

# 基于同步辐射 CT 图像重建的对比度增强方法

冀东江<sup>1\*</sup>, 渠刚荣<sup>2</sup>, 胡春红<sup>3</sup>, 赵雨晴<sup>3</sup>

<sup>1</sup>天津职业技术师范大学理学院, 天津 300222;

<sup>2</sup>北京交通大学理学院, 北京 100044;

<sup>3</sup>天津医科大学生物医学工程与技术学院, 天津 300070

**摘要** 同步辐射光源具有高斯分布特性,能使生物样品重建图像呈灰度分布不均匀和对比度低的特点,同时重建图像受背景噪声影响,进而造成重建生物样品的一些细节特征难以被观察和分析。针对该问题,提出了一种基于图像重建的同步辐射 CT 图像对比度增强方法。首先基于滤波反投影(FBP)重建算法和联合代数迭代重建技术(SART)算法分别重建图像,得到两种重建算法的重建数值区间范围,然后将 FBP 的数值区间映射到 SART 的数值区间,最后将经过映射之后的重建图像结合内容自适应图像增强算法以提高重建图像的质量。实验结果表明,所提算法不仅能够有效消除背景中的噪声,而且提高了重建图像的对比度,能更清晰地显示出重建样品的细节。

**关键词** 图像处理; 图像重建; 图像增强; 边缘保持; 同步辐射

中图分类号 O436 文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP57.221024

## Contrast Enhancement Method Based on Synchrotron Radiation CT Image Reconstruction

Ji Dongjiang<sup>1\*</sup>, Qu Gangrong<sup>2</sup>, Hu Chunhong<sup>3</sup>, Zhao Yuqing<sup>3</sup>

<sup>1</sup> School of Science, Tianjin University of Technology and Education, Tianjin 300222, China;

<sup>2</sup> School of Science, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China;

<sup>3</sup> College of Biomedical Engineering, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China

**Abstract** The reconstructed images of biological samples display uneven gray distribution and low contrast, since the synchrotron radiation light source possesses Gaussian distribution characteristics. Moreover, the reconstructed images are also affected by background noise, causing difficulty in observing and analyzing various details of reconstructed images of the biological samples. In order to address this situation, a synchrotron radiation CT image contrast enhancement method, based on image reconstruction, is proposed in this paper. First, the filtered back projection (FBP) reconstruction algorithm and simultaneous algebra reconstruction technique (SART) algorithm are used to reconstruct the image respectively, and the reconstructed numerical range of the two algorithms is obtained; then, the numerical interval reconstructed by the FBP algorithm is mapped to the numerical interval reconstructed by the SART. Finally, the image reconstructed by mapping is combined with a content-adaptive image enhancement algorithm to improve the reconstructed image quality. The experimental results demonstrate that the proposed algorithm can not only effectively eliminate the background noise, but also improve the contrast of the reconstructed image; therefore, allowing for more optimal visualization of the details in the reconstructed samples.

**Key words** image processing; image reconstruction; image enhancement; edge preserving; synchrotron radiation

**OCIS codes** 100.3010; 100.6950; 340.0340

## 1 引言

同步辐射光源具备优良的性能,在实际生活中

有非常广泛的应用。然而在同步辐射 X 射线成像过程中,根据不同样品的特征信息,往往选取不同的 X 射线入射光子能量,在实际重建某些样品的时候,

收稿日期: 2020-02-21; 修回日期: 2020-03-17; 录用日期: 2020-05-29

基金项目: 国家自然科学基金(61671004,81671683)、天津职业技术师范大学科研基金(KJ12-01,KJ17-36)

\* E-mail: zjkjdj@tute.edu.cn

X射线的穿透率一般会很高,重建的X射线图像上的背景和样品的灰度反差非常小,同时产生的伪影也会对图像的背景有较严重的影响,背景上噪声的出现往往也会引起重建图像对比度不高或对比度不均匀的问题<sup>[1]</sup>。此外,由于CT设备的部分容积效应和成像设备的误差,CT图像的低对比度是不可避免的。在医学领域,重建图像对比度低会导致样品的一些细节信息难以被观察和分析,进而影响到医生对图像中病灶判断的准确性,因此关于如何提高医学图像对比度的研究是临床诊断和应用需求的一个重要课题。

