

三维显微 CT 扫描系统的 X 射线源焦点 投影坐标测量方法

杨 民 刘静华 李保磊 吴文晋 王 钢

(北京航空航天大学机械工程及自动化学院, 北京 100191)

摘要 针对实际的三维显微 CT 成像系统射线源焦点和探测器成像面位置不能直接测量的问题,提出了一种简单易行的射线源焦点投影坐标精确测量方法。基于球体在锥束射线场中的投影为椭圆的原理,利用双球目标体成像获得的数字射线投影图像,配合图像、图形处理方法和最小二乘拟合技术求取二椭圆的长轴交点,该点坐标即为射线源焦点的投影坐标。实验结果表明,所提出方法的测量精度达到了实际显微 CT 扫描系统的重建要求,并且实现简单、具有较强的抗噪能力。

关键词 图象处理; 三维显微 CT; 焦点投影坐标; 最小二乘拟合; X 射线检测

中图分类号 TP391 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS20092905.1275

Measurement Method of X-ray Focus Projection Coordinates of Three-Dimensional Micro-Computerized Tomography Scanning System

Yang Min Liu Jinghua Li Baolei Wu Wenjin Wang Gang

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

Abstract In the three-dimensional micro-computerized tomography scanning system, it is impossible to measure the positions of the X-ray focus and imaging plane of the detector by direct means. A simple and feasible method to measure the X-ray focus projection coordinates with high accuracy is proposed. This method is based on the theory that the projection of the sphere object in the cone-beam field is an ellipse. Through acquiring the digital radiography images of the double sphere objects, the image and graphics processing methods and the least square fitting method are used to get the intersection point of the major axis of the two ellipses. The intersection point is also the X-ray focus projection on imaging plane of the detector. The experimental results prove that the accuracy of this method can satisfy the requirements of the practical micro-computerized tomography scanning system, and is easy to realize with high anti-noise ability.

Key words image processing; three-dimensional micro-computerized tomography; focus projection coordinates; the least square fitting; X-ray testing

1 引 言

随着微焦点 X 射线机性能的不提高和高分辨率面阵列探测器的出现,三维显微计算机断层扫描成像(Computerized tomography, CT)技术在航空复合材料、微机电产品(MEMS)、电子元器件、石油岩芯等的质量检测和结构分析中的应用日益得到

重视。该技术利用微焦点 X-射线源和高投影放大比保证了微米级的信息重建。与传统 CT 技术的不同之处在于:显微工业 CT 技术采用微焦点 X 射线源,焦点尺寸在几十微米到几个微米之间,使得成像系统在很高的投影放大比下,仍然可获得几何不清晰度很小的高分辨率数字射线投影(Digital

收稿日期: 2008-11-28; 收到修改稿日期: 2009-01-07

基金项目: 国家自然科学基金(60872080)、北京市教育委员会共建项目专项资助、航天科技创新基金(CASC0410)和北京市科技新星基金(2005A14)资助课题。

作者简介: 杨 民(1975-),男,副教授,主要从事 CT 理论与应用研究。E-mail: minyang.ndt@263.net

radiography, DR)图像,从而保证 CT 图像的高空间分辨率^[1,2,3]。在众多的三维重建算法中,考虑到运算量和工程实现难度, Feldkamp-Davis-Kress (FDK)类型的算法最为实用,也一直是实际工程应用中的主流^[4,5]。该算法要求精确知道射线源焦点在探测器成像面上的投影点的坐标。但在实际的成像系统中,由于射线源焦点、探测器成像平面的准确位置无法直接测量得到,使射线源焦点在成像平面上的投影点的位置难以精确测量。该点坐标的误差会影响重建图像的精度,造成伪影的产生,影响图像的分辨力和细节的有效检出。

