

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.2311385

基于图像反卷积的平板探测器信号串扰校正*

安康^{1,2},舒好^{1,2},卢艳平^{1,2},周日峰^{1,2},王珏^{1,2}

(1. 重庆大学光电工程学院光电技术及系统教育部重点实验室 重庆 400044; 2. 工业CT无损检测教育部工程研究中心 重庆 400044)

摘要:平板探测器是锥束CT的关键组成部件,像元间的信号串扰是造成平板探测器投影图像空间分辨率低于极限值的主要因素,校正平板探测器信号串扰对提高锥束CT检测精度具有重要意义。本文基于点扩散函数矩阵反卷积投影图像去串扰校正思路,研究了点扩散函数矩阵的准确性对投影图像串扰校正的影响、点扩散函数和线扩散函数的关系及其与X射线成像的相似性,提出一种结合刀口法测量线扩散函数与平行束CT扫描重建的平板探测器点扩散函数矩阵测算方法。DR/CT扫描成像实验中,应用本文方法校正信号串扰后,DR成像空间分辨率由约10 lp/mm提升至优于25 lp/mm,高能CT成像空间分辨率由不到4 lp/mm提升至优于5 lp/mm,实验证明,应用本文方法能有效校正平板探测器信号串扰,提升锥束CT图像的空间分辨率和对比度。

关键词:锥束CT;平板探测器;串扰校正;点扩散函数;空间分辨率

中图分类号: TL99 TH89 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 490.15

Signal crosstalk correction for flat panel detector based on image deconvolution

An Kang^{1,2}, Shu Hao^{1,2}, Lu Yanping^{1,2}, Zhou Rifeng^{1,2}, Wang Jue^{1,2}

(1. Key Laboratory of Optoelectronic Technology and System, Ministry of Education, College of Photoelectric Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China; 2. Engineering Research Center of Industrial Computed Tomography Nondestructive Testing, Chongqing 400044, China)

Abstract: The flat panel detector is a key component of cone-beam CT, and the signal crosstalk between pixels is the main factor that causes the spatial resolution of the projection image to be lower than the possible highest resolution of the flat panel detector. It is essential to correct the signal crosstalk of the flat panel detector for improving the detection accuracy of cone-beam CT. In this article, the crosstalk correction effect of the point spread function matrices with different accuracy, the relationship between the point spread function and line spread function, and the similarity between the relationship and X-ray imaging are studied, based on the signal crosstalk correction idea of the point spread function matrix deconvoluting projection image. In addition, a new method for calculating the point spread function matrix of a flat panel detector is proposed, which combines the knife edge method for measuring line spread function with parallel-beam CT scanning reconstruction. In DR/CT scanning experiments, the spatial resolution of DR projection image is improved from about 10 lp/mm to better than 25 lp/mm and the spatial resolution of high-energy CT image is improved from less than 4 lp/mm to better than 5 lp/mm after correcting signal crosstalk by the proposed method. Experimental results show that the proposed method can effectively correct the signal crosstalk of flat panel detector and improve the spatial resolution and contrast of cone-beam CT images.

Keywords: cone-beam CT; flat panel detector; crosstalk correction; PSF; spatial resolution

收稿日期:2023-05-05 Received Date: 2023-05-05

* 基金项目:科技部国家重点研发计划(2022YFF0706400)、重庆市技术创新与应用发展项目(cstc2021ycjh-bgzxm0222)资助

0 引言

锥束 CT (cone beam computed tomography, CBCT) 应用平板探测器 (flat panel detector, FPD) 取代传统的线阵列探测器进行辐射成像检测, 可快速采集被检物体的二维投影图像, 通过图像重建得到被检物体的三维图像, 具有扫描速度快、射线束利用效率高、检测精度高的特点, 已广泛应用到口腔医学检测^[1]、临床诊断^[2]、工业无损检测^[3]等领域, 是 CT 设备发展的一个重要方向。平板探测器是锥束 CT 的关键部件, 其成像空间分辨率直接影响 CT 检测空间分辨率。信号串扰是影响平板探测器成像空间分辨率的关键因素, 其叠加到像元的有效输出信号上, 导致平板探测器成像空间分辨率降低^[4]。

针对平板探测器像元间的信号串扰抑制与校正问题, 国内外研究者提出了很多方法, 总体思路可以分为两种: 第 1 种是通过优化平板探测器结构, 消除或抑制信号串扰, 如设计独立像元结构的探测器^[5]、优化探测器各组件耦合参数^[6]等; 第 2 种是通过实验测量或仿真得到平板探测器像元接收信号的点扩散函数 (point spread function, PSF) 矩阵^[7], 应用 *PSF* 反卷积投影图像校正信号串扰^[8-9]。其中, 设计独立像元结构的平板探测器可有效抑制信号串扰, 但随着像元尺寸的减小, 加工难度与制作成本剧增, 直至难以实现; 应用 *PSF* 校正串扰是一种低成本且对各类平板探测器普遍适用的方法, 该方法的关键在于如何得到准确的 *PSF*^[10-11]。通过小孔/狭缝法实验测定 *PSF* 是一种常用的方案^[12-13], 但对于像元尺寸达到微米级的平板探测器, 像元尺寸大小的小孔/狭缝难以加工; 采用蒙特卡罗方法构建平板探测器模型, 仿真计算 *PSF* 是另一种有效的方案^[9], 但针对不同能量 X 射线成像应用, 需要进行重复仿真, 且对于结构、耦合参数未知的探测器, 仿真结果存在较大误差。此外, 融合多尺度滤波的图像锐化增强方法能有效提高图像清晰度, 包括基于视网膜模型和多尺度滤波 (multi-scale filtering, MF) 的低亮度图像增强 (low-light image enhancement, LIME) 方法^[14-15]、基于锐化平滑图像滤波器 (sharpening-smoothing image filter, SSIF) 和多尺度锐化平滑图像滤波器 (multi-scale-SSIF, M-SSIF) 的方法^[16-17]等, 该类方法应用于投影图像处理, 是校正平板探测信号串扰的另一途径。

