

不闭合CT扫描数据几何伪影的校正方法

于 平^{1,2} 陈德峰^{1,2} 张慧滔^{1,2} 张 朋^{1,2}

¹首都师范大学数学科学学院, 北京 100048

²首都师范大学检测成像北京高等学校工程研究中心, 北京 100048

摘要 针对扇束计算机层析成像(CT)不闭合的扫描数据,提出一种基于非线性优化模型的CT几何伪影校正方法。该方法对标志物细丝与被测物体同时扫描,通过求解基于细丝断层投影数据的非线性优化模型,精确估计CT系统的所有几何参数,进而校正包括扫描数据不闭合等几何参数误差引起的CT图像伪影。仿真和实测数据验证结果表明,利用本方法可有效消除不闭合扫描数据引起的CT图像几何伪影。

关键词 成像系统; 伪影校正; 非线性优化模型; 不闭合; CT扫描数据

中图分类号 TP391

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201535.0611006

Correction of CT Image Geometric Artifacts for Unclosed Scanning Data

Yu Ping^{1,2} Chen Defeng^{1,2} Zhang Huitao^{1,2} Zhang Peng^{1,2}

¹*School of Mathematical Sciences, Capital Normal University, Beijing 100048, China*

²*Beijing Higher Institution Engineering Research Center of Testing and Imaging,
Capital Normal University, Beijing 100048, China*

Abstract For the unclosed scanning data of fan-beam computerized tomography (CT), a correction method of geometrical artifacts based on nonlinear optimization model is proposed. The marked and measured objects are scanned by this method, and the geometric parameters of the CT system are precisely estimated by solving nonlinear optimization model which is based on the scanning data. The geometric artifacts caused by geometric parameters and the unclosed scanning data are corrected. Simulation and experimental results verify that the correction method effectively decrease the geometric artifacts of CT images for the unclosed CT data.

Key words imaging systems; artifact correction; nonlinear optimization model; unclosed; CT scanning data

OCIS codes 110.6960; 340.7460; 110.7440

1 引 言

计算机层析成像技术(CT)是一种先进无损检测技术,应用涉及医学、工业、生物、石油、物探、材料、安检等众多领域^[1],被公认为20世纪影响人类发展的十大技术之一。从广为人知的医用CT到现在的显微CT、双能CT^[2]、相衬CT^[3],CT的广泛应用也促使了CT技术的飞速发展。人们对CT系统空间分辨率、密度分辨率、时间分辨率的要求越来越高,而CT图像中的伪影是影响CT图像空间分辨率和密度分辨率的主要因素。

根据形成原因可将CT图像伪影分为物理伪影和几何伪影。CT图像的物理伪影主要由射线源和探测器因素引起,包括射线源的多能性^[4]、束流的不稳定性、探测器单元对不同能量射线响应的非线性、探测器单元之间探测效率的非一致性^[5]等。CT图像的几何伪影主要是由重建模型的几何参数与实际系统几何参数之间的误差引起。X射线CT图像是由一系列被测物的透视图像,通过某些特定的重建算法所重建的。因此,无

收稿日期: 2015-01-13; 收到修改稿日期: 2015-03-15

基金项目: 国家重大仪器专项(2011YQ030112)、国家自然科学基金(61127003, 61201427)

作者简介: 于 平(1978—),女,博士研究生,主要从事CT成像理论与应用方面的研究。E-mail: pingyu2015@163.com

导师简介: 张 朋(1957—),男,教授,博士生导师,主要从事CT成像理论与应用方面的研究。E-mail: pzhang@mail.cnu.edu.cn

论使用何种重建算法,都需要知道物像之间的几何关系(即被测物体与透视图像的投影几何关系)。实际应用中描述“物像之间几何关系”的几何参数难以直接精确测量。当系统几何参数估计存在误差时,即“CT图像重建模型中的几何关系”与“扫描物体时的几何参数”不一致时,所重建的CT图像将出现几何伪影,严重时影响CT图像的正确判读。

CT图像几何伪影的校正方法可分为两类:一类是预先估计方法,即从某些标准模体(如细丝、小球、小孔等)的扫描数据,通过设计某种算法间接估计出某些几何参数^[6-19],然后利用这些参数对样品的扫描数据进行预校正或构造带有这些参数的重建公式^[11,13,19-21],进而达到正确重建被测物体CT图像、消除伪影的目的;另一类是在线估计方法,即直接利用被测物投影数据之间的某些特征来估计系统的某些几何参数,进而正确重建CT图像消除图像几何伪影^[21]。已有的几何伪影校正方法多数考虑的是扫描数据是闭合的情况,即 0° 和 360° 采集的数据是相同的。对于扫描不闭合的情况研究相对较少,当扫描数据不闭合具有某种不确定性时,已有的方法无法有效消除CT图像的几何伪影。

本文研究基于线阵列探测器的扇束CT的几何伪影校正问题。工业扇束CT检测的样品通常都是较大、较重的大型工件,因此工业扇束CT一般采用转台连续旋转的扫描方式。转台的旋转精度与载荷有关,载荷较大的转台旋转精度会较差。CT数据采集时转台旋转误差、定位误差、探测器采集响应等多种因素会导致采集的CT扫描数据不闭合,从而引起CT重建图像的几何伪影。

