

基于滤波路径变换的板状物X射线三维重建算法

穆子扬, 卢荣胜*, 何攀, 张贵林, 方明涛

合肥工业大学仪器科学与光电工程学院, 安徽 合肥 230009

摘要 X射线计算机断层扫描(CT)是一种广泛应用于三维物体内部结构重建的技术,但在射线锥角增大时,使用FDK(Feldkamp-Davis-Kress)算法重建会导致图像灰度下降,产生边缘伪影。特别是在板状物体的计算机层析成像(CL)投影转换为等效大锥角CT投影时,利用FDK算法重建会影响重建质量。对此提出了一种基于数据重排的滤波路径变换重建算法,通过双参数组合调节投影曲面以改善大锥角重建效果,而且推导了本算法结合投影转换方法重建时的计算参数,实现对板状物的重建。结果表明,本算法在参数相同的条件对应的滤波路径下重建效果最理想,在大锥角重建时能够抑制重建图像的灰度下降,减少边缘伪影,而且在应用于CL扫描的印制电路板重建时伪影较少,细节清晰可见。本算法可减少大锥角FDK重建的伪影,结构简便、易于实现,在板状物重建方面具有实际应用意义。

关键词 X射线光学; 计算机断层扫描; 三维重建; 滤波路径; 投影转换

中图分类号 TP391.7

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS240459

1 引言

计算机断层扫描(CT)是一种由物体在不同方向的X射线投影数据来恢复其三维结构的技术。由于可以在非接触、不破坏的条件下得到物体内部信息,因此其在医学与生物学^[1-4]、工业无损检测^[5-8]、地质学^[9-10]和材料科学^[11-12]等领域中有着广泛的应用。随着微电子行业的发展,集成电路、多层印制电路板等板状电子器件在质量检测、故障分析等方面的要求也在不断提高。由于厚度较小的板状物体在长度和宽度方向上的尺寸较大,所以使用CT时需要采用能量足够大的X射线进行穿透,但这会使其在厚度方向上的成像对比度下降,难以分辨其中的细节信息。因此实际应用中一般采用计算机层析成像(CL)扫描采集投影^[13],该方法缩短了X射线穿透物体的路径,且在不同方向上的穿透路径距离相当,提高了成像的对比度,成为近年来CL研究和应用的主流研究内容。然而,CL投影会丢失部分层间信息导致重建图像出现层间混叠,降低细节区分度。对此Sun等^[14]提出一种CL重投影(CLRP)转换法,将CL投影转换为满足滤波反投影(FBP)算法要求的大锥角CT投影,并利用FDK(Feldkamp-Davis-Kress)算法重建以避免混叠,提高分辨率。

以FBP为基础的圆扫描FDK算法^[15]是由二维扇束重建推广到三维空间中的一种算法。当锥角较小时,该算法重建效果理想,且由于其具有计算形式简

单、扫描方式简便等优点而应用广泛。然而当锥角增大,不满足精确重建的完备条件时^[16-17],远离中心平面的重建图像灰度逐渐下降,出现边缘伪影,在结合投影转换时会因转换投影的锥角过大而影响重建效果。

针对FDK算法大锥角重建图像的灰度衰减问题,主要有三种方法:投影加权;增加修正附加项;数据重排和滤波路径变换。投影加权是根据锥角大小来分配权重以此提高重建效果。滤波前加权的方法有HT-FDK^[18-19]和CW-FDK^[20],但由于存在大量加权卷积,计算效率较低。滤波后加权有xFDK^[21]和Tang等^[22]提出的方法,前者可以提高计算效率,后者利用区别加权提高了重建精度,但不适合短扫描重建。

增加修正附加项是在FDK算法的基础上进行修正。Hu^[23]在FDK算法的基础上增加了两个重建附加项:一项表示从圆扫描获取但未用于FDK算法重建的信息,另一项表示无法从圆扫描中获取的信息。对于后一项,Zeng等^[24]、Zhu等^[25]分别给出了不同的估计方法。此类方法通过修正重建结果减少误差,但由于涉及精确重建和先验估计等理论,重建过程相对复杂。

基于数据重排的滤波路径变换方法通过将投影重新组合成互相平行的扇束,采用不同的投影曲面来改变滤波路径以减少重建伪影。Tubell^[26]将二维扇束重排应用到FDK算法中并提出了P-FDK算法,该算法省略了FDK算法中的反投影加权因子,其边缘伪影效果与FDK算法相当。Grass等^[27]在P-FDK算法的基

收稿日期: 2024-01-08; 修回日期: 2024-02-07; 录用日期: 2024-02-23; 网络首发日期: 2024-03-13

基金项目: 国家重点研发计划项目(2023YFF0715502)、安徽省重点研发计划项目(202304a05020013)

通信作者: *rslu@hfut.edu.cn

基础上改进并提出了 T-FDK 算法,将纵向坐标重新组合到中心探测器上,并沿水平方向滤波,减少了边缘伪影。Li 等^[28-29]提出了曲线滤波的 C-FDK 算法,沿圆弧曲面进行数据重排,比 T-FDK 算法抑制重建灰度衰减效果更优。Wang 等^[30]提出了滤波路径可变的 v-FDK 算法,采用调控因子改变投影曲面曲率来间接改变滤波路径,同样改善了大锥角下的重建伪影问题。此类基于数据重排的算法虽然在投影稀疏时会损失部分空间分辨率,但可以明显减少边缘伪影,提高重建效果。

在上述方法中,滤波路径变换法在没有改变圆轨迹扫描的情况下仍具有较好的重建效果,保留了扫描结构和算法的简便性。为了进一步研究大锥角 CT 重建并改善重建图像灰度下降和边缘伪影问题,本文从改变滤波路径的角度出发,提出了一种变滤波路径重建算法,利用双参数组合调节滤波路径,通过仿真验证了重建效果。同时结合投影转换方法,将该算法应用于板状物体的重建,以改善 CL 投影转换为大锥角 CT 投影时的重建效果。

2 算法原理

2.1 数据重排基本理论

所提变滤波路径算法属于基于数据重排的滤波反投影算法,是建立在等间距扇束重排方法基础上的。该方法将互相平行的扇束射线归为一组,将扇束重建转换为平行束重建,然后利用平行束重建算法进行重建。

等间距扇束重排的几何示意图如图 1 所示。在旋转角度 β 下的射线源 S 发出的一条与 y 轴成 θ 角度的射线,其穿过 x-y 平面内一点在探测器上得到的投影为 $q(\beta, a_1)$,过原点 O 构造一个平行于探测器的虚拟探测器,则虚拟探测器上的投影为 $q(\beta, a)$ 。令原点 O 到该射线的距离为 t,该射线与中心射线的夹角为扇角

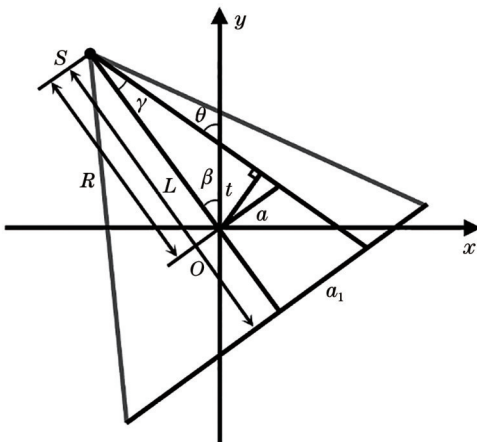


图 1 等间距扇束重排示意图

Fig. 1 Schematic diagram of equally spaced fan beam rearrangement

γ , 射线源 S 到旋转中心和探测器的距离分别为 R 和 L。则根据图 1,有如下几何关系

$$\theta = \beta + \gamma = \beta + \arcsin \frac{t}{R}, \quad (1)$$

$$t = a \cdot \cos \gamma = \frac{aR}{\sqrt{a^2 + R^2}}, \quad (2)$$

其中

$$a = \frac{R}{L} a_1. \quad (3)$$

当各变量满足式(1)和式(2)时,等距扇束投影 $q(\beta, a)$ 与平行束投影 $p(\theta, t)$ 是等价的,即

$$q(\beta, a) = p(\theta, t). \quad (4)$$

利用扇束和平行束射线之间的几何关系,把扇束射线重新组合为平行束射线的过程称为数据重排。该方法可以将扇束重建问题简化,进而利用平行束的滤波反投影算法实现重建。与 P-FDK 算法和 T-FDK 算法类似,所提变滤波路径重建算法也建立在数据重排的基础上,利用滤波反投影方法实现三维重建。

2.2 变滤波路径算法原理

所讨论的重建算法建立在圆轨迹扫描和面阵探测器成像的基础上。对于 CL 扫描获取的投影需经过 CLRP 方法^[14]进行投影转换,将由探测器获取的 CL 投影转换为等效的虚拟大锥角 CT 扫描投影,相关转换步骤文中不作赘述,之后利用所提算法对得到的大锥角 CT 投影进行重建。本节对算法的原理和重建公式进行了详细的介绍和推导。

锥束 CT 扫描成像系统如图 2 所示, X 射线穿过被测物体在探测器上成像,重建过程可以由该系统中的几何关系推导出。图 2 中几何参数含义如下:xyz 为被测物空间坐标系, a-b 为中心虚拟探测器坐标系, O 为两坐标系原点。旋转半径为 R, 射线源的旋转角为 β 。 (x, y, z) 为待重建点, 射线经过 (x, y, z) 的投影为 $P(\beta, a, b)$ 。其中射线 $S(\beta)P$ 在 x-y 平面上的投影与 SO 的夹角 γ 为扇角, $S(\beta)P$ 与 x-y 平面的夹角 κ 为锥角。