本文将基于 *PSF* 反卷积投影图像校正平板探测器思路, 开展 *PSF* 的准确性对投影图像串扰校正的影响、平板探测器 *PSF* 和线扩散函数 (line spread function, LSF) 的关系等研究工作, 提出一种适用于各种能量 X 射线成像的 *PSF* 测算方法, 实现锥束 CT 平板探测器信号串扰的准确校正。

1 平板探测器信号串扰的影响与校正

1.1 信号串扰对成像的影响

PSF 是描述光学系统对点光源解析能力的函数。在锥束 CT 系统中, 一束理想射线入射到平板探测器的一个像元的成像分布即为平板探测器的 *PSF*。理想的 *PSF* 为单位冲击响应, 可以表示为:

$$PSF[m, n] = \begin{cases} 1, & [m, n] = (0, 0) \\ 0, & [m, n] \neq (0, 0) \end{cases} \quad (1)$$

其中, $[m, n]$ 为射线入射平板探测器的像元坐标。然而, 由于像元间的信号串扰, 入射射线在平板探测器上会形成信号扩散, 信号扩散的范围越大则平板探测器的成像空间分辨率越低, 成像越模糊; 信号扩散的范围越小则平板探测器的成像空间分辨率越高, 成像越清晰。被检物体的投影图像可以表示为被检物体的理想投影图像与 *PSF* 的卷积:

$$I_{real} = I_{ideal} * PSF \quad (2)$$

其中, I_{real} 为被检物体的实际投影图像; I_{ideal} 为被检物体的理想投影图像。如图 1 所示, 由于信号串扰的影响, 实际投影图像的空间分辨率明显降低。

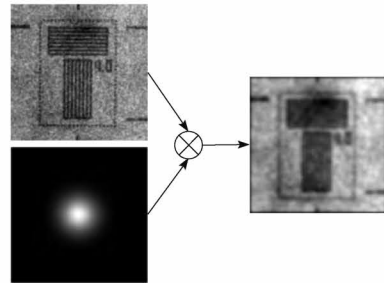


图 1 信号串扰对平板探测器成像的影响

Fig. 1 Effect of signal crosstalk on flat panel detector imaging

探测器的有效像元尺寸、射线源的有效焦点尺寸和几何放大倍数决定了 CT 系统所能达到的极限空间分辨率, 结合扫描精度、数据采集精度和重建算法等其他因素一起决定了系统所能达到的实际空间分辨率。CT 系统的极限空间分辨率由 X 射线的等效束宽 *BW* 决定^[18], *BW* 的计算公式为:

$$BW = \frac{\sqrt{(a(M-1))^2 + d^2}}{M} \quad (3)$$

其中, a 为射线源的有效焦点尺寸; d 是探测器有效像元尺寸。 $M = SDD/SOD$, $M \in (1, \infty)$ 是几何放大倍数, 如图 2 所示, SDD 表示射线源焦点到探测器的距离, SOD 表示射线源焦点到被检样品旋转中心的距离。

平板探测器成像空间分辨率降低, 则有效像元尺寸变大, 在同等几何放大倍数下, 会导致重建 CT 图像空间

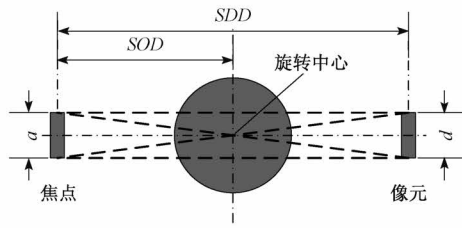
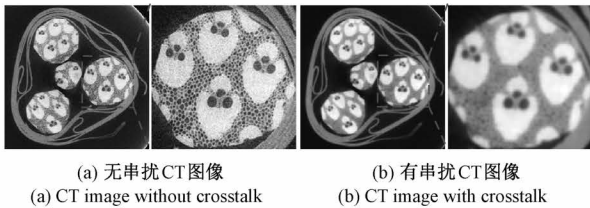


图2 CT系统射线束示意图
Fig.2 Diagram of CT system ray beam

分辨率的降低。如图3(b)所示,在牙签投影图像中加入信号串扰后,重建CT图像中牙签结构细节的可分辨程度相比于原投影图3(a)明显降低。



(a) 无串扰CT图像 (a) CT image without crosstalk
(b) 有串扰CT图像 (b) CT image with crosstalk

图3 信号串扰对CT扫描成像的影响

Fig.3 Effect of signal crosstalk on CT scanning imaging

1.2 基于图像反卷积的串扰校正

根据式(2)可以推出:被检物体的理想投影图像可以通过实际投影图像与PSF的反卷积得出:

$$I_{ideal} = DECONV(I_{real}, PSF) = IFFT\left(\frac{FFT(I_{real})}{FFT(PSF)}\right) \quad (4)$$

其中, DECONV表示反卷积运算;FFT表示快速傅里叶变换;IFFT表示快速反傅里叶变换。

应用PSF对投影图像反卷积,可实现投影图像的信号串扰校正。但是,用于反卷积的PSF不准确,可能会导致校正效果不理想,甚至导致图像失真。图4模拟了估计1、估计2、原串扰矩阵3种不同的PSF,其分布示意图如图4(a)所示,其中,原串扰矩阵为图1所示大小为41×41的PSF,估计1为模拟的信号串扰范围大小为31×31的PSF,估计2为模拟的信号串扰范围大小为51×51的PSF,图4(b)为各矩阵中心向量(L1)的信号扩散分布曲线。