针对不闭合的CT扫描数据,提出一种基于非线性优化的几何伪影校正方法。该方法将CT系统的所有几何参数均作为待估计参数,基于细丝的断层投影数据构造非线性优化模型,通过求解该优化模型估计出不闭合CT系统的所有几何参数,进而用于重建CT图像。该方法的优点在于:1)可由标志物细丝的断层投影数据间接估计不闭合CT系统的所有几何参数,包括数据采集过程中转台的旋转角度参数;2)不需要用到所有角度的投影数据,因而可用于有限角扫描CT成像的几何伪影校正;3)标志物细丝和被测物体同时扫描,适用于不闭合程度具有一定随机性的CT成像系统,因而可用于在线CT成像的几何伪影校正。仿真和实测数据的验证结果表明,利用该方法可以从细丝的断层投影数据精确估计出重建算法所需的所有几何参数,利用这些几何参数可以正确重建CT图像,有效消除CT扫描数据不闭合引起的图像几何伪影。

2 几何参数估计模型

扇束CT扫描系统由射线源、转台、线阵列探测器等组成,其扫描示意图如图1所示,射线源到转台中心的距离用 R 表示,射线源到探测器的距离用 D 表示。

2.1 扇束CT几何坐标系和几何参数

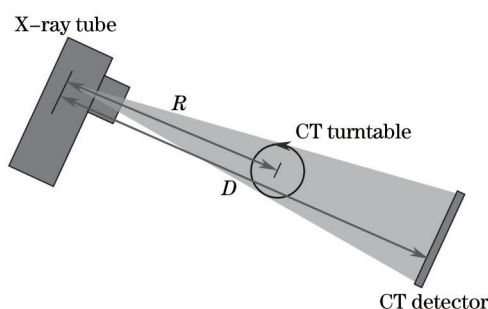


图1 扇束CT扫描示意图

Fig.1 Schematic diagram of the fan beam CT

扇束CT系统物像之间的几何关系可以通过不同的参数族刻画,包括射线源经转台中心到探测器的距离、射线源到转台中心的距离、转台中心在探测器上的投影位置、探测器与中心射线(通过旋转中心的射线)的夹角、数据采集过程中转台的旋转角度。根据扇束CT的系统结构建立如图2所示的坐标系:固定坐标系 $Ox'y'$ 以转台旋转中心 O 为坐标系原点,以 \overline{OS} 方向为 y' 轴按右手法则建立,其中 S 为射线源焦点;转台坐标系 Oxy 以 O 为坐标系原点,按右手法则建立,其中 y' 轴到 y 轴的顺时针转角为 β , β 为投影角度。探测器坐标系 $O_p u$ 以探测器中心 O_p 为坐标原点,沿探测器方向建立。

记转台旋转中心 O 在探测器 u 轴上的投影位置为 O' , x' 轴到探测器 u 轴的顺时针夹角为 α 。设射线源焦点 S 到转台旋转中心 O 的距离为 R , 射线源焦点 S 到探测器投影 O' 的距离是 D , O' 到探测器中心 O_D 的偏移量为 d 。当投影角度为 β 时, 记待重建点 $P_0(x_0, y_0)$ 在探测器 u 轴上的投影点坐标为 $u_\beta(x_0, y_0)$, 则有^[1]:

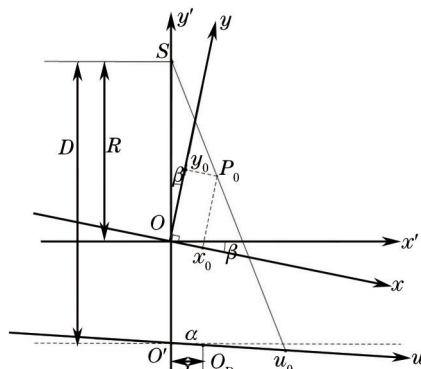


图2 扇束CT扫描几何坐标

Fig.2 Geometric coordinate of fan beam CT

$$u_\beta(x_0, y_0) = -d + \frac{D(x_0 \cos \beta + y_0 \sin \beta)}{\cos \alpha [R - (y_0 \cos \beta - x_0 \sin \beta)] + \sin \alpha (x_0 \cos \beta + y_0 \sin \beta)}. \quad (1)$$

转台连续旋转的CT扫描模式中, 转台旋转的速度误差、定位误差、探测器采集响应等因素会导致实际的投影角度与“理想的”投影角度 β 之间存在偏差。以 $b\beta$ 来表示实际的投影角度, 其中 b 是一个表示扫描数据不闭合程度的待定常数。当 $b=1$ 时, 扫描数据是闭合的; 当 $b>1$ 时, 实际的采样角度范围大于 360° ; 当 $b<1$ 时, 实际的采样角度范围小于 360° 。不闭合CT扫描系统下质点 $P_0(x_0, y_0)$ 的投影地址可写为

$$u_\beta(x_0, y_0) = -d + \frac{D[x_0 \cos(b\beta) + y_0 \sin(b\beta)]}{\cos \alpha \{R - [y_0 \cos(b\beta) - x_0 \sin(b\beta)]\} + \sin \alpha [x_0 \cos(b\beta) + y_0 \sin(b\beta)]}. \quad (2)$$

