

基于对称投影的 2D-CT 系统投影 旋转中心自动确定方法

李保磊, 张耀军

(公安部第一研究所, 北京 100048)

摘要: 构建一个 2D-CT 成像系统, 投影旋转中心的确定是非常关键的步骤, 其定位误差会引起 CT 图像上的伪影。本文在详细分析了现存旋转中心确定方法不足的基础上, 提出了一种新方法, 该方法利用隐含在正弦图中的对称投影信息, 并根据经过旋转中心的射线束在两个对称投影视角下透过的物体路径相同这一规律来定位旋转中心。相对现有算法, 该方法适用于射线源与旋转中心的连线不严格垂直于探测器的情形, 无须使用模体, 亦无须知晓任何几何参数, 具有实时性且基本不受随机噪声影响。实际的实验数据验证了该方法的有效性。

关键词: 二维计算机断层成像; 旋转中心; 正弦图; 对称投影

X 射线 CT 成像为一种重要的内视技术手段, 广泛应用于国防和国民经济的多个领域(如医疗、工业无损检测、安检等领域)。构建一个 2D-CT 成像系统, 成像几何坐标系即重建几何坐标系的建立是首先要做的事情。在建立重建几何坐标系的过程中, 一个重要的位置参数, 投影旋转中心(COR)位置坐标, 需要得到高精度测量, 此参数即为转台旋转中心经射线源投影在探测器上的位置坐标。同时它也是重建几何坐标系的坐标原点位置。其误差会引起 CT 图像中的伪影^[1-2], 导致 CT 图像降质。因此 COR 的准确定位在组建 CT 系统时是十分必要和关键的。

现有文献中提到的确定 COR 的方法, 主要分为针对平行束扫描的方法和针对扇束扫描的方法两类, 当然, 适用于扇束扫描的方法自然适用于锥束扫描的情况, 因为从锥束扫描数据中可以得到扇束扫描数据。目前文献中针对平行束扫描的 COR 确定方法主要有线模扫描法^[3], 对称投影相关法^[3], 图像配准方法^[4-5], 重心法^[3-5]、迭代法^[4, 6]等。

由于目前平行束扫描基本不被工程实践采用, 使得这些算法的实际使用价值大大降低。尽管扇束扫描数据可以重排为平行束数据, 但是由于中间的数据插值过程, 降低了数据精度, 也必然降低算法的精度, 且增加了重排的过程, 使得 COR 的确定过程复杂化。扇束扫描和锥束扫描是目前工业 CT 采用的主流扫描方式, 目前扇束扫描的 COR 确定算法主要有正弦图中心法^[7], 相对角法^[7], 几何法^[7], 迭代法^[4, 6]等。正弦图中心法是以射线源与旋转中心的连线垂直于探测器平面为前提的, 而相对角法须采用线模扫描, 实现过程繁琐且精度受噪声影响较大。几何法虽然适合射线源与旋转中心的连线不垂直于探测器的情形, 但是却需要已知焦距的精确值和中心射束的精确位置, 这在实际实践中是很难做到的, 迭代法受计算效率的制约, 实用性较差。现存方法的局限性限制了 CT 的实际工程应用, 急需寻找一种适用于扇束扫描, 精度高, 简单方便的 COR 确定方法。基于此, 本文对 COR 的高精度定位进行了深入研究。

1 基于对称投影的 COR 自动确定算法

1.1 算法原理与执行步骤

在 2D-CT 扇束扫描过程中, 对于视角为 β 的投影, 和视角为 $\beta + \pi$ 的投影, 两者具有一定的几何对称关系, 此处称视角为 β 的投影和视角为 $\beta + \pi$ 的投影为对称投影。不难发现, 从射线源发射并经过转台旋转中心的射线束在两个投影视角下透过的物体路径相同。如图 1 所示, s 为探测器探元的位置坐标, s_0 为转台旋转中心投影到探测器平面上的坐标。