图5(a)~(c)为分别用估计1、估计2、原串扰矩阵校正图1的效果。可以看出:图5(a)为欠串扰校正,PSF串扰范围小,图像空间分辨率得到一定提升;图5(b)为过串扰校正,PSF串扰范围过大,原图部分信息损失且出现了大量振铃效应条纹^[19,20];图5(c)为应用准确的PSF校正的效果,可见图像空间分辨率得到有效提升恢复。

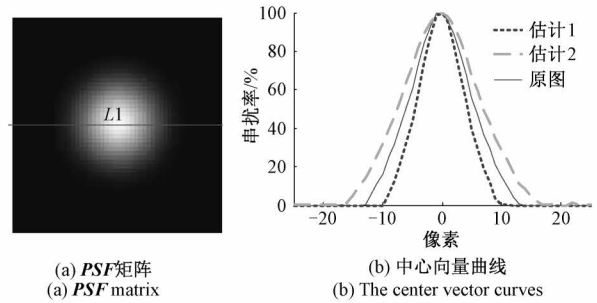


图4 PSF及中心向量串扰率曲线
Fig.4 PSF matrix and crosstalk ratio curves of the center vectors

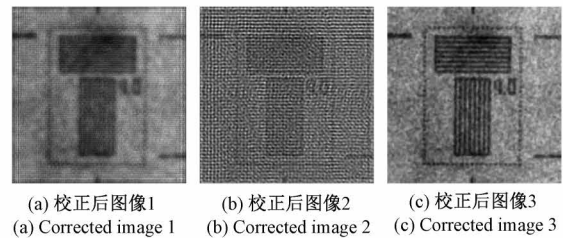


图5 投影图像串扰校正比较
Fig.5 Comparison of crosstalk correction for a projection image

2 PSF 测算与 CT 扫描信号串扰校正

2.1 PSF 与 LSF 的关系

如何得到准确的PSF是实现串扰校正的关键问题。在平板探测器性能测试评价时,常使用“刀口法”测得探测器的LSF,并通过LSF计算表征平板探测器空间分辨率的调制传递函数(modulation transfer function, MTF)^[21]。LSF(x)为一个线脉冲δ(x)与PSF(x,y)的卷积,即:

$$LSF(x) = \delta(x) * PSF(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy = \int_L PSF \quad (5)$$

可见,LSF本质上为PSF沿直线L的线积分,这与X射线成像的基本原理类似。X射线成像时,探测器吸收穿透被检物体的X射线得到被检物体的投影图像,对应于投影图像各像元的入射被检物体的X射线剂量I₀与探测器接收到的X射线剂量I_i之差,与该像元投影路径L上被测物体全部线性衰减系数μ(l)的线积分成对数关系:

$$\int_L \mu(l) dl = \ln \frac{I_0}{I_i} \quad (6)$$

CT 图像重建就是通过物体各方向上的投影数据来计算物体各像素点的线性衰减系数。基于此,如图 6 所示,将 LSF 可以看成对 PSF 进行平行束 CT 扫描的投影,该扫描各向同性,且任意角度的投影均相同。采用 CT 图像重建求解线性衰减系数的方法来计算 PSF ,由 Radon 变换可知 PSF 与 LSF 之间的关系为:

$$LSF(t, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \times \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (7)$$

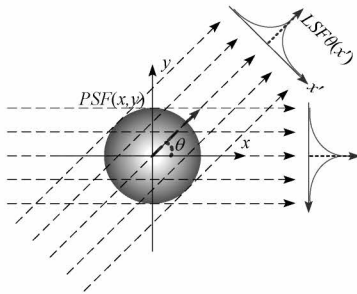


图 6 LSF 和 PSF 的类平行束 CT 扫描关系
Fig. 6 Parallel-beam CT scanning relationship between PSF and LSF

2.2 锥束 CT 扫描的信号串扰校正

结合“刀口法”测得平板探测器的 LSF 与平行束 CT 扫描重建,锥束 CT 平板探测器信号串扰校正方法的具体流程如图 7 所示,具体步骤如下:

- 1) 刀片紧贴锥束 CT 的平板探测器倾斜放置,进行数字辐射成像(digital radiography, DR)扫描,测得刀片投影图像;
- 2) 统计刀片刀口区域内灰度曲线并取均值,得到刀口边缘扩展函数(edge spread function, ESF);
- 3) 对 ERF 求导,得到 LSF :

$$LSF(x) = \frac{d(ESF(x))}{dx} \quad (8)$$
- 4) PSF 具有各向同性分布,模拟多个角度相同的 LSF ,利用平行束 CT 图像重建算法重建得到 PSF ;
- 5) 应用锥束 CT 系统对物体进行 CT 扫描成像,获得一组投影图像;
- 6) 应用 PSF 反卷积每一幅投影图像,完成平板探测器信号串扰校正;
- 7) 应用校正后投影图像组重建得到高分辨 CT 图像。

