

文章编号:1004-4213(2010)09-1588-6

# 针对小动物的锥束 CT 重建的研究及验证<sup>\*</sup>

缪辉,王秋殷,赵会娟<sup>†</sup>,王婷婷,高峰

(天津大学 精密仪器与光电子工程学院,天津 300072)

**摘要:**基于经典 3D Shepp-Logan 模型,应用射线追踪和射线衰减定律得到锥束 CT 的模拟仿真数据.利用 FDK 三维重建算法实现锥束 CT 图像重建,采用仿真图像对重建算法进行了验证,通过搭建的锥束 CT 系统和自制仿体进行了层析成像和图像重建.结果表明:算法可较为准确地重建出原物体的空间分布和密度关系,针对仿真数据的中心断层重建图像的空间分辨率可达到 8 lp/mm.

**关键词:**锥束 CT;重建算法;FDK

中图分类号:TN21/27

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20103909.1588

## 0 引言

小动物荧光分子层析成像已经获得了越来越高的重视,例如研究利用活体光学成像追踪并标记细胞在体内的活动及标记基因在体内的表达.而 X 射线 CT 由于可以提供高分辨的内部结构信息,在多模态荧光分子层析成像中起着重要作用.

但传统 CT 技术仍具有空间分辨率较低、扫描周期较长、切片不连续以及成本较高等缺点<sup>[1-2]</sup>.锥束 CT 是一种加速 CT 扫描数据收集的新技术,它所采用的锥束 X 射线光源覆盖整个待测物体,因此尤其适合于小动物成像.在锥形束 CT 中,光源与平面点阵探测器同步地绕被测物旋转,仅需一次圆轨道扫描便得到数百幅断层图像.因此相比于传统 CT 技术,锥束 CT 不仅扫描速度更快(相当于传统 CT 扫描时间的几十分之一)、X 射线的利用效率高,而且由 2D 图像直接重建出被测物的 3D 图像可获取更高的空间分辨率.虽然锥束 CT 图像重建的运算量较大且对探测器等硬件要求较高,但随着其所需的 X 光面阵探测器技术的出现和计算机处理能力的大幅提高,锥束 CT 技术的研究与应用已经成为 CT 领域的研究热点<sup>[2]</sup>.

锥束 CT 的图像重建算法大致可分为两类<sup>[3]</sup>:1)迭代重建算法;2)解析重建算法.其中迭代重建算法适用于那些图像数据不可靠或被截断的重建过程,解析重建算法包括近似算法和精确算法.解析重

建算法速度快,适合于数据完整的重建过程.在解析算法中,近似重建具有扫描过程易于实现、计算相对简单等优点<sup>[2]</sup>.

本文针对小动物锥束 CT 开展研究.首先描述了用于评估重建算法的正向模拟数据的产生,包括对光源和探测系统的模拟、基于 3D Shepp-Logan 模型的成像对象、射线的产生;发展了基于锥束 CT 的 FDK (Feldkamp-Davis-Kress) 近似重建算法,并由模拟仿真数据对图像重建算法进行评估;利用已有的小动物 X 射线透视装置搭建了锥束 CT 系统;最后用所搭建的系统对自制的仿体进行实验和图像重建.

## 1 锥束 CT 系统模型仿真

为了分析系统各参量对成像结果的影响并对图像重建算法进行评估,采用图 1 的锥束 CT 成像结构建立仿真模型,将系统划分为射线源、平板探测器、成像对象几个部分进行数学建模.

