

## 迭代重建算法在 80kV 低剂量儿童脊柱 CT 的应用

孙记航, 于彤, 刘勇, 李昊岩, 王东潜, 郭东, 曹隽, 彭芸

**【摘要】 目的:**评价基于模型的迭代重建算法(MBIR)及自适应迭代重建算法(ASIR)是否可以在 80 kV 低剂量儿童脊柱 CT 扫描中获得符合诊断标准的图像,以减少放射线对患儿的损伤。**方法:**连续选取 36 例因脊柱病变需要复查脊柱 CT 的患儿行 80 kV, 50 mA 低剂量扫描作为观察组,将所得的原始数据分别重建为 0.625 mm 的 MBIR 图像、ASIR 图像、FBP 图像。所有患儿治疗前的脊柱 CT 检查为对照组,扫描管电压 120 kV,余扫描参数不变,图像重建为 0.625 mm 的 FBP 图像。四组图像质量主观评价由 2 名医师分别采用 1~4 分制(3 分合格,4 分最好)评价图像主观噪声及椎体结构显示能力;图像质量客观评价为测量 L<sub>1</sub> 椎体以及同层面背侧肌肉的 CT 值及噪声值,并计算椎体的 SNR 及 CNR。同时并记录两次检查剂量报告表中的 CT 容积剂量指数(CTDIvol)、剂量长度乘积(DLP)。**结果:**图像的主观评分结果显示:对照组图像以及观察组的 MBIR 图像可以满足诊断要求;客观噪声结果:观察组 MBIR、ASIR、FBP 以及对照组 FBP 图像分别为 17.35±2.70、50.89±4.24、76.68±7.11、28.49±3.25,信噪比分别为 5.75±1.05、2.74±0.41、1.90±0.28、4.19±0.43;对比噪声比分别为 8.14±0.91、2.74±0.38、1.892±0.33、4.46±0.86;观察组放射剂量 CTDIvol、DLP 分别为(0.77±0.02)mGy,(51.28±11.67)mGy·cm,较对照组分别降低 65.47%、64.76%。**结论:**应用 80kV 低剂量儿童脊柱 CT 结合 MBIR 可以得到满足诊断要求的图像,达到减少患儿放射损伤的目的。

**【关键词】** 体层摄影术, X 线计算机; 图像处理, 计算机辅助; 儿童; 放射剂量

**【中图分类号】** R814.42; R814.3; R195.1 **【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1000-0313(2018)10-1063-05

DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.10.017

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**The application of iterative reconstruction algorithm in 80kV low dose spine CT: a pediatric intra-patient study** SUN Ji-hang, YU Tong, LIU Yong, et al. Beijing Children's Hospital, Capital Medical University, National Center for Children's Health, Beijing 100045, China

**【Abstract】 Objective:** To explore whether iterative reconstruction algorithm based on model-based iterative reconstruction (MBIR) and adaptive iterative reconstruction algorithm (ASIR) the image can meet the diagnostic criteria, using 80kV for spine CT scan in children. **Methods:** 36 cases who need twice spine CT scan in a short-term were enrolled. The second CT scan was set with 80kV and 20mAs as study group. The raw data were reconstructed base on three algorithm by setting slice thickness as 0.625mm, generating MBIR image, 50% ASIR image and FBP image. The first spine CT scan was set with 120kV tube voltage and 20mAs tube current, and other parameters the same as the second scan. The raw data were reconstructed to FBP image with the 0.625mm thickness. Image quality of four groups were evaluated by 2 radiologists using a 4 point scale (3 is qualified, 4 is the best), display ability of vertebral structure and image noise were evaluated; objective image quality measured the CT values and deviation of the L<sub>1</sub> vertebral body and muscle at the same slice, then calculate the signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) of the vertebral body. The CT dose volume index (CTDIvol) and dose length product (DLP) were recorded at the same time in the two exam dose report. **Results:** The subjective score of MBIR image in study group and control group can meet the diag-

作者单位: 100045 北京, 首都医科大学附属北京儿童医院/国家儿童医学中心影像中心(孙记航、于彤、刘勇、李昊岩、王东潜、彭芸), 骨科(郭东、曹隽)

