

基于小波变换的多分辨率锥束 CT 图像快速三维重建算法

韩 民^① 成 旭^{*①} 李登旺^②

^①(山东大学信息科学与工程学院 济南 250100)

^②(山东师范大学物理与电子科学学院 济南 250014)

摘 要: 为了解决 FDK 重建算法在锥束 CT 重建中运算量大, 耗时较多, 以及针对不同的应用环境提供不同分辨率的 3 维医学图像问题, 该文提出一种基于小波变换的多分辨率锥束 CT 图像快速 3 维重建算法。首先对采集到的投影图像进行相应尺度的小波变换, 得到各尺度小波分解系数, 选择相应尺度的小波系数进行 FDK 重建, 可以得到相应低分辨率的 3 维图像数据, 还可根据需要由得到的低分辨率重建数据分别沿着径向取断层图像, 进行相应的小波逆变换, 进而得到高分辨率的 3 维图像数据。实验数据表明, 该方法不仅能够得到不同分辨率的 3 维图像数据, 而且相较于传统的 FDK 算法生成分辨率相同、精度相近的高分辨率 3 维图像数据, 重建速度可以提高 1 倍以上。

关键词: 锥束 CT; FDK 重建; 小波变换; 多分辨率

中图分类号: TP391; R814.42

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2017)10-2437-05

DOI: 10.11999/JEIT170003

Fast 3D Reconstruction Algorithm of Multi-resolution Cone Beam CT Image Based on Wavelet Transform

HAN Min^① CHENG Xu^① LI Dengwang^②

^①(Institute of Information Science and Engineering, Shandong University, Jinan 250100, China)

^②(Institute of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Jinan 250014, China)

Abstract: To solve the large amount of computation, time-consuming problems of the FDK reconstruction algorithm for cone beam CT reconstruction, and different resolutions for different application environments of 3D medical image, this paper proposes a fast reconstruction algorithm of multi-resolution cone beam CT image based on wavelet transform. Firstly, the corresponding wavelet transform for projection images are obtained, and the corresponding scale wavelet coefficients are selected for FDK reconstruction. Thus, 3D image data of the low resolution are obtained. According to need, the high resolution 3D image data can also be obtained by the inverse wavelet transform of the radial images obtained from low resolution. The experimental data shows that this method can not only provide a different resolution of the 3D image data, but also increase the reconstruction speed more than one times when the same resolution and similar precision high resolution 3D image data is obtained compared with the traditional FDK algorithm.

Key words: Cone beam CT; FDK reconstruction; Wavelet transform; Multi-resolution

1 引言

随着现代科技的飞速发展, 计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)是最好的无损检测技术之一, 在医学、工业、考古学、国防等领域有着广泛的应用^[1]。特别在医学领域, 因其成像能够很好地呈现出软组织构成的器官, 在临床医学领域已得

到广泛应用。目前主流的商用 CT 机是 2 维扇束 CT 扫描机, X 射线源每扫描一周只能获取原模体某一个断层的数据, 导致 X 射线利用率低、扫描速度及重建速度慢。随着 CT 科技的应用与发展, 在传统 2 维 CT 的基础上提出了 3 维 CT, 即锥束 CT。锥束 CT 采用了锥束 X 射线源和平面探测器来采集原模体各角度的投影数据, 大大提高了 X 射线利用率, 扫描速度和 CT 重建图像的空间分辨率也有了相应的提高。锥束 XCT 重建算法分为两类^[2]: 迭代法和解析法。与迭代法相比, 解析算法的重建速度及效率高, 需要的数据存储空间小。解析法分为近似重建法和精确重建法, 其中 FDK 算法^[3]是解析算法里

收稿日期: 2017-01-03; 改回日期: 2017-04-05; 网络出版: 2017-06-14

*通信作者: 成旭 chengxu_2015@163.com

基金项目: 国家自然科学基金(61471226), 山东省自然科学基金(JQ201516)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (61471226), The Distinguished Young Scholars of Shandong Province(JQ201516)

