

doi:10.3788/gzxb20174612.1211001

基于亚像素扫描的超分辨技术在高分辨 X 射线显微镜中的应用

邹晶¹, 耿星杰¹, 廖可梁^{2,3}, 徐临燕¹, 胡晓东¹

(1 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

(2 天津三英精密仪器股份有限公司, 天津 300399)

(3 中国科学院高能物理研究所, 北京 100049)

摘 要:在不改变现有硬件条件的情况下,开展超分辨扫描重建方法,可以在不增加系统成本的基础上提高高分辨 X 射线显微镜的成像性能.设计了基于亚像素扫描的超分辨扫描模式,按照设计的调制方式进行亚像素位移的移动,采集多幅具有互补信息的低分辨率图像;然后基于系统的点扩散函数,对高分辨率图像进行复原;最后结合 POCS 超分辨重建算法重建出高分辨图像.实验结果表明,10 倍光耦探测器下的衬度噪声比提高了 20% 左右,空间分辨率提高了 0.2 μm (约 15%),细节分辨能力超过探测器像素尺寸 1.35 μm 的限制,可以看到在低分辨率图像中看不到的细节.实验说明用超分辨技术提高高分辨 X 射线显微镜的分辨率是有意义的.

关键词:X 射线显微镜;超分辨重建;空间分辨率;亚像素移动;POCS 算法

中图分类号:O434.16; TH742.63 **文献标识码:**A **文章编号:**1004-4213(2017)12-1211001-8

Application of Super-resolution Technique Based on Sub-pixel Scanning in High-resolution X-ray Microscopy

ZOU Jing¹, GENG Xing-jie¹, LIAO Ke-liang^{2,3}, XU Lin-yan¹, HU Xiao-dong¹

(1 School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

(2 TianJin Sanying Precision Instruments Ltd, Tianjin 300399, China)

(3 Institute of High Energy Physics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Developing super-resolution scanning and reconstruction method on the existing hardware can improve imaging performance and saving the cost to upgrade hardware. In this paper, a super-resolution scanning mode based on sub-pixel scanning is designed and a series of low-resolution images of the sample is acquired through modulating the position of the sample. Then, the point spread function derived by processing the edge spread function is employed to the image restoration of the low-resolution image series. Finally, super-resolution reconstruction algorithm based on POCS is used to reconstruct super-resolution images. The experiments conducted on the high-resolution X-ray microscope equipped with a 10 times optical lens coupling detector show that the contrast-to-noise ratio increases about 20%, the spatial resolution has been improved about 0.2 μm (about 15%), the detail resolution can exceed the limits of pixel size of the detector and more details are seen than low-resolution images. The experiment's results illustrate that the super-resolution technique has great potential in improving the spatial resolution of the high-resolution X-ray microscope.

Key words: X-ray microscope; Super-resolution reconstruction; Spatial resolution; Sub-pixel scanning; POCS algorithm

基金项目:国家自然科学基金(No.61372144)、第 61 批博士后面项目资助(No.2017M610996)

第一作者:邹晶(1980—),女,副研究员,博士,主要研究方向为 X 射线成像和图像处理.Email:jingzoutd@tju.edu.cn

收稿日期:2017-06-23; **录用日期:**2017-08-23

<http://www.photon.ac.cn>

0 引言

X 射线显微成像突破了光学显微镜、扫描电镜、透射电镜等传统的表面显微成像技术的局限性,可以对样品内部的细微结构进行无损检测.在实际 X 射线显微成像过程中,重建图像空间分辨率的提高往往受设备的物理条件以及应用要求所限制,如 X 射线辐射剂量、扫描时间、探测器配置以及扫描的几何结构等,因此提高其成像的空间分辨率一直是研究的热点和难点^[1].为了进一步提高 X 射线显微镜的分辨率,广大的科技工作者开展了大量的研究工作,主要分为两类:一类是通过提高系统硬件性能提高成像分辨,如缩小 X 射线源的尺寸^[2]、改善探测器的分辨率、校正样品台的误差^[3]、以及研制新型的 X 射线透镜^[4].另一类,研究新型的超分辨重建算法,如虚拟焦点的超分辨重建方法^[5],基于字典学习的超分辨重建方法^[6],相叠的低分辨率投影数据重建高分辨图像的方法^[7]等.由于硬件设备工艺已经接近瓶颈,因此通过研制更高精度的硬件设备提高分辨率难度很大,同时也会带来一些问题.比如,纳米焦点射线源,一方面会使探测器接收到的射线剂量减小,从而影响了密度分辨率;另一方面会使探测器的计数率会降低,从而必须延长采集时间以保证计数率^[8];小尺寸像元的探测器,在单位像元内接收的光子数不够,噪声大,则会导致成像质量不佳^[9].因此,在不改变现有硬件条件的情况下,研究提高 X 射线成像分辨率的方法具有重要意义.