图像增强的目的是通过改善CT重建的样品区域中图像与其背景之间的亮度差异,提高图像对比度,进而观察到样品区域的细节信息。Retinex算法和直方图均衡化是两种使用广泛的图像增强算法,文献[2]将一种多尺度的Retinex算法用于光干涉条纹增强,获得较好的图像增强效果,文献[3]中提出的全局直方图均衡化方法不仅在整体上提高CT图像的对比度,而且在增强纹理细节方面也是很有效的。文献[4]提出一种动态加权直方图均衡技术,该技术解决了传统直方图在增强医学图像中出现的均值偏移问题。文献[5]提出了一种改进直方图的快速增强技术,以提高其在CT图像处理中的效率。基于小波变换的图像增强算法属于频域图像增强算法,文献[6]提出一种基于形态学处理和小波变换的CT图像增强方法,该方法提高了重建图像感兴趣区域对比度,然而小波变换在表征图像几何特征方面存在缺点。为了克服该缺点,文献[7]又研究了基于剪切波变换的图像增强算法。近年来,学者们也对基于稀疏约束的图像增强方法进行了研究,文献[8]提出了一种基于 $L_0$ 范数的平滑算法用于图像细节增强,基于 $L_0$ 范数的图像增强算法具有较好的细节增强效果,但该增强算法可能会使某些边缘出现新的伪影<sup>[9]</sup>。为了解决该问题,文献[10]提出一种基于 $L_0$ 范数的内容自适应图像增强算法,该算法在增强图像有用信息的同时,也会增强图像中的背景噪声和伪影。

上述研究都是基于图像后处理的图像增强算法,没有研究图像重建算法对图像增强效果的影响。本文研究一种基于图像重建补偿的同步辐射CT图像增强算法,为图像增强算法提供了新的研究思路。图像重建算法主要包括解析法和迭代法,两种不同类型的算法重建出的图像的数值区间在未进行归一化之前是不同的。而联合代数迭代重建技术

(SART)算法迭代一次所重建的图像受噪声影响较小,主要重建的是待重建对象的低频信息,而滤波反投影(FBP)相对迭代法较易受噪声影响,重建得到的不同数值区间也会影响图像重建效果。基于此考虑,首先将FBP重建数值结果映射到一次迭代的SART重建数值区间,然后将变换之后的结果与基于 $L_0$ 范数的内容自适应图像增强算法相结合。为了证明所提算法的有效性,采用两组肝脏组织的同步辐射投影数据进行图像重建,结果表明,所提算法不仅可以有效减少图像背景中的噪声和伪影,同时提高了重建图像的对比度。

## 2 图像增强算法

### 2.1 重建算法

CT图像重建的理论基础是Radon变换和傅里叶切片定理<sup>[11]</sup>。图像重建算法可以分为两类:一类是以FBP算法为代表的解析重建算法<sup>[12]</sup>,为了讨论方便,用 $f^{\text{FBP}}$ 表示采用 $f^{\text{FBP}}$ 重建出的图像;另一类是迭代重建算法,SART算法是一种典型的迭代算法,该算法是1984年由Andersen等提出的<sup>[13]</sup>。

SART算法迭代公式为

$$f_j^{(K+1)} = f_j^{(K)} + \frac{\lambda_K}{\sum_{i=1}^M a_{ij}} \sum_{i=1}^M \left[ \frac{p_i - \sum_{n=1}^N a_{in} f_n^{(K)}}{\sum_{n=1}^N a_{in}} \right] a_{ij}, \quad (1)$$

式中: $K$ 为迭代次数; $\lambda_K$ 为松弛参数; $p_i$ 为实际测量得到的投影值; $a_{ij}$ 为权因子; $i$ 为射线编号( $1 \leq i \leq M$ ); $j, n$ 均为像素编号( $1 \leq j \leq N, 1 \leq n \leq N$ )。