为避免三角函数等一些非线性因素对参数估计的不稳定性影响引入复合参数对(2)式化简, 令:

$$\mu = \frac{\cos(\alpha)}{D}, \nu = \frac{\sin(\alpha)}{D}, \bar{x}_0 = \frac{x_0}{R}, \bar{y}_0 = \frac{y_0}{R}, \quad (3)$$

则投影点坐标 u_β 可表示为

$$u_\beta(\bar{x}_0, \bar{y}_0) = -d + \frac{\bar{x}_0 \cos(b\beta) + \bar{y}_0 \sin(b\beta)}{\mu \{1 - [\bar{y}_0 \cos(b\beta) - \bar{x}_0 \sin(b\beta)]\} + \nu (\bar{x}_0 \cos(b\beta) + \bar{y}_0 \sin(b\beta))}, \quad (4)$$

式中 (d, μ, ν, b) 是待估计的重建参数, 参数 d 、 μ 、 ν 刻画了探测器的不对准状态, 参数 b 刻画了投影角度误差, (\bar{x}_0, \bar{y}_0) 为待重建点的相对坐标。

2.2 参数估计的优化模型

利用圆柱形细丝的垂直断面小圆的质心在不同角度下的投影地址构造CT系统几何参数的估计模型。

在实际应用中, 对充分细的丝, 其断层小圆投影的质心在探测器坐标下的坐标 \hat{u}_β 可以近似为小圆质心的投影地址 u_β , 即:

$$u_\beta(\bar{x}_0, \bar{y}_0) \approx \hat{u}_\beta(\bar{x}_0, \bar{y}_0), \quad (5)$$

$$\hat{u}_\beta(\bar{x}_0, \bar{y}_0) = \left[\int_{-\infty}^{+\infty} u \cdot p(\beta, u) du \right] \left[\int_{-\infty}^{+\infty} p(\beta, u) du \right]^{-1}, \quad (6)$$

离散化后, 得:

$$\hat{u}_\beta(\bar{x}_0, \bar{y}_0) \approx \left[\sum_{n=1}^L u_n \cdot p(\beta, u_n) \right] \left[\sum_{n=1}^L p(\beta, u_n) \right]^{-1}, \quad (7)$$

式中 (\bar{x}_0, \bar{y}_0) 是小圆质心的相对坐标; $p(\beta, u_n)$ ($n=1, 2, \dots, L$) 为该小圆的投影数据, u_n 为第 n 个探测器单元。

扇束CT几何参数 (d, μ, ν, b) 的估计问题可以转化成如下的最优化求解问题:

$$(d, \mu, \nu, b, \bar{x}_0, \bar{y}_0) = \arg \min \left[\sum_{j=1}^M (\hat{u}_{\beta_j} - u_{\beta_j})^2 \right] = \arg \min \left\{ \sum_{j=1}^M \left[\hat{u}_{\beta_j} - \left\{ -d + \frac{\bar{x}_0 \cos(b\beta_j) + \bar{y}_0 \sin(b\beta_j)}{\mu \{1 - [\bar{y}_0 \cos(b\beta_j) - \bar{x}_0 \sin(b\beta_j)]\} + \nu [\bar{x}_0 \cos(b\beta_j) + \bar{y}_0 \sin(b\beta_j)]} \right\} \right]^2 \right\}, \quad (8a)$$

式中 β_j 表示第 j 个投影角度, u_{β_j} 由(4)式给出。

当小圆和被测物体同时扫描时,小圆与被测物体的投影在一些角度下发生叠加,只能获得部分角度下小圆的投影数据。利用部分角度下的投影数据求解(8a)式会引起求解的不稳定性,因此采用多个小圆与被测物体进行同步扫描。当小圆的个数为 N , 估计几何参数 (d, μ, ν, b) 的优化模型可以转化为

$$(\bar{x}_1, \bar{y}_1, \bar{x}_2, \bar{y}_2, \dots, \bar{x}_N, \bar{y}_N, d, \mu, \nu, b) = \arg \min \left[\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M (\hat{u}_{i\beta_j} - u_{i\beta_j})^2 \right], \quad (8b)$$

式中 (\bar{x}_i, \bar{y}_i) 为第 i 个小圆质心的相对坐标, (d, μ, ν, b) 是待估计的重建参数; $u_{i\beta_j}$ 为由(4)式给出的第 i 个小圆的质心在第 j 个投影角度下的投影地址; $\hat{u}_{i\beta_j}$ 为由(7)式给出的第 i 个小圆在第 j 个投影角度下的投影地址的质心。参数 (d, μ, ν, b) 是需要求解的系统参数,在设定射线源焦点,转台旋转中心位置不发生改变的情况下,参数 (d, μ, ν, b) 与采样角度 β 和点的位置信息 (\bar{x}_i, \bar{y}_i) 无关;各小圆质心的相对位置信息 (\bar{x}_i, \bar{y}_i) 也相互独立。