文献[6]提出了基于二次成像的双圆最小二乘拟合法,利用双圆目标体二次成像获得的投影图像,配合图像、图形处理方法和最小二乘拟合技术求取不同成像位置下的目标体圆心投影坐标,然后求解方程组得到射线源焦点投影坐标。该方法实现起来存在一定难度:1) 预先制作位于同一平面上的双圆目标体,成像时必须调整目标体所在平面平行于探测器成像面;2) 需要通过移动扫描台进行两次成像。为此本文提出了一种利用双球投影测量射线源焦点投影坐标的精确测量方法,测量精度达到了实际 CT 扫描系统的重建要求,并且实现简单、具有较强的抗噪能力。

2 测量原理介绍

三维显微 CT 系统的扫描原理如图 1 所示,射线源焦点发出锥束射线,对扫描台上的被检物体进行透照,扫描台带动被检物体同步旋转,探测器采集被检物体在不同旋转位置的投影图像,根据探测器采集的投影数据,利用三维重建算法反解出被检物体的断层图像。FDK 三维重建算法要求精确知道射线源焦点(用 P 点表示)在探测器成像面上的投影点 O 的坐标。如图 1 所示,探测器成像面的坐标系为 $X_d O_d Z_d$,当探测器在成像系统中的位置固定后,该坐标系即可确定,其原点 O_d 即为探测器采集的投影图像坐标系原点。标定射线源焦点的投影坐标就是如何精确测量 O 点在 $X_d O_d Z_d$ 坐标系下的坐标 (x_0, z_0) 。

作者在研究中发现,锥束射线场中球心不过中心射线的任意球体在投影面的投影为椭圆,且椭圆的长轴经过射线源焦点(即锥束射束的顶点)的投影。该结论推导如下。

如图 2 所示,为了证明方便,将坐标系定义为: z 轴经过射线源焦点 F , $yo z$ 平面经过锥束场中的球

体中心 C ,因此 F 点坐标为 $(0, 0, D)$, C 点坐标为 $(0, b_y, b_z)$ 。设球体的半径为 r ,同时满足

$$|D - b_z| > r > 0. \quad (1)$$

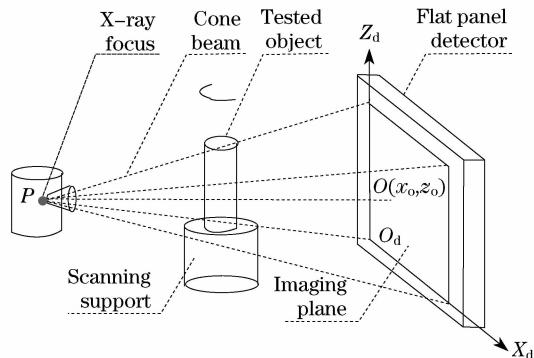


图 1 FDK 算法扫描原理图

Fig. 1 Sketch map of FDK scanning ways

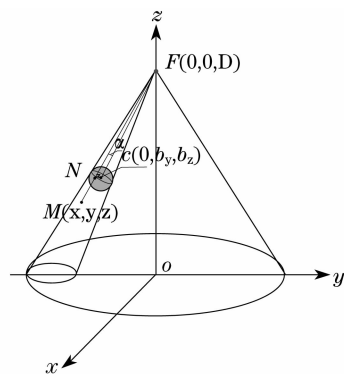


图 2 锥束场下的球体投影示意图

Fig. 2 Sketch map of sphere projection in cone beam

由图 2 可知,从焦点 F 出发包络球体的曲面为圆锥面,记为 Ω ,设半锥顶角为 α ;圆锥面与球面的交集为球面与锥面的切点组成的空间曲线,记为 ζ ,易证得该曲线为一中心在 FC 上,半径为 $r \cos \alpha$ 的圆。在锥面 Ω 上任取一点 $M(x, y, z)$,则向量 FM 、 FC 的夹角为 α ,由此得锥面 Ω 的方程为

$$\frac{\mathbf{FM} \cdot \mathbf{FC}}{|\mathbf{FM}| |\mathbf{FC}|} = \cos \alpha, \text{ 即}$$

$$\frac{y b_y + (z - D)(b_z - D)}{\sqrt{x^2 + y^2 + (z - D)^2} \sqrt{b_y^2 + (b_z - D)^2}} = \cos \alpha. \quad (2)$$

