基于散射校正板的锥束微纳 CT 系统的散射校正

唐天旭[1,2], 段晓礁[1,2*], 周志政[3], 吴琦[4]

[1]重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室, 重庆 400044;
[2]重庆大学工业 CT 无损检测教育部工程研究中心, 重庆 400044;
[3]重庆真测科技股份有限公司, 重庆 401332;
[4]航空工业成都飞机工业(集团)有限责任公司, 四川 成都 610091

摘要 在锥束计算机断层扫描(CT)系统中,由于不易放置后准直器,未经校正的散射信号会导致测量信号偏离真实值,降低图像的对比度和信噪比,甚至产生伪影。利用散射校正板(BSA)可以有效估计射线穿过工件后的散射信号分布。将 BSA 散射校正方法应用于锥束微纳 CT 系统,通过在 X 射线源与工件之间放置校正板的方式获取散射分布。首先介绍了基于 BSA 散射校正的基本原理,给出了具体的实验装置和实验步骤,然后使用自主研制的锥束微纳 CT 系统对几种工件进行扫描成像,最后从 DR 投影、重建切片、三维重建图像等多个角度对图像质量进行分析。结果表明,基于 BSA 的散射校正方法能够有效减少锥束微纳 CT 系统的散射伪影,改善图像质量,验证了 BSA 方法应用于锥束微纳 CT 系统的可行性。考虑微纳 CT 射线源能量低、焦点漂移影响大等因素,可在散射校正的基础上增加硬化校正和焦点漂移校正,进一步对图像进行修正。

关键词 X 射线光学; 锥束微纳计算机断层扫描; 散射校正; 伪影

中图分类号 TN911.73 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201939.0834001

Scatter Correction Based on Beam Stop Array for Cone-Beam Micro-Computed Tomography

Tang Tianxu[1,2], Duan Xiaojiao[1,2*], Zhou Zhizheng[3], Wu Qi[4]

[1]*Key Laboratory of Optoelectronic Technology & Systems, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing* 400044, *China*;
[2]*Engineering Research Center of Industrial Computed Tomography Nondestructive Testing, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing* 400044, *China*;
[3]*Chongqing Zhence Science and Technology Co., Ltd., Chongqing* 401332, *China*;
[4]*AVIC Chengdu Aircraft Industrial (Group) Co., Ltd., Chengdu, Sichuan* 610091, *China*

Abstract In cone-beam computed tomography (CT) systems, due to the difficult placing of the rear collimator, uncorrected scatter signals can cause a deviation of the measured values from the true ones, reducing the image contrast and signal-to-noise ratio and even producing artifacts. However, a beam stop array (BSA) can be used to effectively estimate the scatter signal distribution after the beam passing through the sample. In this study, the BSA correction method is applied for a cone-beam micro-CT system; the scatter distribution is obtained by placing a correction plate between the X-ray source and the sample. First, the basic principle of BSA-based scatter correction is introduced and the specific experimental devices and steps are given. Then, several samples are analyzed with an independently developed cone-beam micro-CT system. Finally, the quality of the obtained images is evaluated based on digital radiography projections, reconstruction slices, three-dimensional reconstruction images, and so on. Results show that the BSA correction method can effectively reduce the scatter artifacts in cone-beam micro-CT systems and improve the image quality, which verifies the feasibility of applying BSA correction method to cone-beam micro-CT systems. Given the low energy of the X-ray source and the large influence of the focus drift, beam-hardening correction and focus-drift correction are also included, further improving the image quality.

收稿日期: 2019-02-15; **修回日期**: 2019-03-22; **录用日期**: 2019-04-11

基金项目: 国家重大科学仪器设备开发专项(2013YQ030629)

* **E-mail**: duan721@163.com

Key words X-ray optics; cone-beam micro computed tomography; scatter correction; artifact
OCIS codes 340.7440; 110.6960; 100.2000

1 引　言

散射信号是影响计算机断层扫描(CT)重建图像质量的重要原因之一,在重建图像上的散射伪影主要呈阴影或条纹状。散射伪影来源于康普顿散射和瑞利散射,其中瑞利散射的影响较小,主要的散射光子来源于康普顿散射。散射光子的存在使得探测器接收的光子并不全是初始光子,还包含部分散射光子[1-2]。这些散射光子使得探测器信号偏离X射线强度的真实测量结果,导致图像对比度和信噪比下降,从而降低了图像质量,甚至使图像产生伪影。

CT系统中的散射信号主要来源于工件、环境和探测器。X射线与工件原子核外电子发生作用时产生的康普顿散射是系统散射的主要来源,这部分散射的分布与工件的材料、形状以及工件到探测器的距离等有关。来源于环境的散射主要是指系统机械结构所产生的散射。此外,探测器像元的缺陷、对射线强度响应的非线性以及像元之间对射线强度响应的不一致性,都可能导致重建图像产生伪影[3-4]。线阵CT系统通常采用在靠近探测器端安置后准直器的方式,可以抑制大部分散射信号。但对于使用平板探测器的锥束CT系统,这种方式不再适用,因此需要采用其他方式来抑制散射信号或获取散射信号的分布。

Boone等[5]将目前已有的散射校正的方法归结为两种不同的类型。一类为基于硬件的校正方法,如:准直器法[6-7],通过在射线源和工件之间放置准直器来限制射束宽度,以减少工件接收的散射射线;空气隙法[8-10],通过增加探测器与工件的距离来减少探测器接收到的散射信号;过滤器法[11-12],通过在射线源与工件之间放置过滤器来提高射束的平均能量,使射线穿透工件时的散射几率降低。基于硬件的散射校正方法主要是减少探测器接收的散射量,但同时也会改变初始射线的能量和能谱分布,且因几何因素的限制,某些方法在锥束微纳CT系统中应用较为困难。另一类为基于软件的校正方法,如:卷积法[13],使用CT投影数据与核函数进行卷积、加权处理得到散射估值,该方法的计算过程比较复杂且效率不高;反卷积法[14],选择合适的散射点扩展函数,然后构造一个与散射点扩展函数特性相反的滤波器,使用该滤波器对变换到频域的图像进行滤波,最后对滤波后的图像进行反卷积运算;使用蒙特卡罗软件进行散射模拟[15-17]的方法,该方法需要知道CT系统和工件的详细参数,而在实际实验中很多参数通常是未知或者不易获取的,且该方法耗时较长。此外,也有使用散射校正板软硬件结合的方法,如BHA(Beam Hole Array)和BSA(Beam Stop Array)。基于BSA的CT系统散射校正方法[18-20],是在探测器前或射线源后放置一块具有等间隔铅柱小孔的有机玻璃板,采集两组不同的投影数据。当铅柱的长度达到要求时,就能吸收绝大部分初始射线,然后对加有散射校正板获得的投影数据进行散射信号提取、插值等一系列处理,获取散射信号的分布,最后将原始图像减去散射分布图像,即可得到校正后的图像。

