

Effect of advanced modeled iterative reconstruction in different strength levels on image quality under different noise: A phantom study

WANG Yuanding^{1,2}, KANG Deqiang¹, BAI Mei³, DU Xiangying^{2*}, LI Hongwei⁴

(1. Department of Radiology, Peking University International Hospital, Beijing 102206, China;

2. Department of Radiology, 3. Department of Medical Engineering, Xuanwu Hospital,

Capital Medical University, Beijing 100053, China; 4. Department of

Outpatient, Haidian the 24th Cadres Leaving Office of

Beijing Garrison District, Beijing 100039, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the effect of advanced modeled iterative reconstruction (ADMIRE) with different strength levels on image quality in two sets of noise levels using the Catphan 500 phantom and modified collar phantom.

Methods Standard phantom (standard phantom group) and collar phantom (collar phantom group) were scanned under 12 different scanning conditions. All images were reconstructed using filtered back projection (FBP; ADMIRE 0 subgroup) and different strength levels ADMIRE 1—5 (ADMIRE 1—5 subgroups). The noise, SNR, spatial resolution and density resolution of the images were measured and evaluated. **Results** In standard phantom group, with the increase of iterative strength levels, the noise gradually decreased, the SNR gradually increased, the spatial resolution did not obviously change, and the density resolution gradually increased; the density resolution in ADMIRE 4, 5 subgroups were higher than that in ADMIRE 0—2 subgroups (all $P < 0.05$). In collar phantom group, with the increase of iterative strength levels, the noise gradually decreased, SNR gradually increased, and the spatial resolution in ADMIRE 4, 5 subgroups were lower than in ADMIRE 0—2 subgroups; the density resolution gradually increased, and in ADMIRE 3—5 subgroups was higher than in ADMIRE 0—2 subgroups (all $P < 0.05$). **Conclusion** On condition of standard phantom noise level, ADMIRE technology improves density resolution while does not reduce spatial resolution. On condition of collar phantom noise level, ADMIRE technology improves density resolution, but high strength levels ADMIRE technology will reduce spatial resolution. ADMIRE 3 is recommended as the optimal strength level.

[Keywords] tomography, X-ray computed; interative reconstruction; image quality; phantom

DOI:10.13929/j.1003-3289.201812108

不同强度高级迭代重建算法在不同噪声水平下对图像质量的影响:体模研究

王苑丁^{1,2}, 康德强¹, 白玫³, 杜祥颖^{2*}, 李宏伟⁴

(1. 北京大学国际医院放射科, 北京 102206; 2. 首都医科大学宣武医院放射科,

3. 医学工程处, 北京 100053; 4. 北京市卫戍区海淀第二十四

离职干部休养所门诊部, 北京 100039)

[摘要] **目的** 采用 Catphan 500 体模及改造后的套环体模, 探讨 2 种体模噪声水平下高级迭代重建算法 (ADMIRE)

[第一作者] 王苑丁 (1990—), 女, 山西太原人, 硕士, 医师。研究方向: 心血管影像学。E-mail: wangyuanding@126.com

[通信作者] 杜祥颖, 首都医科大学宣武医院放射科, 100053。E-mail: duxying_xw@163.com

[收稿日期] 2018-12-19 **[修回日期]** 2019-04-03

不同迭代强度对图像质量的影响。**方法** 在 12 种不同扫描条件下对标准体模组和套环体模组分别进行扫描,采用滤波反投影法(FBP ADMIRE 0 亚组)及不同迭代强度 ADMIRE 1~5(ADMIRE 1~5 亚组)重建图像。测量图像的噪声、SNR、空间分辨率、密度分辨率,比较不同迭代强度图像间的差异。**结果** 标准体模组:随迭代强度增高,噪声逐渐减低,SNR 逐渐增高,空间分辨率无明显改变,密度分辨率逐渐升高,ADMIRE 4、5 亚组密度分辨率高于 ADMIRE 0~2 亚组(P 均 <0.05)。套环体模组:随迭代强度增高,噪声逐渐减低,SNR 逐渐增高,ADMIRE 4、5 亚组空间分辨率低于 ADMIRE 0~2 亚组,密度分辨率逐渐升高,ADMIRE 3~5 亚组密度分辨率高于 ADMIRE 0~2 亚组(P 均 <0.05)。**结论** 标准体模图像噪声水平下,ADMIRE 技术可提高密度分辨率而不降低空间分辨率;套环体模图像噪声水平下,ADMIRE 技术可提高密度分辨率,但高级别 ADMIRE 技术会降低空间分辨率;推荐以 ADMIRE 3 作为优选迭代强度级别。

