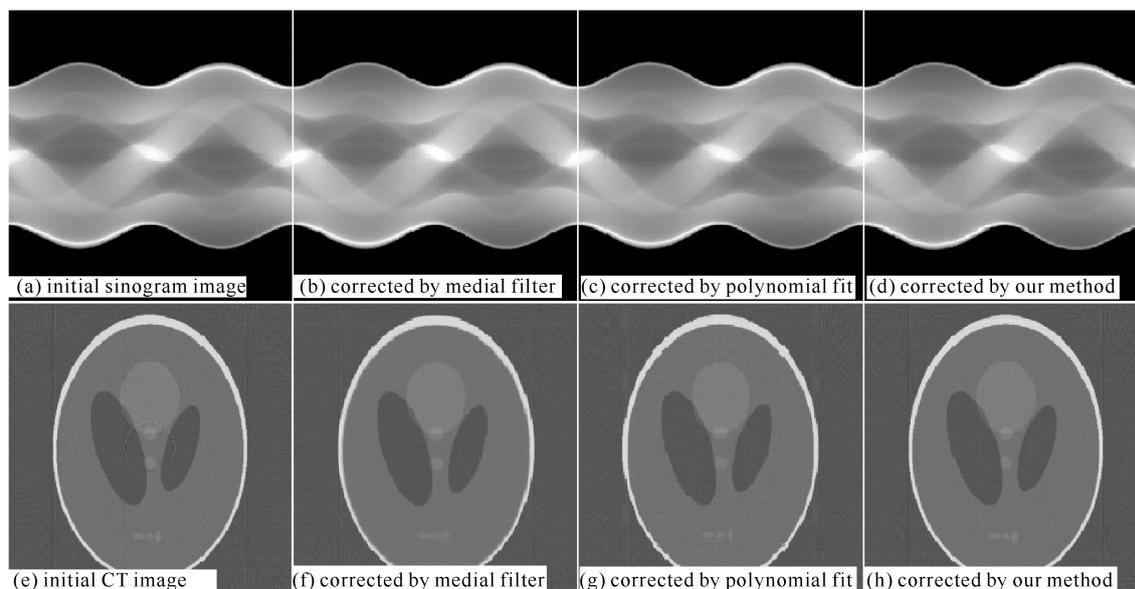


Fig. 3 Sparse ring artifacts in CT image and their correction

图 3 含稀疏环形伪影 CT 图像的校正

中值滤波法较彻底地消除了 CT 图像中的稀疏环形伪影, 同时造成了一定程度的图像模糊。多项式拟合法保持了图像空间分辨, 但图像边缘仍有部分环形结构存在。本文方法基本去除了图像中的环形伪影并保持了空间分辨。

2.2 密集环形伪影

假定全部探元均存在不同程度的灵敏度差, Shepp-Logan 模型的投影数据如图 4(a) 所示, 滤波反投影重建结果如图 4(e) 所示, 图中存在密集、连续的环形伪影。采用中值滤波法、多项式拟合法和本文方法分别对投影数据进行预处理再重建, 校正投影数据分别如图 4(b)~图 4(d) 所示, 相应重建结果如图 4(f)~图 4(h) 所示。

中值滤波法未能消除图像中的密集环形伪影。多项式拟合法基本消除了图像中部的环形伪影, 但在图像边缘仍有环形伪影遗留。本文方法在保持较高图像分辨的同时较好地去除了图像中不同位置的环形伪影。

