

# Micro CT 中混叠伪影的消除\*

罗召洋 杨孝全 孟远征 邓 勇†

(华中科技大学武汉光电国家实验室(筹)生物医学光子学研究部, 武汉 430074)

(2009 年 1 月 18 日收到; 2010 年 3 月 9 日收到修改稿)

Micro CT 系统是近几年发展起来的具有极高空间分辨率和探测灵敏度的一种成像技术, 专门用于对小动物进行成像, 并被广泛应用于药物开发, 肿瘤检测. Micro CT 的这种高分辨率使存在于 CT 中的混叠伪影在 Micro CT 中更为突出, 成为影响图像质量, 降低图像分辨率的主要因素. 本文模拟分析了伪影产生的机理, 并提出了一种直接对重构的切片图进行伪影分析及消除的算法, 能快速有效的消除 Micro CT 切片图像里的混叠伪影, 伪影消除率达 70% 以上, 并且使图像的对比度提高.

**关键词:** Micro CT, 混叠伪影, 自适应滤波

**PACC:** 8170J

## 1. 引 言

Micro CT 是近几年来发展起来的一种高分辨率的层析成像系统, 专门用于对小动物进行成像, 并被广泛应用于药物开发, 肿瘤检测. 相比于已广泛应用于医学工业领域的普通 CT 来说, Micro CT 分辨率和灵敏度更高, 成像质量更好. Micro CT 的出现主要依赖于近几年工业制造技术上的二大突破: 一是微焦点射线源, 二是高分辨率 X 射线探测器. 为了方便对活体成像, 现在的 Micro CT 系统普遍采用源-探测器绕样本旋转的机架系统结构, 如图 1 所示.

Micro CT 目前广泛采用 FDK 重建算法, 该算法具有速度快, 精度较高的特点<sup>[1-3]</sup>, 然而在重构结果中, 经常有沿图像中心向外呈辐射状, 并具有锯齿特点的伪影. 这种伪影叫混叠伪影, 或者又叫锯齿伪影 (Aliasing Artifacts)<sup>[4]</sup>. 混叠伪影是一种广泛存在于电子成像系统的伪影, 如电视广播系统中的图像压缩及恢复, 图像的数字化的过程、彩色 CCD 成像<sup>[5]</sup>、PET、数字 X 射线成像、CT 等. 图 2 中所示的是本实验搭建的 Micro CT 系统对兔子成像后重构的兔子腿骨切片<sup>[6]</sup>, 图 2(b) 中的白色箭头所指的即为混叠伪影.

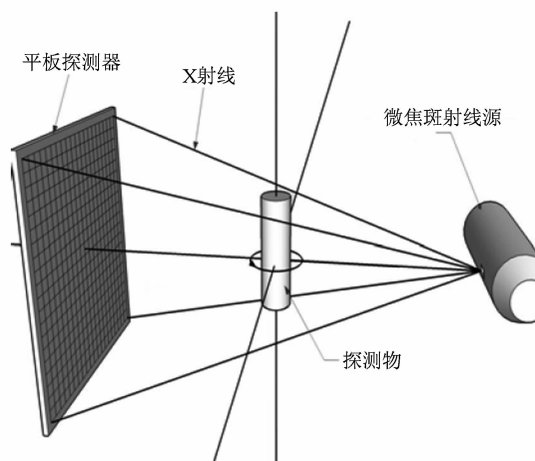


图 1 锥束 Micro CT 原理图

目前对于混叠伪影的处理主要从两种模型机理出发: 微扫模型 (Microscan Model)、预滤波模型 (Prefiltering Model)<sup>[7]</sup>. 如飞焦斑法、移像法都属于微扫模型, 但是这种方法增加硬件成本且牺牲扫描时间; 而预滤波模型由于 X 射线不同于可见光, 没有有效的空间滤波器, 所以常用于可见光成像系统. 基于这两种模型, 国内外有许多课题组提出各种方法. 如 Hoeschen 小组提出了一种投影数据分组重构叠加的方法来消除伪影<sup>[8]</sup>; 美国通用电气公司的飞焦斑法专利<sup>[9]</sup>都属于 Microscan Model. 在 FDK

\* 国家高技术研究发展计划(批准号:2006AA020801); 国家自然科学基金(批准号:30727002)资助的课题.