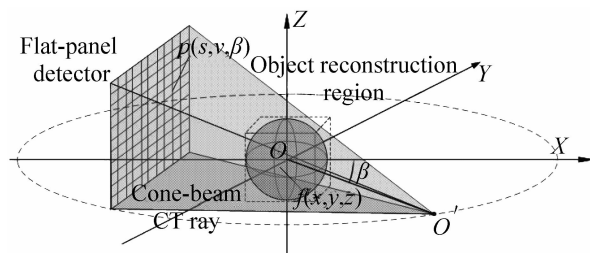


图 1 锥束 CT 投影成像

Fig. 1 Projection imaging diagram of cone-beam CT

### 1.1 锥束 CT 射线源

对光源进行描述的参量主要有射线源焦斑形状、大小及能谱.理想的 X 射线源是点光源,但实际的 X 射线源的焦斑是有一定尺寸的,这也是导致投影出现伪像的原因.为了模拟实际的光源,本文将点

<sup>\*</sup>国家自然科学基金(30870657)、天津市重点基金(09JCZDC18200)和国家重点基础研究发展规划(2006CB705700)资助

<sup>†</sup> Tel: 022-27404209 Email: Huijuanzhao@tju.edu.cn

收稿日期:2009-12-09

修回日期:2010-01-26

光源离散成为位于  $0.05 \text{ mm} \times 0.05 \text{ mm}$  正方形顶点的四点光源,分别计算单个光源对物体的投影成像,最后将全部结果叠加得到最终的投影图像.射线束的最大锥角为  $10^\circ$  左右.虽然实际的 X 射线光源能谱具有较宽的光谱结构,但经过射线硬化以后,低能 X 射线成分会大大减少,因此得到的为较窄带宽的 X 射线.但为了简化模拟过程,本文假设通过成像对象的射线为单色的 X 射线束.

## 1.2 平板探测器

描述探测器的参量有探测器的分辨率及像素矩阵的大小(或探测器的尺寸)等.本文采用正方形平板探测器的像素点阵为  $512 \times 512$  像素,单个像素尺寸为  $0.05 \text{ mm} \times 0.05 \text{ mm}$ ,且探测器对 X 射线具有均一的灵敏度,忽略探测器的噪声的影响.系统采用平板探测器,并进一步假设经过被测物散射的射线对探测造成的影响可通过安装准直设备如准直器、防散射滤线栅等方法得以有效控制.

## 1.3 成像对象

模拟验证中采用的 Shepp-Logan 模型由 10 个对 X 射线具有不同线性衰减系数的椭球叠加而成.本文采用的 3D Shepp-Logan 模型是基于 2D Shepp-Logan 模型原理而设计,其三维立体示意图如图 2.

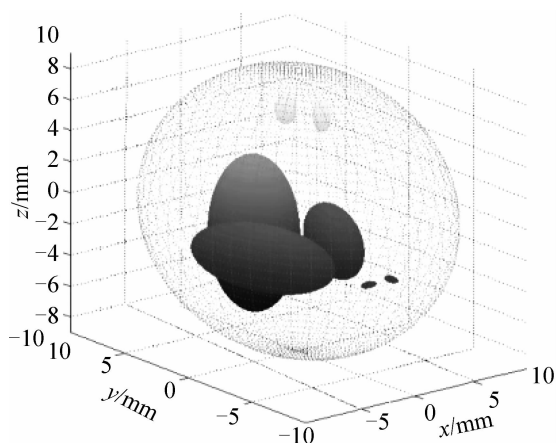


图 2 3D Shepp-Logan 模型示意图

Fig. 2 Schematic diagram of 3D Shepp-Logan model

对成像对象所设置的参量有:各椭球对 X 射线的衰减系数、几何位置和尺寸大小.物体对 X 射线的衰减系数取决于物体本身结构密度,及 X 射线源的能量强度.因此,文中采用相对密度值模拟小动物组织对 X 射线的衰减系数,即单位长度下小动物组织对 X 射线的衰减强度.椭球的几何位置和大小设计考虑了实际中的体内较小组织和早期病变,设计了体积不同、空间位置有交错的椭球,以满足评价图像重建算法空间分辨率的需求<sup>[5]</sup>.所设计的 3D

Shepp-Logan 模型中各个椭球的大小、空间位置、密度值如表 1.各个椭球的相对密度值是为了反映小动物的皮肤、骨骼及其他器官组织的 X 射线的衰减系数<sup>[5,7]</sup>.

