

锥束 CT 感兴趣区域图像重建研究^{*}

张顺利^{1,2}, 张定华², 程云勇², 李小林¹

(1. 咸阳师范学院 图形图像处理研究所, 陕西 咸阳 712000; 2. 西北工业大学 现代设计与集成制造技术教育部重点实验室, 西安 710072)

摘要: 针对锥束 CT 感兴趣区域扫描中存在的截断投影数据图像重建问题, 提出用基于迭代的代数重建 (ART) 算法进行重建。锥束 ART 算法的缺点是计算量大、重建速度慢。为了提高该算法的重建速度, 提出了一种基于多核平台的快速并行图像重建方法。首先将三维重建区域等分为上下两块, 相应地, 探测器平面也分为上下两部分; 然后通过双线性插值计算虚拟探测器投影数据; 最后通过多线程技术在多核平台上实现了 ART 算法的并行重建, 在保持较高重建精度的同时取得了约两倍的重建加速比。在此基础上, 通过仿真实验对 3D Shepp-Logan 模型不同感兴趣区域进行了重建, 实验结果表明, ART 算法用于感兴趣区域图像重建是可行的。

关键词: 锥束 CT; 感兴趣区域; 图像重建; ART 算法

中图分类号: TP391

文献标志码: A

文章编号: 1001-3695(2012)09-3521-04

doi:10.3969/j.issn.1001-3695.2012.09.085

Image reconstruction of cone-beam CT for region of interest

ZHANG Shun-li^{1,2}, ZHANG Ding-hua², CHENG Yun-yong², LI Xiao-lin¹

(1. Institute of Graphics & Image Processing, Xianyang Normal University, Xianyang Shaanxi 712000, China; 2. Key Laboratory of Contemporary Design & Integrated Manufacturing Technology, Ministry of Education, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

Abstract: The projection data is often truncated during scanning within the region of interest (ROI) by cone-beam CT, which results in incompleteness of projection data. Aiming at the problem of image reconstruction from incomplete projection data, this paper proposed ART algorithm based on iteration to reconstruct for ROI. The shortage of ART was its large time of computations and slow reconstruction speed. To improve the reconstruction speed of ART, It proposed a fast parallel image reconstruction method based on multi-core. Firstly, it divided the 3D reconstruction region equally into two blocks by centre plane, and the detector plane too. Then, it calculated the projection data of virtual detector by bilinear interpolation. Finally, implemented the ART algorithm parallel using multi-thread technique on multi-core platform, and improved the reconstruction speed about 2 times with high precision. On this basis, using ART to reconstruct different ROI of 3D Shepp-Logan phantom by simulation, experimental results show that it is feasible to reconstruct ROI with ART.

Key words: cone-beam CT; region of interest; image reconstruction; algebraic reconstruction technique (ART) algorithm

0 引言

CT (computerized tomography) 技术是通过将物体进行不同角度的射线投影测量而获取物体横截面信息的成像技术, 它不但给诊断医学带来革命性的影响, 还成功地应用于工业领域。近年来, 随着计算机技术及实时有源面阵探测器等硬件技术的飞速发展, 锥束 CT 正成为 CT 研究的热点和发展方向^[1]。目前锥束 CT 图像重建广泛采用 FDK (Feldkamp, Davis and Kress) 算法^[2], 该算法的优点是重建速度快, 适合于完全投影数据及噪声水平较低情况下的重建, 缺点是对投影数据的完备性要求较高。如果要得到物体内部某一点处的密度函数值, 不仅需要穿过此点的所有射线的投影, 还需要远离此点的射线上的投影。即使只想重建物体内部感兴趣区域 (region of interest, ROI) 的图像, 也得围绕整个物体采集投影数据, 并且重建

