

# A Tomosynthesis Artifact Removal Algorithm Using Anisotropic Diffusion Filter

Longjiang Yu<sup>1,2</sup>, Daoqing Dai<sup>1</sup>, Lumin Zou<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Mathematics and Computational Science, Sun Yat-sen University, Guangzhou

<sup>2</sup>Department of Medical Information System, E-Com Technology Co. Ltd, Zhuhai

Email: [longjiang\\_yu@163.com](mailto:longjiang_yu@163.com)

Received: Jan. 6<sup>th</sup>, 2014; revised: Jan. 20<sup>th</sup>, 2014; accepted: Jan. 25<sup>th</sup>, 2014

Copyright © 2014 Longjiang Yu et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited. In accordance of the Creative Commons Attribution License all Copyrights © 2014 are reserved for Hans and the owner of the intellectual property Longjiang Yu et al. All Copyright © 2014 are guarded by law and by Hans as a guardian.

**Abstract:** Tomosynthesis is a kind of limited-angle reconstruction with its acquisition angle range much less than CT, which leads to out-of-plane artifact. This kind of artifact can influence the decision of disease location during medical image reading, which deviates the accuracy of diagnosis. Voting strategy is proposed to eliminate out-of-plane artifact, but this algorithm depends on specific segmentation algorithm or estimation of sufficient number of project data. In addition, reconstruction result with voting strategy is abrupt to naked eyes. Anisotropic diffusion filter is used to remove out-of-plane artifact in this paper. The proposed algorithm in this paper can overcome the problems of voting strategy. The proposed algorithm is verified by experimental results in this paper.

**Keywords:** Limited-Angle Reconstruction; Tomosynthesis; Voting Strategy; Anisotropic Diffusion Filter

## 体层合成的各向异性扩散滤波伪影消除算法

俞龙江<sup>1,2</sup>, 戴道清<sup>1</sup>, 邹鲁民<sup>2</sup>

<sup>1</sup>中山大学, 数学与计算科学学院, 广州

<sup>2</sup>珠海友通科技有限公司, 医疗信息系统部, 珠海

Email: [longjiang\\_yu@163.com](mailto:longjiang_yu@163.com)

收稿日期: 2014 年 1 月 6 日; 修回日期: 2014 年 1 月 20 日; 录用日期: 2014 年 1 月 25 日

**摘要:** 体层合成(tomosynthesis)是一种有限角度图像重建技术, 其成像角度范围比 CT 重建要小得多, 这种成像结构产生了切片间的伪影。这种伪影在阅片时会影响到对病灶的判断, 从而影响诊断的正确率。已提出的投票策略可消除切片间伪影, 但该算法依赖于分割算法, 或依赖于足够多的投影数目进行估计, 且得到的重建结果视觉过渡不自然。本文提出利用各向异性扩散滤波器来消除切片间的伪影, 可有效克服投票策略存在的问题, 实验验证了本文提出的算法的有效性。

**关键词:** 有限角度重建; 体层合成; 投票策略; 各向异性扩散滤波器

### 1. 引言

CT 技术自 20 世纪 70 年代发明以来, 被广泛应用于医学诊断、工业无损检测和安全检查领域<sup>[1]</sup>。在医学成像中, 传统的 CT 需要获得被成像物体的全方

位信息即 360 度的全部投照角度信息进行图像重建, 使得设备体积庞大, 造价昂贵, 对病人辐射剂量很大, 而现代医学检查需要尽量降低 X 射线辐射剂量, 减少 X 射线对人体的伤害, 常常通过减少投影角度及控制