[关键词] 体层摄影术, X 线计算机, 迭代重建, 图像质量, 体模

[中图分类号] R814.42 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2019)06-0914-06

滤波反投影法(filtered back projection, FBP)及迭代重建(iterative reconstruction, IR)算法是 CT 图像重建的两种基本算法。临床及体模实验研究^[1-2]表明,IR 可弥补 X 线强度降低时 FBP 重建图像噪声增加的问题,提高图像质量;但在实际应用中,各厂家均未推荐使用最高级别的迭代强度,针对 IR 技术对图像空间分辨率及密度分辨率的影响也存在争议^[3-5]。本研究对标准 Catphan 500 体模^[6]及模拟人体扫描时 X 线衰减的套环体模进行 CT 扫描,探讨不同强度级别高级 IR (advanced modeled iterative reconstruction, ADMIRE)算法对图像质量的影响。

1 资料与方法

1.1 体模 采用 Catphan 500 体模中的 CTP528 和 CTP515 两个检测模块,分别测量图像的空间分辨率和密度分辨率。CTP528 为空间分辨率检测模块,包括呈放射状分布的 21 组高密度线对结构,分辨率为 1~21 lp/cm(图 1)。CTP515 为密度分辨率检测模块,由呈放射状分布的内外两层低密度孔阵结构构成,内层孔阵的对比度分别为 0.3%、0.5%和 1.0%,直径分别为 3、5、7 和 9 mm;外层孔阵的对比度分别为 0.3%、0.5%和 1.0%,直径分别为 2、3、4、5、6、7、8、9 和 15 mm(图 2)。

本研究采用两组体模:标准体模组取标准 Catphan 500 体模;套环体模组则在 Catphan 500 体模外围均匀包裹 900 ml 生理盐水套环,以模拟人体扫描时 X 线衰减。

1.2 仪器与方法 采用 Siemens Somatom Force CT 扫描仪分别对标准体模及套环体模进行扫描,管电压分别为 80、

100、120 kV,管电流为 300、350、400、450 mAs,两组共 12 组扫描条件,螺距 1.0,准直宽度 192×0.6 mm。重建方式为 FBP(用 ADMIRE 0 表示)和迭代强度为 1~5 级的 ADMIRE 算法(ADMIRE 1~5),分别为 ADMIRE 0~5 亚组,卷积核 Br40s,重建层厚 3 mm,层间距 3 mm。

1.3 图像处理 将所有图像传至 Siemens Syngo MMWP VE 36A 后处理工作站,由 2 名具有 3 年及以上工作经验的放射科医师进行测量和评价,以随机表法显示图像,隐藏扫描参数,意见不同时经协商后达成一致。指标包括:①CT 值,在 CTP515 模块选取对比度为 1%的孔径,测量其 CT 值和 SD 值作为目标 CT 值和 SD 值,并测量同层面背景的 CT 值和 SD 值,ROI 均为 1 cm^2 ;②SNR, $\text{SNR} = (\text{目标 CT 值} - \text{背景 CT 值}) / \text{SD}_{\text{max}}$, SD_{max} 为目标和背景 CT 值中最大的 SD 值;③噪声,噪声值为 SD_{max} 值;④空间分辨率,同时调节窗宽、窗位,记录未观察到短缺和粘连的线对结构的最高空间分辨率;⑤密度分辨率,窗宽 = 目标 CT 值 - 背景 CT 值 + 5SD_{max} ;窗位 = (目标 CT 值 + 背景