### 2.2 将FBP重建数值区间映射到SART重建数值区间

将FBP重建数值区间映射到SART重建数值区间的基本思想是用 $f_{\text{max}}^{\text{FBP}}, f_{\text{min}}^{\text{FBP}}, f_{\text{max}}^{\text{SART}}, f_{\text{min}}^{\text{SART}}$ 分别表示采用FBP和SART算法重建图像数值结果的最大值和最小值,两种算法重建的数值都是未归一化 $[0, 255]$ 之前的数值。将 $[f_{\text{min}}^{\text{FBP}}, f_{\text{max}}^{\text{FBP}}]$ 上每个数值映射到区间 $[f_{\text{min}}^{\text{SART}}, f_{\text{max}}^{\text{SART}}]$ 上的结果记为 $f_{\text{SART}}^{\text{FBP}}$ ,则 $f_{\text{SART}}^{\text{FBP}}$ 的表达式为

$$f_{\text{SART}}^{\text{FBP}} = \frac{f_{\text{max}}^{\text{SART}} - f_{\text{min}}^{\text{SART}}}{f_{\text{max}}^{\text{FBP}} - f_{\text{min}}^{\text{FBP}}} \times (f^{\text{FBP}} - f_{\text{min}}^{\text{FBP}}) + f_{\text{min}}^{\text{SART}}. \quad (2)$$

### 2.3 内容自适应图像增强算法

对图像进行增强的一种常见方法是增强图像的梯度,可是该方法在增强图像梯度的同时,也使图像

出现明显光晕效应。为了减弱图像中的光晕效应, Kou 等<sup>[10]</sup>提出了一种内容自适应图像增强算法<sup>[10]</sup>。该算法的模型为

$$\min_E \left[ \sum_p (E_p - I_p)^2 + \lambda C(E - K \cdot I) \right], \quad (3)$$

式中:  $E$  为增强的图像;  $I$  为输入图像;  $p$  为像素的编号个数;  $\lambda$  为正则化参数。为了简单, 用  $\hat{I}$  代替  $K \cdot I$ , 用  $C(E - \hat{I})$  代表  $E - \hat{I}$  梯度域的  $L_0$  范数。不失一般性, 令  $V_p$  代表第  $p$  个像素的  $3 \times 3$  邻域内的方差值,  $\bar{V}_p$  代表局部方差的平均值, 图像的细节增强  $k$  倍,  $K_p$  可由  $V_p$ 、 $\bar{V}_p$  和  $k$  计算得到。(3)式的详细求解过程参见文献<sup>[10]</sup>, 其中算法称为内容自适应图像增强算法, 简记为 CA 图像增强算法。

## 2.4 图像增强算法流程

由于同步辐射 CT 重建过程中产生的伪影对图像的背景有比较严重的影响, 如果直接采用内容自适应图像增强模型进行图像增强, 会放大背景上的噪声, 从而出现重建图像对比度不高或对比度不均匀的问题。研究的图像增强算法以 FBP 重建数值区间映射到 SART 重建数值区间为基础, 结合内容自适应图像增强算法, 不仅可以消除背景噪声, 而且可以提高重建图像的对比度。为了方便说明, 将 FBP 重建数值区间映射到 SART 重建数值区间的过程称为  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法, 将  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法结合 CA 算法称为  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 图像增强算法。

$PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 图像增强算法的流程如下。

1) 重建图像。分别采用 FBP 算法和 SART 算法重建图像, 分别记为  $f^{FBP}$ 、 $f^{SART}$ , 排序得到两种重建算法的最大值和最小值, 记为  $f_{max}^{FBP}$ 、 $f_{min}^{FBP}$ 、 $f_{max}^{SART}$ 、 $f_{min}^{SART}$ 。

2) FBP 重建数值区间映射到 SART 重建数值区间。将  $[f_{min}^{FBP}, f_{max}^{FBP}]$  上每个数值映射到区间  $[f_{min}^{SART}, f_{max}^{SART}]$  上, 映射之后的图像值记为  $f_{SART}^{FBP}$ , 映

射公式为(2)式。

3) 令  $I = f_{SART}^{FBP}$ , 采用内容自适应图像增强算法对图像  $I$  进行增强。通过引入辅助变量将优化模型(3)式转换为一系列的等价子问题进行求解, 求解过程中的细节增强倍数  $k$  和正则化参数  $\lambda$  通过实验选取。

4) 输出增强图像  $f^{\text{enhanced-image}}$ 。

对于迭代重建算法, 一般都要将像素值非负这一先验条件作为约束条件, 但在此增强算法中采用 SART 算法重建图像的数值区间不能加入这一先验条件, 如果加入, 将会导致步骤 2) 失去抑制背景噪声和增强图像对比度的作用。