近年来,超分辨(Super-Resolution, SR)技术在 X 射线成像领域逐渐得以应用,主要是在工业和医学方面.马钟等^[10]、艾鑫等^[11]用 SR 技术提高涡轮叶片 X 射线数字图像分辨率,为工业 X 射线成像图像增强及其在无损检测上的应用提供新手段.Yoneyama 等^[12]通过对探测器进行亚像素移动,并使用 SR 技术,使图像像素尺寸从 174 μm 提高到 80 μm .Yan 等^[13]根据螺旋 CT 无需重叠扫描就可以产生重叠切片的特殊优点,通过 SR 算法提高 Z 轴的分辨率.Liu 等^[14]在临床医学中,通过射线源电子束的摆动,在不减少像素尺寸的情况下提高采样率.Yan 等^[15]研究了适应 CT 系统三模型(正弦图模型、平面模型和 Z 轴模型)的 SR 算法框架.上面这些工作,分辨率在百微米级别,运动平台的分辨率为几十微米即可满足超分辨条件.而在高分辨 X 射线显微镜中,分辨率已经达到微米级别,亚像素级别的运动在亚微米甚至纳米级别,因而对机械精度等的要求更高,因此目前有一些仿真工作^[7-8],实际应用中还需要进一步考究.

本文重点研究采用透镜耦合的光耦探测器组成的高分辨 X 射线显微镜中的超分辨重建技术.针对此 X 射线显微镜的特点,采取对样品进行高精度亚像素移动的方式,并设计了亚像素移动步长和方式,获取多幅低分辨(LR, low-resolution)图像.然后,由 LR 图像的边缘扩散函数获得系统的模糊函数,对图像进行恢复.进一步,通过建立图像退化模型、对 LR 图进行运动估计和用 POCS 算法进行超分辨重建获得高分辨率图像.最后,用对比噪声比(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)、细节分辨能力和调制传递函数(Modulation Transfer Function, MTF)对重建的高分辨率图像进行定量评估.利用对样品进行亚像素移动的超分辨方法,可以在不需要改变硬件的条件下,获取更高分辨的图像.

1 超分辨重建理论与算法

1.1 超分辨数学物理基础

对于一个线性移不变成像系统,成像过程可以描述为

$$g(x) = h(x)f(x) + n(x) \quad (1)$$

其中 $g(x)$ 为观察图像, $f(x)$ 为目标图像, $h(x)$ 为点扩散函数, $n(x)$ 为噪声.在不考虑噪声的情况下,对式(1)进行傅里叶变换得到

$$G(u) = H(u)F(u) \quad (2)$$

根据傅里叶光学,光学成像系统相当于一个低通滤波,受光学衍射的影响其传递函数在由衍射极限分辨率所决定的某个截止频率以上的值均为 0,即 $H(u) = 0$.因此通过解卷积等普通的图像复原技术只能将图像复原到截止频率 f 处,截止频率以外的信息仍处于被丢失状态^[16].然而,超分辨技术可以恢复截止频率以外的信息,从低分辨率图像重建出更高分辨率的图像.下面将介绍超分辨重建的基础,图像退化模型.

1.2 图像退化模型

本文采用图 1 所示的退化模型^[17], 高分辨率图像经过形变、模糊、下采样和噪声添加等过程使得分辨率降低. 空域的超分辨重建就是基于此退化模型的不适定性逆问题. 用数学模型可描述为

$$y = \mathbf{DB}_k \mathbf{M}_k x + n_k \quad 1 \leq k \leq p \quad (3)$$

其中, p 为 LR 图像个数; \mathbf{D} : 为下采样矩阵, 由实验设计的亚像素细分尺度决定; \mathbf{B}_k : 为模糊矩阵, 对于 X 射线显微镜, 包括射线源等效射束宽度, 闪烁片响应等; \mathbf{M}_k : 为运动估计结果, 理想条件下可由实验设计确定. 但是, 由于样品台的运动误差、X 射线源焦斑漂移、探测器不稳定性及外界干扰, 还需要运动配准算法进行配准. n_k : 噪声, 本文中的量子统计噪声选为泊松分布模型, 电子噪声不考虑. 令 $\mathbf{W}_k = \mathbf{DB}_k \mathbf{M}_k$, 则式(3)可用通用形式表示为: $y = \mathbf{W}_k x + n_k$.