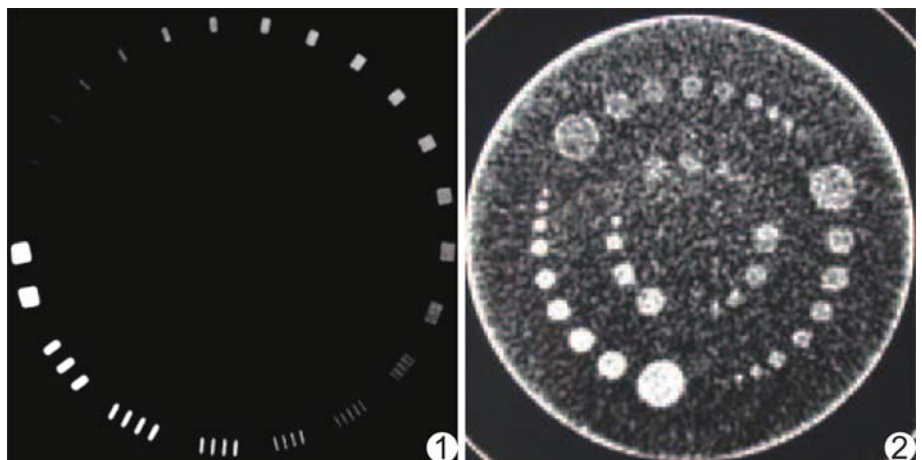


图 1 CTP528 检测模块 图 2 CTP515 检测模块

CT 值)/2; 在上述窗宽、窗位下观察 CTP515 模块图像, 标准体模组选取对比度为 0.3% 的区域进行观察, 套环体模组选取对比度为 1.0% 的区域进行观察, 确定所能分辨的最小一级圆孔, 记录其孔径作为密度分辨率, 孔径越小代表图像密度分辨率越高。

1.4 统计学分析 采用 SPSS 19.0 统计分析软件。计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示。以单因素方差分析比较 FBP 图像及 1~5 级迭代强度 ADMIRE 图像的噪声、SNR、空间分辨率和密度分辨率的差异, 组间两两比较采用 LSD 法。P < 0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 噪声 标准体模组和套环

体模组总体图像噪声分别为(5.17±1.82)HU 及(12.64±3.59)HU。2 组图像噪声均随迭代强度升高而逐渐降低(P 均 < 0.01), 两两比较, 相邻迭代强度图像噪声差异均无统计学意义(P 均 > 0.05), ADMIRE 0 与 ADMIRE 2~5 各亚组间差异均有统计学意义(P 均 < 0.05), 见表 1。标准体模组和套环体模组 ADMIRE 3 亚组较 ADMIRE 0 亚组图像噪声分别降低了 27.11% 和 28.65%, ADMIRE 5 亚组较 ADMIRE 0 亚组图像噪声分别降低了 49.33% 及 49.22%。

2.2 SNR 2 组图像 SNR 均随迭代强度增高而逐渐升高, 标准体模组为 11.24±6.41, 套环体模组为 5.39±2.63。2 组不同迭代强度图像间 SNR 总体差异有统计学意义(F = 3.62、4.65, P = 0.01、P < 0.01)。标准体模组中, ADMIRE 5 与 ADMIRE 0~3 亚组间差异有统计学意义(P 均 < 0.05), ADMIRE 4 与 ADMIRE 0 亚组差异有统计学意义(P < 0.05), 余各亚组间两两比较差异均无统计学意义(P 均 > 0.05)。套环体模组中, ADMIRE 5 与 ADMIRE 0~3 亚组间差异有统计学意义(P 均 < 0.05), ADMIRE 4 与 ADMIRE 0、ADMIRE 1 亚组间差异有统计学意义(P 均 < 0.05), 余各亚组间两两比较差异均无统计学意义(P 均 > 0.05)。

2.3 空间分辨率 标准体模组中, 不同迭代强度图像的空间分辨率总体差异无统计学意义(F = 1.04, P = 0.40, 图 3)。

表 1 2 组不同迭代强度图像噪声、SNR、空间分辨率和密度分辨率比较($\bar{x} \pm s$)