## 1.4 射线的产生及仿真投影图像

在图 1 中,设探测器到旋转中心  $O$  的距离为  $400 \text{ mm}$ ,光源  $O'$  绕旋转中心  $O$  旋转一周得到的投影图像共 360 幅.假设物体重建域的尺寸为  $256 \times 256 \times 256$  像素,每个体素尺寸为  $0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm}$ .

应用射线追踪和射线衰减定律得到锥束 CT 的模拟仿真数据.由 CT 值的定义可得某组织的衰减系数(单位  $\text{mm}^{-1}$ )为

$$\mu_{\text{组织}} = (\text{CT}_{\text{组织}} / 1000 + 1) \cdot \mu_{\text{水}} \quad (1)$$

一般来说,致密骨的 CT 值为  $+1000$ ,脂肪的 CT 值为  $-100$ ,肌肉的 CT 值为  $100$ <sup>[6]</sup>.

设由源发出的射线的强度为  $I_0$ ,则经过射线路径上的  $i$  个椭球衰减之后到达探测器的射线的强度  $I$  为

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_{j=1}^i \mu_j \cdot L_j} \quad (2)$$

式中,  $L_j$  为射线在第  $j$  个椭球内掠过的距离,单位  $\text{mm}$ .

最后由到达探测器的射线组成投影图像,根据表 1 所设参量计算,由上可知,投影图像表示组织对 X 射线投影图像如图 3,其中  $\beta$  为  $OO'$  与 X 轴所成角度.

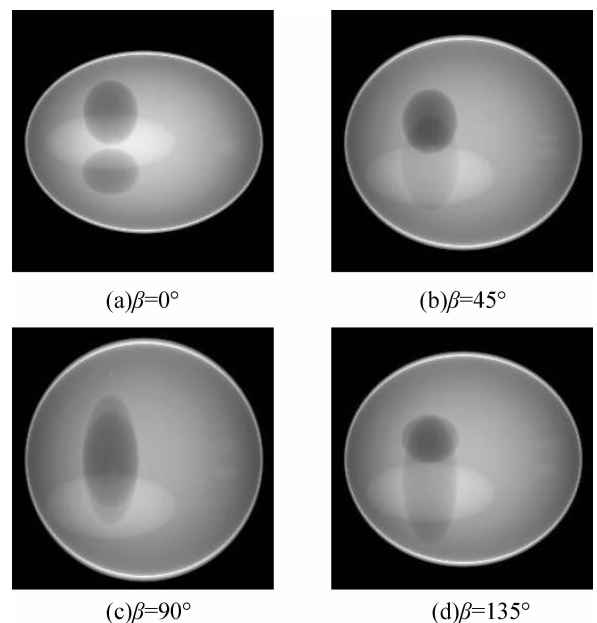


图 3 锥束 CT 下 3D Shepp-Logan 模型部分典型投影图像  
Fig. 3 Typical Shepp-Logan projections under cone-beam CT

表 1 3D Shepp-Logan 模型各椭球的参量  
Table 1 Ellipsoid parameters of 3D Shepp-Logan

No.	Sphere Center Coordinate/mm			Semi-axis Length/mm			Rotation anlg			Density
	<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>	<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>	<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>	<i>y</i>
1	0	0	0	6.9	9.2	9	0	0	0	1 000
2	0	0	0	6.62	8.74	8.8	0	0	0	-800
3	-2.2	0	-2.5	4.1	1.6	2.1	0	0	-108	-200
4	2.2	0	-2.5	3.1	1.1	2.2	0	0	-72	-200
5	0	3.5	-2.5	2.1	2.5	5	0	0	0	100
6	0	1	-2.5	0.46	0.46	0.46	0	0	0	100
7	-0.8	-6.5	-2.5	0.46	0.23	0.2	0	0	0	100
8	0.6	-6.5	-2.5	0.46	0.23	0.2	0	0	90	100
9	0.6	-1.05	6.25	0.56	0.4		1	0	0	100
10	0	1	6.25	0.56	0.56	1	0	0	0	100

## 2 图像重建算法及仿真验证

### 2.1 图像重建算法

三维锥束重建算法中,FDK 重建算法一直是实际应用的主流.相比于其他重建算法,FDK 算法具有扫描轨迹简单、扫描数据更易获取、算法更简化、重建速度快可并行执行、占用资源较少等特点,而且在小锥角(锥角介于±10°)条件下可以得到满意的重建效果,因此,医学成像领域有着广泛的应用前景<sup>[7-8]</sup>.