出完整的图像, 这需要花费很多的时间和系统资源。

在对大型航空航天产品的缺陷检测中, 通常需要对重建目标内部某些 ROI 关键零部件进行局部精细扫描, 这不仅可以减少数据采集时间, 降低 X 射线的扫描成本, 而且可以提高图像重建效率。但是受探测器尺寸和扫描视角等的限制, ROI 投影数据往往在探测器方向和扫描角度方向被截断, 导致了投影数据非完备, 因而如何实现 ROI 重建是目前图像重建领域的前沿课题之一^[3,4]。代数重建法 (ART) 是一种迭代图像重建算法^[5,6], 该算法将图像重建问题转换为求解重建图像各像素值和投影之间关系的线性方程组, 丢失的投影数据可以看做缺少方程, 因而可以忽略投影数据被截断的问题。因此本文针对 ROI 局部扫描拟采用 ART 算法进行重建。

ART 算法的缺点是计算量大、重建速度慢, 这在很长一段时间内限制了其应用。为此, 众多学者为提高 ART 算法的重

收稿日期: 2012-03-19; **修回日期:** 2012-04-27 **基金项目:** 陕西省自然科学基金资助项目 (2009JQ8017); 中国博士后科学基金资助项目 (20110491690); 陕西省教育厅专项基金资助项目 (11JK1030); 咸阳师范学院引进人才资助项目 (10XSYK102)

作者简介: 张顺利 (1973-), 男, 陕西富平人, 副教授, 博士, 主要研究方向为工业 CT、计算机图形图像处理 (slmmzhang@sina.com); 张定华 (1958-), 男, 教授, 博导, 博士, 主要研究方向为 CAD/CAM、工业 CT、计算机图形图像处理等; 程云勇 (1976-), 男, 副教授, 博士, 主要研究方向为工业 CT、计算机图形图像处理; 李小林 (1976-), 男, 讲师, 硕士, 主要研究方向为计算机应用技术。

建速度进行了大量研究^[7-12]。文献[9]在高性能曙光一号计算机上实现了 ART 算法的快速重建,该方法成本昂贵,并不适合于普通微机上的图像重建。文献[10]采用 PC 机群实现了 ART 算法的并行重建,尽管取得了较好的加速效果,但并行计算的硬件成本仍很高。文献[11]提出了基于 SIMD 技术的快速并行代数重建算法,但对于锥束重建效果不够明显。文献[12]提出了射线与体素的快速遍历和求交算法,与传统的 Siddon 算法相比取得了 17 倍以上的重建加速比。

近年来,随着计算机硬件技术与性能的飞速发展,多核 CPU 已成为主流配置。与单核 CPU 相比,多核 CPU 具有强大的并行处理能力,支持线程级并行^[13,14]。因此,本文将在文献[12]研究工作的基础上,提出一种基于多核平台的锥束 ART 算法并行重建方法,以实现 ROI 图像的快速重建。

1 ART 算法原理

首先将图像重建问题离散化,即将欲重建的未知图像 $f(x, y, z)$ 离散成 $N = n \times n \times n$ 个离散的小立方体(体素),在每个体素内部 $f(x, y, z)$ 被视为常数,表示为 $f_j (1 \leq j \leq N)$ 。射线看做是没有宽度的,对应于射线 i 的投影记为 p_i ,根据成像的物理过程和相应的数学模型,建立重建图像和投影数据之间的代数方程组为

$$p_i = \sum_{j=1}^N w_{ij} f_j \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (1)$$

其中: M 为投影总数; N 为体素总数; w_{ij} 为权因子,在数值上等于第 i 条射线穿过第 j 个体素的长度,它反映了体素对射线投影值的贡献。用矩阵表示为

$$P = WF \quad (2)$$

其中: P 为 M 维投影数据向量; F 为 N 维图像向量; W 为 $M \times N$ 维权因子矩阵。这样图像重建问题就转换为高维线性方程组的求解。由于 M 和 N 都非常大,很难用常规的矩阵理论来求方程组(2),实际中采用迭代法。其迭代式为

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \lambda \frac{p_i - \sum_{n=1}^N w_{in} f_n^{(k)}}{\sum_{n=1}^N w_{in}^2} w_{ij} \quad (3)$$

其中: k 为迭代序号, $1 \leq i \leq M, 1 \leq j \leq N, \lambda$ 为松弛因子 ($0 < \lambda < 2$)。

