

基于正弦图的扇束 CT 系统投影 旋转中心自动标定方法

涂修佳

(北京航空航天大学机械工程及自动化学院, 北京 100191)

摘要: 投影旋转中心是影响 2D-CT 重建图像精度的重要参数之一。本文提出了一种基于正弦图的扇束 CT 系统投影中心定位方法。将投影正弦图沿列方向叠加按列取平均获得一偶函数曲线, 再将该曲线数据左右置换得到另一曲线, 将二曲线进行互相关运算从而求出投影旋转中心的位置坐标。该标定方法基于投影正弦图的对称特性, 不需要制作专门的校正试件, 不需要对原始投影数据进行重排, 直接利用互相关函数的峰值进行标定, 标定方法具有结果唯一、抗噪性强、精度高的优点, 有效保证了重建图像的空间分辨率。

关键词: 正弦图; CT; 旋转中心; 图像相关运算

扇束 CT 系统中, 为了确保重建图像的质量, 投影旋转中心是需要被精确测量的重要参数之一。由于扇束重建算法以射线源与旋转中心的连线垂直于探测器平面为前提的, 实际的检测中, 无论是实验室的 CT 系统还是商业的 CT 系统, 为了获得最佳成像位置和最适放大比, 被测物体经常在探测器和射线源间来回移动, 被测物体会沿垂直扇束中心线的方向移动。每次扫描前, 旋转中心都必须做校正。研究表明, 重建图像对旋转中心的误差非常敏感, 旋转中心 0.4 像素的偏差就会产生严重的伪影。

目前, 几种测量旋转中心的方法被广泛应用。例如: 正弦图中心, 几何方法, 迭代法, 相对角法。正弦图中心法通过寻找正弦图的左右边界, 然后求其平均值得到 COR, 该方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, 且需要对金属线模进行扫描校正; 而相对角法也须采用金属线模扫描校正, 它的理论根据是线模在相差 180 度的对称投影位置上, 只有经过 COR 的投影在探测器上的位置才相同, 不过该方法实现过程繁琐且精度受噪声影响较大; 几何法是对正弦图中心法的一种推广, 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; 迭代法是根据重建后 CT 图像的质量, 设置一个最优收敛准则, 对 COR 位置坐标反复迭代计算, 直至重建的 CT 图像质量达到最佳, 该方法受计算效率的制约, 实用性较差, 在工程中很少采用。

本文提出的利用图像相关性确定扇束 CT 系统旋转中心的算法无须模体, 只需要采集到的原始投影数据即可自动确定转台旋转中心位置。由于图像相关运算的峰值唯一性, 本算法还具有很强的抗噪性。

1 方法

二维扇束扫描系统的示意图如图 1 所示, 射线源中心为 F , 扫描平面的坐标系为 XOY , 旋转中心为 O , 扇束中心束为 SO , SO 垂直于线阵探测器 LDA。线阵探测器 LDA 上的 s_0 即为