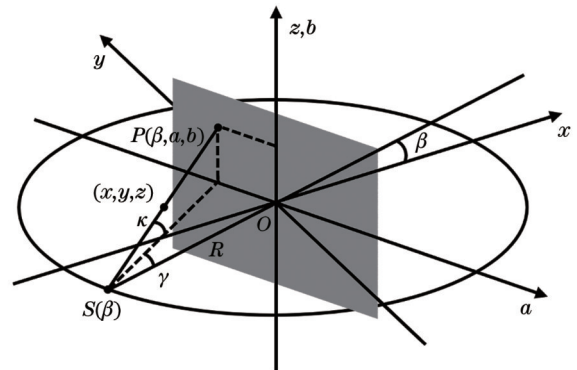


图 2 锥束 CT 成像示意图

Fig. 2 Schematic diagram of cone beam CT imaging

所提出的变滤波路径算法与 P-FDK 算法和 T-FDK 算法类似,都建立在数据重排的基础上,将图 2 系统中的锥束射线重新组合为图 3 所示的互相平行且垂直于 x - y 平面的扇束射线,之后通过不同的几何投影面采集投影数据来改变滤波路径。该系统中数据重排原理可根据图 3 所示的几何关系得出,其中 $S(\theta)$ 为重排后平行射线束的中心射线源,射线源旋转角为 θ 。 t 轴垂直于平行射线束,令 $S(\theta)O$ 所在的射线为 u 轴,本

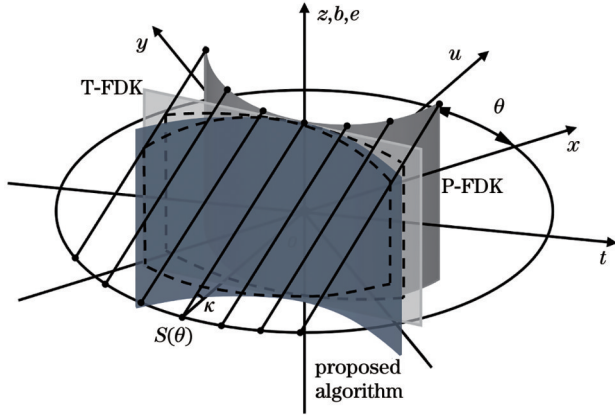


图 3 各算法投影曲面对比

Fig. 3 Comparison of projection surfaces by algorithms

算法的投影数据纵轴为 e 轴,投影数据为 $P(\theta, t, e)$ 。则此时投影数据重排可以表示为

$$\beta = \theta - \arcsin\left(\frac{t}{R}\right), \quad (5)$$

$$a = \frac{tR}{\sqrt{R^2 - t^2}}. \quad (6)$$

经过锥束投影重排后,P-FDK 算法和 T-FDK 算法分别采用图 3 中 u 轴正半轴位置处的柱面和平面几何投影面采集投影数据,其中虚线为平行射线束与投影面的交线。而本算法所采用的投影面处于 u 轴负半轴位置。平行射线束在各投影面上的纵坐标不同,使投影数据随滤波路径作相应变化,从而改善重建图像的边缘伪影。

所提算法利用了双参数组合改变投影曲面形状的思想,对投影曲面进行调控,从而间接改变滤波路径,以此来研究滤波路径对重建效果的影响。P-FDK 算法与 T-FDK 算法的投影面都可以视作是由 x - y 平面上的曲线向 z 轴延伸而得到的。同样,本算法的投影面也可以通过 x - y 平面上的曲线来表示,通过改变曲线的函数方程来实现对投影曲面的控制。如图 4(a) 所示,虚线 $u(t)$ 为本算法投影面的圆弧形截线,它实际上是一个与 t 轴相切且位于 u 轴负方向的半径为 r 的圆的劣弧。 $S(\beta)D$ 为投影角度 θ 下一条经过重建点 D 的射线, A 、 B 、 C 分别为射线 $S(\beta)D$ 与 a 轴、 t 轴、 $u(t)$ 的交点。利用参数 k_1 对圆弧半径 r 进行缩放, k_2 对圆弧 u 值进行调控,以改变投影曲面形状,具体过程可表示为

$$r = k_1 \cdot R, \quad (7)$$

$$u(t) = k_2 \cdot \left(\sqrt{r^2 - t^2} - r\right). \quad (8)$$

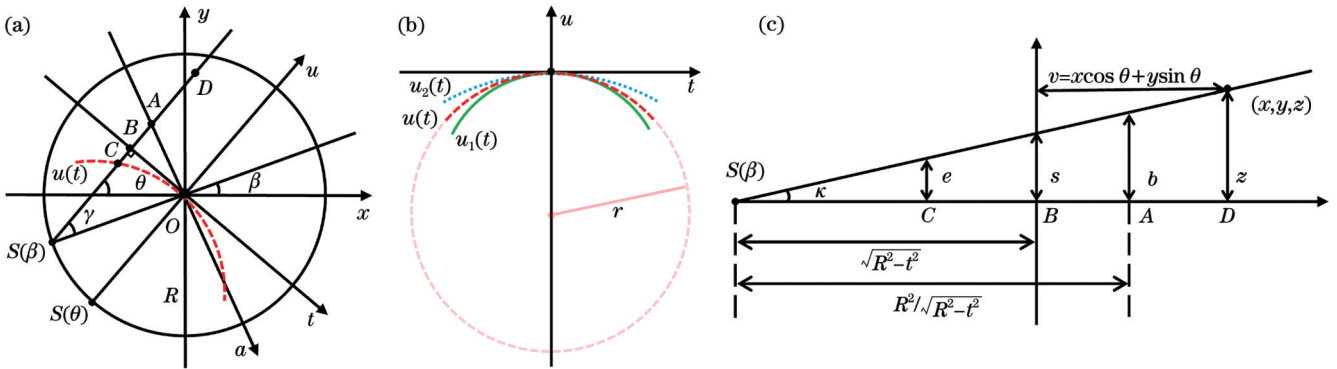


图 4 变滤波路径算法重建示意图。(a) x - y 平面几何示意图;(b) 不同参数组合的弧形曲线;(c) 射线 $S(\beta)D$ 垂直于 x - y 平面的剖视图

Fig. 4 Schematic diagram of reconstruction of using variable filter path algorithm. (a) Schematic of x - y plane geometry; (b) arc curves with different parameter combinations; (c) section view of ray $S(\beta)D$ perpendicular to x - y plane

参数 k_1 和 k_2 的变化引起圆弧曲线 $u(t)$ 改变,从而使得投影面形状变化,最终改变滤波路径。图 4(b) 展示了圆弧曲线形状随参数的变化。其中参数 k_1 影响虚线 $u(t)$ 的半径大小,当 $k_1 \in [0, 1]$ 时,圆弧曲线的形状如实线 $u_1(t)$ 所示;当 $k_1 \in (1, +\infty)$ 时,其形状如圆点线 $u_2(t)$ 所示。参数 k_2 影响虚线 $u(t)$ 的 u 值,当 $k_2 \in [0, 1]$ 时,圆弧曲线的形状如圆点线 $u_2(t)$ 所示;当

$k_2 \in (1, +\infty)$ 时,其形状如实线 $u_1(t)$ 所示。

为了进一步介绍本算法的重建公式,首先对重排后投影数据的纵坐标 e 进行计算。图 4(c) 为图 4(a) 中射线 $S(\beta)D$ 垂直于 x - y 平面的剖视图,其中 (x, y, z) 为待重建点, e 、 s 、 b 分别对应本算法、T-FDK 算法、P-FDK 算法的纵向投影坐标。由图 4(a) 可知,射线 $S(\beta)D$ 与 t 轴垂直,射线 $S(\beta)O$ 与 a 轴垂直,所以线段

$S(\beta)B$ 的长度为

$$l_{S(\beta)B} = \sqrt{R^2 - t^2}. \quad (9)$$

由三角形 SBO 和 SOA 的相似性可知, 线段 $S(\beta)A$ 的长度为

$$l_{S(\beta)A} = \frac{l_{S(\beta)O}^2}{l_{S(\beta)B}} = \frac{R^2}{\sqrt{R^2 - t^2}}. \quad (10)$$

令待重建点 (x, y, z) 到 t 轴的直线距离 BD 为 v , 利用旋转几何关系可得 v 为

$$v = x \cos \theta + y \sin \theta. \quad (11)$$

线段 $S(\beta)C$ 的长度可以根据线段 $S(\beta)B$ 和线段 BC 求得, 线段 BC 的长度可根据式(8)得到, 因此线段

$S(\beta)C$ 的长度为

$$l_{S(\beta)C} = l_{S(\beta)B} - l_{BC} = l_{S(\beta)B} + u(t) = \sqrt{R^2 - t^2} + k_2 \cdot (\sqrt{r^2 - t^2} - r). \quad (12)$$

令锥束 CT 系统获得的投影数据为 $P(\beta, a, b)$, 重排后的投影数据为 $P(\theta, t, e)$ 。由图 4(c) 中三角形相似性可知, 纵坐标 e 与 b 的关系为

$$b = \frac{l_{S(\beta)A}}{l_{S(\beta)C}} \cdot e = \frac{eR^2}{R^2 - t^2 + k_2\sqrt{R^2 - t^2}(\sqrt{r^2 - t^2} - r)}. \quad (13)$$

根据式(5)~(6)和式(13)的几何关系可知, 投影数据 $P(\theta, t, e)$ 可通过如下关系由 $P(\beta, a, b)$ 得到

$$P(\theta, t, e) = P(\beta, a, b) = P\left(\theta - \arcsin\left(\frac{t}{R}\right), \frac{tR}{\sqrt{R^2 - t^2}}, \frac{eR^2}{R^2 - t^2 + k_2\sqrt{R^2 - t^2}(\sqrt{r^2 - t^2} - r)}\right). \quad (14)$$

本算法的重建过程分为三个步骤: 投影数据加权、滤波和反投影。加权因子为射线 $S(\beta)D$ 与 x - y 平面夹角 κ 的余弦值, 具体表示为

$$\cos \kappa = \frac{l_{S(\beta)C}}{\sqrt{l_{S(\beta)C}^2 + e^2}} = \frac{\sqrt{R^2 - t^2} + k_2(\sqrt{r^2 - t^2} - r)}{\sqrt{R^2 - t^2 + k_2^2(2r^2 - t^2 - 2r\sqrt{r^2 - t^2}) + 2k_2\sqrt{R^2 - t^2}(\sqrt{r^2 - t^2} - r) + e^2}}. \quad (15)$$

