

# 相对平行直线扫描计算机分层成像研究

王少宇<sup>1,2</sup>, 伍伟文<sup>1,2</sup>, 龚长城<sup>1,2</sup>, 刘丰林<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室, 重庆 400044;

<sup>2</sup>重庆大学工业 CT 无损检测教育部工程研究中心, 重庆 400044

**摘要** 在大尺寸板状构件成像方面, 计算机分层成像(CL)系统具有独特优势。提出并研究了相对平行直线扫描计算机分层成像(PTCL)系统, 应用三维解析重建(FDK)算法对该系统进行了图像重建。受制于探测器尺寸, 该系统只能采集物体感兴趣区域投影, 因此引入基于图像全变差最小化的同时代数迭代重建(SART+TV)算法对物体进行成像。数值仿真实验和实际实验研究表明, FDK 和本文算法均能实现系统图像重建, 相比于 FDK 算法, 本文算法能从截断的感兴趣区域获得高质量的重建图像。从而验证了系统的可行性。

**关键词** 成像系统; 计算机分层成像; 图像重建; 直线扫描; 板状构件

中图分类号 TP391

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.1211002

## Study of Parallel Translation Computed Laminography Imaging

Wang Shaoyu<sup>1,2</sup>, Wu Weiwen<sup>1,2</sup>, Gong Changcheng<sup>1,2</sup>, Liu Fenglin<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>Key Lab of Optoelectronic Tech. and Sys. of the Education Ministry of China Chongqing University,

Chongqing 400044, China;

<sup>2</sup>Engineering Research Center of Industrial Computed Tomography Nondestructive Testing, Ministry of Education,

Chongqing University, Chongqing 400044, China

**Abstract** The computed laminography (CL) system has a unique advantage in aspects of large and plate-like objects imaging. We propose the parallel translation computed laminography (PTCL) system. Then, aiming at the image reconstruction of the system, the Feldkamp, Davis and Kress (FDK) algorithm is applied in the system. Due to the limited size of the detector, the system can only collect the projections of the region of interest of the object and the the total variation minimization based simultaneous algebraic reconstruction technique (SART+TV) algorithm is introduced into the object imaging. The simulation and experimental results demonstrate that both FDK and proposed method can achieve image reconstruction for PTCL. Compared with the FDK algorithm, the proposed method can reconstruct high-quality images from truncated and region of interest projections. Furtherly, it also demonstrates the feasibility of the system.

**Key words** imaging systems; computed laminography imaging; image reconstruction; linear scanning; plate-like objects

**OCIS codes** 110.6955; 110.7440; 340.7440

## 1 引 言

计算机分层扫描成像(CL)是一种针对大尺寸板状构件的无损检测技术。工业用计算机断层成像(CT)是一项成熟的无损检测技术,能够有效地对物体内部结构进行成像,如今已广泛应用于工业、医学和航空等领域。基于经典的圆轨迹锥形束工业CT系统,待测样品固定于X射线管和平板探测器之间的转台上,探测器与X射线源同步旋转采集各个不

同分度下的物体投影数据。为了实现对被检测对象的精确重建,通常至少需要旋转分度为 $180^\circ$ 加扇角的投影数据。然而,由于被检测物体的几何结构限制,在一些特殊情况下,很难获得足够的投影分度数据。对于长度远远大于宽度的板状构件,如多层印刷电路板、机翼或者卫星太阳能板等;在扫描过程中,当射线束与构件接近平行,其透射强度非常低,极大影响了构件的检测效果。在这些情况下,CL技术成为了CT的替代<sup>[1]</sup>。

收稿日期: 2018-07-13; 修回日期: 2018-07-30; 录用日期: 2018-08-13

基金项目: 国家自然科学基金(61471070)、国家重大仪器开发专项(2013YQ030629)

\* E-mail: liufl@cqu.edu.cn

1916年,法国皮肤科医生 André Bocage 最早提出经典的分层成像法<sup>[2]</sup>;1932年,des Plantes<sup>[3]</sup>首次对样品进行了分层成像实验,理论证明,可通过一系列 X 射线照射得到物体的横截面。随着数字探测器的使用,经典分层成像法发展为 CL。典型的 CL 系统主要包括三部分: X 射线源、探测器及待测样品。采用非同轴方式扫描, X 射线沿与板状样本平面法线成一定角度的方向穿过,通过 X 射线源和探测器同步旋转运动或者做简单的相对平行运动,实现多角度对样本进行扫描<sup>[4]</sup>。CL 技术本质上是一种非同轴扫描的有限角度投影的 CT 技术,因此它属于非精确重建,通过对构件的不完全扫描,实现对其内部结构形态及缺陷的层析检测。

近年来,为满足不同的检测需求,多种不同类型的 CL 系统或方法相继被提出<sup>[5]</sup>。现有 CL 系统大致有 4 种扫描几何模式:线型、摆动型、旋转型和 C-型臂型。1) 线型扫描结构,即扫描对象固定不动, X 射线管和平板探测器沿相反或相同方向运动。1996 年, Zhou 等<sup>[6]</sup>研发了一种用于检测大型或平板构件的线型 CL 系统,并对印刷电路板和焊缝进行检测,取得较好结果;2013 年, Sechopoulos 等<sup>[7-8]</sup>进一步发展了线型胸部数字分层成像系统(DBT);2) 摆动型扫描结构,即探测器射线源不动,通过扫描对象来回摆动来获得投影数据。2010 年, Maisl 等<sup>[9]</sup>介绍了旋转型 CL 在轻质量构件检测方面的应用;3) 旋转型扫描结构,即待测样品倾斜放置于 X 射线管和平板探测器之间,在扫描过程中,扫描对象以板状样品平面法线为转轴旋转运动。2010 年, Fu 等<sup>[10]</sup>提出一种旋转型大视野非对称的 CL 系统,并采用滤波反投影(FBP)重建算法实现图像重建;4) C-型臂型扫描结构,即探测器位于 C-型臂上可沿 C 型臂滑动,在扫描过程中,射线源固定不动,扫描对象和探测器同步运动。2017 年, Wei 等<sup>[11]</sup>提出了基于 C-型臂的微焦 CL 成像系统,并对该系统进行了多种实验和应用研究。常用的 CL 图像重建方法为 FBP 和代数迭代重建(ART)算法。2010 年, Fu 等<sup>[10]</sup>采用 FBP 重建算法对旋转型 CL 系统进行实验研究;2012 年, Que 等<sup>[12]</sup>提出了一种改进型旋转 CL 系统,并采用 ART 对该系统进行实验研究。

本文针对线型 CL 扫描模式深入分析,建立一种结构简单、快速的相对平行直线扫描计算机分层成像(PTCL)系统,并改进 FDK 算法使之适用于 PTCL 系统,为了进一步实现对该系统局部扫描成像的要求,应用图像全变差最小化的同时代数迭代

重建(SART+TV)算法于 PTCL 系统。

## 2 PTCL 系统模型

### 2.1 几何模型

数据获取方式基于 X 射线源和探测器的平行直线运动。X 射线源位于最底端,具有两个自由度即左右和上下移动并向上发射锥束 X 射线;载物台位于 X 射线源上方,能实现  $x$  和  $z$  方向平移运动;平板探测器位于载物台上方,同步接收衰减后的 X 射线。在扫描过程中,待测样品固定于平台上不动,平板探测器和射线源实现相对平行直线运动。