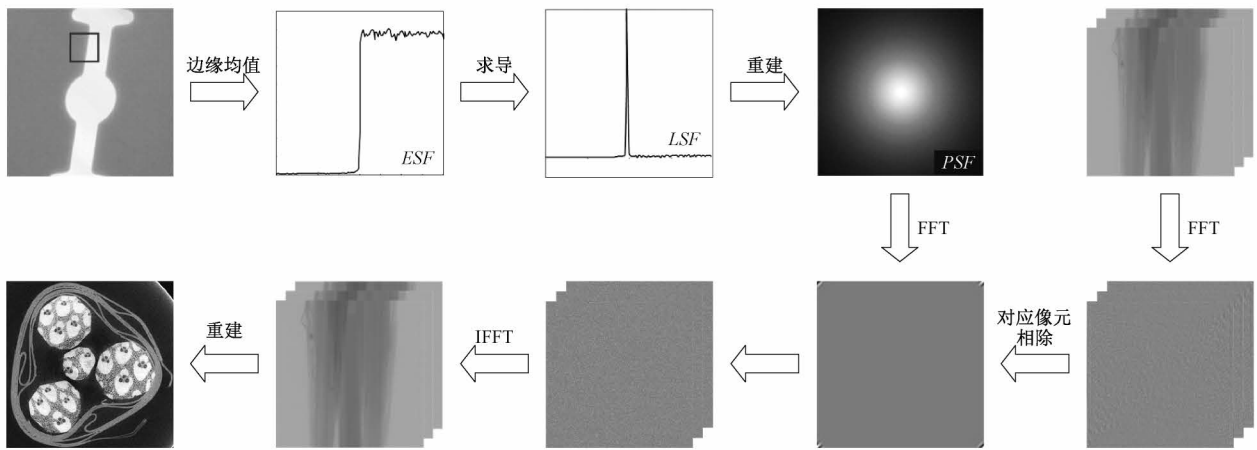


图 7 锥束 CT 扫描串扰校正流程
Fig. 7 Crosstalk correction process for the CBCT scanning

2.3 空间分辨率量化评价

应用图像空间分辨率的量化评价指标,可以更好地判断平板探测器信号串扰校正效果。目前国内外均有对 DR/CT 的成像空间分辨率进行定量评价的相关标准。

参考 GB-T 23901.5—2019 第 5 部分:双丝像质计图像不清晰度的测定^[22],采用双丝像质计(duplex wire image quality indicator, Duplex Wire IQI)测定 DR 图像空间分辨率,丝对图像调制度为:

$$MTF_{DR} = \frac{(A + B) - 2 \times C}{(A + B)} \times 100\% \quad (9)$$

其中,如图 8 所示, A/B 分别是丝对图像灰度相对于灰度基线的最大/最小幅度值, C 是丝对间隙图像灰度相对于灰度基线的最小幅度值。DR 图像的空间分辨率由第 1 组调制度小于 20% 的线对确定。

参考 GB/T 29069—2012 无损检测工业计算机层析成像(CT)系统性能测试方法^[23],采用线对卡测定 CT 图像空间分辨率,CT 图像各线对组的调制度可以表示为:

$$MTF_{CT} = \bar{\mu}_e / \bar{\mu} \times 100\% \quad (10)$$

其中,如图 9 所示, $\bar{\mu}$ 为对参考线对组灰度差均值, $\bar{\mu}_e$ 为测试线对组灰度差均值。CT 图像的空间分辨率由调制度为 10% 的线对组确定。

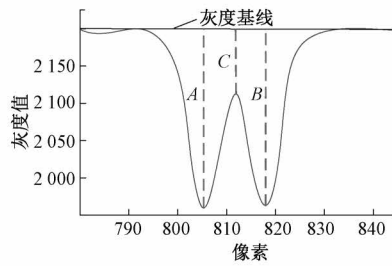


图8 双线型像质计中线对灰度值曲线
Fig. 8 Gray value curve of a wire pair in duplex wire IQI image

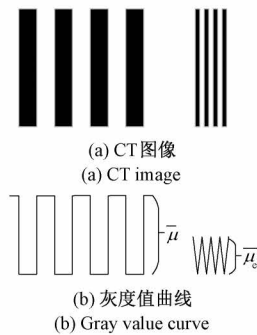


图9 线对卡 CT 图像的 CT 值分布
Fig. 9 CT value distribution of the line-pair-card CT image

3 实验验证

本文设计了3个实验验证本文方法的串扰校正效果及对高、低能CT设备的适用性,包括X射线DR成像、低能微焦CT扫描和高能CT扫描实验。

3.1 X射线DR成像实验

X射线DR成像实验平台如图10(a)所示,采用日本滨松闭管微焦点X射线源L12161,其管电压可设置范围为40~150 kV,最大输出功率为75 W,焦点尺寸为5~30 μm(功率为4 W时焦点尺寸可达到5 μm);探测器采用自制光纤耦合探测器,像元尺寸为9 μm,像素矩阵4 096×4 096。选用如图10(b)所示双丝像质计进行DR成像,以量化对比投影图像串扰校正效果,双丝像质计部

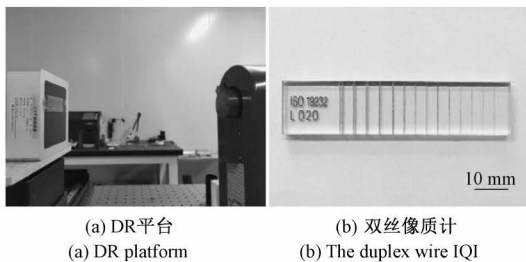


图10 X射线DR成像实验平台
Fig. 10 X-ray DR imaging experimental platform

分丝对参数如表1所示。扫描时射线源管电压设置为70 kV,积分时间为2 s,双丝像质计紧贴探测器放置。

表1 双丝像质计部分丝对参数
Table 1 Partial wire-pair parameters of the Duplex Wire IQI

编号	D13	D14	D15	D16	D17
丝径/mm	0.050	0.040	0.032	0.025	0.020
空间分辨率/(lp·mm ⁻¹)	10.0	12.5	15.0	20.0	25.0

图11为本实验用于串扰校正的PSF中心向量信号扩散分布,PSF大小均为31×31,其中,仿真矩阵采用文献[9]中仿真方法获得;本文方法矩阵采用本文方法测算获得;估计矩阵为采用刀口法测得的LSF,绕中心旋转180°获得。