本算法作为滤波反投影类算法, 重建公式可以表示为

$$f(x, y, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} [P(\theta, t(x, y, \theta), e(x, y, z, \theta)) \cdot \cos \kappa] * h(t) d\theta, \quad (16)$$

$$t(x, y, \theta) = y \cos \theta - x \sin \theta, \quad (17)$$

$$e(x, y, z, \theta) = \frac{z \cdot l_{S(\beta)C}}{l_{S(\beta)B} + v} = \frac{z \cdot [\sqrt{R^2 - t^2}(x, y, \theta) + k_2(\sqrt{r^2 - t^2}(x, y, \theta) - r)]}{x \cos \theta + y \sin \theta + \sqrt{R^2 - t^2}(x, y, \theta)}, \quad (18)$$

式中: $*$ 为一维卷积; $h(t)$ 为斜坡滤波器。

2.3 重建参数计算

应用本算法结合 CL 投影转换实现板状物重建的流程如图 5 所示, 主要步骤: 首先利用 CL 扫描获取板状物的投影数据; 然后采用 CL 投影转换方法将其转换为等效大锥角 CT 投影, 并计算此锥束 CT 系统的几何重建参数; 之后利用锥束重排方法处理等效 CT 投影; 最后对重排后的投影数据进行加权、滤波和反投影

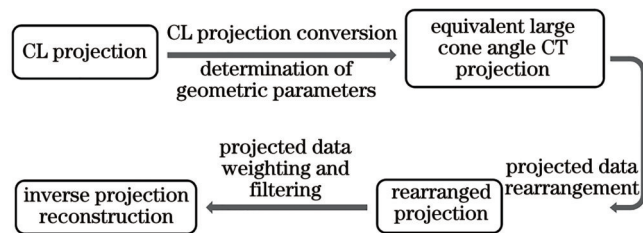


图 5 本算法结合 CLRP 方法的重建流程

Fig. 5 Reconstruction flow of the proposed algorithm combined with CLRP approach

重建。

利用转换后的投影重建时, 由于本算法相较于 FDK 算法涉及数据重排和滤波路径变换, 因此需要对几何扫描参数、射线源焦点位置等进行额外的计算。

在图 6(a) 所示的 CL 投影转换系统中, 根据几何映射关系可以将 CL 探测器平面 P_{CL} 上的投影数据转换到虚拟 CT 探测器平面 P_{CT} 中得到等效的大锥角 CT 投影。其中 $F_{CT}(F_{CTj}, F_{CTi})$ 表示中心射线在 P_{CT} 上的焦点坐标, 其中下标 j 和 i 分别对应投影矩阵像素的行和列。令 CL 系统中旋转轴与 Y 轴的夹角为 φ , 虚拟 CT 系统的中心射线与 Y 轴的夹角为 α , 则 α 为

$$\alpha = \frac{\pi}{2} - |\varphi|. \quad (19)$$

将待测物与 P_{CT} 逆时针旋转 α 角度, 得到等效的 CT 扫描系统如图 6(b) 所示。 $F'_{CT}(F'_{CTj}, F'_{CTi})$ 为中心射线的焦点坐标, 上标 $'$ 表示该坐标是系统经过旋转后得到的。 R_{CL} 和 R_{CT} 分别表示 CL 系统与虚拟 CT 系统

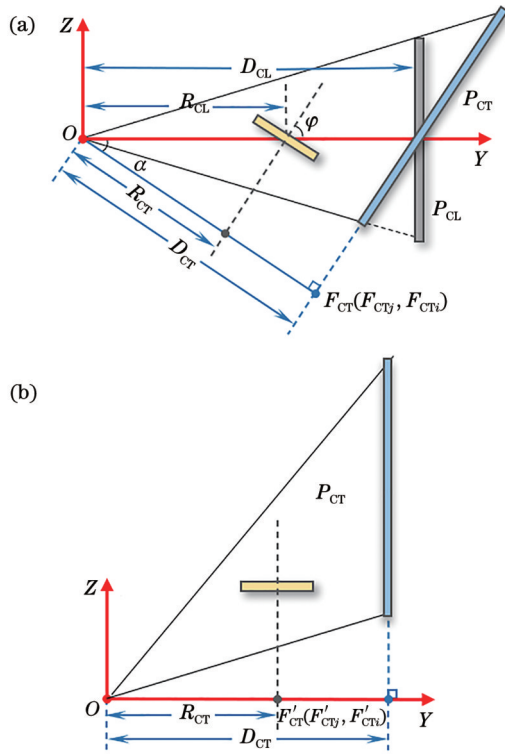


图6 投影转换参数示意图。(a) CL 投影转换几何示意图；
(b) 转换后的等效 CT 投影

Fig. 6 Schematic diagram of projection conversion parameters.
(a) Schematic diagram of CL projection transformation geometry; (b) converted equivalent CT projection

中射线源到旋转中心的距离, D_{CL} 和 D_{CT} 分别表示 CL 系统和虚拟 CT 系统中射线源到探测器的距离。则根据图 6(a) 所示的几何关系有

$$R_{CT} = R_{CL} \cdot \cos \alpha, \quad (20)$$

$$D_{CT} = D_{CL} \cdot \cos \alpha. \quad (21)$$

在数据重排之后, 射线源焦点在探测器上的像素位置会发生变化, 当计算像素的空间坐标时需要依靠该焦点位置的索引坐标。投影转换后的等效 CT 投影矩阵如图 7(a) 所示, 其行列尺寸分别为 n 和 m , 焦点坐标为 $F'_{CT}(F'_{CTj}, F'_{CTi})$ 。数据重排后的投影矩阵如图 7(b) 所示, 锥束重排后由于投影面的变化, 其行列尺寸分别变为 n_1 和 m_1 , 焦点坐标为 $F''_{CT}(F''_{CTj}, F''_{CTi})$,

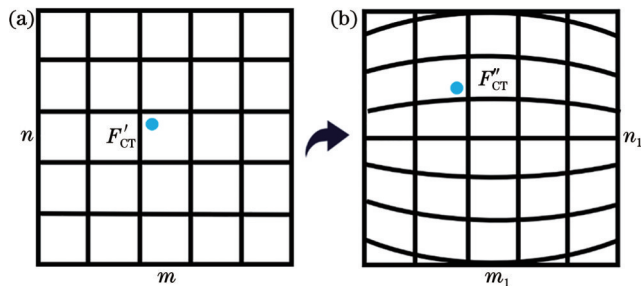


图7 焦点坐标转换示意图。(a) 转换前; (b) 转换后
Fig. 7 Schematic diagram of focus coordinate conversion.
(a) Before conversion; (b) after conversion

上标''表示该坐标是数据重排后得到的。则 $F''_{CT}(F''_{CTj}, F''_{CTi})$ 可以表示为

$$(F''_{CTj}, F''_{CTi}) = \left(\frac{F'_{CTj} \cdot n_1}{n}, \frac{F'_{CTi} \cdot m_1}{m} \right). \quad (22)$$

根据上文所述的参数, 即可利用本算法对板状物 CL 投影转换得到的数据进行锥束重排、加权、滤波和反投影重建, 从而得到物体内部的三维结构信息。

3 实验与分析

3.1 变滤波路径算法重建模拟

本节对算法本身重建效果进行了计算机模拟, 主要研究了不同参数组合 (k_1 和 k_2) 下滤波路径对重建图像的影响, 在此基础上横向对比了其他算法, 验证了该算法在大锥角重建下减少边缘伪影的效果。利用三维 Shepp-Logan 模型进行了 CT 仿真实验, 实验所采用的参数如表 1 所示。

表1 三维 Shepp-Logan 模型模拟重建参数

Table 1 3D Shepp-Logan model simulation reconstruction parameters

Parameter name	Parameter value
Distance from radiation source to center of rotation /mm	478
Cone angle of radiation beam /($^{\circ}$)	30
Rotary angular stepping /($^{\circ}$)	1
Center virtual detector size /(mm \times mm)	256 \times 256
Detector pixel size /(mm \times mm)	1 \times 1
Model reconstruction dimensions / (mm \times mm \times mm)	256 \times 256 \times 256
Reconstructed voxel size /(mm \times mm \times mm)	1 \times 1 \times 1
Recommended range for reconstructing grayscale	[1.00, 1.05]

不同参数组合对应的滤波路径对重建图像的影响如图 8 所示, 图中展示了 Shepp-Logan 模型在 $y = -32$ mm 处的重建图像, 显示范围为 [1.01, 1.05]。图 8(a) 为理想图像, 虚线表示旋转轴; 图 8(b)~(d) 对应 $k_2 < k_1$ 时得到的重建图像; 图 8(e) 对应 $k_2 = k_1$ 时得到的重建图像; 图 8(f)~(h) 对应 $k_2 > k_1$ 时得到的重建图像。图 8(b)~(h) 对应的 k_2/k_1 比值逐渐增大。当 $k_2 < k_1$ 时重建图像表现出黑色伪影, 当 $k_2 > k_1$ 时重建图像表现出白色伪影, 而当 $k_2 = k_1$ 时重建图像接近理想图像。

为了更深入地分析以上各参数组合下滤波路径对重建效果的影响, 对图 8 中各重建图像在图 8(a) 虚线处的灰度值进行了比较, 结果如图 9 所示。其中实线对应理想图像, 虚线对应 $k_2 < k_1$, 点划线对应 $k_2 = k_1$,