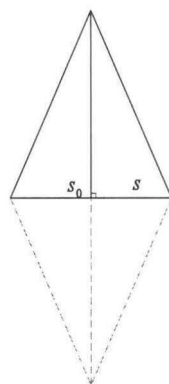


图 1 对称投影示意图

Fig.1 Sketch of symmetry projections

假设射线源的能谱分布为 $S(\varepsilon)$, 多色投影可由下式得到:

$$p_p = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \ln\left(\frac{\int_{\varepsilon_{\min}}^{\varepsilon_{\max}} S(\varepsilon) d\varepsilon}{\int_{\varepsilon_{\min}}^{\varepsilon_{\max}} S(\varepsilon) e^{-\int_0^t \eta(x,y,z,\varepsilon) dt} d\varepsilon}\right) \quad (1)$$

$[\varepsilon_{\min} \ \varepsilon_{\max}]$ 为射线光子的能量分布区间。射线透过物体后的场强分布为:

$$I = \int_{\varepsilon_{\min}}^{\varepsilon_{\max}} S(\varepsilon) e^{-\int_0^t \eta(x,y,z,\varepsilon) dt} d\varepsilon \quad (2)$$

分析易知,

$$p_p(\beta, s_0) = p_p(\beta + \pi, s_0) \quad (3)$$

且对于所有的 $\beta \in [0, \pi)$ 均成立。

反映到实际采集的离散投影数据上, 设扇束扫描一周采样 $2N$ 幅投影, N 为整数, $\beta_i (i = 1, 2, 3, \dots, 2N)$, 为对应的 $2N$ 个投影视角, 则有:

$$p(\beta_i, s_0) - p(\beta_{i+N}, s_0) = 0, \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (4)$$

设探测器的一行有 M 个像元, 对于不穿过转台旋转中心的射线, 其穿过物体得到的投影:

$$p(\beta_i, s), p(\beta_{i+N}, s), \quad s \in [1, M], s \neq s_0 \quad (5)$$

就不能保证满足上述条件, 因为两个投影值是射线束透过物体的不同路径得到的。利用上

述规律，本文提出如下的算法以自动确定旋转中心位置。算法步骤如下：

- 1) 采集数据得到正弦图。
- 2) 正弦图中前 180 度投影和后 180 度投影对应的对称投影执行，

$$e(\beta_i, s) = |p(\beta_i, s) - p(\beta_{i+N}, s)|, i = 1, 2, \dots, N, s \in [1, M] \quad (6)$$

- 3) 对 2) 中得到的各行数据求平均。

$$mean(s) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e(\beta_i, s), s \in [1, M] \quad (7)$$

3) 在物体投影区域求 $mean(s)$ 最小值 s 所在的坐标，此坐标即为估计的旋转中心位置，即，

$$s_0 = j, s.t. \quad mean(j) = \min \{mean(s), s \in [s_a, s_b]\} \quad (8)$$

其中， $s \in [s_a, s_b]$ 代表物体投影区域， s_a, s_b 代表正弦图中物体投影区域的最大左右边界。

值得注意，算法步骤中的投影 $p(\beta, s)$ 的物理含义是物质衰减系数的线积分，需要对原始信号取负对数运算，鉴于探测器探测到的射线场强信号与投影 $p(\beta, s)$ 一一对应关系，算法也可以用射线场强信号 I 代替投影信号 $p(\beta, s)$ ，以免去求负对数的运算。

1.2 算法特性分析和改进

经分析可知，本算法非但适用于图 1) 示的情况，即射线源和旋转中心的连线垂直于探测器，同样适用于射线源和旋转中心的连线不严格垂直于探测器的情形（见图 2）。

在成像坐标系精确校准^[8-11]了以后，射线源中心射束（垂直于探测器的射束）坐标与旋转中心投影在探测器上的坐标应该是重合的，然而在实际的 2D-CT 成像系统中，很难保证上述两对坐标完全重合。当两者不重合时等效于探测器有一定的偏摆角，而实验表明，存在很小的偏角时（ $\pm 0.2^\circ$ ）^[8]对成像像质影响不大。