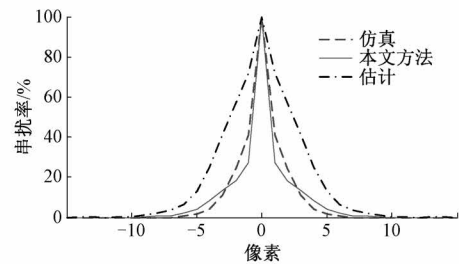
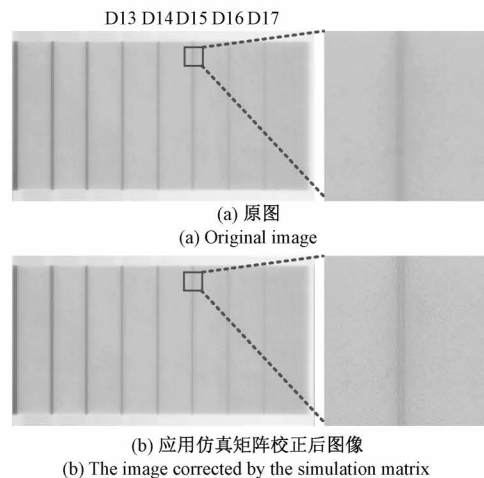


图11 PSF中心向量串扰率曲线
Fig. 11 Crosstalk ratio curves of the PSF matrix center vectors

图12(a)为实验测得的双丝像质计DR投影图像,图12(b)~(d)分别为应用仿真、本文方法、估计矩阵对图12(a)串扰校正后的结果,由图12(d)可见,由于估计矩阵中心相邻像元串扰系数过大,形成过串扰校正,应用估计矩阵校正的图像有效信息已难以分辨。从图12中放大细节可以看出,应用仿真矩阵与本文方法矩阵进行串扰校正后,丝对图像对比度得到明显提高,应用本文方法获得的本文方法矩阵的校正效果更加明显。



(b) 应用仿真矩阵校正后图像
(b) The image corrected by the simulation matrix

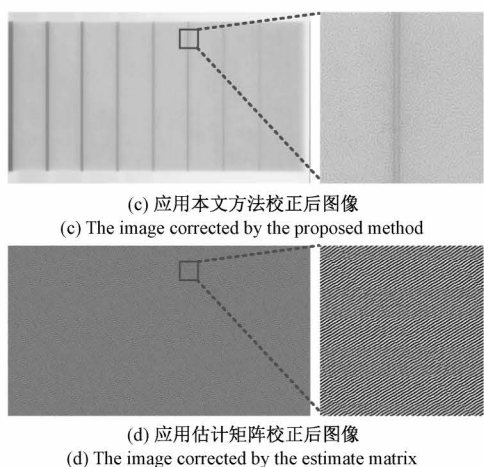


图 12 双丝像质计 DR 图像串扰校正
Fig. 12 Crosstalk correction of the DR image of double wire IQI

绘制图 12(a)~(c)中 D13~D17 丝对均值灰度曲线如图 13 所示,从 D17 丝对均值灰度曲线的放大图中可以更加清晰的看出,应用仿真矩阵与本文方法矩阵进行串扰校正后,丝对灰度曲线变化更加明显。校正前后部分丝对图像调制度 MTF_{DR} 情况如表 2 所示,对应表 1 中双丝像质计部分丝对参数可见,经本文方法校正后,图像空间分辨率由约 $10 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 提升至优于 $25 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 。

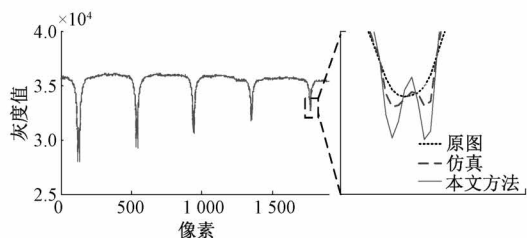


图 13 丝对灰度均值曲线
Fig. 13 Longitudinal gray mean curve of the wire-pairs

表 2 校正前后图像中部分丝对的调制度

Table 2 MTFs of the wire pairs in images before and after correction

编号	D13	D14	D15	D16	D17	%
校正前	16.6	13.7	4.9	0	0	
仿真校正	23.1	23.1	20.7	13.3	6.7	
本文方法校正	40.7	40.1	40.4	37.6	25.3	

3.2 低能微焦 CT 扫描实验

低能 CT 扫描成像实验平台如图 14(a) 所示,采用日本滨松闭管微焦点 X 射线源 L12161,其管电压可设置范围为 $40\sim 150 \text{ kV}$,最大输出功率为 75 W ,焦点尺寸为

$5\sim 30 \mu\text{m}$ (功率为 4 W 时焦点尺寸可达到 $5 \mu\text{m}$);探测器采用非晶硅平板探测器,像元尺寸为 $200 \mu\text{m}$,像素矩阵 $1\ 024\times 1\ 024$ 。对图 14(b) 所示树枝进行测试,CT 扫描时,扫描时射线源设置为 60 kV ,输出功率 30 W ,等效焦点尺寸约 $20 \mu\text{m}$, $SOD = 80 \text{ mm}$, $SDD = 1\ 000 \text{ mm}$,射线束的等效束宽 $BW \approx 24.4 \mu\text{m}$,积分时间为 1 s ,CT 扫描一圈采集了 500 个投影图像。

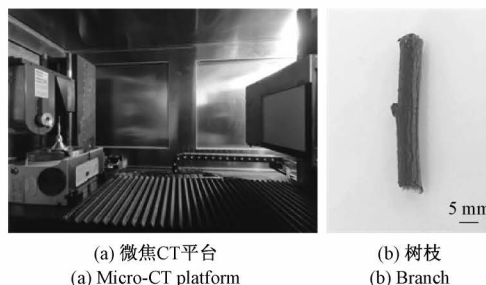


图 14 低能微焦 CT 扫描成像实验平台
Fig. 14 Low-energy micro-focus CT scanning imaging experimental platform

图 15(a) 为实验测得的树枝 CT 投影图像,图 15(b)、(c) 分别为应用本文方法、估计矩阵对图 15(a) 串扰校正后的结果。对比细节放大图,应用本文方法矩阵进行串扰校正后,树枝内部断层的孔洞等信息比原图更加清晰,边缘轮廓也更加明显。而利用估计矩阵进行串扰校正后的图像中出现大量噪声,已无法判定有效结构信息。