BSA散射校正方法自提出后,就被研究人员广泛应用于各种CT系统的散射校正研究。Choi等[21]将该方法应用于乳腺CT系统中,即使在不需要360°全扫描的情况下,该方法依然能在乳腺CT系统中取得非常好的散射校正效果。Maltz等[22]采用BSA校正方法,将不同厚度的塑料板作为工件,研究了该方法在6 MeV高能射线下的散射校正效果,并将其与仿真结果进行了对比。张丽等[23]将一圆柱形物体作为工件,利用BSA校正方法来优化系统的散射点扩展函数,从而计算出散射衰减后的图像。

与常规锥束CT相比,微纳CT具有焦点小、检测精度高、分辨率高等特点,是一种通过无损的检测方式来研究小物体内部结构的高分辨率成像技术(空间分辨率可达微米到亚微米级),在国防、工业、医疗、航空航天等领域有着重要应用[24]。其焦点小、空间分辨率高等的特点使得散射信号对重建图像质量的影响非常严重,易使图像产生大量伪影,因此,为了获得高质量的重建图像,必须对其进行散射校正。

本文将BSA方法应用于微纳CT系统,研究了该方法在微纳CT系统中的可行性和实际效果,与上述研究大多使用较简单的工件不同,本文使用结构较复杂的电路板模块作为工件,并对其进行了实际成像和分析。同时,与大多数研究只进行单一的散射校正不同,为了更好地改善微纳CT系统重建图像的质量,本研究将BSA散射校正与射束硬化、焦点漂移校正相结合,实现了综合校正。

2　实验原理及步骤

2.1　实验原理

实验时，散射校正板被置于射线源与工件之间，扫描示意图如图 1 所示，有关散射校正板以及校正板安放位置的选取论证，将在下述实验装置部分进行详细介绍。

实验时需对工件进行两次扫描，定义相同扫描参数条件下的两组 CT 扫描。扫描一：只对工件进行一组 CT 扫描，原理如图 2(a)所示，设 X 射线源发出的初始射线强度为 I_0，经工件衰减后强度变为 I_1，探测器接收到的散射信号强度为 S，探测器接收到的总的射线强度为 C_1。扫描二：在射线源与工件之间放置散射校正板，采集一组 CT 扫描数据，原理如图 2(b)所示，原始 X 射线源发出的射线强度为 I_0，经铅柱衰减后的强度为 I_2，经工件衰减后的强度为 I_3，探测器接收到的射线强度为 C_2。

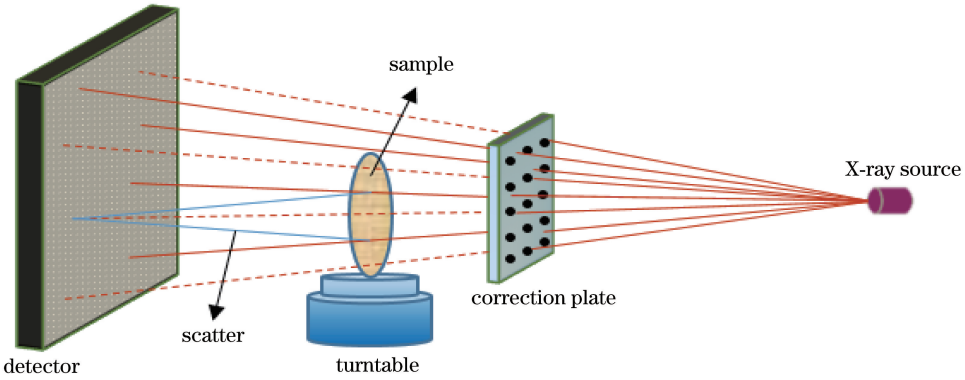

图 1　扫描示意图

Fig. 1　Schematic of scanning

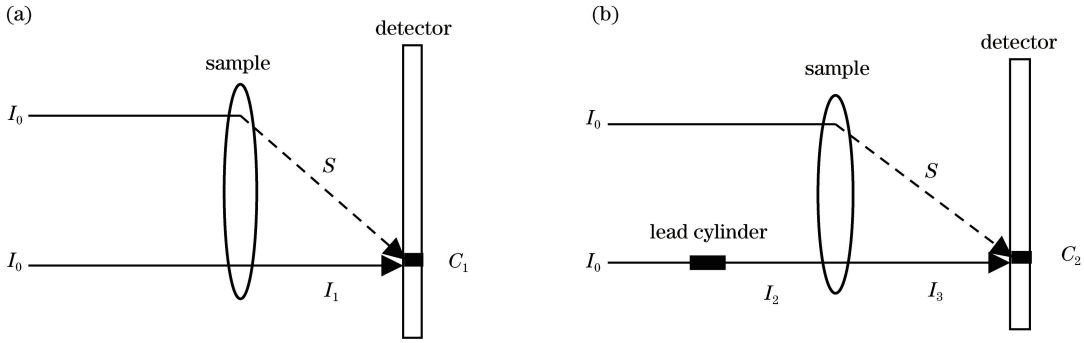

图 2　BSA 散射校正原理。(a)扫描一；(b)扫描二

Fig. 2　Principles of BSA scatter correction. (a) Scan 1; (b) scan 2

对于扫描一，根据比尔定理，有

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu_1 l_1), \tag{1}$$

式中：μ_1 为工件衰减系数；l_1 为工件厚度。在理想情况下，希望探测器接收到的信号全部来自于 I_1，I_1 即为本文需要求得的散射校正后的射线强度，但由于散射信号 S 的存在，实际探测器接收到的射线信号强度为

$$C_1 = S + I_1 = S + I_0 \exp(-\mu_1 l_1)。 \tag{2}$$

同理，对于扫描二，有

$$I_2 = I_0 \exp(-\mu_2 l_2), \tag{3}$$

$$I_3 = I_2 \exp(-\mu_1 l_1), \tag{4}$$

式中：μ_2 为铅的衰减系数；l_2 为铅柱的长度。探测器接收到的射线强度为

$$C_2 = S + I_3 = S + I_2 \exp(-\mu_1 l_1) = S + I_0 \exp(-\mu_1 l_1 - \mu_2 l_2), \tag{5}$$

当铅柱的长度达到一定值时，初始射线可被全部吸收，此时有 $I_3 = I_2 = 0$，则铅柱投影位置探测器接收到的信号全部来自于散射信号，可提取该点散射信号 $S = C_2$。