作者简介: 孙记航(1982-), 男, 北京人, 硕士, 副主任医师, 主要从事儿科影像学诊断工作。

通讯作者: 彭芸, E-mail: ppengyun@yahoo.com

基金项目: 北京儿童医院苗圃项目(BCHYIPB-2016-06)

nostic criteria; objective noise of MBIR, ASIR, FBP in study group and FBP image in control group were  $17.35 \pm 2.70$ 、 $50.89 \pm 4.24$ 、 $76.68 \pm 7.11$ 、 $28.49 \pm 3.25$  respectively, the SNR was  $5.75 \pm 1.05$ 、 $2.74 \pm 0.41$ 、 $1.90 \pm 0.28$ 、 $4.19 \pm 0.43$ ; the CNR were  $8.14 \pm 0.91$ 、 $2.74 \pm 0.38$ 、 $1.892 \pm 0.33$ 、 $4.46 \pm 0.86$ ; study group CTDIvol, DLP were  $(0.77 \pm 0.02)$  mSv,  $(51.28 \pm 11.67)$  mSv · cm, 66.52% and 65.30% lower than control group. **Conclusion:** The application of MBIR and ASIR can be applied to 80kV low dose children spine CT, MBIR image quality is the best.

**【Key words】** Tomography, X-ray computed; Image processing, computer-assisted; Child; Radiation dosage

迭代重建技术(iterative reconstruction, IR)可以通过对 CT 原始数据的迭代计算,降低图像噪声,从而提高图像的成像质量<sup>[1-4]</sup>,应用这一技术,可以使用较低的放射剂量来获得满足临床应用的 CT 图像,从而减少 X 线对患者的损伤,结合低 kV 技术进行扫描,可以同时获得低 kV 技术带来的高对比度<sup>[5,6]</sup>,IR 的低噪声,从而得到高对比度、低噪声的图像。这一扫描方案已经广泛应用于自然对比度高的骨骼组织与利用对比剂提高对比度的 CTA 检查<sup>[7]</sup>,但是对于儿童方面的应用报道较少。本研究选取了一组需要短期复查椎体病情的患儿,采用自身对照研究,探讨常用的自适应迭代重建算法(adaptive statistical iterative reconstruction, ASIR)以及更为先进的基于模型的迭代重建算法(model-based iterative reconstruction, MBIR)应用于 80kV 低剂量脊柱 CT 的可行性,以达到减少患儿受到的放射损伤的目的。

## 材料与方法

### 1. 一般资料

本研究得到医院伦理委员会的允许,所有患儿检查前家长均签署了知情同意书。搜集本院 2012 年 12 月—2017 年 2 月接受两次脊柱 CT 扫描的检查,所有患儿复查时的 CT 扫描作为观察组,治疗前的脊柱 CT 作为对照组,纳入标准:① 6~12 岁的学龄儿童;② 因病情需要 6 个月内两次行脊柱 CT 检查的病例;③ 经临床医生确认患儿病情无恶化,仅为常规复查观察病变范围有无好转。排除标准:患儿病情变化明显,需要观察病变有无进展。

### 2. 仪器与方法

全部检查使用 GE Discovery 750 CT 宝石探测器(GE Healthcare, 美国),观察组管电压 80 kV,固定管电流 50 mA,转速 0.4 转/秒,螺距 1.375,将所得图像分别重建为 0.625 mm 的 MBIR、ASIR、FBP 图像;对照组采用管电压 120 kV,余扫描条件同观察组,将所得图像重建为 0.625 mm 的 FBP 图像。

### 3. 图像评价

将所图像传至 AW4.5(GE Healthcare, 美国)工作站,由 2 名分别具有 8 年和 10 年儿童工作经验的影像医师进行图像的质量评价,2 名医师可根据个人习惯自由调整图像窗宽窗位,以及应用三维重建、多平面重组等技术进行观察,对图像做出主观评价及客观评价。

主观评价:主观评价主要对所有图像进行图像噪声评分、椎体结构评分,评价图像整体的噪声水平以及椎体结构的显示情况(表 1)。所有评分 4 分最好,3 分可以做出定性、定量诊断,2 分仅可以做出椎体形态观察,无法观察骨质结构,1 分无法用于诊断。

客观评价:于 L<sub>1</sub> 椎体中央设置 30~100 mm<sup>2</sup>(为同层面降主动脉截面面积的 1/2)的类圆形感兴趣区(region of interest, ROI)行椎体骨组织的 CT 值及标准差测定,测量时选取椎体中央密度均匀的骨组织,避开椎体静脉丛,如该椎体存在病变,则向下顺序选取椎体测量。同时测量同层面同面积背部肌肉的 CT 值及标准差,标准差平均值代表各组织的客观噪声(图 1)。计算椎体骨组织的信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast to noise ratio, CNR),具