近似重建算法中最为经典的算法。FDK 算法基于圆轨迹扫描, 具有易于实现、重建速度快等特点, 在射线源锥角较小时具有良好的重建效果, 但是当锥角增大时, 与中心层距离越远断层图像质量越差。针对 FDK 算法的缺点许多学者进行了改进, Wang 等人^[4]提出 G-FDK 算法, 将 FDK 算法推广到了任意扫描轨迹, Turbell^[5]提出 P-FDK 算法, 重排投影数据为 3 维平行束的投影数据, Grass 等人^[6]提出 T-FDK 算法和 HT-FDK 算法, 将截断后的投影数据进行重排重建, 不仅在计算方面更有效率, 而且有效地减少了由于锥角增大而产生的伪影, Jin 等人^[7]综合了最近邻插值和双线性插值的优点, 对 FDK 算法中的差值方法进行了改进, 有效地保留图像的边缘信息, Dominguez 等人^[8]利用基于多核处理器的超线程技术对 FDK 算法进行加速, 张文昆等人^[9]根据重排前后投影数据的结构关系, 提出选择性重排 FDK 算法及其 GPU 加速优化, 有效地降低了内存资源占用, 大大提升算法的执行效率, Guo 等人^[10]提出一种准确找到重建体素和投影像素之间的对应关系的方法, 使重建结果有良好的精度。

随着科技的发展, 锥束 CT 扫描得到的投影数据分辨率会越来越高, 例如 PaxScan 4030CB 型号^[11]的非晶硅平面探测器, 像元矩阵大小为 2048×1536 。然而由于 CT 片大小的限制, 对此过高的分辨率在有限尺寸中的显示效果并没有相应地提高, 反而存在运算量大, 重建速度慢, 实时性差等问题。针对这些问题, 本文提出一种基于小波变换的多分辨率锥束 CT 图像快速 3 维重建算法。该方法能够针对不同需求来呈现不同分辨率的 3 维图像数据, 并且相较于传统的 FDK 算法生成分辨率相同、精度相近的高分辨率 3 维图像数据, 重建速度可以提高 1 倍以上。

2 FDK 算法原理及步骤

锥束投影数据是通过放射源-探测器系统绕转轴 Z 轴沿圆形轨迹进行采集得到的, 模型如图 1 所示。Feldkamp 等人^[3]提出了 3 维重建 FDK 算法, 通过使用加权因子对偏离中心平面的投影数据进行修正来实现锥束近似重建。

FDK 算法主要包括以下 3 步: 加权、滤波和反投影。具体实现如下:

第 1 步 对投影数据 $P_{\beta}(u, v)$ 使用加权因子进行修正, 即

$$P_{\beta}(u, v)' = \frac{DSO}{\sqrt{DSO^2 + u^2 + v^2}} \cdot P_{\beta}(u, v) \quad (1)$$

其中, 加权因子是锥束射线入射角的余弦函数, DSO 是射线源到原模体中心的距离, β 是中心射线与 Y 轴的夹角。

第 2 步 对修正后的投影数据逐行地进行 1 维滤波, 即

$$P_{\beta}^*(u, v) = P_{\beta}(u, v)' * h(u) \quad (2)$$

其中, $*$ 是表示卷积, $h(u)$ 表示对第 u 行投影图像数据进行卷积操作的滤波函数。

第 3 步 对滤波后的投影数据做锥形束加权反投影, 即

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} U^2 \cdot P_{\beta}^*(p, q) d\beta = \sum_{\beta} U^2 \cdot P_{\beta}^*(p, q) \quad (3)$$

式中,

$$\left. \begin{aligned} t &= x \cos \beta + y \sin \beta \\ s &= y \cos \beta - x \sin \beta \\ U &= \frac{DSO}{DSO - s} \\ p &= Ut \\ q &= Uz \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