FDK 重建算法的几何意义是计算滤波后的投影图像沿锥束射线方向对算法的三维扩展.

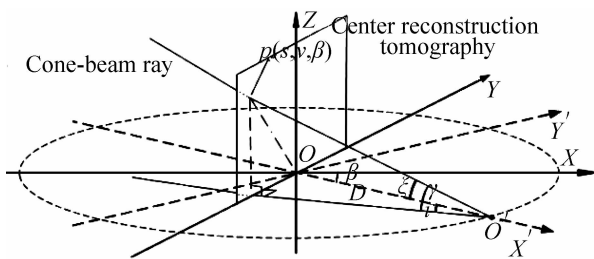


图 4 锥束 CT 扫描轨迹的几何坐标关系  
Fig. 4 Geometric coordinate of scanning track in conebeam CT

滤波反投影算法的理论基础是傅里叶切片定理:某个角度下平行投影的一维傅里叶变换等同于原始物体的二维傅里叶变换的一个切片,如图 5.

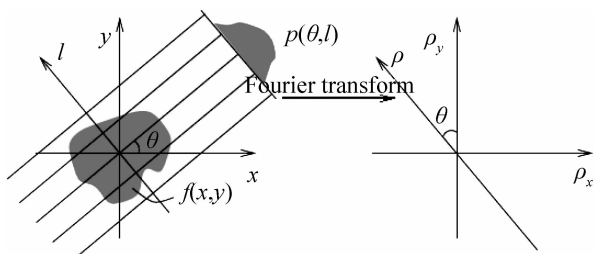


图 5 傅里叶切片定理示意图  
Fig. 5 Schematic diagram of the Fourier slice theorem

根据中心切片定理可知,在  $\theta$  角度下投影值  $p$

$(\rho, \theta)$  的傅里叶变换等于原物体的二维傅里叶变换<sup>[8]</sup>

$$F[p(\rho, \theta)] = F_2[f(-\rho \sin \theta, \rho \cos \theta)] \quad (3)$$

式中,  $F_i$  表示傅里叶变换,  $F_2$  表示二维傅里叶变换.最后,将离散的投影值进行二维离散傅里叶逆变换就得到了空间域的密度函数

$$f(x, y) = F_2^{-1}[F_i(p(\rho, \theta))] \quad (4)$$

FDK 算法是扇形束算法的三维扩展,所以要先对投影进行余弦加权,预加权系数为锥束锥角  $\xi$  的余弦值<sup>[10-11]</sup>,根据图 4 可得预加权系数为

$$\frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2 + v^2}}$$

其中  $D$  为射线源  $O'$  到旋转中心  $O$  的距离,若投影角  $\beta$  下对应坐标  $(s, v)$  采集到的投影数据为  $p(s, v, \beta)$ ,则预加权后的投影数据为:

$$\frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2 + v^2}} \cdot p(s, v, \beta)$$

然后,对已加权的投影进行一维 ramp 滤波

$$\tilde{p}(s, v, \beta) = \left( \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2 + v^2}} \cdot p(s, v, \beta) \right) * h(s) \quad (5)$$

式中,  $h(s)$  为 ramp 滤波函数,  $h(s) = \int_{-\infty}^{+\infty} |\omega| e^{i2\pi\omega s} d\omega$

最后,对每个投影角  $\beta$  下相应离散的  $\tilde{p}(s, v, \beta)$  进行反投影并求和,得到最终重建图像. FDK 算法公式得到坐标为  $(x, y, z)$  体素的体素值:

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U(x, y, \beta)^2} \left( \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2 + v^2}} \cdot p(s, v, \beta) \right) * h(s) d\beta \quad (6)$$

式中:  $U(x, y, \beta) = D + x \cdot \sin \beta - y \cdot \cos \beta$ .

