

阵列微焦射线源大视场显微计算机断层成像滤波反投影重建

谢东洋^{1,2}, 刘瑜川^{1,2}, 李奉笑^{1,2}, 田援稚^{1,2}, 唐立平^{1,2}, 周日峰^{1,2*}

¹重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室, 重庆 400044;

²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 常规显微计算机断层成像(CT)存在空间分辨率越高 CT 扫描视场越小的矛盾。近年来提出的基于电子束偏转扫描阵列微焦点 X 射线源的大视场显微 CT(EBMCT), 不仅保持了高空间分辨率的优点, 也大幅扩大了 CT 扫描视场, 增大了可检样品的尺寸。但 EBMCT 特殊的多焦点阵列扫描方式, 导致其投影数据既存在截断问题也存在冗余问题。目前 EBMCT 一般采用对投影数据要求不高的迭代图像重建算法。然而, 阵列焦点的投影数据量庞大, 迭代算法的计算消耗大、重建时间长, 难以满足 EBMCT 快速 CT 扫描检测需求。提出了一种平滑加权多源滤波反投影(MSFBP)算法。仿真和实验结果表明, 算法很好地消除了投影数据冗余带来的伪影, 并较好地抑制了截断伪影; 均方根误差、峰值信噪比、结构相似性、空间分辨率等重建图像质量指标均优于常规重排等传统图像重建算法。在计算机硬件、图像矩阵等相同的条件下, 所提算法的重建速度比联合代数迭代重建算法快 3.3 倍以上, 为 EBMCT 系统在快速、大视场 CT 检测应用方面提供了良好的基础。

关键词 X 射线光学; 显微计算机断层成像; 阵列微焦射线源; 大视场; 滤波反投影; 图像重建

中图分类号 TP391

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS202242.1134023

Filtered Back-Projection Reconstruction for Wide Field of View Micro-Computed Tomography Based on Array Microfocus X-Ray Source

Xie Dongyang^{1,2}, Liu Yuchuan^{1,2}, Li Fengxiao^{1,2}, Tian Yuanzhi^{1,2},
Tang Liping^{1,2}, Zhou Rifeng^{1,2*}

¹Key Lab of Optoelectronic Technology and Systems, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China;

²Engineering Research Center of Industrial Computed Tomography Nondestructive Testing, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China

Abstract Conventional micro-computed tomography (micro-CT) with high spatial resolution faces the dilemma of a small field of view. In recent years, an electron-beam micro-CT (EBMCT) with a wide field of view has been proposed, which is based on the electron-beam deflection for scanning and multi-microfocus X-ray sources. It can not only maintain the advantage of high spatial resolution, but also greatly expand the field of view of CT scanning and the size of inspectable samples. However, due to the special multi-focus array scanning mode of EBMCT, its projection data encounter both truncation and redundancy. EBMCT generally uses an iterative image reconstruction algorithm that has a low requirement for projection data, but the algorithm requires massive computations and long reconstruction time because the projection data of array focuses are huge, and it is difficult to meet the demand for fast CT scanning and detection by EBMCT. In this paper, a smooth weighted multi-source filtered back-projection (MSFBP) algorithm is proposed. Simulation and experimental results show that the proposed algorithm eliminates

收稿日期: 2021-12-23; 修回日期: 2022-01-26; 录用日期: 2022-02-09

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(12175026)、国家自然科学基金重大科研仪器研制项目(11827809)

通信作者: *cquietzhourf@163.com

artifacts caused by the redundancy of projection data and effectively suppresses truncation artifacts. The quality indicators of reconstructed images, including the root-mean-square error, peak signal-to-noise ratio, structural similarity, and spatial resolution, outperform those of traditional image reconstruction algorithms such as rebinning. Under the same conditions of computer hardware and image matrices, the reconstruction speed of the proposed algorithm is more than 3.3 times faster than that of the simultaneous algebraic reconstruction technique, which lays a good foundation for the application of the EBMCT system in the fast and wide field of view CT detection.

Key words X-ray optics; micro-computed tomography; multi-microfocus X-ray source; wide field of view; filtered back-projection; image reconstruction

1 引言

近年来,显微计算机断层成像(CT)已成为表征物体内部结构的重要工具,广泛应用于材料科学^[1-3]、医学^[4-6]、考古学^[7]等多个领域^[8-10]。为了获得高分辨的 CT 图像,常规扇束显微 CT(FBMCT)通常使转台靠近射线源以换取较大的几何放大倍数。然而,受探测器尺寸和 X 射线源剂量率等条件的限制,几何放大倍数越大,CT 扫描视场(FOV)就越小。微米量级高空间分辨率 FBMCT 的视场一般小于 1 mm,对于病理组织、生物等软材料物体,1 mm 小样品的制作过程损伤大、易变形,检测过程存在小样品装夹难、易晃动等难以解决的问题。传统第 II 代 CT 扫描技术可以有效扩大视场,但由于第 II 代 CT 扫描过程存在大量旋转和平移运动,其机械系统结构复杂,运动精度难以满足高分辨率的显微 CT 要求。Wang^[11]提出了一种探测器部分偏置的探测器偏置大视场扫描方式,但即便 X 光束能正好覆盖视场一半的极限位置,最大视场尺寸的提升倍数也不足 2^[12]。转台偏置大视场扫描方式与探测器偏置大视场扫描方式类似^[13],转台单侧多次偏置扫描方式^[14]可大幅增大视场尺寸,但其本质上是第 II 代扫描方式的一种变体,与 II 代扫描方式存在同样的缺点,适用于较大零部件的工业无损检测。

2018 年周日峰等^[15]研制了一种电子束偏转扫描多微焦点 X 射线源(简称阵列微焦射线源)。基于阵列微焦射线源的显微 CT 系统为大视场高分辨率显微 CT 系统提供了一种技术方案,即阵列微焦射线源大视场显微 CT(EBMCT)。阵列微焦射线源控制电子束在水平方向偏转,电子束经聚焦后轰击在一个平面透射靶上。焦点的停留位置和时间都是受 CT 系统控制的,且焦点的数量由 CT 系统设置。多个焦点形成一组焦点阵列,该阵列最宽可达 10 mm。相比于常规扇束显微 CT,EBMCT 在保持大几何放大倍数的条件下,其水平分布的焦点阵列可以显著增大 CT 视场扫描尺寸。FBMCT 的成像