锥面 Ω 与 xoy 面的交线即为空间球体在 xoy 面上投影的外形线,记为 ξ ,由式(2)可得 ξ 的方程为

$$\frac{y b_y + (z - D)(b_z - D)}{\sqrt{x^2 + y^2 + (z - D)^2} \sqrt{b_y^2 + (b_z - D)^2}} = \cos \alpha \Big|_{z=0},$$

即

$$\frac{[y b_y - D(b_z - D)]^2}{(x^2 + y^2 + D^2)[b_y^2 + (b_z - D)^2]} = \cos^2 \alpha \quad (3)$$

令 $k^2 = [b_y^2 + (b_z - D)^2] \cos^2 \alpha$, $p = -D(b_z - D)$, 则

式(3)简化为： $k^2(x^2 + y^2 + D^2) = (yb_y + p)^2$ ，
整理得

$$k^2 x^2 + (k^2 - b_y^2) \left(y - \frac{b_y p}{k^2 - b_y^2} \right)^2 = p^2 - k^2 D^2 + \frac{b_y^2 p^2}{k^2 - b_y^2} \quad (4)$$

由图2可知，点N为曲线 ζ 上任意一点，且满足：
 $|FN|^2 = |FC|^2 \cos^2 \alpha = [b_y^2 + (b_z - D)^2] \cos^2 \alpha = k^2$
 $|FN|^2 = |FC|^2 - r^2 = b_y^2 + (b_z - D)^2 - r^2$ ，
(5)

将式(5)代入式(4)得： $k^2 x^2 + [(b_z - D)^2 - r^2] \left(y - \frac{b_y p}{(b_z - D)^2 - r^2} \right) = \frac{D^2 r^2 k^2}{(b_z - D)^2 - r^2}$ ，进一步整理得

$$\frac{x^2}{\frac{D^2 r^2}{(b_z - D)^2 - r^2}} + \frac{\left(y - \frac{b_y p}{(b_z - D)^2 - r^2} \right)^2}{\frac{D^2 r^2 k^2}{[(b_z - D)^2 - r^2]^2}} = 1 \quad (6)$$

由式(1)可知： $(b_z - D)^2 - r^2 > 0$ ，所以式(6)为一椭圆方程，即球体的投影外形线 ξ 为一椭圆，且椭圆 ξ 的圆心在y轴上。由式(6)可知

$$\frac{D^2 r^2 k^2}{[(b_z - D)^2 - r^2]^2} > \frac{D^2 r^2}{(b_z - D)^2 - r^2}$$

所以椭圆 ξ 的长轴与y轴重合，且经过坐标原点。由于射线源焦点的投影也位于坐标原点，所以可得出结论：锥束射线场中的任意球体的投影为椭圆，且椭圆长轴经过射线源焦点的投影。

根据上述结论可推出：如果对锥束射线场的两个不同位置的球体进行成像，那么投影所得两个椭圆长轴的交点即为射线源焦点的投影，如图3所示。这便是本论文提出的测量方法的原理。图4为拟合椭圆长轴方程及求解射线源焦点投影坐标流程图。探测器采集到双球状目标体的双椭圆投影，对双椭圆图像进行边缘检测、阈值分割、轮廓细化与轮廓追踪，以得到椭圆图像的轮廓点坐标，然后利用最小二乘拟合法回归出双椭圆的长轴方程。联立双椭圆的长轴方程，求解出长轴的交点，该点坐标即为射线源焦点的投影坐标。