在图 2 所示的几何扫描布局中，仍有：

$$p(\beta, s_0) - p(\beta + \pi, s_0) = 0$$

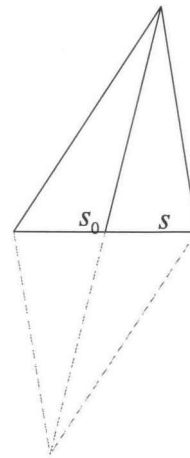


图 2 对称投影示意图

Fig. 2 Sketch of symmetry projections

所以本算法具有普遍适用性。况且实际工程应用中遇到的更多的情况是图 2 所示的一般情形，这是本算法的一个突出优点。

本算法的另外一个突出优点是抗噪性强，因为步骤 3) 中的多行叠加运算使得量子噪声得到了有效抑制^[12]。因此该方法能保证高精度的 COR 估计结果。

由上述的算法步骤可以得知，估计出的转台旋转中心坐标值只能是整数，为了达到更高的精度，本文又提出如下的改进算法：

- 1) 对原始正弦图逐行利用线性插值的方法使宽度扩大 M 倍。
- 2) 再利用上述算法估计出旋转中心位置坐标。
- 3) 所求坐标值除以 M 得到更高精度的估计结果。

改进的算法使得算法精度提高，更能满足工程需要。

2 实验验证

实验 1: 在成像条件为 0.2 mm 微焦点射线源、管电压 160 kV、管电流 1.0 mA、焦距 952 mm、探元尺寸 0.127 mm 时，对 CT 分辨率卡进行扫描，得到正弦图（图 3）。

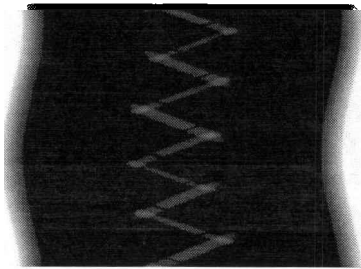


图 3 原始正弦图
Fig.3 Original sinogram

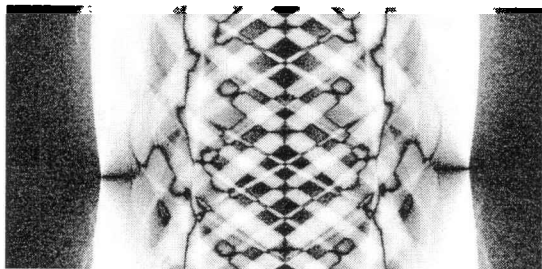


图 4 $e(\beta,s)$ 图像表示
Fig.4 Image of $e(\beta,s)$

利用本文提出的算法得到 $e(\beta,s)$ ，如图 4（为了便于观察，图像进行了灰度均衡处理）所示。 $e(\beta,s)$ 各行叠加得到的信号 $\text{mean}(s)$ ，如图 5 所示。

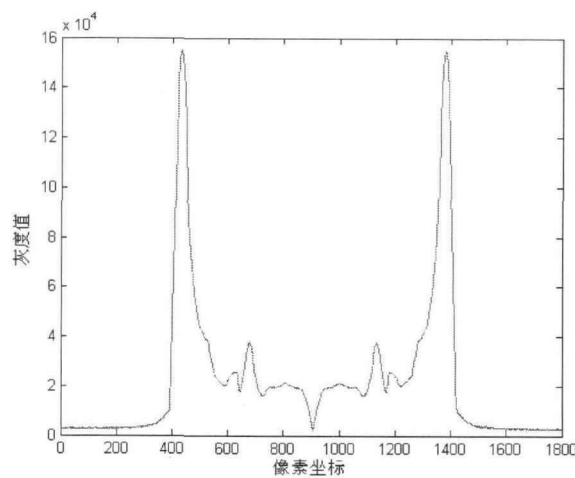


图 5 $\text{mean}(s)$ 灰度曲线分布图
Fig.5 Gray level distribution of $\text{mean}(s)$

经原始算法检测旋转中心所在的坐标值为 906，与图像采集中心 900 相差 6 个像素。图 6 是直接把数据采集中心认为是旋转中心重建的结果和进行旋转中心定位误差校正后的重建结果比较。