PTCL 系统成像几何模型如图 1 所示。以待测样品中心为原点建立空间直角坐标系。X 射线源位于最底端。扫描某时刻射线源的位置为  $x_p$  ( $p=1, \dots, P$ ),其中  $P$  为一次扫描射线源投影分度数。任意射线投射到探测器上的探测单元与视场中心在  $x$  轴正方向上的距离为  $x_D$ 。过重建点的射线投射到探测器上的探测单元与视场中心在  $x$  轴正方向上的距离为  $x'_D$ 。 $\theta$  为任意投影射线与  $x-z$  平面的夹角, $\gamma$  为两条同  $\theta$  角的任意射线的夹角, $\alpha$  为两条同  $\theta$  角的任意射线与投影中心射线的投影点在  $x-z$  平面的夹角。 $u$  和  $u'$  为图示投影点之间的距离。 $S_0$  为待测样品到射线源轨迹的距离, $S_D$  为射线源到平板探测器轨迹的距离。 $\beta$  为任意射线与投影中心射线的夹角, $l$  为原点到任意射线的距离,其取值范围

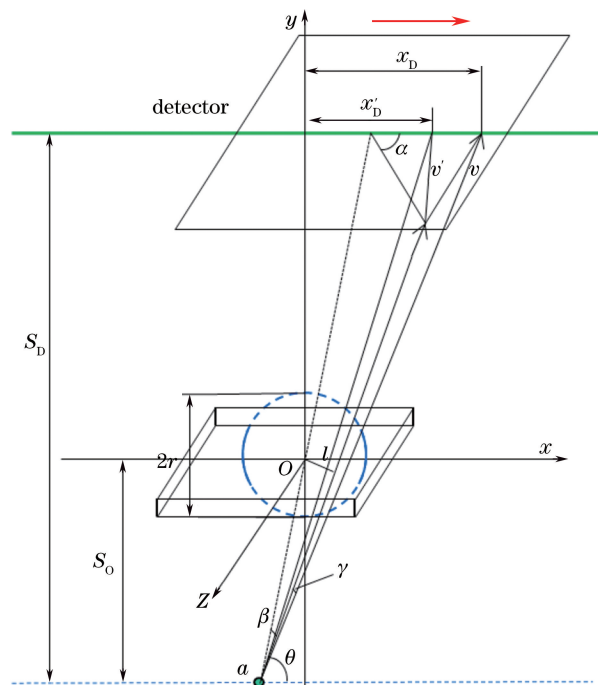


图 1 PTCL 系统成像几何模型和变量

Fig. 1 Imaging geometry and variables of PTCL system

为 $[-r, r]$ ,  $r$  为视场半径。它们之间的关系表示为

$$\theta = \arctan\left(\frac{S_D}{x_D - x_p}\right), \quad (1)$$

$$l = (x_p^2 + S_0^2)^{\frac{1}{2}} \sin \beta, \quad (2)$$

$$\left(x_D + x_p \frac{S_D}{S_0}\right) \sin \frac{\alpha}{2} = [(x_D - x_p)^2 + S_D^2]^{\frac{1}{2}} \sin \frac{\gamma}{2}. \quad (3)$$

本系统运动方式简单、成像速度快,能进行多种扫描倾角以及多种放大比条件下平板状物体三维层析成像。一方面系统仅通过简单平行直线运动快速采集指定角度范围内的投影数据用于三维图像重建,另一方面可通过调节射线源到待测样品轨迹的距离  $S_0$  和射线源到平板探测器轨迹的距离  $S_D$  来改变系统的视场(FOV),从而根据实际

待测样品大小选择合适的视场,适应不同的检测需求。

## 2.2 图像重建算法

### 2.2.1 FDK 解析图像重建

解析类图像重建算法具有快速、稳定且可靠性高等优点,受到众多学者的青睐。最常用的解析类图像重建算法为二维 FBP 图像重建算法<sup>[13-16]</sup>,现代 CT 系统大都采用 FBP 图像重建算法。FDK 重建算法是 FBP 算法在近似三维图像重建中的推广。因此,将适用于相对平行直线扫描模式下的 FDK 重建算法<sup>[17-19]</sup>应用于 PTCL 系统,可实现系统三维快速成像。

相对平行直线扫描模式的滤波反投影投影数据为

$$\tilde{p}(s, u, v) = \left[ p(s, u, v) \frac{S_D}{\sqrt{S_D^2 + \left(u - \frac{S_D}{S_0}s\right)^2 + v^2}} \right] * h(u), \quad (4)$$

式中  $s = x_p$ ,  $u = x_D + \frac{x_p(S_D - S_0)}{S_0}$ ,  $p(s, u, v)$  是成像物体  $f(x, y, z)$  的投影值,  $h(u)$  是斜坡滤波函数,  $*$  为卷积符号。又因为

$$\frac{S_D}{\sqrt{S_D^2 + \left(u - \frac{S_D}{S_0}s\right)^2 + v^2}} = \frac{S_D}{\sqrt{S_D^2 + \left(u - \frac{S_D}{S_0}s\right)^2}} \frac{\sqrt{S_D^2 + \left(u - \frac{S_D}{S_0}s\right)^2}}{\sqrt{S_D^2 + \left(u - \frac{S_D}{S_0}s\right)^2 + v^2}} = \sin \theta \cos \xi, \quad (5)$$

式中  $\xi$  为射线到投影点的直线在  $x-y$  平面的锥角。因此,FDK 重建算法表示为

$$f(x, y, z) = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\left[ S_D^2 + \left(\tilde{u} - \frac{S_D}{S_0}s\right)^2 + \tilde{v}^2 \right]}{\tilde{U}^2 S_D} \tilde{p}(s, u, v) ds, \quad (6)$$

式中  $\tilde{U}$  为重建点到坐标原点的距离。

FDK 算法可通过以下步骤实现:1)加权,使用(5)式对锥形束 PTCL 投影数据加权;2)滤波,使用(4)式对加权投影数据沿探测器逐行滤波;3)反投影,使用(6)式对滤波后数据反投影得到图像。

### 2.2.2 SART+TV 迭代图像重建

对于 PTCL 系统,由于探测器尺寸或者被成像物体大小导致探测器不能覆盖整个物体。为了实现物体的局部重建,并进一步提高重建图像质量,可采用基于优化类的迭代重建算法<sup>[20]</sup>。在不考虑噪声的情况下,CL 重建可被建模为

$$\mathbf{A}\mathbf{X} = \mathbf{b}, \quad (7)$$

式中  $\mathbf{b} = (b_1, b_2, \dots, b_M)^T \in \mathbf{R}^M$  为投影数据,  $\mathbf{M}$  为数据总量;  $\mathbf{X} = (X_1, \dots, X_J)^T \in \mathbf{R}^J$  为待重建对象,

$J$  为像素点总数;  $\mathbf{A} = (\omega_{ij})$  是系统投影矩阵,  $i = 1, \dots, M, j = 1, \dots, J$ 。

经典的迭代重建算法是 ART<sup>[21]</sup>, 同时代数迭代重建(SART)算法是 ART 算法的改进算法<sup>[22]</sup>, 进一步地, SART 算法能表示为

$$X_j^{k+1} = X_j^k + \lambda_k \frac{\sum_{i=1}^M \frac{\omega_{ij}}{W_{i,+}} (b_i - b_i^k)}{W_{+,j}}, \quad (8)$$

式中  $\lambda_k$  是松弛因子,用于抑制过度修正,  $k$  为 SART 当前迭代次数。SART 方法可结合压缩感知来提高重建图像质量。基于压缩感知的图像 TV 的正则化图像重建方法在处理有限角和感兴趣区域(ROD)图像重建问题上表现出色<sup>[23-25]</sup>。SART+TV 算法迭代公式为

$$\min \|\nabla \mathbf{X}\|_1, \quad \text{s.t. } \mathbf{A}\mathbf{X} = \mathbf{b}, X_j \geq 0, \quad (9)$$

