

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108157

射线源平移扫描 CT 解析重建算法研究*

李 雷¹, 余海军², 谭川东¹, 段晓礁^{2,3}, 刘丰林^{1,2,3}

(1. 重庆大学机械与运载工程学院 重庆 400044; 2. 重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室 重庆 400044;
3. 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:微焦 CT 通过圆周扫描可对处于视场内的物体实现高分辨力成像。针对超出视场的大物体 CT 成像,一种射线源平移扫描 CT(STCT)被提出。STCT 采用射线源直线运动的方式采集投影数据,具有结构简单、应用灵活等特点。由于在 STCT 扫描过程中,每个位置的射线只能照射到部分物体,投影数据存在截断。为了提高重建效率和处理截断投影数据,提出了基于数据重组的滤波反投影重建算法(rFBP),该算法基于 STCT 扫描特性和 X 射线衰减性质,通过对置射线源采样点与探测器像元,将截断投影数据重组为全局投影数据,并在此基础上推导了 rFBP 算法表达式。仿真和实物实验结果验证了 rFBP 算法的有效性与实用性,重建时间综合缩短至 SIRT 算法的 0.6%。rFBP 算法能避免截断伪影,准确、高效地重建 STCT 图像。

关键词:计算机断层成像;射线源平移扫描;解析重建;数据重组;滤波反投影

中图分类号: TP391 TH74 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

Analytical reconstruction algorithm of source translation based CT

Li Lei¹, Yu Haijun², Tan Chuandong¹, Duan Xiaojiao^{2,3}, Liu Fenglin^{1,2,3}

(1. College of Mechanical and Vehicle Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China;
2. Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems, Ministry of Education, Chongqing University,
Chongqing 400044, China; 3. Engineering Research Center of Industrial Computed Tomography Nondestructive
Testing, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: The micro-computed tomography (micro-CT) can achieve high-resolution imaging for objects completely contained in the field of view (FOV) by circular scanning. For the CT imaging of large objects beyond the FOV, the source translation based CT (STCT) is proposed, which collects data by moving the X-ray source along the straight trajectory. It has characteristics of simple structure and flexible application. But only part of the object can be illuminated at each source's position during the STCT scanning, which causes the projection data truncated. For the enhancement of reconstruction efficiency and the processing of truncated projection data, the data rearrangement based filtered backprojection (rFBP) algorithm is proposed in this article. Based on STCT's scanning characteristics and X-ray attenuation properties, this algorithm rearranges the truncated projection data into the global projection data by inverting the source sampling point and the detector unit, and the rFBP algorithm expression is deduced. Numerical simulations and practical experiments are performed. Results validate the effectiveness and practicability of the rFBP algorithm. The reconstruction time is reduced to 0.6% of that of SIRT algorithm. The rFBP algorithm could accurately and efficiently reconstruct images of STCT.

Keywords: computed tomography; source translation based CT; analytical reconstruction; data rearrangement; filtered backprojection

0 引 言

微焦 CT(micro-CT)系统配置有微焦点 X 射线源和

平板探测器,通常采取圆周扫描方式对物体进行检测。为实现高分辨力成像,一般依靠增大几何放大倍数,但同时会导致成像视场变小,因而难以对大物体进行高分辨力成像^[1-4]。为解决该问题,近年来提出了扩大探测器尺

寸、多次圆周旋转-平移扫描^[5]等方法。最近,Yu等^[6]提出了射线源平移扫描CT(source translation based CT, STCT),其扫描方式为射线源和探测器布置在物体两侧,物体靠近射线源一侧以获得高放大比和空间分辨力。在单段扫描中物体和探测器固定,射线源平行于探测器平移以采集不同角度下的投影数据,并通过多段扫描来获取足量数据。在一定的几何参数条件下,STCT能获得较大的视场,实现对大物体的高分辨力成像。但由于物体靠近射线源,射线仅能照射到物体的一部分,导致投影数据存在截断。

STCT属于一种直线CT扫描方式,直线CT重建算法主要可分为迭代法^[7-9]、解析法两类。迭代法通过求解线性方程组来重建图像,计算量大、速度慢。解析法基于投影模型推导解析解,速度快。针对STCT,已开发了同时迭代重建算法(simultaneous iterative reconstruction technique, SIRT)^[10]。为提高重建效率,可研究适用于STCT的解析算法。滤波反投影(filtered backprojection, FBP)算法作为经典的解析类算法,在直线CT扫描方式中应用亦十分广泛,伍伟文等^[11]、李雷等^[12]、Gao等^[13]和Zhang等^[14]基于不同的直线CT扫描方式推导了不同的FBP算法表达形式。但FBP算法要求全局、完整、无截断的投影数据,对于STCT的截断数据,若不经处理直接进行FBP重建,会产生严重的截断伪影,降低图像质量。

针对截断投影数据的处理,主要有如下方式:1)基于插值的数据重排方法,通过插值运算将原始数据重排为满足传统形式的全局投影数据,再利用相应算法实现重建,如Baek等^[15]、傅健等^[16]研究的成像方法均采用该方

式,但插值运算会导致重建图像分辨率降低;2)反投影滤波(backprojection filtration, BPF)算法,基于有限希尔伯特变换^[17]和PI线^[18]等理论,不需数据重排即可从截断投影数据中精确恢复图像,如Chen等^[19]、Wu等^[20-21]研究的成像方法均采用BPF算法获得了高质量的重建图像,但这类算法较为复杂,不及FBP算法简便快捷。