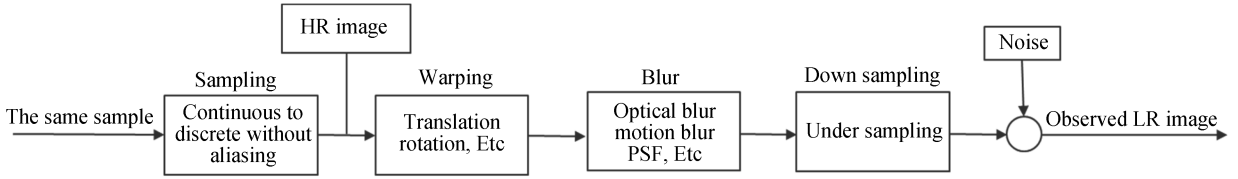


图 1 图像退化模型流程图

Fig.1 Flow chart of image degradation model

模糊矩阵, 也就是系统的点扩散函数. 当采用模体法测量点扩散函数时, 模体的尺寸应小于 X 射线显微镜的分辨率, 但在系统分辨率较高时理想的点模体难以实现. 本文通过对多行边缘扩散函数求均值降低噪声, 然后对平均后的边缘扩散函数进行求导得到线扩散函数, 对线扩散函数进行高斯拟合后获得点扩散函数, 将其作为图像退化模型的模糊函数, 简化了实验, 提高了 SR 重建速度和精度.

1.3 运动配准

两幅图像间只存在平移变换, 傅里叶变换后则仅存在相位差^[18]. 若 $f_2(x_1, x_2)$ 由 $f_1(x_1, x_2)$ 平移 $(\Delta x_1, \Delta x_2)$ 后获得, 傅里叶变换以后二者关系可由下面数学公式导出

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, \Delta \mathbf{x} = \begin{bmatrix} \Delta x_1 \\ \Delta x_2 \end{bmatrix}$$

$$F_2(\mathbf{u}) = \iint_x f_2(\mathbf{x}) \exp(-j2\pi\boldsymbol{\mu}^T \mathbf{x}) d\mathbf{x} = \iint_x f_1(\mathbf{x} + \Delta \mathbf{x}) \exp(-j2\pi\boldsymbol{\mu}^T \mathbf{x}) d\mathbf{x} = \exp(j2\pi\boldsymbol{\mu}^T \Delta \mathbf{x}) \iint_x f_1(\mathbf{x}') \exp(-j2\pi\boldsymbol{\mu}^T \mathbf{x}') d\mathbf{x}' = \exp(j2\pi\boldsymbol{\mu}^T \Delta \mathbf{x}) F_1(\mathbf{u}) \quad (4)$$

当发生频谱混叠时, $F_1(\mathbf{u})$ 和 $F_2(\mathbf{u})$ 不再满足线性相位关系; 但若不考虑频谱混叠部分的数据, 此方法仍然可用. 因此本文选用图像的低频部分通过式(4)获得相位差, 然后采用最小二乘拟合的方式获得 Δx , 这样既可以达到实验所需配准精度, 避免边界效应的影响, 同时又对噪声不敏感.

1.4 超分辨重建算法

为了更好的保持高分辨率投影图像上的边缘和细节, 更好地加入 X 射线显微镜成像的先验信息, 本文采用基于空间域的凸集投影 (Projection On Convex Sets, POCS) 算法. 具体为: 首先利用凸集的性质, 将图像的先验信息作为凸集约束超分辨图像的解; 然后通过迭代使最终的解同时满足所有的凸集约束. 如果图像 x 有 m 条先验信息, 就有 m 个闭凸集 $C_i, i=1, 2, \dots, m$, 并且 $x \in C_0 \approx \prod_{i=1}^m C_i$. 设凸集投影算子为 P_i , 从 LR 图像产生 SR 图像的迭代过程可用数学公式表示为

$$x^{k+1} = P_m P_{m-1} \dots P_1 x^k, k = 0, 1, \dots \quad (5)$$

凸集约束表示为

$$C_D^k[m_1, m_2] = \{x[n_1, n_2]; |r^{(x)}[m_1, m_2]| \leq \delta_k[m_1, m_2]\} \quad (6)$$