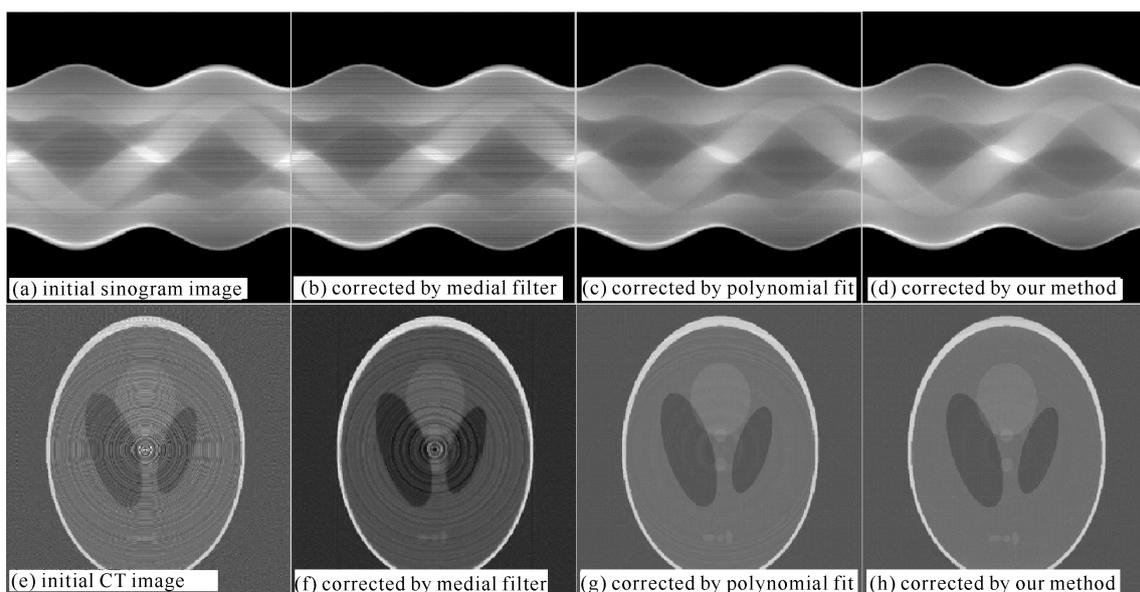


Fig. 4 Continuous ring artifacts in CT image and their correction

图 4 含密集环形伪影 CT 图像的校正

2.3 强噪声伴随密集环形伪影

实际投影图像通常存在或多或少的噪声,典型的有 Gaussian 噪声、泊松噪声和脉冲噪声等。图 5(a)为包含密集环形伪影且同时附加上述 3 种噪声的投影正弦图,滤波反投影重建结果如图 5(e)所示。采用中值滤波法、多项式拟合法和本文方法分别对投影数据进行预处理再重建,校正投影数据分别如图 5(b)~图 5(d)所示,相应重建结果如图 5(f)~图 5(h)所示。