### 2.2 仿真体的重建

本文中物体重建域划分为  $256 \times 256 \times 256$  个体素,且单个体素尺寸为  $0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm}$ .利用编程实现对 3D Shepp-Logan 模型仿真数据的图像重建.

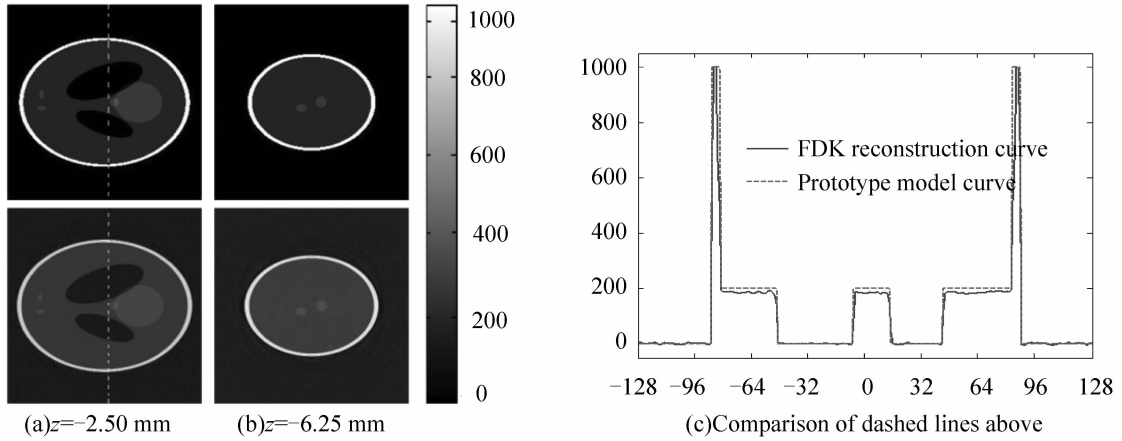


图 6 模型沿 Z 轴原图像和重建图像对比和图(a)中虚线处密度值对比  
 Fig. 6 Comparisons between original images and reconstruction images at x-y plane

图 6(a) 和 (b) 分别给出  $z = -2.5$  mm 和  $z = 6.25$  mm 处原图像与重建断层图像的对比(显示灰度条表示密度值),图 6(c) 中给出了  $z = -2.5$  mm,  $y = 0$  (图 6(a) 虚线表示) 的原图像与重建图像的灰

度对比. 结果表明,模型重建图像中重建目标的灰度值误差不超过 7%. 图 7 分别给出沿 X 轴和 Y 轴方向原图像与重建的断层图像的对比. 重建结果可见,本重建算法较真实地重构出了原目标的分布状况.

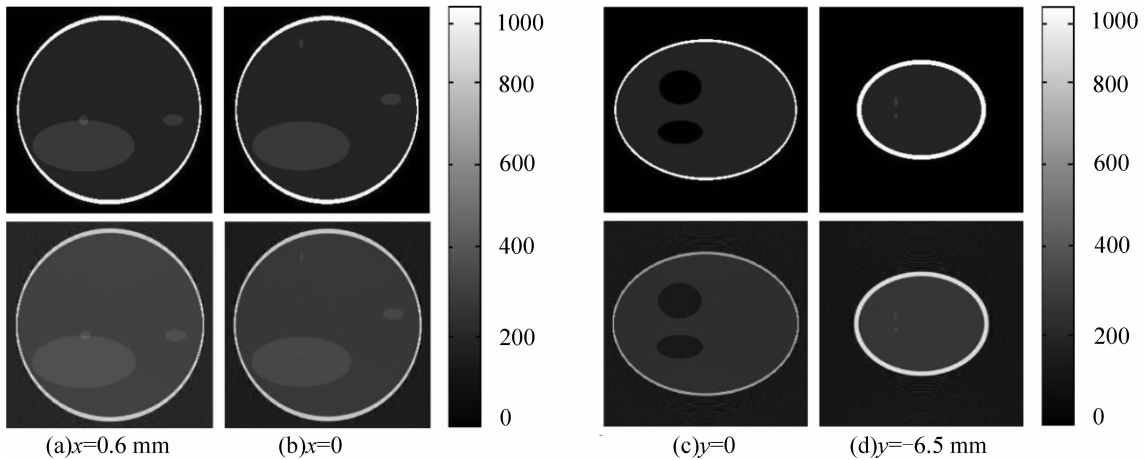


图 7 对 3D Shepp-Logan 模型沿 X 轴和沿 Y 轴的原图像和重建图像的对比  
 Fig. 7 Comparison between original images and reconstruction images at y-z and x-z plane