2.3 参数估计的优化求解算法

利用LM型的优化求解算法^[22]求解优化问题。

(8b)式可以写成:

$$\min_{X \in R^{2N+4}} F(X) = R(X)^T R(X), \quad (9)$$

式中

$$X = (\bar{x}_1, \bar{y}_1, \bar{x}_2, \bar{y}_2, \dots, \bar{x}_N, \bar{y}_N, d, \mu, \nu, b), \\ R(X) = [\hat{u}_{1\beta} - u_1(X_1, \beta), \hat{u}_{2\beta} - u_2(X_2, \beta), \dots, \hat{u}_{N\beta} - u_N(X_N, \beta)]^T = [R_1(X_1), R_2(X_2), \dots, R_N(X_N)], \\ \beta = (\beta_1, \dots, \beta_M).$$

将目标函数 $F(X)$ 在最优解 X^* 处做二次泰勒展开,得:

$$m_k(X) = R(X^*)^T R(X^*) + 2[J(X^*)^T R(X^*)]^T (X - X^*) + (X - X^*)^T [J(X^*)^T J(X^*) + S(X^*)] (X - X^*), \quad (10)$$

式中 $J(X)$ 是 $R(X)$ 的雅可比行列矩阵,

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial R_1}{\partial x_1} & \frac{\partial R_1}{\partial y_1} & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & \frac{\partial R_1}{\partial d} & \frac{\partial R_1}{\partial \mu} & \frac{\partial R_1}{\partial \nu} & \frac{\partial R_1}{\partial b} \\ 0 & 0 & \frac{\partial R_2}{\partial x_2} & \frac{\partial R_2}{\partial y_2} & \dots & 0 & 0 & \frac{\partial R_2}{\partial d} & \frac{\partial R_2}{\partial \mu} & \frac{\partial R_2}{\partial \nu} & \frac{\partial R_2}{\partial b} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & \frac{\partial R_N}{\partial x_N} & \frac{\partial R_N}{\partial y_N} & \frac{\partial R_N}{\partial d} & \frac{\partial R_N}{\partial \mu} & \frac{\partial R_N}{\partial \nu} & \frac{\partial R_N}{\partial b} \end{pmatrix}, \\ S(X) = \sum_{i=1}^N R_i(X) \nabla^2 R_i(X),$$

对(10)式关于 X 求导,并令其导数等于0,得:

$$J(X^*)^T R(X^*) + [J(X^*)^T J(X^*) + S(X^*)]^T (X - X^*) = 0, \quad (11)$$

解(11)式得:

$$X = X^* - [J(X^*)^T J(X^*) + S(X^*)]^{-1} J(X^*)^T R(X^*), \quad (12)$$

由此,可以得到迭代式:

$$X^{k+1} = X^k - [J(X^k)^T J(X^k) + S(X^k)]^{-1} J(X^k)^T R(X^k), \quad (13)$$

式中 X^k 表示第 k 次迭代后所得向量。

实际上,二阶信息项 $S(X)$ 难以计算,涉及的计算量也很大,将(13)式中的 $S(X^k)$ 用 $\alpha_k I$ 代替,其中 I 为单位矩阵,则:

$$X^{k+1} = X^k - [J(X^k)^T J(X^k) + \alpha_k I]^{-1} J(X^k) R(X^k), \quad (14)$$

式中 $\alpha_k > 0$ 根据目标函数 $F(X)$ 的下降程度来进行调节。在第 k 次迭代中,如果目标函数的减小满足设定的减小程度 $\rho (0 < \rho < 1)$, 则接受迭代结果 X^{k+1} , 同时增大 α_{k+1} 为 $\kappa \alpha_k (\kappa > 1)$; 否则 $X^{k+1} = X^k$, 减小 α_{k+1} 为 $\frac{1}{\kappa} \alpha_k$, 重新按(14)式迭代。

综上,优化问题(8b)式的求解方法的实现步骤可表达为

- 1) 为 X 赋初值 X^0 , 给定参数 α_0 、 ρ 、 κ 和误差参数 ε , 其中 $\alpha_0 > 0, 0 < \rho < 1, \kappa > 1$;
- 2) 假设经过第 k 次迭代后, 得到 X^k , 如果 $\|J(X^k)R(X^k)\| < \varepsilon$, 则停止; 否则求解下式:

$$[J(X^k)^T J(X^k) + \alpha_k I] \Delta X = J(X^k) R(X^k), \quad (15)$$

解得 ΔX ;

- 3) 如果 $R(X^k + \Delta X) < \rho R(X^k)$, 则 $X^{k+1} = X^k + \Delta X$ 且 $\alpha_{k+1} = \kappa \alpha_k$; 否则 $X^{k+1} = X^k$ 且 $\alpha_{k+1} = \frac{1}{\kappa} \alpha_k$ 。然后转步骤 2)。