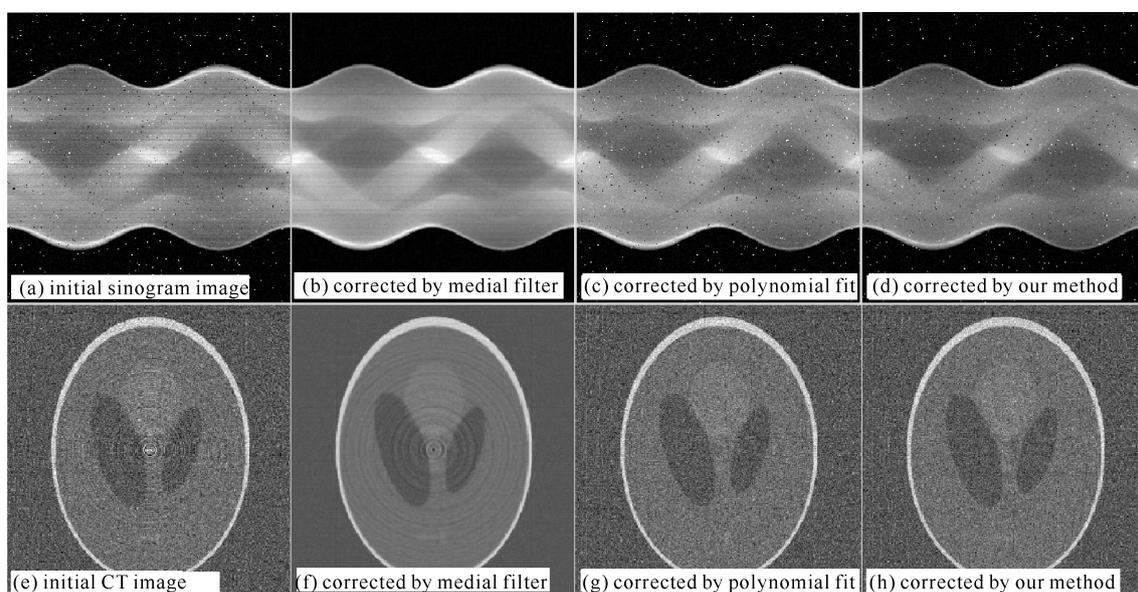


Fig. 5 Continuous ring artifacts in noised CT image and their correction

图 5 含强噪声和密集环形伪影 CT 图像的校正

中值滤波法明显消除了图像噪声,但未能消除环形伪影。多项式拟合法和本文方法未改善重建图像噪声,但消除了环形伪影。

2.4 实测 X 射线 CT 图像的校正效果

X 射线峰值能量 70 keV,探测器阵列尺寸 1×512 。以 1° 间隔对某包含铝合金、黄铜和聚乙烯材料的结构件进行 180° 扫描,人为干预使部分探测器单元响应偏离,获得投影正弦图如图 6(a)所示。直接用滤波反投影方法进行 CT 重建获得的图像如图 6(b)所示,图像中存在明显的环形伪影。采用本文方法对投影正弦图进行预处理校正,校正结果如图 6(c)所示。由校正数据重建 CT 图像,如图 6(d)所示,环形伪影被彻底去除。

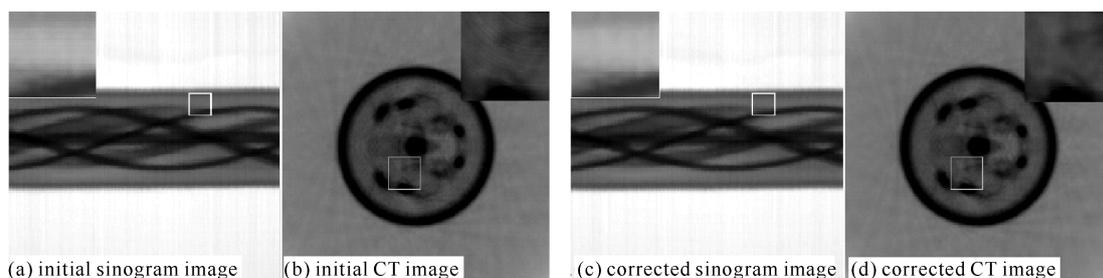


Fig. 6 Ring artifact in real X-ray CT image and its correction

图 6 实测 X 射线 CT 图像的环形伪影校正

3 结 论

本文建立了一种 X 射线 CT 投影数据预处理校正方法。该方法通过对各角度投影数据逐一进行分段多项式拟合的方式建立异常探元的备选校正因子集合,并根据备选校正因子的概率密度分布确定校正因子。复杂条件下的测试表明,该方法可以有效去除 CT 图像中稀疏环形伪影、密集环形伪影,并适用于伴随强噪声污染的 CT 投影数据的去环形伪影处理。本文方法可用于多材质检测对象 CT 图像的环形伪影去除。

参考文献:

- [1] 李定川,李勤瑶. CT,MR 技术进展与核医学影像[J]. 影像技术, 2009(6):54-57. (Li Dingchuan, Li Qinyao. Technical advancements of CT, MR and nuclear medical imaging. *Image Technology*, 2009(6):54-57)
- [2] 邹永宁,伍立芬,王珏,等. 基于 CT 序列图像的旋转体积测量方法[J]. 强激光与粒子束, 2013, **25**(9):2423-2428. (Zou Yongning, Wu Lifen, Wang Jue, et al. Rotation volume measurement method based on CT sequence images. *High Power Laser and Particle Beams*, 2013, **25**(9):2423-2428)
- [3] 方黎勇,李柏林,李辉,等. 工业 CT 在反求工程上的应用[J]. 强激光与粒子束, 2013, **25**(7):1620-1624. (Fang Liyong, Li Bailin, Li Hui, et al. Application of industrial CT in reverse engineering technology. *High Power Laser and Particle Beams*, 2013, **25**(7):1620-1624)
- [4] Titarenko S, Titarenko V, Kyrieleis A, et al. A ring artifact suppression algorithm based on a priori information[J]. *Applied Physics Letters* 2009, **95**:071113.
- [5] 李俊江,胡少兴,李保磊,等. CT 图像环状伪影校正方法[J]. 北京航空航天大学学报, 2007, **33**(11):1378-1382. (Li Junjiang, Hu Shaoxing, Li Baolei, et al. Ring artifact correction for industrial CT images. *Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics*, 2007, **33**(11):1378-1382)
- [6] Raven C. Numerical removal of ring artifacts in microtomography[J]. *Rev Sci Instrum*, 1998, **69**(8):2978-2980.
- [7] Davis G R, Elliott J C. X-ray microtomography scanner using time-delay integration for elimination of ring artefacts in the reconstructed image[J]. *Nucl Instrum Meth A*, 1997,**394**(1/2):157-162.
- [8] 王珏,黄苏红,蔡玉芳. 改进 Canny 算法的 CT 图像环形伪影校正[J]. 光学精密工程, 2011,**19**(11):2767-2773. (Wang Jue, Huang Suhong, Cai Yufang. Improved Canny algorithm for correcting ring artifacts of CT images. *Optics and Precision Engineering*, 2011, **19**(11):2767-2773)
- [9] Prell D, Kyriakou Y, Kalender W A. Comparison of ring artifact correction methods for flat-detector CT[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, **54**(12):3881-3895.
- [10] Kyriakou Y, Prell D, Kalender W A. Ring artifact correction for high-resolution micro CT[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, **54**(17):385-39.
- [11] 王珏,黄苏红,蔡玉芳. 工业 CT 图像环形伪影校正[J]. 光学精密工程, 2011,**18**(5):1226-1233. (Wang Jue, Huang Suhong, Cai Yufang. Ring artifact correction for ICT images. *Optics and Precision Engineering*, 2010, **18**(5):1226-1223)
- [12] Anas E M A, Lee S Y, Hasan M K. Removal of ring artifacts in CT imaging through detection and correction of stripes in the sinogram [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, **55**(22): 6911-6930.
- [13] 吴文晋. 基于多项式拟合的 CT 图像环状伪影校正[C]//全国射线成像与数字 CT 新技术研讨会. 2009:34-38. (Wu Wenjin. A correction method for ring artifacts in CT image based on polynomial fitting//National Seminar of Ray Imaging and CT New Technology. 2009:34-38)
- [14] 魏英,吴文晋,杨民. 基于多项式拟合的 CT 图像环状伪影校正[J]. 北京信息科技大学学报, 2010,**25**(4):45-48. (Wei Ying, Wu Wenjin, Yang Min. A correction method for ring artifacts in CT image based on polynomial fitting. *Journal of Beijing Information Science and Technology University*, 2010, **25**(4):45-48)
- [15] 李保磊,杨民,傅健,等. 两种 CT 成像环状伪影校正方法[J]. 光学学报, 2009,**29**(7):1849-1853. (Li Baolei, Yang Min, Fu Jian. Two ring artifact correction methods for computer tomography. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(7):1849-1853)

Ring artifact correction for X-ray computed tomography

Ma Jiming^{1,2}, Song Yan², Wang Qunshu², Song Guzhou², Zhang Jianqi¹,
Xia Jingtao², Han Changcai², Duan Baojun², Du Jiye², Zhou Ming²

(1. *School of Physics and Optoelectronic Engineering, Xidian University, Xi'an 710071, China;*

2. *State Key Laboratory of Intense Pulsed Radiation Simulation and Effect,
Northwest Institute of Nuclear Technology, Xi'an 710024, China*)

Abstract: In this paper, a novel preprocessing technique is proposed for the correction of ring artifact in X-ray CT image. By fitting each projection in sinogram image with piecewise polynomial, a set of candidate correction factors for mis-calibrated detector is created and then the factor with maximum probability occurrence is picked out to rectify the projection data. Principle and procedure of the method is illustrated. Tests under different condition show that, sparse or continuous ring artifact in the CT image can both be well rectified effectively, while spatial resolution of the image preserved. CT images for multi-material object can also be corrected by the method.

Key words: X-ray computed tomography; ring artifact; sinogram image; polynomial fit

PACS: 81.70.Tx; 87.57.cp