使用三次插值算法对提取的铅柱投影质心位置的散射信号进行插值处理后，即可拟合整幅散射分布图像，再利用原始图像减去散射分布图像，就能得到新的经过散射校正后的投影图像，然后用新的投影图像进行重建，即可获得散射校正后的重建图像。

2.2　实验步骤

使用 BSA 校正方法进行散射校正的步骤如下：

1)对工件进行两组扫描，获得投影数据。一组为原始工件投影数据，另一组为添加散射校正板后的投影数据。两次扫描必须保证工件无相对位移，且各项扫描参数相同。在完成第二组扫描之后，需保持校正板不动，取下工件，对校正板进行一次单独的DR(Digital Radiography)投影。这样做，一方面可以利用该次扫描数据确定散射信号的位置，从而精确、有效地提取散射信号；另一方面也可以检验实验中校正板等的稳定性。2)图像处理，对步骤1)中获得的投影数据进行一系列散射提取、插值等处理，以获得散射分布，然后将原始图像减去散射分布图像，最后用经过散射校正后的投影图像进行重建，整个流程如图3所示。

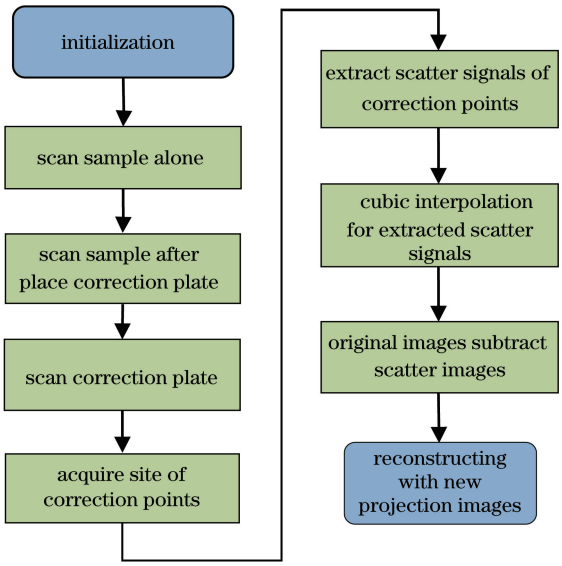

图3　BSA散射校正流程图

Fig. 3　Flow chart of scatter correction process based on BSA

3　实验硬件及软件

3.1　实验装置

区别于以往的常规CT系统，本文将BSA校正方法应用于微纳CT系统。所采用的微纳CT系统是在国家重大科学仪器设备开发专项项目支持下，由重庆大学、重庆真测科技股份有限公司、中国科学院高能物理研究所、中国工程物理研究院等10家单位联合研制开发的仪器设备。目前已形成三个系列10种型号的产品，射线能量范围为20～160 kV，最大检测样品尺寸为5～150 mm，最高空间分辨力优于100 nm。本实验使用的是CD-130BX/μCT型微纳CT系统，其射线源的生产商为日本滨松光子学株式会社，所使用的平板探测器来自帕金埃尔默公司，射线源的焦点尺寸可达7～10 μm，空间分辨率可达1～5 μm，最大检测对象的直径为130 mm。微纳CT系统的外观如图4(a)所示，图4(b)为其内部结构。

实验使用的散射校正板为10 cm×10 cm的有机玻璃板，打孔数量为30×30，孔间距为2.5 mm，铅柱孔直径为1 mm，孔深与有机玻璃板的厚度一致，均为3 mm，可吸收本实验射线源150 kV射线能量下的初始射线。仿真计算后采取一定的冗余度，并结合实验验证，在不放置工件的情况下，将校正板紧贴平板探测器端，测得铅柱投影位置信号基本为本底信号，由此可确定3 mm长铅柱可以吸收实验中的绝大部分原始信号。校正板实物如图5(a)所示，工件为一块取自移动硬盘的电路板，实物如图5(b)所示。

在理论上，散射校正板可以有两种放置方法，一种为放置在X射线源与工件之间，另一种为工件与平板探测器之间。对于校正板位置的确定，使用同一工件，在扫描参数(扫描电压为120 kV、扫描电流为200 μA)相同的情况下，对两个位置分别进行对比实验，投影图像各区域的说明如图6所示。当校正板置于工件与探测器之间时，工件区域的平均散射信号约占空气区域信号强度的3.83%，约占未经

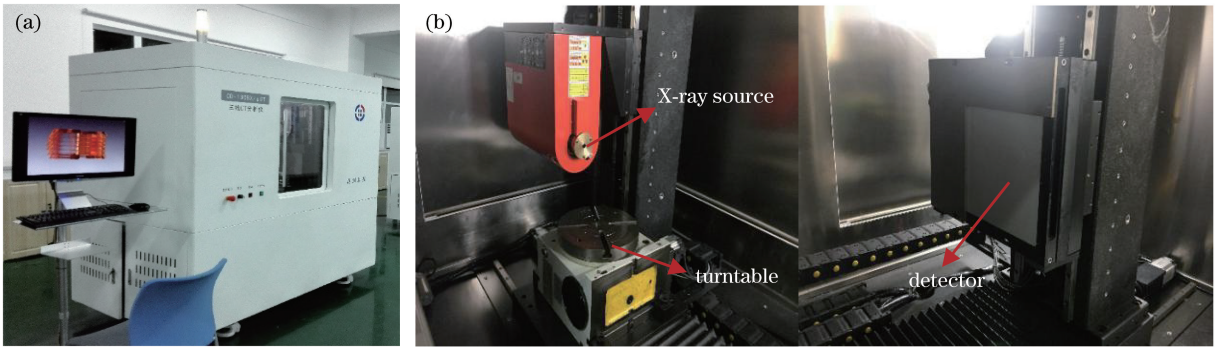

图4　微纳CT系统的外观及内部结构。(a)外观；(b)内部结构

Fig. 4　Appearance and internal structures of micro-CT system. (a) Appearance; (b) internal structure