2 ART 算法多核并行重建

ART 算法是一个反复迭代的重建过程,因而提高该算法的重建速度一直是图像重建研究的重点。近年来多核平台的出现为重建算法加速提供了一种新的途径。要充分利用多核 CPU 的性能,一种可行的解决方案是采用多线程技术。在多核平台上,多个线程能够在不同的处理器内核上同时执行,从而实现了真正意义上的并行计算。多线程程序设计的关键就是挖掘应用程序的并行性,将一个任务分解成多个可以同时并行执行的部分,并使计算负载尽量均衡地分配到各个内核上。

2.1 重建区域分块

为了实现锥束 ART 算法在多核平台上的并行重建,首先要将重建任务分解为两个或两个以上独立的子任务。ART 算法是一种逐线校正的迭代过程,即任取射线 i , 计算该射线穿过

的所有体素索引 n 及射线与体素的相交长度 w_{in} , 然后计算射线投影 $p' = \sum_{n=1}^N w_{in} f_n^{(k)}$, 将 p' 与实际投影 p_i 的差加权沿射线方向逐一校正体素值, 如此反复, 直到满足收敛条件。因此, 要实现子任务的独立性和并行性, 就要确保不同子任务中任意两条射线不会穿过同一体素, 否则会引起访问错误。根据这一原则, 以中心平面(过射线源且与旋转轴 z 垂直的平面)为界将重建区域等分为上下两块, 相应地, 探测器平面也分为上下两部分。图 1 为分块剖面示意图。

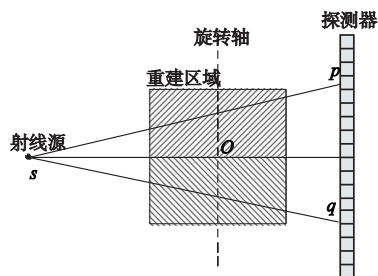


图1 重建区域分块剖面

图 1 中: so 为连接射线源和重建区域的中心射线。由图 1 可以看出, so 上方的任意一条射线 sp 仅穿过重建区域上半部分中的体素, so 下方的任意一条射线 sq 仅穿过重建区域下半部分中的体素,由于二者互不影响,因此可以将分块后每一块的重建作为一个子任务。这种分解方法能够确保子任务的负载是完全均衡的。

2.2 投影数据计算

实际扫描中,平板探测器存在一定程度的偏移,因此其几何中心未必与中心射线 so 重合。如果不加处理而直接重建就可能会引起严重错误。为了便于本文方法的实施,必须对实际的投影数据进行一定的处理。为此构造了一个虚拟探测器,其几何中心恰好为中心射线的位置,像素尺寸与实际探测器的像素尺寸相同,虚拟探测器中每个像素的投影值可由实际探测器的投影值通过双线性插值得到。如图 2 所示,其中实线为实际探测器,虚线为虚拟探测器。

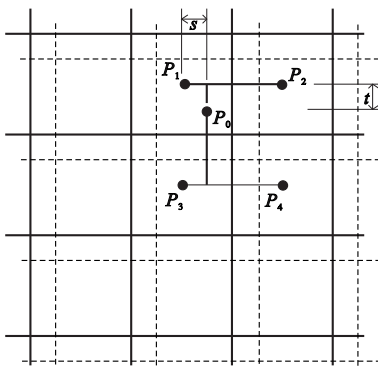


图2 虚拟探测器中投影插值示意图

设 P_0 为待求虚拟探测器中某一像素的投影值,其相邻的实际探测器中四个像素的投影值依次为 P_1, P_2, P_3 和 P_4 , 则有

$$P_0 = (P_1 \times (1-s) + P_2 \times s) \times (1-t) + (P_3 \times (1-s) + P_4 \times s) \times t \quad (4)$$

其中: s 和 t 反映了中心射线在实际探测器中的偏移程度,这可以通过中心射线在实际探测器中的像素位置来决定。实际投影数据经过上述处理后,即可通过在多核平台上并行重建。