3 数值实验

通过仿真实验和实际 CT 实验研究 CT 扫描数据不闭合对重建图像的影响, 并利用几何参数估计模型估计 CT 系统几何参数, 校正 CT 图像的几何伪影。

3.1 仿真实验

参照实际工业 CT 系统, 仿真实验 CT 系统的几何参数如下: $R = 1000 \text{ mm}$, $D = 1200 \text{ mm}$, 探测器中心的偏移量 $d_1 = 3 \text{ mm}$, 探测器倾角 $\alpha_1 = 1^\circ$, 对应的参数 $\mu_1 = \cos(1^\circ)/D = 0.000833$, $\nu_1 = \sin(1^\circ)/D = 0.000015$; 线阵探测器单元尺寸为 0.25 mm , 共 1024 个; 角度采样数为 720 个; 模型由 4 个小圆组成, 小圆的直径均为 2 mm 。

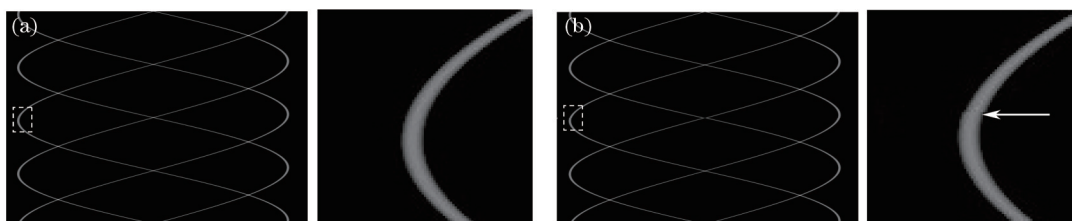


图 3 (a) 闭合和 (b) 不闭合的扫描数据图

Fig.3 (a) Closed and (b) unclosed scanning data graphs

当投影角度的采样间隔为 0.5° 时, 720 个角度采样恰好完成一个周期内的均匀采样, 这时扫描数据是闭合的, 将起始角度的投影数据与终止角度的投影数据拼接在一起时, 投影数据图像上没有明显的间断, 如图 3(a) 所示。当投影角度的采样间隔为 0.498611° 时, 720 个角度采样并没有完成一个周期内的均匀采样, 这时投影数据是不闭合的, 将起始角度的投影数据与终止角度的投影数据拼接在一起时, 投影数据图像上有明显的间断, 如图 3(b) 中箭头所示。

不闭合的扫描数据增加了几何参数估计的难度, 利用现有的几何伪影校正方法难以校正不闭合数据带来的几何伪影。当不考虑扫描数据的不闭合因素时, 可以令(8b)式中的参数 $b = 1$, 利用模型中 1 号小圆的投影数据进行参数估计, 可以得到估计参数值 $D = 1195.56 \text{ mm}$, $d_1 = 3.6313 \text{ mm}$, $\alpha_1 = -0.834^\circ$, 该结果与实际设定的几何参数有较大误差。图 4(b) 为在该参数下的图像重建结果, 可以看出, 1 号小圆的重建效果比较好, 没有明显的几何伪影, 但其他小圆的 CT 图像都出现明显的几何错位。由此可见, 不考虑扫描数据的不闭合误差, 利用现有的几何参数估计算法无法正确估计 CT 系统的几何参数, 即使使用正确的系统几何参数, 也无法消除 CT 图像的几何伪影。图 4(c) 为不考虑数据的不闭合误差, 除旋转角度精度参数 b 的其他几何参数完全正确时的重建结果, 从重建的 CT 图像可以看到, 仍然存在明显的几何伪影。

利用本文方法, 分别提取 4 个小圆的部分投影数据进行系统几何参数估计, 估计值为 $D = 1200.012 \text{ mm}$,

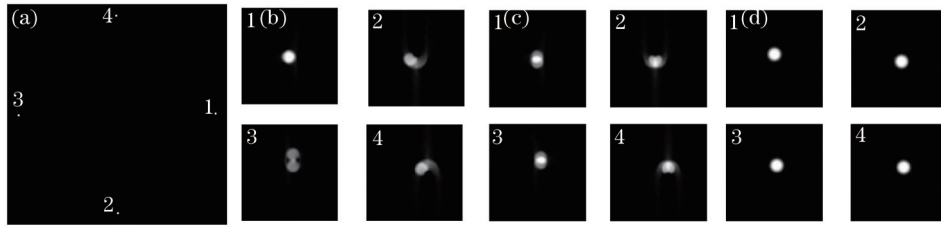


图4 仿真数据的重建结果。(a)模型图;(b)不考虑闭合情况的重建结果;
(c)利用正确几何参数不考虑数据闭合的重建结果;(d)本文方法重建结果

Fig.4 Reconstruction results for simulation CT data. (a) Phantoms; (b) reconstructed image without considering unclosed; (c) reconstructed image with good geometric parameters except the unclosed (d) reconstructed image by the method proposed in the paper $d = 3.00174 \text{ mm}$, $\alpha = 0.991945^\circ$, $b = 0.997231$ 。重建结果如图4(d)所示,从图中可以看出4个小圆的几何伪影都得到了有效校正。本文算法对参数 $(d, \bar{x}, \bar{y}, \mu, \nu, b)$ 的初值的依赖性不高, d 、 \bar{x} 、 \bar{y} 的初值均可取为0,参数 μ 和 ν 的初值设定以 $\mu = \cos(\alpha)/D$ 和 $\nu = \sin(\alpha)/D$ 的形式给出;实际CT系统中,探测器倾角 α 很小,初值可设为0; D 的初值可根据直接测量的结果给出;参数 μ 和 ν 的初值根据 α 和 D 的初值确定;参数 b 的初值一般取为1。为了能更直观比较估计的系统几何参数,将得到的参数 μ 和 ν ,通过 $\alpha = \arctan(\nu/\mu)$ 和 $D = (\mu^2 + \nu^2)^{-\frac{1}{2}}$ 计算出 α 和 D 。