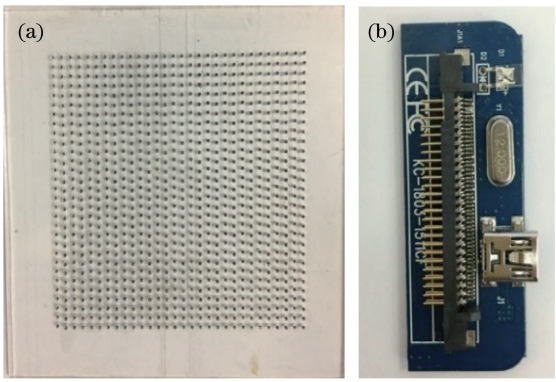

图 5　校正板和实际工件。(a)校正板;(b)实际工件

Fig. 5　Correction plate and true sample.
(a) Correction plate; (b) true sample

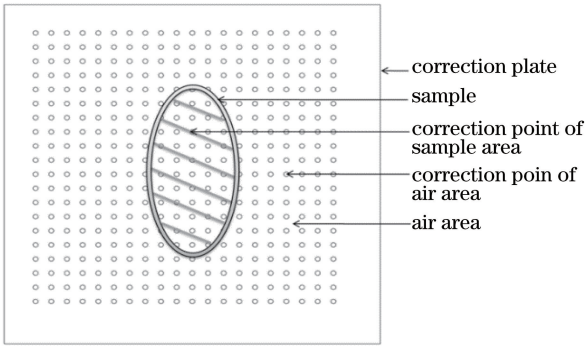

图 6　校正板各区域示意图

Fig. 6　Schematic of each area of correction plate

校正原始信号的 5.00%;当校正板置于射线源与工件之间时,这两个值分别约为 8.03%和 13.14%。由此可见,当校正板放置在不同位置时,对散射信号分布的估计是不同的。对于前一种放置方式,校正板会影响穿过工件前的初始射线,同时考虑微纳 CT 为提高空间分辨率,需保证足够的放大倍数,物体一般紧靠射线源放置,而校正板只能放置在靠近探测器一端。

3.2　实验环境

CD-130BX/μCT 型微纳 CT 系统的主要扫描参数和重建参数如表 1 所示。

3.3　图像重建

校正程序使用 MTALAB 进行开发,运行程序前需采集三组投影数据,按其扫描顺序分别为单独工件、校正板加工件和单独校正板投影。单独采集的一幅校正板图像用于确定每一个铅柱投影区域质心的坐标,其中一个铅柱投影约占以质心为圆心、7 个像素大小为半径的圆形的面积。为了避免可能因 X 射线入射方向或者铅柱长度在投影图像边缘所造成的半影区的影响,只取以质心位置相邻 5 个像素大小的区域,并以该区域的最小值作为质心处

表 1　微纳 CT 系统的主要扫描参数和重建参数

Table 1　Main scanning and reconstruction parameters of micro-CT system

Parameter	Value
Scan voltage /kV	120
Scan current /μA	200
Focus size /μm	10
Total indexing	500
Frame number in one indexing	3
Projection image size /(pixel×pixel)	1024×1024
Reconstruction image size /(pixel×pixel)	800×800
X-ray source-to-rotating distance /mm	416.9
X-ray source-to-detector distance /mm	1125.9

散射信号的强度值,待每一处投影位置的散射值确定后,使用三次插值即可拟合整幅散射分布图像。最后将单独工件投影图像减去对应的散射分布图像,即可得到散射校正后的投影图像,并将其用于重建。程序流程如图 7 所示。

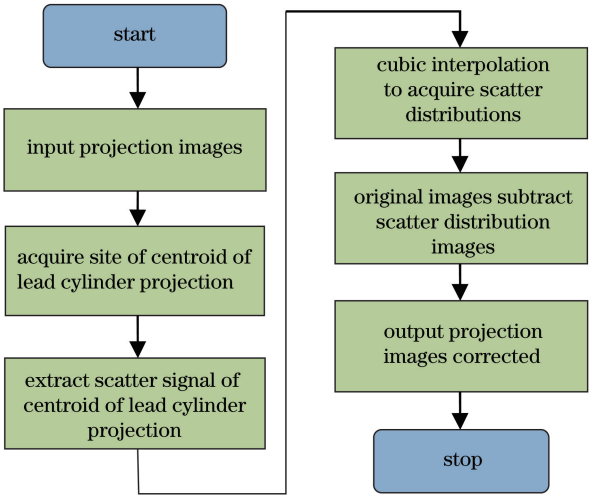

图 7　校正程序流程图

Fig. 7　Flow chart of correction program

图像重建软件使用自主研发的 CDVAS 4.0,其界面如图 8 所示,该软件具有快速三维图像重建、图像分割、多种重建算法可选等特点。利用该软件,选用 FDK(Feldkamp-Davis-Kress)重建算法,可以实现校正前后工件的三维重建图像以及切片显示。

