

BPF 算法赋能大视场直线扫描显微计算机断层成像

汪志胜^{1,2}, 李尚舆^{1,2}, 李宗峰^{1,2}, 邓子涵^{1,2}, 林乐赓^{1,2}, 崔俊宁^{1,2,*}

(1. 哈尔滨工业大学 超精密光电仪器工程研究所, 黑龙江哈尔滨 150080; 2. 哈尔滨工业大学 超精密仪器技术及智能化工信部重点实验室, 黑龙江哈尔滨 150080)

摘要: 显微计算机断层扫描 (Micro-CT) 是一种广泛使用的最先进的仪器, 用于研究各个领域中的物体的形态结构。然而, 其小视场不能满足以高空间分辨率对相对较大的物体成像的迫切需求。最近, 一种实用的多段源平移 CT 仪器 (mSTCT) 被开发与应用, 该模式有效地放大了 Micro-CT 的成像视场。针对 mSTCT, 本文提出两种基于反投影滤波 (BPF) 的算法——S-BPF (沿源轨迹微分) 和 D-BPF (沿探测器微分)。与以往基于虚拟投影的滤波反投影算法 (V-FBP) 算法相比, D-BPF 可以用更少的投影实现高分辨率重建, 而 S-BPF 算法虽不能节省投影数据, 但其分辨率相较于 D-BPF 算法更为均匀。

关键词: 显微计算机断层扫描; 投影截断; 多源平移; 反投影滤波

中图分类号: TP391.41

文献标识码: A

BPF Algorithm Empowers Large Field of View Linear Scanning Microscopic Computed Tomography

Wang Zhisheng¹, Li Shangyu¹, Li Zongfeng¹, Deng Zihan¹, Lin Legeng¹, Cui Junning¹

(1. Center of Ultra-precision Optoelectronic Instrument engineering, Harbin Institute of Technology, Harbin, 150080, China; 2. Key Lab of Ultra-Precision Intelligent Instrumentation (Harbin Institute of Technology), Ministry of Industry and Information Technology, Harbin 150080, China)

Abstract: Micro-computed tomography (micro-CT) is a widely used state-of-the-art instrument employed to study the morphological structures of objects in various fields. However, its small field-of-view (FOV) cannot meet the pressing demand for imaging relatively large objects at high spatial resolutions. To address this issue, a novel scanning mode called multiple source translation CT (mSTCT) that effectively enlarges the FOV of the micro-CT and two backprojection-filtration (BPF)-based algorithms for mSTCT—S-BPF (derivatives along source) and D-BPF (derivatives along detector) have been correspondingly developed. Compared with the traditional filtered backprojection algorithm (V-FBP), D-BPF can achieve high-resolution reconstruction with fewer

projections, while S-BPF algorithm cannot save projection data, but its resolution is more uniform compared to D-BPF algorithm.

Keywords: micro-computed tomography; projection truncation; multiple source translation computed tomography; backprojection filtration

1 设计背景与应用价值

1.1 设计背景

近年来, 显微计算机断层扫描 (micro-CT) 已广泛应用于各个领域, 对物体的内部微观结构进行非侵入性和高分辨率的研究^[1]。大多数商业微型 CT 系统采用圆形扫描模式来从 360 度内的各个方向角度获取投影数据, 简称为 RCT 扫描模式。在 RCT 系统中, 视场 (FOV) 是探测器和 X 射线源形成的三角形的内切球, 视场的大小主要取决于探测器的尺寸, 当放大倍率较高时, 必须将对象限制在 FOV 内, 以避免重建图像中的截断伪影。商用探测器只能提供 0.3 毫米至 3.0 毫米的 FOV, 空间分辨率在 0.1 微米至 1.0 微米之间。然而, 在许多情况下, 需要更大的高分辨率 FOV, 例如对无法裁剪成适当大小的生物标本或化石进行成像^[2], 从而表征大面积上微小特征的 3D 分布^[3]。

为了解决这个问题, 在过去的几十年里, 已经开发了几种技术来扩大微型 CT 的 FOV。其中, 有一种多源平移方法结构简单、效果良好, 可以用来放大微 CT 系统的成像视场。多段源平移 CT (mSTCT) 由具有不同平移角度的源平移 CT (STCT) 扫描组成。在每段 STCT 扫描中, 物体被放置在靠近射线源但远离 FPD 的位置, 以实现大的几何放大率^[4]。在扫描期间, 源沿着平行于固定 FPD 的线平移, 以从不同角度获取投影数据。在 mSTCT 中, 投影视图被截断, 因为来自每个源位置的锥形束 X 射线只能照射对象的一部分, 因此, 在这种成像模型下应用传统的滤波反投影 (FBP) 算法重建图像存在一定困难, 因为在滤波步骤中需要非截断投影视图。几十年来, 人们提出了不同的方法来处理放大 FOV 扫描模式中的截断投影视图, 其中有一种为 mSTCT 开发的基于虚拟投影的 FBP (V-FBP) 算法, 其虚拟投影视图是从每个探测器元发射的一组测量射线^[5]。得益于 mSTCT 的几何结构, 可以将获取的截断投影视图重新组合为虚拟投影视图, 而无需插值。在 V-FBP 中, 每个虚拟投影视图都被单独滤波, 这相当于沿着源轨迹进行滤波, 其截止频率取决于源采样频率。但是, 源采样频率应大于投影数据中最高频率的两倍, 以避免高频信息和空间分辨率的损失。因此, 我们需要对数千个投影视图进行采样, 以通过 V-FBP 实现高分辨率重建, 这导致了耗时的