空间分辨率在 0.1~3.0 μm 时,视场直径一般为 0.03~1.00 mm^[16],而 EBMCT 理论上可将视场直径扩大至 10 mm(焦点阵列宽度)。因此,EBMCT 不仅保持了高空间分辨率的优点,也大幅扩大了 CT 扫描视场、增大了可检样品的尺寸。

EBMCT 系统对阵列多焦点扫描数据进行采样,每个焦点发出的 X 射线仅覆盖 CT 扫描视场的一部分,这样投影采样数据必然有截断问题,同时在扫描视场的局部区域,多焦点 X 射线投影会重叠,对这些区域的投影数据重复采样存在数据冗余问题。常规的滤波反投影算法对投影数据的完备性要求高,利用 EBMCT 的截断和冗余投影数据无法重建理想的 CT 重建图像,因此前期研究均采用联合代数等迭代重建算法^[17]。但由于阵列焦点投影数据量庞大,迭代算法的计算消耗大、重建时间长,不能满足快速 CT 扫描检测需求。针对这些问题,本文提出了一种平滑加权多源滤波反投影重建算法(MSFBP),大幅提高了 CT 重建速度,并较好地抑制了 EBMCT 投影数据冗余和截断导致的各种伪影。

2 EBMCT 成像原理

2.1 阵列微焦射线源及工作原理

阵列微焦射线源是 EBMCT 系统实现大视场成像的核心部件,如图 1(a)、(b)所示,主要由电子枪、电子束偏转线圈、动态聚焦透镜、平面透射靶、动态真空系统等组成^[15]。阵列微焦射线源工作原理如图 1(b)所示,通过偏转线圈精确控制电子束轰击在透射靶上不同位置,形成一组微焦点阵列。微焦点阵列等效为多个微焦点射线源,在扫描过程中,这些微焦点射线源按设定时间顺序依次发出 X 射线,对样品进行 X 射线照射投影。图 1(c)、(d)分别为阵列微焦射线源对小海螵蛸样品的投影采样图像和实物照片^[17]。实验测试中,EBMCT 通过控制电子束偏转扫描形成直线阵列焦点,这些焦点发出的 X 射线束从不同方向依次对小海螵蛸样品进行照射投

影,在投影过程中小海蛳螺样品保持静止。当对所有的焦点完成投影后,样品再旋转至下一角度并重

复前述投影过程,直至完成小海蛳螺样品 360°投影采样。

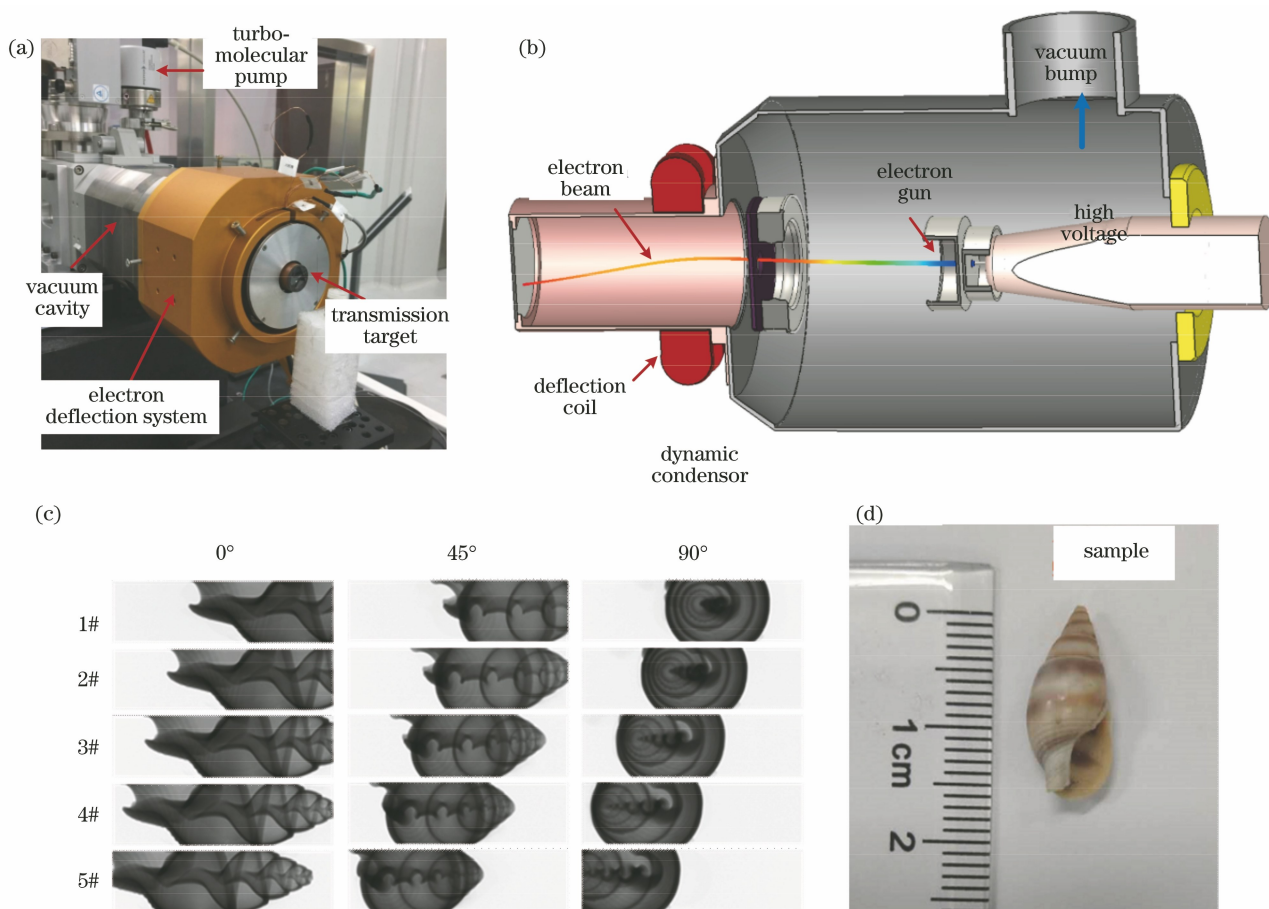


图 1 阵列微焦射线源。(a)实物图;(b)结构示意图;(c)阵列微焦点投影;(d)样品

Fig. 1 Array microfocus ray source. (a) Physical photo; (b) structural diagram; (c) projections of array microfocus points; (d) sample