本文基于STCT扫描方式特性,利用同一条路径上X射线的衰减与通过物体的正反方向无关的特性,提出了一种基于数据重组的滤波反投影算法(data rearrangement based FBP, rFBP),通过对置射线源采样点与探测器像元,将收敛于射线源实际采样点的截断投影重组为收敛于探测器像元的全局投影,并在此基础上推导相应的FBP算法,以避免截断伪影,整个过程无插值运算,实现简单快捷。本文设计了仿真实验和实物实验,实验验证了rFBP算法的有效性和实用性,其能实现准确、高效的图像重建。

1 成像模型

1.1 扫描方式

如图1(a)所示,在STCT三维几何模型中,物体居中,射线源和平板探测器相对布置在物体两侧。对于单段扫描,物体和探测器固定,射线源沿与探测器平面平行的方向平移。以物体中心为原点,建立 $O-xyz$ 坐标系, x 轴平行于射线源运动轨迹,以其运动方向为正, y 轴垂直于探测器平面,正方向指向探测器平面中心,射线源焦点位于 $x-y$ 平面内。

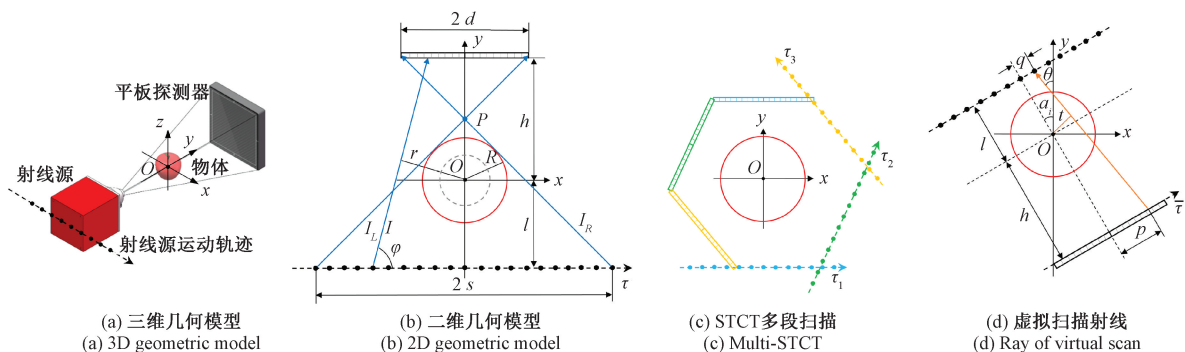


图1 STCT扫描方式示意图

Fig. 1 Illustration of the STCT scanning mode

取 $x-y$ 平面,锥束可简化为扇形束,如图1(b)所示。射线源运动轨迹 τ 沿 y 轴左右对称,设其行程为 $2s$ 。探测器阵列沿 y 轴左右对称,设其长度为 $2d$ 。射线源轨迹到中心 O 、中心 O 到探测器的距离设为 l 、 h 。定义任意射线源位置与任意像元之间的连线为射线 I ,与 x 轴正半轴的夹角为 φ ,与中心 O 的距离为 r ,则STCT扫描中每条

射线均可由 φ 和 r 唯一表示。设 I_L 为通过射线源最左侧位置与最右侧像元的射线, I_R 为通过射线源最右侧位置与最左侧像元的射线, r_L 、 r_R 分别为中心 O 到 I_L 、 I_R 的距离,易知 $r_L = -r_R$ 。设 I_L 、 I_R 相交于点 P 。在STCT中,物体靠近射线源,规定中心 O 位于点 P 下方,为此应满足 $s/d > l/h$ 。

1.2 投影数据

Radon 空间中的一点表示在某一入射角度下、与中心 O 相距某一距离的射线的投影数据。STCT 单段扫描在 Radon 空间中的数据分布如图 2(a)所示,设点 A, B 为 STCT 单段扫描数据区域的最左端点、最右端点,其分别表示射线 I_L, I_R 所采集到的数据。分别过 A, B 两点作两条平行于 φ 轴的实线,其值即 r_L, r_R 。在 $[r_L, r_R]$ 内任意作一条值为 r' 的水平线,分别交单段扫描数据区域左、右边缘于点 C, D 。计算可得:

$$\varphi_{AB} = 2\arctan \frac{s+d}{l+h} \quad (1)$$

$$\varphi_{CD} = 2\arctan \frac{d}{h} \quad (2)$$

由式(1)可知,由于射线源行程有限, φ_{AB} 永远小于 180° , 单段扫描无法获取重建所需的完备数据。为了获取足量数据,可采取 STCT 多段扫描方式 (multi-STCT,

mSTCT)。在几何模型中,单段扫描完成后,将射线源运动轨迹和探测器绕中心 O 旋转一定角度,再进行下一段扫描,每段扫描运动方式相同,直至完成多段扫描,STCT 多段扫描示意图如图 1(c)所示。在 Radon 空间中,多段扫描等效于对单段扫描数据在 φ 轴方向上进行多次平移,如图 2(b)~(d)所示,由圆点构成的区域代表各段扫描的投影数据,通过多次平移,就能获得重建所需的足量数据。

由式(2)可知,与 $[r_L, r_R]$ 内单段扫描数据区域相交的任意水平线段的长度与 r' 值无关,即单段扫描数据区域在 $[r_L, r_R]$ 内的左边缘与右边缘形状一致。如果单次平移角度大于 φ_{CD} , 则各段数据之间存在间隙,导致数据缺失,如图 2(b)所示;如果单次平移角度小于 φ_{CD} , 则各段数据之间存在重叠,导致数据冗余,如图 2(c)所示;如果单次平移角度为 φ_{CD} , 则各段数据之间能够实现无间隙、除边缘外无重叠,如图 2(d)所示。

