

引用格式: ZOU Jing, JIANG Yiming, HU Xiaodong, et al. Geometric Parameters Calibration Method for Optically CCD-coupled CT System[J]. Acta Photonica Sinica, 2022, 51(4):0412005

邹晶, 蒋一鸣, 胡晓东, 等. 光学耦合 CT 系统几何位姿参数标定方法[J]. 光子学报, 2022, 51(4):0412005

# 光学耦合 CT 系统几何位姿参数标定方法

邹晶, 蒋一鸣, 胡晓东, 赵金涛

(天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

**摘 要:** 利用光学耦合 CT 系统对样品进行高分辨清晰成像的前提是准确求取系统的几何位姿参数。为求取系统几何位姿参数, 针对光学耦合 CT 系统, 提出一种数学参数定标模型。该模型利用由两个微球组成的双微球模体, 通过对模体进行圆周扫描成像, 获取双微球投影构成的椭圆轨迹, 建立椭圆方程与几何位姿参数之间的数学关系, 从而求解几何位姿参数。实验结果表明, 将利用该数学模型求解的几何位姿参数代入重建算法中, 重构图像质量比代入前有明显提高, 边缘重叠及模糊现象得到改善, 校准后图像细节分辨更加清晰, 重建效果更好。

**关键词:** 光学耦合 CT 系统; 几何位姿参数; 系统标定; 微球模体; 图像重建

中图分类号: TH742

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20225104.0412005

## 0 引言

计算机断层成像技术(Computed Tomography, CT)自诞生以来以其非接触、非破坏、检测速度快等优点, 被广泛应用于临床医学、无损检测、逆向工程等多个领域。近年来, 高分辨检测及精密测量成为其新的应用方向。由此也诞生了医学 CT、工业 CT、以及以提高分辨率或测量能力为目的的微米 CT 等几个分支。在微米 CT 的发展过程中, 以平板探测器为 X 射线接收器的微米 CT 系统(后文简称为“平板 CT 系统”)具有扫描快、成像空间大等优点。以光学元件与电荷耦合元件(Charge Coupled Device, CCD)耦合而成的探测器为 X 射线接收器的微米 CT 系统(后文简称为“光耦 CT 系统”)与平板 CT 系统相比, 具有更优的分辨率(优于  $1 \mu\text{m}$ ), 成为微小样品亚微米分辨无损检测的重要手段之一。

微米 CT 系统的成像质量受到几何位姿、射束硬化、散射等多种因素的制约。自 20 世纪 80 年代以来, 不同的学者针对扇形束 CT 或锥形束 CT, 提出了多种几何位姿参数估计方法, 主要可以分为多角度投影<sup>[1-3]</sup>和单角度投影方法<sup>[4-6]</sup>。基于多角度投影方法主要是建立不同角度模体投影图像与几何位姿参数之间的数学关系模型, 从而实现几何位姿参数的估计。NOO F 等<sup>[1]</sup>在假设探测器与旋转轴平行的前提下, 通过对模体的多角度成像解析获得 6 个几何参数; SMEKAL L V 等<sup>[7]</sup>利用模体的多角度投影, 提出基于傅里叶分析的所有几何位姿参数的估计方法; YANG Kai 等<sup>[8]</sup>在假设探测器面外偏转角不大于  $2^\circ$  的前提下, 解析获取了 5 个系统几何位姿参数。上述方法均需要对模体进行多角度投影, 求解精度易受转台运动误差的影响。为克服转台运动误差的影响, 一些学者提出了单角度投影方法。CHO Y 等<sup>[5]</sup>通过对设计的已知几何形状的由 24 球组成的模体进行单一角度成像, 结合数学解析模型, 从而求解锥束 CT 系统的所有几何位姿参数; ZHAO Jintao 等<sup>[6]</sup>利用设计的双面九球模体及数学模型实现了 CT 系统几何位姿参数的迭代估计。此类方法有效消除了转台运动误差对参数结果的影响, 但对模体的精度要求较高。最近, XIAO K 等<sup>[9]</sup>通过构建神经网络实现了 CT 几何位姿参数的估计。

基金项目: 国家自然科学基金(No.61771328)