本文还实现了物体三维可视化显示. 图 8 给出了 3D Shepp-Logan 模型的三维重建剖面图.

能力,其定义为:图像中极大灰度值( $I_1$ )与极小灰度值( $I_2$ )之差和极大灰度与极小灰度值之和的比值

$$\text{Contrast} = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (7)$$

正常人的眼睛能够分辨的最低对比度为 0.1 以上. 图 9 给出了在不同线对于中心断层图像处时得

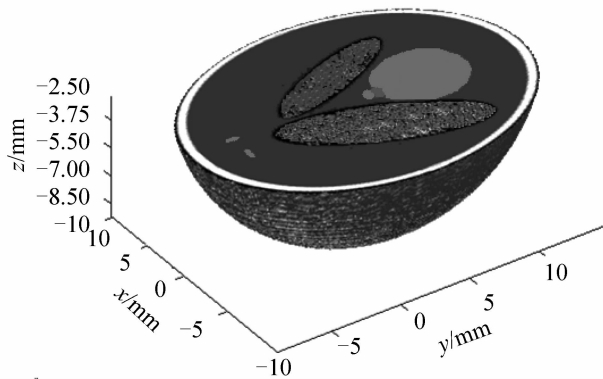


图 8 3D Shepp-Logan 模型在  $z = 0.25$  mm 处三维重建剖面图  
 Fig. 8 3D reconstructed cross-sectional profile at  $z = 0.25$  mm

### 2.3 空间分辨率的模拟验证

采用黑白线对(linepairs)的中心断层图像重建实验对 FDK 重建算法的空间分辨率进行评价.

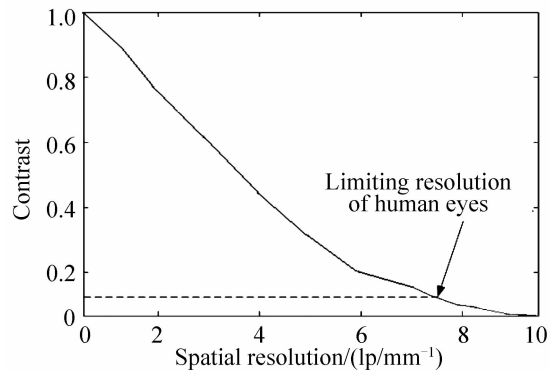


图 9 重建的断层图像的空间分辨率  
 Fig. 9 The spatial resolution of reconstructed image

论文采用对比度来描述重建算法对原对象还原

到的对比度. 由图可知, 根据人眼极限分辨率, 本算法的中心断层重建图像空间分辨率可接近 8 lp/mm, 基本满足对小动物内部器官及组织的成像要求.

### 3 实验系统及仿体实验验证

搭建的系统基于美国 Bioptics 公司的小动物 X 射线透视系统 Pixarray-100, X 射线源的有效焦斑为 0.05 mm, 探测器点阵为  $1024 \times 1024$  像素, 单个像素尺寸为  $0.05 \text{ mm} \times 0.05 \text{ mm}$ . 该系统具有体积小、无需额外的外屏蔽等优点, 因此更加适合于实验室采用.