采集过程和存储数据集的巨大内存需求。因此，急需一种可以解决低源采样频率下的投影视图截断问题的重建算法。

1.2 应用价值

本设计提出了基于 mSTCT 扫描模型的扩大视场反投影滤波型重建算法，有效地避免了投影截断所带来的重建误差，在保证高分辨率成像的同时大幅度提高了重建效率与成像视场，为计算机断层成像在文物考古、工业无损检测、材料内部结构表征等各领域的进一步应用做出了贡献。

2 创新点与优势

1) 基于 mSTCT 提出了一种 BPF 型重建算法，并消除了投影截断误差。

BPF 由两个步骤组成：通过根据扫描模式对投影的导数进行反投影来计算差分反投影（DBP）图像；以及通过计算 DBP 图像上的希尔伯特变换的有限反演来获得最终重建。这里，导数是沿着探测器实现的，从而放宽了对源采样的要求。为了避免截断边界处的导数误差传播到整个 DBP 图像，本设计还提出了一种分割丢弃截断边界处的差分数据的方法。

2) 通过沿源、探测器对投影数据进行微分，分别实现了源采样频率的降低和分辨率稳定性的提高。

本设计通过分别沿源、探测器对投影数据进行微分，得到了两个 DBP 公式。为了区分这两个公式，本设计将沿着探测器微分的 DBP 图像称为 D-DBP，并将沿着源微分的 DBP 称为 S-DBP。可以观察到，这两个公式在不同的投影张数下产生了不同的重建结果，本设计对这一现象进行了理论分析。

3) 推导了 mSTCT 扫描模式在二维和三维情况下的 D-DBP 和 S-DBP 公式，并进行了重建实验，结果表明可有效提高重建效率。

本设计进行了模拟和实际实验，以证明所开发的用于 mSTCT 重建的 BPF 算法在减少源采样数量的同时处理截断投影视图的有效性。

3 实现方案简介

3.1 设计原理

图 3-1 展示了具有不同平移角度 STCT 组成的 mSTCT 扫描模式。具有平移角度 θ 的 STCT 的投影可以公式化为

$$p_{\theta}(\lambda, u) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - r) dx dy \quad (3.1)$$

式中

$$r = \frac{\lambda h + ul}{\sqrt{(l+h)^2 + (\lambda-u)^2}}, \quad \varphi = \theta + \arctan\left(\frac{\lambda-u}{l+h}\right) \quad (3.2)$$

其中, l 表示旋转中心到源轨迹的距离; h 表示旋转中心到物体的距离; $\lambda \in [-s, s]$ 是源索引, 其中 s 是源轨迹的一半长度; $u \in [-d, d]$ 是探测器索引, d 是探测器的半长; r 是从原点到测量射线的带符号距离; φ 是射线与 y 正半轴间的夹角, 如图 3-1 (c) 所示。mSTCT 的视场被定义为具有完全角覆盖的区域^[9], 其半径为

$$R_1 = \frac{sh - dl}{\sqrt{(l+h)^2 + (s+d)^2}} \quad (3.3)$$

图 3-1 (d) 展示了 STCT 的投影。可以观察到沿着探测器 (u 轴) 的投影被截断, 这对使用 FBP 型算法的重建提出了挑战, 因为滤波步骤需要非截断的投影数据。截断边界在频率空间中引入无限高频分量, 并在滤波步骤后产生吉布斯现象, 最终导致重建中的条状伪影。基于 STCT 的几何结构, 可以发现沿着源轨迹 (λ 轴) 的投影是非截断的。然而, 如果沿着源轨迹滤波, 需要采样数千个投影以确保滤波器的截止频率大于高频分量。因此, 本设计试图利用 BPF 算法中微分算子的局部性质来解决截断投影问题。