## 3 实验材料及实验结果

实验的两组样品(样品 A 和样品 B)来源于天津市肿瘤医院人体离体的肝细胞癌组织, 所有样品的获取均经患者及其家属同意, 并经道德伦理委员会审核批准。对样品进行投影数据采集之前首先将肝细胞癌组织切成块状, 然后经过充分干燥, 最后在上海光源的 BL13W1 线站对样品进行投影数据采集。在本实验中, 入射的 X 射线能量调为 20 keV, 选用一个电荷耦合元件照相系统作为成像探测器, 探测器的大小为 36 mm(水平)  $\times$  5 mm(垂直), 探测器分辨率为 9  $\mu\text{m}$ , 重建对象样品与探测器的间距为 1 m。在数据采集过程中, 将肝细胞癌组织放在锥形管内, 并固定在旋转台上, 在  $0 \sim 180^\circ$  内均匀采集 1200 个方向的投影数据。实验过程中, FBP 算法选用 R-L 滤波函数, SART 算法迭代一次, 松弛参数大小为 1。CA 图像增强算法中的图像增强倍数  $k=2$ , 正则化参数  $\lambda=0.016$ 。

实验装置示意图如图 1 所示。同步辐射成像中, 光源照射在样品上的光束可以近似看作是平行光束, 平行光通过样品后, 利用平板探测器采集二维投影数据<sup>[14-15]</sup>。该装置主要包括单色晶体、样品台、

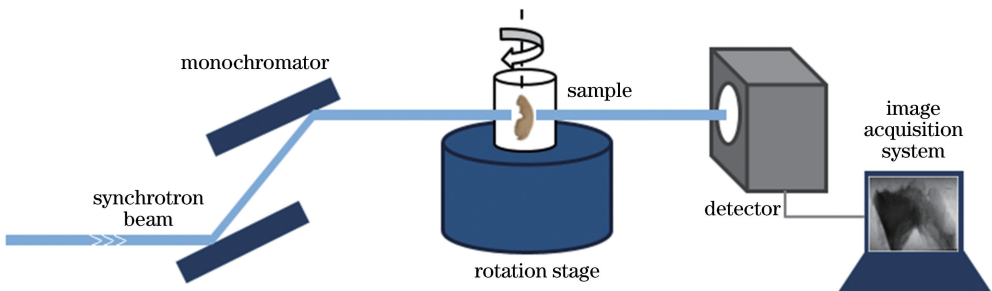


图 1 类同轴相衬成像装置示意图

Fig. 1 Schematic of in-line phase contrast imaging setup

探测器及图像重建系统。将类同轴相衬成像与 CT 重建技术结合,在不破坏样品的情况下可以获得样品内部结构,因此类同轴相衬 CT 具有广阔的应用前景。

为了定量评估重建图像的对比度,采用方均根对比度  $C_{RMS}$ ,计算公式<sup>[16]</sup>为

$$C_{RMS} = \frac{\left[ \frac{1}{I \times J} \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J r_{i,j}^2 - \left( \frac{1}{I \times J} \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J r_{i,j} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}}{\frac{1}{I \times J} \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J r_{i,j}}, \quad (4)$$

式中:  $I \times J$  为图像大小;  $r_{i,j}$  为重建图像的像素值。

### 3.1 PJ<sub>SART</sub><sup>FBP</sup> 图像增强算法

采用 FBP 重建算法重建样品 A, 所得到的图像如图 2 所示, 从重建图像结果来看, 重建到的图像对比度相对不是太高。图 2(b) 是重建图像所对应的

灰度直方图, 可以看出, 该图像具有明显的双峰直方图特性, 由灰度级可以看出, 左峰对应背景灰度分布, 右峰对应样品的灰度分布重建图像。如果采用图像后处理方式也可以对图像进行增强, 同时抑制背景噪声, 比如基于分段线性变换函数的空域图像增强方法。此方法不仅可以增强右峰对应样品图像的灰度, 同时可以抑制背景噪声的影响, 但对这类图像进行后处理的缺点是需要较多的输入参数<sup>[17]</sup>, 因此在图像重建过程中增强图像是非常有意义的。

采用迭代重建算法与解析重建算法重建图像的数值区间的范围是不同的, 预通过将解析重建算法的重建数值区间映射到迭代重建算法的重建数值区间内, 随后经归一化处理, 来去除背景对重建图像质量的影响(该过程即 PJ<sub>SART</sub><sup>FBP</sup> 算法)。数值实验证明了 PJ<sub>SART</sub><sup>FBP</sup> 算法在去除重建图像背景噪声和增强图像方面的有效性。实验结果如图 3 所示。