式中  $\|\nabla \mathbf{X}\|_1$  表示  $\mathbf{X}$  的 TV 范数,

$$\|\nabla \mathbf{X}\|_1 = \sum_{x,y,z} d_{x,y,z}, \quad (10)$$

式中  $d_{x,y,z} = [(X_{x,y,z} - X_{x+1,y,z})^2 + (X_{x,y,z} - X_{x,y+1,z})^2 + (X_{x,y,z} - X_{x,y,z+1})^2]^{1/2}$ ,  $X_{x,y,z}$  是三维图像的像素值,  $d_{x,y,z}$  对应图像位置  $(x, y, z)$  的梯度。

(9)式由两步实现, 第一步 SART 迭代获得重建图像即(8)式, 第二步对重建图像进行 TV 约束最小化。第二步可表示为

$$X_j^{(k,q+1)} = X_j^{(k,q)} - \alpha u \frac{\rho}{\|\rho\|}, \quad (11)$$

式中  $\alpha$  为梯度下降松弛因子,  $u$  表示经过正约束之后和未经正约束的图像差值,  $\rho = \partial \|\nabla \mathbf{X}\|_1 / \partial X_{x,y,z}$ ,  $q$  为 TV 当前迭代次数。

具体地, SART+TV 算法可通过以下步骤实现:

- 1) 输入投影数据  $b_i$ , 并对图像赋初值  $X_j^{(0,0)} = 0$ 。
- 2) 使用(8)式计算当前图像。
- 3) 使用(11)式对当前图像  $X$  进行 TV 最小化。
- 4) 返回第二步直到满足停止条件。

### 3 实验和结果

#### 3.1 仿真实验

##### 3.1.1 全局重建

应用上述重建算法, 采用图 2 所示模体验证系统和算法的有效性。图 3(a)为无噪声锥形束采用 SART+TV 算法  $120^\circ$  有限角重建三维显示, 图 3(b)为对应第 110 层纵向剖面。图 4 为无噪声锥形束分别采用 FDK 算法、SART 算法和 SART+TV 算法进行  $30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 90^\circ, 120^\circ$  有限角图像重建垂直于 CT 面的第 130 层结果。SART 的松弛因子  $\lambda = 1$ <sup>[26]</sup>, 迭代次数  $k = 50$ , TV 系数  $\alpha = 0.1$ , TV 迭代次数  $q = 20$ 。具体参数参见表 1。

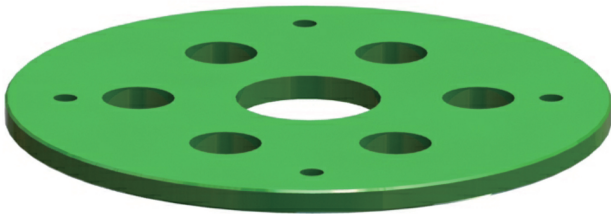


图 2 仿真模体

Fig. 2 Simulation phantom

图 5 所示为重建物体垂直于 CT 面第 130 层不同角度下重建图像在  $y = 0$  直线上的剖面图灰度值的对比图。为了进一步评估重建图像的质量, 采用

表 1 仿真参数

Table 1 Parameters of the numerical simulation

Parameters	Value
Source to detector distance $S_D$ /mm	1128
Source to object distance $S_O$ /mm	126.9
Detector mode	Equi-distance
Detector array length /Pixel	512
Translation mode	Equi-angular
Reconstruction matrix	$256 \times 256 \times 256$
Pixel size / (mm $\times$ mm)	$1.01 \times 1.01$
Number of iterations	50

归一化均方误差 (MSE) 评价重建图像与原始图像之间的差异, 其定义为

$$M_{SE} = \frac{\sum_{j=1}^J (f_j - X_j)^2}{J}, \quad (12)$$

式中  $f$  为原始图像,  $M_{SE}$  越小, 重建误差越小。表 2 中列出了三种算法在各投影角度重建图像对应的归一化均方误差。

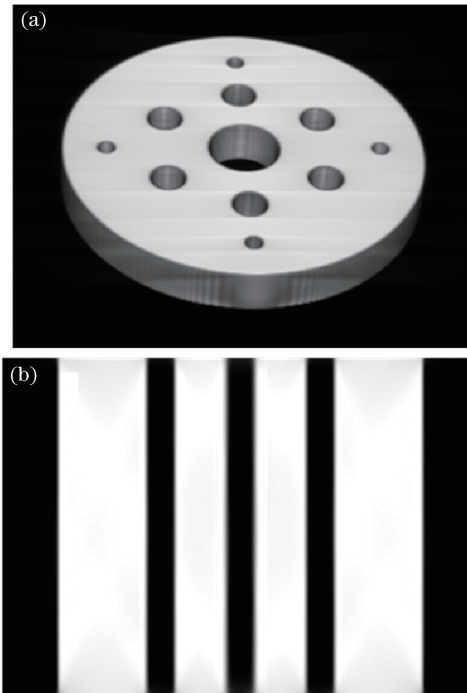


图 3 无噪声锥形束  $120^\circ$  有限角全局重建结果。(a) 三维显示; (b) 第 110 层纵向剖面, 显示窗口为  $[0 \ 0.8]$

Fig. 3  $120^\circ$  limited angle of global reconstructed images from noise-free cone-beam data. (a) Three-dimensional display; (b) 110<sup>th</sup> longitudinal profile, the display window is  $[0 \ 0.8]$