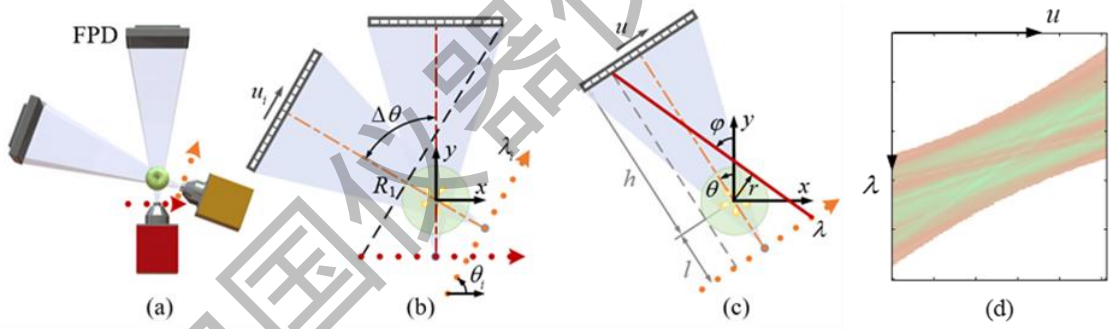


图 3-1 mSTCT 扫描模式。(a) 具有两段 STCT 的 mSTCT 的 3D 几何; (b) 是 (a) 的 2D 横截面; (c) 具有任意平移角度的一段 STCT 的 2D 几何; (d) 一段 STCT 的投影数据

3.2 设计方法

3.2.1 STCT 的扇束 DBP 重建公式建立

Noo 等^[6]导出了一个显式 2D 平行束微分反投影 (differentiated backprojection, DBP) 公式, 如下

$$b_{\eta}(\vec{x}) = \int_0^{\pi} \text{sgn}(\sin(\varphi - \eta)) \frac{\partial}{\partial r} \bar{p}(\varphi, r) d\varphi \quad (3.4)$$

式中 $\vec{x} = (x, y)$ 是待重建点; $\text{sgn}(\cdot)$ 表示符号函数; $\bar{p}(\varphi, r)$ 定义为基于式(3.4)关系的平行束投影; $b_{\eta}(\vec{x})$ 被命名为 DBP 图像, 其与原图存在如下关系:

$$b_{\eta}(\bar{x}) = -2\pi H_{\eta} f(\bar{x}) \quad (3.5)$$

其中, $H_{\eta} f(\bar{x})$ 定义为沿着角度为 η 的一簇平行线对 $f(\bar{x})$ 进行 Hilbert 变换。

最后, 利用 Hilbert 变换的有限逆公式恢复 $f(\bar{x})$ 。

由于 Hilbert 逆变换与 CT 扫描模式无关, 只需推导出 DBP 公式就可主要实现 STCT 的 BPF 重建。与 FBP 型算法的形式一样, 可以在式(3.4)中使用滤波核 $\delta'(r)$ (狄克拉函数 $\delta(r)$ 的导数) 来描述导数:

$$b_{\eta}(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \text{sgn}(\sin(\varphi - \eta)) \bar{p}(\varphi, r') \delta'(x \cos \varphi + y \sin \varphi - r') dr' d\varphi \quad (3.6)$$

用扇形束投影 $p_{\theta}(\lambda, u)$ 代替平行束投影 $p(\varphi, r)$, 可导出 STCT 的初始扇形束 DBP 公式, 如

$$b_{\eta}^{\theta}(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \text{sgn} \left[\sin \left(\theta + \arctan \left(\frac{\lambda - u}{l + h} \right) - \eta \right) \right] \frac{(l + h)^2}{\left[(l + h)^2 + (\lambda - u)^2 \right]^{\frac{3}{2}}} p_{\theta}(\lambda, u) \times \delta' \left(\frac{(l + h)(x \cos \theta + y \sin \theta) - uL - \lambda H}{\sqrt{(l + h)^2 + (\lambda - u)^2}} \right) d\lambda du, \quad (3.7)$$

在式(3.6)中, 滤波器核函数 $\delta'(\cdot)$ 可以取 u 或 λ 的偏导数。基于此, 一个重要的见解是可以导出两种不同形式的重建算法, 这可能会产生不同的有趣的重建结果。

1) D-DBP 公式

上式(3.6)中的滤波核能够被写为

$$\delta' \left(\frac{L}{\sqrt{(l + h)^2 + (\lambda - u)^2}} \left[\frac{(l + h)(x \cos \theta + y \sin \theta) - \lambda H}{L} - u \right] \right) \quad (3.8)$$

式(3.7)可以重写为

$$Db_{\eta}^{\theta}(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\partial}{\partial u} \left\{ \frac{(l + h)^2}{\sqrt{(l + h)^2 + (\lambda - u)^2}} p_{\theta}(\lambda, u) \right\} \Bigg|_{u=u^*} d\lambda + \text{S.T.} \quad (3.9)$$

当 $\theta - \eta = \pi/2$ 时, 可得 $\text{S.T.} = 0$ 且 $\text{sgn} \left[\sin \left(\theta + \arctan \left(\frac{\lambda - u}{l + h} \right) - \eta \right) \right] \equiv 1$, 可以推导出