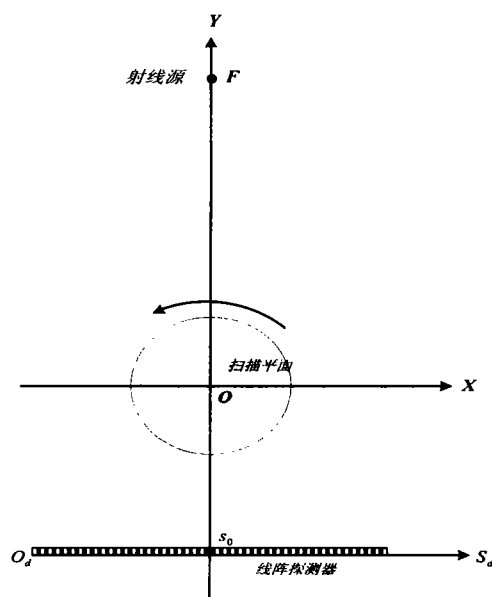


图 1 扇束扫描示意图

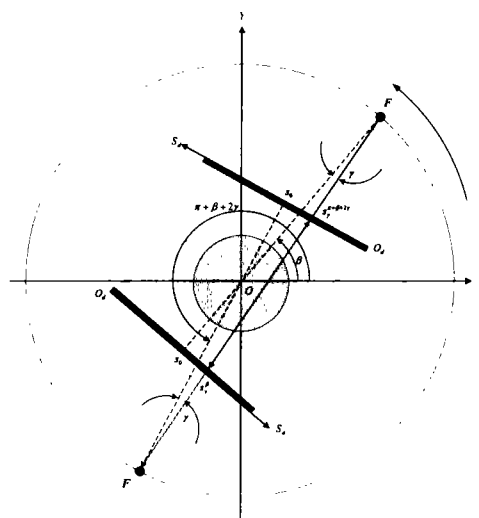


图 2 扇束扫描共轭位置时示意图

旋转中心的坐标。实际的扫描过程为射线源和探测器静止，当被测物体绕固定旋转中心 O 旋转 360° 。该过程相当于被测物体静止，射线源和探测器绕旋转中心同步旋转，如图 2 所示。在每个投影角度下，线阵列探测器采集一行投影数据，将所有投影角度下探测器采集的行数据合成一个二维矩阵，称为正弦图，记为 $p(\theta, s)$ 。其中 θ 为旋转步进角， s 为探测器坐标系轴 $O_d S_d$ 上对应的坐标。根据二维 CT 重建算法的要求，投影旋转中心 COR，即 s_0 坐标值，是重建坐标系的坐标原点，它的定位精度直接决定着 CT 图像的质量，其误差会引起 CT 图像中的伪影。

如图 2 所示, 取与扇束中心线的夹角为 γ 某一射线, 当旋转角 $\theta = \beta, \beta \in [0, 2\pi]$ 时, 该射线穿过扫描层到达 s_γ^β 对应投影地址上, 其投影值记为 $p(\beta, s_\gamma^\beta)$ 。同理, 当旋转角 $\theta = \beta + \pi + 2\gamma$ 时, 其对应投影地址和投影值分别为 $s_\gamma^{\beta+\pi+2\gamma}$ 、 $p(\beta + \pi + 2\gamma, s_\gamma^{\beta+\pi+2\gamma})$ 。经几何关系分析可以推导出, 当旋转角分别为 β 和 $\beta + \pi + 2\gamma$ 时, 其对应投影地址 s_γ^β 和 $s_\gamma^{\beta+\pi+2\gamma}$ 关于 s_0 点对称, 其投影值也相等。即:

$$s_\gamma^\beta - s_0 = s_0 - s_\gamma^{\beta+\pi+2\gamma}$$

$$p(\beta, s_\gamma^\beta) = p(\beta + \pi + 2\gamma, s_\gamma^{\beta+\pi+2\gamma}), \quad \beta \in [0, 2\pi] \quad (1)$$

式 (1) 两边同时进行积分运算:

$$\int_0^{2\pi} p(\beta, s_\gamma^\beta) d\beta = \int_0^{2\pi} p(\beta + \pi + 2\gamma, s_\gamma^{\beta+\pi+2\gamma}) d\beta \quad (2)$$

从式 (2) 可以得出, 所有关于 s_0 点对称的投影地址上的投影值总和相等。将投影正弦图沿列方向叠加获得一偶函数曲线 $p_1(s)$ 。 $p_1(s)$ 表达式为:

$$p_1(s) = \int_0^{2\pi} p(\theta, s) d\theta$$

将 $p_1(s)$ 水平翻转得到 $p_2(s)$, $p_1(s)$ 和 $p_2(s)$ 的关系可以表达为:

$$p_2(s) = p_1(N - s) \quad s \in [0, N]$$

式中 N 等于线阵探测器 LDA 探元总数。 $p_1(s)$ 和 $p_2(s)$ 的互相关函数 $R_{p_1 p_2}(\tau)$ 为:

$$R_{p_1 p_2}(\tau) = \frac{1}{N} \int_0^N p_1(s) p_2(s + \tau) ds \quad (3)$$

由于 $p_1(s)$ 的关于 s_0 对称, 所以:

$$p_1(s) = p_1(2s_0 - s) \quad (4)$$

$$p_2(s + \tau) = p_1(N - s - \tau) \quad (5)$$

由式 (4)、(5) 得:

$$p_2(s + \tau) = p_1(2s_0 - N + s + \tau) \quad (6)$$

(6) 式代入 (2) 式得:

$$R_{R_{p_1}}(\tau) = \frac{1}{N} \int_0^N p_1(s) p_1(2s_0 - N + s + \tau) ds = R_{p_1 p_1}(2s_0 - N + \tau)$$

