

文章编号: 1007-1482 (2013) 04-0336-0341

• CT 与图像技术 •

CT 旋转中心的精确确定方法

孟凡勇¹, 李忠传^{1,2}, 杨 民², 李静海¹

(1. 中国科学院 过程工程研究所多相复杂系统国家重点实验室, 北京 100190;

2. 北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100191)

摘 要: CT 旋转中心(COR)的精确确定是图像准确重建的一个前提条件, COR 的偏差会导致重建图像出现伪影, 降低成像质量。本文对现有的 COR 确定方法进行了分析研究, 在此基础上, 利用中心投影具有 π 分割数据一致性的特点, 提出了一种利用投影原始数据精确确定 CT 投影中心的方法。本方法无需专用校正模体, 不需知道 CT 测量的几何参数, 不需要全周扫描数据, 对于射线源与旋转中心的连线不垂直于探测器的情况同样适用。实验结果证明, 本方法适用范围广, 抗随机噪声能力强, 具有很好的应用前景。

关键词: CT; 旋转中心; 伪影; 投影原始数据; 相关分析

中图分类号: TP391.41

文献标识码: A

Accurate determination of the center of rotation for computed tomography

MENG Fanyong¹, LI Zhongchuan^{1,2}, YANG Min², LI Jinghai¹(1. State Key Laboratory of Multiphase Complex Systems, Institute of Process Engineering,
Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;2. School of Mechanical Engineering and Automation, Beijing University of Aeronautics and
Astronautics, Beijing 100191, China)

Abstract: The center of rotation (COR) is a very important parameter for accurate reconstruction of computed tomography (CT). Even slight deviation will result in severe artifact and degrade the reconstruction quality. In this study, analysis and comparison of commonly adopted methods were conducted, and an accurate determination method for COR was proposed based on the feature of π segmentation consistency for central projection. The newly proposed method has the advantage of self-determination without specialized phantom, good robustness for the non-full circle scan, and even is suitable for situation that the central line is not perpendicular to the detector array. Experiment results demonstrate the good applicability and

收稿日期: 2013-10-09

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (21106158, 21376245, 11275019, 61077011); 中国科学院战略性先导科技专项 (XDA07080104); 多相复杂系统国家重点实验室开放课题资助项目 (MPCS-2011-D-03)

作者简介: 孟凡勇 (1979-), 男 (汉), 山东烟台人, 副研究员。研究方向: 气固两相流的机理研究、无干扰原位测量新技术研发。

anti-noise ability of this method.

Key words: computed tomography; reconstruction; artifact; projection data; cross-correlation

0 引言

计算机断层扫描技术(CT)最早应用于医学影像,随后被引入工业无损检测领域,由于其非插入、无干扰的检测特性,CT在农林业、地球物理、化工等领域也得到了很好的应用。根据射线源-探测器的运动采集数据方式的不同,可以将CT分为五代,目前较为常用的为平移-旋转的第一代笔束扫描模式和旋转-旋转的第三代扇束扫描模式。应用于医学领域的CT,以患者为检测对象,因此往往患者不动,转台带动固定于其上的射线源与探测器相对于患者做旋转一周,同时采集衰减信号。多数应用于无损检测的工业CT,则正相反,检测过程中,源与探测器保持不动,位于扫描中心的转台带动被测物旋转采集不同角度下的投影信息。无论是哪种检测方式,精确重建出被测截面的二维信息的前提,需要获得准确的CT投影几何参数,其中CT旋转中心(center of rotation, COR)是非常重要的一项参数。

理论上射线源的焦点与旋转中心的连线应该垂直于探测器,并与探测器中心单元是重合的,但CT的安装过程中此三者难以完全精确调节一致,若不对该参数进行校正,所得到的重建图像将存在伪影^[1-2],影响测量者真实地了解截面情况,致使测量者产生误判。

现有的旋转中心的测量校正方法根据是否需要图像重建主要可以分为两大类:前处理法与后处理法。前处理法是在图像重建之前即对投影原始数据进行分析,判断出旋转中心,此类方法包括几何关系法^[3]、投影边界法^[4]、中心射线法^[5-6]、针模法^[3]、对称关系法^[7]等;后处理法是根据重建图像的质量来判断投影中心位置是否正确,如薄壁圆筒法^[8]、迭代收敛法^[9-10]等。现有方法又可根是否需要专用校正模型分为校正模型法与投影原始数据法,如上述的针模法与薄壁圆筒法属于前者,几何关