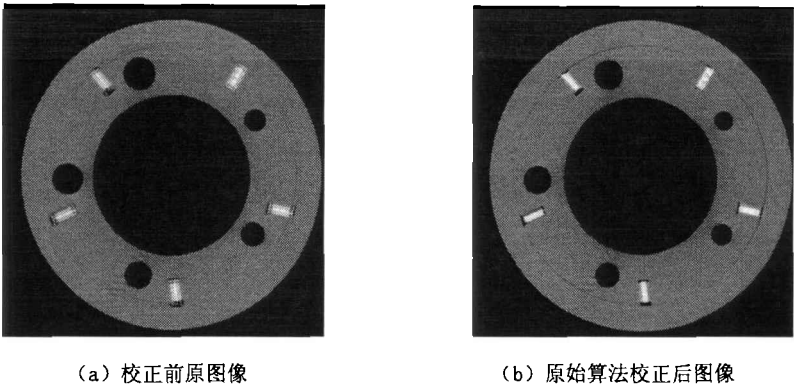


图 6 旋转中心定位误差校正前后重建结果比较

Fig.6 Reconstruction image before COR position error correction and after COR position error correction

采用改进算法，取 $M=5$ ；改进算法检测旋转中心所在的坐标值为 4 528，与图像采集中心 4 500 相差 28 个像素，实际坐标系中相差 $28 / 5 = 5.6$ 个像素。 $e(\beta, s)$ 结果如图 7 所示。

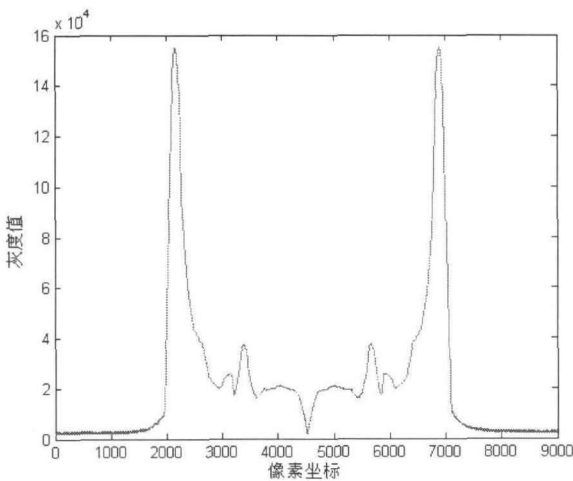


图 7 改进算法 $\text{mean}(s)$ 灰度曲线分布图

Fig.7 Gray level distribution of $\text{mean}(s)$ by the improved algorithm

利用改进的算法进行旋转中心定位误差校正，图 8 是校正后重建图像结果。改进前后，图 6 和图 8 中方框内 CT 图像细节比较如图 9 所示。

可以看出，改进后的算法使得旋转中心的估计精度得到明显提高，重建出的 CT 图像的分辨率也得到明显提高。

实验 2：在一定的成像条件下，对某瓶装液体进行 CT 断层扫描，得到正弦图（图 10）。

$e(\beta, s)$ 结果如图 11 所示（图像同样进行了灰度均衡处理）。 $e(\beta, s)$ 各叠加得到的信号 $\text{mean}(s)$ 如图 12 所示。

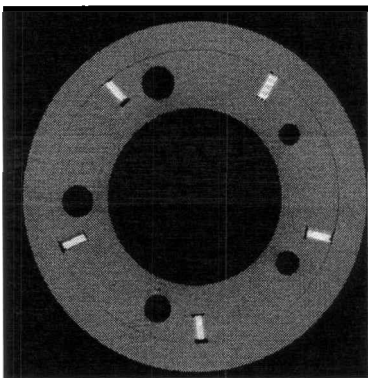
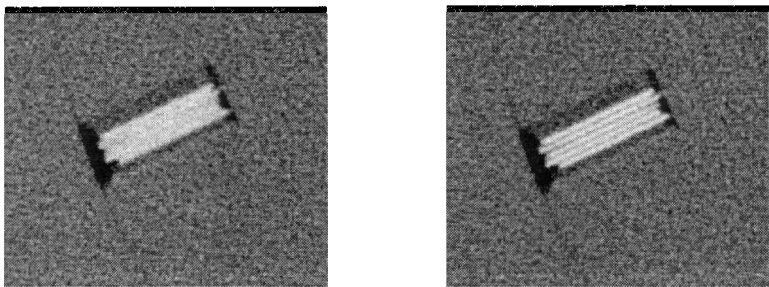


图 8 改进算法校正后重建结果
Fig.8 Reconstruction result by COR position error correction with the improved algorithm