2.3 多线程并行重建

重建任务被分解为两个子任务后,利用 Win 32 API 提供的多线程开发接口函数 CreateThread() 来创建两个线程。由于两个子任务完全独立,因此线程之间不涉及复杂而耗时的同步问题。下面具体讨论 ART 算法在其中一个线程函数中的实现。其中三维射线与体素的遍历和求交采用文献[12]中基于投影的方法。为此定义函数 projection_xoy() 用来计算射线投影与 xoy 平面的相交情况,函数 projection_z() 用来计算射线投影与 xoz 平面或 yoz 平面的相交情况,最后通过函数 merge() 来计算最终的体素索引及相交长度。下面给出 ART 算法重建上半块区域线程函数的 C 语言伪代码描述。

a) 初始化射线源和探测器位置,令所有图像初值为 0。

b) 获取某一角度下的投影数据,依次计算射线穿过的体素索引及相交长度,然后计算图像投影,根据计算投影与实际投影的差对图像进行反投影校正。

```
for(i=0;i<n/2;i++)
```

```
for(j=0;j<n-1;j++)
```

```
{
```

```
    projecion_xoy(); //向 xoy 平面投影
```

```
    projection_z(); //向 xoz 或 yoz 平面投影
```

```
    merge(); //合并计算体素索引及权因子
```

```
    projection_image(); //计算图像投影
```

```
    back_projection(); //反投影校正图像
```

```
}
```

c) 旋转探测器和射线源。如果所有投影角度已计算完成,则转 d); 否则转 b), 计算下一投影角度。

d) 如果迭代满足收敛条件,则停止计算,并保存重建结果; 否则转 b), 进行下一轮迭代。

3 实验及结果分析

测试用计算机平台硬件为 Intel 酷睿 i5-760CPU、4 GB 内存、4 核双通道,采用 Visual C++ 6.0 来实现多线程编程。重建目标为通用的 3D Shepp-Logan 头模型^[15],分别使用本文提出的基于多核平台的快速并行方法和文献[12]中提出的按列优先方法来进行重建。头模型参数如表 1 所示。

表 1 3D Shepp-Logan 头模型参数

N_0	x_0	y_0	z_0	a	b	c	θ	ρ
1	0.0	0.0	0.0	0.69	0.9	0.92	0	2.0
2	0.0	0.0	-0.0184	0.6624	0.88	0.874	0	-0.98
3	-0.22	-0.25	0.0	0.41	0.21	0.16	72	-0.02
4	0.22	-0.25	0.0	0.31	0.22	0.11	-72	-0.02
5	0.0	-0.25	0.35	0.21	0.35	0.25	0	0.01
6	0.0	-0.25	0.1	0.046	0.046	0.046	0	0.01
7	-0.08	-0.25	-0.605	0.046	0.02	0.023	0	0.01
8	0.06	-0.25	-0.605	0.046	0.02	0.023	90	0.01
9	0.06	0.625	-0.105	0.056	0.1	0.04	90	0.02
10	0.0	0.625	0.1	0.056	0.1	0.056	0	-0.02
11	0.0	-0.25	-0.1	0.046	0.046	0.046	0	0.01
12	0.0	-0.25	-0.605	0.023	0.023	0.023	0	0.01

锥束扫描方式为单圆轨迹,扫描半径为 900 mm,旋转中心与探测器之间的距离为 300 mm,重建图像尺寸为 $256 \times 256 \times$

256,体素尺寸为 0.384 mm,探测器阵列 256×256 ,像元尺寸为 0.512 mm,投影数为 360 幅。为了适应上述扫描结构,将 Shepp-Logan 头模型尺寸统一放大 46.152 倍。取松弛因子 $\lambda = 0.2$,重建图像初值为 0。表 2 给出了两种方法不同迭代次数下的重建时间对比。

表 2 图像重建时间比较 /s

迭代次数	1	2	3
按列优先方法	218.265	432.468	647.328
本文方法	109.234	216.188	323.485

由表 2 可以看出,与按列优先方法相比,本文方法取得了约两倍的重建加速比。为了客观评价本文方法的重建精度,采用归一化平均绝对距离判据 r 来定量评价重建图像与原始图像的误差,该判据反映了多数点出现小的偏差的情况^[16]。归一化平均绝对距离判据 r 定义为

$$r = \frac{\sum_{u=1}^n \sum_{v=1}^n |t_{u,v} - r_{u,v}|}{\sum_{u=1}^n \sum_{v=1}^n |t_{u,v}|} \quad (5)$$