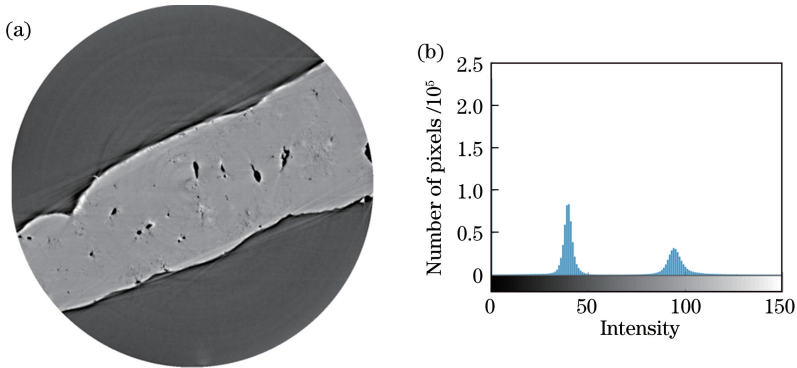


图 2 样品 A 重建图像和灰度直方图。(a) FBP 算法; (b) 灰度直方图

Fig. 2 Reconstructed image and gray scale histogram of sample A. (a) FBP algorithm; (b) gray scale histogram

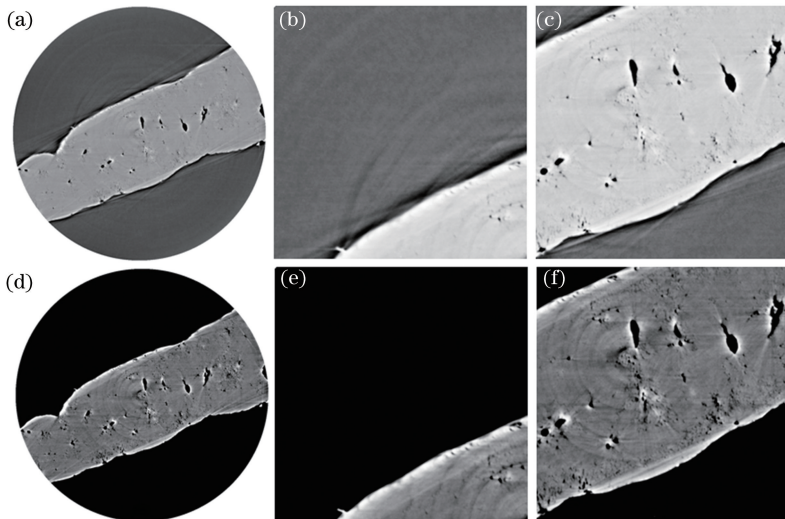


图 3 样品 A 重建及增强图像。(a) FBP 算法; (b)(c) 图 3(a) 局部放大图; (d) PJ<sub>SART</sub><sup>FBP</sup> 算法; (e)(f) 图 3(d) 局部放大图

Fig. 3 Reconstructed and enhanced images of sample A. (a) FBP algorithm; (b)(c) partial magnification of Fig. 3(a);

(d) PJ<sub>SART</sub><sup>FBP</sup> algorithm; (e)(f) partial magnification of Fig. 3(d)

从图 3 可以看出:图 3(b)中含有明显的噪声,图像整体对比度较低;而图 3(d)中不仅整体对比度较高,而且图 3(e)中也看不到噪声,这样的重建结果有利于图像的进一步后处理;从图 3(c)可以看出,虽然大血管信息保留了下来,但边缘增生的细血管信息的对比度较低;而从图 3(d)和图 3(f)可以看出,重建图像中不仅大血管信息对比度较高,而且边缘增生的细血管对比度也很高。

图 4 为样品 B 重建图像和灰度直方图,可以看出,采用 FBP 算法重建的生物医学样品 B 图像具有三峰的直方图分布特点。如果采用类似分段线性变换函数的空域图像增强方法,同样可以达到增强样品区域同时抑制背景噪声影响的目的,但  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法可以在重建图像过程中增强图像,实验结果如图 5 所示。