2.2 EBMCT 成像几何模型

EBMCT 系统如图 2(a)所示,主要由阵列微焦射线源、精密转台、高分辨率探测器等部件组成。微焦点阵列从左至右的焦点依次发出射线,探测器依次采集每个焦点的投影数据。数据采集完后,转台步进到下一角度并重复前述扫描过程。各个焦点发出的射线照射物体不同的区域,将这些区域累加起来组合成更大的扫描视场。

EBMCT 这种对焦点的灵活控制带来独特的大视场优势。EBMCT 成像模型的几何参数定义如图 2(b)所示。以转台旋转中心 o 建立直角坐标系 xoy 。沿焦点阵列和探测器分别建立一维坐标轴 S 和 T ,原点分别为 O_s 和 O_t 。 o 、 O_s 和 O_t 在同一直线上。任一焦点和任一探测器像元的坐标分别记为 s 和 t 。转台顺时针旋转等效为坐标系逆时针旋转,旋转角记为 β 。EBMCT 成像模型的视场直径可表

示为

$$R = \min \left\{ g, h, \frac{hs_{\max} + gt_{\max}}{\sqrt{l^2 + (t_{\max} - s_{\max})^2}} \right\}, \quad (1)$$

式中: s_{\max} 和 t_{\max} 分别是焦点和像元在 S 轴和 T 轴上的最大坐标值; g 和 h 分别为旋转中心 o 到焦点阵列与探测器的距离; l 为 g 和 h 之和。

由式(1)可得,常规 FBMCT 的视场直径受探测器尺寸和几何放大倍数的制约,对于 EBMCT 这种焦点横向移动扫描方式,视场直径容易达到常规 FBMCT 的 2 倍以上,而且探测器和几何放大倍数越小,其扩大视场的效果越明显。

3 MSFBP 重建算法

3.1 数学推导

平行束 CT 任一射线的投影数据通常表示为 $P(\theta, \rho)$,其中 θ 是经过待重建点 $x = (x, y)$ 的射线法

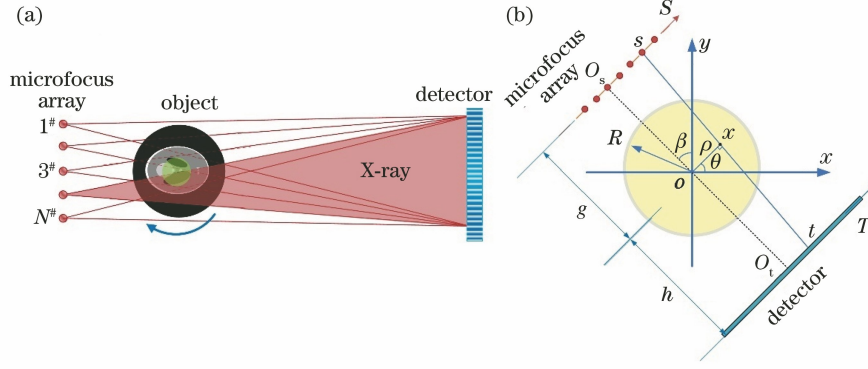


图 2 EBMCT 成像模型示意图。(a)扫描方式;(b)几何参数定义

Fig. 2 Schematic diagram of EBMCT imaging model. (a) Scanning mode; (b) definition of geometric parameters

线与 x 轴正向的夹角, ρ 是旋转中心 o 到射线的距离, 如图 2(b) 所标注。根据 Radon 变换, 平行束对物体 $f(x, y)$ 的投影的数学表达式为

$$P(\theta, \rho) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) dx dy, \quad (2)$$

式中: δ 为狄拉克函数。

类似地, EBMCT 中任一射线的投影可表示为 $P(\beta, s, t)$, 则有

$$\theta = \beta + \arctan\left(\frac{t-s}{l}\right), \quad (3)$$

$$\rho = \frac{gt + hs}{\sqrt{l^2 + (t-s)^2}}. \quad (4)$$

将式(3)、式(4)代入式(2), 得到获取的 EBMCT 投影数据为

$$P(\beta, s, t) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} f(x, y) \delta\left\{x \cos\left[\beta + \arctan\left(\frac{t-s}{l}\right)\right] + y \sin\left[\beta + \arctan\left(\frac{t-s}{l}\right)\right] - \frac{gt + hs}{\sqrt{l^2 + (t-s)^2}}\right\} dx dy. \quad (5)$$

对于平行束 CT, 重建公式为

$$f(\mathbf{x}) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) h(\mathbf{x}\theta - \rho) d\rho d\theta, \quad (6)$$

式中: $\mathbf{x} = (x, y)$ 表示任一待重建点的坐标向量; $\theta = (\cos \theta, \sin \theta)$ 表示平行束 CT 投影角度向量; $h(\cdot)$ 是斜坡滤波函数 $|\omega|$ 的傅里叶逆变换, 可表示为

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| \exp(i2\pi\omega t) d\omega. \quad (7)$$

根据式(3)、式(4), 坐标变换可表示为

$$d\rho d\theta = \frac{gl^2 - ls(t-s)}{[l^2 + (t-s)^2]^{3/2}} dt d\beta, \quad (8)$$

$$\mathbf{x}\theta - \rho = \frac{g - \mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp}{\sqrt{l^2 + (t-s)^2}} \left[\frac{l\mathbf{x}\boldsymbol{\beta} - s(\mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp + h)}{g - \mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp} - t \right], \quad (9)$$