单帧成像剂量的方法来解决；另一方面，360度投照在有高密度金属植入物的情况下，会导致严重的金属伪影，使其在骨科应用受到很大限制。因此体层合成(tomosynthesis)作为一种有限角度投影X线3D成像技术开始受到重视，其成像角度通常在60度以内，从而与CT相比剂量明显减小。目前体层合成重建技术已经开始用于国外的高端X线设备上，该技术仅被少数公司所掌握，尚未普遍应用，但是这项技术的应用范围广泛，在牙科检查<sup>[2]</sup>、关节检查<sup>[3]</sup>、乳腺早期筛查<sup>[4]</sup>、胸部检查<sup>[5]</sup>、放疗定位<sup>[6]</sup>等方面都可发挥CT无法替代的作用。这项技术在病人进行检查时，能够极大的减少病人所受的辐射剂量和减少检查所需的时间，同时降低医疗设备成本，具有广泛的应用前景，能产生巨大的经济效益。同时，体层合成图像重建技术的普及应用，会大幅度减小病人所受的辐射剂量，并在病人享受先进技术带来的好处的同时，提高了医生的诊断效率，也具有良好的社会效益。

## 2. 各向异性扩散滤波伪影消除算法

自从1972年体层合成由Grant提出以来，针对这种成像结构提出的各种重建算法，主要分为滤波反投影算法和迭代算法两大类<sup>[7]</sup>。滤波反投影算法主要是在平移-叠加的后投影操作基础上，再利用频率域斜坡滤波来提高重建图像的对比度<sup>[8]</sup>。由于迭代重建算法运算速度慢，不能满足体层合成重建应用的实时性要求，故目前滤波反投影算法依然是提供体层合成功能的医疗设备主流厂商的选择，如Siemens<sup>[9]</sup>、GE<sup>[10]</sup>、Philips<sup>[11]</sup>、岛津<sup>[12]</sup>等。

在体层合成重建的三维图像中，感兴趣的对象能在其对应的某一个或某几个切片图像中清晰可见，而在其它切片图像中模糊不清甚至是完全不可见。然而，体层合成具有的有限角度投影的特点，由其本身的图像采集几何结构决定了切片间的伪影不可能完全消除，即在某一切片图像中应该不可见的对象，在该切片图像中产生伪影。这种伪影会遮挡该切片图像中本应清晰呈现的对象，造成模糊，还会使本应在其它切片图像中的对象的轮廓呈现在该切片图像中，影响对该对象的准确位置的判断。切片间伪影来源于体层合成的图像采集结构，无论采用滤波反投影重建算法还是迭代重建算法，都会在重建结果中出现这种伪影。

投票策略<sup>[13]</sup>是Hologic公司研究人员在进行乳腺

体层合成设备开发时提出的消除切片间伪影的一种常用算法，该算法根据对投影的操作又细分为以下四种方法：

1) 分割法。对投影图像进行图像分割，比如Sobel边缘检测算法<sup>[14]</sup>，对分割得到的对象轮廓进行查找，如果在所有投影产生的轮廓中，有的投影产生的轮廓点在其它投影产生的轮廓点之外，即该点在某些投影数据中对应轮廓点，而在其它投影数据中不是轮廓点，则将其视为伪影而得以去除；

2) 最大贡献去除法。能在其它切片产生伪影的对象，投影强度大到难以在一个或几个切片图像间得到衰减，故在其它切片中也会产生最大贡献的数据，使本该无对象的背景位置出现前面切片的影子，故该方法去除所有投影中对成像的像素贡献最大的投影数据；

3) 一步分类法。假设投影数据强度服从正态分布，对实际投影数据进行估计，得到高斯分布的均值及标准偏差，如果某一投影数据与均值的偏离量超过两倍的标准偏差，则将其视为伪影而得以去除；

4) 迭代分类法。同一步分类法原理相同，为增加估计的准确性，选择多个投影数据进行估计，在迭代过程收敛时得到高斯分布的均值及标准偏差。

在以上四种方法中，分割法依赖于图像分割算法的精度，目前在图像分割领域中尚未有一种图像分割算法能普遍适用于所有图像，如果出现分割错误，则会造成组织被当成伪影去除，或伪影没有得到去除，或出现新的伪影，显然出现第一种情况即组织误消除造成的后果最为严重。其余三种方法，无论是找到最大贡献的投影，还是去估计投影的正态分布参数，都需要足够多的投影数据才能确保算法的准确性，然而体层合成所具有的有限角度投影的特点使投影数据的样本数量少，难以保证该算法能可靠地得到正确的估计，随着投影数目的减少，估计的可靠性也随之降低。