(a) 原算法校正局部图像 (b) 改进算法校正局部对比图像
图 9 校正算法改进前后重建结果比较
Fig.9 Reconstruction results comparison between the original algorithm and the improved algorithm

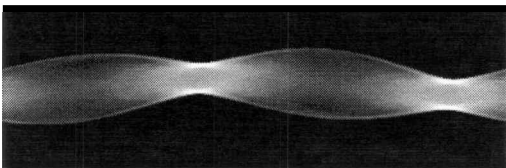


图 10 原始正弦图
Fig.10 Original sonogram

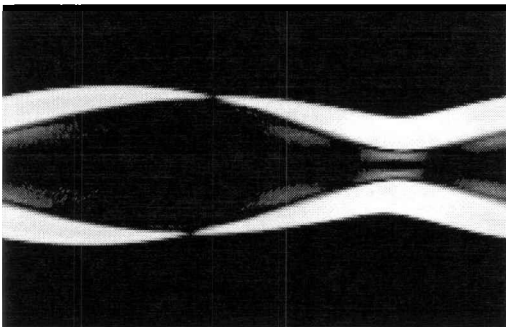


图 11 $e(\beta,s)$ 图像表示
Fig.11 Image of $e(\beta,s)$

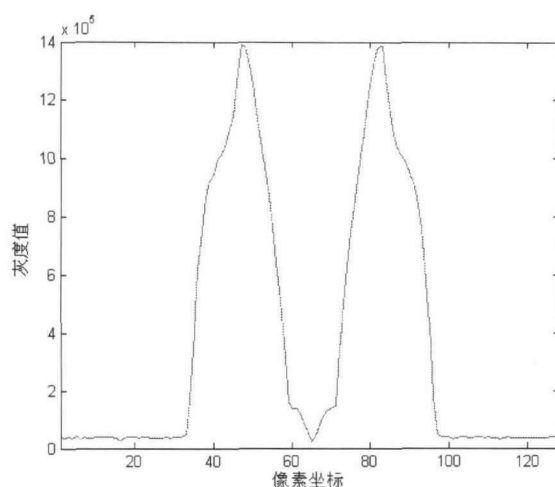


图 12 mean(s) 灰度曲线分布图

Fig. 12 Gray level distribution of mean(s)

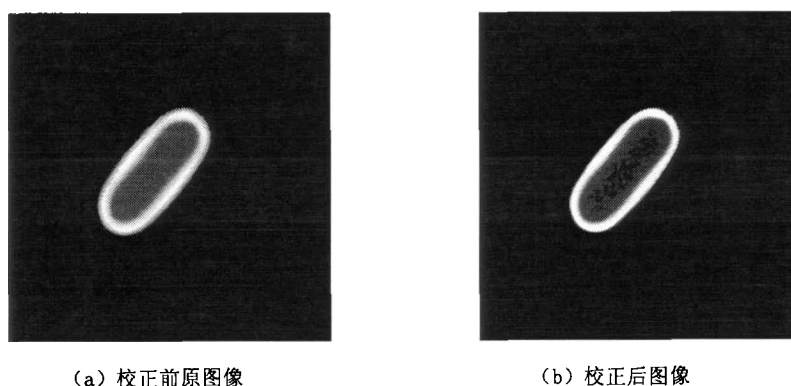


图 13 旋转中心校正前后重建结果比较

Fig. 13 Reconstruction image before COR correction and after COR correction

经原始算法检测旋转中心所在的坐标值为 65，与图像采集中心 64 相差 1 个像素。图 13 是旋转中心校正前后 CT 图像对比。

可以看出，此处只须采用原始算法校正，校正后像质便得到提高，满足了工程需求，当原始算法不足以满足实际工程所需精度时，则采用改进算法以提高精度。

3 结论

本文综述了现有 COR 确定方法的技术现状，以及现存方法的不足之处，提出了一种新的基于对称投影的 COR 自动确定方案，并对提出的方案进行了算法精度改进。该方案相比现存方法具有如下优点：