在拟合椭圆长轴时，本文采用非线性最小二乘拟合法^[7]。

设椭圆的方程为

$$x^2 + az^2 + bxz + cx + dz + e = 0. \quad (7)$$

a, b, c, d, e 为椭圆方程参数，由椭圆投影图像追踪得到的轮廓点坐标记为 (x_i, z_i) 。由式(7)得函数关系式：

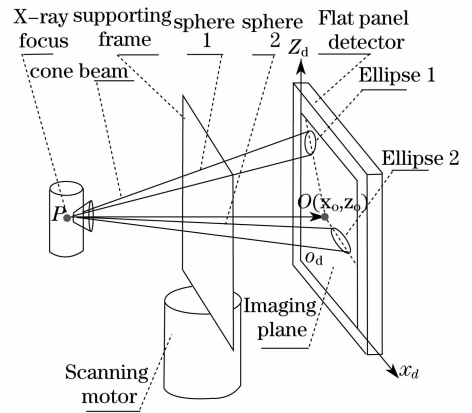


图3 双球投影测量焦点坐标原理图
Fig. 3 Principle of focus coordinates measurement based on double-sphere projection

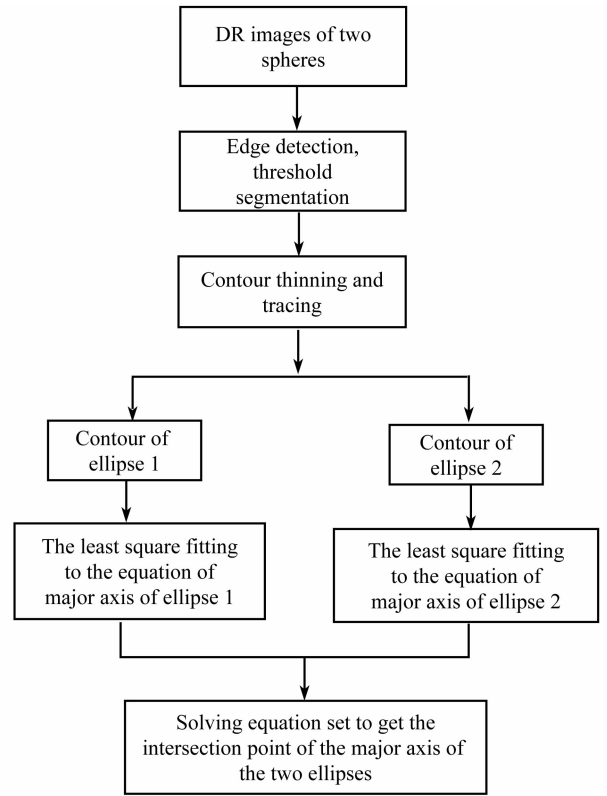


图4 椭圆长轴拟合及求解射线源焦点投影坐标流程图
Fig. 4 Flow chart of ellipses major axis fitting and determination of X-ray focus projection coordinates

$$z = \frac{1}{2a} [-bx - d \pm \sqrt{(b^2 - 4a)x^2 + (2bd - 4ac)x - d^2 - 4ae}]$$

建立误差函数

$$Q = \sum_{i=1}^n [z_i - z(x_i, a, b, c, d, e)]^2. \quad (8)$$

求满足式(8)的非线性最小二乘解，即可得到参数 a, b, c, d, e 的值。那么椭圆的几何参数表达式为

$$x_c = \frac{bd - 2ac}{4a - b^2}, z_c = \frac{bc - 2d}{4a - b^2},$$

$$\tan \theta = \frac{a - 1 - \sqrt{(1-a)^2 + b^2}}{b},$$

其中 (x_c, z_c) 为椭圆中心坐标, $\tan \theta$ 为椭圆长轴的斜率。

3 计算机模拟

利用计算机模拟对该方法的正确性和测量精度进行考核, 模拟条件如下(单位: pixel):

射线源焦点投影坐标 $x_0 = 512, z_0 = 512$; 射线源焦点到探测器成像面的距离 1000; 球状目标体直径为 30; 投影图像尺寸为 1024×1024 ;