系法、投影边界法、中心射线法、积分互相关法等属于后者。前处理法可以内嵌于数据采集的程序中,自动完成COR的测量校正,因此得到广泛应用。其中,李保磊等人^[6]提出的中心射线法,巧妙的利用中心投影射线旋转位置不变性,通过前后180度数据对应相减求极小值来进行COR的确定,该方法原理清楚,实现简便高效,且具有抗噪声干扰的优点,是前处理方法中的优秀代表。但中心投影射线法,对于圆形密度分布较均一的被测物(均质圆盘),使用中心极值判据易产生大的误差。而且此方法得到的极小值非全局极值,而是区域极值。因此,扫描不同尺寸的被测物时,需要人为对求极值数据的范围进行选择。另外,此方法需要 2π 的实验数据,对于第三代CT的扇束扫描,往往采集 $\pi + \text{扇角}$ 的数据,此方法不能直接适用。

本文提出了一种基于原始投影数据的CT旋转中心校正方法,该方法无需专用的校正模型,不需要全周扫描数据,原理清楚,实现方便,无需射线源与旋转中心连线垂直于探测器。CT扫描实验结果表明,本方法可有效地消除旋转中心参数错误造成的伪影。

1 原理

CT投影数据采集的过程,是沿着射线方向对被测物的线性衰减系数进行积分,如公式(1)所示:

$$I_t = I_0 \int \Omega(E) e^{-\int \mu(E) dl} dE \quad (1)$$

令 $P = \ln(I_0/I_t)$,则可得到某一旋转角度下,探测器像素对应的射线的投影衰减强度,如式(2)所示:

$$p = -\ln \left(\int \Omega(E) e^{-\int \mu(E) dl} dE \right) \quad (2)$$

则 $p(\beta, s)$ 为 β 角度下,第 s 个探测器的射线衰减强度。

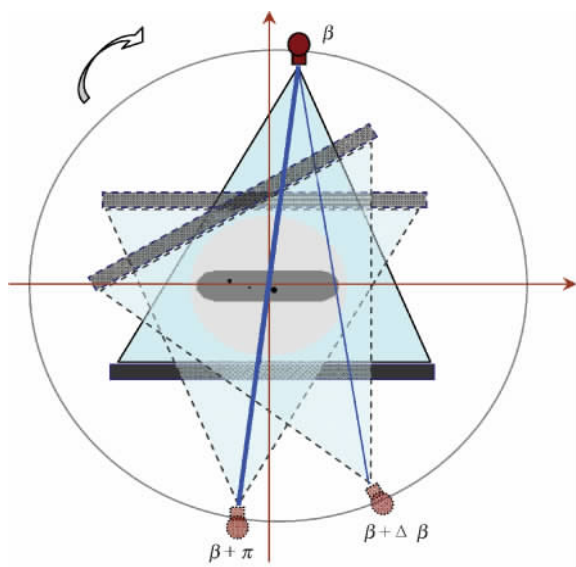


图1 CT扫描投影特性示意图

CT 进行投影数据全周采集过程中,投影信息是冗余的,每一条投影路径,均有两条射线从正反方向通过,因此,全周扫描原始数据中,在不考虑噪声的前提下,总存在两个完全相同的数据点。如图 1 所示,只有中心射线(射线源与 COR 连线)对应的投影路径,其正反两组数据均出现在同一个探测器像素点,其他投影路径对应的正反两组数据点,需根据几何关系确定其出现的探测器像素点以及旋转角度差 $\Delta\beta$ ^[7]。而且,对于中心射线,此两组相同的数据是以 180° 为界,重复出现的,即对于旋转角度为 β_1 的中心射线投影 $p(\beta_1, s_0)$,理论上 $p(\pi + \beta_1, s_0)$ 与之完全一致,如图 2 所示。