4　分析与讨论

4.1　实验结果及分析

图 9(a)为原始 DR 投影图像,图 9(b)为采用 BSA 方法散射校正后的 DR 投影图像。取两幅 DR 图像在同一位置(黑色虚线处)的灰度值并做归一化

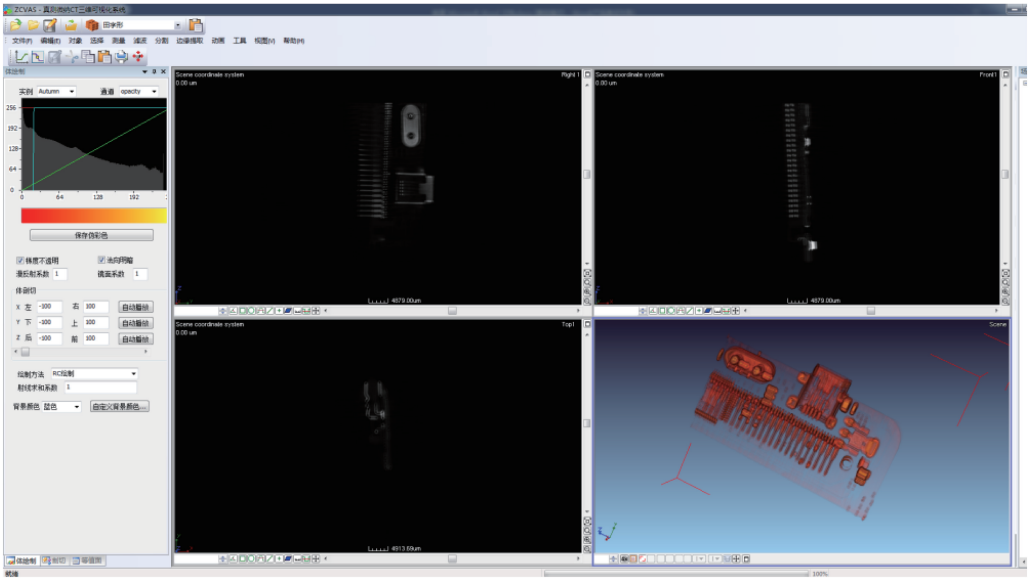

图 8　重建软件 CDVAS 4.0 的界面

Fig. 8　Interface of reconstruction software CDVAS 4.0

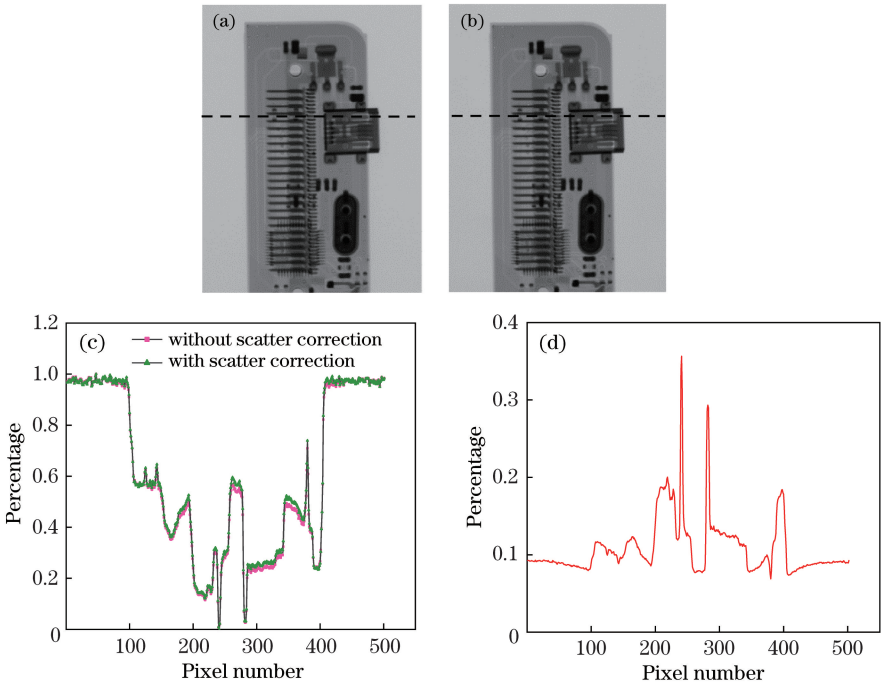

图 9　校正前后 DR 投影图像以及灰度对比和散射信号占原始信号的百分比。(a)原始 DR 投影图像；(b)校正后的 DR 投影图像；(c)校正前后的灰度；(d) 散射信号占原始信号的百分比

Fig. 9 DR projection images and gray contrast before and after correction, and percentage of scatter signal to original signal. (a) DR projection image before correction; (b) DR projection image after correction; (c) gray before and after correction; (d) percentage of scatter signal to original signal

处理，结果如图 9(c)所示。从图 9(c)可以看出，工件投影区域校正后的值总体上明显高于校正前的值，这是因为经过散射校正后，散射信号被滤除，使得探测器接收的可用初始信号比例增大，而在空气投影区域因为散射信号量较少，因此校正前后的差距并不大。图 9(d)为该位置上散射信号占未经校正原始信号的百分比，曲线很好地与预期相符；在散射信号较少的空气区域，百分比较小，但在散射信号主要的产生区域——工件区域，散射信号占原始信号的百分比较大，最高约为 35.6%，平均约为 13.1%。由此可见，工件区域的原始信号中包含大量的散射信号。

为了更加有效地对比校正前后的结果，对切片

图像进行分析。图 10(a)、(b)分别为校正前后的切片图像，可以明显看出校正后工件的结构比校正前更加清晰，对比度也更高，尤其是工件金属插条部位。为了定量分析校正前后的结果，对校正前后切片图像上同一位置(红色虚线)处的线性灰度值进行分析，结果如图 10(c)所示。在线性灰度值对比图中可以看出，对于工件区域，校正后曲线的灰度值明显高于校正前，尤其在散射较严重的金属插条区域；而对于空气区域，校正后的灰度值总体低于校正前。这一结果与散射校正理论结果相吻合。因为经过散射校正后，工件区域的结构更加清晰，对比度提高，相应的灰度值也得以提高，而空气区域因为散射信号减少使得灰度值降低。切片图像的主观感受和线性灰度变化的客观分析结果都表明，校正后的切片图像上的伪影得到了很好的抑制，图像的对比度明显提高，说明校正是有效的。

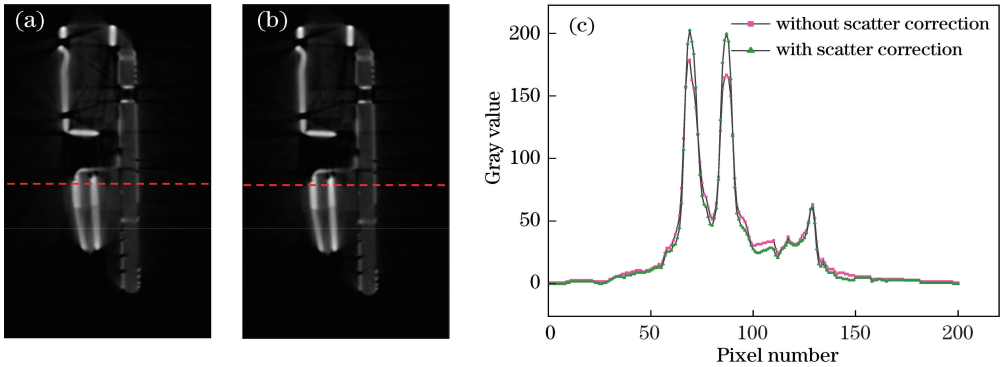

图 10　校正前后的切片图像及线性灰度对比。(a)校正前的切片图像；(b)校正后的切片图像；(c)线性灰度对比

Fig. 10　Slice images and linear gray contrast before and after correction. (a) Slice image before correction; (b) slice image after correction; (c) linear gray contrast

为了定量评估校正前后图像的表现，采用文献[25]的对比度噪声比(CNR)进行分析。图像的对比度噪声比常用于评估图像细节检出的可能性，以判定细节是否可识别。对于可识别的细节，其图像的对比度噪声比必须大于某个阈值——人眼识别该细节图像所需的最小对比度噪声比[25]。对比度噪声比的计算公式为

$$R_{\mathrm{CNR}}=\frac{|S_{\mathrm{A}}-S_{\mathrm{B}}|}{\sigma},\tag{6}$$

式中：S_{A} 为所选取的感兴趣区域工件部位的灰度均值；S_{B} 为工件相邻背景(空气区域)的灰度均值；σ 为相邻背景区域的局部标准差。分别取校正前后图像的两个局部(如图 11 所示)计算 CNR，区域 a 所选背景区域的面积为 5 pixel×45 pixel，区域 b 所选背景区域的面积为 5 pixel×40 pixel，选取的工件区域与对应的背景区域大小相同，计算结果如表 2 所示。从表 2 中可以看出，校正后 a、b 两个位置的对比度噪声比均明显高于校正前，分别提高了 28.5% 和 21.4%，表明校正后的图像细节更加清晰。