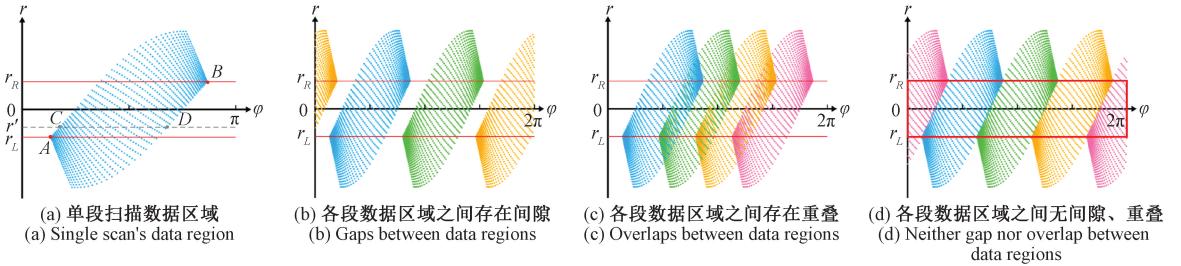


图 2 STCT 投影扫描数据

Fig. 2 Projection data of STCT

设每段扫描旋转角度为 σ , 令 $\sigma \leq \varphi_{CD}$, 则 $[r_L, r_R]$ 内数据区域能包含重建所需的完备数据, 而外部则存在数据缺失。定义重建区域为几何模型中一个圆心为中心 O 的圆形区域, 其与 I_L, I_R 相切, 如图 1(b) 中实线圆形区域所示, 其半径为:

$$R = \frac{sh - dl}{\sqrt{(l+h)^2 + (s+d)^2}} \quad (3)$$

设 T 为扫描总段数, 对于 360° 全扫描, 为保证重建所需数据的完备性, 应满足:

$$T\theta \geq 2\pi \quad (4)$$

传统圆周扫描 CT 的重建区域即视场如图 1(b) 虚线圆形区域所示。可见在一定的几何参数条件下, STCT 能获得比传统圆周扫描 CT 更大的重建区域, 实现对大尺寸物体的高放大比、高分辨力成像。

2 解析重建

2.1 数据重组

如图 3(a) 所示, 对于任意射线源位置, 射线仅能照

射重建区域的一部分区域, 造成投影数据截断, 若不经处理, 对其进行直接滤波反投影 (direct FBP, dFBP) 重建, 会导致图像产生大量截断伪影。为此本文提出了一种基于数据重组方法。首先将射线源运动轨迹离散化为一列采样点, 设采样点数为 N , 首尾采样点分别为 S_1, S_N ; 探测器像元数为 M , 左右两端像元分别为 D_1, D_M 。进一步, 将实际采样点系列视作虚拟探测器阵列, 将实际探测器阵列视作虚拟采样点系列 $\bar{\tau}$, 并将这种对置后的扫描方式称作虚拟扫描方式。具体地, 将实际采样点 S_n 视作虚拟像元 $\bar{D}_{N+1-n}$, 将实际像元 D_m 视作虚拟采样点 $\bar{S}_{M+1-m}$, 如图 3(c) 所示。基于 X 射线的物理特性, 对于同一条路径, 射线强度的衰减与其通过物体的正反方向无关。而投影数据是衰减系数沿射线路径的线积分, 同一条路径沿不同方向的线积分结果是一致的。将采样点与像元对置并不改变各自的几何位置, 因此从 S_n 出发、积分至 D_m 的投影数据 $R(n, m)$, 等价于从 $\bar{S}_{M+1-m}$ 出发、积分至 $\bar{D}_{N+1-n}$ 的投影数据 $\bar{R}(M+1-m, N+1-n)$, 即:

$$\bar{R}(M+1-m, N+1-n) = R(n, m) \quad (5)$$

由式(5)可知,数据重组不涉及插值运算,仅根据数据索引对各条射线的投影数据进行重组,任意虚拟采样点均能获得覆盖重建区域的完整投影数据。图3(b)为单段扫描原始投影示意图,其单行表示某一采样点的全部投影数据,

可见任意采样点的投影数据端部均存在截断。图3(d)所示为单段扫描重组投影示意图,可见任意虚拟采样点的投影数据均完整、无截断。通过数据重组,能有效避免投影数据的截断和因其产生的截断伪影。

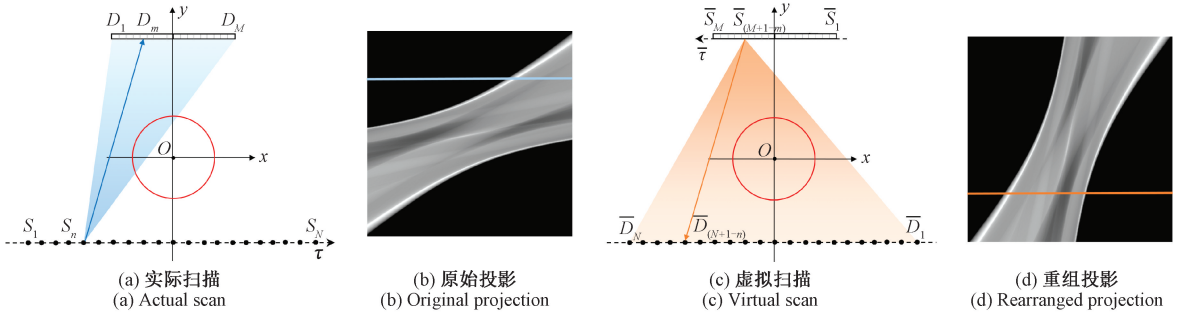


图3 STCT数据重组示意图

Fig. 3 Illustration of STCT data rearrangement

2.2 滤波反投影重建

基于STCT虚拟扫描方式,从圆周平行束FBP算法公式出发,通过变量替换将STCT扇形束射线转化为圆周平行束射线,从而推导STCT多段扇形束扫描的rFBP算法。已知圆周平行束FBP算法公式为:

$$f(x, y) = \int_{-\pi/2}^{+\pi/2} \int_{-\infty}^{+\infty} P(\theta, t) g(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dt d\theta \quad (6)$$