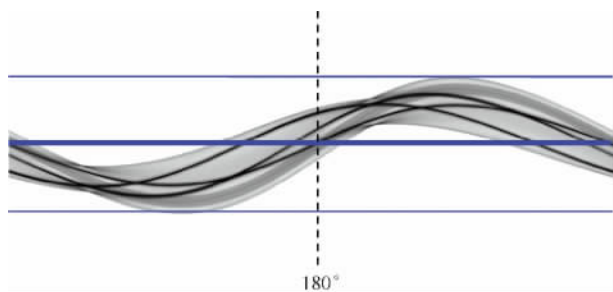


图2 旋转中心投影特性的投影正弦图示意

根据这一特性,将投影原始数据以 180° 为界,分为两部分 $p(\beta_1, s)$ 与 $p(\beta_2, s)$,分别对同一探测器像素点 s 采集到的两段数据进行互相关计算,必然有通过中心射线的像素点的互相关系数最大,在不考

虑噪声的情况下,其理论上的互相关系数为 1。因此,计算得到互相关系数最大的探测器像素点,即为中心射线对应的像素点,从而确定 CT 的 COR。

2 实现方法

本方法的执行步骤如下:

1) 将所采原始数据以二维矩阵形式表示, $p(\beta_1 + \beta_2, s_n)$ β 代表旋转角度, $\beta_1 \in [0, \pi)$, $\beta_2 \in [\pi, 2\pi)$, s_n 代表探测器第 n 个像素点, $n \in [1, N]$, 1 与 N 分别代表探测器两端的像素点。

2) 分别对 $p(\beta_1, s_n)$ 与 $p(\beta_2, s_n)$ 求互相关系数 R_n , 如公式 (3) 所示:

$$R_n \stackrel{\text{def}}{=} p(\beta_1, s_n) \times p(\beta_2, s_n) \\ = \int_{-\infty}^{\infty} p^*(T, s_n) \cdot p(\beta_2, T, s_n) dr \quad (3)$$

R_n 为不同探测器位置 n 的互相关系数序列。

3) $R(n)$ 进行遍历求极大值, R 得到极大值对应的探测器像素点 n , 即为中心射线像素点,从而可以判定 CT 的 COR。

3 普适性分析

非全周扫描: 对于扇束 CT, 通常需要采集 $\pi +$ 扇角的数据即可使用 FBP 算法进行精确重建, 即 $\beta \in [0, \pi + \alpha)$ 。对于该情况, 可以对上述步骤 2 中求互相关时, 采用 $\beta_1 \in [0, \alpha)$, $\beta_2 \in [\pi, \pi + \alpha)$ 的数据进行运算, 不影响计算结果的准确性。

扫描不同尺寸的被测物: 对于被测物尺寸的变化, 由于本方法所求为互相关系数的全局极大值, 因此, 被测物尺寸的变化, 不会影响极值的全局搜索和确定, 对 COR 计算结果也不会产生影响。

中心射线不垂直于探测器: 从本方法的原理可以看出, 由于本方法不受 CT 构型几何关系的制约, 中心射线具有唯一性, 因此, 对于中心射线不垂直于探测器的情况, 本方法同样适用。

本方法仅对一种情况不再适用, 即扫描对象为均质圆盘且绝对同心地放置于转台之上。实际扫描测量过程中, 能满足被测物绝对均质、外形轴对称且

绝对同心放置于转台之上这一条件的扫描工况极少,只要上述情况非同时满足,本方法即可精确确定 CT 的 COR。

4 实验验证

本实验所采用的 CT 为自行开发,属第三代等距扇束 CT。射线源系统的高压发生器为德国 Yxlion 出品,型号为 MGG40, X 光管为 Philips 公司生产,型号为 Y-TU/100-D01; 探测器为安邦世(北京)科技公司出品的等距阵列,型号为 LSC-412,闪烁体材料为 GOS(硫化钨),阵列共有 1536 个像素点,像素点尺寸为 $0.3 \times 0.6 \text{ mm}$,像素间距为 0.4 mm 。本实验采用的 X 射线工作电压为 100 kVp ,电流为 2.2 mA ,步进电机驱动载物台,旋转 360° 进行采样,采样角度步长为 0.1° 。被测模体采用多孔有机玻璃模型。重建算法采用标准的 FBP 算法,使用 Ramp 滤波器。所有重建结果均未经图像后处理,因此可有效反应 COR 确定的真实情况。

4.1 全周投影数据采集

图 3 为采集得到的原始投影数据正弦图(未经过对数运算),投影数据的最大值为 13 107,对应正弦图的上下两侧本底值。为了证明本方法的有效性,及鲁棒性,物台中心人为偏离射线源与探测器的中心连线。