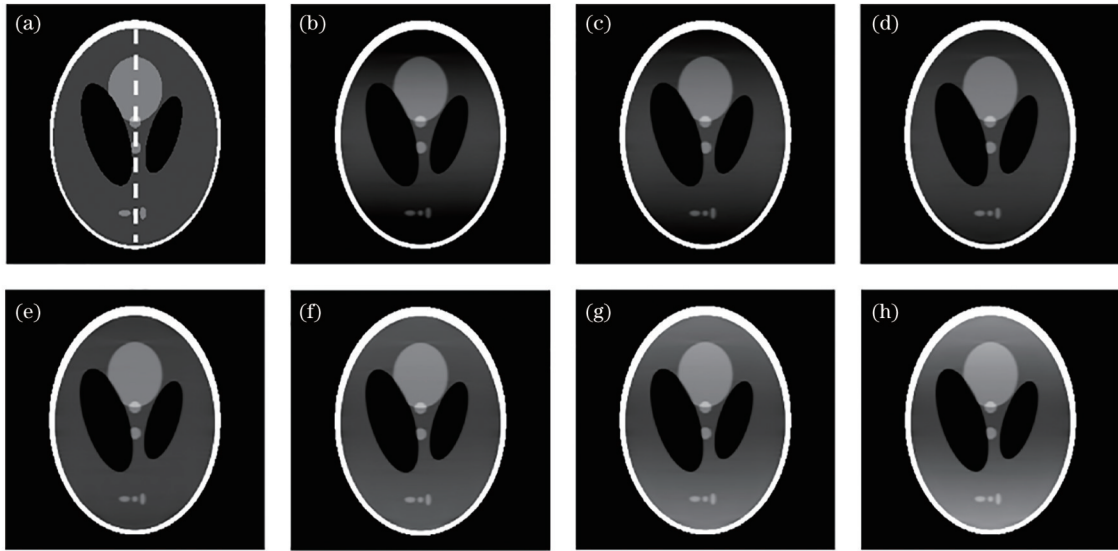


图 8 不同参数组合下 $y = -32$ mm 处的重建图像。(a)理想图像;(b)~(d)参数条件为 $k_2 < k_1$ 时的重建图像;(e)参数条件为 $k_2 = k_1$ 时的重建图像;(f)~(h)参数条件为 $k_2 > k_1$ 时的重建图像

Fig. 8 Reconstructed images at $y = -32$ mm for different parameter combinations. (a) Ideal image; (b)~(d) reconstructed images when the parameter condition is $k_2 < k_1$; (e) reconstructed image when the parameter condition is $k_2 = k_1$; (f)~(h) reconstructed images when the parameter condition is $k_2 > k_1$

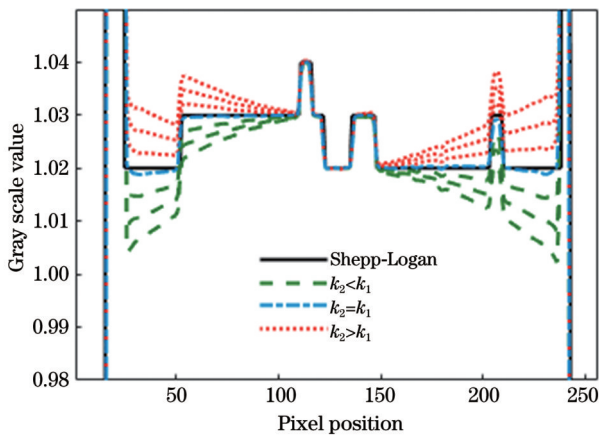


图 9 不同参数组合下 $y = -32$ mm 重建图像中心序列灰度值对比

Fig. 9 Gray scale value comparison of the center sequence of $y = -32$ mm reconstructed images under different parameter combinations

圆点线对应 $k_2 > k_1$ 。当 $k_2 < k_1$ 时,重建图像的灰度值由中心平面向旋转轴两端逐渐减少;当 $k_2 > k_1$ 时,重建图像的灰度值由中心平面向旋转轴两端逐渐增加;而当 $k_2 = k_1$ 时,重建图像的灰度值与理想图像的灰度值基本保持一致。随着 k_2/k_1 逐渐增大,重建灰度值也逐渐增大,在 $k_2 = k_1$ 对应的滤波路径下重建效果最理想。

为了更直观地说明滤波路径变化对重建效果的影响,对 $k_1 \in [0.3, 2.0]$ 和 $k_2 \in [0.1, 2.0]$ 且间隔为 0.1 范围内所有的参数组合进行了重建,并计算了图 8(a)虚线处的均方误差(MSE)。

在上述实验的基础上,又研究了本算法在不同锥

角下滤波路径对重建效果的影响,如图 10 所示,测试锥角为 15° 、 23° 、 40° 和 50° 。图 10(c)为 30° 锥角重建的均方误差曲面图,并对曲面上一系列误差最小值点进行了“*”型标注。标注点位于 $k_2 = k_1$ 所处直线的方向上,说明当 $k_2 = k_1$ 对应的最佳滤波路径下的重建效果与理想效果最接近。在不同锥角下重建的均方误差取得最小值时同样是在 $k_2 = k_1$ 所处直线的方向上,说明 $k_2 = k_1$ 的参数条件可使重建的误差最小,即此时图像的伪影最小。

为了验证本算法相较于其他算法在减少边缘伪影方面的效果,对比了各算法在 $k_2 = k_1$ 对应的滤波路径条件下得到的重建图像。各算法在 30° 锥角下于 $x = 32$ mm、 $y = -32$ mm 和 $z = 70$ mm 位置处的重建切片图像如图 11 所示,显示范围为 $[1.00, 1.05]$ 。其中图 11(a)~(e)分别对应理想图像和采用 FDK、P-FDK、T-FDK 和本算法得到的重建图像。由图 11 中 x 轴和 y 轴的重建切片图可知,FDK 算法与 P-FDK 算法重建效果相当,边缘伪影都较严重;T-FDK 算法略有改善,但伪影问题仍存在;本算法基本无边缘伪影。从 z 轴的重建切片图也能看出,本算法在沿旋转轴方向具有抑制重建灰度下降的效果。

另外还对各算法在不同位置处的重建灰度值进行对比,如图 12 所示。其中图 12(a)~(c)分别对应 $x = 32$ mm、 $y = -32$ mm 和 $z = 70$ mm 处的重建图像,各位置处所对比的灰度序列方向为图 11 中标注的虚线。由图 12 可知,P-FDK 算法与 FDK 算法的灰度曲线重合,在大锥角重建时都有严重的灰度下降问题,而本算法的灰度曲线相较于 T-FDK 算法有明显的提升,与理

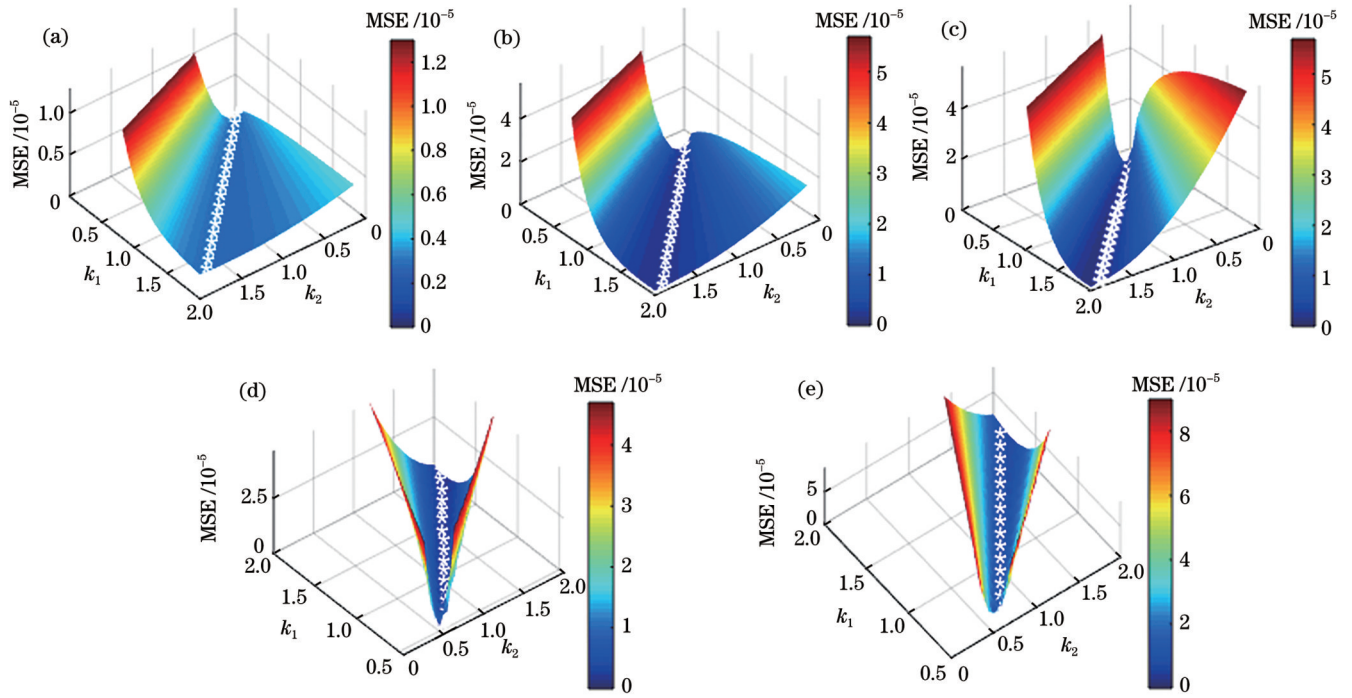


图 10 各锥角下采用不同参数组合重建的均方误差曲面图。(a)15°锥角;(b)23°锥角;(c)30°锥角;(d)40°锥角;(e)50°锥角
 Fig. 10 Plots of mean square error surfaces reconstructed using different parameter combinations for each cone angle. (a) 15° cone angle; (b) 23° cone angle; (c) 30° cone angle; (d) 40° cone angle; (e) 50° cone angle