1) 该方案适用于扇束扫描，且适用于射线源与旋转中心的连线不严格垂直于探测器的情形。

2) 该方案具有强大的噪声抑制功能，基本不受量子随机噪声的影响。

3) 该方案无须使用模体, 亦无须知晓任何几何参数, 只需要采集到的原始投影数据。

4) 该方案具有实时性, 实现简便, 且精度较高。

值得指出的是, 该算法也有不足之处, 在某些特殊情况下, 通过 $mean(s)$ 灰度曲线寻找极值点时, 极值点不唯一。如当被扫描物体是圆柱体且中心和转台旋转中心重合时, 则 $mean(s)$ 灰度曲线理论上均为 0 值, 故找不到极值点。实际上当圆柱体中心位于转台旋转中心附近或者图像噪声过大时, 均易产生极值不唯一的情况, 导致算法定位误差增大。解决此问题的方法是在标定系统时尽量不采用圆对称物体进行扫描或者将物体尽量不放在旋转中心位置, 通过这样的操作即可克服算法的不足之处。

参考文献

- [1] LA Shepp, SK Hilal, and RA Schulz, The tuning fork artifact in computerized tomography[J]. Computer Graphics Image Processing, 1979, 10: 246-255.
- [2] T Taylor, LR Lupton, Resolution, artifacts, and the design of the computed tomography[M]. Newyork Elsevier, 1986, 8: 603-609.
- [3] SG Axevedo, DJ Schneberk, JP Fitch and HE Martz, Calculation of the rotational centers in computed tomography sinograms[J]. IEEE Transaction on Nuclear Science, 1990, 37(4): 1525-1540.
- [4] T Donath, F Beckmann, Andreas Schreyer, Automated determination of the center of rotation in tomography data[J]. Opt. Soc. Am. 2006, A 23: 1048-1057.
- [5] B. Olander, Center of rotation determination using projection data in x-ray micro computed tomography, Report77, Linkoping University, Sweden, 1994.
- [6] Brunetti, F. de Carlo, A robust procedure for determination of center of rotation in tomography[J]. Proc of SPIE, 2004, 5535: 652-659.
- [7] T Liu, Andrew A. Malcolm. Comparision between four methods for central ray determination with wire phantom in micro-computed-tomography systems[J]. Optical Engineering, 2006, 45(6): (066402-1)-(066402-5).
- [8] 张全红. X 射线工业 CT 成像优化研究[D]. 北京: 北京航空航天大学, 2006.
Zhang QH. Optimization Research on X-ray Industriual CT Imaging [D]. Beijing: Beihang University, 2006 (in Chinese).
- [9] Stephen GA., Daniel JS., Fitch JP, et al. Calculation of the rotational centers in computed tomography sinograms[J]. IEEE transactions on nuclear science, 1990, 37(4): 1525-1540.
- [10] Rizo P, grangeat P, Guillemaud R. Geometric calibration method for multiple-head cone-beam SPECT system[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1994, 41(6): 2748-2757.
- [11] Bronnikov AV. Virtual alignment of X-ray cone-beam tomography system using two calibration aperture measurements[J]. Opt. Eng, 1999, 38(2): 381-386.
- [12] G. Herman. Image reconstruction from projection: The fundamentals of Computed Tomography[M]. New York: Academic Press, 1980: 40-44.

One Automated Method for Determination of Center of Rotation of Projection Based on Symmetry Projection for 2D-CT Computed Tomography System

LI Bao-lei, ZHANG Yao-jun

(The First Research Institute of Ministry of Public Security, Beijing 100048 China)

Abstract: For setting up one 2D-CT (Computed Tomography) imaging system, the determination of the COR (center of the rotation) of projection is very important and key step. The error of the COR can lead to artifacts in CT image. In this paper, the current popular methods about COR determination were described and their disadvantages were presented. Based on the analysis, one novel method was put forward. The proposed algorithm was based on the symmetry projection information implied in the sinogram and the law: to the two symmetry projection views, the transmission path of the x-ray which passes through the COR of the rotating table is same. Compare with the current methods, the proposed algorithm is applicable for the situation that the tie line of X-ray source and COR is not strictly perpendicular to the detector. And it need not any phantom and geometry parameter and is hardly affected by random noise. The feasibility of the method is validated by the experiment data.

Keyword: 2D-CT; center of rotation; sinogram; symmetry projection