式中 $r^{(x)}[m_1, m_2]$ 为残差, $\delta_k[m_1, m_2]$ 由噪声统计特性和适当的可信度边界的乘积决定.

$$r^{(x)}[m_1, m_2] = y_k[m_1, m_2] - \sum_{n_1, n_2} x[n_1, n_2] \mathbf{W}_k[m_1, m_2; n_1, n_2] \quad (7)$$

从任意的 $x[n_1, n_2]$ 在 $C_D^k[m_1, m_2]$ 上的投影可以表示为

$$x^{k+1}[n_1, n_2] = x^k[n_1, n_2] + \begin{cases} \frac{r^{(x)}[m_1, m_2] - \delta_k[m_1, m_2] \cdot W_k[m_1, m_2; n_1, n_2]}{\sum_{p,q} \omega_k^2[m_1, m_2; n_1, n_2]}, r^{(x)}[m_1, m_2] > \delta_k[m_1, m_2] \\ 0, -\delta_k[m_1, m_2] \leq r^{(x)}[m_1, m_2] \leq \delta_k[m_1, m_2] \\ \frac{r^{(x)}[m_1, m_2] + \delta_k[m_1, m_2] \cdot W_k[m_1, m_2; n_1, n_2]}{\sum_{p,q} \omega_k^2[m_1, m_2; n_1, n_2]}, r^{(x)}[m_1, m_2] < -\delta_k[m_1, m_2] \end{cases} \quad (8)$$

POCS 法的算法流程为:首先对一幅 LR 图像在设定的 SR 网格中进行插值,作为初始估计;然后将剩余的 LR 图作为参考图像,通过运动估计确定其映射到 SR 网格中的位置;接着根据图像的退化模型获得估计 LR 图估计值,计算估计值与参考图像残差,判断残差是否满足式(6),不满足则通过式(8)将其投影到 SR 图中进行修正;最后多次重复上一步,直到满足所有的凸集约束或者达到迭代次数的设定上限为止。

2 实验条件及方法

基于亚像素扫描的超分辨实验在天津三英精密仪器股份有限公司自主研发的 nanoVoxel-3000 系列显微镜(图 2)上开展。其中 X 射线源为金刚石开管透射靶,最小焦斑为 500 nm。样品台由高精度的气浮转台和 XYZ 高精度的三维平台子组成。本系统配有两种探测器,分别为平板探测器和基于透镜耦合的光耦探测器,可以根据视场和分辨率的需求自动切换。本文均以 10X 光耦探测器上的数据进行阐述,实验参数如表 1。

本文实验基于光耦探测器开展,以期获得超过现有条件下的极限分辨率的结果。平板探测器像元尺寸较光耦探测器大,更易于满足超分辨条件,因此,该方法同样适用于平板探测器。

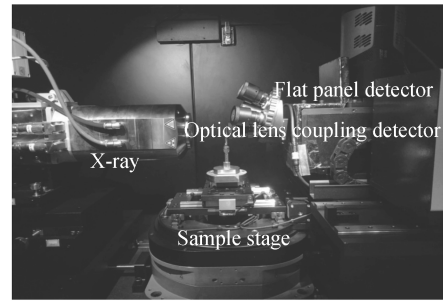


图 2 NanoVoxel-3000 系列显微镜装置
Fig.2 NanoVoxel-3000 series micro-CT device

表 1 超分辨 X 射线扫描实验参数

Table 1 Experimental parameters of super-resolution X-ray scanning

SOD	SDD	Voltage	Current	Exposure time
80 mm	86 mm	60 kV	66 μ A	60 s

为了对比重建前后的图像质量,采用复旦大学微纳加工实验室制备的分辨率测试卡(图 3)进行实验。它利用先进的电子束光刻技术加工而成,四周为宽度渐变的线对,对应的数值为线对的尺寸。中间是扇形分辨率卡,其中缺口对应不同的分辨率。