组别	噪声(HU)	SNR	空间分辨率(lp/cm)	密度分辨率(mm)
标准体模组				
ADMIRE 0 亚组	6.75±1.66	7.82±3.42	6.25±0.45	7.58±1.93
ADMIRE 1 亚组	6.00±1.54	8.92±4.26	6.25±0.45	7.33±1.78
ADMIRE 2 亚组	5.67±1.67	9.59±4.48	6.25±0.45	7.00±1.81
ADMIRE 3 亚组	4.92±1.62	11.63±6.46	6.25±0.45	6.50±1.57
ADMIRE 4 亚组	4.25±1.16	12.75±5.90	6.08±0.51	6.00±1.76
ADMIRE 5 亚组	3.42±1.82	16.72±9.02	5.92±0.51	5.50±1.51
F 值	7.99	3.62	1.04	2.59
P 值	<0.01	0.01	0.40	0.03
套环体模组				
ADMIRE 0 亚组	16.58±2.71	3.84±1.55	5.58±0.51	11.75±3.44
ADMIRE 1 亚组	15.08±2.61	4.26±1.76	5.58±0.51	11.08±3.50
ADMIRE 2 亚组	13.67±2.53	4.74±2.00	5.58±0.51	10.83±3.71
ADMIRE 3 亚组	11.83±2.12	5.43±2.21	5.17±0.72	8.42±2.31
ADMIRE 4 亚组	10.25±2.01	6.34±2.75	4.83±0.72	7.50±1.08
ADMIRE 5 亚组	8.42±1.68	7.76±3.31	4.75±0.62	7.17±1.27
F 值	21.09	4.65	4.97	6.24
P 值	<0.01	<0.01	0.01	<0.01

套环体模组中, 不同迭代强度图像的空间分辨率总体差异有统计学意义(F = 4.97, P = 0.01, 图 4)。ADMIRE 4、5 空间分辨率低于 ADMIRE 0~2 亚组, 差异均有统计学意义(P 均 < 0.05), 余各亚组间两两比较差异均无统计学意义(P 均 > 0.05)。

2.4 密度分辨率 标准体模组中, 密度分辨率随迭代强度级别升高而增加, 总体差异有统计学意义(F = 2.59, P = 0.03, 图 5)。ADMIRE 4、5 亚组的图像密度分辨率高于 ADMIRE 0~2 亚组, 差异均有统计学意义(P 均 < 0.05), 余各亚组间两两比较差异均无统计学意义(P 均 > 0.05)。

套环体模组中, 密度分辨率随迭代强度级别升高而增加, 总体差异有统计学意义(F = 6.24, P < 0.01, 图 6), ADMIRE 3~5 亚组与 ADMIRE 0~2 亚组间差异均有统计学意义(P 均 < 0.05), 余各亚组间两两比较差异均无统计学意义(P 均 > 0.05)。

3 讨论

相比传统 FBP 法, IR 算法具有能降低图像噪声、减少伪影、提高图像质量等优点^[1,7-9]。ADMIRE 是第 3 代 MR 技术, 将正向投影产生的“虚拟原始数据”和探测器实际采集的投影数据进行多次比较, 以消除伪影、减少噪声^[1]。迭代强度增高代表迭代运算次数增加, 也意味着更低的图像噪声。噪声是评价图像质量的重要指标。空间分辨率即高对比度分辨率, 代表图像能够显示的最小细节, 能否发现微小病灶取决于此。