式中: $\boldsymbol{\beta} = (\cos \beta, \sin \beta)$ 是 EBMCT 投影角度向量, $\boldsymbol{\beta}^\perp$ 是 $\boldsymbol{\beta}$ 的正交向量。将式(9)代入式(7)得到:

$$h(\mathbf{x}\theta - \rho) = \frac{l^2 + (t-s)^2}{(g - \mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp)^2} h \left[\frac{l\mathbf{x}\boldsymbol{\beta} - s(\mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp + h)}{g - \mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp} - t \right], \quad (10)$$

将式(8)、式(10)代入式(6), 得到任一焦点投影数据的重建式为

$$f(\mathbf{x}) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{1}{M^2} \int_{-\infty}^{+\infty} QP(\beta, s, t) h(\mathbf{x}\tilde{\boldsymbol{\beta}} - t) dt d\beta, \quad (11)$$

其中,

$$\mathbf{x}\tilde{\boldsymbol{\beta}} = \frac{\mathbf{x}\boldsymbol{\beta} + s(M-1)}{M}, \quad (12)$$

$$M = \frac{g - \mathbf{x}\boldsymbol{\beta}^\perp}{l}, \quad (13)$$

$$Q = \frac{gl - s(t-s)}{l\sqrt{l^2 + (t-s)^2}}, \quad (14)$$

式中: M 是待重建点几何放大倍数的倒数; Q 是与射束形状有关的几何因子。显然, 当 $s=0$ 时, 式(11)为常用的扇形束 CT 重建公式。考虑多焦点重建结果, 将所有焦点的重建图像相加得到:

$$f(\mathbf{x}) = \frac{1}{2} \sum_s \int_0^{2\pi} \frac{1}{M^2} \int_{-\infty}^{+\infty} QP(\beta, s, t) h(\mathbf{x}\tilde{\boldsymbol{\beta}} - t) dt d\beta. \quad (15)$$

3.2 平滑加权函数

EBMCT 每个焦点发出的 X 射线束都只照射视场的一部分区域, 导致投影数据在 Radon 空间沿径向被截断。这些区域在 Radon 空间的分布重叠, 产生投影数据冗余。未经处理的冗余和截断数据严重恶化重建图像。相邻焦点局部重复投影数据在

Radon 空间的分布示意图如图 3(a)所示,横轴 ρ 与纵轴 θ 的含义同 2.1 节中所述,上标“-”和“+”分别表示相邻焦点的左侧和右侧的焦点, ρ_{\min}^- 、 ρ_{\max}^- 、 ρ_{\min}^+ 和 ρ_{\max}^+ 可由式(4)计算。平滑函数若满足加权函数的边界及其一阶导数是连续的,以及所有函数的权重和为 1 这两个条件,则该函数理论上能消除投影数据冗余,也可有效抑制截断伪影^[11,18-19]。基于此理论,本文设计平滑加权函数为

$$f^-(\rho) = \begin{cases} 1, & \rho < \rho_{\min}^+ \\ \cos^2\left(\frac{\pi}{2} \frac{\rho - \rho_{\min}^+}{\rho_{\max}^- - \rho_{\min}^+}\right), & \rho_{\min}^+ \leq \rho \leq \rho_{\max}^- \\ 0, & \rho > \rho_{\max}^- \end{cases} \quad (16)$$

$$f^+(\rho) = \begin{cases} 0, & \rho < \rho_{\min}^+ \\ \sin^2\left(\frac{\pi}{2} \frac{\rho - \rho_{\min}^+}{\rho_{\max}^- - \rho_{\min}^+}\right), & \rho_{\min}^+ \leq \rho \leq \rho_{\max}^- \\ 1, & \rho > \rho_{\max}^- \end{cases} \quad (17)$$

式中: $f^-(\rho)$ 和 $f^+(\rho)$ 分别为对左侧和右侧焦点所有角度投影数据沿 ρ 方向的加权。当 $\rho_{\max}^- > \rho_{\min}^+$, 即相邻焦点的投影数据在 Radon 空间重叠时, 加权函数 $f^-(\rho)$ 和 $f^+(\rho)$ 显然满足上述的两个条件, 它们的权重曲线如图 3(b)所示, 纵轴 W 表示权重值。

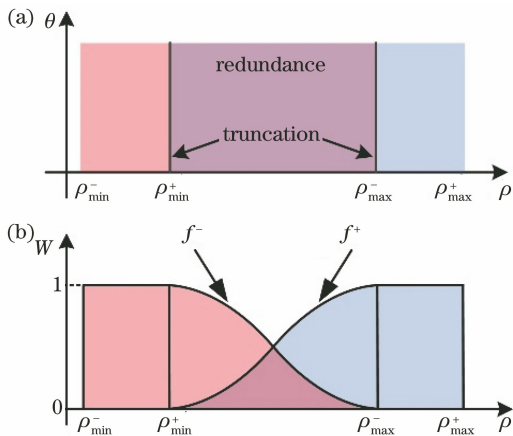


图 3 平滑加权策略。(a)相邻焦点投影数据冗余关系;(b)加权函数曲线

Fig. 3 Smooth weighting strategy. (a) Projection data redundancy of adjacent focal spots; (b) weighting function curves

为了使本文方法的加权策略更具普适性,考虑一个焦点与相邻的多个焦点的投影数据在 Radon 空间存在重叠的情况,推广的加权函数可表示为

$$W_i(\rho_i) = \begin{cases} \prod_{k=1}^{N-1} f_k^-(\rho_k), & i = 1 \\ f_i^+(\rho_i) \prod_{k=i}^{N-1} f_k^-(\rho_k), & 2 \leq i \leq N-1 \\ f_i^+(\rho_i), & i = N \end{cases} \quad (18)$$