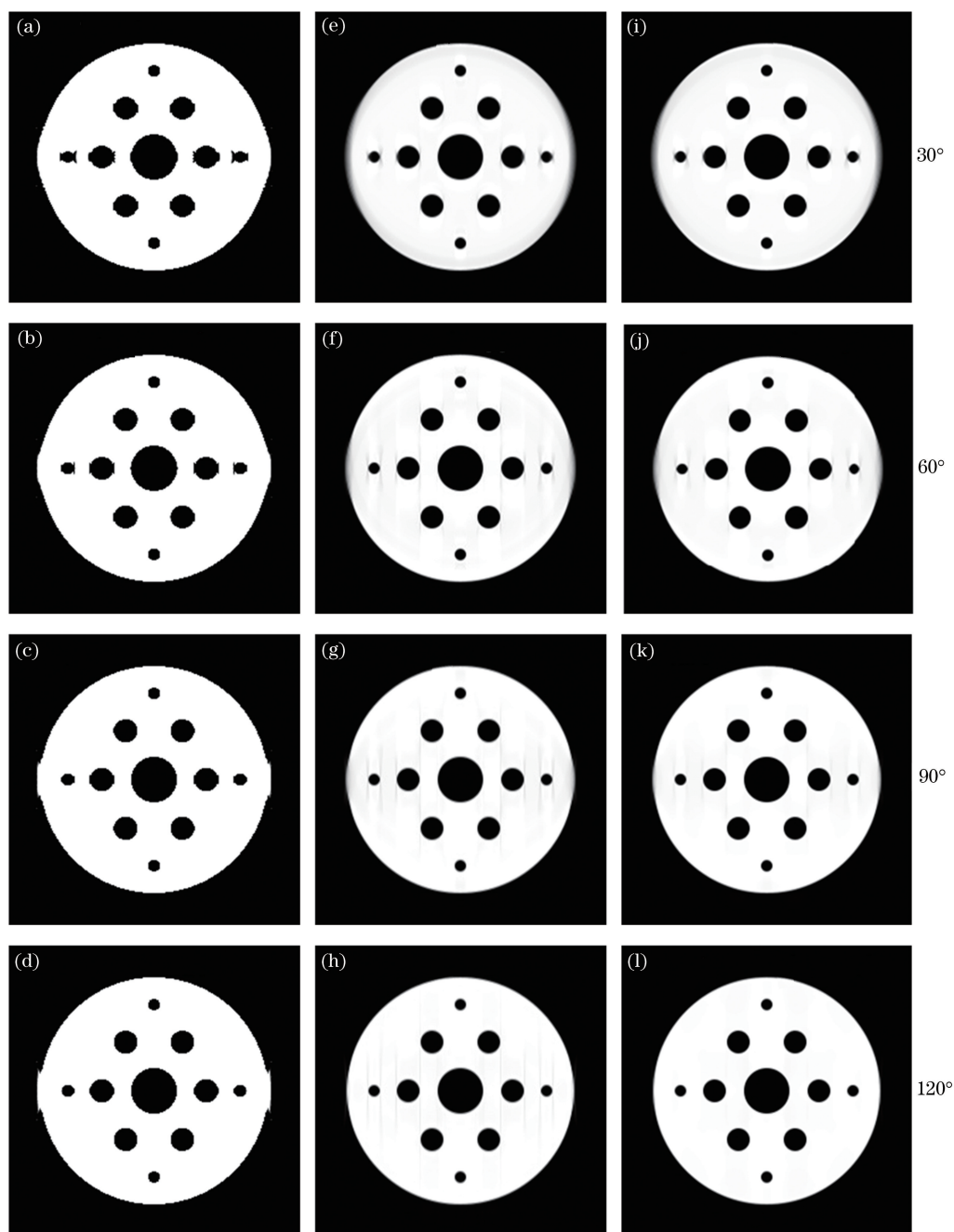


图 4 无噪声锥形束全局重建图像第 130 层切片。(a)~(d) FDK 算法;(e)~(h) SART 算法;(i)~(l) SART+TV 算法。第一到第四列分别为 30°、60°、90°、120°有限角重建结果,显示窗口为[0 0.8]

Fig. 4 130<sup>th</sup> slice of global reconstructed images from noise-free cone-beam data. (a)-(d) FDK algorithm; (e)-(h) SART algorithm; (i)-(l) SART+TV algorithm, respectively. The first to fourth columns are from 30°, 60°, 90° and 120° limited angle, respectively, the display window is [0 0.8]

由图 4、图 5 以及表 2 可知,随着扫描角度增大,重建图像误差减小,图像重建质量提高。直线扫描 CL 图像重建属于有限角问题,采用 FDK 算法不可能完全重建出目标图像,总是存在伪影。SART 算法和 SART+TV 算法属于迭代类重建算法,在处理有限角问题方面有特殊的优势,从表 2 可以看出,SART 算法和 SART+TV 算法重建图像质量

比 FDK 算法获得的图像质量好,同时 SART+TV 算法较 SART 算法在重建质量上有少许改善。

图 6 为不同扫描角下为投影数据中加入 0.37% 的高斯噪声不同算法全局重建对比。图 7 所示为有噪声重建图像垂直于 CT 面第 130 层不同算法重建图像在  $y=0$  直线上的剖面图灰度值的对比图。表 3 为重建图像对应的归一化均方误差。

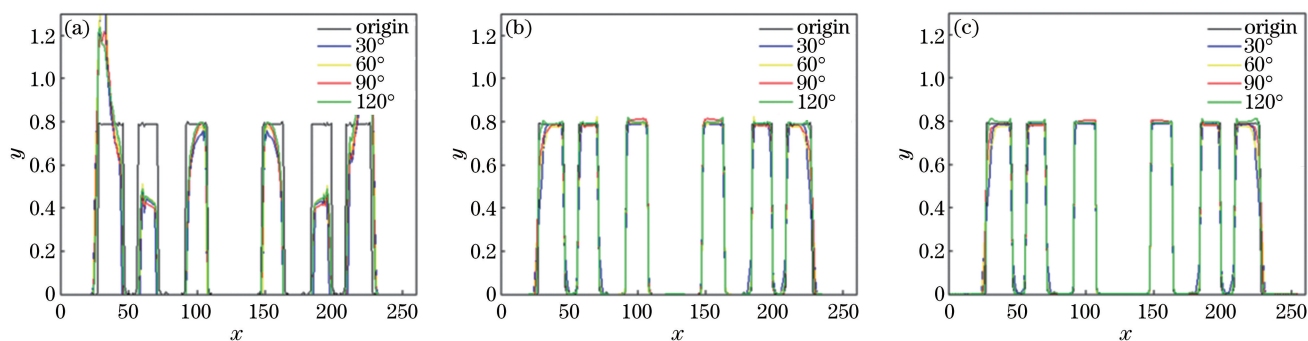


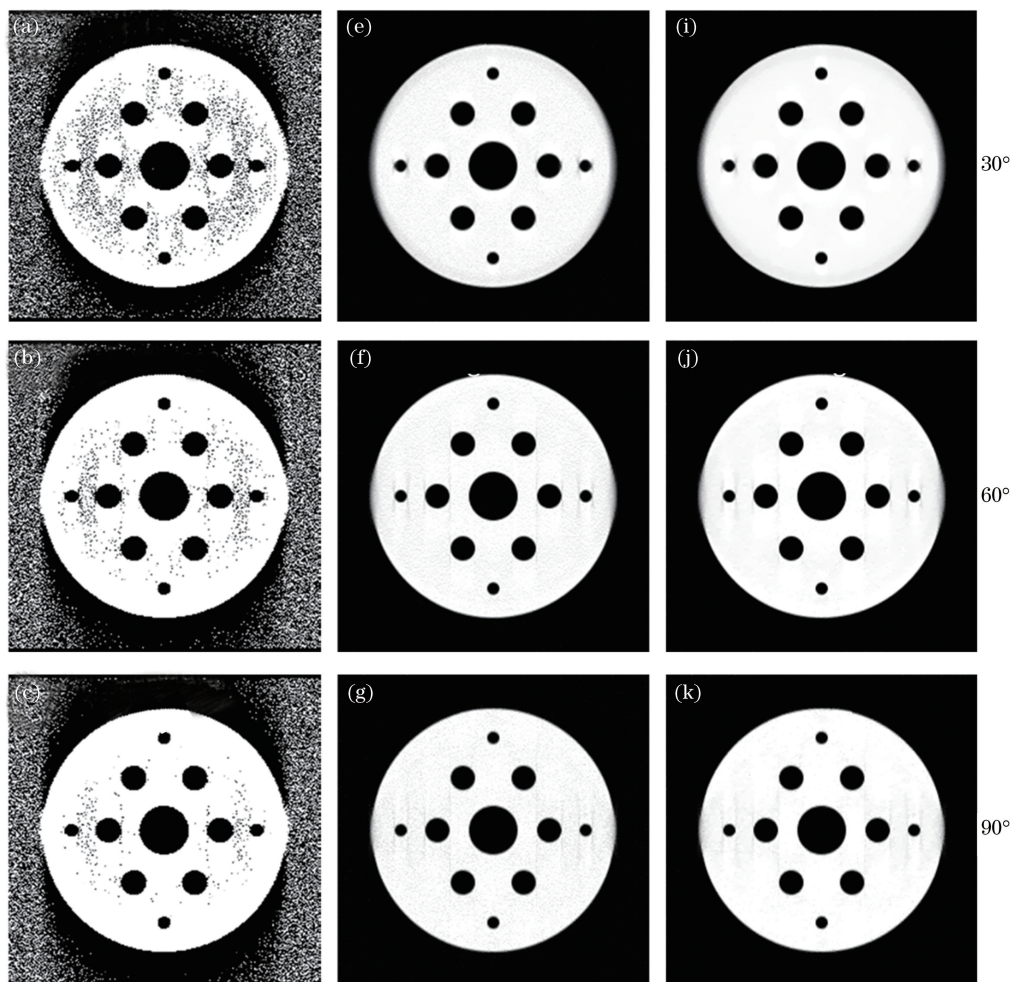
图 5 无噪声采用(a)FDK、(b)SART 和(c)SART+TV 算法不同有限角度下锥形束全局重建图像

Fig. 5 Central horizontal profiles of global reconstructed images from noise-free cone-beam data by (a) FDK, (b) SART and (c) SART+TV algorithm