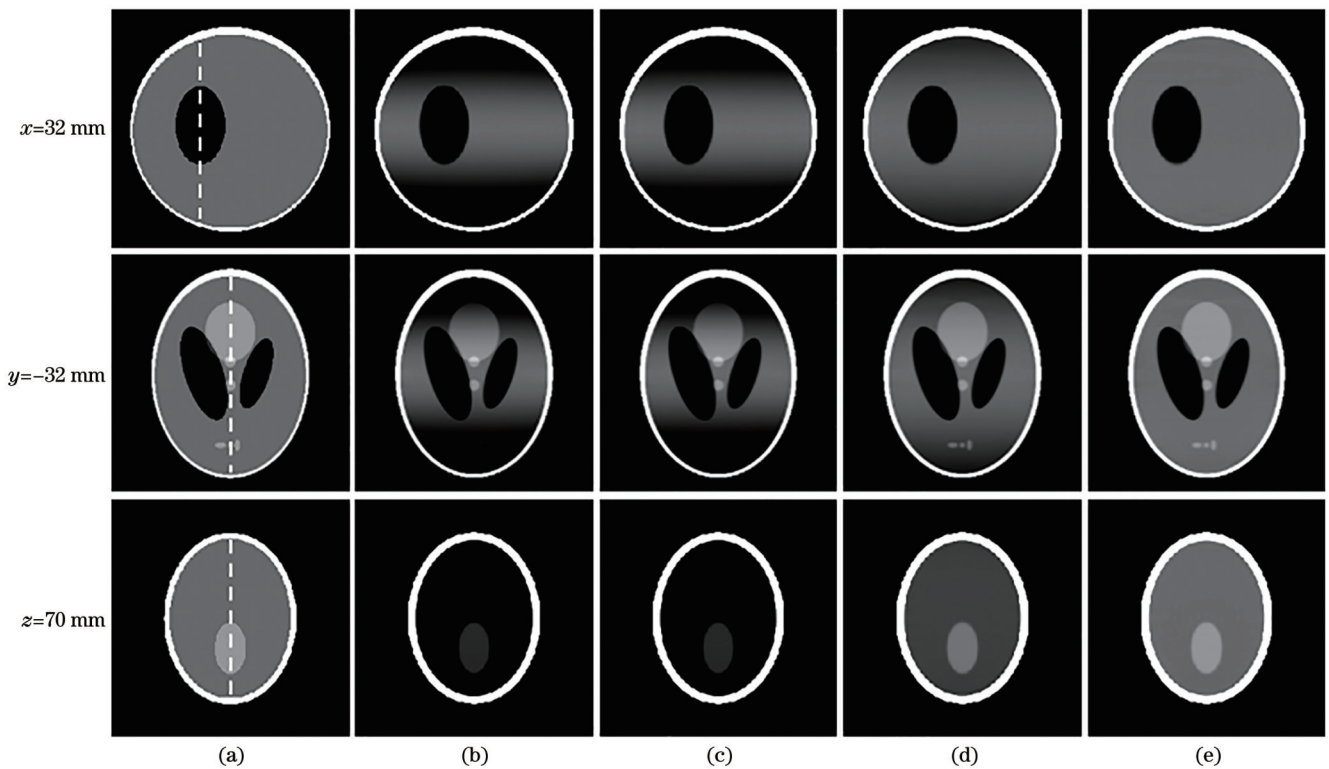


图 11 各算法的重建图像对比。(a)理想图像;(b) FDK;(c) P-FDK;(d) T-FDK;(e)所提算法
 Fig. 11 Comparison of reconstructed images for each algorithm. (a) Ideal image; (b) FDK; (c) P-FDK; (d) T-FDK; (e) proposed algorithm

想灰度值基本一致。由此可见,在大锥角重建下,本算法可以很好地抑制重建图像灰度下降的问题,以此改善边缘伪影,提升重建效果。

此外,为了研究本算法在不同锥角下的重建效果,在 15°、23°、40°和 50°的锥角条件下进行了对比重建。以 $y = -32$ mm 处的重建切片图像为例,结果如图 13

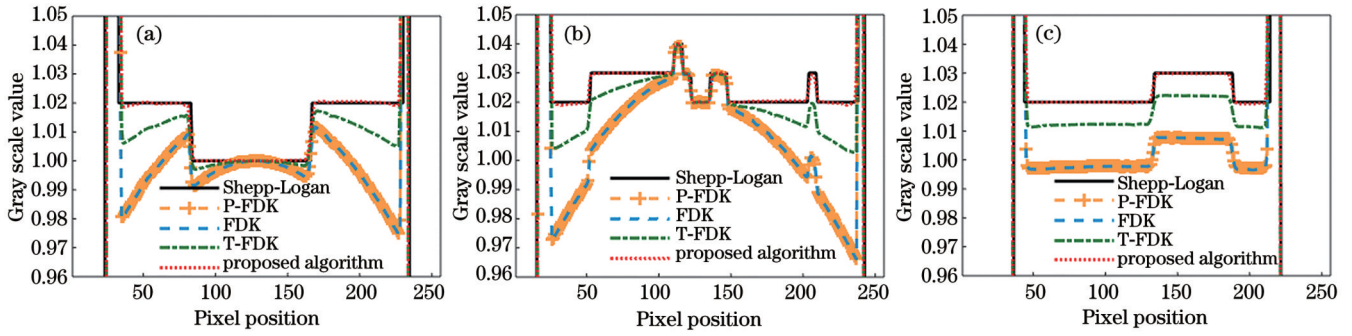


图 12 各算法不同位置重建图像的灰度值对比。(a) $x=32$ mm; (b) $y=-32$ mm; (c) $z=70$ mm

Fig. 12 Gray scale value comparison of reconstructed images at different locations for each algorithm. (a) $x=32$ mm; (b) $y=-32$ mm; (c) $z=70$ mm

所示,其中图 13(a)~(d)分别对应 15° 、 23° 、 40° 和 50° 的锥角,显示范围为 $[1.00, 1.05]$ 。随着锥角逐渐增大,相较于其他算法,本算法的重建伪影依然最小,可见其

在大锥角重建下仍具有抑制边缘伪影的能力。当锥角在 40° 以上时,虽然也显现伪影,但整体重建效果仍然保持良好。

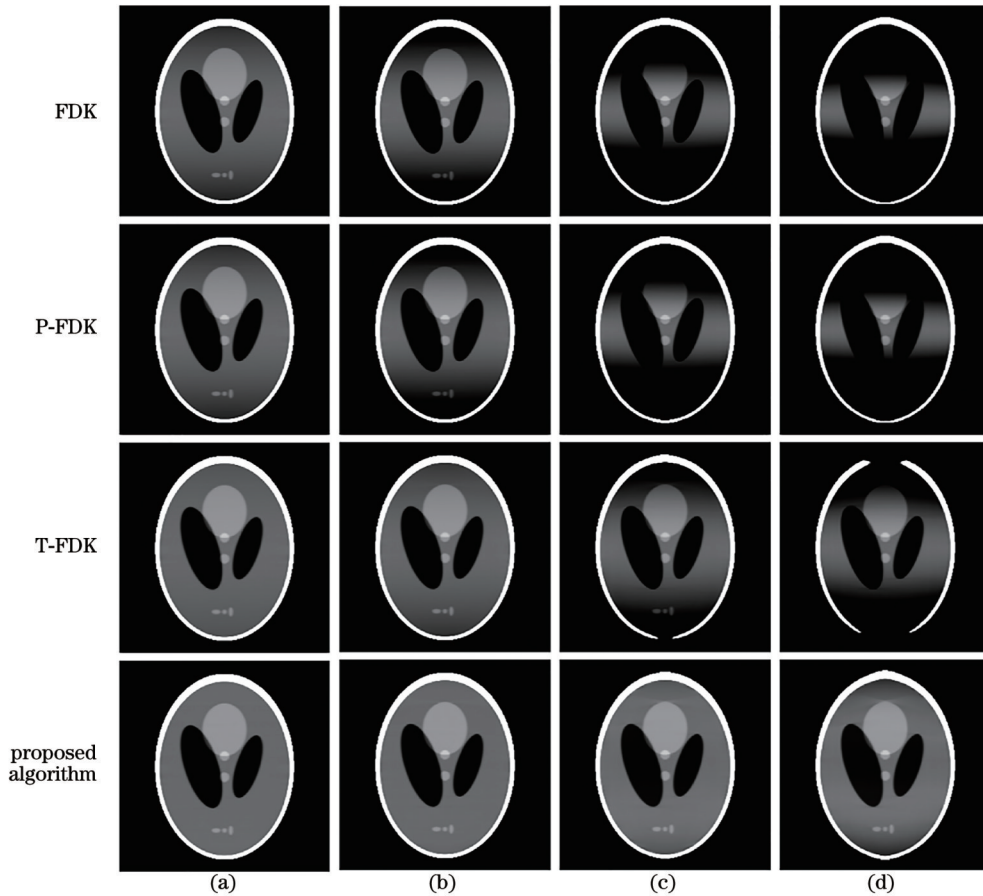


图 13 不同锥角下各算法重建图像对比。(a) 15° 锥角; (b) 23° 锥角; (c) 40° 锥角; (d) 50° 锥角

Fig. 13 Comparison of reconstructed images for every algorithm at different cone angles. (a) 15° cone angle; (b) 23° cone angle; (c) 40° cone angle; (d) 50° cone angle

3.2 板状物重建模拟及应用

在验证了所提算法有效性的基础上,本节将其结合 CLRP 转换方法,利用图 14(a)所示自行设计的多层印制电路板(PCB)模型对转换后的 CT 投影进行了仿真重建和横向对比,以验证其在板状物重建中的适用性。

仿真采用 CL 扫描获取 PCB 模型的投影数据,实

验所采用的参数如表 2 所示。以 120° 扫描角度为例,图 14(b)~(d)分别展示了 PCB 模型的 CL 投影、CLRP 转换后的 CT 投影和数据重排后的投影。根据所提重建参数的计算方法,得到了转换后等效 CT 扫描系统的参数:射线源到旋转中心和探测器平面的距离 R_{CT} 和 D_{CT} 分别为 869.33 mm 和 1642.07 mm,射线源的焦