式中: N 表示焦点的数量; i 为焦点序号, $1 \leq i \leq N$ 。因此,完整的 MSFBP 算法表达式为

$$f(\mathbf{x}) = \frac{1}{2} \sum_s \int_0^{2\pi} \frac{1}{M^2} \int_{-\infty}^{\infty} QWP(\beta, s, t) h(\mathbf{x}\bar{\beta} - t) dt d\beta. \quad (19)$$

4 仿真和实验

MSFBP 重建算法的验证实验包括计算机仿真和 EBMCT 实验平台上的验证。仿真的计算机硬件环境为 Intel® Core™ i5-10210U CPU @ 1.60 GHz、16.0 GB RAM、NVIDIA GeForce MX250、Windows 10 专业版,软件环境为 MATLAB® 2018a、Visual Studio 2017、CUDA 6.4。重建图像质量采用均方根误差(RMSE)^[20]、峰值信噪比(PSNR)^[21]和结构相似性(SSIM)^[22]三个指标进行定量评价。

4.1 仿真

仿真验证采用二维 Shepp-Logan 头部模型为标准参考图像,参考图像和重建图像的尺寸均为 800 pixel × 800 pixel,像素尺寸为 100 μm²。扫描参数如表 1 所示。由式(19)可知,MSFBP 算法是将投影数据按焦点依次进行加权处理、滤波、反投影和累加的过程。利用式(18)对投影数据进行加权处理。图 4(a)~(c)分别为处理前的投影数据、可视化的权重值和处理后的投影数据。各焦点每个角度的投影数据冗余关系一致,故权重值沿角度(β)方向不变,然后对各焦点投影数据分别进行滤波反投影,得到各焦点重建图像。将所有焦点重建图像相加,得到最终的重建图像。图 5(a)为头部模型数字化图像,图 5(b)为常规 FBMCT 重建图像,受视场限制,FBMCT 仅能重建出模型的中心部分。根据式(1)计算出 EBMCT 的视场直径为 9.5 mm,取 $s_{\max} = 0$ 可计算得到 FBMCT 的直径为 3.8 mm,EBMCT 将视场扩大了约 2.5 倍。如图 5(c)所示,未经加权处理的投影数据的重建图像存在明显的亮度不同的圆(圆环)形伪影,出现这种伪影的原因:一方面是投影数据在各对应部分的冗余程度不同,在

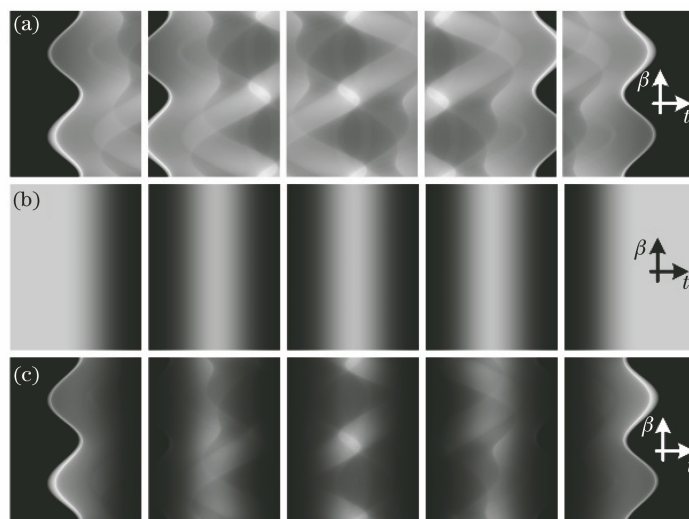


图 4 投影数据加权处理。(a)加权处理前的投影数据;(b)可视化的权重值;(c)加权处理后的投影数据
 Fig. 4 Weighting process of projection data. (a) Projection data before weighting processing;
 (b) visualized weighting value; (c) projection data after weighting process

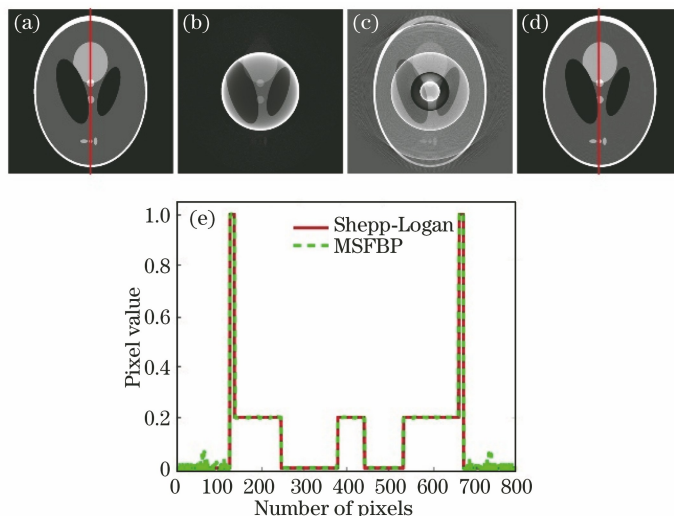


图 5 仿真结果。(a) Shepp-Logan 模型;(b) FBMCT 重建图像;EBMCT(c)未加权和
 (d)加权处理后的重建图像;(e)水平中心行的轮廓曲线

Fig. 5 Simulation results. (a) Shepp-Logan model; (b) reconstructed image of FBMCT; reconstructed images of
 EBMCT (c) without and (d) with weighting processing; (e) profile of horizontal center row

图像上表现为像素灰度值的差异;另一方面是投影数据截断的强烈干扰。加权后的投影数据重建图像如图 5(d)所示,大视场 EBMCT 能重建出整个模型,平滑加权式[式(18)]很好地消除了投影数据冗余,并显著地抑制了截断伪影。取参考图像和重建图像的水平中心行的灰度值绘制轮廓曲线,如图 5(e)所示,可以看到 MSFBP 算法还原出了模型的原始像素值。