其中: $t_{u,v}$ 、 $r_{u,v}$ 分别表示测试模型和重建后图像中第 u 行、 v 列的像素密度; t 为测试模型密度的平均值; r 值越大表示误差越大。表 3 给出了本文方法迭代三次后不同切片的重建误差。

表 3 重建图像误差

层数	20	50	80	110	140	170	200	230
r	0.249	0.089	0.065	0.062	0.065	0.066	0.089	0.224

由表 3 可以看出,经过三次迭代即可达到较高的重建精度,尤其是在中间层附近的 110 层精度最高。图 3 给出了几幅重建切片图像。

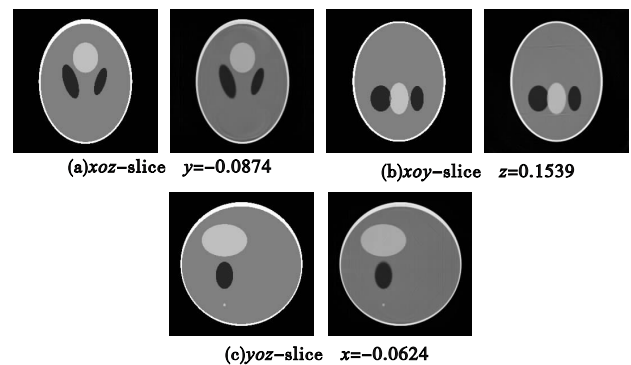


图 3 重建切片图像

为了验证 ART 算法重建 ROI 的有效性,将探测器阵列减小为 200×200 ,像元尺寸减小为 0.412 mm,整个探测器尺寸减小 48.672 mm。选取三个 ROI 进行扫描重建,其区域中心坐标在 Shepp-Logan 头模型中分别为 $(0, -0.25, -0.605)$ 、 $(0, -0.25, 0)$ 和 $(0, -0.25, 0.1)$ 。由于 ROI 重建的局部性,无法采用归一化平均绝对距离判据 r 来评价重建精度。为此,采用 profile 曲线法来直接比较原始图像和重建图像同一行或列对应的线性衰减系数值,这样可以直观、定量地对重建误差作出判断。图 4 给出了三个 ROI 迭代五次后中心切片重建结果及中间一行的 profile 曲线图。其中左侧分别为 ROI 原始图像,右侧为重建图像。