为克服投票策略的缺陷，本文提出采用三维各向异性扩散滤波器对重建体数据进行伪影消除。使用该滤波器的目的是消除体层合成的切片间伪影，并在滤波操作后保持对象的对比度不会降低。各向异性扩散滤波器的扩散方程通常为<sup>[15]</sup>：

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \nabla \cdot (D \nabla u) \quad (1)$$

其中， $u$ 表示三维体素空间， $t$ 为扩散时间， $D$ 为扩散张量。对式(1)的扩散方程进行迭代前向差分近似得到：

$$u_{k+1} \cong u_k + \nabla \cdot (D \nabla u) \quad (2)$$

其中,  $k$  是迭代次数。扩散张量  $D$  是对图像进行结构张量的特征分解得到的, 结构张量  $J$  由下式得到:

$$J(\nabla u) = K_\rho \times (\nabla u \cdot \nabla u^T) \quad (3)$$

其中,  $K_\rho$  表示一个高斯加权函数,  $\rho$  是该高斯函数的参数  $\sigma$  值, 在使用中一般将其设置为 1。对结构张量  $J$  的特征分解得到:

$$J(\nabla u) = [v_1 \quad v_2 \quad v_3] \cdot \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_1^T \\ v_2^T \\ v_3^T \end{bmatrix} \quad (4)$$

其中,  $\lambda$  是特征分解得到的特征值,  $v$  是特征值  $\lambda$  对应的特征向量。从而根据式(4)得到扩散张量  $D$  为:

$$D = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} \\ D_{12} & D_{22} & D_{23} \\ D_{13} & D_{23} & D_{33} \end{bmatrix} \quad (5)$$

其中,  $D$  为对称矩阵, 满足:

$$D_{ij} = \sum_{n=1 \dots 3} \lambda_n v_{ni} v_{nj} \quad (6)$$

将式(6)代入式(1), 可得到等式右边的散度运算为:

$$\nabla \cdot (D \nabla u) = \frac{\partial u}{\partial x} i_x + \frac{\partial u}{\partial y} i_y + \frac{\partial u}{\partial z} i_z \quad (7)$$

其中,  $i_x$ 、 $i_y$ 、 $i_z$  分别为  $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向上的通量:

$$\begin{cases} i_x = D_{11} \frac{\partial u}{\partial x} + D_{12} \frac{\partial u}{\partial y} + D_{13} \frac{\partial u}{\partial z} \\ i_y = D_{12} \frac{\partial u}{\partial x} + D_{22} \frac{\partial u}{\partial y} + D_{23} \frac{\partial u}{\partial z} \\ i_z = D_{13} \frac{\partial u}{\partial x} + D_{23} \frac{\partial u}{\partial y} + D_{33} \frac{\partial u}{\partial z} \end{cases} \quad (8)$$

体层合成图像重建的要求是消除体层合成设备在图像采集过程中产生的切片间伪影, 这意味着滤波器要有一定平滑能力, 而同时要对滤波操作造成的平滑进行增强, 这又意味着滤波器要有一定的增强能力。综上, 选择边缘增强型各向异性扩散滤波器, 其特征值满足<sup>[16]</sup>:

$$\lambda_1 = \begin{cases} 1 - e^{\frac{-3.31488}{(|\nabla u|^2 / \lambda_e^2)^4}} & |\nabla u|^2 > 0 \\ 1, & |\nabla u|^2 = 0 \end{cases} \quad (9)$$

$$\lambda_2 = \lambda_3 = 1$$

其中,  $|\nabla u|^2$  为三维图像局部梯度幅度的平方,  $\lambda_e$  为控制增强对比度的参数。

由于切片间伪影在切片图像中表现为一种模糊的伪影, 并随着切片图像数目增加而缓慢衰减, 因此各向异性扩散滤波器根据其滤波器原理可通过扩散方式, 将这种模糊伪影通过切片图像内和切片图像间的扩散, 将其逐渐减弱, 从而达到消除切片间伪影的目的。同时由于选择的各向异性扩散滤波器是边缘增强型的, 故不会因为滤波操作而造成对象边缘的平滑, 保持了滤波后图像的对比度。