设计的模拟小动物仿体如图 10, 仿体基底是直径为 30 mm、长度为 35 mm 的有机玻璃圆柱, 用以模拟小动物的软组织. 基底内部打上不同直径、不同长度的小圆柱, 分别使其中充斥铝棒(棒 1)、面粉(棒 2)及空气(棒 3), 用以模拟小动物的骨骼、肌肉

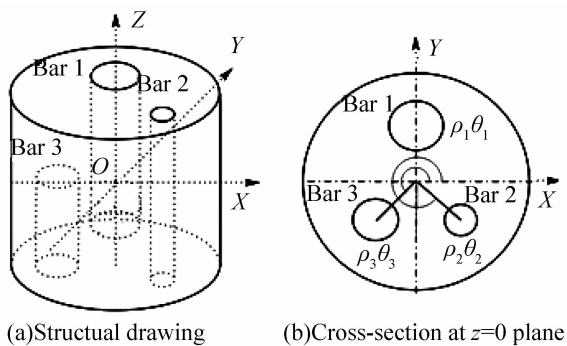


图 10 有机玻璃圆柱仿体结构图和  $z=0$  处截面图  
Fig. 10 Experimental phantom structural drawing cross-section at  $z=0$  plane

组织和体腔结构<sup>[5]</sup>. 棒 1、2、3 的长度分别为 30 mm、35 mm 和 25 mm, 直径分别为 7 mm、4 mm 和 6 mm. 仿体其它参量参见表 2.

由于该仪器的源与探测器无法相对旋转, 本文根据锥束圆形轨道扫描原理设计了仿体旋转支架, 从而可使仿体绕其纵轴(也即图 1 和图 9 中的  $z$  轴)精密旋转, 调整 X 射线源到旋转中心  $O$  的距离并使之成为 450 mm, 从而满足锥束 CT 成像的基本要求. 实验中, 仿体旋转一周得到的投影图像共 180 幅. 实验时管电压采用 45 kV, 管电流 0.5 mA, 曝光时间 3~5 s.

利用 FDK 算法实现图像三维重建. 为了便于计算, 我们在重建前将投影图像压缩成  $512 \times 512$  的投影图像. 实验中三维重建的仿体划分为  $512 \times 512 \times 512$  个体素, 且个体素大小为  $0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm} \times 0.1 \text{ mm}$ . 图 11 给出了仿体在纵向  $z=0$  和  $x=0$  处断层图像. 重建图像与图 10 的对比如表 2.

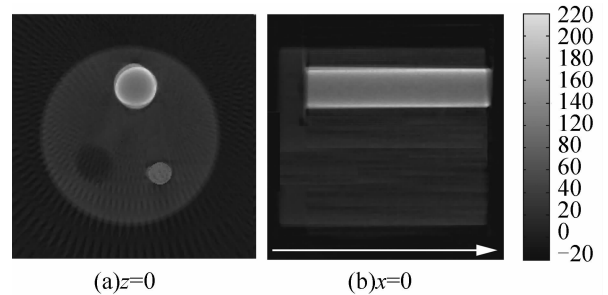


图 11 仿体的重建截面图像  
Fig. 11 Reconstruction cross-sections at  $z=0$  and  $x=0$

由表 2 可以看出该重建图像较为精确地反映出仿体中各个部分的位置和密度关系.

表 2 仿体的目标参量和重建出的参量对比

Table 2 Parameter comparisons of phantom and reconstruction

	Cylinder radius		Position angle		Reconstruct Value
	Phanto/m	Reconstruct	Phanto/m	Reconstruct	
1	8.5	8.4	90	90	200
2	8	7.9	315	315	130
3	8	7.8	225	225	-9

### 4 结论

本文针对小动物锥束 CT 成像进行了模拟和实验研究. 根据所搭建的小动物锥束 CT 系统参量和 3D Shepp-Logan 模型进行投影仿真得到锥束 CT 模拟数据; 利用三维近似重建算法对模拟数据进行三维重建, 从重建图像的灰度和几何位置等角度对算法进行了评价, 采用线对实验对重建图像的空间分辨率进行了验证, 结果表明算法对中心断层重建图像的空间分辨率可达到 8 lp/mm; 在透射成像设备的基础上, 通过设计的旋转机构和自制圆柱仿体

实现了锥束 CT 成像, 通过 FDK 算法进行图像重建, 结果表明, 可以准确地重建出物体内部目标的相互位置和密度关系.