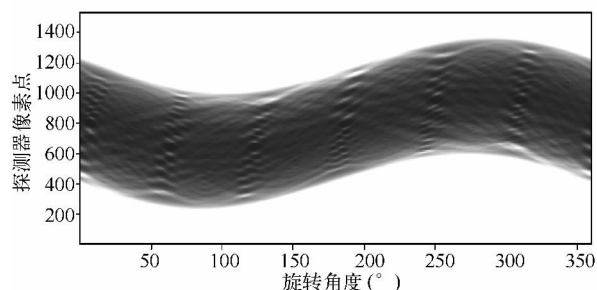


图 3 原始投影数据正弦图

采用本研究提出的方法,对采集到的投影数据进行 π 分割,并将两组数据对相应的探测器像素点进行互相关运算,图 4 为互相关计算结果,在 $s = 801$ 号像素点,产生互相关系数的极大值 $R(801)$ 为 0.9787。由图 4 可以看出,中心射线的互相关系数

显著高于周围像素点,因此,可以确定 COR 对应的中心像素为 801 号像素,该像素与探测器的物理中心像素 768 偏移了 33 个像素点。

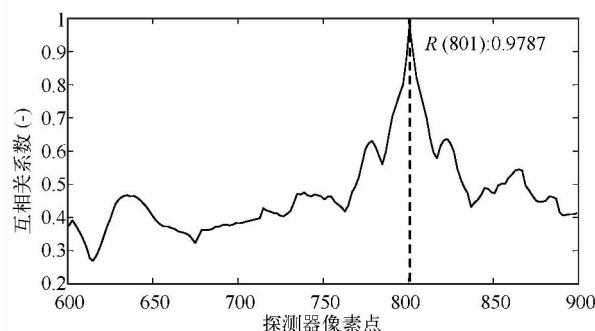
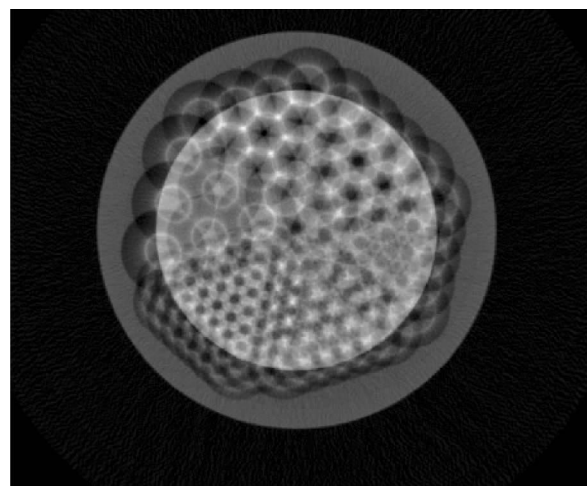
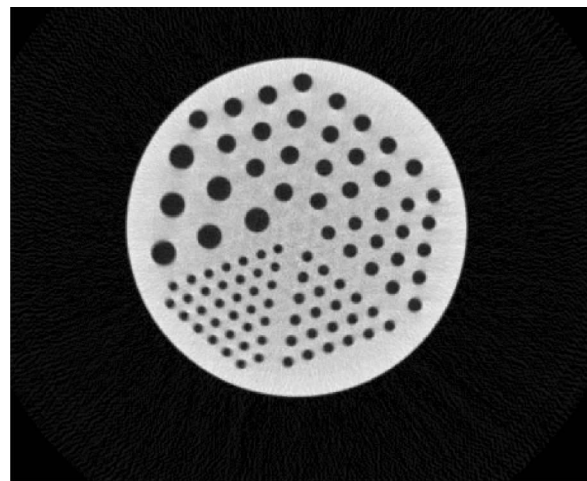


图 4 全周数据的互相关计算序列

通过 COR 校正前后的重建图像对比(图 5),可以看出,经过本方法测量确定出投影数据的真实 COR 后,重建图像的质量得到极大提升。



(a)



(b)

图 5 (a) 未经 COR 校正的重建图像,(b) 采用本方法 COR 校正后的重建图像

4.2 非全周投影数据采集

本实验中采用的 CT 扇角约为 $\pi/6$, 因此 $7\pi/6$ 的投影数据即可满足 FBP 重建要求。采用同样的有机玻璃圆盘扫描模型, 我们采集了 $[0, \pi + \pi/6)$ 的数据(图 6), 根据本方法的原理, 对 $\beta_1 \in [0, \pi/6)$, $\beta_2 \in [\pi - 7\pi/6)$ 的数据进行了互相关计算, 其结果如图 7 所示, 最大互相关值仍出现在 801 号像素点, 最大相关值 $R(801)$ 为 0.9924。