为了定量分析CT系统的几何参数误差对重建CT图像的影响,引入CT图像空间的均方根距离(RMSE)。RMSE定义如下:重建点的实际位置 $P(x, y)$ 到CT重建算法的几何模型中通过该重建点投影的射线的均方根距离,即

$$R_{\text{RMSE}} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \left\{ \text{Dis} \left[P, \text{Line}(S, u_{\beta_j}) \right] \right\}^2}, \quad (16)$$

式中 $\text{Line}(S, u_{\beta_j})$ 表示CT重建算法的几何模型中经过重建点投影 u_{β_j} 的射线, $\text{Dis}(P, \text{Line}(S, u_{\beta_j}))$ 表示重建点的实际位置 $P(x, y)$ 到射线 $\text{Line}(S, u_{\beta_j})$ 的距离。当CT重建算法的系统几何参数没有误差时(理想状态下),即CT图像重建模型中的几何参数与扫描物体时的几何参数一致时,射线 $\text{Line}(S, u_{\beta_j})$ 通过设定的重建点 $P(x, y)$, $R_{\text{RMSE}} = 0$;CT重建算法的系统几何参数存在误差时 $\text{Dis}(P, \text{Line}(S, u_{\beta_j})) > 0$, 此时 $R_{\text{RMSE}} > 0$ 。RMSE的值越小,重建CT图像的几何伪影越轻;反之,几何伪影越严重;当RMSE的值小于重建图像的像素尺寸时,CT系统的几何参数误差不会引起重建CT图像的几何伪影。

模拟多组不同几何参数下的扫描数据,并利用本文方法进行参数估计,实验结果见表1所示。3组实验中的探测器单元长度均为0.25 mm。3组实验的 D 值分别为1200、1400、1300 mm;放大比分别为1.2、1.2727、1.1818。重建CT图像的空间分辨率分别为0.208、0.196、0.211 mm。从表1可以看出,3组实验中所估计参数的RMSE分别为0.0152、0.0084、0.0172 mm,均小于对应重建CT图像的像素尺寸。这表明3组实验中,利用本文方法所估计的系统几何参数重建的CT图像不会引起几何伪影。

表1 参数估计结果

Table 1 Results of estimated parameters

		d/mm	$\alpha/^\circ$	D/mm	b	\bar{x}	\bar{y}
No.1	True value	1.0000	5.0000	1200.00	0.9916	0.0500	0.01500
	Estimated result	1.0038	4.9371	1200.39	0.9917	0.0499	0.01499
	RMSE/mm	0.0152					
No.2	True value	2.0000	1.0000	1400.00	0.9944	0.0100	-0.0700
	Estimated result	2.0002	0.9924	1400.06	0.9944	0.0099	-0.0699
	RMSE/mm	0.0084					
No.3	True value	3.0000	2.0000	1300.00	1.0027	-0.0500	0.0200
	Estimated result	2.9967	2.0535	1300.35	1.0028	-0.0499	0.0199
	RMSE/mm	0.0172					

3.2 实际CT实验

通过实际工业CT系统实验验证本文算法的正确性与有效性。实际工业CT系统采用YXLON.D05射线

源,探测器采用线阵列探测器,探测器单元尺寸为0.083 mm,实际扫描采用3个探元合并模式,合并后的探元尺寸为0.25 mm,探测器单元个数为1224。射线源焦点到探测器的距离约为1100 mm。将直径为0.5 mm的细丝立于转台上与被测物体同时扫描,如图5所示。细丝的横截面为直径为0.5 mm的小圆。为了减少细丝对整个重建图像的影响,细丝通常选用吸收较弱的铅笔芯。细丝与被测物体同时扫描时,无法提取细丝在所有角度下的投影,因此采用多根细丝与被测物体同时扫描的方式来提高求解的稳定性,实验中用3根细丝与物体同时扫描。实测投影数据的终止角度与起始角度拼接图及其局部放大图如图6所示。从图6局部放大图中箭头所指处可以看出,在投影数据的起始角度与终止角度拼接时,投影数据发生了细微的间断。转台旋转精度、探测器的采集响应等问题导致了扫描数据的不完全闭合。