式中: θ 表示圆周平行束射线与 y 轴正方向的夹角,且以逆时针为正方向; t 表示圆周平行束射线与中心 O 的距离。任意一条圆周平行束射线可由 θ 和 t 唯一确定, $P(\theta, t)$ 表示该射线采集到的投影数据, $g(s)$ 表示斜坡滤波器卷积核函数,即 $g(s) = \int_{-\infty}^{+\infty} |w| \exp(j2\pi ws) dw$ 。

如图1(d)所示,STCT虚拟扫描中任意一条虚拟射线可由 α_i, p, q 唯一确定, α_i 为第 i 段虚拟射线源运动轨迹法线与 y 轴正半轴的夹角,且以逆时针为正方向, p 和 q 分别为虚拟射线源位置、虚拟像元位置,设其投影数据为 $R_{\alpha_i}(p, q)$ 。由图1(d)可得:

$$\theta = \alpha_i + \arctan \frac{p - q}{l + h} \quad (7)$$

$$t = \frac{pl + qh}{\sqrt{(p - q)^2 + (l + h)^2}} \quad (8)$$

由式(7)、(8)可知,圆周平行束射线可用STCT虚拟扇形束射线参数来描述,对其进行积分替换:

$$dt d\theta = |J| dq dp = \frac{(l + h)^2}{[(p - q)^2 + (l + h)^2]^{\frac{3}{2}}} dq dp \quad (9)$$

式中: $|J|$ 为雅可比行列式。变量替换并不改变投影数

据数值,即 $R_{\alpha_i}(p, q) = P(\theta, t)$ 。整理式(6)得:

$$f_{\alpha_i}(x, y) = \int_{-d}^d \int_{-s}^s R_{\alpha_i}(p, q) \cdot g \left[\frac{-x \sin \alpha_i + y \cos \alpha_i + h}{\sqrt{(p - q)^2 + (l + h)^2}} (q' - q) \right] \cdot \frac{(l + h)^2}{[(p - q)^2 + (l + h)^2]^{\frac{3}{2}}} dq dp \quad (10)$$

式中: q' 表示经过重建点 (x, y) 的虚拟射线所到达的虚拟像元的位置:

$$q' = \frac{(l + h)(x \cos \alpha_i + y \sin \alpha_i)}{-x \sin \alpha_i + y \cos \alpha_i + h} + \frac{(-x \sin \alpha_i + y \cos \alpha_i - l)p}{-x \sin \alpha_i + y \cos \alpha_i + h} \quad (11)$$

由斜坡滤波器卷积核性质 $g(es) = g(s)/e^2$, 整理式(10)得:

$$f_{\alpha_i}(x, y) = \int_{-d}^d \frac{1}{(-x \sin \alpha_i + y \cos \alpha_i + h)^2} \cdot \int_{-s}^s R_{\alpha_i}(p, q) g(q' - q) \frac{(l + h)^2}{\sqrt{(p - q)^2 + (l + h)^2}} dq dp \quad (12)$$

式(12)即为STCT单段扇形束扫描rFBP重建算法表达式,对于多段扫描,对每段重建结果进行求和即可得到最终重建图像。综上,rFBP算法可表示为:

$$f(x, y) = \sum_{i=1}^T f_{\alpha_i}(x, y) \quad (13)$$

3 实验

为验证rFBP算法的有效性、实用性,本文设计了仿真实验和实物实验。仿真实验采用FORBILD模体,分析rFBP算法重建过程,并对比SIRT、dFBP、rFBP算法重建

效果,采用主观图像评价以及均方根误差 (root mean square error, RMSE)、峰值信噪比 (peak signal to noise ratio, PSNR)、结构相似性 (structural similarity index, SSIM)^[22]作为重建图像质量评估判据,并通过重建时间 T_{REC} 对比算法重建效率。一般地, RMSE 值越小, PSNR 值和 SSIM 值越大,表示重建图像质量越好。本文基于 STCT 实验平台,对枇杷和核桃进行扫描、重建与分析。重建平台为 4 核 Intel i5 CPU、NVIDIA GT730 GPU、8 GB RAM 的 64 位计算机。

3.1 仿真实验

仿真实验采用 512×512 的 FORBILD 模体图像,灰度值范围为 [0, 1]。对模体进行 360°全扫描,仿真实验参数如表 1 所示。

表 1 仿真实验参数

Table 1 Parameters of the numerical simulations	
参数	值
扫描段数	5
每段采样点数	501
每段扫描旋转角度 $\theta/(\circ)$	72
射线源轨迹到中心 O 距离 l/mm	35
中心 O 到探测器距离 h/mm	68.8
射线源行程 $2s/\text{mm}$	200
探测器阵列数/pixel	1 000
像元尺寸/mm	0.1
重建矩阵	512×512

为验证数据重组操作的有效性,取第一段扫描的投影数据,不作处理,进行 dFBP 重建;再另将其进行数据重组和 rFBP 重建,对比重建效果。重建过程如图 4 所示,图 4(a)~(c)和 (d)~(f) 分别为使用单段扫描前 1/3、2/3 和全部投影数据的 dFBP、rFBP 重建图像。可见 dFBP 图像中包含有大量且严重的截断伪影,如箭头 1 的白色条状伪影,并且随着数据量增加,截断伪影逐渐累积而覆盖图像,图像被伪影严重破坏,掩盖了本身信息。而 rFBP 重建图像没有白色条状伪影,这是由于进行了数据重组,反投影是全局的,由此避免了因数据截断造成的对图像的破坏。如箭头 2,图像中存在因反投影产生的伪影,这将随着投影数据的补全而逐渐消去,不会对图像的破坏。