第一作者: 邹晶(1980—), 女, 副研究员, 博士, 主要研究方向为 X 射线成像技术与图像处理。Email: jingzoutd@tju.edu.cn

共同第一作者: 蒋一鸣(1990—), 男, 博士研究生, 主要研究方向为 X 射线显微成像、微纳制造与测试。Email: ymjiang@tju.edu.cn

通讯作者: 赵金涛(1988—), 男, 助理研究员, 博士, 主要研究方向为 X 射线成像技术。Email: zjt2019@tju.edu.cn

收稿日期: 2021-10-18; 录用日期: 2021-11-24

<http://www.photon.ac.cn>

上述方法均针对平板CT系统提出,不能直接应用于光耦CT系统。一方面,由于提高了系统的分辨率,光耦CT系统的成像视场只有几毫米甚至亚毫米,因此,需针对该成像范围设计适用的标定模体及数学模型;另一方面,由于系统结构不同,对成像质量影响的参数也不完全一致。因此,设计小视场可用的简单模体、开发适用于光耦CT系统的几何参数标定方法对于提升其成像质量尤为重要。

YANG Kai等<sup>[8]</sup>指出,当探测器绕Y/Z轴偏转角小于 $2^\circ$ 时,其对图像的影响可忽略不计。由于在光耦CT系统中,通过精密安装调试可以将探测器绕Y/Z轴的偏转角控制在 $1^\circ$ 以内,因此,无需对探测器绕Y/Z轴的偏转角进行标定;同时,文献[10]的研究工作表明,在以提高分辨率为目标的光耦CT系统中,转台的端跳、径跳等运动误差对图像的影响不可忽略。因此,在光耦CT系统中,需对射线源沿X、Y、Z轴方向偏差,转台端跳、径跳,探测器沿X、Y、Z轴偏移,以及绕X轴的偏转等共计九个参数予以标定或修正。

基于上述分析,并结合实验室开发的转台运动误差修正系统<sup>[10]</sup>,本文提出了一种适用于光耦CT系统的几何位姿参数标定方法,利用光耦CT系统对设计的双微球模体进行多角度成像,建立投影图像和几何位姿参数之间的关系,从而实现几何位姿参数的求解。

## 1 光耦CT系统介绍

### 1.1 光耦CT系统结构介绍

与平板CT系统不同,光耦CT系统能够更加清晰的分辨样品内部的细节,提供更佳的分辨率,采用几何放大和光学放大的双级放大结构,如图1所示。前端为几何放大部分,与平板CT系统类似;后端为以光学元件和制冷型CCD耦合而成的光学耦合探测器,其可将经闪烁体转化后的可见光像进行二次放大,成像至CCD,从而获取样品的DR(Digital Radiography)图像,并经数据处理与重构获取样品的三维信息。

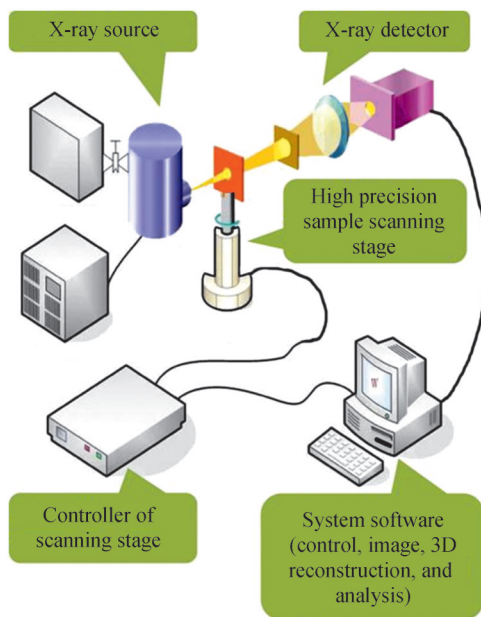


图1 光耦CT系统结构图

Fig.1 The structure diagram of CCD-coupled CT system

### 1.2 光耦CT几何参数定义

在理想微米CT系统中,射线源、转台、探测器三者之间应满足如下理想位置关系:1)射线源焦斑在探测器上的投影点位于探测器中心;2)转轴在探测器上的投影为中心像素列;3)准确获取射线源到转台中心的距离(Distance of Source to Object, SOD)、射线源到探测器的距离(Distance of Source to Detector, SDD)的值;4)转台转动平稳,使得转轴保持空间位置不变。