† 通讯联系人. E-mail: ydeng@mail.hust.edu.cn

重建算法中采用低通滤波函数对投影数据进行滤波,如高斯滤波函数,就是一种使用 Preferring Model 法消除伪影. 其他方法如 Shuai 小组提出一种结合呼吸门控及多呼吸相重构叠加的技术<sup>[10]</sup>,Badea 等则对门控技术进行了系统的研究<sup>[11]</sup>. 这些技术都只

适应某些特殊情形或者效果一般,有些技术甚至需要更加复杂精细的 CT 采样机械结构设计,如飞焦斑法(或移像法),有的则会增加噪声或者使分辨率降低,如数据分组重构叠加法就会降低重构图像的分辨率.

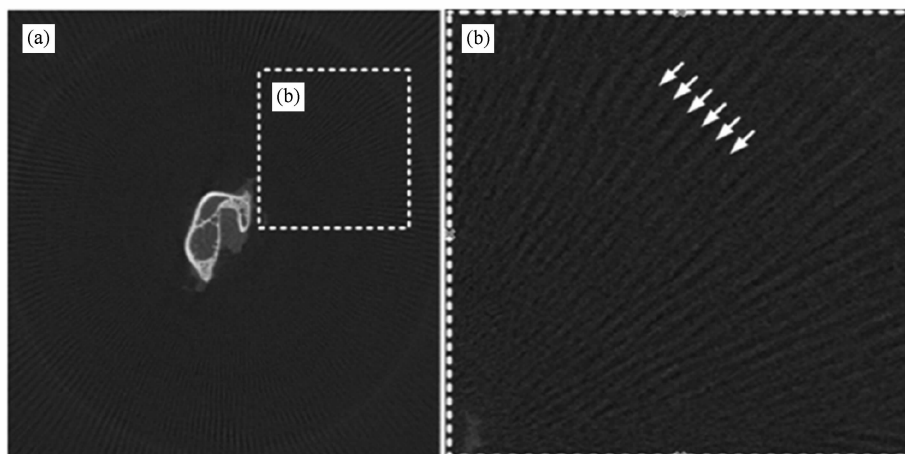


图2 CT 重构兔子腿骨切片中的辐射状混叠伪影,如(b)中箭头所示<sup>[6]</sup>

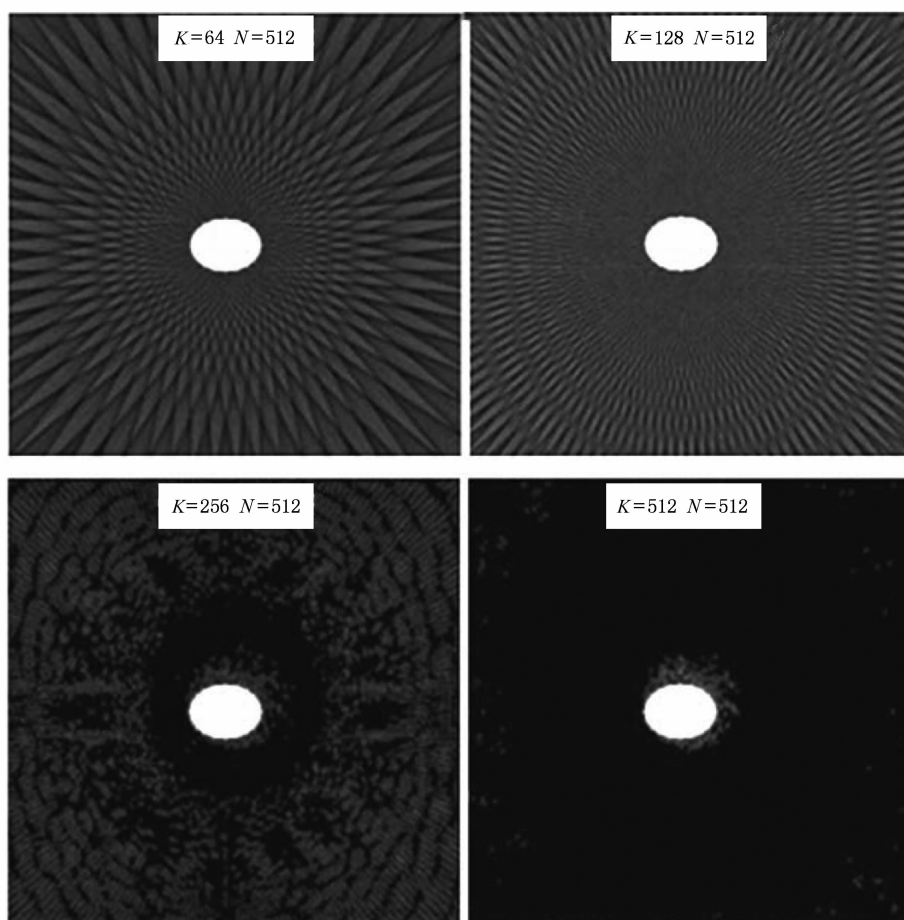


图3  $K$  是投影数, $N$  是每个投影角度下的采样数,图是在不同投影采样数  $K$  情形下 CT 产生的混叠伪影

## 2. Aliasing Artifacts 产生的原理

混叠伪影源于采样不合理导致的频谱混叠. 在 Micro CT 中, FDK 算法要求有尽可能完备的图像重构数据<sup>[1,2]</sup>, 因此投影数据越完备, 重构图像质量就越好, 如果重建数据不足(或者投影数据不完备)就会造成伪影. 