STCT 的一个更简洁的 D-DBP 公式:

$$Db_n^\theta(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_{-s}^{+s} \frac{1}{L^2} \frac{\partial}{\partial u} \left\{ \frac{(l+h)^2}{\sqrt{(l+h)^2 + (\lambda-u)^2}} p_\theta(\lambda, u) \right\} \Bigg|_{u=u^*} d\lambda \quad (3.10)$$

实际上，微分是一种局部算子，它可以防止像斜率滤波器这样的全局算子将截断误差扩展到整条滤波线。然而，沿着检测器的微分在截断点处仍然产生显著的误差，表现为微分数据中的一个无法去除的尖锐值。为了减少这种错误，本文的方法是添加最接近投影边缘的数据集，将最接近的一组数据添加到投影边界。

2) S-DBP 公式

若将上式(3.7)中的滤波核写为

$$\delta' \left(\frac{H}{\sqrt{(l+h)^2 + (\lambda-u)^2}} \left[\frac{(l+h)(x \cos \theta + y \sin \theta) - uL}{H} - \lambda \right] \right) \quad (3.11)$$

则可以得到另一种 DBP 公式：

$$Sb_n^\theta(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_{-d}^{+d} \frac{1}{H^2} \frac{\partial}{\partial \lambda} \left\{ \frac{(l+h)^2}{\sqrt{(l+h)^2 + (\lambda-u)^2}} p_\theta(\lambda, u) \right\} \Bigg|_{\lambda=\lambda^*} d\lambda \quad (3.12)$$

其中， λ^* 表示 X 射线穿过点 \bar{x} 和探测器单元 u 时的射线源局部坐标。

与式(3.10)相比，式(3.12)的根本区别在于：

(1) 微分的实施方向不同。基于滤波核的性质，微分等价于滤波过程。在 D-DBP 中，滤波的截止频率由探测器采样间隔决定，而在 S-DBP 中它取决于源采样间隔。因此，这两个公式可以在重建图像中产生不同的分辨率。

(2) 反投影中的几何权重不同。D-DBP 和 S-DBP 中几何权重分别以 $1/L^2$ 和 $1/H^2$ 表示。对于高分辨率成像，由于 H 总是大于 L ，因此当存在噪声时，S-DBP 将比 D-DBP 产生更稳定的结果。

(3) 在 STCT 中，投影沿探测器方向被截断，但沿源方向非截断。因此，与 D-DBP 相比，S-DBP 可以完全避免截断投影引起的误差。

3.2.2 mSTCT 的锥束近似 BPF 型重建

与扇束 BPF 算法类似，首先分别获得每段 STCT 的 BPF 锥束近似重建，然后将其对应叠加，以实现 mSTCT 的三维重建。对于每段 STCT 中的 3D BPF 重建，对于获得的 3D DBP 图像，沿着角度的一簇平行线逐层实现有限 Hilbert 逆变换，以获得重建图像。

3D DBP 图像的计算方法类似于 Feldkamp-David-Kress (FDK) 算法^[7]。此外，如果以不同的方式求导，则 3D DBP 图像在 STCT 中也有两个不同的公式。

1) D-DBP: 沿探测器的导数 (u 轴)

$$Db_{\eta}^{\theta}(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_{-s}^{+s} \frac{1}{L^2} \frac{\partial}{\partial u} \left\{ \frac{(l+h)^2 \cdot w_{\theta}(\lambda, u, v)}{\sqrt{(l+h)^2 + (\lambda-u)^2 + v^2}} p_{\theta}(\lambda, u, v) \right\} \Bigg|_{u=u^*} d\lambda \quad (3.13)$$

2) S-DBP: 沿射线源的导数 (λ 轴)

$$Sb_{\eta}^{\theta}(\bar{x}) = \frac{1}{2} \int_{-d}^{+d} \frac{1}{H^2} \frac{\partial}{\partial \lambda} \left\{ \frac{(l+h)^2 \cdot w_{\theta}(\lambda, u, v)}{\sqrt{(l+h)^2 + (\lambda-u)^2 + v^2}} p_{\theta}(\lambda, u, v) \right\} \Bigg|_{\lambda=\lambda^*} du \quad (3.14)$$

其中， $v = z(l+h)/L$ ， $\bar{x} = (x, y, z)$ 是待重建体素； $p_{\theta}(\lambda, u, v)$ 表示在源位置 λ 处的 2D 投影； $w_{\theta}(\lambda, u, v)$ 是处理冗余投影的冗余加权函数。