分别将双球目标体置于射线源与探测器之间任意三个不同的成像位置, 该位置只要满足双球目标体投影在探测器的成像区域内; 根据图 4 流程拟合椭圆长轴及求解射线源焦点投影坐标, 三次计算结果见表 1。 $\Delta x_0, \Delta z_0$ 为绝对误差, err_{x_0}, err_{z_0} 为相对误差。计算结果表明, x_0, z_0 的平均相对误差分别为 0.083% 和 0.096%。

表 1 参数 (x_0, z_0) 计算机模拟结果 / pixel

Table 1 Measured results of (x_0, z_0) by computer simulation / pixel

	Position	Position	Position	Mean value
	1	2	3	
x_0	512.288	512.433	512.557	512.426
z_0	512.288	512.825	512.357	512.490
Δx_0	0.288	0.433	0.557	0.426
Δz_0	0.288	0.825	0.357	0.490
$err_{x_0} / \%$	0.056	0.085	0.109	0.083
$err_{z_0} / \%$	0.056	0.161	0.070	0.096

4 成像方法改进与实验验证

尽管计算机模拟表明该方法具有较高的测量精度。但是对于实际的 CT 系统, 射线源为非理想点光源, 加上散射、探测器暗电流、探元响应不一致性等因素的影响, 使得球体 DR 图像存在噪声和边缘模糊^[8~10], 从而加大了椭圆长轴的拟合误差。观察图像可知, 一旦椭圆长轴拟合有误差, 那么它们在远处的交点会产生更大的偏差, 可见椭圆长轴的位置精度至关重要。因此在实际的应用中, 仅通过求解两个椭圆长轴的交点, 很难保证焦点投影坐标的重复精度。另外, 保证球体投影的椭圆度也非常重要,

椭圆度越好, 长轴的拟合精度就越高。为此, 作者提出了以下改进方法:

1) 调整射线源的中心射线 PO 与探测器的成像面垂直, 所述成像平面的坐标系记为 $X_d O_d Z_d$, 射线源焦点在探测器成像面上的投影点记为 $O(x_0, z_0)$, 该点即为所要标定的显微三维 CT 扫描系统射线源焦点的投影点;

2) 扫描台位于射线源与探测器之间的任意位置, 将一个球状目标体固定在支撑架上, 并连同支撑架安装在扫描台上;

3) 调整扫描台到合适位置, 使得探测器采集到的球状目标体的数字投影椭圆度最好;

4) 将扫描台沿图 3 中的 x_d 方向平移一段距离, 探测器采集球状目标体的数字投影图像;

5) 重复 4) 步骤, 得到球体在 x_d 方向上不同位置的一系列椭圆投影。将这些投影叠加, 得到一幅图像。图 5 为实验中将 x_d 方向间隔为 25 mm 的 7 个位置的球体投影合成一幅图像的结果, 图中所有椭圆的长轴交点坐标就是射线源焦点的投影坐标;

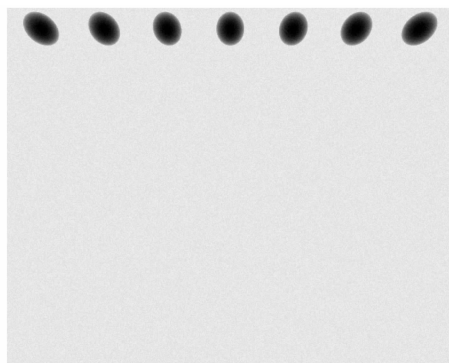


图 5 不同位置的球体投影合成图像

Fig. 5 Composed image of sphere projection at different positions

6) 按照图 4 的流程对合成图像中任意两个椭圆的数字投影进行图像、图形处理, 拟合出两个椭圆的长轴方程, 并求解其交点坐标。以图 5 为例, 图中共 7 个椭圆, 求解任意两个椭圆的长轴交点将得到 C_7^2 个结果, 这样就将求二直线交点的问题转换为求一束直线交点的问题, 从而有效保证了求解结果的精度;