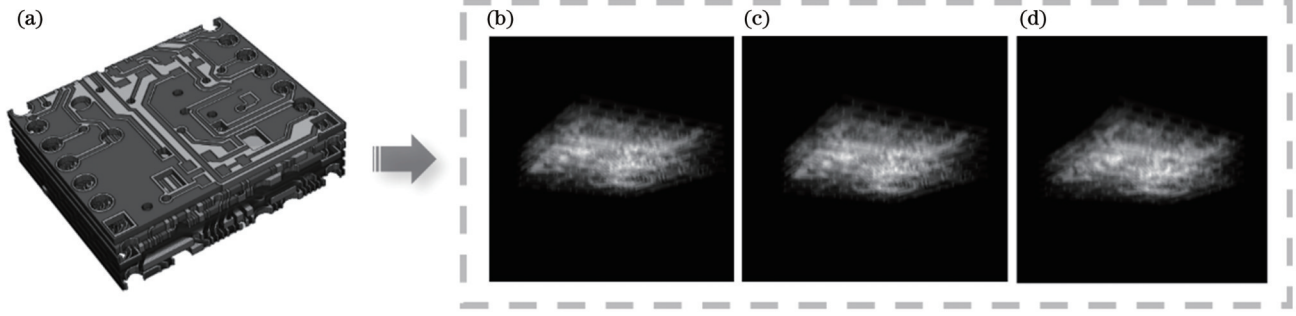


图 14 CLRP 转换前后及数据重排的投影示意图。(a) 多层 PCB 模型; (b) CL 投影; (c) CLRP 转换后的 CT 投影; (d) 数据重排后的投影

Fig. 14 Projection schematic before and after CLRP conversion and data rearrangement. (a) Multilayer PCB model; (b) CL projection; (c) CT projection after CLRP conversion; (d) projection after data rearrangement

表 2 PCB 多层板模型模拟重建参数

Table 2 Multilayer PCB model simulation reconstruction parameters

Parameter name	Parameter value
Distance from radiation source to center of rotation /mm	900
Distance from source to detector /mm	1700
Rotary axis tilt angle /($^{\circ}$)	75
Rotary angular stepping /($^{\circ}$)	1
Detector size /($\text{mm} \times \text{mm}$)	1024 \times 1024
Detector pixel size /($\text{mm} \times \text{mm}$)	2 \times 2
Model reconstruction dimension /($\text{mm} \times \text{mm} \times \text{mm}$)	323 \times 378 \times 102
Reconstructed voxel size /($\text{mm} \times \text{mm} \times \text{mm}$)	1 \times 1 \times 1

点坐标 F'_{CT} (F'_{CTj} , F'_{CTi}) 为 (507, 277), 数据重排后的焦点坐标 F''_{CT} (F''_{CTj} , F''_{CTi}) 为 (507, 262)。

PCB 模型的理想图像、FDK 和本算法的重建图像如图 15 所示, 其中图 15(a)~(f) 分别为 PCB 模型第 6、

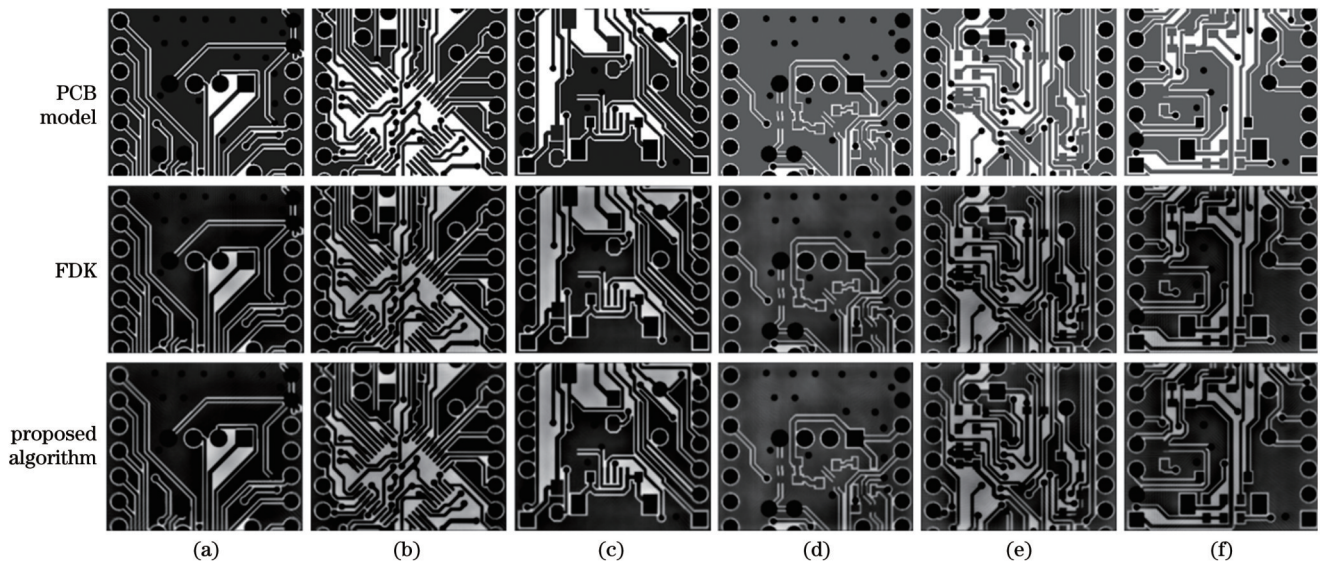


图 15 多层 PCB 模型各层重建图像对比。(a) 第 6 层; (b) 第 24 层; (c) 第 42 层; (d) 第 60 层; (e) 第 78 层; (f) 第 96 层

Fig. 15 Comparison of reconstructed images for each layer of multilayer PCB model. (a) Layer 6; (b) layer 24; (c) layer 42; (d) layer 60; (e) layer 78; (f) layer 96

24、42、60、78 和 96 层的重建图像。转换后的 CT 投影因等效锥角增大,各层重建切片图均出现灰度下降的现象。对其中一层进行可视化分析,结果如图 16 所示。图 16(a)、(b)分别对应 FDK 算法和本算法重建,矩形框标注了待分析的两个感兴趣区域(ROI),圆点

线和虚线框分别对应 FDK 算法和本算法。图 16(c)、(d)分别为 ROI 放大图。灰度下降严重,导致 FDK 算法得到的重建层中的圆孔部分细节被淹没在伪影中,而本算法由于抑制了部分灰度下降,因此比 FDK 算法的伪影更少、细节更清晰。

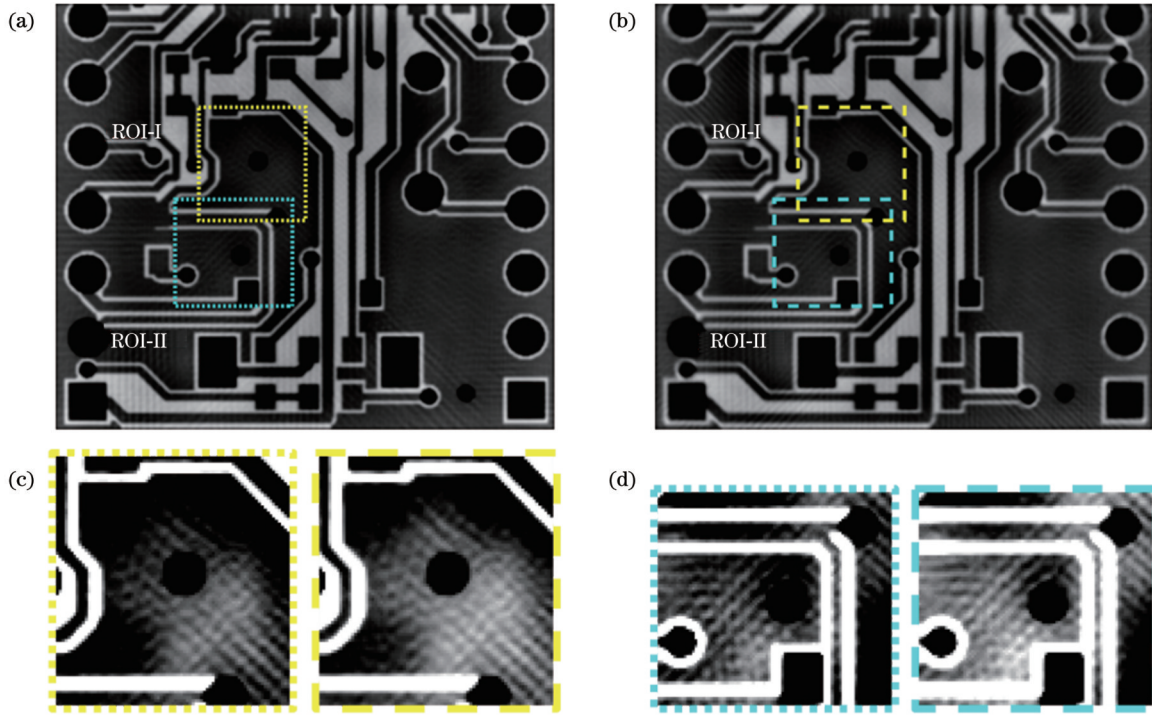


图 16 多层 PCB 模型重建细节部分对比。(a) FDK 重建;(b)本算法重建;(c) ROI-I 对比;(d) ROI-II 对比

Fig. 16 Comparison of detailed parts of multilayer PCB model reconstruction. (a) FDK reconstruction; (b) reconstruction by proposed algorithm; (c) ROI-I comparison; (d) ROI-II comparison

对重建图像进行了量化分析,结果如表 3 所示,计算了各算法重建图像的均方根误差(RMSE)和峰值信噪比(PSNR)。均方根误差和峰值信噪比是衡量模型预测值与实际值差异的常用参数,均方根误差越小、峰值信噪比越大表示图像差异越小。由表 3 可