基于迭代类和重排算法的重建算法具有广泛的成像几何适应性^[23-25],但由于 EBMCT 阵列焦点投影数据量巨大,迭代类和重排算法存在计算消耗大、

重建时间长的不足,难以满足快速 CT 扫描检测模式的需求。为了比较 MSFBP 算法、重排算法与典型迭代类 SART 算法的重建图像质量和重建速度,仿真模型采用具有细小网状结构的 FORBILD 模型^[26],扫描参数同表 1。重排投影数据的虚拟探测器的像元宽度为 $7.48 \mu\text{m}$,虚拟扫描分度数为 720。与 SART 算法的对比以在相近图像质量条件下比较重建速度为目的,多次仿真后的迭代次数选取 3000。FORBILD 模型的数字化图像及其重建图像尺寸为 $800 \text{ pixel} \times 800 \text{ pixel}$,像素尺寸为 $100 \mu\text{m}^2$ 。

表 1 仿真的扫描参数

Table 1 Scanning parameters of simulation

Parameter	EBMCT	FBMCT
Number of source spots	5	1
Width of source array /mm	6	—
Distance from source array to detector /mm	300	300
Distance from source array to isocenter /mm	15	15
Diameter of FOV /mm	9.5	3.8
Number of views	360	360
Width of detector elements / μm	74.8	74.8
Number of detector elements	1024	1024

FORBILD 模型及其重建图像如图 6 所示。为

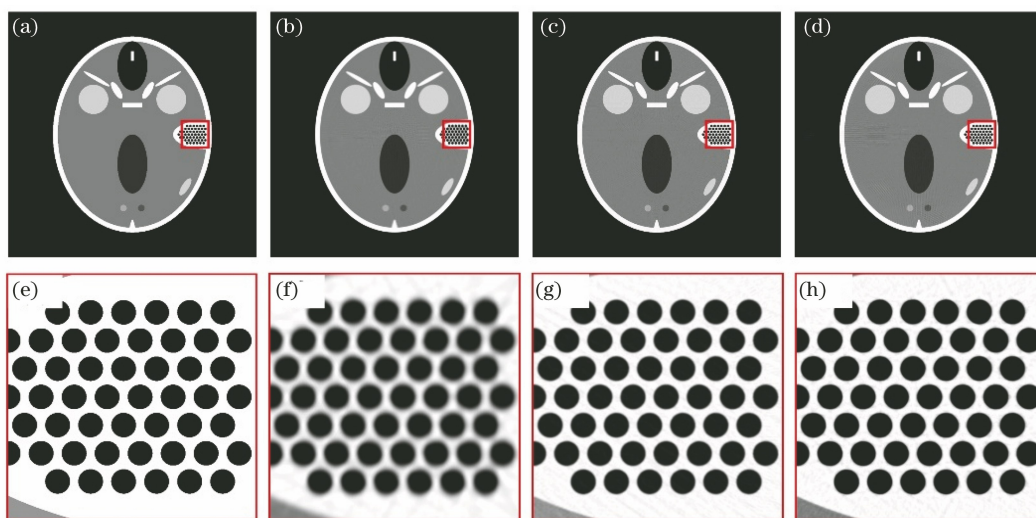


图 6 算法比较。(a) FORBILD 模型的重建图像;(b)重排算法、(c) SART 算法和 (d) MSFBP 算法的重建图像;(e)~(h)图 6(a)~(d)中 ROI 的重建图像

Fig. 6 Comparison of algorithms. (a) Reconstructed image of FORBILD model; reconstructed images of (b) rebinning algorithm, (c) SART algorithm, and (d) MSFBP algorithm; (e)–(h) reconstructed images of ROI of Figs. 6(a)–(d)

表 2 重建图像质量评价

Table 2 Evaluation of reconstructed image quality

Indicator	Rebinning	SART	MSFBP
	algorithm	algorithm	algorithm
RMSE	0.3633	0.2146	0.2173
PSNR	13.9009	18.4725	18.3657
SSIM	0.8911	0.9675	0.9663

4.2 实验

在基于阵列微焦射线源(EBSMMS)的 EBMCT 原理样机实验平台上进行了实验验证。图 7 为 EBMCT 原理样机实验平台,实验样品为一小段的中药材根茎[图 8(c)],重建处直径约为 8 mm。扫描参数如表 1 所示。阵列微焦射线源管电压为 60 kV,管电流为 60 μA 。重建图像尺寸均为 1024 pixel \times 1024 pixel。

比较重建图像质量,选取如图 6 方框中所标记的相同感兴趣区域(ROI)进行重建。ROI 重建图像质量评价指标 RMSE、PSNR、SSIM 的计算结果如表 2 所示。重排算法、SART 算法、MSFBP 算法的重建时间分别为 1.51, 4.72, 1.41 s。从 ROI 重建图像可以看出,MSFBP 算法的重建图像边缘更清晰,而重排重建图像的边缘模糊,这是由重排过程中的插值处理所导致的。MSFBP 算法重建图像的三个指标都优于重排算法,表明 MSFBP 算法的重建图像更加真实地还原了仿真模型。MSFBP 算法与 SART 算法的重建图像质量接近,但前者的重建速度是后者的 3.3 倍,表明 MSFBP 算法的计算消耗小、重建效率高。

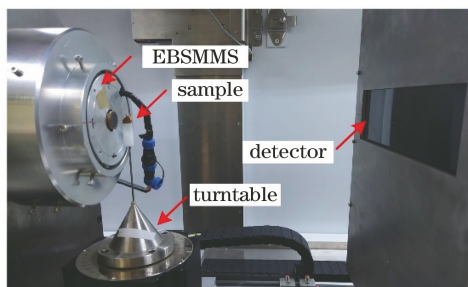


图 7 EBMCT 原理样机

Fig. 7 Prototype of EBMCT

重建结果如图 8 所示,图 8(a)、(b)分别为单焦点 FBMCT 和 EBMCT 使用式(19)重建的图像。像素尺寸为 60.8 μm^2 。因为 FBMCT 视场直径约为 3.8 mm,所以 FBMCT 仅能重建出样品中心部分图像,且受到投影数据截断伪影的严重干扰。EBMCT