### 3. 仿真实验

在 X 线体层合成图像重建系统设计和开发过程中, 通常要进行一系列试验来测量系统各项性能指标, 衡量各种影响图像重建质量的因素并验证设计的有效性。由于影响 X 线体层合成图像重建的因素较多, 整个试验过程非常耗时且成本极高, 因此图像重建算法的开发阶段采用计算机仿真技术, 可避免各种扰动因素的叠加, 从而降低处理难度, 加速研究工作的进展。这种仿真技术是根据体层合成成像系统的物理模型, 并对其加入各种影响成像质量的因素模型进行数字仿真, 例如扫描机构的机械运动不稳定、采集系统几何结构的偏差、散射噪声、射束硬化伪影、金属伪影等。本文在实验中采用珠海友通公司开发的体层合成数字仿真平台, 生成符合体层合成图像采集结构的投影数据, 进行重建算法的设计。仿真实验中的体层合成系统的图像采集及重建参数如表 1 所示。

仿真实验采用一个数字生成的体模, 模拟人胸腔及其内部的肺部结节, 如图 1 所示。

对人胸腔及肺部结节的数字仿真体模按表 1 所示的采集及重建参数进行投影, 对生成的投影数据进行图像重建, 重建算法选择常用的滤波后投影算法, 得到如图 2 所示的重建结果。

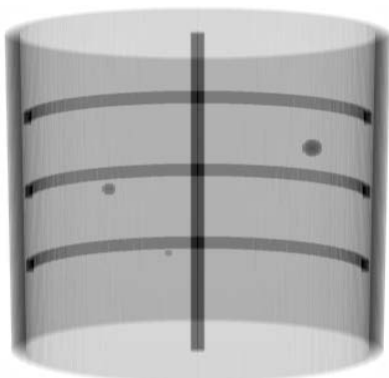
图 2 是重建结果中的一张切片图像。从图 2 中可见, 该切片图像中呈现出三个圆拱形的伪影, 是体模中的肋骨在该切片图像上形成的切片间伪影。在没有先验知识的情况下, 无法知道这是伪影, 还是组织本来就应该呈现的影像。

图 3 是采用投票策略对图 2 所示的切片图像进行伪影消除的结果。从图 3 中可见, 采用投票策略处理

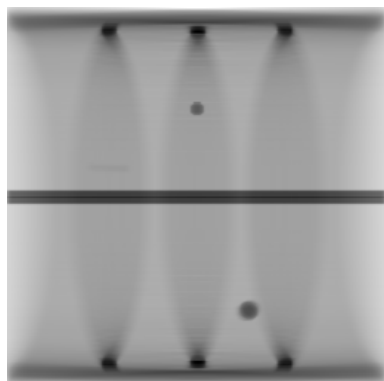
**Table 1. Parameter settings of tomosynthesis simulation experiment**

**表 1. 体层合成仿真实验参数设置**

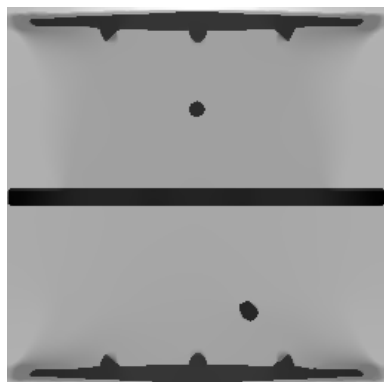
角度范围	投影数目	投影图像尺寸	光源到探测器距离 (mm)	光源到物体距离 (mm)
-30~30°	61	512 × 512 × 61	1200	1000
探测器像素尺寸(mm)			重建图像尺寸	
0.4			256 × 256 × 128	