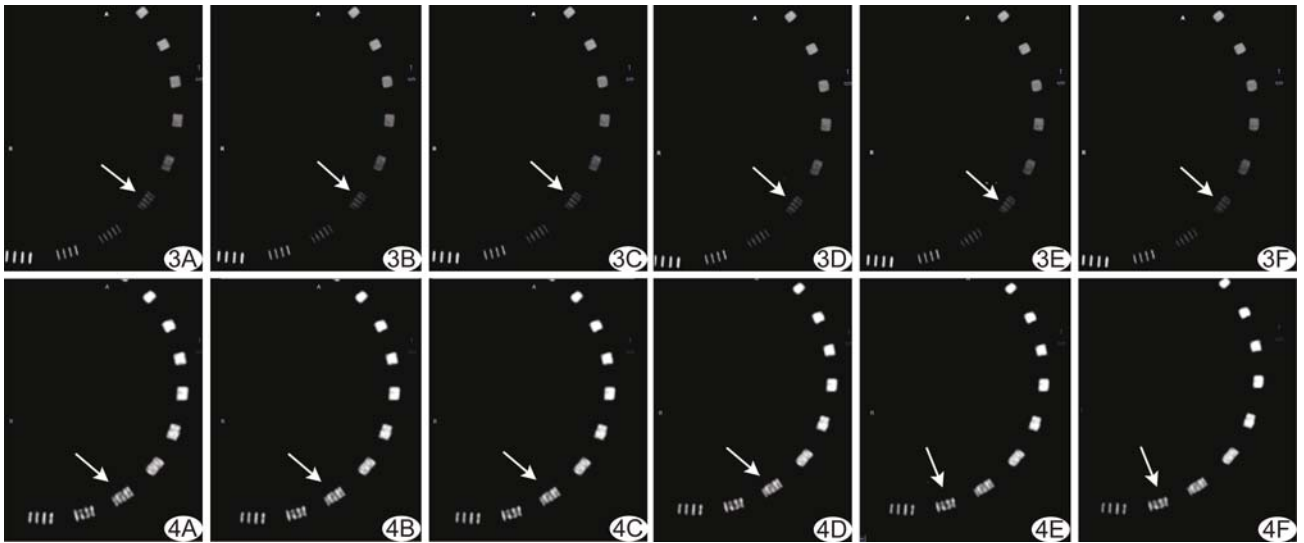


图 3 标准体模, 120 kV、400 mAs 扫描条件下不同迭代强度重建图像的空间分辨率(箭) A~F. ADMIRE 0~5 图像的空间分辨率均为 6 lp/cm 图 4 套环体模, 120 kV、400 mAs 扫描条件下不同迭代强度重建图像的空间分辨率(箭) A~D. ADMIRE 0~3 图像的空间分辨率为 6 lp/cm; E~F. ADMIRE 4, 5 为 5 lp/cm

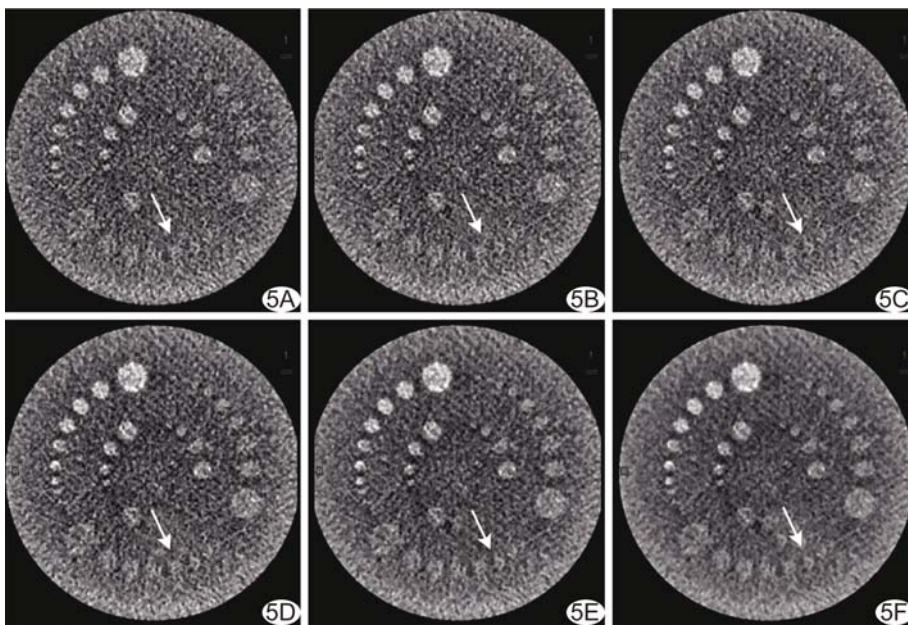


图 5 标准体模, 120 kV、400 mAs 扫描条件下, 不同迭代强度重建图像 观察对比度为 0.3% 的圆孔区域, ADMIRE 0~3(A~D) 图像的密度分辨率为 6 mm(箭), ADMIRE 4, 5(E, F) 为 5 mm(箭)

密度分辨率即低对比度分辨率, 代表图像能够显示的最小密度差别, 能否发现近似等密度的病灶取决于此。空间分辨率和密度分辨率对于评价 CT 图像质量和临床应用具有重要意义^[6, 10-11]。