为验证 rFBP 算法的有效性,利用 5 段扫描全部投影数据对模体进行重建。重建过程如图 5 所示,其中图 5(a)为原始图像,图 5(b)~(f) 分别为利用第 1~5 段投影数据的重建图像。随着重建所使用的投影数据量增加,图像结构逐渐被补全,细节逐渐丰富,反投影产生的

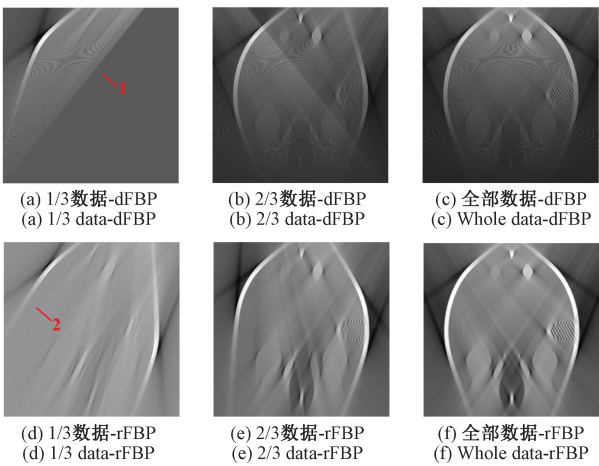


图 4 单段扫描不同算法重建过程
Fig. 4 Reconstruction process of single scan by different algorithms

伪影也逐渐减少。图 5(f) 为使用 5 段扫描全部投影数据的重建结果,视觉上已十分接近模体原始图像,结构完整,细节丰富,反投影产生的伪影消失,说明 rFBP 算法能有效地应用于 STCT 扫描的图像重建,并获得准确的重建图像。

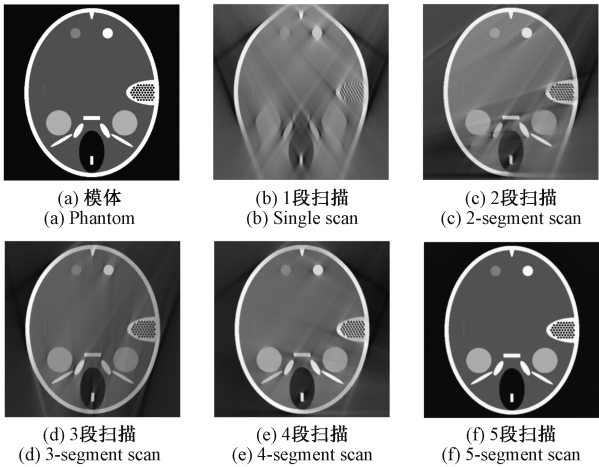


图 5 多段扫描 rFBP 算法重建过程
Fig. 5 Reconstruction process of mSTCT by the rFBP algorithm

分别利用 SIRT、dFBP、rFBP 算法进行重建分析 rFBP 算法的重建质量,其中 SIRT 算法迭代 750 次。重建结果如图 6 所示,其中图 6(a)为原始图像,图 6(b)~(d) 分别为 SIRT、dFBP、rFBP 算法重建图像。从图像上看, SIRT 和 rFBP 算法重建图像质量效果相当,而 dFBP 图像包含有大量截断伪影,效果最差。图 6(e)~(h) 分别为图 6(a)~(d) 中感兴趣区域 (region of interest, ROI) 即框选区域的放大图像,可见 SIRT 算法重建图像拥有较高的边缘清晰度, dFBP 图像包含有大量相互交叉的截断伪