这种数据不足即可能是投影数不足, 又可能是采样数不足造成的; 投影数和采样数不匹配及对于重建图像的网格化显示不合理<sup>[12]</sup>同样会造成混叠伪影. 这些混叠伪影严重影响了 Micro CT 图像的质量, 有时候甚至会影响依据图像的疾病诊断.

Micro CT 中, Aliasing 伪影是广泛存在. 图 3 模拟了一个椭圆物体不同投影数下, 采用 FDK 算法重构的切片图. 由图可以看出当投影数据减少时, Aliasing Artifacts 混叠伪影明显, 其中滤波函数为 S-L 滤波函数.

Micro CT 中数据不足造成的混频从根本上说是由于扫描物体尺寸有限, 也就是频谱带宽无限, 与 CT 系统数据探测采样频宽有限的矛盾造成的. 即在一定的采样频率下, 滤波以后的投影数据的频谱带宽, 可能会超过了 Nyquist 极限频率. 如图 4 所示, 探测器实际探测的频谱带宽是  $W$ , 满足山农采样定律, 然而采样间隔  $W$  内, 采样数据的频谱受到了来自远端和近端重复频段的混叠. 这个混叠信号一方面造成采样频谱数据失真, 最终造成采样分辨率下降. 另一方面这种混叠实际上加入了虚假频谱信息, 这种虚假频谱信息经过重构就变成了混叠假影<sup>[33]</sup>, 这种假影不同于插值伪影, 与系统的采样结够决定(如采样频率、像元尺寸、像元间距等), 与投影数变化不同步, 且不直接受采样数影响, 而是两者共同作用的结果<sup>[13]</sup>.