表 1 主观评分标准

评价内容	4 分	3 分	2 分	1 分
图像噪声	图像仅有非常少的噪声,可以对病变做出定量、定性诊断	图像存在一定噪声,但可以对图像做出诊断	图像内噪声较多,不能做出定性诊断,但是可以对组织结构范围边缘做出定量诊断	图像内噪声多,已经无法准确对病变做出诊断
椎体结构	骨皮质、骨松质分界清晰,骨小梁可见,钩椎关节显示清晰,与周围软组织分界清晰,病变显示清晰	骨皮质、骨松质分界尚清晰,骨小梁略模糊,钩椎关节可见,与周围软组织分界清晰,病变可以显示	骨皮质、骨松质分界欠清,骨小梁模糊不清,钩椎关节分界欠清,与周围软组织分界欠清,病变仅可判断范围	骨皮质、骨松质分界模糊,钩椎关节分界模糊,与周围软组织分界欠清晰,不能准确判断病变范围

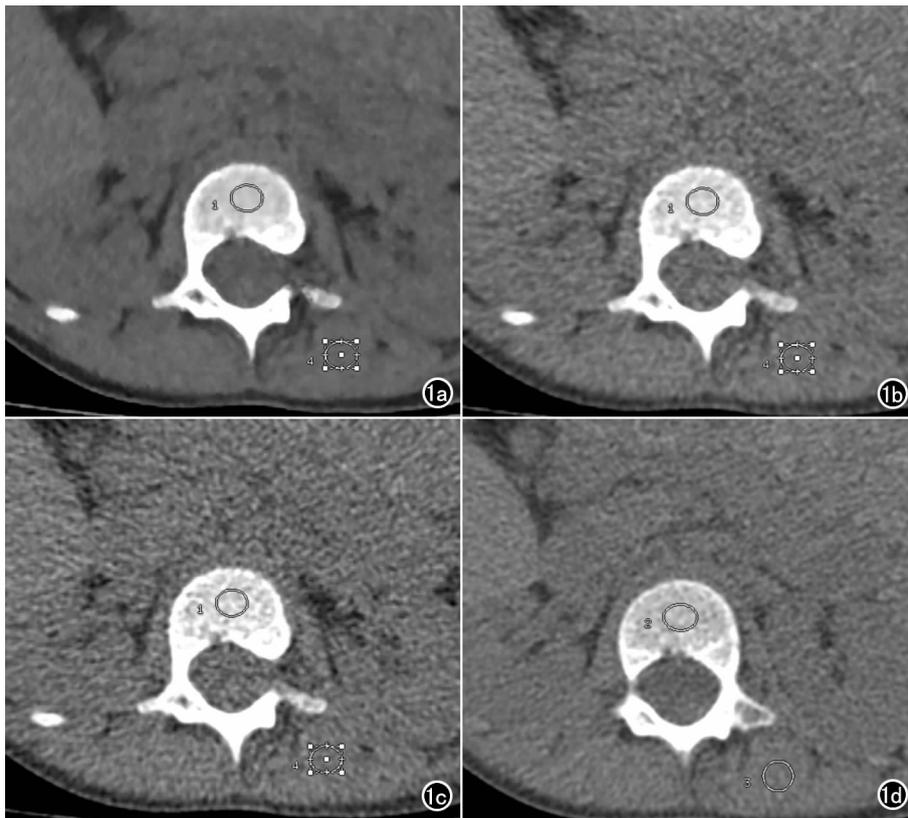


图 1 客观噪声测量示意图。a) 80kV 低剂量扫描得到的 MBIR 图像以及感兴趣区选取方法; b) 80kV 低剂量扫描得到的 50% ASIR 图像; c) 80kV 低剂量扫描得到的 FBP 图像; d) 120kV 常规剂量图像。该层面为 L1 椎体层面, 患儿腹主动脉横截面积约  $80.16\text{mm}^2$ , 设置感兴趣区面积约  $38\text{mm}^2$ 。a、d 可以清楚观察椎体结构, 骨皮质、髓质分界清晰(箭)。b、c 椎体结构观察不满意, 与周围软组织分界清晰。图 b 椎体边缘清晰, 图 c 椎体边缘略显模糊。