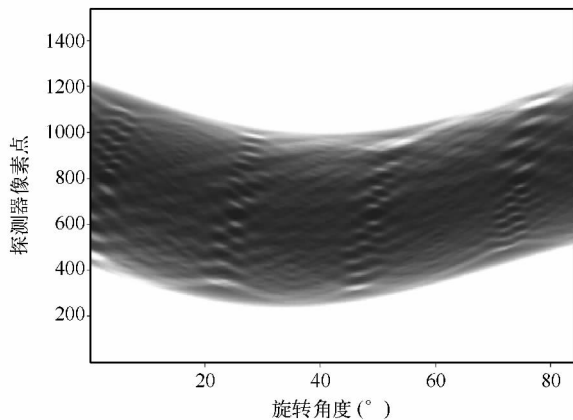


图 6 ($7\pi/6$) 的扫描数据正弦图

与全周扫描数据相比, 对于非全周投影数据, 投影样本空间变小, 从数字信号分析的角度来说, 对于中心射线近邻像素, 投影样本的减少, 可以降低相关度较低部分的投影数据的权重, 因此中心像素近邻的互相关系数会相应增大。实验结果(图 7)也证实了这一分析。因此, 采用本方法, 在非全周采样的情况下进行 COR 测量, 虽然样本空间减少, 但互相关计算的精度并未降低, 使用本方法仍然可以有效的找出系统的 COR。

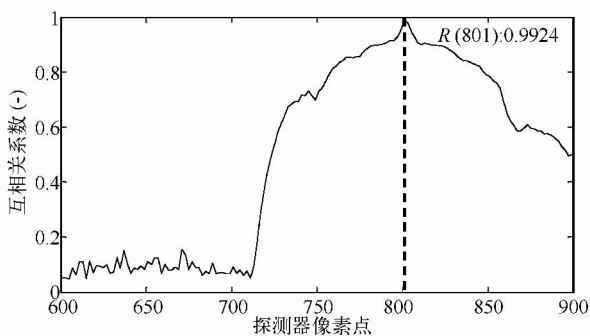
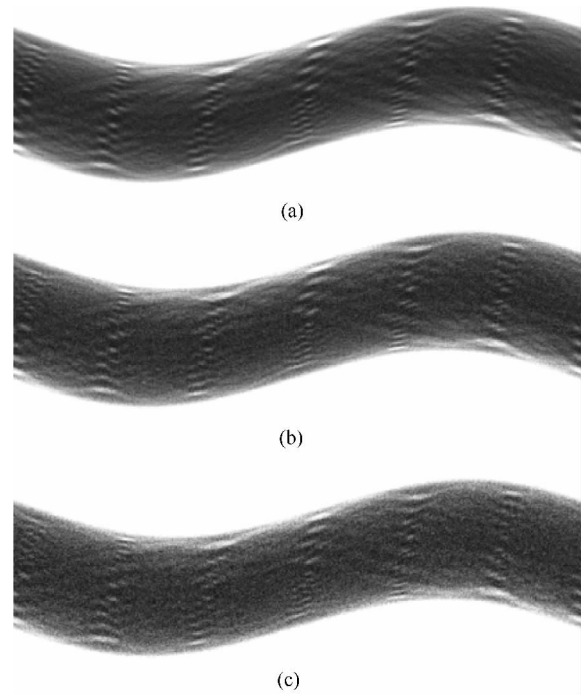