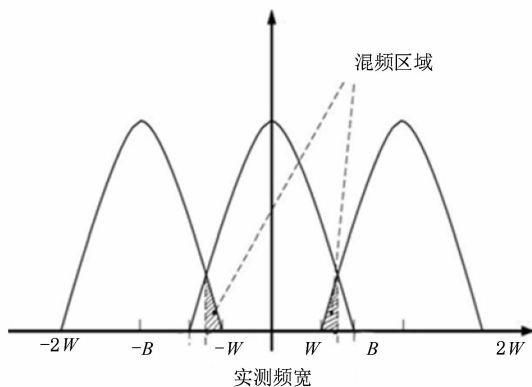


图 4 采样的频谱分析

## 3. 方法及评价

假定物体的投影图为  $O(x, y)$  经过平板探测器后得到模糊化的图像  $i(x, y)$ , 其中  $\text{psf}^{[14]}$  是系统探测器的点扩散函数.

$$i(x, y) = O(x, y) * \text{psf}(x, y), \quad (1)$$

$i(x, y)$  经过探测离散采样并经量化器量化后就是探测器探测到的原始投影图  $f_d$  为

$$f_d(x, y) = \left\{ i(x, y) * \left[ \frac{1}{w_x w_y} d\left(\frac{x}{w_x}, \frac{y}{w_y}\right) \right] \right\} \times d\left(\frac{x}{L}, \frac{y}{R}\right) \frac{1}{D_x D_y} C\left(\frac{x}{D_x}, \frac{y}{D_y}\right), \quad (2)$$

且

$$d(x, y) = \begin{cases} 1, & x \subseteq [-1, 1], y \subseteq [-1, 1], \\ 0, & \text{其它}, \end{cases}$$

$$C(x, y) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \delta(x - n, y - m),$$

其中  $w_x, w_y$  是像元尺寸,  $L, R$  是探测阵列尺寸,  $\Delta x, \Delta y$  是像元行列方向上的间距.  $d(x, y)$  是探测器有限探测面积限制函数,  $C(x, y)$  是梳状采样函数. 对  $f_d$  进行傅里叶变换后, 得到频谱分布  $F_d$ .

$$F_d(\xi, \eta) = F(\xi, \eta) * S(\xi, \eta) * C\left(\frac{\xi}{\xi_x}, \frac{\eta}{\eta_y}\right) = [O(\xi, \eta) \text{OTF}(\xi, \eta) D(D_x \xi, w_y \eta) * D(L \xi, R \eta) * C\left(\frac{\xi}{\xi_x}, \frac{\eta}{\eta_y}\right)], \quad (3)$$

其中  $\text{OTF}(\xi, \eta)$  是点扩散函数  $\text{psf}(x, y)$  的傅里叶变换, 为调制传递函数.

$$F_R(\xi, \eta) = F_d(\xi, \eta) R(\xi, \eta), \quad (4)$$

(4) 式中的  $R$  是 FDK 算法中滤波函数, 可以是  $R-L$  或者  $S-L$  滤波函数,  $\xi_x = \frac{1}{\Delta x}, \eta_y = \frac{1}{\Delta y}$ . 由(4)式可以看出, 虽然经过  $R$  滤波, 由于  $F_d$  跟物体频谱函数  $O(\xi, \eta)$  有关系, 因此对于不同投影角度及不同物体不可能实现一致滤波, 使得高于 Nyquist 的频谱部分都被滤除. 高于 Nyquist 频率的高频部分在 comb 函数作用下, 会产生频谱叠加, 产生虚假频谱信息的投影图. 投影图再经过 FDK 算法重建后得到切片图, 用矩阵  $I$  表示

$$I = \text{FDK}(F^{-1}(F_R(\xi, \eta))), \quad (5)$$

式中  $F^{-1}$  表示傅里叶逆变换, FDK 表示滤波反投影重建. 当投影数不足时, 矩阵  $I$  中的这种频谱混叠就会突显示出来. 由于 FDK 算法的反投影过程是从  $360^\circ$  角各个方向进行, 投影图中混频信息经过反投影在重