本研究结果显示, 在标准体模及套环体模组中, IR 算法都能降低噪声、提高 SNR, 且随迭代级别增高, 降噪能力逐渐增强。SNR 逐渐提高。

本研究标准体模组中, ADMIRE 技术对图像空间

分辨率无明显影响, 不同强度 ADMIRE 之间差异无统计学意义 ($P=0.40$), 与陆亚光等^[4]的研究结果一致; 而套环体模组中 ADMIRE 4, 5 图像空间分辨率降低。分析原因, 可能在于增加生理盐水套环之后 X 线衰减增加, CT 值降低, 同时图像噪声增加, SNR 降低; 在更高噪声及更低 SNR 条件下, 高强度迭代条件下图像的“模糊”效应更加明显^[12], 对空间分辨率的降低作用更为显著, 与石清磊等^[5]研究结果相似, 后者认为当噪声指数和迭代强度均增加到一定级别时, 图像空间分辨率开始出现降低。这也可以解释部分研究^[13-15]报道的高级 IR 技术可能造成图像过度平滑,

即“蜡样伪影”现象。

本研究中 ADMIRE 技术在标准体模组和套环体模组中均可提高密度分辨率, 统计学差异分别见于 ADMIRE 4 及 ADMIRE 3 以上的迭代强度亚组中, 即中高级别迭代强度可提高图像密度分辨率, 与陆亚光等^[4, 16]的结果一致。本研究标准体模组选取对比度为 0.3% 的图像区域观察密度分辨率, 在对比度为 1.0% 及 0.5% 的图像区域中能观察到所有圆孔; 套环体模组则

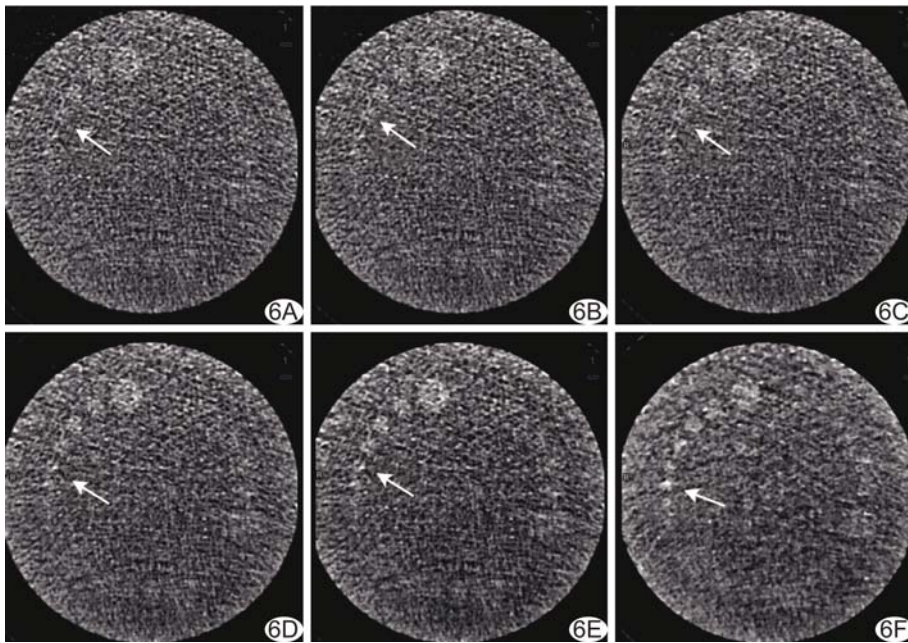


图 6 套环体模, 120 kV, 400 mAs 扫描条件下, 不同迭代强度重建图像 观察对比度为 1% 的圆孔区域, ADMIRE 0~4(A~E) 图像的密度分辨率为 6 mm(箭), ADMIRE 5(F) 为 5 mm(箭)

选取对比度为 1.0% 的图像区域进行观察, 在对比度为 0.5% 及 0.3% 的图像区域圆孔显示困难, 故标准体模组的密度分辨率整体高于套环体模组。

与套环体模比较, 标准体模 Catphan 500 主体材料对 X 线的衰减非常低且材料均匀, SNR 较高, 是理想状态下的模型; 而临床, 人体的肌肉、脂肪等组织会对 X 线造成较多且相对不均匀的衰减, 同样条件下 SNR 较低, 通常图像噪声约为 10~30 HU。本组标准体模组噪声为 (5.17 ± 1.82) HU, SNR 为 11.24 ± 6.41 ; 套环体模组噪声为 (12.64 ± 3.59) HU, SNR 为 5.39 ± 2.63 , 更接近于人体实际扫描, 因而更具有临床指导意义。