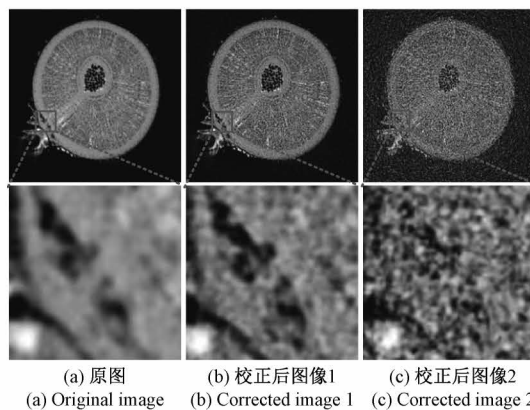


图 15 树枝 CT 图像串扰校正
Fig. 15 Crosstalk correction of the CT image of a branch

3.3 高能加速器 CT 扫描实验

高能加速器 CT 扫描成像实验平台射线源采用自制 2 MeV 加速器,焦点尺寸约 0.4 mm ;探测器采用非晶硅平板探测器,像元尺寸为 $100 \mu\text{m}$,像素矩阵 $4\ 000\times 4\ 000$ 。对图 16 所示线对卡进行测试,卡上包含 5 组线对值,分别为 $2.0, 2.5, 3.3, 4.0, 5.0 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 。CT 扫描时, $SOD =$

1 300 mm, $SDD = 1\ 500\ \text{mm}$, 射线束的等效束宽 $BW \approx 101.7\ \mu\text{m}$, 极限分辨率约为 $9.8\ \text{lp}\cdot\text{mm}^{-1}$, 积分时间为 2 s, CT 扫描一圈采集了 1 024 个投影图像。

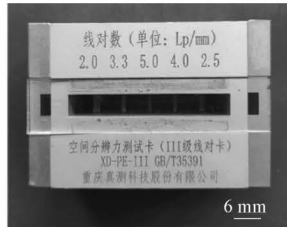


图 16 线对卡
Fig. 16 Line-pair card

本实验用于串扰校正的 PSF 大小均为 31×31 , 其中, 本文方法为采用本文方法测算获得; 估计为采用刀口法测得的 LSF , 绕中心旋转 180° 获得。

图 17(a) 为实验测得的双丝质计 CT 投影图像, 图 17(b)、(c) 分辨为应用本文方法、估计矩阵对图 17(a) 串扰校正后的结果。从细节放大图看出: 应用本文方法测算得到的矩阵校正串扰后, 线对卡的对比度相比于原图得到提高, 线对图像的空间分辨率增大, 更容易分辨。而应用估计矩阵进行串扰校正后的图像受噪声影响较大, 图像质量降低。

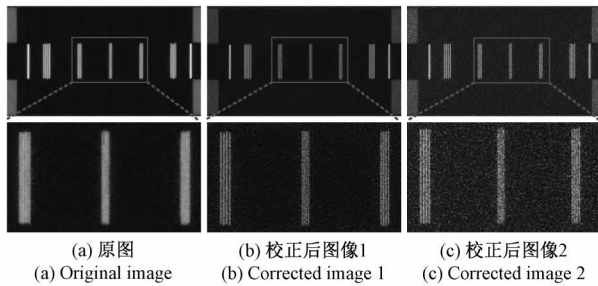


图 17 线对卡 CT 图像串扰校正

Fig. 17 Crosstalk correction of the CT image of line-pair card

图 18 为图 17 中线对灰度均值曲线, 从 $5\ \text{lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 线对均值灰度的放大图中可以看出, 应用本文方法矩阵进行串扰校正后线对灰度曲线变化明显提升。校正前后线对卡图像调制度 MTF_{CT} 情况如表 3 所示, 可见经本文方法校正后, 图像空间分辨率由不到 $4.0\ \text{lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 提升至优于 $5.0\ \text{lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 。

表 3 校正前后图像中线对的调制度

Table 3 MTFs of the line-pairs in images before and after correction

线对/($\text{lp}\cdot\text{mm}^{-1}$)	2.0	2.5	3.3	4.0	5.0
校正前/%	46.1	31.6	15.7	3.5	0
本文方法校正/%	75.4	81.0	49.8	31.2	15.3

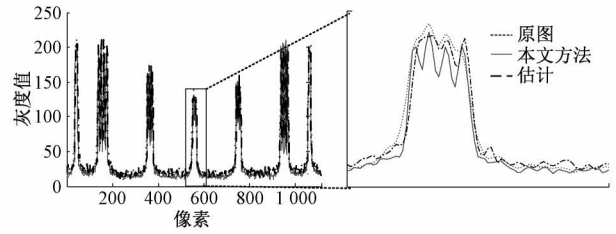


图 18 线对纵向灰度均值曲线

Fig. 18 Longitudinal gray mean curve of the line-pairs

3.4 信号串扰校正效果对比

应用融合多尺度滤波的图像锐化增强方法 MF-LIME^[15]、SSIF^[16]、M-SSIF^[17] 对 X 射线 DR 成像、低能微焦 CT 扫描和高能 CT 扫描实验图像感兴趣区域的校正效果如图 19 所示。