表 2 无噪声不同角度不同算法下全局重建归一化均方误差

Table 2 Normalized mean square error of global reconstructed images from noise-free cone-beam data with different angles and different algorithms  $10^{-4}$

Method	30°	60°	90°	120°
FDK	7100	2950	875	405
SART	14	5.4	5.0	3.8
SART+TV	11	5.1	2.9	2.1



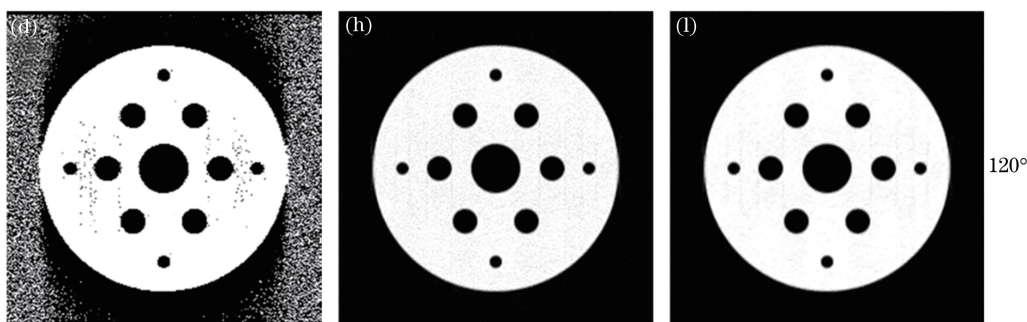


图 6 加噪声锥形束全局重建图像第 130 层切片。(a)~(d) FDK 算法;(e)~(h)SART 算法;(i)~(l)采用 SART+TV 算法。第一到第四列分别为 30°、60°、90°、120°有限角重建结果;显示窗口为[0 0.8]

Fig. 6 130<sup>th</sup> slice of global reconstructed images from noise cone-beam data. (a)-(d) FDK algorithm; (e)-(h) SART algorithm; (i)-(l) SART + TV algorithm, respectively. The first to fourth columns are from 30°, 60°, 90° and 120° limited angle, respectively, the display window is [0 0.8]

由实验过程可知,在扫描角度为 60°,投影分度为 30 的情况下 FDK 重建仅需耗时 2 min,而 SART 迭代次数为 50 时重建耗时为 100 min。因此,FDK 重建算法在重建速度上具有明显优势,两种迭代重建算法随迭代次数的增加重建所需的时间就更长。由图 6、图 7 以及表 3 可知,在处理 PTCL 有限角度问题上 SART 和 SART + TV 算法

相较 FDK 算法来说有较大的优势。从图中和表 3 可以看出,在加了噪声后 FDK 在处理噪声数据表现较差,重建图像噪声伪影较大,SART 算法在处理噪声数据上有一定的优势,重建图像仅有少量噪声伪影,进一步地,可以看出 SART+TV 算法重建图像的归一化均方误差更小,SART+TV 算法在处理噪声数据上表现更好。

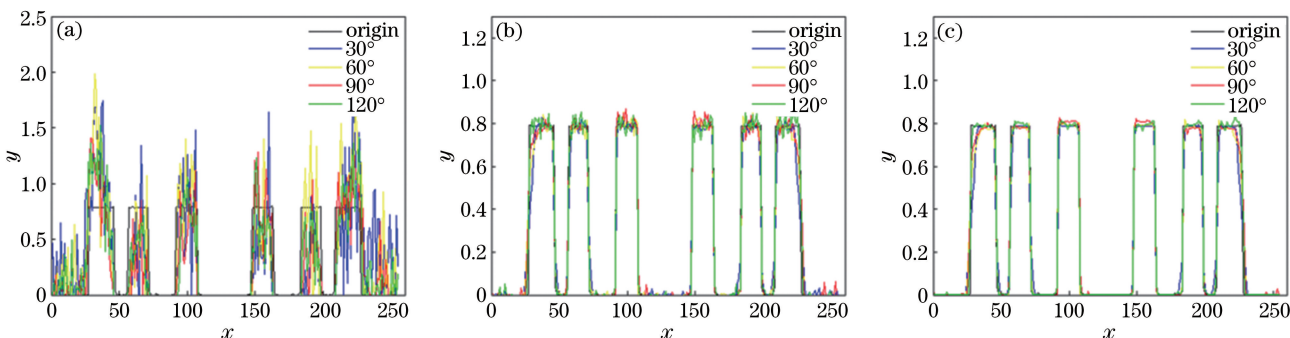


图 7 加噪声采用(a) FDK、(b) SART 和(c) SART+TV 算法不同有限角度下锥形束全局重建图像第 130 层切片的水平中心线剖面图

Fig. 7 Central horizontal profiles of 130<sup>th</sup> slice global reconstructed images from noise cone-beam data by (a) FDK, (b) SART and (c) SART+TV algorithm

表 3 加噪声不同角度不同算法下全局重建归一化均方误差  
Table 3 Normalized mean square error of global reconstructed images from noise cone-beam data with different angles and different algorithms

Method	10 <sup>-4</sup>			
	30°	60°	90°	120°
FDK	8319	3541	1257	699
SART	15	10.4	9.0	7.1
SART+TV	14	5.6	5.4	4.9

### 3.1.2 局部重建

CL 系统常用于检测大平板状物体,当探测器不能完全覆盖检测对象时,只能对感兴趣区域成像。图 8 为不同扫描角下不同算法感兴趣区域重建图像垂直于 CT 面第 12 层结果对比。图 9 所示为重建图像垂直于 CT 面的第 12 层不同算法感兴趣区域重建图像在  $y=14$  直线上的剖面图灰度值的对比图。表 4 为上图重建图像对应的归一化均方误差。SART 的松弛因子  $\lambda=1$ ,迭代次数  $k=50$ ,TV 系数  $\alpha=0.5$ ,TV 迭代次数  $q=20$ 。