其中, $f(x, y, z)$ 表示体素点 (x, y, z) 处的重建图像数据, (p, q) 表示重建体素点在滤波反投影平面上的反投影点的位置。

3 基于小波变换的快速重建算法

小波理论由于具备良好的时频局部化特性, 已广泛地应用到信号分析、地质勘探、图像处理等领域。Mallat^[12]将多尺度思想引入到小波分析中, 在塔形图像分解的基础上, 提出了 Mallat 算法。运用该算法会使信号分解时的长度进行减半, 因此它是一种快速小波分解与重构的算法。设 H 和 G 分别为低通滤波器和高通滤波器, c 和 r 分别对应 2 维图像的列和行, 依据 2 维 Mallat 算法, 在尺度 $j-1$ 上进行 Mallat 快速分解, 有式(5):

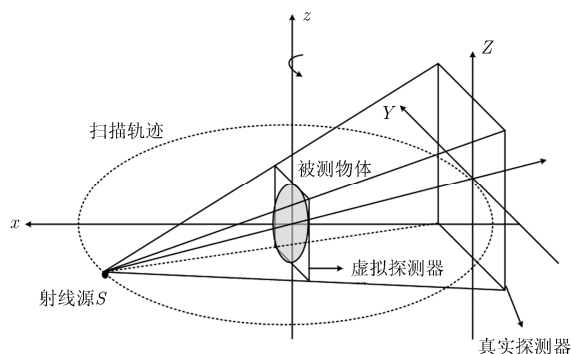


图 1 锥束投影数据的采集模型

$$\left. \begin{aligned} C_j &= H_c H_r C_{j-1} \\ D_j^1 &= G_c H_r C_{j-1} \\ D_j^2 &= H_c G_r C_{j-1} \\ D_j^3 &= G_c G_r C_{j-1} \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式中, C_j, D_j^1, D_j^2, D_j^3 依次对应 2 维图像 C_{j-1} 进行小波一次分解后的低频分量、垂直高频分量、水平高频分量、对角高频分量。则相对应的 2 维图像的 Mallat 重构算法为

$$C_{j-1} = H_r^H H_c^H C_j + H_r^H G_c^H D_j^1 + G_r^H H_c^H D_j^2 + G_r^H G_c^H D_j^3 \quad (6)$$

式中, H^H 和 G^H 分别为 H, G 的共轭转置矩阵。

由于医生临床诊断时对 CT 图像分辨率大小的需求不同, 我们根据射线源到试件中心距离与射线源到探测器距离之间的比值, 以及投影图像的分辨率与医生需要 CT 图像分辨率之间的比值来确定小波分解层数。以 *coif1* 小波进行小波一次分解为例, 本文算法的具体步骤为:

首先对采集到的投影图像, 利用 Mallat 快速算法进行 *coif1* 小波一次变换, 得到 4 组小波分量。

然后选择小波低频分量进行 FDK 重建, 得到重建的数据。此时得到低频重建数据即为相应尺度的低分辨率重建图像数据。

如果实际应用中, 对图像分辨率要求更高, 则将第 1 步得到的 3 组小波高频分量分别进行 FDK 重建。上述步骤完成后, 将 4 组重建数据分别沿着径向取断层图像, 进行相应的小波逆变换, 进而将小波逆变换后得到的 3 维数据沿着扫描转轴方向取断层图像, 对其进行 Lanczos-3 滤波器插值, 得到更高分辨率的重建图像。具体流程图如图 2 所示。

4 实验结果与评价

本文选择常用的 Sheep-Logan^[13]人脑模型对算

法进行模拟仿真, 锥束扫描及投影数据的参数如表 1 所示。

实验环境如下: windows7 64 位操作系统, 8 G 内存, 显卡为 AMD Radeon HD 7000 series, CPU 为 Intel(R) Core(TM) i7-4790 3.60 GHz, 实验软件版本为 MATLAB R2013a。

图 3(a)为采集到的扫描投影数据, 图 3(b)为 *coif1* 小波一次分解后的各小波分量。对小波低频分量进行 FDK 重建后, 其中会得到低频重建数据, 即为低分辨率的重建图像, 如图 4(a)。