图 5(a)和图 5(d)分别为 FBP 算法和  $PJ_{SART}^{FBP}$  算

法重建的图像结果,图 5(b)和图 5(e)分别为对应的局部放大图。可以看出:图 5(b)中含有明显的噪声,而图 5(e)中不仅整体对比度较高,而且利用  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法消除了图像中的噪声;从图 5(d)和图 5(f)可以看出,重建图像中的纤维组织特征对比度得到了明显增强,而采用 FBP 算法重建的图 5(a)和图 5(c)对比度相对较低,纤维组织特征不明显。

### 3.2 $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 图像增强算法

为了进一步说明  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法的有效性,进行一组比较实验。图 6(a)为对样品 A 采用 FBP 算法重建的结果,图 6(b)为 FBP-CA 算法的重建结果,图 6(c)为  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法的增强结果。将  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法与 CA 算法相结合( $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法),图像增强结果如图 6(d)所示。图像的背景区域局部放大图和样品区域局部放大图分别在图 6 的左上角和右下角。由图的背景局部放大图(左上角)来看,经 FBP-CA 算

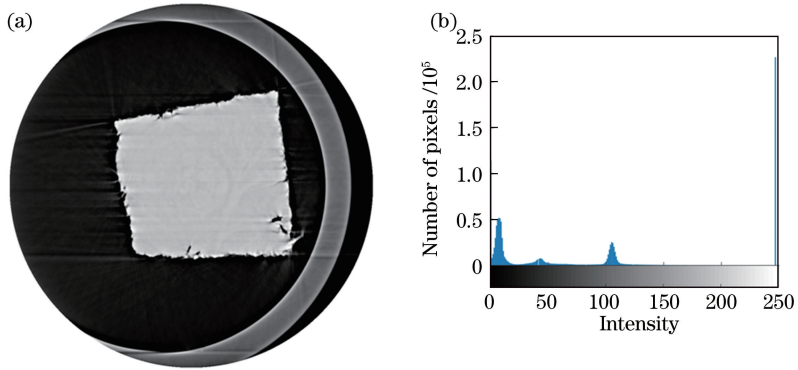


图 4 样品 B 重建图像和灰度直方图。(a) FBP 算法; (b)分布直方图

Fig. 4 Reconstructed image and gray scale histogram of sample B. (a) FBP algorithm; (b) gray scale histogram

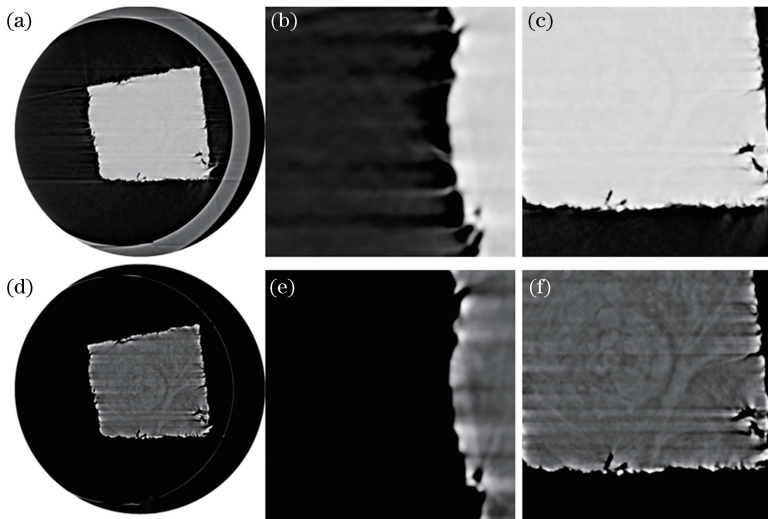


图 5 样品 B 重建及增强图像。(a) FBP 算法; (b)(c)图 5(a)局部放大图;(d)  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法;(e)(f)图 5(d)局部放大图  
Fig. 5 Reconstructed and enhanced images of sample B. (a) FBP algorithm; (b)(c) partial magnification of Fig.5(a);  
(d)  $PJ_{SART}^{FBP}$  algorithm; (e)(f) partial magnification of Fig.5(d)