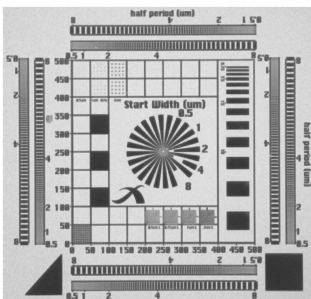


图 3 复旦大学微纳加工中心制备的分辨率测试卡

Fig.3 Resolution chart made by micro-nano Machining center of Fudan University



图 4 样品座

Fig.4 Sample holder

根据 X 射线显微镜的装置,可以通过移动探测器或样品台的方式进行扫描,但探测器重量大,相对于样品台不仅移动慢而且精度低,因此本文采用移动样品台的方式。光耦探测器的像素尺寸为 13.5 μ m,在 10X 的光学放大倍率的前提下,等效像素尺寸为 1.35 μ m。样品台各运动轴采用伺服电机和高分辨的光栅尺构成

闭环反馈系统,分辨率为 50 nm,稳定性在百纳米级别.理论上可以进行最高 10X 的细分,但亚像素移动结果不仅和样品台的运动精度有关,还受焦斑漂移和外界干扰等因素影响,过度细分不会提高分辨.因此本文选用 2X、3X 和 4X 细分调制方式(图 5(a))进行实验,最小步长 337.5 nm,样品台的分辨率满足此要求.实验时,将分辨率测试卡固定在专用样品座(图 4)上,并按照调制方式进行亚像素扫描,样品在每个扫描点停留一段时间,探测器采集对应的投影图.

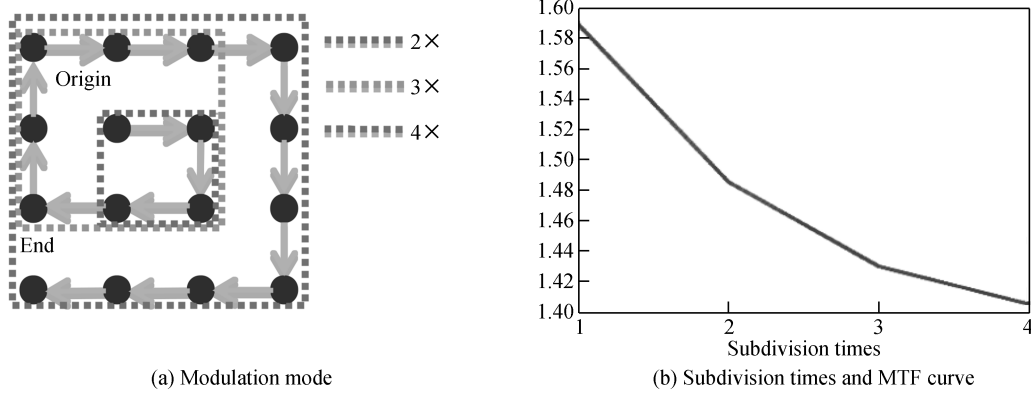


图 5 调制方式和结果对比
Fig.5 Modulation mode and results

3 实验结果

由图 5(b)可知 4X 细分效果最好,在 10 倍光耦探测器的实验结果如图 6(b).为了更好地对比和分析,选取部分区域进行局部放大.下面分别从对比噪声比(Contrast-to-Noise Ratio, CNR)、细节分辨能力和空间分辨率进行评价.

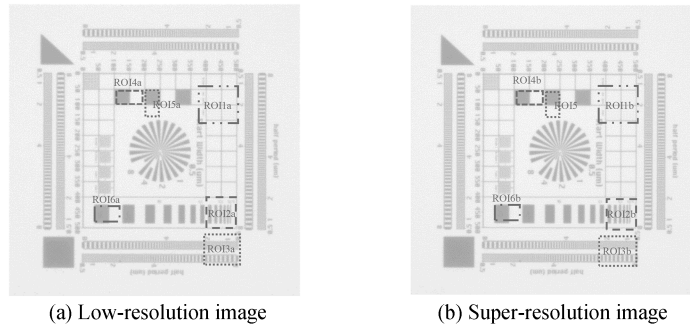


图 6 超分辨实验结果
Fig.6 Super-resolution results

3.1 衬度噪声比(CNR)

信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)的高低决定图像分辨率和视觉效果,信噪比越高图像质量越好.但一幅图像即使 SNR 很高,如果 CNR 不够高的话,仍然不能区分不同的组织和类型.CNR 通常用来评价图像感兴趣区域相对于其背景的图像衬度和噪声特性^[19],其定义如式(9).其中,contrast, noise, \bar{f}_{ROI} , \bar{f}_{back} , σ_{ROI}^2 , σ_{back}^2 分别为图像的衬度,噪声,感兴趣区域的均值,背景的均值,感兴趣区域的噪声方差,背景的噪声方差.经过超分辨处理后,CNR 提高了 20%左右(表 2).对比图 7、图 8 中的 LR 图和 SR 图,可以看到 SR 图的噪声更小,清晰度更高.