3.2.3 自适应冗余加权函数推导

根据图 3-2 所示的几何关系，第 n 段 STCT 的投影数据 $p_{\theta_n}(\lambda, u)$ 可以映射到与经过旋转中心的与探测器平行的等效虚拟探测器，并逐个表示为 $q_{\theta_n}(\lambda, t)$ 。 $p_{\theta_n}(\lambda, u)$ 和 $q_{\theta_n}(t, \lambda)$ 之间的映射关系如下：

$$p_{\theta_n}(\lambda, u) = p_{\theta_n}(\lambda, t), \quad u = \frac{l+h}{l}t - \frac{h}{l}\lambda \quad (3.15)$$

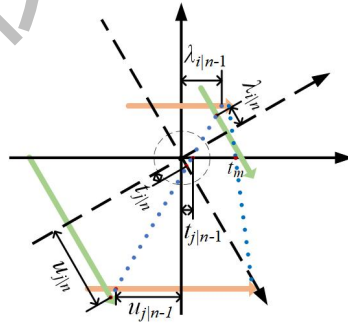


图 3-2 两段相邻 STCT 冗余投影的几何示意图

以全扫描 mSTCT (F-mSTCT) 成像几何为例，对于图 3-3 (a) 所示的冗余区域 A , B , A' , B' 中相互重叠的投影数据对 $q_{\theta_{n-1}}(\lambda_{i|n-1}, t_{j|n-1})$ 和 $q_{\theta_n}(\lambda_{i|n}, t_{j|n})$ ，存在如下等式关系：

$$q_{\theta_{n-1}}(\lambda_{i|n-1}, t_{j|n-1}) = q_{\theta_n}(\lambda_{i|n}, t_{j|n}) \quad (3.16)$$

其中，

$$\left\{ \begin{array}{l} t_{i|n-1} = t_{j|n} \sqrt{\frac{\left[\frac{(\lambda_{i|n} - t_{j|n})l + l^2 \tan(\theta/2)}{l - (\lambda_{i|n} - t_{j|n}) \tan(\theta/2)} \right]^2}{(\lambda_{i|n} - t_{j|n})^2 + l^2}} + l^2 \\ \lambda_{i|n-1} = t_{j|n-1} + \frac{(\lambda_{i|n} - t_{j|n})l + l^2 \tan(\theta/2)}{l - (\lambda_{i|n} - t_{j|n}) \tan(\theta/2)} \end{array} \right. \quad (3.17)$$

由于探测器的长度有限，在每个 STCT 中，由 $[-t_m, t_m]$ 和 $[-\lambda_m, \lambda_m]$ 形成的直角坐标范围内的投影并不全部存在。只有在 $u - \lambda$ 坐标空间中的位于直角坐标范围 $[-u_m, u_m]$ 和 $[-\lambda_m, \lambda_m]$ 的投影数据是有效的，并映射到 $t - \lambda$ 坐标空间的区域 Ω 。区域 Ω 被称为有效投影（见图 3-3 (b)）。

结合有效投影区域（图 3-3 (b)），可以得到一段 STCT 投影数据的冗余区域，如图 3-3 (c) 所示，其中区域 R_1 （包括 R_{11} 和 R_{12} ）是该段 STCT 与前一段 STCT 的重叠冗余区域，并且区域 R_2 （包括 R_{21} 和 R_{22} ）是该段 STCT 与下一段 STCT 的重叠冗余区域。对于图 3-3 (c) 所示的冗余区域 R_{11} ， R_{12} ， R_{21} ， R_{22} 中相互重叠的投影数据对 $q_{\theta_{n-1}}(\lambda_{i|n-1}, t_{j|n-1})$ 和 $q_{\theta_n}(\lambda_{i|n}, t_{j|n})$ ，它们也满足式(3.16)和式(3.17)所示的关系。

在确定冗余区域后，需设计相应的冗余加权函数。根据文献^[8]，冗余加权函数需要满足两个条件：

- 1) 在冗余区域中，每个待重建点只有一条等效 X 射线穿过；
- 2) 加权函数必须是连续的。

图 3-3 (c) 中，W-Line 是冗余加重的方向线，其斜率 $\tan\varphi$ 决定了冗余加重的走向，L-2、L-5、L-6 和 L-7 是冗余区域与周围非冗余区域之间的边界线。区域的冗余加权函数由沿着 W-Line 方向的投影数据点到四条边界线 L-2、L-5、L-6 和 L-7 的距离确定，并且冗余区域 R_1 的冗余加权函数值和 R_2 区域中投影数据点在前一段 STCT 中的对应冗余加权函数值之和为 1。总之，第 n 段 STCT 投影数据的冗余加权函数如式(3.18)所示。

$$w_{\theta_n}(\lambda_{i|n}, t_{j|n}) = \begin{cases} 1, & (\lambda_{i|n}, t_{j|n}) \notin [R_1, R_2] \\ f\left(\frac{\min(dis_{w-2}, dis_{w-5})}{\min(dis_{w-2}, dis_{w-5}) + \min(dis_{w-6}, dis_{w-7})}\right), & (\lambda_{i|n}, t_{j|n}) \in [R_2] \\ 1 - w_{\theta_{n-1}}(\lambda_{i|n-1}, t_{j|n-1}), & (\lambda_{i|n}, t_{j|n}) \in [R_1] \end{cases} \quad (3.18)$$