知,本算法比 FDK 算法的均方根误差更小、峰值信噪比更大。这说明了由于本算法在大锥角重建下能够有效抑制灰度下降,因此使重建图像更加接近理想图像。验证了本算法在减少边缘伪影、保持重建质量方面的效果。

表 3 重建图像量化分析

Table 3 Quantitative analysis of reconstructed images

Evaluation indicator	FDK		Proposed algorithm	
	ROI-I	ROI-II	ROI-I	ROI-II
RMSE	84.4731	76.7704	78.9303	71.3084
PSNR	9.5964	10.4269	10.1859	11.0680

为了进一步研究所提算法在实际应用中的可行性,利用如图 17(a)所示的 CL 扫描系统对 PCB 进行了投影采集。该系统由日本滨松 L9181-02 微焦点 X 射线源、上海亦瑞 NDT0505J 动态平板探测器、运动控制系统及铅防护结构组成。PCB 样品及其投影如图 17(b)所示。CL 扫描系统几何参数如表 4 所示。

分别利用 FDK 算法和本算法对经过转换后的 CT 投影进行重建,PCB 样品的实际重建效果如图 18 所示,展示了各算法重建的电子元件和线路所在的层。由图 18(a)、(b)及其放大区域可知,本算法的重建图像可以明确地区分 PCB 中的电阻、电容、晶振、稳压管、芯片引脚和排针等,而且相较于 FDK 算法更为清晰,而 FDK 算法重建效果引脚部分较为模糊。同样,

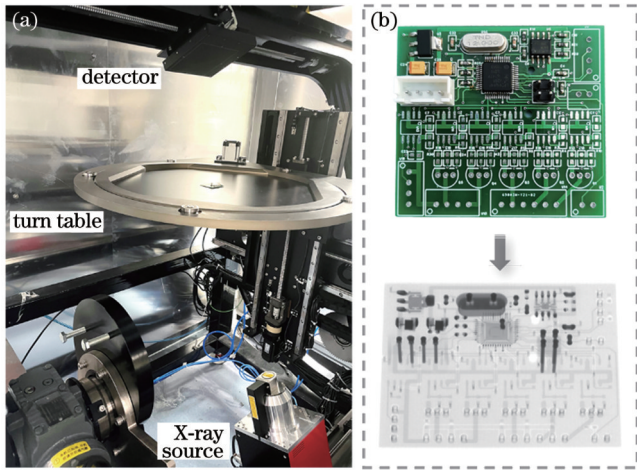


图 17 CL 扫描系统及样品。(a) CL 扫描系统；(b)待重建样品
Fig. 17 CL scanning system and sample. (a) CL scanning system; (b) sample to be reconstructed

表 4 CL 系统几何参数

Table 4 Geometric parameters of the CL system

Parameter name	Parameter value
Distance from radiation source to center of rotation /mm	556.22
Distance from source to detector /mm	851.02
Rotary axis tilt angle /($^{\circ}$)	31
Rotary angular stepping /($^{\circ}$)	1
Detector pixel size /($\mu\text{m} \times \mu\text{m}$)	85.00 \times 85.00
Reconstructed voxel size / ($\mu\text{m} \times \mu\text{m} \times \mu\text{m}$)	55.56 \times 55.56 \times 55.56

由图 18(c)、(d)及其放大区域可知,本算法重建图像相较于 FDK 算法能够清晰地识别线路的布局和走向,通孔部分也清晰可见。图像整体的重建质量和分辨率都能够满足实际应用中的需求,说明了所提方法在板状物体 CL 扫描重建中的可行性。

在 X 射线三维重建中,重建效率也是影响其实际应用价值的一个重要因素。为了进一步分析将本算法运用在板状物重建中的重建效率,以所采用的 PCB 样品为例,对本算法和 FDK 算法的实际运行时间进行了

表 5 各算法的运行时间

Table 5 Running time of different algorithms

unit: s

Algorithm	CL projection conversion	Cone beam rearrangement	Weighting, filtering and backprojection	Total time
FDK		0	268	301
Proposed algorithm	33	99	435	567

此外,本算法可能存在一些不足之处,即当投影角度稀疏时,锥束重排的插值会使重建图像的空间分辨率有所下降。但在工程应用中,与医学领域不同的是,对于电子器件等的检测可以不需要过于关注辐射剂量对样品的影响,因此可以通过增加投影数量来解

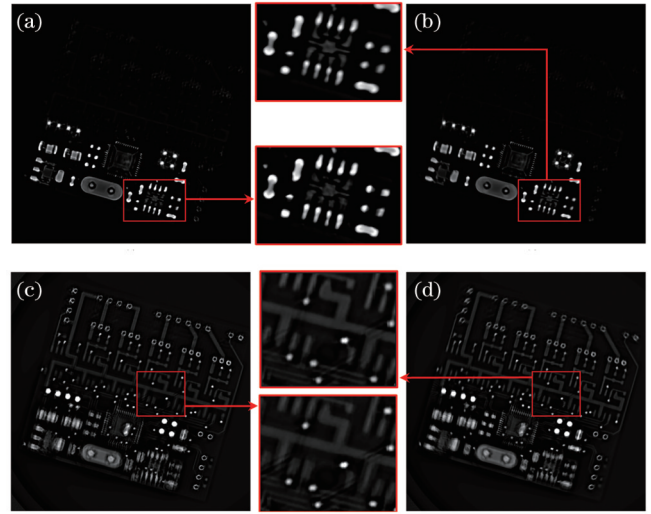


图 18 PCB 实际重建效果对比。(a) FDK 算法重建元件层；(b)本算法重建元件层；(c) FDK 算法重建线路层；(d)本算法重建线路层

Fig. 18 Comparison of actual PCB reconstruction results. (a) Component layer reconstructed by FDK algorithm; (b) component layer reconstructed by the proposed algorithm; (c) built line layer reconstructed by FDK algorithm; (d) built line layer reconstructed by the proposed algorithm

对比,结果如表 5 所示,运行时所采用的硬件环境:中央处理器(CPU)为 i5-12490F,内存为 32 GB,操作系统为 64 bit。FDK 算法在重建板状物时需要投影转换和加权、滤波反投影步骤,总用时 301 s。本算法结合投影转换重建相较于 FDK 算法增加了锥束重排步骤,总用时 567 s,是 FDK 算法的 1.8 倍左右,重建效率与 FDK 算法相比略有下降。投影转换作为前置步骤耗时较少,影响不大。但转换后的 CT 投影会因几何映射关系从而增加投影矩阵尺寸,因此在锥束重排、加权、滤波和反投影重建时会耗费一定的时间,这是导致本算法重建效率有所下降的主要原因。在实际工程应用中,可以通过并行计算的方法来解决该问题。此外,除本算法重建过程中的滤波反投影算法具有易于加速计算的优点外,并行计算同样可应用于锥束重排以加速计算。

决插值所产生的问题。总之,针对板状物重建提出的变滤波路径算法在结合投影转换时具有一定的提升效果,而且所采用的扫描方式简单易行,算法的实现过程也较为便捷,在板状物重建中具有一定的应用意义。

4 结 论

为解决 FDK 算法在大锥角重建的灰度下降和边缘伪影问题,提出了基于滤波路径变换的重建算法,通过双参数组合调节投影曲面来间接改变滤波路径,以提高重建效果,并结合 CLRP 方法将其应用于板状物重建。模拟实验的重建误差表明,本算法在 $k_2 = k_1$ 的滤波路径下重建误差最小,与理想图像接近。而且本算法相较于其他算法在大锥角重建时有着更小的边缘伪影,重建效果提升明显。本算法在结合投影转换方法的模拟重建中伪影更少、误差更小,而且实际重建效果清晰,证明了本算法应用于板状物重建时的可行性。但由于增加了锥束重排步骤,重建效率略有下降,而且当投影角度稀疏时,重建的空间分辨率也可能会有所下降。因此,如何利用并行计算提高算法效率及解决重排中的插值所导致的空间分辨率下降问题是下一步研究的方向。