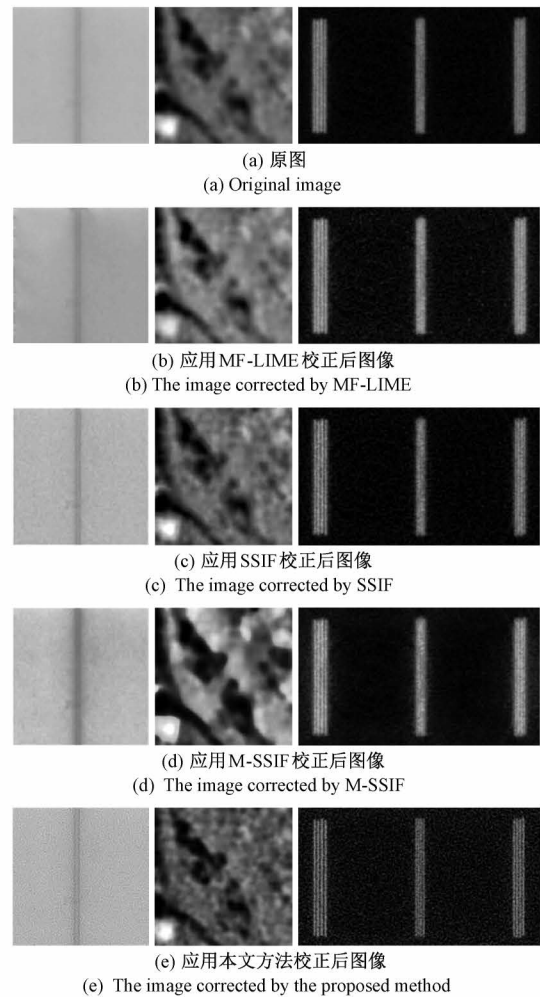


图 19 不同方法对 DR/CT 图像处理效果比较
Fig. 19 The results comparison of DR/CT image processing with different methods

图 19(a) 为实验获得的原始 DR/CT 图像, 图 19(b)~(d) 分别是应用 MF-LIME、SSIF、M-SSIF 方法增强后的图像, 图 19(e) 是通过本文方法校正后的图像。对比校正效果可见, MF-LIME 对本文实验图像的效果甚微; M-SSIF 效果不明显且存在过度锐化、噪声突出的问题; SSIF 提升了图像清晰, 图像细节变得更加突出; 本文方法针对平板探测器串扰原理进行串扰校正, 对 DR/CT 扫描的适用性更强, 对图像清晰度提升效果明显。

4 结 论

本文针对锥束 CT 的平板探测器串扰校正问题, 基于应用平板探测器的 *PSF* 反卷积投影图像去除串扰的思路, 提出一种结合刀口法测量 *LSF* 与平行束 CT 扫描重建的 *PSF* 测算方法。将本文方法应用到 X 射线 DR 成像实验、低能微焦 CT 和高能加速器 CT 扫描成像实验后, 双丝像质计 DR 图像空间分辨率由不到 $10 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 提高至优于 $25 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$, 树枝扫描的重建 CT 图像结构分辨率明显提升, 线对卡 CT 图像空间分辨率由不到 $4.0 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$ 提升至优于 $5.0 \text{ lp}\cdot\text{mm}^{-1}$, 实验验证了本文方法测算得到的 *PSF* 的准确性及其应用于信号串扰校正的有效性。但是, *PSF* 反卷积投影图像校正信号串扰方法也存在一定的局限, 图像反卷积会导致图像信噪比的降低, 在一定程度上影响图像质量, 缩小 *PSF* 进行欠串扰校正仍可在一定程度上提升图像空间分辨率。因此, 在实际应用中, 可根据空间分辨率和信噪比指标要求, 通过适当调整测得 *PSF* 后进行校正。

参考文献

- [1] LEISNER L C, TASAKA A, TREBING C T, et al. Measuring peri-implant bone lesions using low-dose cone-beam computed tomography[J]. Journal of Prosthodontic Research, 2022, 66(2): 326-332.
- [2] FIORE F, SOMMA F, D'ANGELO R, et al. Cone beam computed tomography (CBCT) guidance is helpful in reducing dose exposure to pediatric patients undergoing radiofrequency ablation of osteoid osteoma [J]. Radiologia Medica, 2022, 127(2): 183-190.
- [3] 杨 晗, 谭川东, 盛晋银, 等. 基于工业 CT 的零件内外曲面形位误差分析 [J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(11): 230-238.
YANG H, TAN CH D, SHENG J Y, et al. Form and position error analysis of inner and outer surface of parts based on the industrial CT [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021 42(11): 230-238.
- [4] 安康, 李汶芳, 段晓礁, 等. 光纤耦合 GAGG_Ce 型 X 射线探测器高分辨成像 [J]. 光学学报, 2022, 42(1): 116-126.
AN K, LI W F, DUAN X J, et al. Fiber-Coupled GAGG_Ce X-ray detector for high-resolution imaging [J]. Acta Optica Sinica, 2022, 42(1): 116-126.
- [5] TABATA K, OHTAKE R, KOIKE A, et al. The high resolution scintillator type X-ray imaging detector with Si pixel collimator [J]. Fourteenth International Conference on Correlation Optics, 2019, 11369: 190-195.
- [6] MATSUMOTO S, ITO A. High-throughput production of LuAG-based highly luminescent thick film scintillators for radiation detection and imaging [J]. Scientific Reports, 2022, 12(1): 19319.
- [7] FAN C, LI G, TAO C. Slant edge method for point spread function estimation [J]. Applied Optics, 2015, 54(13): 4097-4103.
- [8] 段晓礁, 唐天旭, 周志政, 等. 涡轮叶片锥束微纳 CT 散射校正 [J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(12): 39-47.
DUAN X J, TANG T X, ZHOU ZH ZH, et al. Scatter correction of cone-beam micro-nano computed tomography for turbine blades [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(12): 39-47.
- [9] 周日峰, 胡小龙, 唐杰, 等. 高分辨率 CCD 辐射探测器串扰校正 [J]. 原子能科学技术, 2021, 55(6): 1105-1113.
ZHOU R F, HU X L, TANG J, et al. Crosstalk correction for high-resolution CCD radiation detector [J]. Atomic Energy Science and Technology, 2021, 55(6): 1105-1113.
- [10] ANAM C, FUJIBUCHI T, HARYANTO F, et al. Automated MTF measurement in CT images with a simple wire phantom [J]. Polish Journal of Medical Physics and Engineering, 2019, 25(3): 179-187.
- [11] WU P, BOONE J M, HERNANDEZ A M, et al. Theory, method, and test tools for determination of 3D MTF characteristics in cone-beam CT [J]. Medical Physics, 2021, 48(6): 2772-2789.
- [12] 孙朝明, 汤光平, 王增勇, 等. 数字射线扫描成像系统 MTF 的测试分析 [J]. 核技术, 2016, 39(7): 41-48.
SUN CH M, TANG G P, WANG Z Y, et al. Analysis of MTF in digital radiography using linear detector array [J]. Nuclear Techniques, 2016, 39(7): 41-48.
- [13] MELNYK R, DIBIANCA F A. Modeling and measurement of the detector presampling MTF of a variable resolution X-ray CT scanner [J]. Medical Physics, 2007, 34(3): 1062-1075.
- [14] LI M, LIU J, YANG W, et al. Structure-revealing low-light image enhancement via robust retinex model [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2018, 27(6): 2828-2841.
- [15] ZHANG W H, LI G, YING Z Q, et al. A new