然而,在系统安装时总会存在微小误差,使得上述关系不能完全成立,此误差按照来源可以分为:1)射线源沿X、Y、Z方向的偏移误差;2)转台端跳、径跳误差;3)探测器沿X、Y、Z方向的偏移误差,以及绕X、Y、

Z方向的偏转误差。而在光耦CT系统标定校准时,只需对其中的射线源沿X、Y、Z轴方向偏差,转台端跳、径跳,探测器沿X、Y、Z轴偏移,以及绕X轴的偏转等共计九个参数予以标定校准即可。SUN Yi<sup>[4]</sup>等指出,射线源沿Y、Z方向的误差可以转化为探测器沿X、Y、Z轴的偏移及偏转误差,而转台的端跳、径跳误差利用自主搭建的标准圆盘与电容式位移传感器可以标定校准<sup>[10]</sup>。因此,需对射线源沿X轴的偏移、探测器沿X、Y、Z轴的偏移以及绕X轴的偏转几个误差予以标定。其中,射线源沿X轴的偏移直接影响SOD、SDD的大小,探测器沿X轴的偏移直接影响SDD的大小,即只要准确获取SOD、SDD即可,沿Y、Z轴的偏移可用射线源焦斑在探测器上的投影位置坐标予以表示。因此,综合以上分析,待标定的参数为

- 1) 射线源焦斑在探测器上的投影坐标  $u_0, v_0$ ;
  - 2) 探测器绕X轴的偏转角  $\eta$ ;
  - 3) 射线源焦斑到转台转轴距离SOD,简记为  $R$ ;射线源焦斑到探测器的距离SDD,简记为  $D$ 。
- 待测参数及坐标系的建立如图2所示。

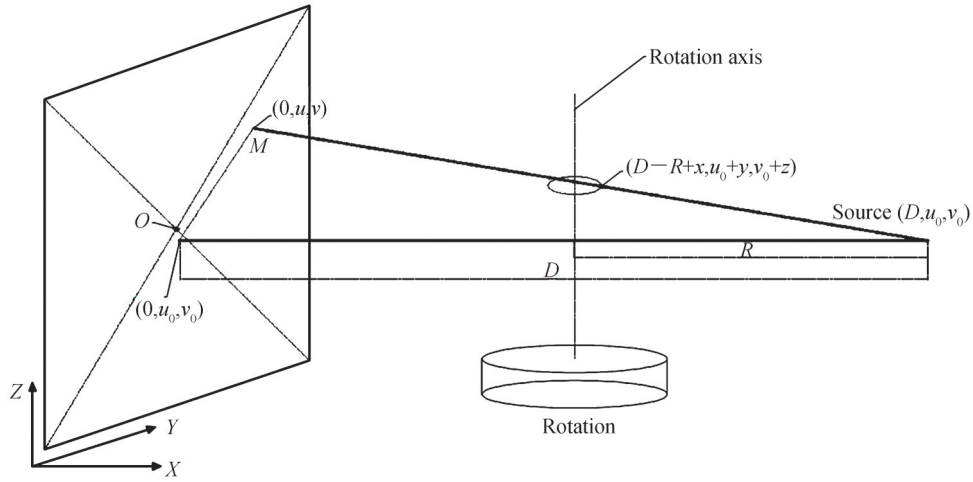


图2 坐标系建立示意图

Fig.2 Diagram of coordinate system establishment

## 2 几何位姿参数标定数学模型

参数标定数学模型的总体思想为:利用系统对双微球模体进行360°旋转成像,其投影圆圆心的连线为椭圆或一条线段,利用最小二乘可求解椭圆方程,建立椭圆方程与几何位姿参数之间的关系,从而求解系统需要标定的几何位姿参数。