7) 对上步的交点坐标求平均, 得到射线源焦点投影坐标 (x_0, z_0) 。

为了验证本文测量方法对显微三维 CT 重建的有效性, 采用直径为 6 mm 钢珠作为目标体, 将其置

于 225 kV 显微 CT (Micro-CT) 系统(见图 6)的锥束成像场中,调整扫描台使钢珠的 DR 图像具有良好的椭圆度,沿垂直于主射线方向(即 x_d 方向)移动扫描台。分别在 7 个不同位置获取目标体的数字投影图像,按照上述步骤对投影图进行叠加,得到图 5 所示的合成图像。对合成图像中的 7 个椭圆进行编号,按照 C_i^0 的排列组合分别求取任意两个椭圆的交点坐标,结果如表 2、表 3 所示,所求得射线源焦点投影坐标的最终值为(962. 018,766. 203),利用此值进行三维重建,得到了很好的重建结果。

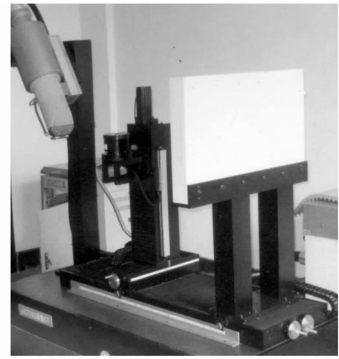


图 6 225 kV 显微 CT 系统

Fig. 6 225 kV Micro-CT scanning system

表 2 对 225 kV 显微 CT 系统射线源焦点投影 x 坐标的计算结果 /pixel

Table 2 Calculation results of x coordinate of the X-ray focus projection in 225 kV Micro-CT /pixel

x coordinate	ellipse 1	ellipse 2	ellipse 3	ellipse 4	ellipse 5	ellipse 6	ellipse 7
ellipse 1		964. 81	962. 72	962. 07	961. 81	960. 89	961. 30
ellipse 2	964. 81		962. 02	962. 07	962. 14	961. 54	962. 00
ellipse 3	962. 72	962. 02		962. 07	962. 11	961. 70	962. 01
ellipse 4	962. 07	962. 07	962. 07		962. 07	962. 06	962. 07
ellipse 5	961. 81	962. 14	962. 11	962. 07		963. 33	962. 32
ellipse 6	960. 89	961. 54	961. 70	962. 06	963. 33		959. 27
ellipse 7	961. 30	962. 00	962. 01	962. 07	962. 32	959. 27	

$$\bar{x}=962. 018$$

表 3 对 225 kV 显微 CT 系统射线源焦点投影 z 坐标的计算结果 /pixel

Table 3 Calculation results of z coordinate of the X-ray focus projection in 225 kV Micro-CT /pixel

z coordinate	ellipse 1	ellipse 2	ellipse 3	ellipse 4	ellipse 5	ellipse 6	ellipse 7
ellipse 1		769. 42	767. 68	767. 14	766. 93	766. 16	766. 50
ellipse 2	769. 42		765. 95	766. 01	766. 10	765. 35	765. 92
ellipse 3	767. 68	765. 95		766. 06	766. 18	765. 15	765. 91
ellipse 4	767. 14	766. 01	766. 06		766. 29	764. 70	765. 86
ellipse 5	766. 93	766. 10	766. 18	766. 29		763. 12	765. 65
ellipse 6	766. 16	765. 35	765. 15	764. 70	763. 12		768. 19
ellipse 7	766. 50	765. 92	765. 91	765. 86	765. 65	768. 19	

$$\bar{z}=766. 203$$

5 结 论

计算机模拟和实验结果表明,本文提出的测量方法与现有方法相比具有优点。球状目标体的空间成像位置任意,只要保证其投影在探测器成像区域内即可,易于实现、操作简单;以最小二乘拟合法拟合椭圆的参数并联立求解,求解坐标值精度达到亚像素级。