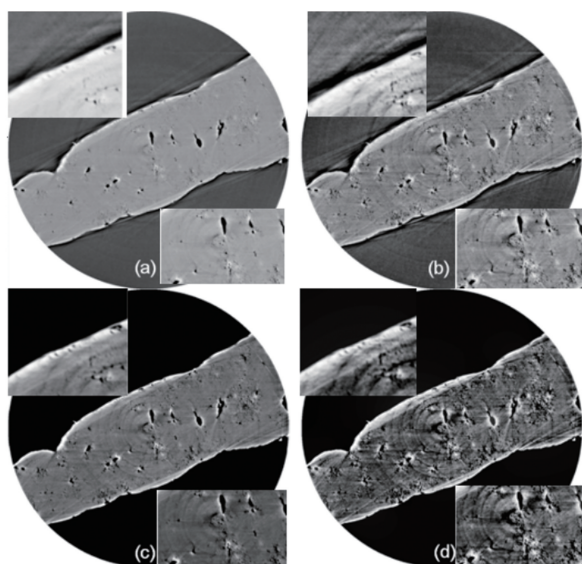


图6 样品A重建图像增强结果。(a) FBP算法;  
(b) FBP-CA算法;(c)  $PJ_{SART}^{FBP}$ 算法;(d)  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA算法  
Fig. 6 Enhancement results of reconstructed image of sample A. (a) FBP algorithm; (b) FBP-CA algorithm; (c)  $PJ_{SART}^{FBP}$  algorithm; (d)  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA algorithm

法增强后的背景噪声进一步增强,而采用  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法和  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法处理后背景中的噪声均得到了较好抑制。从样品局部放大图(右下角)可见,经 FBP-CA 算法增强后,样品中的大血管和增生血管对比度均有所增强,但从主观效果上来看,较其他算法,经  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法增强之后的样品图像的对比度是最高的。

同样,分别采用 FBP、FBP-CA、 $PJ_{SART}^{FBP}$  和  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法对样品 B 图像质量进行对比。从图 7(b)看到,使用 FBP-CA 算法增强之后的图像对比度虽然有所提高,但其背景噪声也有所增强。从图 7(c)和图 7(d)看到,不论单独采用  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法,还是将  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法与 CA 算法结合,图像增强效果都是较好的。

为了对图像增强结果进行客观评价,分别计算样品 A 和样品 B 重建图像及增强结果的方均根对比度值,结果如表 1 所示。从数值结果来看, $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法增强效果仍然是最好的。

表1 方均根对比度值

Table 1  $C_{RMS}$  data

Algorithm	Sample A	Sample B
FBP	0.1823	0.2085
FBP-CA	0.1834	0.2087
$PJ_{SART}^{FBP}$	0.3166	0.2935
$PJ_{SART}^{FBP}$ -CA	0.3176	0.2938

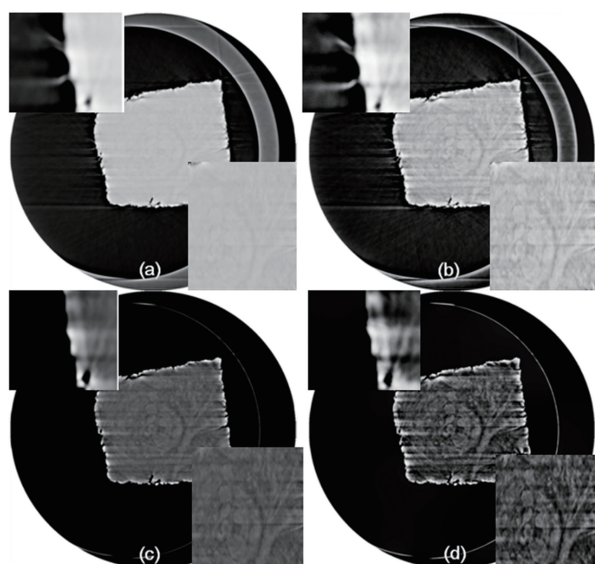


图7 样品B重建图像增强结果。(a) FBP算法;  
(b) FBP-CA算法;(c)  $PJ_{SART}^{FBP}$ 算法;(d)  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA算法  
Fig. 7 Enhancement results of reconstructed image of sample B. (a) FBP algorithm; (b) FBP-CA algorithm; (c)  $PJ_{SART}^{FBP}$  algorithm; (d)  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA algorithm