**Figure 1. Digital phantom of human chest with lung nodules**  
**图 1. 人胸腔及肺部结节的数字仿真体模**



**Figure 2. A slice resulted from filter back projection**  
**图 2. 滤波后投影重建得到的切片图像**



**Figure 3. Artifact removal result from voting strategy**  
**图 3. 采用投票策略的伪影消除结果**

后得到的切片图像，虽然消除了切片间伪影，但视觉上看起来很突然，图像中的对象，包括肺部结节(图中圆形黑点)、肋骨(位于图中上部和下部的长条形黑色区域)、脊柱(位于图像中间的黑色长条)都与周围背景区域对比过于明显，缺乏自然的过渡，而背景区域则过于平滑，使切片图像整体感觉很不自然。

算法参数主要包括式(1)中的扩散时间  $t$  和式(9)中的控制增强对比度的参数  $\lambda_c$ ，参数设置及原则如下：

扩散时间  $t$  是控制各向异性扩散滤波器的平滑程度的参数，随着扩散时间的增加，图像将变得越来越平滑，对象与背景间的对比度会越来越低。根据图像总体对比度选择一个合适的扩散时间，使扩散操作后保证组织对比度满足正常的阅片要求。

参数  $\lambda_c$  是用于平滑切片间伪影的门限值，梯度小于这个门限值的图像区域，各向异性扩散滤波器的平滑程度随梯度值减小而增大，即这些区域的梯度值越小，平滑程度就越大，而梯度大于这个门限值的图像区域，各向异性扩散滤波器的平滑程度随梯度值增大而减小，即这些区域的梯度值越大，平滑程度就越小，通常存在切片间伪影区域的梯度小于组织区域的梯度，为消除切片间伪影，设置平滑梯度门限值参数  $\lambda_c$  在切片间伪影区域的梯度和组织区域的梯度数值之间。如果设置该门限值越接近切片间伪影区域的梯度，组织区域受滤波器平滑操作的影响就越小，即正常区域的对比度保持的就越好；如果设置该门限值越接近组织区域的梯度，切片间伪影受滤波器平滑操作的影响就越大，即切片间伪影的消除程度就越大，图像就越平滑。一般选择以保持图像内组织的对比度为前提的情况下进行切片间伪影的平滑，例如在切片图像总体梯度值范围归一到 0 到 1 之间后，切片间伪影区域的梯度数值处于 0.02 以下的范围，则可把该门限值设置为 0.05，略大于切片间伪影区域的梯度数值即可。

图 4 是采用本文提出的算法对图 2 所示的切片图像进行伪影消除的结果。在实验中，取扩散时间  $t = 50$ ，梯度门限值  $\lambda_c = 0.02$ 。从图 4 中可见，本文提出的算法处理后得到的切片图像，在消除了切片间伪影的同时，图像中的对象与周围背景过渡自然，背景区域与左图相比要更接近原始图像，从而使图像整体感觉较为自然。

与投票策略相比，本文提出的算法不需要对投影数据进行分割操作，也不需要投影数据进行估计，

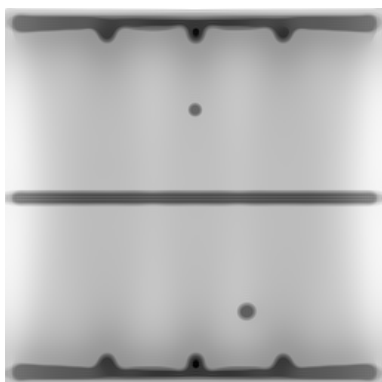


Figure 4. Artifact removal result from the proposed algorithm  
图 4. 采用本文提出的算法的伪影消除结果