为了更为精确的求解椭圆方程,在拟合椭圆方程之前,首先根据文献[10]提出的方法利用电容传感器对投影圆圆心位置进行修正,消除转轴端跳、径向跳动以及偏摆引入的误差。

现已知修正后的各投影圆圆心位置,设球  $i$  在角度  $j$  下的投影点的坐标为  $(u_i^j, v_i^j)$ ,每个球在360°范围内共采样  $2N$  个,则转轴在探测器上的投影可由点  $(u_i^j, v_i^j)$  和点  $(u_i^{j+N}, v_i^{j+N})$  连线的交点确定,如图3所示。为了更加精确的求取交点坐标,采用最小二乘法。

$$(v_i^{j+N} - v_i^j)u_i - (u_i^{j+N} - u_i^j)v_i + (u_i^{j+N} \cdot v_i^j - u_i^j \cdot v_i^{j+N}) = 0 \quad (1)$$

式中,  $(u_i, v_i)$  即为转轴通过的点。

$$\eta = \arctan\left(\frac{u_1 - u_2}{v_1 - v_2}\right) \quad (2)$$

通过以上分析,可以获得转轴与探测器像素列的夹角  $\eta$ ,可对已知的投影点坐标进行变换,

$$\begin{cases} u^* = v \cdot \sin\eta - u \cdot \cos\eta \\ v^* = u \cdot \sin\eta + v \cdot \cos\eta \end{cases} \quad (3)$$

式中,  $(u, v)$  为直接投影点坐标,  $(u^*, v^*)$  为修正后坐标。

在对投影点坐标变换完毕之后,根据已知假设条件可知,此时投影点组成的椭圆方程可写为

$$a \cdot (u - \bar{u})^2 + b \cdot (v - \bar{v})^2 = 1 \quad (4)$$

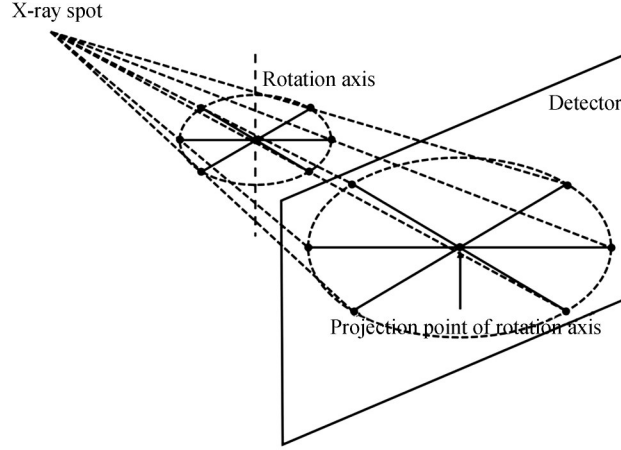


图3 投影示意图  
Fig.3 Projection diagram

式中,  $(\bar{u}, \bar{v})$  为椭圆的中心。

同时, 椭圆方程也可以表示为

$$p_0 \cdot u^2 + p_1 \cdot u + p_2 \cdot v^2 + p_3 \cdot v + 1 = 0 \quad (5)$$

式中,

$$\begin{cases} a = \frac{4 \cdot p_0^2 \cdot p_2}{p_1^2 \cdot p_2 + p_3^2 \cdot p_2 - 4 \cdot p_0 \cdot p_2} \\ b = \frac{4 \cdot p_0 \cdot p_2^2}{p_1^2 \cdot p_2 + p_3^2 \cdot p_2 - 4 \cdot p_0 \cdot p_2} \\ \bar{u} = -\frac{p_1}{2 \cdot p_0} \\ \bar{v} = -\frac{p_3}{2 \cdot p_2} \end{cases} \quad (6)$$

根据式(5)利用最小二乘可求出  $p_0, p_1, p_2, p_3$ , 进而通过上式求出  $a, b, \bar{u}, \bar{v}$ 。

如图2所示, 设小球  $i$  在  $XYZ$  坐标系中的坐标为  $(D - R + x_i, u_0 + y_i, v_0 + z_i)$ , 根据几何关系有

$$\frac{D - (D - R + x_i)}{D - 0} = \frac{u_0 - (u_0 + y_i)}{u_0 - u} = \frac{v_0 - (v_0 + z_i)}{v_0 - v} = t \quad (7)$$