图 7 ($7\pi/6$) 的扫描数据的互相关计算序列

4.3 抗噪实验

对于全周扫描采集的数据, 人为加入不同方差的高斯白噪声, 投影正弦图如图 8 所示, 互相关计算结果如图 9 所示。



(a) $\sigma = 100$; (b) $\sigma = 200$; (c) $\sigma = 300$

图 8 添加高斯噪声后的原始投影数据

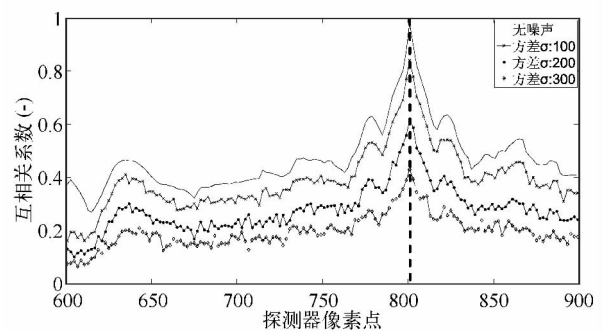


图 9 不同噪声水平影响下的互相关计算序列

噪声的出现, 在一定程度上会降低两组数据的互相关系数, 但由于本方法的原理决定了 π 对称的唯一性, 因此, 本方法具有强大的抗噪性。对于多孔有机玻璃圆盘模型, 抗噪实验结果表明, 方差为 300 的高斯白噪声, 本方法仍可有效识别出 COR。需要

说明的是,对于其他材质的被测模型,因为模体本身的射线衰减系数、尺寸不同,最终探测器侦测到的光子通量不同,抗噪性能也有所不同。采用本方法确定 COR,不同材质被测模型抗噪性比较,已超出本文的主题,这里不做深入的探讨。

5 结论

CT 的旋转中心位置是 CT 测量中的一个重要参数,本文对现有的 COR 测量方法进行了分析与比较,在现有的研究基础上,利用中心射线的 π 分割两段数据具有一致性这一特点,提出了 COR 的中心射线互相关判定法,该方法完全基于投影原始数据,无需专用扫描模体,也无需知道 CT 的几何参数,不需要投影中心射线与探测器垂直这一限定条件,因此,具有较好的普适性。CT 实验证明,本方法具有良好抗噪性,而且对于非全周扫描数据同样适用。本方法可以内嵌集成于前处理程序中,每次扫描后,可以自动地完成原始数据的校正,方便易用。

(本文首次发表于第十三届中国体视学与图像分析学术会议论文集,并获优秀论文奖。该稿是在此稿基础上修改完成。)

参考文献(References)

- [1] Shepp L A, Hilal S K, Schulz R A. The tuning fork artifact in computerized tomography [J]. Computer Graphics and Image Processing, 1979, 10(3): 246 – 255.
- [2] Taylor T, Lupton L R. Resolution, artifacts and the design of computed tomography systems [J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 1986, 242(3): 603 – 609.
- [3] 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): 066402-066402-5.
- [4] 孟凡勇, 王维, 李静海. 利用正弦图自动校正 CT 投影中心 [C] // 2008 年全国射线数字成像与 CT 新技术研讨会. 四川, 绵阳: 2008.
- MENG Fanyong, WANG Wei, LI Jinghai. The automatic determination of projection center for CT based on sonogram [C] // National Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography. Mianyang, Sichuan: 2008. (in Chinese)
- [5] 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 Baolei, FU Jian, HUANG Qiaozhen, et al. Method for automatic determination of center of rotation in industrial Computed Tomography systems based on sonogram [J]. Acta Aeronauticae Astronautica Sinica, 2009, 30(7): 1341 – 1345. (in Chinese)
- [6] 李保磊, 傅健, 魏东波, 等. 工业计算机断层成像系统转台旋转中心的确定 [J]. 航空动力学报, 2009, 24(7): 155 – 158.
- LI Baolei, FU Jian, WEI Dongbo, et al. Determination of rotation center in industrial computed tomography system [J]. Journal of Aerospace Power, 2009, 24(7): 155 – 158. (in Chinese)
- [7] Yang Min, Pan Jing, Zang Jianhai, et al. Center of rotation automatic measurement for fan-beam CT system based on sinogram image features [J]. Neurocomputing, 2013, Doi: 10.1016/j.neucom.2012.08.066.
- [8] 张朝宗, 郭志平, 张朋, 等. 工业 CT 技术和原理 [M]. 北京: 科学出版社, 2009.
- ZHANG Chaozong, GUO Zhiping, ZHANG Peng, et al. The principle and technology of industrial CT [M]. Beijing: Science Press, 2009. (in Chinese)
- [9] Brunetti A, De Carlo F. A robust procedure for determination of center of rotation in tomography [C] // Optical Science and Technology, the SPIE 49th Annual Meeting. International Society for Optics and Photonics, 2004: 652 – 659.
- [10] Donath T, Beckman F, Schreyer A. Automated determination of the center of rotation in tomography data [J]. JOSA A, 2006, 23(5): 1048 – 1057.