若低分辨率重建数据满足不了实际应用的需求, 则其余 3 组高频分量分别进行 FDK 算法重建, 将得到的 4 组重建数据沿着径向取断层图像(如图 5)进行小波逆变换, 最后通过 Lanczos-3 滤波器插值得到最终重建数据, 如图 4(b)。表 2 为 FDK 算法与本文算法重建的总耗时。从表 2 可以了解到本文算法重建不同分辨率的图像耗用的总时间, 并且当重建同样高分辨率的图像时, 本文算法比传统 FDK 算法的重建速度提高了 1 倍以上。

表 1 锥束扫描及投影数据的参数

参数名称	参数
原模体网格	512×512×512
原模体边长长度(mm)	512
射线源到试件中心距离(mm)	2916
射线源到探测器距离(mm)	5832
探测器长度(mm)	1024
探测器单元尺寸(mm)	1×1
重建物体网格	512×512×512
重建物体边长长度(mm)	512
采集投影间隔(°)	1
采集投影个数	360

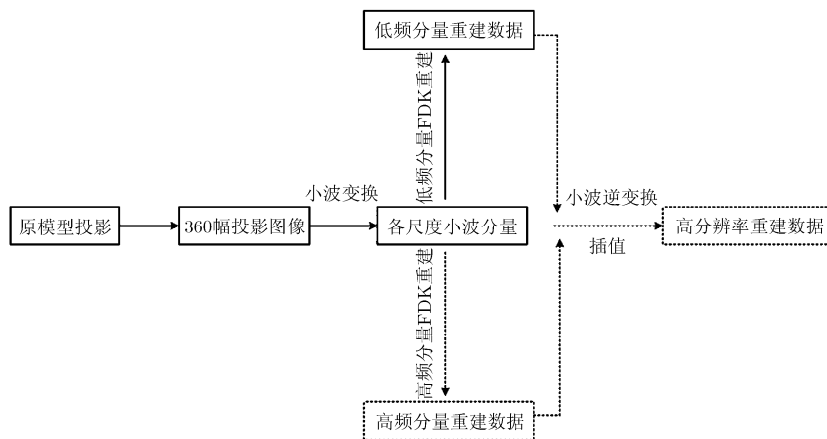
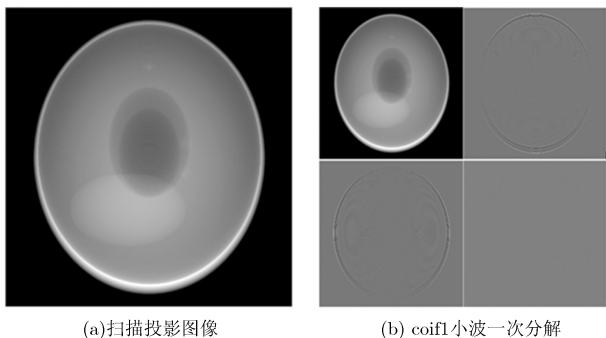
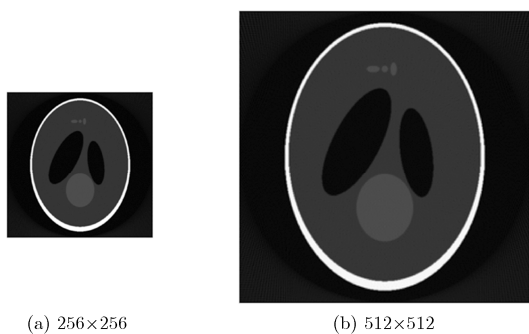