构图中就会呈放射性,并在物体锐利边缘处很明显;因此把矩阵  $I$  变换到极坐标下处理比较方便. 对原矩阵以矩阵中心为原点进行极坐标下图像采样可以实现这种转换,为了保持图像的全部有用信息及分辨率,采样间隔  $(r, \beta)$  的增量  $\Delta\beta$  和  $\Delta r$  应满足:  $\Delta\beta \leq \frac{L}{r_{\max}}$ ,  $\Delta r \leq 1$ , 且最大有效采样半径  $r_{\max} = \left\lfloor \frac{H}{2} \right\rfloor$ . 其中  $\lfloor \cdot \rfloor$  表示取整,  $H$  是图像矩阵行列像素数目,  $L$  是像元尺寸,实际上 CT 重构的图像只有图像矩阵的最大内接圆内的数据有效,因此坐标转换时的最大采样半径为矩阵宽度的一半. 经过转换后,图像  $I$  从笛卡尔坐标表示变换到了极坐标下的图像矩阵  $J$  为

$$J(r, \beta) = I(r \cos \beta, r \sin \beta) \quad (6)$$

分析  $J$  发现原先辐射状的伪影在极坐标下就表现出一定规律性的锯齿条纹,如图 5 所示.

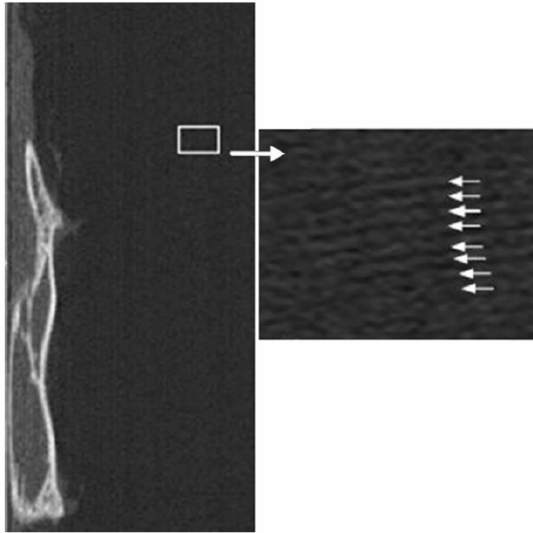


图 5 坐标转换后极坐标下的兔子腿骨 CT 图像,白色箭头指示的为混叠伪影

为了把图像中由混频导致的伪影频谱成分筛选出来,对图像矩阵  $J$  进行角向傅里叶变换,转化成频域矩阵  $M$ ,即

$$M = F(J(r, :)), \quad (7)$$

傅里叶变换后的  $M$  矩阵中, Aliasing 伪影频谱主要分布在高频部分,并比较集中在  $r$  大的区域. 因此对频谱图像的各局部区域进行自适应频谱分析<sup>[15]</sup>,就可以有效的把伪影频谱信息去除.

实现这种自适应的频谱滤波,可以设置  $1 \times W$  的窗口函数(如  $W = 10$ ),逐像素统计窗口内行数据的方差,并统计每行方差最大窗口内数据的中位数  $t$ ,以此中位数  $t$  为每行阈值  $T$ ,进行图像分割,对于分割后的负值归零. 分割后频谱矩阵  $M$  中含有的混叠伪影频谱成分大为减少.

$$t = \text{Med}(\text{RMS}(M * W)), \quad (8)$$

$$J_f = F^{-1}(M - t), \quad (9)$$

式中  $\text{Med}$  表示对数列求中位数,  $\text{RMS}$  表示对矩阵的列求方差. 自适应频谱滤波处理后的矩阵  $M_f$  最后再逆变换到空间域下  $J_f$ , 并把图像数据还原到笛卡尔坐标下  $I_f$ ,  $I_f$  就是消除伪影后的 CT 切片图像. 经过上述的频域滤波, CT 图像中的混叠伪影频谱成分很大部分被剔除,伪影极大减少,图像的清晰度和对比度明显得到提高.