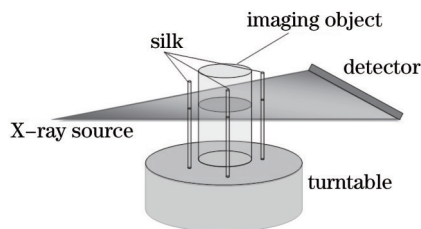


图5 加标志物细丝的CT扫描示意图

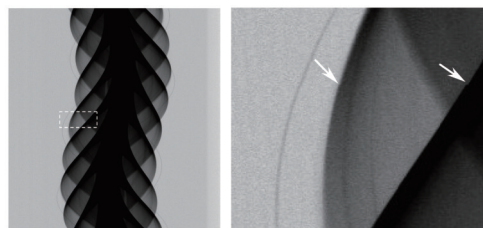


图6 实测CT扫描数据图

Fig.5 Schematic diagram of the CT scanning with marked objects

Fig.6 Real CT scanning data graphs

若不考虑数据的闭合程度,利用1号细丝的投影数据进行参数估计,所得估计参数值为 $D = 1143.21 \text{ mm}$, $d = -2.6563 \text{ mm}$, $\alpha = 6.5494^\circ$,重建CT图像见图7(a)所示。从重建图的局部放大中可以看到,细丝1的截面圆效果较好,而细丝2和3的重建中存在严重伪影,叶片边界模糊。若考虑扫描数据的不闭合误差,从实测扫描数据中分别提取3根细丝在部分角度下的投影,运用本文方法估计参数,得到估计参数值为 $D = 1132.30 \text{ mm}$, $d = -2.1732 \text{ mm}$, $\alpha = 1.055^\circ$, $b = 0.99866$ 。则实际扫描系统的投影角度采样为 359.5° ,重建CT图像如图7(b)所示。在相同的试验条件下,利用本文方法的重建效果明显优于不考虑闭合程度时的重建效果,3根细丝的截面圆重建结果均呈现理想的圆形,伪影较小,重建图中的叶片边界清晰,中间圆环上的孔洞也清晰可见。这说明本文方法对由扫描数据不闭合所引起的几何伪影进行了有效的校正。

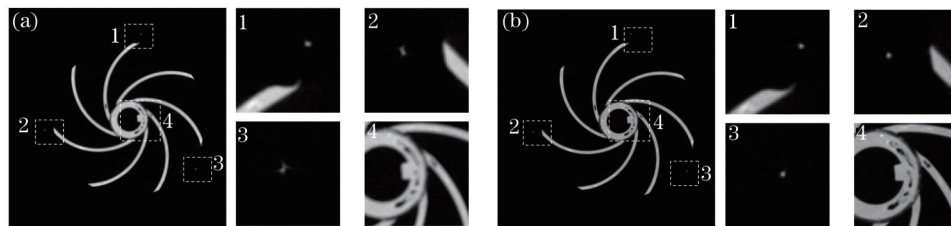


图7 实际CT数据的重建结果。(a) 不考虑闭合程度的重建图像;(b) 本文方法重建的CT图像

Fig.7 Real CT data reconstruction results. (a) Reconstructed image without considering unclosed data error;

(b) reconstructed image by the method proposed in the paper

4 总 结

针对扇束CT不闭合扫描数据,提出一种基于优化模型的CT系统几何参数估计方法。该方法利用标志物细丝的投影数据间接估计CT系统的几何参数。在实际CT扫描中,可以在被测物体周围添加多根标志物细丝,将细丝与被测物体进行同步扫描;利用提取的多个细丝在部分投影角度下的投影数据进行系统几何参数估计,并将所估计的几何参数应用于被测物体的图像重建,从而有效消除系统几何参数误差和扫描数据不闭合所引起的图像伪影。实验发现,系统几何参数误差对扫描视野边缘处的图像影响更大,因此标志物细丝通常放置在扫描视野的边缘处;细丝与被测物体的相对空间关系不会影响重建图像的质量。当标志物的实际距离被标定后,可以换算出所有重建几何参数,并可对被测物体的实际几何尺寸信息做出判定。仿真和实测数据验证结果表明,利用该方法可有效消除不闭合扫描数据引起的CT图像几何伪影。