变形得

$$x_i^2 + y_i^2 = r_i^2 = \left( R + D \cdot \frac{z_i}{v_0 - v} \right)^2 + \left( \frac{u_0 - u}{v_0 - v} \cdot z_i \right)^2 \quad (8)$$

即

$$z_i^2 \cdot (u - u_0^*)^2 + (R^2 - r_i^2) \cdot (v - v_0^*)^2 + 2 \cdot D \cdot z_i \cdot R \cdot (v_0^* - v) + D^2 \cdot z_i^2 = 0 \quad (9)$$

令  $\rho_i = \frac{r_i}{R}, \xi_i = \frac{z_i}{R}, U = u_0^* - u, V = v_0^* - v$ , 有

$$\frac{1 - \rho_i^2}{D^2 \cdot \rho_i^2} \cdot U^2 + \frac{(1 - \rho_i^2)^2}{D^2 \cdot \rho_i^2 \cdot \xi_i^2} \cdot \left( V + \frac{D \cdot \xi_i}{1 - \rho_i^2} \right)^2 = 1 \quad (10)$$

与式(4)对应, 即可获得

$$\begin{cases} a = \frac{1 - \rho_i^2}{D^2 \cdot \rho_i^2} \\ b = \frac{(1 - \rho_i^2)^2}{D^2 \cdot \rho_i^2 \cdot \xi_i^2} \\ \bar{u} = u_0^* \\ \bar{v} = v_0^* + \frac{D \cdot \xi_i}{1 - \rho_i^2} \end{cases} \quad (11)$$

当以两个球为标定器件时,将  $a_1, b_1, \bar{u}_1, \bar{v}_1, a_2, b_2, \bar{u}_2, \bar{v}_2$  分别代入式(11),可得  $u_0^*$  以及

$$\begin{cases} \rho_1^2 = \frac{1}{1 + a_1 \cdot D^2} \\ \xi_1^2 = \frac{a_1^2 \cdot D^2}{b_1 \cdot (1 + a_1 \cdot D^2)} \\ v_0^* = \bar{v}_1 - \sqrt{\frac{1 + a_1 \cdot D^2}{b_1}} \end{cases}, \begin{cases} \rho_2^2 = \frac{1}{1 + a_2 \cdot D^2} \\ \xi_2^2 = \frac{a_2^2 \cdot D^2}{b_2 \cdot (1 + a_2 \cdot D^2)} \\ v_0^* = \bar{v}_2 + \sqrt{\frac{1 + a_2 \cdot D^2}{b_2}} \end{cases} \quad (12)$$

$$\bar{v}_1 - \sqrt{\frac{1 + a_1 \cdot D^2}{b_1}} = \bar{v}_2 + \sqrt{\frac{1 + a_2 \cdot D^2}{b_2}} \quad (13)$$

可由式(13)求得  $D$ ,代回式(12),可得  $v_0^*, \rho_1^2, \xi_1^2, \rho_2^2, \xi_2^2$ 。

$(u_0, v_0)$  与  $(u_0^*, v_0^*)$  之间存在关系

$$\begin{cases} u_0 = v_0^* \cdot \sin \eta - u_0^* \cdot \cos \eta \\ v_0 = v_0^* \cdot \cos \eta + u_0^* \cdot \sin \eta \end{cases} \quad (14)$$

对于任何一个标准球的旋转一周的图像有

$$\frac{2 \cdot \rho_i \cdot R}{L_{\max}} = \frac{D}{R} \quad (15)$$

$$R = \sqrt{\frac{D \cdot L_{\max}}{2 \cdot \rho_i}} \quad (16)$$

式中,  $L_{\max}$  为投影椭圆中对应的第  $i$  点和第  $i + N$  点之间距离的最大值。由式(16)即可求得  $R$ 。

### 3 实验验证及分析

为了验证上述数学模型的可行性,本文选用直径  $100 \mu\text{m}$  的氧化锆微球作为标准器,对实验室的光耦CT系统(如图4所示)进行几何位姿参数的标定。在如表1所示的实验条件下首先对双微球模体进行  $360^\circ$  扫描,得到360帧投影图像,然后利用Hough圆心提取方法,提取各帧图像中投影圆的圆心坐标位置,再根据