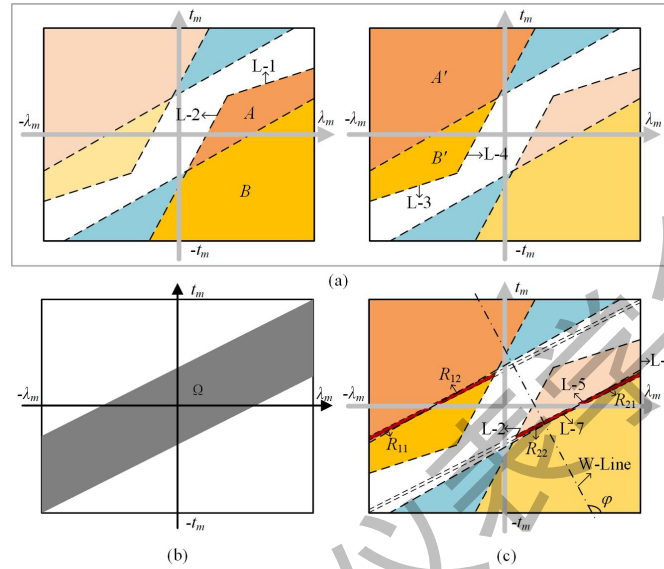


图 3-3 F-mSTCT 冗余情况分析。(a) 坐标空间 $t-\lambda$ 中两个相邻 STCT 的冗余情况；(b) 坐标空间内每个 STCT 的有效投影区域 Ω ；(c) STCT 投影数据的冗余加权分析

3.3 实验验证过程

3.3.1 二维 BPF 重建实际实验

图 3-4 展示了使用不同数量的真实投影的 V-FBP、S-BPF 和 D-BPF 获得的 2D 重建图像及其相应的放大版本。结果证实了本设计提出的二维 BPF 重建在真实投影上的有效性。重建图像的尺寸为 2000×2000 像素，每个像素的尺寸为 $5 \times 5 \mu\text{m}^2$ 。