表 2 感兴趣区域的衬度噪声比

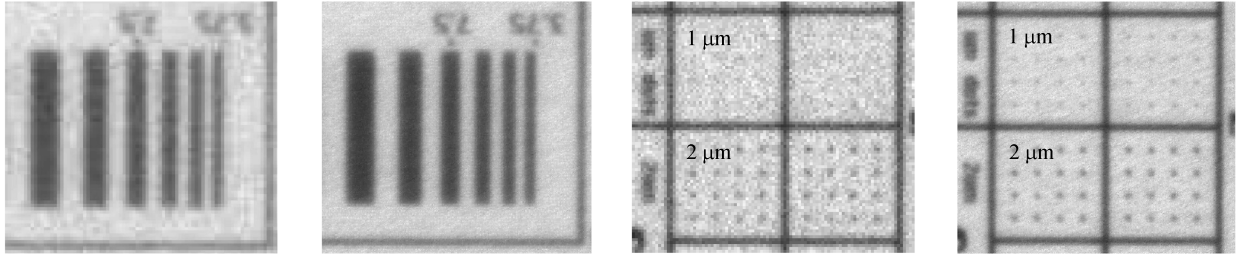
Table 2 CNR of ROI

CNR	ROI4	ROI5	ROI6
LR(a)	21.663 4	22.531 7	22.550 8
SR(b)	25.674 1	27.481 2	26.678 9
Rate	18.51%	21.97%	18.31%

$$CNR = \frac{\text{contrast}}{\text{noise}} = \frac{|\bar{f}_{ROI} - \bar{f}_{back}|}{\sqrt{(\sigma_{ROI}^2 + \sigma_{back}^2)/2}} \quad (9)$$

3.2 细节分辨能力

对比图 7(a)(b), 可以看到 SR 图中黑白线对的边界更清晰, 线对上面的数字“3.75”“7.5”更棱角分明. 图 7(c)(d) 中含 1 μm、2 μm 圆点, 圆点间距比较大. 对比(c)(d) 可以发现, 超分辨技术借助图像间的信息互补, 看到了在 LR 图中看不到的 1 μm 的圆点, 即细节分辨能力超过探测器像元尺寸 1.35 μm 的限制.



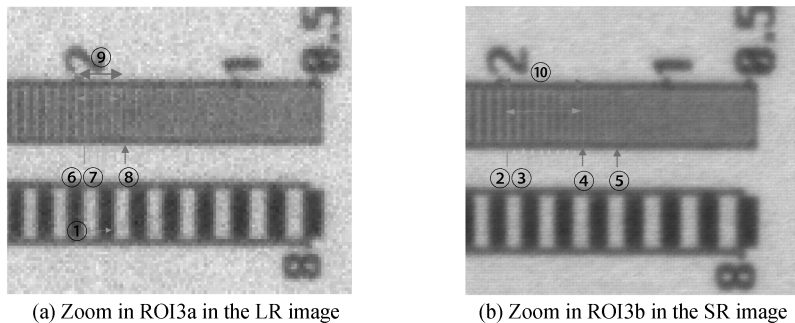
(a) Zoom in ROI1a in the LR image (b) Zoom in ROI1b in the SR image (c) Zoom in ROI2a in the LR image (d) Zoom in ROI2b in the SR image

图 7 感兴趣区域放大图

Fig.7 Zoom in region of interest

3.3 空间分辨率

图 8(a)(b) 为宽度渐变的线对, 线对尺寸从 2 到 1 间的“某处”为本实验条件下的极限分辨率. (a) 中双向箭头①为一对线对, (a)(b) 中的双向箭头⑨⑩标出 LR 图像和 SR 图肉眼可辨别出的分辨率极限. (a) 中⑥同 (b) 中②为分辨率测试卡的同一位置, 本文以此位置为基准比较 LR 图和 SR 图的分辨率. 从图中可以看到, LR 图只能分辨出第 5 对线对 (1.54 μm), 图像整体带“花”, 颗粒状严重, 有明显的采样不足现象; SR 图能分辨出第 9 对线对 (1.35 μm). SR 图的分辨率比 LR 图的分辨率提高了 0.19 μm. 其后几对线对 (从箭头④到箭头⑤) 可以隐约分辨, 有类似“虚焦”的现象, 可能因为配准有误差和探测器采样不足导致.