其中, $R_{p_1 p_1}$ 为 $p_1(s)$ 的自相关函数, 根据自相关函数的特性, 当 $R_{p_1 p_1}$ 达到它的峰值时, 将满足下列条件:

$$2s_0 - N + \tau = 0 \Big|_{\tau=\tau'}$$

所以,

$$s_0 = \frac{N - \tau'}{2} \quad (7)$$

基于上述分析, 本文提出的自动确定旋转中心的算法可以归纳为五个步骤, 算法步骤如下:

被测物体按步进角旋转 360 度过程中, 线阵探测器采集投影数据, 得到原始正弦图数据。

对每行的投影数据 $p(\theta, s)$ 进行如下的对数变换, 其中 p_i^0 为入射射线强度, $p(\theta_i, s)$ 为出射射线强度, 即为探测器采集的投影值。

$$p'(\theta_i, s) = \ln \left(\frac{p_i^0}{p(\theta_i, s)} \right)$$

对所有投影数据 $p'(\theta_i, s)$ 沿列方向求和取平均得到 $\bar{p}(s)$ 。经以上分析, $\bar{p}(s)$ 为偶函数, 关于中心 s_0 对称。 $\bar{p}(s)$ 可以表达为:

$$\bar{p}(s) = \sum_{\theta_i=0}^{2\pi} p'(\theta_i, s)$$

将 $\bar{p}(s)$ 数据水平翻转, 翻转后的数据记为 $\bar{p}_{flip}(s)$ 。

根据式 (3) 计算 $\bar{p}(s)$ 和 $\bar{p}_{flip}(s)$ 的相关函数, 然后统计相关函数的峰值。峰值对就的坐标记为 τ' 。根据式 (7) 最终计算出旋转中心 COR 的位置。

2 实验结果

为了验证该方法的实用性和精确度, 在 2D-CT 系统中进行了实验, 实验条件如下: 管电压 220 kV, 管电流 5 mA, 探元尺寸 0.4 mm, 行探元总数 1 200, 焦距 1 600 mm, 360 度采集图像幅数 1 800。在以上条件下, 对分辨率卡进行扫描获得其断层对应的投影正弦图。将正弦图按列取平均得到 $\bar{p}(s)$ 曲线图。然后, 水平向右翻转 $\bar{p}(s)$ 得到 $\bar{p}_{flip}(s)$ 。如图 3 所示, $\bar{p}(s)$ 和 $\bar{p}_{flip}(s)$ 的曲线图有相同的形状, 只是在水平方向上有个 τ' 偏移。该 2D-CT 实验系统 s_0 初始值为 598, 使用一段时间后, s_0 偏离此值。将初始值 598 代入重建, 效果如图 4 (a) 所示, 从图片可以看出, 重建后的图像的最大分辨率为 1.5 线对/毫米。运用本文算法算出的 s_0 值为 602.446, 代入重建算法, 重建后图像的分辨率提升为 2.0 线对/毫米。为了对实验结果

定量描述, 我们采用图像处理中常用的熵、空间分辨率、标准差三个指标对 COR 修正前后的 CT 图像进行对比, 这三个指标能更好地对图像诸如纹理、边缘之类的细节信息进行定量描述。对比结果如表 3 所示。