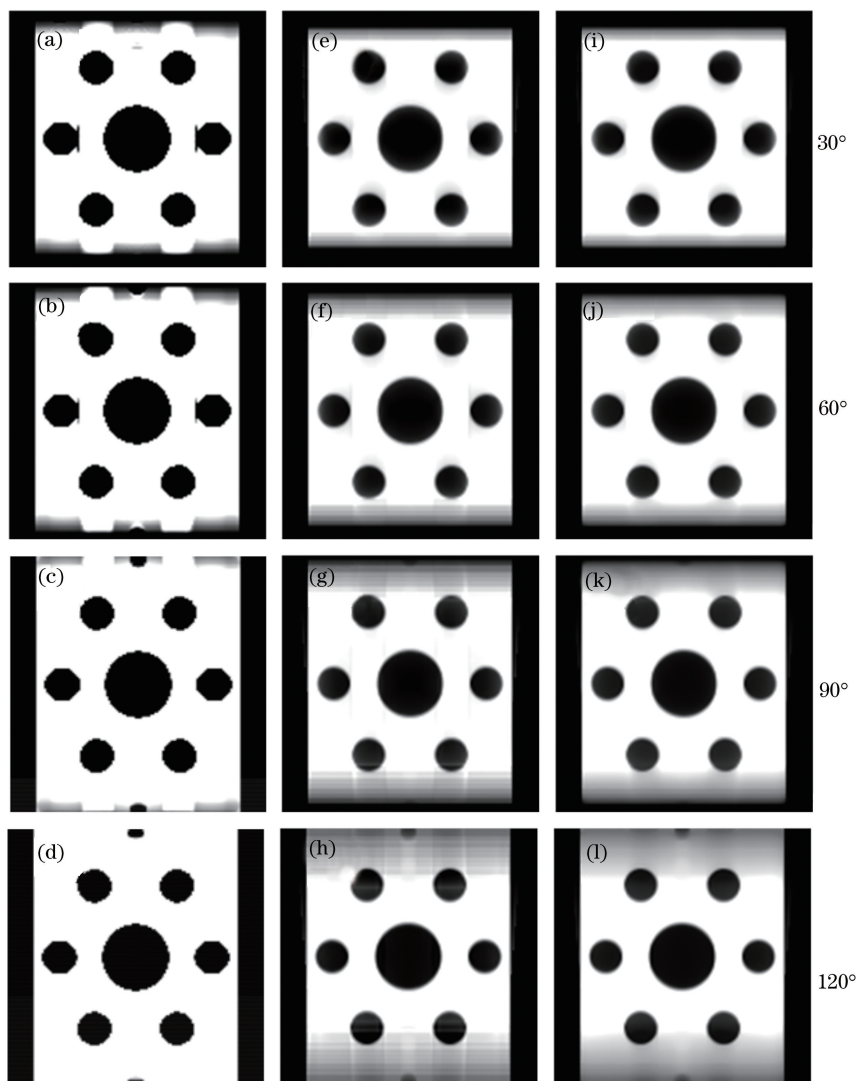


图 8 无噪声锥形束局部重建图像第 12 层切片。(a)~(d) FDK 算法;(e)~(h) SART 算法;(i)~(l)采用 SART+TV 算法。第一到第四列分别为 30°、60°、90°、120°有限角重建结果,显示窗口为[0 1.5]

Fig. 8 12<sup>th</sup> slice of local reconstructed images from noise-free cone-beam data. (a)-(d) FDK algorithm; (e)-(h) SART algorithm; (i)-(l) SART + TV algorithm, respectively. The first to fourth columns are from 30°, 60°, 90° and 120° limited angle, respectively, the display window is [0 1.5]

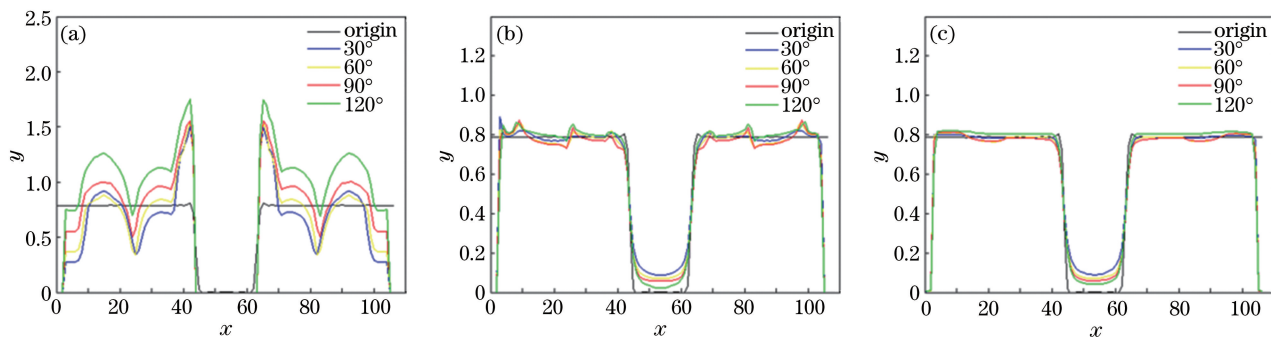


图 9 无噪声采用(a) FDK、(b) SART 和(c) SART+TV 算法不同有限角度下锥形束局部重建图像第 12 层切片的  $y=14$  水平线剖面图

Fig. 9 Horizontal profiles along  $y=14$  within 12<sup>th</sup> slice of local reconstructed image from noise-free cone-beam by (a) FDK, (b) SART and (c) SART+TV algorithm



表 4 局部重建归一化均方差定量分析

Table 4 Quantitative assessment in terms of local reconstruction images normalized mean square error  $10^{-4}$

Method	30°	60°	90°	120°
FDK	8529	4989	2289	1866
SART	88	73	69	63
SART+TV	80	68	68	61

由图 8、9 和表 4 可知,三种算法对 PTCL 局部重建图像质量依次递增,FDK 算法用于局部重建图像质量较差,重建图像与原始图像的归一化均方差较大。SART 算法和 SART+TV 算法较之解析算法重建图像质量有明显提高,同时从 SART 局部重建图像可以看出由于探测器在采集局部区域数据的时候部分射线不仅穿过了感兴趣区域而且穿过了不感兴趣区域,从而引起投影数据不一致性增强,进而重建图像产生了横竖亮线伪影。而采用 SART+TV 算法可有效解决上述 SART 重建图像的亮线伪影问题,极大提高了重建图像质量。

为了研究放大比变化对系统成像视野以及图像重建质量的影响,对不同放大比进行对比实验。图 10 为放大比  $\sigma=8.89(S_o=126.9, S_D=1128)$  和  $\sigma=6(S_o=200, S_D=1200)$  采用 SART+TV 算法且投影角度  $60^\circ$  局部重建横切面第 12 层重建结果。图 11 为图 10 在  $y=14$  直线上对应区域的剖面图灰度值的对比图。其中  $\sigma=8.89$  时归一化均方误差为  $68 \times 10^{-4}$ ,  $\sigma=6$  时归一化均方误差为  $11 \times 10^{-4}$ 。

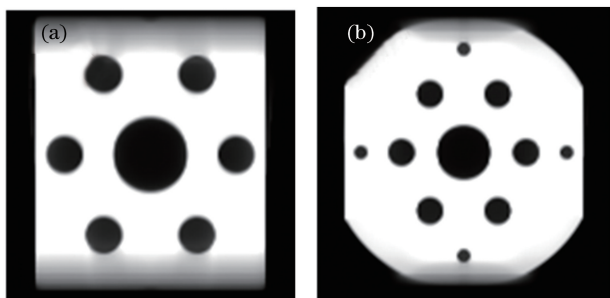


图 10 不同放大比无噪声锥形束且投影角度范围为  $60^\circ$  采用 SART+TV 算法的重建结果。(a)放大比为 8.89;(b)放大比为 6,显示窗口为[0 1.5]

Fig. 10 Reconstructed images from noise-free cone-beam and  $60^\circ$  projection angle with different magnification ratios by using SART + TV algorithm. (a) Magnification ratio is 8.89; (b) magnification ratio is 6, the display window is [0 1.5]

由图 10、11 和表 5 可知,随着放大比的增大,图

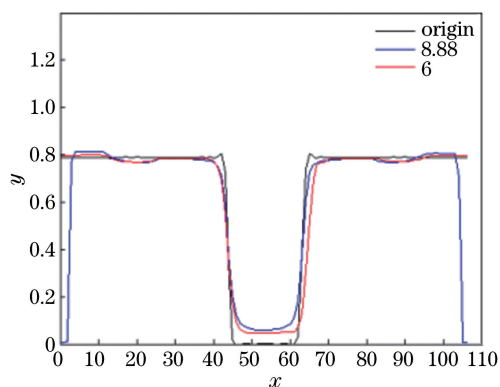


图 11 无噪声采用 SART+TV 算法  $60^\circ$ 有限角度下锥形束局部重建图像第 12 层切片的  $y=14$  水平线对应区域剖面图  
Fig. 11 Horizontal profiles along  $y = 14$  of  $12^{th}$  slice reconstructed images with  $60^\circ$  limited angle and noise-free cone-beam data by SART+TV algorithm

像重建质量变差。这是因为高放大比导致成像视场变小,采集到的有效投影数据减少,数据截断更加严重,导致图像质量变差。

为了研究 SART+TV 算法的收敛性,进行了 200 次迭代实验。如图 12 所示,锥形束采用 SART+TV 算法  $60^\circ$ 有限角全局重建迭代 200 次收敛曲