## 4 结 论

研究了一种  $PJ_{SART}^{FBP}$  算法,该算法借助图像重建技术对重建图像进行增强,该研究为图像增强算法提供了一种新的思路。为了进一步说明该算法的有效性,将基于图像重建的  $PJ_{SART}^{FBP}$  图像增强算法与基于图像后处理的 CA 图像增强算法结合,该结合算法简称为  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法。采用两组实际生物样品对  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法重建的图像增强效果进行验证,实验结果证明,与 CA 图像增强算法相比, $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法不仅可以抑制背景噪声,而且增强了重建图像的对比度。但实验结果只是证明了  $PJ_{SART}^{FBP}$ -CA 算法对具有非交叉特点的待增强图像有效,在今后,需要继续对重建图像的直方图具有交叉特征的图像增强算法进行深入研究。

## 参 考 文 献

- [1] Liang C H, Wang Y D, Du G H, et al. Research on the contrast enhancement algorithm of synchrotron radiation X-ray image[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(3): 0310003.  
梁传晖, 王玉丹, 杜国浩, 等. 同步辐射 X 射线图像对比度增强算法研究[J]. 光学学报, 2015, 35(3): 0310003.
- [2] Hu Y B, Tang C, Tao S. Enhancement of optical

- interferometry fringe patterns based on multiscale Retinex algorithm [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(24): 241006.
- 胡一冰, 唐晨, 陶珊. 基于多尺度 Retinex 算法的光干涉条纹图像增强[J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(24): 241006.
- [3] Yousuf M, Rakib M R H. An effective image contrast enhancement method using global histogram equalization[J]. *Journal of Scientific Research*, 2010, 3(1): 43-50.
- [4] Chen Y Y. Exposure-based weighted dynamic histogram equalization for image contrast enhancement[J]. *International Journal of Automation and Smart Technology*, 2015, 4(4): 27-38.
- [5] Kandeel A, Abbas A M, Hadhoud M M, et al. A modified histogram based fast enhancement algorithm [J]. *Signal & Image Processing*, 2014, 5(1): 261-269.
- [6] Georgieva V M. An approach for computed tomography images enhancement[J]. *Electronics & Electrical Engineering*, 2010(98): 71-74.
- [7] Hou X D, Zheng M J, Liu H P, et al. Medical image enhancement algorithm based on shearlet domain and improve Pal-King algorithm [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(3): 031006.
- 侯向丹, 郑梦敬, 刘洪普, 等. 基于剪切波和改进 Pal-King 的医学图像增强算法研究[J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(3): 031006.
- [8] Son M, Lee Y, Kang H, et al. Art-photographic detail enhancement [J]. *Computer Graphics Forum*, 2014, 33(2): 391-400.
- [9] Xu L, Lu C W, Xu Y, et al. Image smoothing via  $L_0$  gradient minimization [J]. *ACM Transactions on Graphics*, 2011, 30(6): 174.
- [10] Kou F, Chen W H, Li Z G, et al. Content adaptive image detail enhancement [J]. *IEEE Signal Processing Letters*, 2015, 22(2): 211-215.
- [11] Natterer F, Wang G. The mathematics of computerized tomography [J]. *Medical Physics*, 2002, 29(1): 107-108.
- [12] Chen L C. Mathematical method and application of tomography [M]. Sichuan: Southwest Jiaotong University Press, 1994: 60-63.
- 陈立成. 层析成像的数学方法与应用[M]. 四川: 西南交通大学出版社, 1994: 60-63.
- [13] Andersen A H, Kak A C. Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm[J]. *Ultrasonic Imaging*, 1984, 6(1): 81-94.
- [14] Jian J B, Yang H, Zhao X Y, et al. Visualization of microvasculature and thrombi by X-ray phase-contrast computed tomography in hepatocellular carcinoma [J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2016, 23(2): 600-605.
- [15] Ji D J, Qu G R, Hu C H, et al. Anisotropic total variation minimization approach in in-line phase-contrast tomography and its application to correction of ring artifacts [J]. *Chinese Physics B*, 2017, 26(6): 060701.
- [16] Peli E. Contrast in complex images [J]. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, 1990, 7(10): 2032-2040.
- [17] Gonzalez R C, Woods R E. Digital image processing [M]. Ruan Q Q, Ruan Y Z, Transl. 3rd ed. Beijing: Electronic Industry Press, 2011: 66-67.
- Gonzalez R C, Woods R E. 数字图像处理[M]. 阮秋琦, 阮宇智, 译. 3 版. 北京: 电子工业出版社, 2011: 66-67.