- 1 Xiao Tiqiao, Xie Honglan, Deng Biao, *et al.*. Progresses of X-ray imaging methodology and its applications at shanghai synchrotron radiation facility[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(1): 0100001.
肖体乔, 谢红兰, 邓彪, 等. 上海光源 X 射线成像及其应用研究进展[J]. *光学学报*, 2014, 34(1): 0100001.
- 2 Niu Suyun, Pan Jinxiao, Chen Ping. Multi-spectrum computed tomography imaging method based on energy spectrum filtering separation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(10):1034001.
牛素莹, 潘晋孝, 陈平. 基于能谱滤波分离的多谱计算机层析成像方法[J]. *光学学报*, 2014, 34(10):1034001.
- 3 Qi Juncheng, Ren Yuqi, Du Guohao, *et al.*. Multiple contrast micro-computed tomography system based on X-ray grating imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(10): 1034001.
戚俊成, 任玉琦, 杜国浩, 等. 基于 X 射线光栅成像的多衬度显微计算层析系统[J]. *光学学报*, 2013, 33(10): 1034001.
- 4 Zhang Huitao, Zhang Peng. X-ray spectrum estimation method from scanning data of computed tomography phantoms[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(11): 1134001.
张慧滔, 张朋. 基于计算层析成像扫描数据的 X 射线能谱估计方法[J]. *光学学报*, 2013, 33(11):1134001.
- 5 Niu Xin, Zhao Gengyan, Chen Jinping, *et al.*. Inpainting of CT images artifacts caused by scintillation defects[J]. *Journal of Optoelectronics·Laser*, 2014,6: 1196-1202.
牛鑫, 赵耕砚, 陈津平, 等. 闪烁体缺陷引起的 CT 图像伪影修复[J]. *光电子·激光*, 2014, 6: 1196-1202.
- 6 Gullberg G T, Tsui B, Crawford C R, *et al.*. Estimation of geometrical parameters for fan beam tomography[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1987, 32(12): 1581-1594.
- 7 Noo F, Clackdoyle R, Mennessier C, *et al.*. Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2000, 45(11): 3489-3508.
- 8 Cao L, Breithaupt M, Peter J. Geometrical co-calibration of a tomographic optical system with CT for intrinsically co-registered imaging[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(6): 1591-1606.
- 9 Sun Y, Hou Y, Zhao F, *et al.*. A calibration method for misaligned scanner geometry in cone-beam computed tomography[J]. *NDT & E International*, 2006, 39(6): 499-513.
- 10 Chen Lian, Wu Zhifang, Liu Ximing, *et al.*. Analytical geometric parameter calibration algorithm for cone-beam CT[J]. *Journal of Tsinghua University (Science and Technology)*, 2010, 50(3): 418-421.
陈炼, 吴志芳, 刘锡明, 等. 锥束 CT 系统几何参数校正的解析计算[J]. *清华大学学报(自然科学版)*, 2010, 50(3): 418-421.
- 11 Wang L, Zhang P. Correction of geometric artifacts for fan-beam CT[J]. *Acta Electronica Sinica*. 2011, 39(5): 1143-1149.
王亮, 张朋. 扇束 CT 几何伪影的校正方法[J]. *电子学报*, 2011, 39(5): 1143-1149.
- 12 Sun Lingxia, Li Ju, Zhou Jiang, *et al.*. Precise positioning of X-ray source in industrial CT system[J]. *Nuclear Electronics & Detection Technology*, 2007, 27(4): 716-718.
孙灵霞, 李炬, 周江, 等. 工业 CT 系统中射线源的精确定位[J]. *核电子学与探测技术*, 2007, 27(4): 716-718.
- 13 Gullberg G T, Crawford C R, Tsui B M W. Reconstruction algorithm for fan beam with a displaced center-of-rotation[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1986, 5(1): 23-29.
- 14 Ford J C, Zheng D, Williamson J F. Estimation of CT cone-beam geometry using a novel method insensitive to phantom fabrication inaccuracy: Implications for isocenter localization accuracy[J]. *Medical Physics*, 2011, 38(6): 2829-2840.
- 15 Wang X G, Zhang C Z, Guo Z P. Automatic method of rotation center determination with Hough transform and thin cylinder phantom[J]. *CT Theory and Applications*, 2010, 19(4): 1-5.
王贤刚, 张朝宗, 郭志平. 采用薄圆筒模体和 Hough 变换自动确定工业 CT 中心的方法[J]. *CT 理论与应用研究*, 2010, 19(4): 1-5.
- 16 Mennessier C, Clackdoyle R, Noo F. Direct determination of geometric alignment parameters for cone-beam scanners[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, 54(6): 1633-1660.
- 17 Yang Min, Liu Jinghua, Li Baolei, *et al.*. Measurement method of X-ray focus projection coordinates of three-dimensional micro-computerized tomography scanning system[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, 29(5): 1275-1280.
杨民, 刘静华, 李保磊, 等. 三维显微 CT 扫描系统的 X 射线源焦点投影坐标测量方法[J]. *光学学报*, 2009, 29(5): 1275-1280.
- 18 Xu J, Tsui B M. An Analytical geometric calibration method for circular cone-beam geometry[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2013, 32(9): 1731-1744.
- 19 Niu Xiaoming, Zeng Li, Liu Baodong, *et al.*. Katsevich correction and rectification algorithm for off-center spiral cone-beam CT[J].

- computer engineering, 2009, 35(5): 215-217.
- 牛小明, 曾理, 刘宝东, 等. 偏心螺旋锥束 CT 的 Katsevich 修正重建算法[J]. 计算机工程, 2009, 35(5): 215-217.
- 20 Fu Jian, Lu Hongnian. Correction of error in the center of rotation of fan-beam filter back projection algorithms[J]. Acta Armamentarii, 2003, 24(3): 334-337.
- 傅健, 路宏年. 扇束滤波反投影重构算法中旋转中心误差校正[J]. 兵工学报, 2003, 24(3): 334-337.
- 21 Patel V, Chityala R N, Hoffmann K R, *et al.*. Self-calibration of a cone-beam micro-CT system[J]. Medical Physics, 2009, 36(1): 48-58.
- 22 Yuan Yaxiang, Sun Wenyu. Optimization Theory and Method[M]. Beijing: Science Press, 1997: 640-658.
- 袁亚湘, 孙文瑜. 最优化理论与方法[M]. 北京: 科学出版社, 1997: 640-658.

栏目编辑: 张 雁