本研究的局限性: ①只模拟了 2 组噪声水平, 未对人体各个部位的扫描环境进行模拟; ②未对管电压、管电流对图像质量的影响进行讨论。

综上所述, 标准体模组噪声水平下, ADMIRE 技术可不降低空间分辨率而提高密度分辨率; 套环体模组噪声水平下, 高级别 ADMIRE 技术可降低空间分辨率、提高密度分辨率。套环体模组在 ADMIRE 3 时达到中等降噪能力, 空间分辨率未明显降低而密度分辨率开始提高, 图像质量在此时达到最高。

[参考文献]

[1] Solomon J, Mileto A, Ramirez-Giraldo JC, et al. Diagnostic

performance of an advanced modeled iterative reconstruction algorithm for low-contrast detectability with a third-generation dual-source multidetector CT scanner: Potential for radiation dose reduction in a multireader study. *Radiology*, 2015, 275(3):735-745.

[2] Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, et al. CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol*, 2012, 22(2):295-301.

[3] Prakash P, Kalra MK, Ackman JB, et al. Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Radiology*, 2010, 256(1):261-269.

[4] 陆亚光, 庄静文, 吴天祺, 等. CT 高级建模迭代重建算法对图像质量的影响初步研究. *中国医学装备*, 2017, 14(7):68-71.

[5] 石清磊, 赵红梅, 张玲, 等. 自适应统计迭代重建算法对腹部 CT 扫描中图像质量和辐射剂量影响的模体研究. *中华放射学杂志*, 2013, 47(4):326-329.

[6] 刘明娜, 王谦, 杨新, 等. 图像质量客观评价方法在 CT 图像中的应用. *生物医学工程学杂志*, 2011, 28(2):357-364.

[7] Hou Y, Liu X, Xv S, et al. Comparisons of image quality and radiation dose between iterative reconstruction and filtered back projection reconstruction algorithms in 256-MDCT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol*, 2012, 199(3):588-594.

[8] Takahashi H, Okada M, Hyodo T, et al. Can low-dose CT with iterative reconstruction reduce both the radiation dose and the amount of iodine contrast medium in a dynamic CT study of the liver? *Eur J Radiol*, 2014, 83(4):684-691.

[9] 颜利辉, 陈飞, 姚立正, 等. 前置自适应统计迭代重建技术对胸部 CT 辐射剂量和图像质量的影响: 体模与临床研究. *中国医学影像技术*, 2017, 33(3):468-472.

[10] 亓恒涛, 秦维昌, 刘传亚, 等. CT 机质量控制检测的探讨. *医学影像学杂志*, 2006, 16(9):978-981.

[11] 李毅, 李超, 刘卓. CT 质量管理及质量控制测试. *中国医疗设备*, 2015, 30(3):118-120.

[12] Boedeker KL, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: Part II. Noise power spectra and signal to noise. *Phys Med Biol*, 2007, 52(14):4047-4061.

[13] Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: Assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 195(3):649-654.

[14] Pontana F, Pagniez J, Flohr T, et al. Chest computed

tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): Evaluation of image noise reduction in 32 patients. Eur Radiol, 2011, 21(3):627-635.

[15] Rapalino O, Kamalian S, Kamalian S, et al. Cranial CT with adaptive statistical iterative reconstruction: Improved image

quality with concomitant radiation dose reduction. AJNR Am J Neuroradiol, 2012, 33(4):609-615.

[16] 赵晶,徐飞,李晓璐,等.不同水平的自适应统计迭代重建(ASiR)算法在能谱 CT 门静脉成像中的图像质量比较.临床放射学杂志,2016,35(2):282-287.