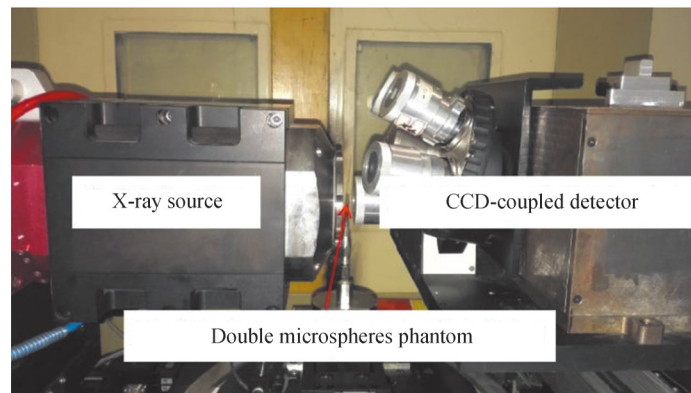


图4 实验装置

Fig.4 Experimental device

转轴误差修正方法,对所提取的圆心坐标位置进行修正,得到修正后的圆心坐标,如图5所示,其中,横纵坐标代表投影圆心在图像总的像素位置,蓝点(up)为上微球360°投影修正后的圆心位置,红点(down)为下微球360°投影修正后的圆心位置,最后,根据上述数学模型进行参数求解,得到所求参数如表2所示。

表1 实验条件

Table 1 Experiment condition	
Parameters	Value
SOD/mm	5
SDD/mm	10
Target power/W	0.8
Current/ $\mu$ A	400
Exposure time/s	15
Frame number	360

表2 参数求解结果

Table 2 Calibration results of the parameters	
Parameters	Value
$\eta/(\circ)$	1.32
$R/\text{mm}$	4.443
$D/\text{mm}$	11.824
$u_0/\mu\text{m}$	81
$v_0/\mu\text{m}$	-165

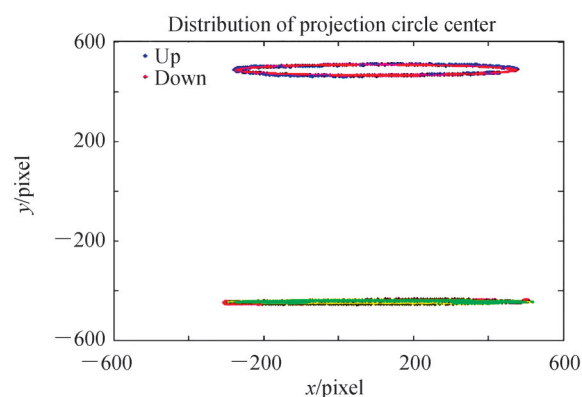


图5 圆心提取图

Fig.5 Extraction center

为进一步验证系统几何位姿参数对图像重建造成的影响,利用系统对竹纤维样品进行成像。首先利用CT系统对直径约为1.6 mm的竹纤维进行成像。假定系统呈理想状态,直接对获得的透视图像进行重建,中心切片图如图6(b)所示。将获取的上述几何位姿参数代入重建软件,再次重建,中心切片图如图6(a)所示。图6(b)中,边缘细节可以看到明显的边缘重叠以及模糊,而相应的,图6(a)中,在已知系统几何位姿参数的前提下,将系统几何位姿参数带入重建系统,图6(b)中的边缘重叠及模糊现象得到明显改善,使得校准后的图像细节分辨更加清晰,重建效果更好。