FDK 算法是一种近似的重建算法, 其固有的不精确导致空间分辨率的下降. 此外, 物体重建域划分尺寸也影响重建图像的空间分辨率. 物体重建域划分的体素越多, 则重建的空间分辨率越好, 但重建的计算量会相应增大. 因此如何改进重建算法以提高重建计算速度和图像重建质量将会是下一阶段的工作重点.

## 参考文献

- [1] ZHUANG Tian-ge. Computerized Tomography Principle and Algorithm [M]. Shanghai: Press of Shanghai Jiaotong University, 1992.  
庄天戈. CT 原理与算法[M]. 上海:上海交通大学出版社, 1992.
- [2] HSIEH J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances[M]. Bellingham; SPIE, 2002.
- [3] ZHU Shou-ping, TIAN Jie, YAN Guo-rui, *et al.* Cone beam micro-CT system for small animal imaging and performance evaluation[J]. *Int J Biomed Imaging*, 2009, **2009**: 960573-960579.
- [4] ZHU Shou-ping, TIAN Jie, YAN Guo-rui. An experimental cone-beam micro-CT system for small animal imaging[C]. *SPIE*, 2009, **7258**: 72582S.
- [5] SUN Feng-rong, LIU Ze, LI Yan-ling, *et al.* 3D medical image reconstruction simulations of CT based on phantoms [J]. *Journal of System Simulation*, 2006, **18**(3): 781-784.  
孙丰荣, 刘泽, 李艳玲, 等. 基于模型的 CT 三维医学图像重建仿真[J]. 系统仿真学报, 2006, **18**(3): 781-784.
- [6] SMITH B D. Image reconstruction from conebeam projections: necessary and sufficient conditions and reconstruction methods [J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 1985, **MI-4**(1): 4-25.
- [7] KAK A C, SLANEY M. Principles of computerized tomographic imaging[M]. New York; IEEE, 1988.
- [8] YE Zhi-qiang, WU, Jian-ming. Three-Dimensional volume reconstruction based on CT Slices feature matching[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2003, **32**(1): 22-25.  
叶志强, 吴建明. 基于 CT 切片特征匹配的三维体重建[J]. 光子学报, 2003, **32**(1): 22-25.
- [9] CHEN Zi-kuan, CALHOUN V D, CHANG Sheng-jiang. Compensating the intensity fall-off effect in cone-beam tomography by an empirical weight formula[J]. *Appl Opt*, 2008, **47**(32): 6033-6039.
- [10] GRASS M, KOHLER T, PROKSA R. 3D cone-beam CT reconstruction for circular trajectories[J]. *Phys Med Biol*, 2000, **45**(2): 329-347.
- [11] TURBELL H. Cone-beam reconstruction using filtered backprojection[D]. Linköping: Linköping University, 2001.

## Investigation and Validation of the Reconstruction Algorithm for Small Animal Cone-beam CT Imaging

MIAO Hui, WANG Qiu-yin, ZHAO Hui-juan, WANG Ting-ting, GAO Feng

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

**Abstract:** Simulation for cone beam CT system and the 3D Shepp-Logan Model is carried out. FDK reconstruction algorithm is developed to reconstruct the images and then evaluated with the 3D Shepp-Logan Mode. Experiments are carried out on a constructed cone beam CT system and a homemade phantom. Simulation and experimental reconstruction results indicate that reconstruction algorithm can faithfully provide both the position and relative contrast of the inner objects. The spatial resolution of the central image from simulation data can reach 8 linepairs/mm.

**Key words:** Cone-beam CT; Reconstruction algorithm; FDK



**MIAO Hui** was born in 1983, and received his M. S. degree from Tianjin University. Now he is a Ph. D. degree candidate, and his research interests focus on CT and X-ray imaging and biomedical optical imaging.



**ZHAO Hui-juan** was born in 1963, and received her Ph. D degree from University of Electro-Communications, Japan. Now she is a professor, and her research interests focus on opto-electronics and biomedical optical imaging.