Echocardiography combined with CTA in diagnosis of pulmonary sequestration in infant: Case report

超声心动图联合 CTA 诊断 小儿肺隔离症 1 例

王 南,任卫东*,胡金玲,张昕彤

(中国医科大学附属盛京医院超声科,辽宁 沈阳 110004)

[Keywords] pulmonary sequestration; echocardiography; angiography

[关键词] 肺隔离症;超声心动描记术;血管造影术

DOI:10.13929/j.1003-3289.201809090

[中图分类号] R543.5; R445 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2019)06-0919-01

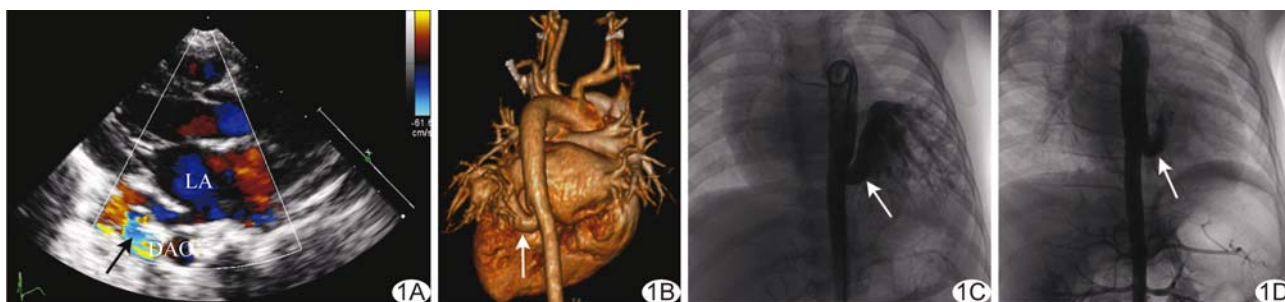


图 1 PS 影像学表现 A. CDFI; B. CTA 三维重建图; C. 栓塞前主动脉造影; D. 栓塞后主动脉造影 (箭示降主动脉发出的异常动脉; DAO:降主动脉; LA:左心房)

患儿男,13 个月,因“颜面部青紫 8 个月,心脏听诊杂音 4 个月”就诊。查体:心率 94 次/分。心电图示窦性心律。胸部 CT:双肺内带纹理增强、模糊,沿支气管走行多发模糊小斑片影,肺门影增浓,提示支气管肺炎。心脏超声:胸主动脉远段膈肌上约 1~2 cm 水平可见降主动脉发出一异常分支动脉,迂曲折返走行,与肺静脉连接后进入左心房;CDFI(图 1A)示静脉血流量明显增加;提示胸主动脉分支-左侧肺静脉瘘,不排除肺隔离症(pulmonary sequestration, PS)。CTA 三维重建:胸主动脉发出一异常分支(图 1B)与左侧部分团块状肺组织相连,为其供血;诊断:叶内型 PS。行血管腔内栓塞治疗,术中主动脉造影(图 1C)所见证实影像学诊断结果,置入 2 枚封堵器栓塞异常动脉,阻断其对部分肺组织的血液供应。栓塞后主动脉造影示封

堵处仅见极少量血流通(图 1D)。术后患儿恢复良好。

讨论 PS 是罕见的先天性疾病,可能与胚胎发育过程中,连接原始主动脉和原始肺的血管未退化,使肺组织发生囊性变和纤维性变有关。影像学上,PS 可表现为异常体循环动脉供血的部分肺组织形成的囊性肿块。根据胸膜覆盖情况,PS 可分为叶外型和叶内型,前者是肺实质肿块由独立的胸膜覆盖,维持肿块与邻近正常肺组织的完全解剖分离,无症状;后者是肿块与邻近的正常肺组织包裹在同一胸膜下,解剖关系密切,与支气管相通,有肺部感染症状。本例患儿超声心动图诊断为胸主动脉分支-左侧肺静脉瘘,不排除 PS,经 CTA 明确诊断为叶内型 PS。本例提示,当超声心动图发现降主动脉发出异常粗大动脉、同时肺静脉血流量和速度明显增加时,应考虑 PS 可能。

[基金项目] 国家自然科学基金(81571686)。

[第一作者] 王南(1993—),女,辽宁西丰人,在读硕士。E-mail: 344066583@qq.com

[通信作者] 任卫东,中国医科大学附属盛京医院超声科,110004。E-mail: renwdcmu@163.com

[收稿日期] 2018-09-16 [修回日期] 2019-01-07