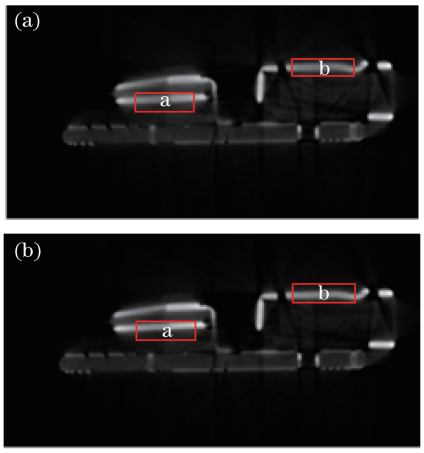

图 11　校正前后的切片图像。(a)校正前；(b)校正后

Fig. 11　Slice images before and after correction. (a) Before correction; (b) after correction

表 2　校正前后切片图像的对比度噪声比

Table 2　CNR of slice images before and after correction

CNR	Area a	Area b
Without scatter correction	12.03	13.57
With scatter correction	15.46	16.47

为了更加直观地观察散射信号，本研究使用 CDVAS 4.0 图像重建软件对散射信号进行三维重建，结果如图 12(a)所示。图 12(b)为对应的实际工件的正面。结果表明，散射信号三维重建图的轮廓与实际工件吻合。此外，还选取了其中一幅原始 DR 投影图像，从中提取散射信号，并展示了散射信号的分布，亦与理论经验相符，结果如图 12(c)所示。

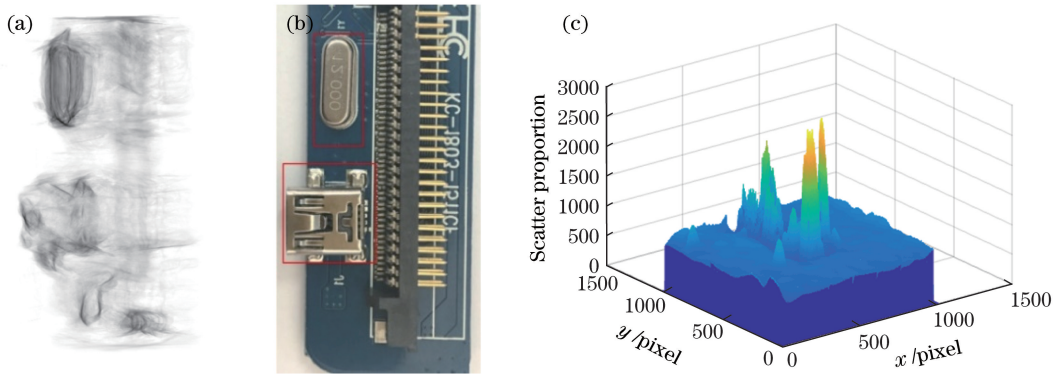

图 12　散射信号的三维重建图与分布。(a) 散射信号的三维重建图;(b)散射信号对应的实际工件的正面;(c)散射比例分布

Fig. 12 Three-dimensional reconstruction images of scatter signals and distributions of scatter proportion. (a) Three-dimensional reconstruction image of scatter signals; (b) front of true sample corresponding to scatter signals; (c) distributions of scatter proportion

在散射校正的基础上,采用增加滤波片的方式进行射束硬化校正。同时在系统中添加滤波片和散射校正板,滤波片为 65 锰钢合金材料,厚度为 0.1 mm,密度为 7.85 g/cm^3。从图 13 可以看出,在同等灰度拉伸条件下,经过硬化和散射综合校正后,图像质量明显高于单一散射校正和原始图像,单一 BSA 散射校正后存在的少量伪影得到了很好的抑制,工件的细节更加清晰。可见,BSA 散射校正结合硬化的方法能够更好地抑制伪影,提高图像质量。

图 13　三维重建图对比。(a)校正前的三维重建图;(b) BSA 散射校正后的三维重建图;(c)硬化和 BSA 散射综合校正后的三维重建图

Fig. 13 Contrast of three-dimensional construction images. (a) Three-dimensional construction image before scatter correction; (b) three-dimensional construction image after BSA scatter correction; (c) three-dimensional reconstruction image after BSA scatter correction in combination with beam-hardening correction

对于微纳锥束 CT 系统,必须考虑射线源焦点偏移的影响,因此也对散射加焦点偏移综合校正进行了研究。采用十字定位方法结合 BSA 对超声波电路板模块进行了焦点偏移校正和散射校正成像。基本思路是通过一个固定的十字架来获取焦点偏移量,然后根据获得的偏移量对每一分度下工件的投影图像进行校正,最后利用新图像进行重建。图 14(a)为加有十字架后的一幅投影图像。使用标准圆分析方法对校正前后的图像进行分析,即选定切片上具有圆形结构的部位,对校正前后该圆形部位的圆度进行分析,其值越接近 1,表示越接近工件的真实结构。图 14(b)、(c)为选定的切片位置以及圆形结构位置。图 14(d)、(e)、(f)、(g)分别为原始图像以及焦点偏移校正、BSA 散射校正、BSA 散射加焦点偏移综合校正后的圆度分析结果。可见,采用 BSA 散射加焦点漂移综合校正后,圆形部位的圆度值明显大于未校正和单一散射校正后的结果,说明综合校正后的图像更接近实际工件的结构。这表明,BSA 散射加焦点漂移综合校正能够更加有效地减少伪影,进一步提高图像质量。

4.2　实验误差分析

实验时,对工件加校正板的投影图像采集完毕之后,还需要对校正板进行一次单独的投影图像的采集,在此过程中可能会因人为操作失误或者舱门运动产生抖动,进而引起校正板发生较大位移,这时采集到的投影数据是不可用的,因此在对投影