为了保证测量结果的重复精度,在实现中需要尽量保证球体 DR 图像的椭圆度,要求将目标体远离中心射束放置,并尽可能采用高放大比成像。本文对成像方法进行了改进,将一个球体调整到 DR 图像椭圆度最好的成像位置,获得垂直于中心射线

的方向上不同位置的球体 DR 图像,求解任意两个椭圆的长轴交点,从而将求二直线交点问题转换为求一束直线交点问题,有效保证了求解结果的精度。实验结果表明,所提出方法的测量精度达到了实际 CT 扫描系统的图像重建要求,并且实现简单、具有较强的抗噪能力。

参 考 文 献

- Erik L. Ritman. Micro-computed tomography-current status and developments[J]. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2004,(6):185~208
- Sang Chul Lee, Ho Kyung Kim, In Kon Chun *et al.*. A flat-panel detector based micro-CT system: performance evaluation for small-animal imaging [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2003, **48**,

- 4173~4185
- 3 Holdsworth D. W. , Thornton M. M. . Micro-CT in small animal and specimen imaging[J]. *Trends Biotech* , 2002, **20**(8): S34~S39
 - 4 Shu X, Bresler Y. Fast Feldkamp algorithm for cone-beam computer tomography [C]. *IEEE: Proc. Internat. Conf. on Image Processing* , 2003, **2**(3): 819~822
 - 5 Zeng Kai, Chen Zhiqiang, Zhang Li *et al.*. Comparison among approximate cone-beam reconstruction algorithms[J]. *Nuclear Electronics & Detection Technology* , 2004, **24**(5): 511~513
曾 凯, 陈志强, 张 丽 等. 基于 FDK 算法的锥束 CT 重建近似算法性能比较[J]. *核电子学与探测技术* , 2004, **24**(5): 511~513
 - 6 Yang Min, Sun Jingjing, Wang Gang *et al.*. A New Method of Measuring the Origin of the 3D-CT scanning system projection coordinates with high accuracy [J]. *J. Shanghai Jiaotong University* , 2008, **42**(4): 590~593.
杨 民, 孙晶晶, 王 钢 等. 一种新的三维 CT 扫描系统投影坐标原点高精度测量方法[J]. *上海交通大学学报* , 2008, **42**(4): 590~593
 - 7 Yan Bei, Wang Bin, Li Yuan. Optimal ellipse fitting method based on least 2 square principle[J]. *J. Beijing University of Aeronautics and Astronautics* , 2008, **34**(3): 295~298.
闫 蓓, 王 斌, 李 媛. 基于最小二乘法的椭圆拟合改进算法[J]. *北京航空航天大学学报* , 2008, **34**(3): 295~298
 - 8 Fang Zheng, Sun Xiaomin, Luo Qingming. New simple method of X-ray beam hardening correction for CT reconstruction[J]. *Acta Optica Sinica* , 2007, **27**(2): 302~306
方 正, 孙小敏, 骆清铭. 一种简便的计算机层析系统 X 射线硬化校正方法[J]. *光学学报* , 2007, **27**(2): 302~306
 - 9 Gao Hongyi, Xie Honglan, Chen Jianwen *et al.*. Experimental research on hard X-ray phase-contrast imaging [J]. *Chin. J. Lasers* , 2005, **32**(2): 167~169
高鸿奕, 谢红兰, 陈建文 等. 硬 X 射线相位衬度成像的实验研究[J]. *中国激光* , 2005, **32**(2): 167~169
 - 10 Sun Yi, Zhu Peiping, Yu Jian *et al.*. Absorption, refraction and extinction contrast computerized tomography of X-ray diffraction enhanced imaging method[J]. *Acta Optica Sinica* , 2007, **27**(4): 750~754
孙 怡, 朱佩平, 于 健 等. X 射线衍射增强成像中吸收折射以及散射衬度的计算层析[J]. *光学学报* , 2007, **27**(4): 750~754