图 2 本文算法流程图



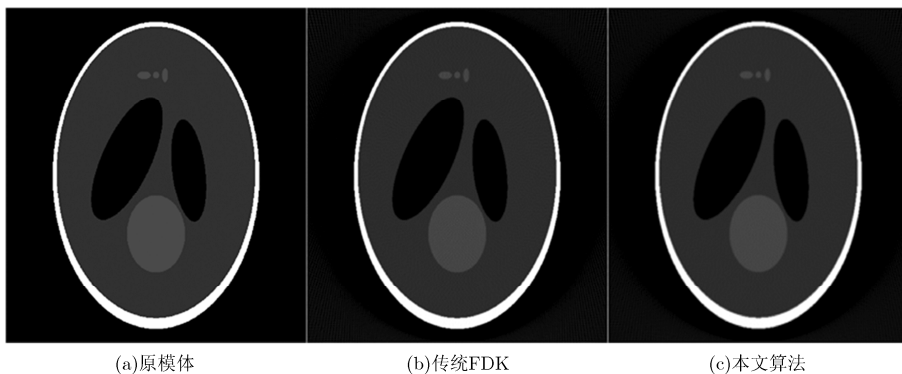
(a)扫描投影图像 (b) coif1小波一次分解

图 3 锥束CT扫描投影图像及小波一次分解



(a) 256×256 (b) 512×512

图 4 不同分辨率的重建图像



(a)原模体 (b)传统FDK (c)本文算法

图 6 轴向断层 $Z=-2.5$ 时的重建图像

传统 FDK 算法重建图像及本文算法重建图像, 图 7 是沿着图 6 各图像的中心水平线像素得到的衰减系数对比。从图 7 可以看到, 本文算法的重建图像的轮廓非常接近传统 FDK 算法重建数据, 并且能够抑制部分噪声, 在灰度值连续区域效果要比传统 FDK 算法更好。

5 结束语

医学上, 针对 FDK 重建算法在锥束 CT 重建中运算量大, 耗时较多, 以及在不同的应用环境提供不同分辨率的 3 维医学图像问题, 本文提出了一种基于小波变换的多分辨率锥束 CT 图像快速 3 维重建算法。该方法能够较好地得到不同分辨率的重建

数据, 与此同时相较于传统的 FDK 算法生成分辨率相同、精度相近的高分辨率 3 维图像数据, 该方法能够将重建速度提高 1 倍以上。实验结果证实了本文算法在医学图像 3 维重建上的有效性。

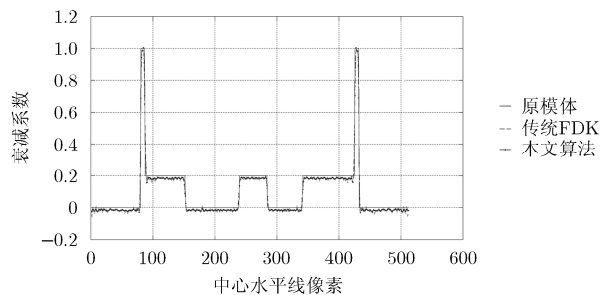


图 7 沿图 6 各图像中心水平线像素得到的衰减系数对比

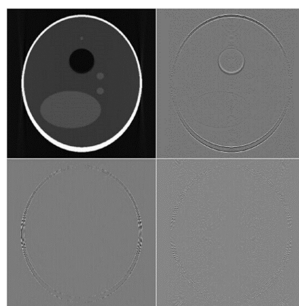


图 5 各分量FDK重建数据的径向断层图像

表 2 FDK 算法与本文算法的总耗时

方法	重建图像分辨率	总耗时(s)
传统FDK	512×512	9687.3
本文算法	256×256	1162.8
	512×512	4611.9

为进一步验证本文算法得到的图像质量, 由文献[13-15]可知, 评价一个重建算法的方法即取某一方向的断层图像中的某一行或列进行衰减系数的比较。图 6 为选取的轴向断层 $Z=-2.5$ 的原模体图像、

本文下一步的工作将针对人体组织的形状特征, 选取更合适的小波分解和重构滤波器, 此外, 亦可根据实际需求, 在算法流程中的小波域附带进行去噪或增强等处理, 以进一步提高重建图像的质量。