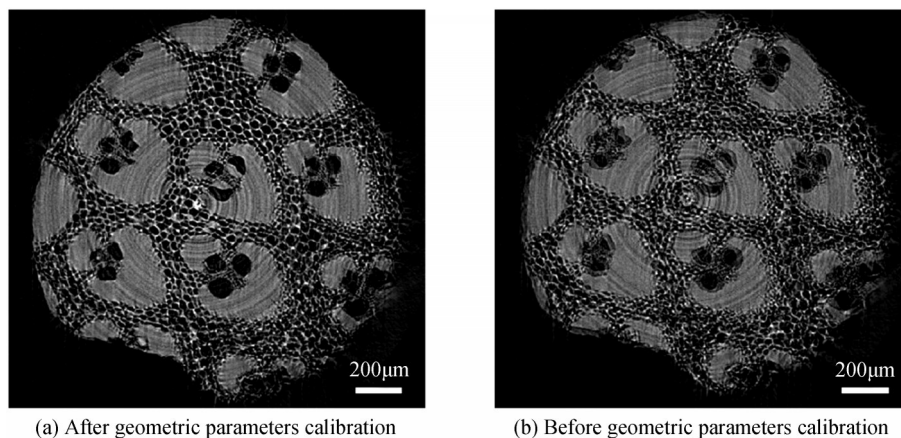


图6 竹纤维重建结果对比

Fig.6 Comparison of bamboo fiber reconstruction results

为量化评价几何位姿参数对重建图像的影响,利用能量梯度函数(Energy of Gradient,EOG)对图6所示图像进行评价。能量梯度函数将 $x$ 方向和 $y$ 方向的相邻像素的灰度值之差的平方和作为每个像素点的梯度值,对所有像素梯度值累加作为清晰度评价函数值,表示为

$$F = \sum_x \sum_y \left\{ \left[ f(x+1, y) - f(x, y) \right]^2 + \left[ f(x, y+1) - f(x, y) \right]^2 \right\} \quad (17)$$

校准前后图像的能量梯度函数值如表3所示。由表3可知,校准后图像能量梯度函数值大于校准前,图像边缘更加锐利清晰,重建效果更好。

表3 EOG量化评价  
Table 3 Quantitative evaluation of EOG

	EOG
Before calibration	$8.04 \times 10^8$
After calibration	$9.57 \times 10^8$

## 4 结论

针对光耦CT系统,设计了双微球模体,基于该模体提出一种光耦CT系统适用的几何位姿参数标定数学模型,并进行实验验证。结果表明,以上标定方法有效,可以使系统满足成像需要,从而为后续的图像重建提供了基础,使图像分辨率更佳,重建质量更高。但是,在该方法中,由于探测器成像空间较小,需将射线源焦斑尽量靠近转轴中心,以使双微球投影中心连线为椭圆状(否则将会因难以辨别而呈直线)。对于一般的反射靶型射线源,由于焦斑距离射线出射口较远(一般十几毫米),难以满足上述要求,因此,该方法只适用于具有透射靶型的射线源的CT系统。研究特定模体固定角度下单一投影的系统标定方法,是解决上述问题的关键,将会是我们在这一方向接下来的主要工作。

### 参考文献

- [1] 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 & Biology*, 2000, 45(11): 3489.
- [2] BRONNIKOV, ANDREI V. Virtual alignment of X-ray cone-beam tomography system using two calibration aperture measurements [J]. *Optical Engineering*, 1999, 38(2): 381-386.
- [3] BEQUE D, NUYTS J, BORMANS G, et al. Characterization of pinhole SPECT acquisition geometry [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22(5): 599-612.
- [4] SUN Yi, HOU Ying, ZHAO Fengyong, et al. A calibration method for misaligned scanner geometry in cone-beam computed tomography [J]. *Ndt & E International*, 2006, 39(6): 499-513.
- [5] CHO Y, MOSELEY D J, SIEWERDSEN J H, et al. Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems [J]. *Medical Physics*, 2005, 32(4): 968-983.
- [6] ZHAO Jintao, HU Xiaodong, et al. Geometric parameters estimation and calibration in cone-beam micro-CT [J]. *Sensors*, 2015, 15(9): 22811-22825.
- [7] SMEKAL L V, KACHELRIB M, STEPINA E, et al. Geometric misalignment and calibration in cone-beam tomography [J]. *Medical Physics*, 2004, 31(12): 3242-3266.
- [8] YANG Kai, KWAN A, MILLER D, et al. A geometric calibration method for cone beam CT systems [J]. *Medical Physics*, 2006, 33(6): 1695-1706.
- [9] XIAO K, YAN B. Correction of geometric artefact in cone-beam computed tomography through a deep neural network [J]. *Applied Optics*, 2021, 60(7): 48970-48977.
- [10] ZHAO Jintao, HU Xiaodong, et al. Method for correction of rotation errors in Micro-CT System [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2016, 816: 149-159.