由图 4 可以看出,在中心区域附近,重建图像较好地保持了原始模型内部的基本特征,重建误差也令人满意。以上实验结果表明,ART 算法用于 ROI 重建是可行的。

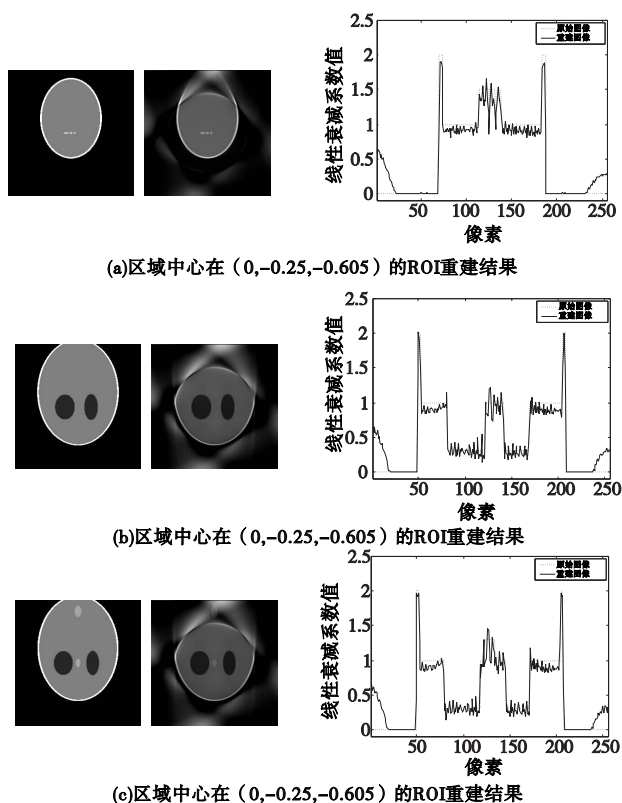


图4 不同ROI重建结果及误差

4 结束语

针对锥束CT感兴趣区域图像重建问题,本文从两方面进行了研究:a)针对ART算法重建速度慢的问题,提出了一种基于多核平台的快速并行图像重建方法,通过重建区域分块及多线程技术,实现了锥束ART算法的快速重建,与文献[12]提出的按列优先方法相比,取得了约两倍的重建加速比;b)对3D Shepp-Logan模型选取不同ROI进行重建,取得了令人满意的重建结果,这表明将ART算法用来实现ROI重建是可行的。

本文的研究工作为航空航天等大型工业构件的无损检测奠定了基础。在ROI扫描重建中,随着投影数据缺失程度的增加,图像质量会下降,因此如何提高ROI重建质量将是下一步的研究工作。

参考文献:

- [1] ZENG Kai, LAURIE L, FAJARDO, *et al.* An in vitro evaluation of cone-beam breast CT methods[J]. *Journal of X-ray Sciences and Technology*, 2008, 16(3): 171-187.
- [2] ZHAO Jun, LU Yang, JIN Yan-nan, *et al.* Feldkamp-type reconstruction algorithms for spiral cone-beam CT with variable pitch[J]. *Journal of X-ray Science and Technology*, 2007, 15(4): 177-196.
- [3] 张慧滔, 陈明, 张朋. 一种新的针对感兴趣区域的CT扫描模式及其重建公式[J]. *自然科学进展*, 2007, 17(11): 1589-1594.
- [4] ZOU Yu, PAN Xian-chun, SIDKY E Y. Image reconstruction in regions-of-interest from truncated projections in a reduced fan-beam scan[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, 50(1): 13-27.
- [5] MULLER K. Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods [D]. [S. l.]: The Ohio State University, 1998.
- [6] LU Wen-kai, YIN Fang-fang. Adaptive algebraic reconstruction technique[J]. *Medical Physics*, 2004, 31(12): 3222-3230.
- [7] MUELLER K, YAGEL R, WHELLER J. Fast implementations of algebraic methods for the 3D reconstruction from cone-beam data[J]. *IEEE Trans on Medical Imaging*, 1999, 18(6): 538-547.
- [8] XU F, MUELLER K. Accelerating popular tomographic reconstruction algorithms on commodity PC graphics hardware [J]. *IEEE Trans on Nuclear Science*, 2005, 52(3): 654-663.
- [9] 蒋广胜, 魏彩屏. 并行ART算法在曙光一号上的设计与实现[J]. *计算机研究与发展*, 1996, 33(6): 450-452.
- [10] 刘春华, 潘晋孝. 锥束ART算法的并行运算实现[J]. *CT理论与应用研究*, 2007, 16(3): 13-19.
- [11] 刘远, 张定华, 赵歆波, 等. 一种基于SIMD技术的快速并行代数重建算法[J]. *中国图象图形学报*, 2007, 12(1): 73-77.
- [12] 张顺利, 张定华, 黄魁东, 等. 锥束ART算法快速图像重建[J]. *仪器仪表学报*, 2009, 30(4): 885-892.
- [13] 李静滨, 杨柳, 华蓓. 基于多核平台并行K-Medoids算法研究[J]. *计算机应用研究*, 2011, 28(2): 498-500.
- [14] GREG S, RICHARD B, YANG Xiao-yun. Multicore image processing with OpenMP[J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2010, 27(2): 134-138.
- [15] SHEPP L A, LOGAN B F. The Fourier reconstruction of a head section[J]. *IEEE Trans Nuclear Science*, 1974, 21(3): 21-43.
- [16] 庄天戈. CT原理与算法[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.