参 考 文 献

- [1] ZOU Xiaobing and ZENG Li. Weighted FDK algorithm from spiral cone-beam computed tomography with displaced detector[J]. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 2015, 5(2): 290-295. doi: 10.1166/jmihi.2015.1389.
 - [2] 闫饴, 韩玉, 魏峰, 等. 锥束 CT 超视野成像重建算法综述[J]. *CT 理论与应用研究*, 2013, 22(2): 373-384.
YAN Bin, HAN Yu, WEI Feng, *et al.* Review of algorithms for over FOV size object in cone-beam CT[J]. *Computerized Tomography Theory and Application*, 2013, 22(2): 373-384.
 - [3] FELDKAMP L, DAVIS L C, and KRESS J. Practical conebeam algorithm[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1984, 1(6): 612-619. doi: 10.1364/JOSAA.1.000612.
 - [4] WANG Ge, LIN Teinhsiang, and CHENG Pingchin. A general cone-beam reconstruction algorithm[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1993, 12(3): 486-496. doi: 10.1109/42.241876.
 - [5] TURBELL H. Cone-beam reconstruction using filtered backprojection[D]. [Ph.D. dissertation], The Linköping University, 2001.
 - [6] GRASS M, KOHLER T, and PROKSA R. Angular weighted hybrid cone-beam CT reconstruction for circular trajectories [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2001, 46(6): 1595-1610. doi: 10.1088/0031-9155/46/6/301.
 - [7] JIN Xinyu, BAI Fudong, and LAN Yizheng. A novel interpolation algorithm to improve FDK performance[C]. *International Symposium on Computational Intelligence and Design*, Hangzhou, 2015: 247-249. doi: 10.1109/ISCID.2015.37.
 - [8] DOMINGUEZ J, ASSIS J, *et al.* Speeding up the FDK Algorithm for tomographic image reconstruction in multicore processors with hyper-threading technology[J]. *IEEE Latin America Transactions*, 2015, 13(1): 359-364. doi: 10.1109/TLA.2015.7040670.
 - [9] 张文昆, 闫饴, 蔡爱龙, 等. 选择性重排 FDK 算法及其 GPU 加速优化[J]. *CT 理论与应用研究*, 2015, 24(3): 383-392. doi: 10.15953/j.1004-4140.2015.24.03.07.
 - ZHANG Wenkun, YAN Bin, CAI Ailong, *et al.* Selective projection-rebin FDK algorithm and its efficient GPU implementation[J]. *Computerized Tomography Theory and Application*, 2015, 24(3): 383-392. doi: 10.15953/j.1004-4140.2015.24.03.07.
 - [10] GUO Bin, LIU Bo, and ZHOU Fugen. A modified FDK with misaligned parameters of flat-panel detector in cone-beam CT[C]. *IEEE International Conference on Medical Imaging Physics and Engineering*, Shenyang, 2013: 223-227. doi: 10.1109/ICMIPE.2013.6864539.
 - [11] ZHANG Yan. Three-dimensional image quality evaluation and improvement in flat-panel detector based cone-beam CT image[D]. [Ph.D. dissertation], The Rochester University, 2009.
 - [12] MALLAT S G. A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1989, 11(7): 674-693. doi: 10.1109/34.192463.
 - [13] WANG Yu, OU Zongying, and WANG Feng. Modified FDK algorithm for cone-beam reconstruction with efficient weighting scheme[C]. *World Congress on Intelligent Control and Automation*, Dalian, 2006: 9703-9707. doi: 10.1109/WCICA.2006.1713887.
 - [14] ZHANG Feng, YAN Bin, and LI Lei. An image reconstruction strategy for truncated projections of planar object in cone-beam CT[C]. *International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery (FSKD)*, Zhangjiajie, 2015: 1113-1117. doi: 10.1109/FSKD.2015.7382098.
 - [15] YANG Hongcheng, GAO Xin, XU Chuan, *et al.* A backprojection weight-based FDK reconstruction algorithm for cone beam digital subtraction angiography[C]. *International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, Chongqing, 2012: 1-5. doi: 10.1109/BMEI.2012.6513031.
- 韩 民: 男, 1973 年生, 博士, 副教授, 硕士生导师, 研究方向为信号与信息处理和生物特征识别。
- 成 旭: 男, 1990 年生, 硕士生, 研究方向为医学图像三维重建和图像处理。
- 李登旺: 男, 1983 年生, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向为医学图像处理技术。