为了评价混叠伪影消除的好坏,可以使用一个量化混叠伪影的指标. 对于一幅含有混叠伪影的 Micro CT 图像,条状伪影的强度可以通过统计条状伪影附近邻近像素的均方根值来体现. 条状伪影属于高频部分,在图像上表现为锐利的梯度,而没有条状伪影的地方,梯度相对平缓. 可以定义一个指标 TV 值<sup>[11]</sup>来衡量一幅图像中条状伪影的强度, TV 值越小表面混叠伪影越少.

$$\text{TV}(I) = \sum_{m,n} \sqrt{[I(m+1, n) - I(m, n)]^2 + [I(m, n+1) - I(m, n)]^2}, \quad (10)$$

因此,通过比较一幅图像 TV 值的变化来衡量伪影消除的好坏,如 TV 值的绝对变化量  $\text{TV}_{adj}$  以及相对变化量 SRR,混叠伪影消除的越多,  $\text{TV}_{adj}$  与 SRR 的值越大.

$$\text{TV}_{adj}(I) = \text{TV}(I_{\text{FDK}}) - \text{TV}(I), \quad (11)$$

$$\text{SRR} = \frac{\text{TV}(I_{\text{FDK}}) - \text{TV}(I)}{\text{TV}(I_{\text{FDK}})}, \quad (12)$$

$I_{\text{FDK}}$  是  $I$  进行 FDK 重建后的结果,同时,伪影消除后

图像的对比度也会得到提高. 即信号相对背景噪声的幅度比值,公式计算<sup>[15,16]</sup>为

$$V = \frac{I_{\text{target}}}{I_{\text{background}}} = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}. \quad (13)$$

#### 4. 结果与讨论

使用本算法对图 3 中模拟的椭圆重建时产生的

混叠伪影进行消除,如图 6 所示,图中(a)是一个模拟的椭圆,对(a)进行 360°全方位下 64 个均匀角间隔下采样,采样通道数 512,使用 FDK 算法对投影图重建得到椭圆重建图像(b),(c)是对(b)进行伪影消除后的处理后的重构图像.统计(b),(c)图中

混叠伪影 TV 值的变化,得  $TV_{adj} = 1289 \text{ hu}$ ,  $SRR = 73.23\%$ .可见经过处理后,图像的条状伪影减少了 73.23%,而图像的分辨率没有受影响,因为处理前后图像的像素矩阵大小没有减少.由图 6 可以看出算法对模拟实验中的混叠伪影有很好的消除效果.