的大视场直径为 9.5 mm,故能重建出样品的完整 CT 图像,药材内部细小网状结构清晰,EBMCT 有效地解决了投影数据冗余和截断带来的伪影问题。

进一步选取包含细微网状结构的 ROI[图 8(b)中方框标记]进行重建。重排算法、SART 算法和 MSFBP 算法的重建图像分别如图 9(a)~(c)所示,相应的重建时间分别为 2.13,5.81,1.74 s,其中 SART 算法的迭代次数为 3000。MSFBP 算法的重

建时间与重排算法接近,而 SART 算法重建所消耗的时间约为 MSFBP 算法的 3.3 倍。重排算法的重建图像(图 9)中样品结构模糊,这是重排过程中的插值操作造成的;MSFBP 算法的重建图像质量稍好于 SART 算法,这是因为实际实验的投影数据含有大量噪声,迭代算法需要更多的迭代次数、额外的噪声约束算法的重建结果才能收敛得到较好的图像,表明 MSFBP 算法的噪声性能较好。

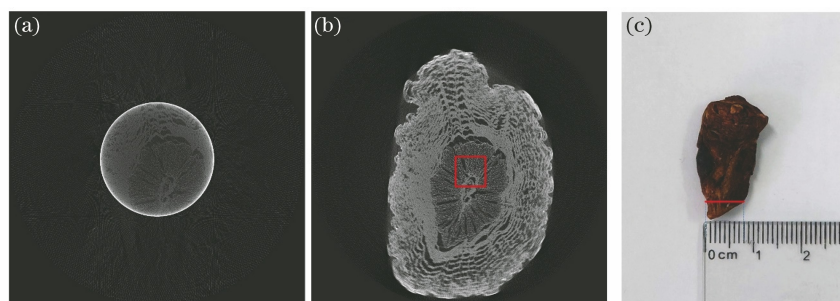


图 8 两种 CT 重建图像。(a)常规 FBMCT 图像(视场为 3.8 mm);(b) EBMCT 重建图像(视场为 9.5 mm);(c)样品照片
Fig. 8 Reconstructed images of two kinds of CT. (a) Image reconstructed by FBMCT (field of view is 3.8 mm); (b) image reconstructed by EBMCT (field of view is 9.5 mm); (c) sample photo

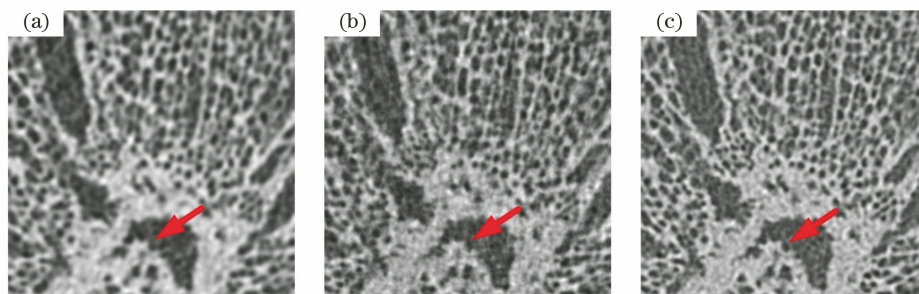


图 9 三种算法得到的 ROI 重建图像。(a)重排算法;(b) SART 算法;(c) MSFBP 算法
Fig. 9 Reconstructed images of ROI obtained by three algorithms. (a) Rebinning algorithm; (b) SART algorithm; (c) MSFBP algorithm

为了客观比较 MSFBP、重排算法和 SART 算法在空间分辨率方面的性能,进行了调制传递函数(MTF)测试实验。实验样品为一个均质的圆柱玻璃针规。计算出 CT 图像中针规的圆心,沿过圆心

的直线取针规的边缘轮廓曲线,即边缘响应函数(ESF)。取了等间隔的 8 组 ESF 并计算平均值,如图 10(a)所示。对 ESF 求导得到点扩展函数(PSF)。通过计算 PSF 的傅里叶变换的模,得到

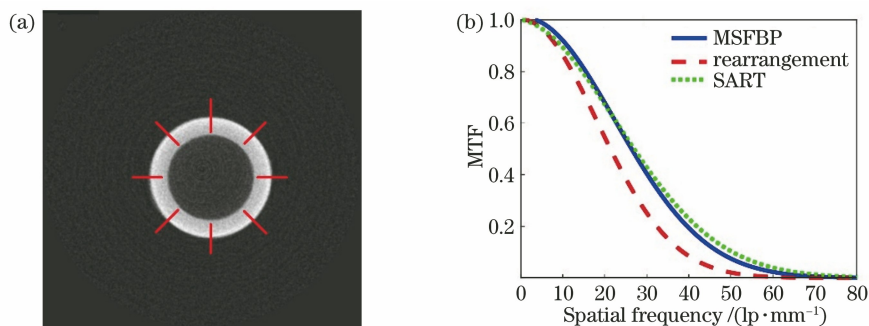


图 10 MTF 测试实验。(a)针规重建图像;(b) MTF 曲线
Fig. 10 Test experiments of MTF. (a) Image of pin gauge reconstruction; (b) MTF curves

MTF^[19]。MTF 曲线如图 10(b) 所示, MTF 取 10%, MSFBP 算法、重排算法和 SART 算法的空间分辨率分别为 47.2, 38.7, 50.4 lp/mm, 相同条件下 MSFBP 算法的空间分辨率与 SART 算法相近, 远优于重排算法。

5 结 论

相对于单焦点常规显微 CT, EBMCT 既具有空间分辨率高的优点, 又大幅扩大了 CT 扫描视场, 增大了可测样品的尺寸。但因 EBMCT 阵列多焦点的投影数据量庞大, 传统的迭代算法计算消耗大、重建时间长, 难以满足快速 CT 检测的应用需求。针对这些问题, 提出了 MSFBP 算法。仿真结果表明, 在相同条件下, MSFBP 的重建速度比传统联合代数重建算法快 3.3 倍以上; 其图像均方根误差、峰值信噪比、结构相似性等图像质量指标相对于数据重排等传统图像重建算法均有不同程度的提升; 在 10% 调制传递函数情况下, MSFBP 的空间分辨率远优于重排重建算法。在电子束偏转扫描阵列微焦射线源的大视场显微 CT 实验平台上完成了实验样品测试, 实验结果表明 MSFBP 算法的重建速度快, 并能有效地消除投影数据冗余和截断带来的伪影问题, 为 EBMCT 仪器的快速、大视场 CT 检测应用提供了良好的基础。