使得本文提出的算法不依赖于重建图像本身，具有更好的适应能力，也避免了因为分割或估计偏差而造成的组织误消除。

#### 4. 结论

本文提出用于体层合成的切片间伪影消除算法，经过实验验证，可消除切片间伪影，同时保证了切片内对象与背景间过渡自然，克服了投票策略消除伪影后图像感觉不自然的缺点，且该算法无需对投影数据进行分割或估计操作，也克服了投票策略分割不当或估计不准造成的组织误消除。

目前实验在数字仿真的体模上进行，有利于加入各种影响伪影消除的因素比如噪声、运动模糊、高衰减对象等，来验证算法性能，数字仿真实验同时可对伪影消除算法进行不断完善，使其应用于实际采集图像成为可能。

#### 参考文献 (References)

[1] 张定华, 黄魁东, 程云勇 (2010) 锥束 CT 技术及其应用. 西

- 北工业大学出版社, 西安.
- [2] Cho, M.K., Kim, H. K., Kim, S.-S., et al. (2007) Development of dental tomosynthesis system. *Proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium*, 3788-3791.
- [3] Kalinosky, B., Sabol, J. M., Piacsek, K., et al. (2011) Quantifying the tibiofemoral joint space using x-ray tomosynthesis. *Medical Physics*, **38**, 6672-6682.
- [4] Sahiner, B., Chan, H.-P., Hadjiiski, L.M., et al. (2012) Computer-aided detection of clustered microcalcifications in digital breast tomosynthesis: A 3D approach. *Medical Physics*, **39**, 28-39.
- [5] Wang, J., Dobbins, J.T. and Li, Q. (2012) Automated lung segmentation in digital chest tomosynthesis. *Medical Physics*, **39**, 732-741.
- [6] Brunet-Benkhoucha, M., Verhaegen, F., Lassalle, S., et al. (2009) Clinical implementation of a digital tomosynthesis-based seed reconstruction algorithm for intraoperative postimplant dose evaluation in low dose rate prostate brachy-therapy. *Medical Physics*, **36**, 5235-5244.
- [7] Dobbins, J.T. and Godfrey, D.J. (2003) Digital X-ray tomosynthesis: Current state of the art and clinical potential. *Physics in Medicine and Biology*, **48**, R65-R106.
- [8] 曾更生 (2010) 医学图像重建. 高等教育出版社, 北京.
- [9] Lauritsch, G. and Haerer, W.H. (1998) A theoretical framework for filtered backprojection in tomosynthesis. *SPIE Proceedings*, **3338**, 1127-1137.
- [10] Deller, T., Jabri, K.N., Sabol, J.M., Ni, X., Avinash, G., et al. (2007) Effect of acquisition parameters on image quality in digital tomosynthesis. *SPIE Proceedings*, **6510**, 1-11.
- [11] Erhard, K., Grass, M., Hitziger, S., Iske, A. and Nielsen, T. (2012) Generalized filtered backprojection for digital breast tomosynthesis reconstruction. *SPIE Proceedings*, **8313**, 1-7.
- [12] Gomi, T., Hirano, H. and Umeda, T. (2009) Evaluation of the X-ray digital linear tomosynthesis reconstruction processing method for metal artifact reduction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **33**, 267-274.
- [13] Wu, T., Moore, R.H. and Kopans, D.B. (2006) Voting strategy for artifact reduction in digital breast tomosynthesis. *Medical Physics*, **33**, 2461-2471.
- [14] 冈萨雷斯 (2011) 数字图像处理. 电子工业出版社, 北京.
- [15] 王大凯, 侯榆青 (2008) 图像处理的偏微分方程方法. 科学出版社, 北京.
- [16] Mendrik, A., Vonken, E., Rutten, A., Viergever, M. and van Ginneken, B. (2009) Noise reduction in computed tomography scans using 3-D anisotropic hybrid diffusion with continuous switch. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **28**, 1585-1594.