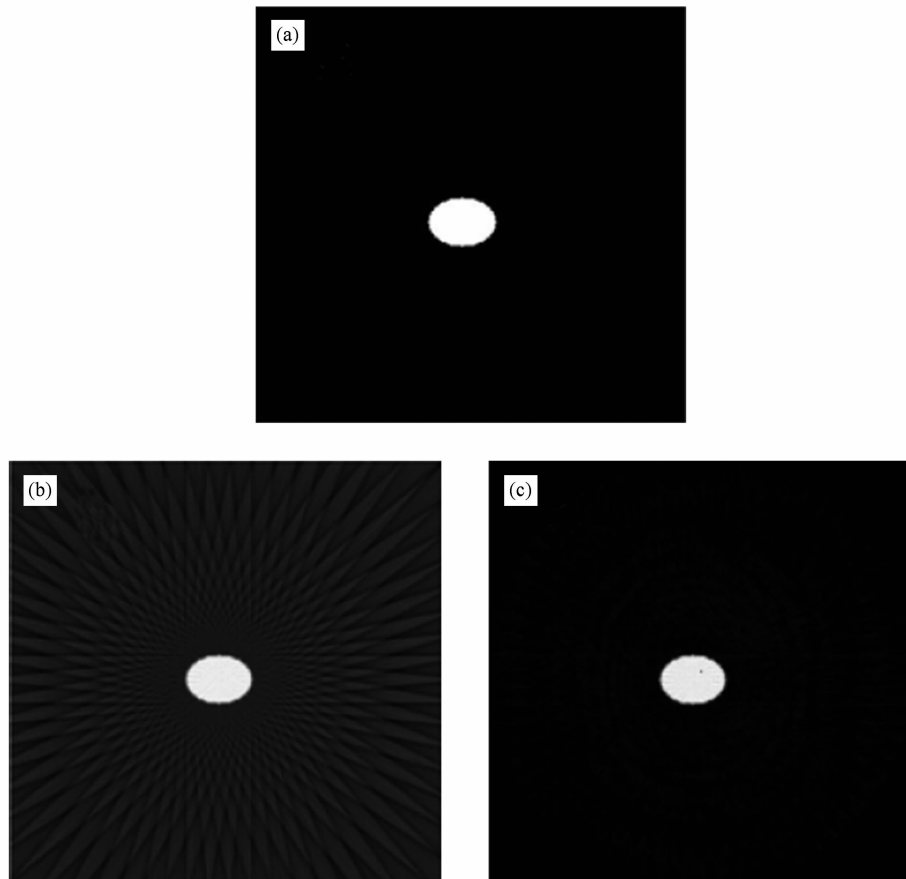


图 6 (a)是模拟的椭圆;(b)是模拟 CT 重建的椭圆;(c)是算法经过处理消除伪影后的椭圆

使用该算法对兔子腿骨 CT 切片图进行混叠伪影消除,此 Micro CT 系统<sup>[6]</sup>放大倍率为 1.94,FOV 为 6.7 cm,投影数为 200,采样数 1024,像素间隔 127  $\mu\text{m}$ .如图 7 所示,图中(c)是离体兔子腿骨在 Micro CT 下重构的切片图,(d)是(c)中白框内放大后局部细节图,(a)是对(c)消除混叠伪影后切片图,(b)是(a)中白框内放大后的局部细节图.统计 TV 值,得  $SRR = 71\%$ ,可见混叠伪影极大的减少.可以看出消除伪影后的切片中的背景噪声极大的降低了,骨骼中的骨小梁清晰可见,经过处理后图像

对比度明显提高,以图 7 中的白色方框为靶目标统计图像的对比度  $V$ ,发现经过伪影消除后的图像的  $V$ 由原先的 0.8 增加到了 1.1.

本文提出的伪影消除的算法是直接对重构后的切片图进行频谱分析,并剔除掉伪影频谱成分实现混叠伪影的消除,针对性强,处理速度快,能够达到很好的伪影消除效果,伪影消除率可以达 70% 以上,对比度得到提高,且图像像素大小不变,图像的分辨率没有影响.