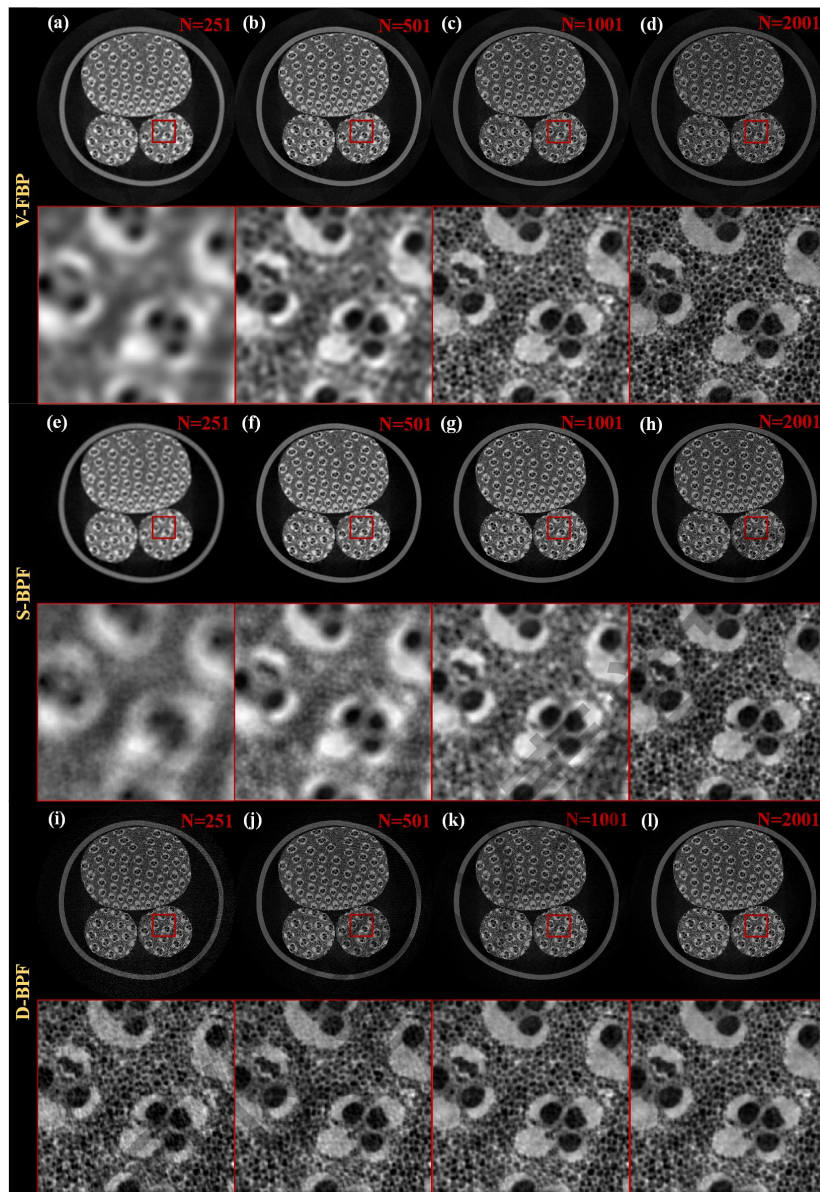


图 3-4 2D 重建图像以及通过具有不同数量的真实投影的 V-FBP、S-BPF 和 D-BPF 的相应放大图像，(a) - (d)：V-FBP 结果；(e) - (h) 和 (i) - (l)：S-BPF 和 D-BPF 的结果。

观察结果可以发现，随着投影数量的增加，重建的图像变得更清晰，显示出更复杂的细节，尤其是小孔的形式。当 N 低于 1001 时，D-BPF 表现出优异的性能。即使只有 251 个投影，D-BPF 也清楚地描绘了重建的放大图像中各种小孔的特征。将这些结果与前面提到的模拟实验相结合，我们可以得出结论，与 N 设置为 1001 的 V-FBP 相比，D-BPF 可以节省大约 3750 个投影（即 $(1001-251) \times 5=3750$ ）。这意味着我们提出的 D-BPF 技术可以节省大约 75% 的投影（计算为 $3750 / (1001 \times 5) \times 100\%=75\%$ ）。随着 N 增加到 2001，所有三种算法都能捕捉放大图像中的细节，其中 V-FBP 优于其他算法。

3.3.2 三维 BPF 重建实际实验

图 3-5 与图 3-6 展示了使用传统的 V-FDK 和本设计所提出的 S-BPF 和 D-BPF 获得的三维重建渲染图像及其相应的细节放大展示。可以发现，我们的 BPF 重建算法成功地捕捉到了整个竹子的结构和细节，证实了我们提出的 BPF 算法用于重建真实三维数据的有效性。同时，通过对比我们可以发现，对于高分辨率图像重建，D-BPF 算法由于能够在相同分辨率下节约大约 75%的投影数据，这可以大大缩短投影数据的采集与处理时间。

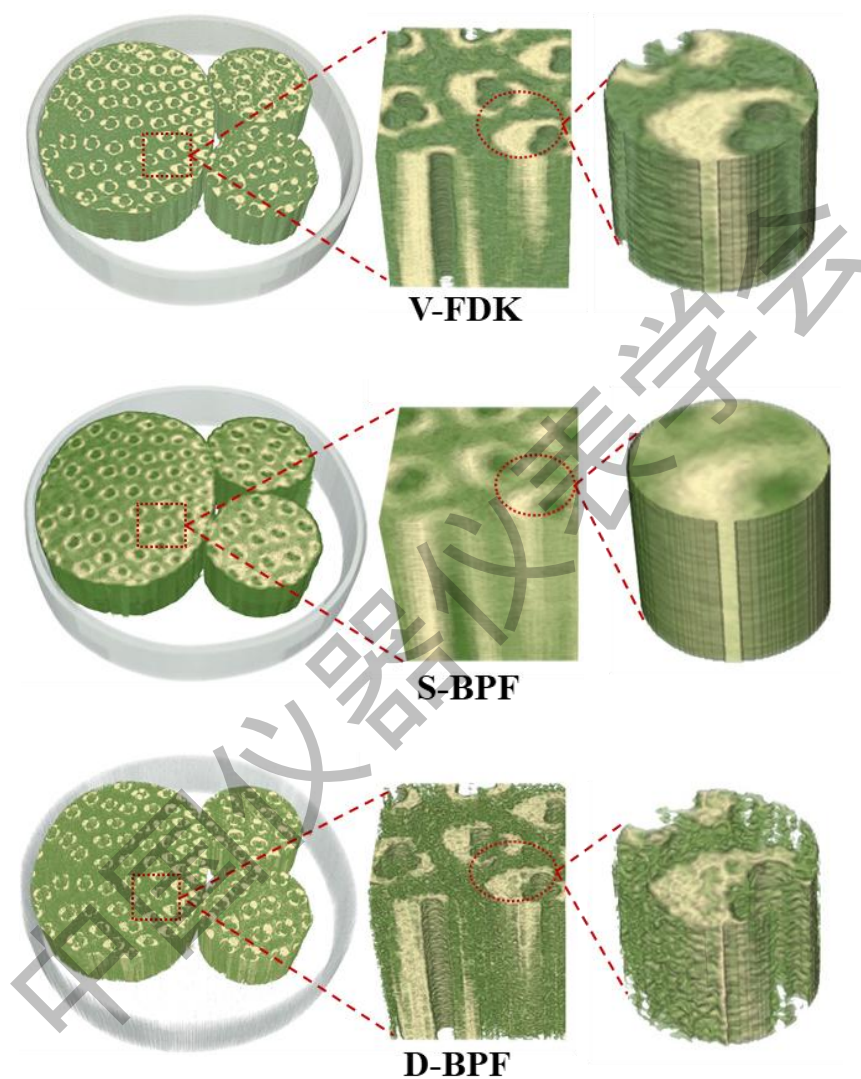
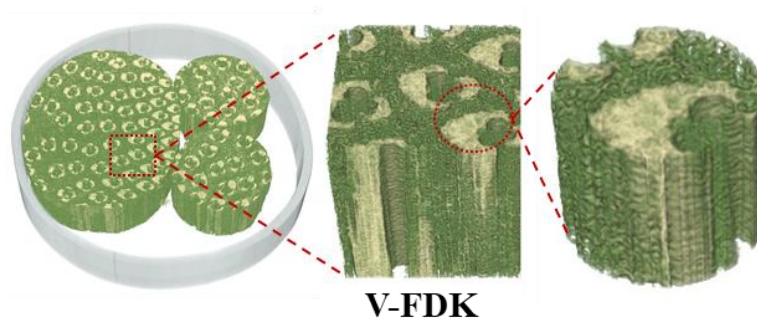