体计算公式为  $\text{SNR} = \text{CT 值椎体} / \text{噪声值椎体}$ ,  $\text{CNR} = (\text{CT 值椎体} - \text{CT 值肌肉}) / \text{噪声值肌肉}$ 。

#### 4. 辐射剂量

记录所有检查的容积 CT 剂量指数 (CT dose index of volume, CTDIvol) 与剂量长度乘积 (dose length product, DLP), 该指数与乘积是由设备自动计

算获得。

#### 5. 统计学分析

采用 SPSS 17.0 统计分析软件, 所有统计资料以  $\bar{x} \pm s$  表示, 应用单因素 ANOVA 评价各组图像的主观评分结果以及客观评分结果间是否存在差异, 继而采用 Dunnett-*t* 检验评价低剂量扫描得到的图像与对照组图像间的差异; 采用 Kappa 检验分析 2 名医师主观评分的一致性;  $k < 0$ , 差;  $0 \sim 0.20$ , 较差;  $0.21 \sim 0.4$ , 稍差;  $0.41 \sim 0.6$ , 中等;  $0.61 \sim 0.8$ , 较好;  $0.81 \sim 1.0$ , 好; 所有统计结果以  $P < 0.05$  具有统计学意义; 放射剂量采用配对 *t* 检验进行比较。

#### 结果

共有 32 例患儿入组, 男 27 例, 女 5 例, 年龄 6~12 岁, 平均  $(9.36 \pm 2.25)$  岁, 两次检查时间间隔 2~6 个月, 平均  $(4.51 \pm 1.30)$  月。主观评分结果显示图像噪声观察组的 MBIR 图像与对照组 FBP 图像无统计学差异, 可以满足诊断要求 (表 2)。椎体结构方面观察组的 MBIR 图像与对照组 FBP 图像均达到诊断要求, 观察

组 ASIR、FBP 图像只可以对骨性结构边缘做出评价, 不能用于诊断 (图 2); 主观评分两位医师的一致性较好,  $\text{Kappa} = 0.72 (P < 0.05)$ ; 客观评分 MBIR 图像最好, 与对照组相比, 椎体噪声降低 20.40%, 肌肉噪声降低 39.10%, SNR 升高 37.23%, CNR 升高 82.51%。均具有统计学差异 ( $P < 0.05$ ); 放射剂量方

表 2 图像主观评分、客观评分结果

评价内容	观察组			照组 FBP	统计值	
	FBP	ASIR	MBIR		F 值	P 值
<b>主观评分</b>						
图像噪声	$1.21 \pm 0.41$	$2.94 \pm 0.24$	$4.00 \pm 0.00^*$	$3.97 \pm 0.17^*$	67.36	$< 0.001$
椎体结构	$2.18 \pm 0.39$	$2.65 \pm 0.60$	$3.44 \pm 0.50$	$4.00 \pm 0.00$	453.33	$< 0.001$
<b>客观评分</b>						
椎体 CT 值	$201.04 \pm 10.80$	$200.43 \pm 10.71$	$198.38 \pm 9.09$	$186.60 \pm 18.08$	11.85	$< 0.05$
椎体噪声值	$107.68 \pm 15.01$	$74.79 \pm 11.81$	$35.38 \pm 5.30$	$44.46 \pm 2.87$	384.71	$< 0.001$
肌肉 CT 值	$61.67 \pm 9.61^*$	$61.82 \pm 9.61^*$	$59.36 \pm 5.10^*$	$60.16 \pm 4.40$	0.89	0.45
肌肉噪声值	$74.68 \pm 7.11$	$50.89 \pm 4.24$	$17.35 \pm 2.70$	$28.49 \pm 3.25$	1074.79	$< 0.001$
SNR	$1.90 \pm 0.28$	$2.74 \pm 0.41$	$5.75 \pm 1.05$	$4.19 \pm 0.43$	269.74	$< 0.001$
CNR	$1.89 \pm 0.33$	$2.74 \pm 0.38$	$8.14 \pm 0.91$	$4.46 \pm 0.86$	610.11	$< 0.001$