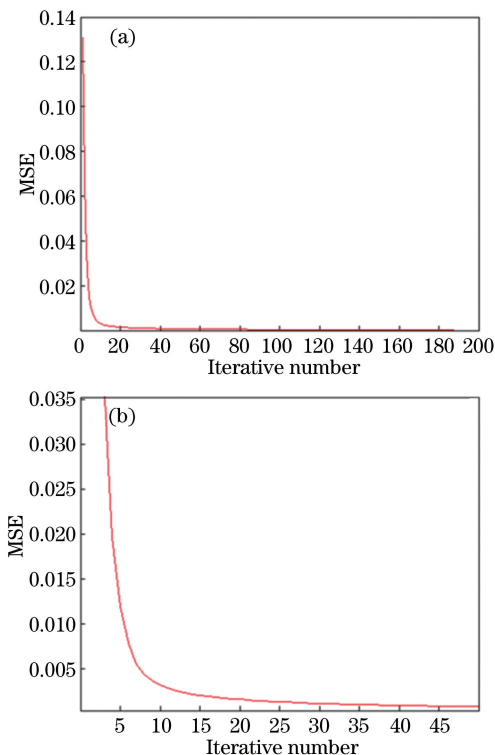


图 12 (a)无噪声锥形束  $60^\circ$ 有限角采用 SART+TV 算法图像收敛曲线;(b)图 (a)的放大图像  
Fig. 12 (a) Convergence curve of noise-free cone-beam data with  $60^\circ$  limited angle by using SART+TV algorithm; (b) enlarged image of Fig. (a)

线。从图中可以看出,随着迭代次数的增加重建图像与原始图像的归一化均方误差逐渐减小,从图 12(b)的放大图可以看出,在迭代达到 50 次时重建图像已接近收敛,因此本文仿真实验迭代次数为 50。

### 3.2 扫描实验

在前期的研究中,利用直线扫描 CT 实验平台来完成 PTCL 扫描实验研究。本平台射线源和探测器均有两个自由度分别用于扫描前调节视场大小和实现相对直线 CL 扫描,探测器像素尺寸为  $3072 \times 864$ ,像元大小为  $0.0748 \text{ mm} \times 0.0748 \text{ mm}$ 。分别采用芯片和印刷电路板(PCB)作为待测样品进行全局扫描和局部扫描实验。扫描参数如表 5 所示。

表 5 扫描参数

Table 5 Scanning parameters

Parameter	Value
Source to detector distance $S_D/\text{mm}$	195
Source to object distance $S_O/\text{mm}$	33
Detector mode	Equi-spatial
Detector array length / (pixel $\times$ pixel)	$3072 \times 864$
Pixel size / (mm $\times$ mm)	$0.0748 \times 0.0748$
Translation mode	equi-angular
Reconstruction matrix	$256 \times 256 \times 256$
Graduation angle / ( $^\circ$ )	60
Number of translate	250

图 13 为扫描对象。图 14 采用 FDK 和 SART + TV 算法芯片相同切片的全局重建结果。图 15 为电路板的局部重建结果,其中 SART 的松弛因子  $\lambda = 1$ ,迭代次数  $k = 100$ ,TV 系数  $\alpha = 0.1$ ,TV 迭代次数  $q = 20$ 。

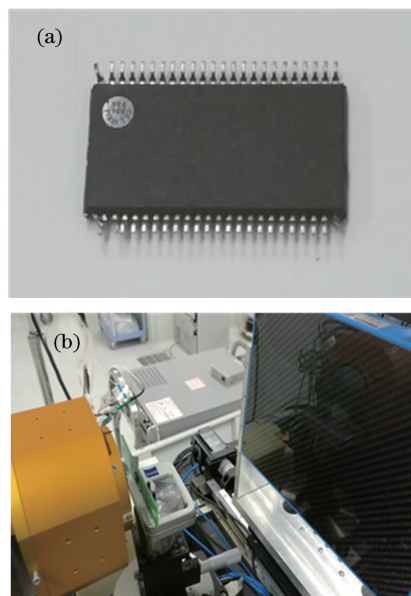


图 13 (a)检测芯片;(b) PCB

Fig. 13 (a) Detected chip; (b) PCB

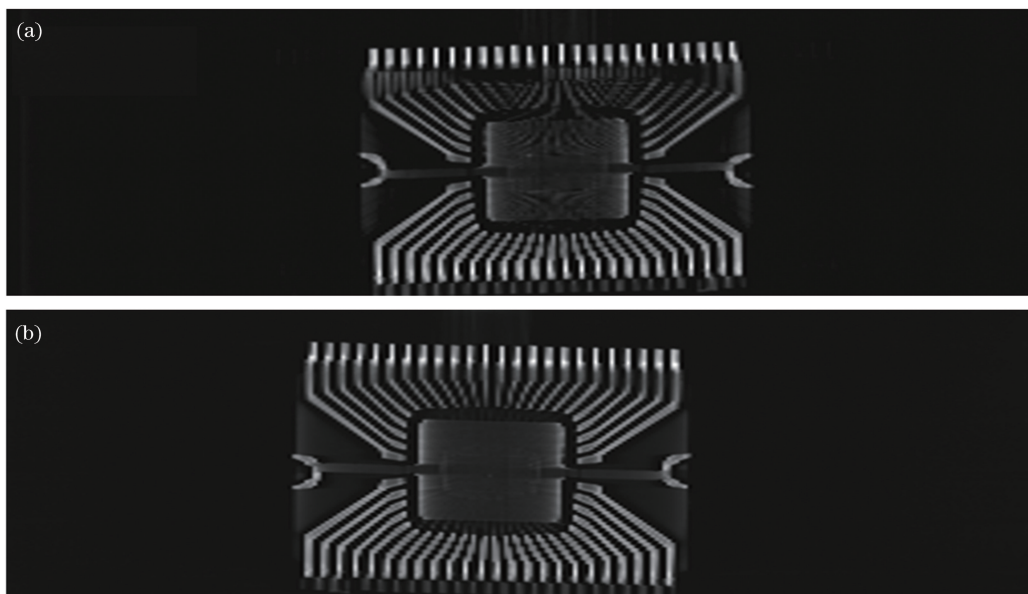


图 14 芯片分别采用(a)FDK 和(b)SART+TV 算法的 128 层重建图像

Fig. 14 128<sup>th</sup> slice reconstructed images by using (a) FDK and (b) SART+TV methods

上述实验可以得出,PTCL 系统采集的数据属于截断数据,FDK 算法重建图像质量略差于 SART + TV 重建算法,但 FDK 重建算法具有重建速度较快的突出优点,在图像质量满足需求的情况下 FDK 算法成为首选。若要追求更高的重建图像质量可使

用 SART+TV 迭代算法来重建图像。

## 4 结 论

针对线型 CL 扫描模式深入分析,建立一种结构简单、快速的 PTCL 系统,将适用于相对平行直

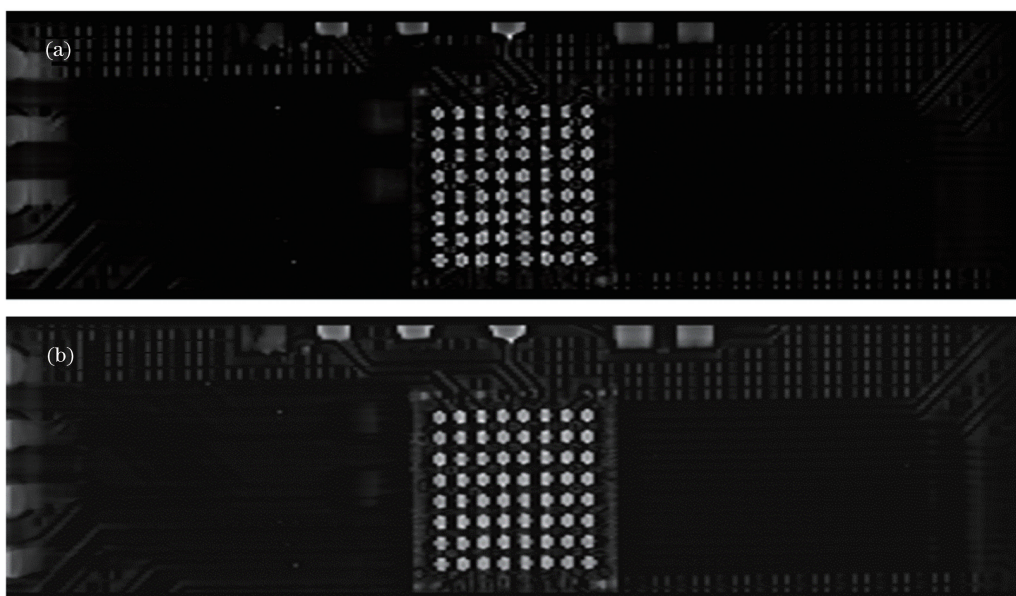


图 15 PCB 采用(a)FDK 和(b)SART+TV 算法在 111 层局部区域重建结果

Fig. 15 PCB 111<sup>th</sup> slice reconstructed results by using (a) FDK and (b) SART+TV methods