## Geometric Parameters Calibration Method for Optically CCD-coupled CT System

ZOU Jing, JIANG Yiming, HU Xiaodong, ZHAO Jintao

(School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract:** Micro-computed tomography is widely used for medical diagnosis and non-destructive testing since the 1970s. In three-dimensional micro-CT imaging, the quality of the reconstructed images depends highly on the precision of the geometric parameters of the system. Image quality could be severely degraded by misaligned parameters, resulting in artifacts, blur and lower resolution in images, especially for CCD-coupled CT system (CCT system). Therefore, high-precision methods for estimating CT system parameters are necessary. Different research groups have proposed various methods to estimate geometric parameters for fan-beam CT or cone-beam CT. In terms of data acquisition methods, the main methods can be categorized as multi-angles projection and single-angle projection. However, due to the narrow field of view caused by the ultra-high resolution of the CCD-coupled detector, neither of these two methods can be applied to CCT system directly. Generally, a CCT system consists of an X-ray source, a CCD-coupled detector, and a precision rotation stage for placing samples, in which the X-ray source and detector are distributed on both sides of the sample. During scanning, the sample rotates around the rotation axis, while the X-ray source and the detector remain stationary. In an ideal CCT system, strict geometric alignment must be satisfied. It can be summarized as follows: Firstly, the X-ray focal spot, the axis of the rotation, and the center of the detector should be in a plane; secondly, the straight line which passes the focal spot and the detector center, should be perpendicular to the axis of rotation and the detector; thirdly, the axis of the rotation should be parallel to the row of the detector. Basing on precious studies, there are five geometric parameters to be calibrated totally in a CCT system. We conclude all the calibrated parameters as follows: 1)  $u_0, v_0$  are projection coordinate of the X-ray source spot on the detector; 2)  $\eta$  is the angle of detector tilt around X axis; 3)  $R$  is the distance between X-ray source and rotation axis; 4)  $D$  is the distance from X-ray source to detector. In this paper, a mathematical model based on a double micro-sphere phantom is proposed to estimate all the above geometric parameters of CCT system. The double micro-sphere phantom consists of two spheres with a diameter of  $100\mu\text{m}$ . Generally speaking, when a sphere rotates around the rotation axis, the centers of its projections on the detector form an ellipse or a line. To estimate all the parameters, the calibration is carried out in two steps. Firstly, the circular scanning imaging of the double micro-sphere phantom is carried out to obtain its elliptical projection trajectory. Then the mathematical relationship between the ellipse equation corresponding to the trajectory and the geometric pose parameters of CCT system is established to solve the geometric pose parameters. To verify the effect of the calibration method in realistic imaging system, an experiment was performed in a misaligned CCT system. After the parameters calibrated using the mathematical model proposed in this paper, a bamboo fiber was scanned by the CCT system. Then, the results of the calibration parameters were substituted into the reconstruction algorithm, and the reconstructed images were compared before and after parameters calibration. Experimental results show that by substituting the corrected geometric parameters solved by the mathematical model into the reconstruction algorithm, the aliasing and blurring of edge information in the reconstructed images are reduced yielding an improved image detail resolution. In addition, we adopted the Energy of Gradient (EOG) to quantitatively evaluate the image quality. The EOG value of reconstructed image after calibration is larger than before, which also shows the image quality after calibration is improved. This paper proposes a new method to estimate geometric parameters of CCT system. The method allows us to estimate all the parameters by acquiring projections of the designed double micro-spheres phantom. Compared with other methods, it could be used to CCT system which has high resolution and narrow field of view. Meanwhile, this method removes the influence of rotation errors on geometric pose parameters. The accuracy of this method is confirmed by experimental results. At last, a bamboo fiber sample was scanned and reconstructed. The experimental results show that the artifacts are reduced and image quality is improved.



**Key words:** CCD-coupled CT System; Geometric parameters; System calibration; Microspheres Phantom; Image reconstruction

**OCIS Codes:** 110.7440; 000.2170; 340.7460