(a) Zoom in ROI3a in the LR image

(b) Zoom in ROI3b in the SR image

图 8 分辨率观察图

Fig.8 Image for reading resolution

通过读分辨率测试卡确定空间分辨率的方法, 简单直观, 但是容易受主观因素的影响. 调制传递函数 (MTF, Modulation transfer function) 是测量空间分辨率的客观准确的方法^[20]. 将调制度对应不同频率线对的曲线称为调制传递函数曲线, 简称 MTF 曲线, MTF 曲线在数值上等于点扩散函数的傅里叶变换. 一般将 10% MTF 对应的空间分辨率作为系统的分辨率. 图 9 中绿色曲线为只用点扩散函数进行恢复的曲线, 其空间分辨率提高了 30 lp/mm; SR 图的空间分辨率提高了 42 lp/mm, 空间分辨力提高了 0.186 μm.

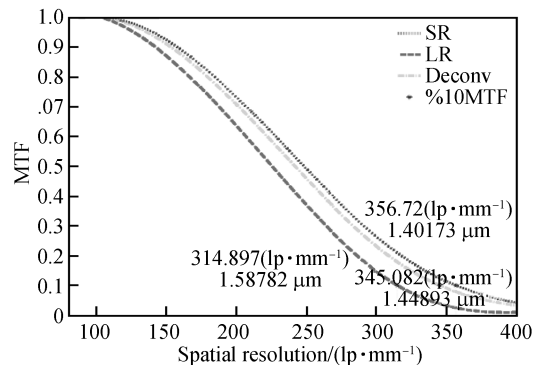


图 9 MTF 曲线

Fig.9 MTF curve

实验结果显示,基于亚像素移动的方法进行超分辨方法,通过利用多幅 LR 图像的互补和冗余信息,弥补了探测器采样不足带来的分辨率降低,增强了图像细节表现能力,提高了 CNR 和空间分辨率。

4 结论

本文在高分辨 X 射线显微镜中使用超分辨技术,通过使样品台进行亚像素移动,采集多幅具有亚像素位移差的投影图像,充分利用它们之间的冗余和互补信息,获得了更高分辨率的图像。实验结果说明,通过超分辨技术,可以在不改变现有硬件条件的情况下,提高高分辨 X 射线显微镜的分辨率。但是由于射线源焦斑漂移、样品台的精度和稳定性以及探测器的稳定性限制,导致采集的低分辨率图像相关性较大,分辨力提高有限。后期我们将针对限制因素做调整,同时优化出适合 X 射线数据的超分辨重建算法,最大限度地提高分辨率。