图 3-5 不同算法的三维重建结果（投影数 $N=251$ ）



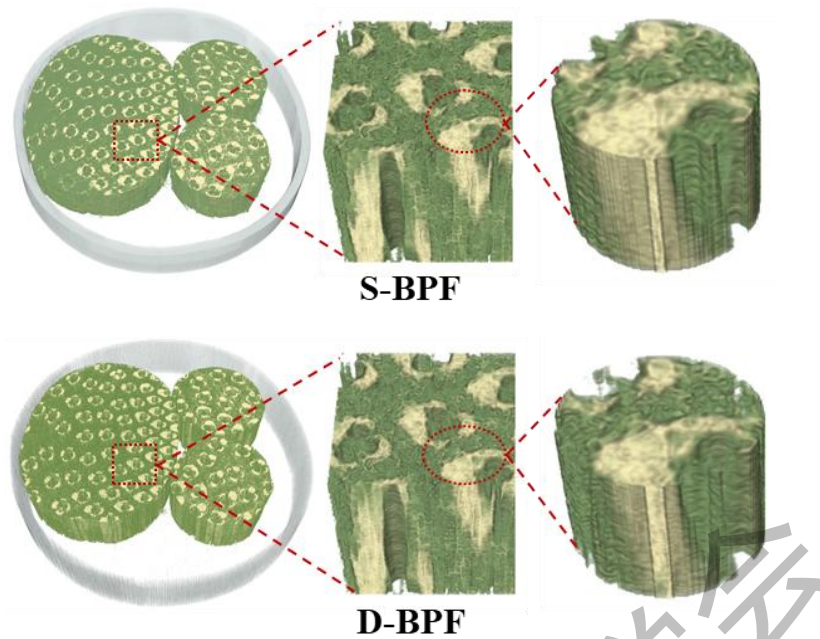


图 3-6 不同算法的三维实际重建结果（投影数 $N=1001$ ）

参考文献:

- [1] 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.
- [2] Du Plessis A, Broeckhoven C, Guelpa A, et al. Laboratory x-ray micro-computed tomography: a user guideline for biological samples[J]. Gigascience, 2017, 6(6): gix027.
- [3] Müller S, Sauter C, Shunmugasundaram R, et al. Deep learning-based segmentation of lithium-ion battery microstructures enhanced by artificially generated electrodes[J]. Nature communications, 2021, 12(1): 6205.
- [4] Yu H J, Li L, Tan C D, et al. X-ray source translation based computed tomography (STCT)[J]. Optics Express, 2021, 29(13): 19743-19758.
- [5] Yu H J, Ni S, Chen J, et al. Analytical reconstruction algorithm for multiple source-translation computed tomography (mSTCT)[J]. Applied Mathematical Modelling, 2023, 117: 251-266.
- [6] Noo F, Clackdoyle R, Pack J. A two-step Hilbert transform method for 2D image reconstruction[J]. Physics in medicine and biology, 2004, 49: 3903-23.
- [7] 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.

- [8]Zhang T, Xing Y, Zhang L, et al. Stationary computed tomography with source and detector in linear symmetric geometry: Direct filtered backprojection reconstruction[J]. Medical physics, 2020, 47(5): 2222-2236.
- [9]Qi W W, Chen M, Zhang H T, et al. A new reconstruction algorithm for cone-beam CT with unilateral off-centered RT multi-scan[M]//Industrial and Applied Mathematics in China. 2009: 215-228.

中国仪器仪表表学会