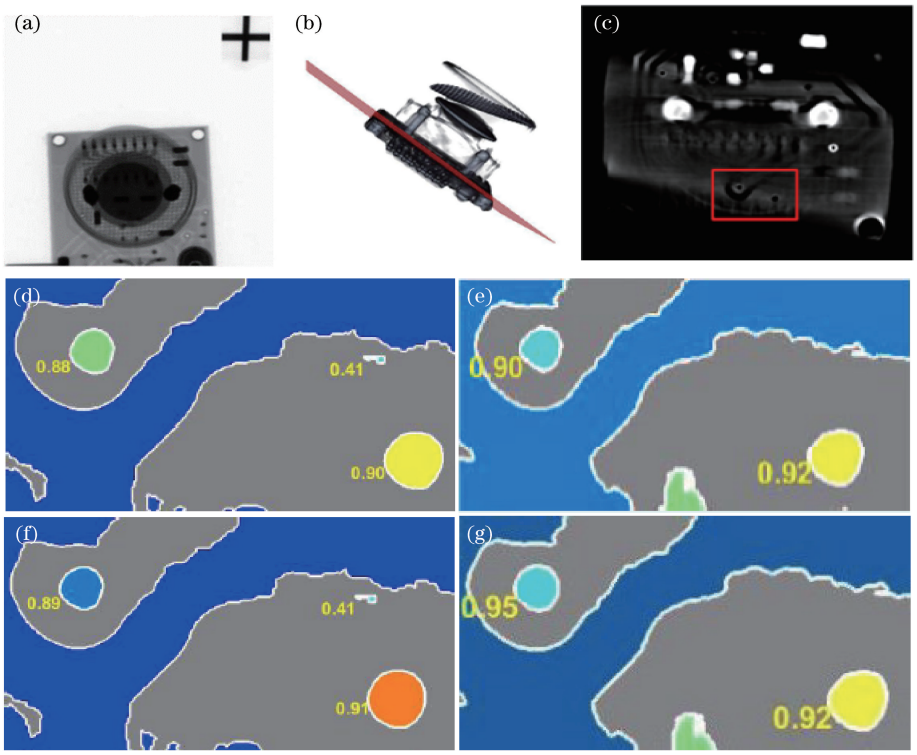

图 14　散射加焦点偏移综合校正圆度分析结果。(a)投影图;(b)切片位置;(c)切片图;(d)未校正;(e)焦点偏移校正;(f)散射校正;(g)焦点漂移加散射综合校正

Fig. 14　Roundness analysis results of scatter correction in combination with focus-drift correction. (a) Projection image; (b) site of slice; (c) slice image; (d) without correction; (e) focus-drift correction; (f) scatter correction; (g) scatter correction in combination with focus-drift correction

数据进行分析前,必须对校正板的稳定性进行校核。图 15 展示了实验中校正板发生位移的对比情况,用单独校正板投影减去对应分度位置的工件加校正板投影。图 15(a)为校正板发生位移的情况,对局部放大后可以发现,铅柱位置呈白色月牙形。图 15(b)是没有发生位移的情况,局部放大之后依然只能看到黑色背景。这与理论经验相符,因为校正板发生位移将会导致图像上铅柱的投影位置同样发生位移,使得两组图像铅柱的投影不能完全重合。

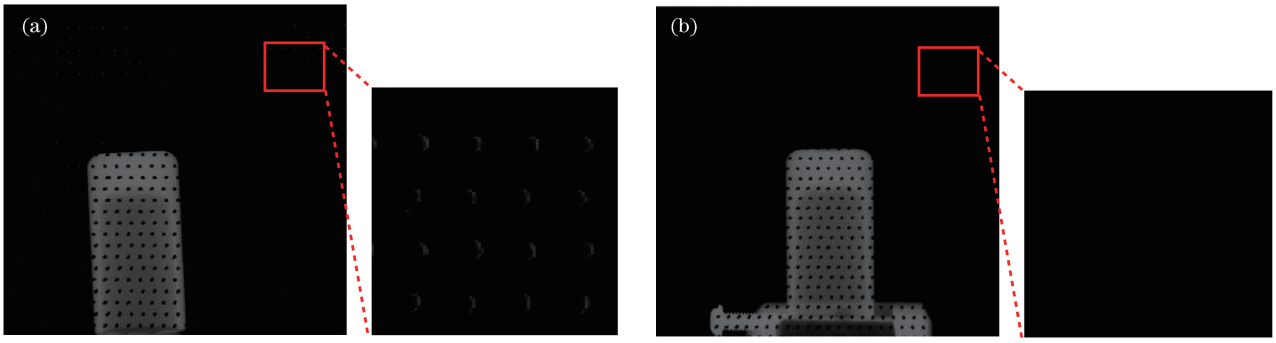

图 15　校正板的稳定性校验结果。(a)发生位移;(b)未发生位移

Fig. 15　Stability calibration of correction plate. (a) With drift; (b) without drift

在进行单独的工件扫描后,需开启舱门加入校正板再采集一组投影数据,在此过程中同样可能因人为操作失误或者舱门及转台的运动而引起工件发生较大位移,因此必须对工件的稳定性进行校验。经过理论分析可得,如果工件并未发生较大的位移误差,将单独工件投影图像减去对应分度位置加有校正板的投影图像,得到的图像应该只能看到铅柱投影,在原本工件区域不会出现明显的工件轮廓,如图 16 所示,此时的投影数据即是可用的,否则不可用。

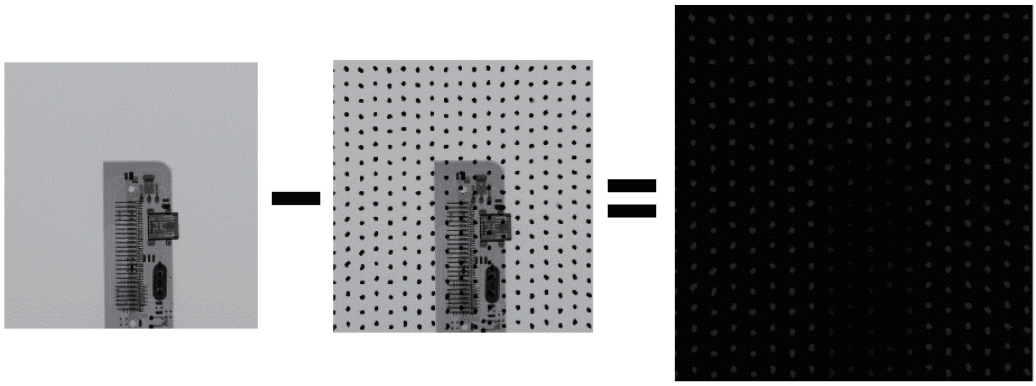

图 16　工件稳定性校验结果

Fig. 16　Stability calibration of sample

5　结　论

采用 BSA 校正方法对锥束微纳 CT 系统的散射校正进行研究。对 DR 投影图和重建切片图像进行分析，无论是在直观的图像表现上，还是基于线性灰度变化曲线和对比度噪声比进行客观的定量分析，结果均表明，经过 BSA 方法散射校正后的图像伪影得到了很好的抑制。为了更加直观地观察散射校正的结果，本研究使用 CDVAS 4.0 软件对工件和散射信号进行三维重建。在同等灰度拉伸条件下，采用 BSA 方法散射校正后的三维重建图像中的伪影明显少于未校正的图像，工件细节清晰可见。此外，在散射校正的基础上增加硬化校正和焦点漂移校正，结果显示，经过综合校正后的图像质量相比于单一散射校正进一步提高。校正前后的 DR 投影图像、重建切片图像和三维重建图像的结果均表明，将 BSA 校正方法应用于锥束微纳 CT 系统散射校正是可行的。此外，将 BSA 散射校正方法与硬化校正和焦点偏移校正结合起来，能够取得更佳的校正效果，获得更高质量的重建图像。

参　考　文　献

[1] Rong J Y, Liu W L, Gao P, *et al*. The review of scatter suppression methods in cone beam CT[J]. Computerized Tomography Theory and Applications, 2016, 25(2): 235-250.
戎军艳, 刘文磊, 高鹏, 等. 锥束 CT 散射抑制方法综述[J]. CT 理论与应用研究, 2016, 25(2): 235-250.