注: \* 使用 Dunnett-*t* 检验评价观察组图像与对照组图像间以  $P < 0.05$  水平不存在统计学差异, 余组间均有统计学差异。



图 2 a) 80kV 低剂量扫描得到的 MBIR 图像以及感兴趣区选取方法; b) 80kV 低剂量扫描得到的 50% ASIR 图像; c) 80kV 低剂量扫描得到的 FBP 图像; d) 120kV 常规剂量图像。图像噪声 a, d 最少, b, c 噪声较多影响诊断; 骨质结构 d 最好, a 可见骨小梁模糊, 但可以满足诊断要求, 能判断骨破坏情况; b, c 骨质边缘模糊, 仅可以判断椎体边缘及脊柱走形, 不能准确判断椎体骨质情况, 对骨破坏范围判断影响不大, 但其内骨质情况观察受影响。

面, 观察组 CTDIvol 为  $0.77 \pm 0.02$  较对照组的  $2.23 \pm 0.01$  降低了 65.47%。观察组 DLP 为  $51.28 \pm 11.67$ , 较对照组的  $145.52 \pm 30.41$  降低了 64.76%。

## 讨论

脊柱侧弯、朗格罕氏组织细胞增生症等均为儿科常见疾病, 需要全脊柱扫描观察脊柱椎体形态、走形以及骨质情况, 扫描范围广, 而且覆盖了对射线敏感的甲状腺、乳腺、卵巢等, 且无法遮盖防护, 低剂量扫描是唯一行之有效的保护措施, 因此, 寻找合理的低剂量儿童脊柱 CT 扫描方案意义重大<sup>[8]</sup>。

IR 重建算法已经广泛应用于 CT 图像后处理, 可以在降低扫描放射剂量的同时, 获得满足诊断的图像。先进的 MBIR 重建算法可以使降低噪声的效果更为显著<sup>[9,10]</sup>, 已经有应用于儿童 CT 检查的报道<sup>[11,12]</sup>, 但是应用 MBIR 进行脊柱 CT 重建的经验尚不充分, 我们尝试应用 80 kV、低放射剂量的扫描方案保证椎体的对比度, 结合 MBIR 算法来降低噪声, 观察这种组合是否可以应用于儿童。

因为本次试验属于前瞻性研究, 为了更好的消除体型、病情等混杂因素, 我们选择了需要短期内行 2 次检查的病例, 重点观察不同 kV 对图像质量的影响。为了不影响临床诊断工作, 选择病例时排除了临床症状加重的患儿, 以避免由于图像质量不佳而影响诊断。

由于本院所接诊的脊柱患儿多存在椎体畸形、脊柱侧弯或金属植入物, 所以扫描方案常规使用固定管电流, 避免了在自动管电流调节模式下由于体位、弯曲的椎体、金属植入物等造成的不必要管电流升高。观察组电流设定方案根据 Holmquist 等<sup>[13]</sup> 成果在保证放射剂量相等的情况下, 80 kV 所需要的管电流 120 kV 时的 3 倍左右, 所以本研究在保证管电流不变的基础上降低管电压至 80 kV, 等同于将观察组放射剂量降低了约 66.7%, 同时根据之前的研究, 使用 MBIR 算法可以使图像噪声降低 55.2%<sup>[11]</sup>, 因此, 我们制定了此扫描方案平衡扫描剂量与图像噪声。

本研究发现主观评分方面, 总体图像质量评分观察组的 MBIR 图像与对照组图像噪声均很小, 能很好的满足诊断要求, 椎体结构评分观察组的 MBIR 图像与对照组也均可以满足诊断, 但是 MBIR 图像显示椎体骨小梁结构模糊, 评分较对照组降低明显; 观察组的 ASIR、FBP 图像均不能满足诊断要求, 但是, 由于椎体结构与周围软组织密度差异明显, 所以 ASIR 图像可以观察椎体的形态、边缘, 但不能用于诊断骨质结构的异常。客观噪声方面, 观察组由于使用了低电压, 所以高密度椎体结构的 CT 值较对照组增高, 但是低密度的肌肉组织增高不明显, 噪声方面, 观察组的 FBP、ASIR 图像较对照组明显增高, 但是 MBIR 图像的噪声还要低于观察组图像 20.40%~39.10%, 由于使用