- underwater image enhancing method via color correction and illumination adjustment [C]. IEEE Visual Communications and Image Processing (VCIP), 2017: 1-4.
- [16] DENG G, GALETTO F, ALNASRAWI M, et al. A guided edge-aware smoothing-sharpening filter based on patch interpolation model and generalized gamma distribution [J]. IEEE Open Journal of Signal Processing, 2021, 2: 119-135.
- [17] DEMIR Y, KAPLAN N H. Low-light image enhancement based on sharpening-smoothing image filter [J]. Digital Signal Processing, 2023, 138: 104054.
- [18] 邵军明, 路宏年, 蔡慧. X射线成像系统点扩展函数理论模型及其实验验证 [J]. 光学技术, 2005 (1): 104-106.
SHAO J M, LU H N, CAI H. Research of X-ray imaging system point spread function in theory and experiment [J]. Optical Technique, 2005 (1): 104-106.
- [19] 孙绍祖, 刘今越, 史宝军. 基于改进 PSF 参数估计的仪表模糊图像复原与识别 [J]. 传感器与微系统, 2022, 41(9): 109-112, 120.
SUN SH Z, LIU J Y, SHI B J. Restriction and recognition of blurred image of instrument based on improved PSF parameter estimation [J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2022, 41(9): 109-112, 120.
- [20] LEE J M, LEE J H, PARK K T, et al. Image deblurring based on the estimation of PSF parameters and the post-processing [J]. Optik, 2013, 124(15): 2224-2228.
- [21] WATANABE H, HONDA E, KURABAYASHI T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method [J]. Dentomaxillofacial Radiology, 2010, 39(1): 28-32.
- [22] 国家市场监督管理总局, 中国国家标准化管理委员会. 无损检测射线照相检测图像质量第5部分: 双丝型像质计图像不清晰度的测定: GB/T 23901.5—2019 [S]. 全国无损检测标准化技术委员会 (SAC/TC 56), 2019.
State Administration for Market Regulation, Standardization Administration of China. Non-destructive testing-Image quality of radiographs Part 5: Determination of the image quality unsharpness and basic spatial resolution value using duplex wire-type image quality indicators: GB/ T 23901. 5—2019 [S]. National Nondestructive Testing Standardization Technical Committee (SAC/TC56), 2019.
- [23] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局, 中国国家标准化管理委员会. 无损检测工业计算机层析成像 (CT) 系统性能测试方法: GB/T 29069—2012 [S].

全国无损检测标准化技术委员会 (SAC/TC 56), 2012.
General Administration of Quality Supervision, Inspection and Quarantine of the People's Republic of China, China, Standardization Management Committee. Non-destructive testing-Test method for measurement of industrial computed tomography (CT) system performance: GB/T 29069—2012 [S]. National Technical Committee for Standardization of Nondestructive Testing (SAC/TC 56), 2012.

作者简介



安康, 2004 年于辽宁石油化工大学获得学士学位, 分别在 2008 年和 2021 年于重庆大学获得硕士学位和博士学位, 现为重庆大学副研究员, 主要研究方向为仪器科学与技术、工业 CT 技术与系统等。
E-mail: ankang@cqu.edu.cn

An Kang received his B. Sc. degree from Liaoning University of Petroleum and Chemical Technology in 2004, received his M. Sc. degree and Ph. D. degree both from Chongqing University in 2008 and 2021, respectively. He is currently an associate researcher at Chongqing University. His research interests include instrument science and technology, industrial computed tomography (CT) technology and systems, etc.



舒好, 2021 年于武汉科技大学获得学士学位, 现为重庆大学硕士研究生, 主要研究方向为仪器科学与技术、工业 CT 技术与系统。
E-mail: shuhao19991126@163.com

Shu Hao received her B. Sc. degree from Wuhan University of Science and Technology in 2021. She is currently a master student at Chongqing University. Her main research interests include instrument science and technology, industrial computed tomography (CT) technology and systems.



王珏 (通信作者), 分别在 1982 年和 1988 年于重庆大学获得学士学位和硕士学位, 现为重庆大学 ICT 研究中心主任、研究员、博士生导师, 主要研究方向为仪器科学与技术、模式识别与图像处理、工业 CT 技术与系统等。

E-mail: wangjue@cqu.edu.cn

Wang Jue (Correspondence author) received his M. Sc. and Ph. D. degree from Chongqing University in 1982 and 1988 respectively. He is currently the director of ICT Research Center at Chongqing University. He is a researcher and a Ph. D. advisor. His main research interests include instrument science and technology, pattern recognition and image processing, industrial computed tomography (CT) technology and systems, etc.