[2] Liu J B, Xi X Q, Han Y, *et al*. A new scattering artifact correction method based on K-N formula for cone-beam computed tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(11): 1134001.
刘建邦, 席晓琦, 韩玉, 等. 基于 K-N 模型的锥束 CT 散射伪影校正方法[J]. 光学学报, 2018, 38(11): 1134001.

[3] Zhang G Q, Zhou H, He Y, *et al*. Ring artifacts correction of computerized tomography image based on polar-coordinate transform[J]. Acta Optica Sinica, 2012, 32(5): 0534001.
张国强, 周虎, 和友, 等. 基于极坐标变换去除计算机层析图像环形伪影[J]. 光学学报, 2012, 32(5): 0534001.

[4] Chen S Y, Li L, Yan B, *et al*. Ring artifacts correction method based on dynamic current for cone beam CT[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(6): 0634001.
陈思宇, 李磊, 闫镔, 等. 基于动态电流的锥束 CT 环状伪影校正方法[J]. 光学学报, 2016, 36(6): 0634001.

[5] Boone J M, Arnold B A. A scatter correction algorithm for digitally acquired radiographs (SCADAR)[J]. Proceedings of SPIE, 1985, 535: 122-128.

[6] Shen S Z, Bloomquist A K, Mawdsley G E, *et al*. Effect of scatter and an antiscatter grid on the performance of a slot-scanning digital mammography system[J]. Medical Physics, 2006, 33(4): 1108-1115.

[7] Siewerdsen J H, Moseley D J, Bakhtiar B, *et al*. The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors[J]. Medical Physics, 2004, 31(12): 3506-3520.

[8] Neitzel U. Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: a model calculation[J]. Medical Physics, 1992, 19(2): 475-481.

[9] Krol A, Bassano D A, Chamberlain C C, *et al*. Scatter reduction in mammography with air gap[J]. Medical Physics, 1996, 23(7): 1263-1270.

[10] Persliden J, Carlsson G A. Scatter rejection by air gaps in diagnostic radiology. Calculations using a Monte Carlo collision density method and consideration of molecular interference in coherent scattering[J]. Physics in

Medicine and Biology, 1997, 42(1): 155-175.

[11] Kwan A L, Boone J M, Shah N. Evaluation of X-ray scatter properties in a dedicated cone-beam breast CT scanner[J]. Medical Physics, 2005, 32(9): 2967-2975.

[12] Mail N, Moseley D J, Siewerdsen J H, *et al*. The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality[J]. Medical Physics, 2009, 36(1): 22-32.

[13] Naimuddin S, Hasegawa B, Mistretta C A. Scatter-glare correction using a convolution algorithm with variable weighting[J]. Medical Physics, 1987, 14(3): 330-334.

[14] Seibert J A, Boone J M. X-ray scatter removal by deconvolution[J]. Medical Physics, 1988, 15(4): 567-575.

[15] Zbijewski W, Beekman F J. Efficient Monte Carlo based scatter artifact reduction in cone-beam micro-CT[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2006, 25(7): 817-827.

[16] Poludniowski G, Evans P M, Hansen V N, *et al*. An efficient Monte Carlo-based algorithm for scatter correction in keV cone-beam CT[J]. Physics in Medicine and Biology, 2009, 54(12): 3847-3864.

[17] Kyriakou Y, Riedel T, Kalender W A. Combining deterministic and Monte Carlo calculations for fast estimation of scatter intensities in CT[J]. Physics in Medicine and Biology, 2006, 51(18): 4567-4586.

[18] Ning R L, Tang X Y, Conover D. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging[J]. Medical Physics, 2004, 31(5): 1195-1202.

[19] Li S L, Zhang L, Chen Z Q, *et al*. X-ray scatter correction algorithm for 450 keV cone-beam CT system [J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2006, 26(6): 908-911.
李双镭, 张丽, 陈志强, 等. 450 keV 锥束 CT 系统的散射校正研究[J]. 核电子学与探测技术, 2006, 26(6): 908-911.

[20] Cai W X, Ning R L, Conover D. Scatter correction using beam stop array algorithm for cone-beam CT breast imaging[J]. Proceedings of SPIE, 2006, 6142: 61423E.

[21] Choi Y W, Choi J G, Kim Y S, *et al*. Scatter characterization using a beam-stop-array algorithm for digital breast tomosynthesis[J]. Journal of the Korean Physical Society, 2013, 63(11): 2239-2246.

[22] Maltz J S, Gangadharan B, Vidal M, *et al*. Focused beam-stop array for the measurement of scatter in megavoltage portal and cone beam CT imaging[J]. Medical Physics, 2008, 35(6Part1): 2452-2462.

[23] Zhang L, Gao H W, Chen Z Q, *et al*. Plate detetor cone-beam CT system: ring artifacts study andcorrection [C]//5th National Conference on Nuclear Instruments and Its Applications, November 11-14, 2005, Haikou. [S.l.: s.n.], 2005: 199-200, 118.
张丽, 高河伟, 陈志强, 等. 平板探测器锥束 CT 系统: 杯状伪影分析与校正[C]//全国第 5 届核仪器及其应用学术会议, 11 月 11 日—14 日, 2005, 海口. [S.l.: s.n.], 2005: 199-200, 118.

[24] Wang C X, Zeng L, Yu W. An analytic-iterative reconstruction algorithm for micro-and nano-CT[J]. Chinese Journal of Stereology and Image Analysis, 2017, 22(3): 299-306.
王成祥, 曾理, 余维. 解析-迭代重建算法在微纳 CT 中的应用[J]. 中国体视学与图像分析, 2017, 22(3): 299-306.

[25] Zheng S C. Image quality of digital radiographic detection[J]. Nondestructive Testing Technology, 2016, 40(1): 14-17.
郑世才. 数字射线检测图像质量[J]. 无损探伤, 2016, 40(1): 14-17.