影,真实信息被掩盖,rFBP 图像无截断伪影,反应出了真实的图像结构信息,但其边缘清晰度稍差。

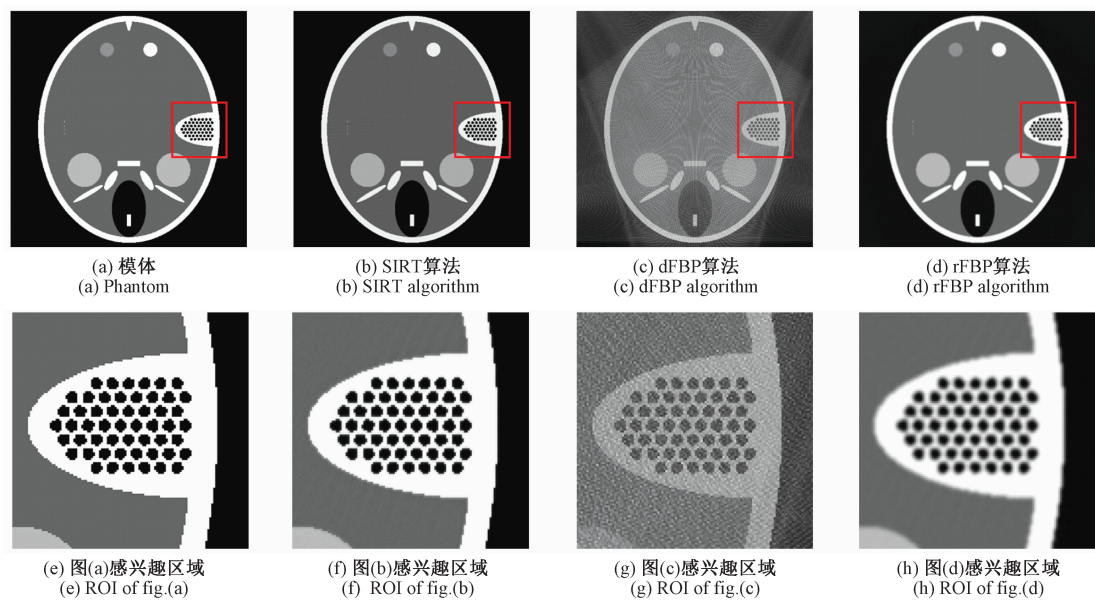


图 6 仿真实验不同算法重建图像

Fig. 6 Images reconstructed by different algorithms in numerical simulations

为对比不同算法的重建结果差异,取图 6 模体图像及重建图像第 375 行灰度值进行对比,结果如图 7 所示。其中 dFBP 算法曲线严重偏离模体曲线,且包含有大量高频率的跳动,这是由截断伪影造成的。而 SIRT 与 rFBP 算法曲线皆贴近模体曲线,说明 rFBP 算法重建图像准确度高,从而验证了 rFBP 算法的有效性。

较于 dFBP 算法,rFBP 算法的 RMSE 值降低了 0.142 8,说明在数值上 rFBP 算法重建图像更接近原始图像;PSNR 值提高了 11.182 8,说明 rFBP 算法重建图像噪声更低,图像质量更高;SSIM 值提高了 0.328 1,说明 rFBP 算法重建图像与原始图像在结构上相似度更高。rFBP 算法 3 项指标皆接近 SIRT 算法的指标值,但仅耗费了 SIRT 算法重建时间的 0.696%。综合来看,rFBP 算法以极高的重建效率取得了良好的重建图像质量。

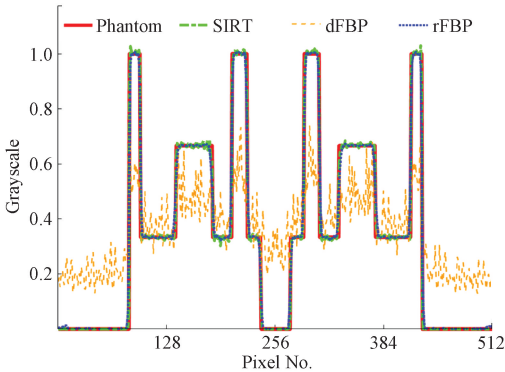


图 7 不同算法重建图像第 375 行剖面图

Fig. 7 Profiles along the 375th row of images reconstructed by different algorithms

为进一步客观评价 rFBP 算法的重建图像质量和重建效率,采用 RMSE、PSNR、SSIM 3 组指标以及重建时间 T_{REC} 来进行对比分析。结果如表 2 所示,在图像质量评价上,SIRT 算法的指标最优,说明其重建图像质量最佳,但耗时却远超 dFBP、rFBP 算法,重建效率最低;而 dFBP 算法各项图像质量评价指标均最差,远不及其他算法;相

表 2 不同算法重建图像度量指标
Table 2 Quantitative metrics of images reconstructed by different algorithms

指标	SIRT	dFBP	rFBP
RMSE	0.019 7	0.197 3	0.054 5
PSNR	34.122 2	14.095 9	25.278 7
SSIM	0.997 8	0.654 4	0.982 5
T_{REC}/s	231.391 2	1.515 8	1.610 3

3.2 实物实验

为验证 rFBP 算法的实际重建效果,本文基于搭建的 STCT 实验平台进行了实际扫描实验。STCT 实验平台如图 8 所示,该平台由射线源、平板探测器、计算机系统、机械与控制系统组成,检测物体可由转台带动实现 360°转动,微焦 X 射线源和平板探测器布置于转台两侧,射线源可由直线滑台带动实现直线运动,平板探测器固定。

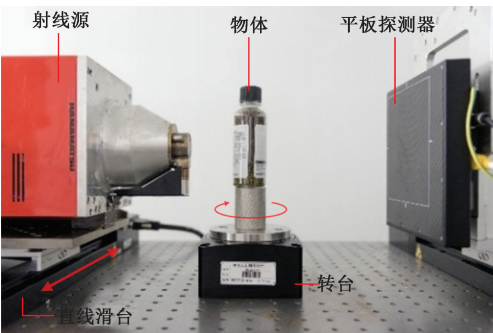


图 8 STCT 实验平台
Fig. 8 STCT experimental platform

本文在上述实验平台上进行了实物实验,对枇杷和核桃样品分别进行 STCT 扫描,其中枇杷内部结构简单,核桃内部结构相对复杂,以测试 STCT 扫描和 rFBP 算法的普适性。实验采取 360° 全扫描,并使用 SIRT、dFBP、rFBP 算法进行重建,其中 SIRT 算法迭代 1 000 次,并将大于物体直径的圆外的像素值设为 0。实验参数如表 3 所示。

表 3 实物实验参数

Table 3 Parameters of practical experiments	
参数	值
扫描段数	6
每段采样点数	641
每段扫描旋转角度 $\theta/(^{\circ})$	60
射线源轨迹到中心 O 距离 l/mm	66.2
中心 O 到探测器距离 h/mm	113
射线源行程 $2\text{ s}/\text{mm}$	192
探测器阵列数/pixel	1 536
像元尺寸/ mm	0.085
重建矩阵	512×512
管电压/ kV	82
管电流/ μA	50