参考文献

- [1] ZHANG Chao-zong. System structure and performance parameters of industrial CT[J]. *CT Theory and Applications*, 2014, **23**(3): 443-452.
张朝宗. 工业 CT 的系统结构与性能指标[J]. *CT 理论与应用研究*, 2014, **23**(3): 443-452.
- [2] YUAN Q, ZHANG K, HONG Y, *et al.* A 30 nm-resolution hard X-ray microscope with X-ray fluorescence mapping capability at BSRF[J]. *Journal of Synchrotron Radiation*, 2012, **19**(6): 1021-1028.
- [3] HU Xiao-dong, ZOU Jing, XU Ying, *et al.* Correction method of micro CT rotating shaft motion error: China, 103759681[P]. 2014-04-23.
胡晓东, 邹晶, 须颖, 等. 显微 CT 转轴运动误差校正方法: 中国, 103759681[P]. 2014-04-23.
- [4] STAHLHUT P, EBENSPERGER T, ZABLER S, *et al.* A laboratory X-ray microscopy setup using a field emission electron source and micro-structured reflection targets[J]. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research*, 2014, **324**(4): 4-10.
- [5] ZHANG Hui-tao, YU Ping, ZHAO Xing, *et al.* A virtual-focal-spot-based method for high-resolution image reconstruction on X-ray CT[J]. *Nondestructive Testing*, 2010, **32**(5): 332-337.
张慧滔, 于平, 赵星, 等. 虚拟焦点的超分辨重建方法[J]. *无损检测*, 2010, **32**(5): 332-337.
- [6] YAO Jia-li, LI Zhong-yuan, WU Hua-zheng, *et al.* Super-resolution image reconstruction for micro-CT based on dictionary learning[J]. *Journal of Southeast University (Natural Science Edition)*, 2016, **46**(5): 957-963.
姚佳丽, 李中源, 吴华珍, 等. 基于字典学习的超分辨率显微 CT 图像重建[J]. *东南大学学报(自然科学版)*, 2016, **46**(5): 957-963.
- [7] GUO Ming-huan, ZHANG Peng. Reconstructing high resolution image from overlapped low resolution projection data [J]. *CT Theory and Applications*, 2002, **11**(2): 12-18.
郭明焕, 张朋. 由相叠低分辨投影数据重建高分辨图像[J]. *CT 理论与应用研究*, 2002, **11**(2): 12-18.
- [8] XIE Tao-tao. Study of super-resolution reconstruction for CT images[D]. Nanjing: Southeast University, 2010.
谢涛涛. CT 图像的超分辨率重建研究[D]. 南京: 东南大学, 2010.
- [9] FLOHR T G, STIERSTORFER K, SÜSS C, *et al.* Novel ultrahigh resolution data acquisition and image reconstruction for multi-detector row CT[J]. *Medical Physics*, 2007, **34**(5): 1712.
- [10] MA Zhong, ZHAO Xin-bo, AI Xing, *et al.* Super-resolution reconstruction for X-ray of turbine blade [J]. *Computerized Tomography Theory & Applications*, 2010, **19**(1): 41-47.
马钟, 赵歆波, 艾鑫, 等. 涡轮叶片 X 射线图像超分辨率重建技术[J]. *CT 理论与应用研究*, 2010, **19**(1): 41-47.
- [11] AI Xin, ZHAO Xin-ho, YU Qing-chao, *et al.* Super-resolution reconstruction and its application in CT based non-destructive detection[J]. *Science Technology and Engineering*, 2010, **10**(8): 1858-1861.
艾鑫, 赵歆波, 于清超, 等. 超分辨率重建技术在 CT 无损检测中的应用研究[J]. *科学技术与工程*, 2010, **10**(8): 1858-1861.
- [12] YONEYAMA A, BABA R, SUMITANI K, *et al.* Feasibility study of a high-spatial resolution x-ray computed tomography using sub-pixel shift method[J]. *Applied Physics Letters*, 2015, **106**(8): 21.
- [13] YAN Z, LU Y, YAN H. Reducing the spiral ct slice thickness using super resolution [C]. *IEEE International Conference on Image Processing*. IEEE, 2010: 593-596.
- [14] LIU X, YU L, MANDUCA A, *et al.* A super resolution technique for clinical multi-slice CT [C]. *SPIE Medical Imaging*. International Society for Optics and Photonics, 2010: 76221Q.
- [15] YAN Z, LI J, Lu Y, *et al.* Super resolution in CT[J]. *International Journal of Imaging Systems & Technology*, 2015, **25**(1): 92-101.
- [16] HUANG Jun-min. Super-resolution image reconstruction based on mutual information registration[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2010.

黄俊敏. 基于互信息配准的序列图像超分辨率重建方法[D]. 华南理工大学, 2010.

- [17] PARK S C, MIN K P, KANG M G. Super-resolution image reconstruction: a technical overview[J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2003, **20**(3): 21-36.
- [18] VANDERWALLE P, SUSSTRUNK S, VETTERLI M. A frequency domain approach to registration of aliased images with application to super-resolution[J]. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2006, **2006**(1): 1-14.
- [19] MORITA H, OSHIMA T, KATAOKA J, *et al.* Novel photon-counting low-dose computed tomography using a multi-pixel photon counter[J]. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research*, 2017.
- [20] CHEN Jin-ping, CUI Fang-fang, ZOU Jin, *et al.* Research on measurement methods for 3D spatial resolution of micro-CT[J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2017, **15**(2): 127-134.
陈津平, 崔芳芳, 邹晶, 等. 显微 CT 三维分辨率测试方法研究进展[J]. *纳米技术与精密工程*, 2017, **15**(2): 127-134.

Foundation item: The National Natural Science Foundation of China (No.61372144) and the 61st Batch of Postdoctoral Fund of General Program(No.2017M610996)