了低 kV, 观察组的 MBIR 图像 SNR 及 CNR 较对照组明显增高 37.23% 和 82.51%, 利于显示椎体骨性结构以及与软组织相邻的边缘。放射剂量方面, CTDI<sub>vol</sub> 观察组降低了 65.47%, DLP 降低 64.76%, 与预估的数值接近。理论上  $DLP = CTDI_{vol} \times \text{扫描范围}$ , 但两次检查时设定的扫描范围多少会有所差异, 所以造成 CTDI<sub>vol</sub> 与 DLP 的降低程度不完全匹配。

本次研究存在一些不足之处, 需要在今后的研究中改进: 由于入组条件要求比较严格, 所以本研究搜集的病例数量较少, 而且仅仅以 6~12 岁这一年龄段作为评价对象, 对于小婴幼儿及青春期儿童没有做出评价; 同时, 受到病例数量的限制, 没有根据患儿年龄、体型进行放射剂量的细微分组调整; 最后, 由于本次研究降低放射剂量幅度较大, 虽然 MBIR 可以在 CTDI<sub>vol</sub> = 0.77 mGy 水平应用于临床, 但是常规的 ASIR 重建, 仅能显示椎体的外形与脊柱的走形, 不能用于骨质结构诊断, 临床应用受到限制, 需要进一步调整扫描方案来应用常规 IR 算法。

总之, 儿童脊柱 CT 应用 80 kV, 0.77 mGy 的 CT 扫描, 结合先进的 MBIR 可在大幅降低放射剂量的同时, 得到满足诊断的图像; 在此扫描条件下, 结合常规的 IR 算法, 可以观察椎体的外形与脊柱的走形, 但尚不能用于骨质结构的诊断。

#### 参考文献:

- [1] Leipsic J, Nguyen G, Brown J, et al. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction[J]. AJR Am J Roentgenol, 2010, 195(5):1095-1099.
- [2] Vorona GA, Ceschin RC, Clayton BL, et al. Reducing abdominal CT radiation dose with the adaptive statistical iterative reconstruction technique in children: A feasibility study[J]. Pediatr Radiol, 2011, 41(9):1174-1182.
- [3] Prakash P, Kalra MK, Kambadakone AK, et al. Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique[J]. Invest Radiol, 2010, 45(4):202-210.
- [4] Masaki K, Izuru M, Masaaki A, et al. Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique[J]. Eur Radiol, 2012, 22(8):1613-1623.
- [5] Hu D, Yu T, Duan X, et al. Determination of the optimal energy level in spectral CT imaging for displaying abdominal vessels in pediatric patients[J]. Eur J Radiol, 2014, 83(3):589-594.
- [6] Machida H, Fukui R, Tanaka I, et al. A method for selecting a protocol for routine body CT scan using Gemstone Spectral Imaging with or without adaptive statistical iterative reconstruction: phantom experiments[J]. Jpn J Radiol, 2014, 32(4):217-223.
- [7] Nakagawa M, Ozawa Y, Sakurai K, et al. Image quality at low tube voltage (70kV) and sinogram-affirmed iterative reconstruction for computed tomography in infants with congenital heart disease[J]. Pediatr Radiol, 2015, 45(10):1472-1479.
- [8] 高军, 于彤, 刘志敏, 等. 自适应迭代重建算法在儿童低剂量颈椎 CT 检查中的应用价值[J]. 中华放射学杂志, 2016, 50(1):37-40.
- [9] 杨晶, 高艳, 李坤成, 等. FBP、ASiR 和 VEO 重建算法对腹部 CT 图像质量的影响[J]. 放射学实践, 2013, 28(8):893-897.
- [10] 赵永为, 王鹤, 王霄英, 等. 基于模型的迭代重建在胸廓出口处超低剂量 CT 扫描中的可行性[J]. 放射学实践, 2013, 28(3):288-290.
- [11] Sun J, Peng Y, Duan X, et al. Image quality in children with low-radiation chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction and model-based iterative reconstruction [J]. PLoS One, 2014, 9(5):e96045.
- [12] 孙记航, 于彤, 段晓岷, 等. 基于模型的迭代重建算法优化低管电压儿童胸部 CTA 图像质量[J]. 中国医学影像技术, 2015, 31(2):302-305.
- [13] Holmquist F, Nyman U, Siemund R, et al. Impact of iterative reconstructions on image noise and low-contrast object detection in low kVp simulated abdominal CT: a phantom study[J]. Acta Radiol, 2016, 57(9):1079-1088.

(收稿日期:2017-10-19 修回日期:2018-01-06)