参 考 文 献

- [1] 刘昊鑫, 赵源萌, 张存林, 等. 基于改进 U-net 的牙齿锥形束 CT 图像重建研究[J]. 中国激光, 2022, 49(24): 2407207.
Liu H X, Zhao Y M, Zhang C L, et al. Study on tooth cone beam CT image reconstruction based on improved U-net network[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(24): 2407207.
- [2] 杨勃, 赵于前, 张帆, 等. 基于空间模糊 C 均值和图割的肝脏 CT 序列图像分割[J]. 激光与光电子学进展, 2022, 59(12): 1217002.
Yang Q, Zhao Y Q, Zhang F, et al. Liver segmentation from CT volumes based on spatial fuzzy C-means and graph cuts[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2022, 59(12): 1217002.
- [3] 王鸿飞, 马士青, 闵雷, 等. 基于图像分割和全变分的肺 CT 图像增强[J]. 中国激光, 2022, 49(20): 2007210.
Wang H F, Ma S Q, Min L, et al. Lung CT image enhancement based on image segmentation and total variational [J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(20): 2007210.
- [4] 杨萍, 张鑫, 温帆, 等. 基于双路径交叉融合网络的肺结节 CT 图像分类方法[J]. 激光与光电子学进展, 2024, 61(8): 0810002.
Yang P, Zhang X, Wen F, et al. Pulmonary nodule computed tomography image classification method based on dual-path cross-fusion network[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2024, 61(8): 0810002.
- [5] Oppermann M, Zerna T. High resolution X-ray CT for advanced electronics packaging[C]. AIP Conference Proceedings, 2017, 36: 130005.
- [6] Villaraga-Gómez H, Bell J D. Modern 2D & 3D X-ray technologies for testing and failure analysis[C]//ISTFA 2019: Conference Proceedings from the 45th International Symposium for Testing and Failure Analysis, November 10–14, 2019, Portland, Oregon USA. New York: ASM International, 2019: 14-19.
- [7] Bauer W, Bessler F T, Zabler E, et al. Computer tomography for nondestructive testing in the automotive industry[J]. Proceedings of SPIE, 2004, 5535: 464-472.
- [8] Pietsch P, Wood V. X-ray tomography for lithium ion battery research: a practical guide[J]. Annual Review of Materials Research, 2017, 47: 451-479.
- [9] Cnudde V, Boone M N. High-resolution X-ray computed tomography in geosciences: a review of the current technology and applications[J]. Earth Science Reviews, 2013, 123: 1-17.
- [10] Zuber M, Laab M, Hamann E, et al. Augmented laminography, a correlative 3D imaging method for revealing the inner structure of compressed fossils[J]. Scientific Reports, 2017, 7: 41413.
- [11] Vászárhelyi L, Kónya Z, Kukovec Á, et al. Microcomputed tomography-based characterization of advanced materials: a review[J]. Materials Today Advances, 2020, 8: 100084.
- [12] du Plessis A, Yadroitsev I, Yadroitsava I, et al. X-ray microcomputed tomography in additive manufacturing: a review of the current technology and applications[J]. 3D Printing and Additive Manufacturing, 2018, 5(3): 227-247.
- [13] 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.
- [14] Sun L, Zhou G J, Qin Z R, et al. A reconstruction method for cone-beam computed laminography based on projection transformation[J]. Measurement Science and Technology, 2021, 32(4): 045403.
- [15] Feldkamp L A, Davis L C, Kress J W. Practical cone-beam algorithm[J]. Journal of the Optical Society of America A, 1984, 1(6): 612-619.
- [16] Tuy H K. An inversion formula for cone-beam reconstruction[J]. SIAM Journal on Applied Mathematics, 1983, 43(3): 546-552.
- [17] Smith B D. Image reconstruction from cone-beam projections: necessary and sufficient conditions and reconstruction methods[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1985, 4 (1): 14-25.
- [18] Grass M, Köhler T, Proksa R. Angular weighted hybrid cone-beam CT reconstruction for circular trajectories[J]. Physics in Medicine and Biology, 2001, 46(6): 1595-1610.
- [19] Grass M, Köhler T, Proksa R. Weighted hybrid cone beam reconstruction for circular trajectories[C]//2000 IEEE Nuclear Science Symposium. Conference Record (Cat. No.00CH37149), October 15–20, 2000, Lyon, France. New York: IEEE Press, 2002: 15/1-15/2.
- [20] Mori S, Endo M, Komatsu S, et al. A combination-weighted Feldkamp-based reconstruction algorithm for cone-beam CT[J]. Physics in Medicine and Biology, 2006, 51(16): 3953-3965.
- [21] Grimmer R, Oelhafen M, Elström U, et al. Cone-beam CT image reconstruction with extended z range[J]. Medical Physics, 2009, 36(7): 3363-3370.
- [22] Tang X Y, Hsieh J, Hagiwara A, et al. A three-dimensional-weighted cone beam filtered backprojection (CB-FBP) algorithm for image reconstruction in volumetric CT under a circular source trajectory[J]. Physics in Medicine and Biology, 2005, 50 (16): 3889-3905.
- [23] Hu H. An improved cone-beam reconstruction algorithm for the circular orbit[J]. Scanning, 1996, 18(8): 572-581.
- [24] Zeng K, Chen Z Q, Zhang L, et al. An error-reduction-based algorithm for cone-beam computed tomography[J]. Medical Physics, 2004, 31(12): 3206-3212.
- [25] Zhu L, Starman J, Fahrig R. An efficient estimation method for reducing the axial intensity drop in circular cone-beam CT[J]. International Journal of Biomedical Imaging, 2008, 2008: 242841.
- [26] Turbell H. Cone-beam reconstruction using filtered backprojection[M]. Linköping: Linköping University Electronic Press, 2001: 41-45.
- [27] Grass M, Köhler T, Proksa R. 3D cone-beam CT reconstruction for circular trajectories[J]. Physics in Medicine and Biology, 2000, 45(2): 329-347.
- [28] Li L, Xing Y X, Chen Z Q, et al. A curve-filtered FDK (C-FDK) reconstruction algorithm for circular cone-beam CT[J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2011, 19(3): 355-371.
- [29] Li L, Xing Y X, Chen Z Q, et al. A new curve-filtered FDK-type algorithm for circular cone-beam CT reconstruction[C]//IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference, October 30-November 6, 2010, Knoxville, TN,

X-Ray Three-Dimensional Reconstruction Algorithm of Plate-Like Objects Based on Filter Path Transformation

Mu Ziyang, Lu Rongsheng*, He Pan, Zhang Guilin, Fang Mingtao

School of Instrument Science and Opto-Electronics Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, Anhui, China

Abstract

Objective Computed tomography (CT) is a widely used technique for the reconstruction of the internal structure of three-dimensional (3D) objects. The technique can obtain information about the interior of an object under non-contact and non-destructive conditions. Therefore, it is widely used in the fields of industry, medicine, geology, and material science. In the electronics industry, computed laminography (CL) is often used to collect projection data, so as to perform quality inspection and failure analysis of integrated circuits, multilayer printed boards, and other plate-like electronic devices. However, CL scanning causes interlayer aliasing in the reconstructed image. The current preferred method is to convert the CL projection to an equivalent CT projection with large cone angles using a projection transformation method called CL reprojection (CLRP) and then reconstruct them using the Feldkamp-Davis-Kress (FDK) algorithm. However, the FDK algorithm suffers from gray-scale degradation and edge artifacts during the reconstruction of large cone angles, which affects the reconstruction quality. In this study, we propose a filter path transformation algorithm based on data rearrangement. This algorithm can reduce the gray-scale degradation and edge artifacts of the reconstructed image during large cone angle reconstruction. In addition, we apply the algorithm to the 3D reconstruction of plate-like objects by combining it with the projection transformation method. It is expected to improve the reconstruction effect when the CL projection is converted to an equivalent CT projection with large cone angles.

Methods In this study, a filter path transformation-based reconstruction algorithm was proposed and applied to the reconstruction of the plate-like object. This was achieved by converting the projection of the plate-like object acquired by CL scanning to an equivalent CT projection with large cone angles by the CLRP method, and then the proposed algorithm was applied to realize the 3D reconstruction of the plate-like object. This algorithm utilized two parameters to rearrange the CT projection and adjusted the projection surface to change the longitudinal coordinates of the projected data for filter path transformation. In addition, we derived the method for calculating the parameters of this algorithm during reconstruction based on the projection transformation method. With the help of these parameters, it is possible to realize the 3D reconstruction of the plate-like object. In order to investigate the effect of filter paths on the reconstruction results, we used the 3D Shepp-Logan model for simulation and reconstruction. The reconstruction errors for different parameter combinations were counted, and the error surface was plotted for demonstration. Then, we compared the proposed algorithm with other algorithms for reconstruction to verify the effectiveness of the proposed algorithm. In addition, we designed a printed circuit board (PCB) model to verify the effectiveness of the proposed algorithm combined with the projection transformation method in plate-like object reconstruction. Finally, in order to investigate the feasibility of the proposed method in practical applications, we also used CL scanning equipment to reconstruct real PCB samples and objectively analyzed the efficiency and flaws of this algorithm.

Results and Discussions In this paper, we investigate the effect of filter paths on the reconstruction results of the proposed algorithm. The experimental results indicate that when reconstruction is performed under conditions of unequal parameters, black or white artifacts then appear at both ends of the reconstructed image (Fig. 8). The error is minimized when the reconstruction is performed under the condition that the two parameters are equal, and the most desirable reconstruction results can be obtained (Fig. 10). This shows that the proposed algorithm can optimize the reconstruction by corresponding filter path reconstruction under the condition that the two parameters are equal. We reconstruct the proposed algorithm in comparison with FDK, P-FDK, and T-FDK algorithms under this filter path. The result is that the proposed algorithm has fewer edge artifacts than other algorithms when the cone angle increases, and the reconstruction results are

more satisfactory (Figs. 11 and 13). The simulated reconstruction and comparison of the converted CT projection with large cone angles are carried out by using the PCB model to examine the viability of the proposed algorithm in the CL scanning reconstruction of plate-like objects. This is done based on the verification of the reconstruction effect of the proposed algorithm. The results show that compared with the FDK algorithm, the reconstruction effect of this algorithm has fewer artifacts (Fig. 16), and the quantitative evaluation index of the reconstructed image is more satisfactory (Table 3). In addition, the reconstruction results of PCB samples show that the reconstructed images of the proposed algorithm have fewer artifacts and sharper images (Fig. 18). These results demonstrate the feasibility of this algorithm in plate-like object reconstruction. Finally, as shown by the comparison of reconstruction time (Table 5), the proposed algorithm takes more time for reconstruction. Despite the decrease in efficiency, it has the advantage of being suitable for parallel accelerated computation and can reduce the reconstruction time to an acceptable range. Moreover, the effect of interpolation on the spatial resolution of the reconstruction of this algorithm can be solved by increasing the number of projections. Therefore, the proposed algorithm still has practical application value.

Conclusions In this paper, we propose a filter path transformation-based reconstruction algorithm to improve the gray-scale degradation and edge artifacts during FDK reconstruction of large cone angles and enhance the quality of reconstructed images. The experimental results show that this algorithm can effectively reduce the edge artifacts under the condition of equal parameters. Compared to other algorithms, the proposed algorithm performs better in large cone angle reconstruction. In addition, the combination of this algorithm with the projection transformation method is applied to the 3D reconstruction of plate-like objects, and the reconstructed images are clearer and have smaller errors than images reconstructed by the FDK algorithm. Although the reconstruction speed of this algorithm is degraded, the efficiency can be improved by parallel acceleration in real engineering applications. Moreover, the degradation of the spatial resolution of the reconstructed images can be reduced by increasing the number of projections. Overall, the algorithm proposed in this paper can reduce the artifacts in FDK reconstruction with large cone angles, and it is simple and easy to implement, so it has practical applications in plate-like object reconstruction.

Key words X-ray optics; computed tomography; three-dimensional reconstruction; filter path; projection conversion