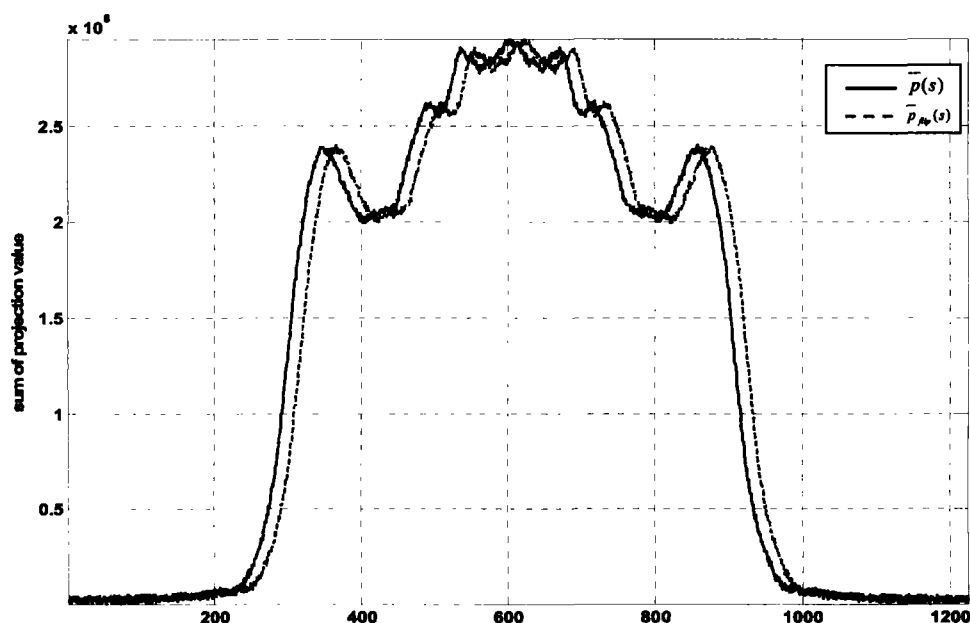


图 3 $\bar{p}(s)$ 和 $\bar{p}_{\mu p}(s)$ 曲线

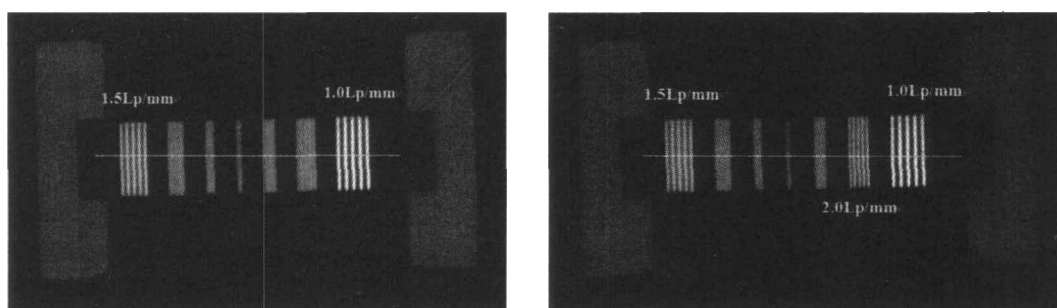


图 4 s_0 修正前后重建图像对比

表 3 用自相关法对 s_0 修正前后重建 CT 图像的定量比较

	熵	方差	空间频率
校正前	33.479	119.600	21.770
校正后	36.981	128.384	23.245
提高百分比	10.46%	7.34%	6.78%

3 结论

通过实验结果可以看出, 运用自相关法对发生偏移后的旋转中心位置重新进行计算修

正, 重建后图像的分辨率有明显的提升, 保证了图像的重建质量。该方法无需专用模体, 只需根据原始投影数据运用图像互相关运算, 即可自动确定转台旋转中心位置。实现简便, 抗噪性强, 且精度高。同时, 在 3D-CT 系统中, 如果能确定扫描物体中心层, 该方法也可用于旋转中心位置的确定。

参考文献

- [1] 李保磊, 傅健, 黄巧珍, 等. 基于正弦图的工业CT系统转台旋转中心的自动确定方法[J]. 航空动力学报, 2009: 1341-1345.
- [2] Olander B. Center of rotation determination using projection data in x-ray micro computed tomography. Sweden, Linköping University, 1994.
- [3] Liu T, Malcolm AA, Comparision between four methods for central ray determination with wire phantom in micro-computed-tomography systems. Optical Engineering, 2006, 45.
- [4] 杨民, 高海东. 一种基于图像相关测量2D-ICT系统旋转中心偏移的新方法. NDT&E International, 2012, 46: 48-54.

Center of Rotation Automatic Measurement for Fan-beam CT System Based on Sinogram Image Features

TU Xiu-jia

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

Abstract: For fan-beam X-ray CT system, projection center of rotation (COR) is one of the most important parameters which should be strictly controlled with high precision to ensure the accuracy of the image reconstruction. In our research, a novel method is proposed to locate COR for fan-beam CT system based on sinogram features. In this method, getting a data set with regular symmetric shape by averaging the original sinogram along the direction of column, and another data set by flipping the averaged data along the direction of row, the cross correlation operation is applied to these two data sets and finally the position of COR is determined by locating the peak values of the cross correlation function. In our proposed method, only the sinogram of the scanned slice is used for locating COR based on the image cross correlation without the calibration sample. The experimental results prove that it is easy to implement with high accuracy and anti-noise ability.

Key words: sinogram features; computed tomography; center of rotation; image cross correlation.