参 考 文 献

- [1] Heenan T M M, Tan C, Hack J, et al. Developments in X-ray tomography characterization for electrochemical devices [J]. *Materials Today*, 2019, 31: 69-85.
- [2] Brisard S, Serdar M, Monteiro P J M. Multiscale X-ray tomography of cementitious materials: a review [J]. *Cement and Concrete Research*, 2020, 128: 105824.
- [3] Zgłobicka I, Li Q, Gluch J, et al. Visualization of the internal structure of *Didymosphenia geminata* frustules using nano X-ray tomography [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 9086.
- [4] Liu Y C, Xie D Y, Zhou R F, et al. 3D X-ray micro-computed tomography imaging for the microarchitecture evaluation of porous metallic implants and scaffolds [J]. *Micron*, 2021, 142: 102994.
- [5] Kagadis G C, Loudos G, Katsanos K, et al. *In vivo* small animal imaging: current status and future prospects [J]. *Medical Physics*, 2010, 37(12): 6421-6442.
- [6] Tanabe N, McDonough J E, Vasilescu D M, et al. Pathology of idiopathic pulmonary fibrosis assessed by a combination of microcomputed tomography, histology, and immunohistochemistry [J]. *The American Journal of Pathology*, 2020, 190(12): 2427-2435.
- [7] Latini R M, Bellido A V B, Filho U M V, et al. Archaeometric studies by neutron, X-ray radiography and microCT [C]. *AIP Conference Proceedings*, 2013, 1529(1): 49-51.
- [8] Schoeman L, Williams P, du Plessis A, et al. X-ray micro-computed tomography (μ CT) for non-destructive characterisation of food microstructure [J]. *Trends in Food Science & Technology*, 2016, 47: 10-24.
- [9] Lim J, Ayoub A B, Psaltis D. Three-dimensional tomography of red blood cells using deep learning [J]. *Advanced Photonics*, 2020, 2(2): 026001.
- [10] Camacho-Morales R, Rocco D, Xu L, et al. Infrared upconversion imaging in nonlinear metasurfaces [J]. *Advanced Photonics*, 2021, 3(3): 036002.
- [11] Wang G. X-ray micro-CT with a displaced detector array [J]. *Medical Physics*, 2002, 29(7): 1634-1636.
- [12] 傅健, 路宏年. 工业 CT 半扫描成像技术 [J]. *北京航空航天大学学报*, 2005, 31(9): 966-969.
Fu J, Lu H N. Half-scan mode for industrial CT [J]. *Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics*, 2005, 31(9): 966-969.
- [13] 陈云斌, 李寿涛, 王远, 等. 转台一次偏置扫描的 ICT 重建算法 [J]. *中国体视学与图像分析*, 2011, 16(3): 248-253.
Chen Y B, Li S T, Wang Y, et al. An ICT reconstruction algorithm for rotation off-centered scan [J]. *Chinese Journal of Stereology and Image Analysis*, 2011, 16(3): 248-253.
- [14] 陈云斌, 王远, 李寿涛. 工业 CT 转台单侧多次偏置的扇束扫描重建算法 [J]. *中国体视学与图像分析*, 2019, 24(4): 380-388.
Chen Y B, Wang Y, Li S T. A fan beam reconstruction algorithm for industrial CT with multi-scans in off-centered geometry [J]. *Chinese Journal of Stereology and Image Analysis*, 2019, 24(4): 380-388.
- [15] 周日峰, 殷一帆, 李富坤, 等. 小型静态 CT 用多焦点 X 射线源电子束偏转系统研究 [J]. *原子能科学技术*, 2018, 52(11): 2072-2077.
Zhou R F, Yin Y F, Li F K, et al. Research on electron beam deflection system of multi-focus X-ray source for small-size stationary CT [J]. *Atomic Energy Science and Technology*, 2018, 52(11): 2072-2077.

- [16] 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.
- [17] 周日峰, 唐杰, 胡小龙, 等. 基于电子束扫描阵列微焦点射线源的倒置结构 Micro-CT 成像研究[J]. *原子能科学技术*, 2021, 55(12): 2374-2381.
Zhou R F, Tang J, Hu X L, et al. Imaging property of inverse geometry micro-CT with micro multi-focus X-ray source based on electron beam scanning[J]. *Atomic Energy Science and Technology*, 2021, 55(12): 2374-2381.
- [18] Jiang X, Zhu L. A direct filtered back-projection reconstruction method for inverse geometry CT without gridding: a simulation study[J]. *Proceedings of SPIE*, 2019, 10948: 1094858.
- [19] Zhang T, Xing Y X, 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.
- [20] Zhang Y, Dong B, Lu Z S. L_0 minimization for wavelet frame based image restoration [J]. *Mathematics of Computation*, 2013, 82(282): 995-1015.
- [21] Storath M, Weinmann A, Friel J, et al. Joint image reconstruction and segmentation using the Potts model[J]. *Inverse Problems*, 2015, 31(2): 025003.
- [22] Wang Z, Bovik A C, Sheikh H R, et al. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2004, 13(4): 600-612.
- [23] 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.
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.
- [24] Bequé D, de Man B, Iatrou M. Iterative reconstruction for multi-source inverse geometry CT: a feasibility study [J]. *Proceedings of SPIE*, 2007, 6510: 65105Y.
- [25] Yin Z, de Man B, Pack J. Analytical cone-beam reconstruction using a multi-source inverse geometry CT system [J]. *Proceedings of SPIE*, 2007, 6510: 651021.
- [26] Yu Z C, Noo F, Dennerlein F, et al. Simulation tools for two-dimensional experiments in X-ray computed tomography using the FORBILD head phantom [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57(13): N237-N252.