线扫描模式下的 FDK 三维重建算法和基于图像全变差最小化的同时代数迭代重建算法(SART+TV)应用于 PTCL 系统。本系统运动方式简单、成像速度快,能进行多种扫描倾角以及多种放大比条件下平板状物体三维层析成像。一方面系统仅通过简单的平行直线运动采集一组一定角度的投影数据,采用 FDK 重建算法应用于本系统,有效利用了解析算法重建速度快的优点,能够实现快速三维成像。另一方面可通过调节射线源到待测样品轨迹的距离和射线源到平板探测器轨迹的距离来改变系统的视场,从而根据实际待测样品大小选择合适的视场,适应不同的检测需求。实验结果表明:1)随着有限角度的增加,系统采集的投影数据越多,三种算法重建图像质量都有明显提高;2) PTCL 系统采集的数据属于截断数据,应用 FDK 算法不能完全重建出目标图像,若要获取更高的图像质量可使用 SART+TV 迭代算法来重建图像。但 FDK 重建算法的重建速度较快,在图像质量满足需求的情况下 FDK 算法能够满足快速检测的需求;3)SART+TV 算法相比与 FDK 和 SART 算法在处理噪声或有限角感兴趣区域截断数据上表现更好;4)随着系统放大比增大,系统成像视场变小,一次扫描获取的有效投影数据变少,图像重建质量降低。

#### 参 考 文 献

- [1] Gondrom S, Schropfer S. Digital computed laminography and tomosynthesis-functional principles and industrial applications [J]. Journal of Nondestructive Testing & Ultrasonics (Germany), 1999, 7(2): 75-81.
- [2] Wakimoto K, Blunt J, Carlos C, *et al.* Digital laminography assessment of the damage in concrete exposed to freezing temperatures [J]. Cement and Concrete Research, 2008, 38(10): 1232-1245.
- [3] des Plantes B G Z. Eine neue methode zur differenzierung in der rontgenographie (planigraphies) [J]. Acta Radiologica, 1932, 13(2): 182-192.
- [4] Grant D G. Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1972, BME-19(1): 20-28.
- [5] O'Brien N S, Boardman R P, Sinclair I, *et al.* Recent advances in X-ray cone-beam computed laminography [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2016, 24(5): 691-707.
- [6] Zhou J, Maisl M, Reiter H, *et al.* Computed laminography for materials testing [J]. Applied Physics Letters, 1996, 68(24): 3500-3502.
- [7] Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process [J]. Medical Physics, 2013, 40(1): 014301.
- [8] Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part II. Image reconstruction, processing and analysis, and advanced applications [J]. Medical Physics, 2013, 40(1): 014302.
- [9] Maisl M, Porsch F, Schorr C. Computed laminography for X-ray inspection of lightweight

- constructions [J]. 2nd International Symposium on NDT in Aerospace, 2010: 2-8.
- [10] Fu J, Jiang B H, Li B. Large field of view computed laminography with the asymmetric rotational scanning geometry [J]. Science China Technological Sciences, 2010, 53(8): 2261-2271.
- [11] Wei Z H, Yuan L L, Liu B D, *et al.* A micro-CL system and its applications [J]. Review of Scientific Instruments, 2017, 88(11): 115107.
- [12] Que J M, Cao D Q, Zhao W, *et al.* Computed laminography and reconstruction algorithm [J]. Chinese Physics C, 2012, 36(8): 777-783.
- [13] Kak A C, Slaney M, Wang G. Principles of computerized tomographic imaging [J]. Medical Physics, 2002, 29(1): 107-107.
- [14] Ye Y B, Wang G. Filtered backprojection formula for exact image reconstruction from cone-beam data along a general scanning curve [J]. Medical Physics, 2005, 32(1): 42-48.
- [15] Wu W W, Yu H Y, Cong W X, *et al.* Theoretically exact backprojection filtration algorithm for multi-segment linear trajectory [J]. Physics in Medicine & Biology, 2018, 63(1): 015037.
- [16] Ma C X, Hu J J, Yan B. Optimization of fan-beam CT filtered backprojection reconstruction algorithm [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2012, 49(9): 091103.  
马晨欣, 胡君杰, 闫斌. CT 扇形束滤波反投影图像重建算法优化 [J]. 激光与光电子学进展, 2012, 49(9): 091103.
- [17] Liu F L, Yu H Y, Cong W X, *et al.* Top-level design and pilot analysis of low-end CT scanners based on linear scanning for developing countries [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2014, 22(5): 673-686.
- [18] Wu W W, Yu H Y, Wang S Y, *et al.* BPF-type region-of-interest reconstruction for parallel translational computed tomography [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2017, 25(3): 487-504.
- [19] Wu W W, Quan C, Liu F L. Filtered back-projection image reconstruction algorithm for opposite parallel linear CT scanning [J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(9): 0911009.  
伍伟文, 全超, 刘丰林. 相对平行直线扫描 CT 滤波反投影图像重建 [J]. 光学学报, 2016, 36(9): 0911009.
- [20] Gao H X, Luo L, Luo Y H, *et al.* Improved stochastic CT reconstruction based on particle swarm optimization for limited-Angle sparse projection data [J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(1): 0111003.  
高红霞, 罗澜, 骆英浩, 等. 角度受限下稀疏投影数据的改进粒子群优化随机 CT 重建 [J]. 光学学报, 2018, 38(1): 0111003.
- [21] Gordon R, Bender R, Herman G T. Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography [J]. Journal of Theoretical Biology, 1970, 29(3): 471-481.
- [22] Andersen A H, Kak A C. Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): a superior implementation of the art algorithm [J]. Ultrasonic Imaging, 1984, 6(1): 81-94.
- [23] Yu H Y, Wang G. Compressed sensing based interior tomography [J]. Physics in Medicine and Biology, 2009, 54(9): 2791-2805.
- [24] Lu X. Limited Angle computed tomography reconstruction algorithm based on multiplicative regularization method [J]. Acta Optica Sinica, 2010, 30(5): 1285-1290.  
卢孝强, 孙恰. 基于乘性正则化的有限角度 CT 重建算法 [J]. 光学学报, 2010, 30(5): 1285-1290.
- [25] Gao Y, Yun L J, Shi J S, *et al.* Enhancement dark channel algorithm of fog image based on the TV model [J]. Chinese Journal of Lasers, 2015, 42(8): 0809001.  
高银, 云利军, 石俊生, 等. 基于 TV 模型的暗原色理论雾天图像复原算法 [J]. 中国激光, 2015, 42(8): 0809001.
- [26] Wu W W, Yu H Y, Gong C C, *et al.* Swinging multi-source industrial CT systems for aperiodic dynamic imaging [J]. Optics Express, 2017, 25(20): 24215-24235.