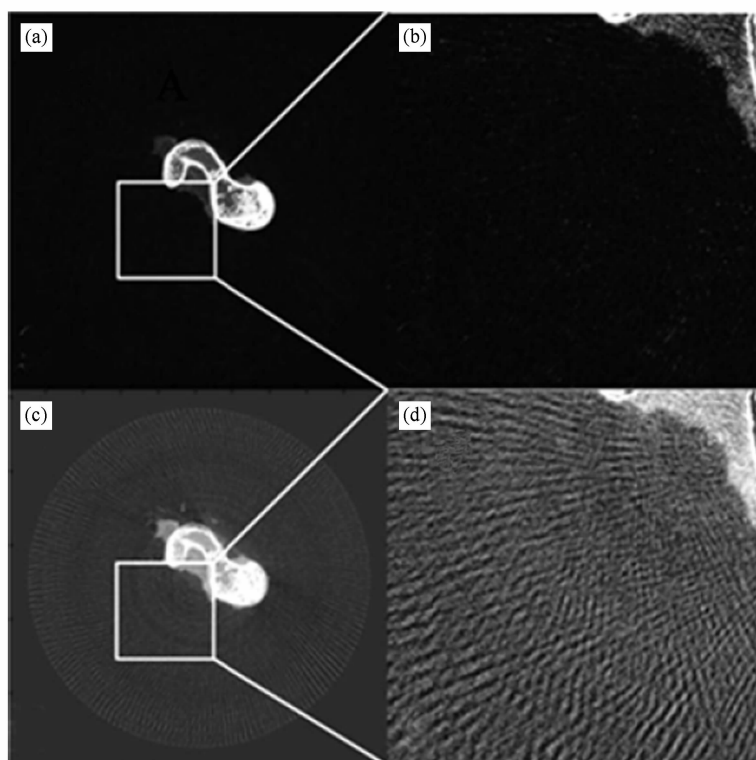


图7 (a)消除伪影后的切片数据;(b)是(a)局部放大后的结果;(c)是重建的CT切片数据;(d)是(c)局部放大后的结果,可以看出伪影消除的效果很好

- [1] Feldkamp L A, Davis L C, Kress J W 1984 *J. Opt. Soc. Am. A* **1** 612
- [2] Shu H, Zhu P P, Wang J Y, Gao X, Yin H X, Liu B, Yuan Q X, Huang W X, Luo S Q, Gao X L, Wu Z Y, Fang S X 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 1099 (in Chinese) [舒航、朱佩平、王寓越、高欣、伊红霞、刘波、袁清习、黄万霞、罗述谦、高秀来、吴自玉、方守贤 2005 物理学报 **54** 1099]
- [3] Bao H, Zhang K 2009 *CCCM* 2009 SanYa, China August 8-9 p198
- [4] Axel W, Michal S, Clemens E 2009 *Opt. Exp.* **17** 11098
- [5] Zhang K, Zhu P P, Huang W X, Yuan Q X, Liu L, Yuan Bi, Wang J Y, Shu H, Chen B, Liu Y J, Li E R, Liu X S, Wu Z Y 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 3410 (in Chinese) [张凯、朱佩平、黄万霞、袁清习、刘力、袁斌、王寓越、舒航、陈博、刘宜晋、李恩荣、刘小松、吴自玉 2008 物理学报 **57** 3410]
- [6] Yang X Q, Deng Y, Deng Z L, Luo Q M, Gong H 2009 *Chinese J. of Med. Instrum.* **33** 255 (in Chinese) [杨孝全、邓勇、邓子林、骆清铭、龚辉 2009 中国医疗器械杂志 **33** 255]
- [7] Friedenber A 1997 *Opt. Eng.* **36** 1745
- [8] Tischenko O, Xu Y, Goetzfried T, Bogner L, Hoeschen C 2009 *Proc. of SPIE* 2009 Lake Buena Vista, FL, USA February 9, 2009 p72583F-1
- [9] Sohval A R, Freundlich D 1986 *U. S. Patent* **4** 637040
- [10] Leng S, Zambelli J 2008 *Med. Phys.* **35** 4649
- [11] Badea C T, Schreiber E, Fox T 2008 *Med. Phys.* **35** 1170
- [12] Lin C Y, Lee W J 2006 *J. Digit Imaging* **19** 351
- [13] Brooks R A, Glover G H, Talbert A J, Eisner R L, DiBianca F A 1979 *J. Comput. Assist. Tomo.* **3** 433
- [14] Shi J J, Liu J, Liu J, Li B Y 2007 *Chin. Phys.* **16** 266
- [15] Li Z, Chen G H, Zhang L H, Yang Q S, Feng J 2005 *Chin. Phys.* **14** 1095
- [16] Wang X R, Bu Q F, Zhang D Y 2009 *Opt. Lett.* **34** 3382

## Reduction of aliasing artifact in Micro CT<sup>\*</sup>

Luo Zhao-Yang Yang Xiao-Quan Meng Yuan-Zheng Deng Yong<sup>†</sup>

(*Brinton Chance Center of Biomedical Photonics, National Laboratory for Optoelectronics,*

*Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China*)

(Received 18 January 2010; revised manuscript received 9 March 2010)

### Abstract

Micro CT system is a recently developed imaging technique for small animal, which have very high spatial resolution and sensitivity, and is widely used in drug development, cancer detection et al. But in Micro CT, the artifact, specially the aliasing artifact, become serious as the extremely high spatial resolution, which is the major degeneration of image quality. In this paper, we studied the cause of artifact, and simulated it in computer. Finally, we proposed an algorithm to reduce the artifact in CT slice, with artifact elimination rate of 70% or more, and the improved image contrast

**Keywords:** Micro CT, aliasing artifacts, adaptive filtering

**PACC:** 8170J

---

<sup>\*</sup> Project supported by the National High-Tech Research and Development Program of China (Grant No. 2006AA020801), the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 30727002).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: ydeng@mail. hust. edu. cn