实物实验重建结果如图 9 所示,其中图 9(a)~(c) 分别为 SIRT、dFBP、rFBP 算法重建图像。由于 SIRT 算法在一次迭代过程中利用了通过像素的全部投影数据,考虑了所有测量到的投影数据的误差,重建图像质量相对较高,因此在实物实验中以 SIRT 算法重建图像作为与其他算法对比的参考图像。观察图 9 可知,dFBP 算法重建图像仍然包含有大量截断伪影,说明直接对投影数据进行滤波反投影重建并不适用于实际应用,而 rFBP 算法通过数据重组步骤,消除了截断伪影,对简单的枇杷内部结构和复杂的核桃内部结构都实现了准确的还原,达到

了与 SIRT 算法接近的重建效果。为进一步对比图像细节差异,取图 9(d)~(f) 中 ROI 区域,如图 9(g)~(i) 所示,对比发现 SIRT 算法重建图像细节丰富,边缘清晰,dFBP 算法图像则被截断伪影严重污染,而 rFBP 算法图像无伪影,但细节稍显模糊。3 种算法重建时间如表 4 所示,在枇杷和核桃的重建中,rFBP 算法重建时间分别降低至 SIRT 算法的 0.565%、0.545%,可知 rFBP 算法在实际应用中对各类型的物体具有极高的重建效率和较好的重建效果。

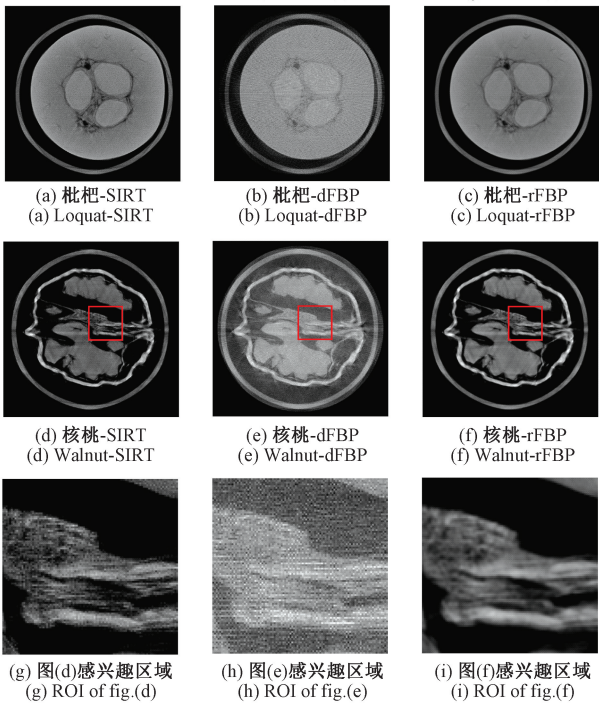


图 9 实物实验不同算法重建图像
Fig. 9 Images reconstructed by different algorithms
in practical experiments

表 4 实物实验重建时间

Table 4 Reconstruction time in practical experiments			
实物	SIRT	dFBP	rFBP
枇杷	552.973	3.131	3.124
核桃	557.095	3.060	3.036

综上,rFBP 算法在重建之前对投影数据进行了数据重组,避免了截断伪影对重建图像的影响,图像质量较 dFBP 算法得到了显著提升。SIRT 算法重建图像质量略高于 rFBP 算法,但其耗时较长,而 rFBP 算法能在极短的时间内完成图像重建,并获得较高的图像质量。在仿真实验和实物实验中,rFBP 算法的重建图像在内部细节上略显模糊,边缘清晰度不佳,这与实验中虚拟扫描较实际扫描的采样率有所下降有关。对于 180° 圆周平行束扫

描,由奈奎斯特采样定理推导可知,最少像元数量 $D_{\min}$ 和最少投影数量 $P_{\min}$ 应分别满足: $D_{\min} > \frac{2d_{\text{MF}}}{d_{\min}}, P_{\min} > \frac{\pi D_{\min}}{2}$, 其中 d_{MF} 为测量场直径, $d_{\min}$ 为物体最小结构直径^[23]。推广至 STCT 多段扇形束扫描,提高图像清晰度主要依靠增加每段采样点数量,但同时也意味着采样间隔减小,对运动精度要求更高,并且数据量更大,采样时间更长。如何在适当采样量条件下进一步提高图像重建质量有待继续研究。

4 结 论

STCT 能对大尺寸物体进行高分辨力的检测与成像,为了提高重建效率和处理截断投影数据,本文研究了基于数据重组的滤波反投影解析重建算法。从 STCT 几何模型出发,基于 Radon 空间分析了 STCT 扫描特性,为避免投影数据截断对重建图像的影响,本文将实际射线源采样点和探测器像元对置,以此建立虚拟扫描方式,将收敛于实际采样点的截断投影重组为收敛于虚拟采样点的全局投影,并在以上基础上推导了滤波反投影算法,即 rFBP 算法。本文进行了仿真实验,验证了算法的有效性,相较于 dFBP 算法, rFBP 算法重建图像能有效消除截断伪影, RMSE 值降低 0.142 8, PSNR 值提高 11.182 8, SSIM 值提高了 0.328 1, 相较于 SIRT 重建算法,重建图像质量接近,但重建耗时降低到 SIRT 算法的 0.696%。本文基于 STCT 实验平台进行了实物实验,实验结果表明, rFBP 算法重建图像质量与 SIRT 算法相当,重建时间降低至 SIRT 算法的 0.545% ~ 0.565%,验证了 rFBP 算法的实用性。 rFBP 算法具有准确、高效等优势,重建图像无截断伪影,重建时间综合缩短至 SIRT 算法的 0.6%,有望应用于 STCT 实际扫描与重建。

rFBP 算法仍存在重建图像边缘清晰度稍差的问题,后续可与数据重排方法、BPF 算法等进行对比,进一步优化以提升图像质量。另外,当前算法基于全扫描,可进一步开发基于短扫描的数据冗余加权方法,以减少扫描段数、提升扫描效率。

参考文献

[1] 马燕,余海军,钟发生,等. 基于残差编解码网络的 CT 图像金属伪影校正[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(8): 160-169.
MA Y, YU H J, ZHONG F SH, et al. CT metal artifact reduction based on the residual encoder-decoder network[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(8): 160-169.
[2] 李长春,李元金. 基于多阈值分割和 B 样条插值的

CT 图像金属伪影去除方法研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(7): 128-132.

LI CH CH, LI Y J. Research on metal artifacts reduction for CT image based on multi-threshold segmentation and B-spline interpolation [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020, 34 (7): 128-132.

[3] 杨晗,谭川东,盛晋银,等. 基于工业 CT 的零件内外曲面形位误差分析[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(11): 230-238.

YANG H, TAN CH D, SHENG J Y, et al. Form and position error analysis of inner and outer surface of parts based on the industrial CT [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(11): 230-238.

[4] 谭川东,何泳江,罗雪清,等. 基于邻层数据匹配的工业 CT 图像生成 G 代码方法[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(4): 265-274.

TAN CH D, HE Y J, LUO X Q, et al. A G code generation method of industrial CT image based on data matching between layers [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(4): 265-274.

[5] CHEN M, ZHANG H T, ZHANG P. BPF-based reconstruction algorithm for multiple rotation-translation scan mode[J]. Progress in Natural Science, 2008, 18: 209-216.

[6] YU H J, LI L, TAN CH D, et al. X-ray source translation based computed tomography [J]. Optics Express, 2021, 29(13): 19743-19758.

[7] 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 scan for developing countries [J]. Journal of X-Ray Science & Technology, 2014, 22(5): 673-686.

[8] WANG CH X, ZENG L, YU W, et al. An electron beam linear scan mode for industrial limited-angle nano-computed tomography [J]. Review of Scientific Instruments, 2018, 89(1): 015113.

[9] MITSUYA Y. Compressed sensing-based reconstruction for computed tomography with translational trajectory[J]. Inverse Problems in Science and Engineering, 2020, 28(4): 497-512.

[10] GREGOR J, BENSON T. Computational analysis and improvement of SIRT[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2008, 27(7): 918-924.

[11] 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 CH, LIU F L. Filtered back-projection image reconstruction algorithm for opposite

- parallel linear CT scan[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(9): 0911009.
- [12] 李雷, 谭川东, 廖明娟, 等. 基于 Radon 逆变换的相对平行直线扫描 CT 解析重建[J]. *光学学报*, 2021, 41(6): 118-129.
- LI L, TAN CH D, LIAO M J, et al. Radon inversion based analytic reconstruction for parallel translational computed tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(6): 118-129.
- [13] GAO H W, ZHANG L, XING Y X, et al. Volumetric imaging from a multisegment straight-line trajectory and a practical reconstruction algorithm [J]. *Optical Engineering*, 2007, 46(7): 077004.
- [14] 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.
- [15] BAEK J, MAN B D, URIBE J, et al. A multi-source inverse-geometry CT system: Initial results with an 8 spot X-ray source array[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2014, 59: 1189-1202.
- [16] 傅健, 路宏年, 龚磊. 锥束射线三维大视场工业 CT 成像方法研究[J]. *光学技术*, 2006, 32(2): 209-212.
- FU J, LU H N, GONG L. Research on cone-beam ray three dimensional large field of view industrial CT imaging method[J]. *Optical Technique*, 2006, 32(2): 209-212.
- [17] ZENG G S. Image reconstruction via the finite Hilbert transform of the derivative of the backprojection[J]. *Medical Physics*, 2007, 34(7): 2837-2843.
- [18] ZOU Y, PAN X C, SIDKY E Y. Image reconstruction in regions-of-interest from truncated projections in a reduced fan-beam scan[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2005, 50(1): 13-27.
- [19] CHEN M, LI G, QI W W, et al. Reconstruction method for nonconcylic dual-source circular cone-beam CT with a large field of view[J]. *Mathematical Problems in Engineering*, 2013(pta2), 526247. 1-526247. 7.
- [20] 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: 487-504.
- [21] 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: 015037.
- [22] ZHOU W, BOVIK A C, SHEIKH H R, et al. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity[J]. *IEEE Transaction on Image Process*, 2004, 13(4): 600-612.
- [23] BUZUG T M. *Computed tomography: From photon statistics to modern cone-beam CT* [M]. Berlin: Springer-Verlag, 2008.

作者简介



李雷, 2019 年于西南石油大学获得学士学位, 现为重庆大学硕士研究生, 主要研究方向为工业 CT 技术与系统、CT 图像重建。
E-mail: lil@cqu.edu.cn

Li Lei received his B.Sc. degree from Southwest Petroleum University in 2019. He is currently a M. Sc. candidate at Chongqing University. His main research interests include ICT technology and system, and CT image reconstruction.



刘丰林 (通信作者), 分别在 1990 年、1993 和 2009 年于重庆大学获得学士学位、硕士学位、工学博士学位, 现为重庆大学研究员、博士生导师, 主要研究方向为工业 CT 技术与系统、能谱 CT。

E-mail: liufl@cqu.edu.cn

Liu Fenglin (Corresponding author) received his B. Sc. degree, M. Sc. degree and Ph. D. degree all from Chongqing University in 1990, 1993, and 2009, respectively. He is currently a professor and a Ph. D. supervisor at Chongqing University. His main research interests include ICT technology and systems and spectral CT.