

## 论 著

# 极低辐射剂量扫描结合模型迭代重建技术在下肢CTA中应用研究

## 1. 苏州市立医院本部放射科

(江苏 苏州 215002)

## 2. 飞利浦中国影像研究学院

(上海 200070)

丰 川<sup>1</sup> 钱伟亮<sup>1</sup> 周丹静<sup>1</sup>  
 许建铭<sup>1</sup> 王 宏<sup>1</sup> 姜 彦<sup>2</sup>  
 王利军<sup>2</sup>

**【摘要】目的** 探讨极低剂量扫描联合迭代模型重建(IMR)技术在下肢CTA成像中的可行性。**方法** 60例患者接受下肢CTA检查,随机分为常规剂量(RD)组和低剂量(LD)组,每组各30例。扫描方案RD组:管电压120kV,管电流采用自动管电流调控技术(DoseRight, Philips Healthcare),图像指数设为12;LD组:管电压80kV,管电流20mAs。RD组图像采用常规FBP重建,LD组图像采用IMR重建。比较下肢血管不同位置(主动脉分叉,髂动脉分叉,股动脉近端,股动脉中段以及腘动脉近端)图像质量客观评价指标[血管内CT值,图像噪声,信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR)],和不同分段(主-髂动脉段,股-腘动脉段及小腿段)主观评价指标(血管对比度,图像噪声,图像伪影及诊断信心)。**结果** 辐射剂量LD组较RD组下降91.40% ( $0.16\text{mSv} \pm 0.01$ ,  $1.86\text{mSv} \pm 0.51$ ,  $t=-18.229$ ,  $P<0.05$ )。相较RD组,LD组在不同位置的血管内CT值、SNR和CNR均显著增高,而图像噪声则显著降低( $P<0.05$ )。主-髂动脉段噪声和伪影以及股-腘动脉段、小腿段的各项主观指标LD组均高于RD组( $P<0.05$ ),余无差异。**结论** 结合模型迭代技术,极低剂量下肢CTA在降低高达91.40%的辐射剂量时,仍具有满足诊断要求的图像质量。

**【关键词】** 低剂量; 体层摄影术; X线计算机; 基于模型的迭代重建

**【中图分类号】** R445.3

**【文献标识码】** A

**DOI:** 10.3969/j.issn.1672-5131.2018.03.037

通讯作者: 许建铭

# The Application of Extremely Low Radiation Dose Scanning Combined with Model Iterative Reconstruction in the CTA of the Lower Extremities

FENG Chuan, QIAN Wei-liang, ZHOU Dan-jing<sup>1</sup>, et al., Department of Radiology, Suzhou Municipal Hospital, Suzhou 215002, Jiangsu Province, China

**[Abstract] Objective** To investigate the feasibility of lower extremity CT angiography with extreme low radiation dose by using iterative model reconstruction (IMR) algorithm.

**Methods** Lower extremity CT angiography scans were acquired using a 256-slice MSCT for 60 patients: 30 patients were scanned with routine dose (RD) protocol, 120kVp, automatic tube current modulation (ACTM) with image quality index of 12 (DoseRight, Philips Healthcare), and the other 30 patients were scanned with low dose (LD) protocol, 80 kVp, 20 mAs. Images from RD-group and LD-group were reconstructed with filtered back projection (FBP) and IMR algorithms respectively. CT attenuation, image noise, SNR and CNR of 5 positions including aortic bifurcation, iliac bifurcation, proximal femoral artery, middle femoral artery, proximal popliteal artery were calculated. Subjective image quality (intravascular contrast, noise, artifacts, and diagnostic confidence) of aortoiliac, femoropopliteal and lower leg segments were assessed by two radiologists using a 4-point scale. **Results** Radiation dose was reduced 91.0% in LD-group compared RD-group ( $0.16\text{mSv} \pm 0.01$ ,  $1.86\text{mSv} \pm 0.51$ ,  $t=-18.229$ ,  $P<0.05$ ). Higher mean intravascular attenuation, SNR and CNR as well as lower image noise were obtained in LD-group compared to RD-group (all,  $P<0.05$ ). Higher subjective image quality scores were observed in LD-group compared to RD-group ( $P<0.05$ ), except intravascular contrast and diagnostic confidence of aortoiliac segment. **Conclusion** By using of IMR, lower extremity CTA allows for a radiation dose reduction up to 91.40% meanwhile without compromising image quality.

**[Key words]** Low Dose; Tomography; X-ray Computed; Iterative Model Reconstruction; Angiography

外周动脉闭塞性疾病(peripheral arterial occlusive disease, PAOD)是一种常见的慢性渐进性疾病,早期诊断和适当的医疗干预可降低PAOD患者肢体症状并降低系统性心血管风险<sup>[1]</sup>。临床上,CTA因其无创性和高准确率被广泛应用于PAOD的诊断<sup>[2]</sup>,然而下肢CTA扫描范围大,辐射剂量高,如何降低辐射剂量成为研究热点。针对CTA,除降低管电流以外,降低管电压更易于显著降低辐射剂量,并且有助于相对提高血管对比度<sup>[3]</sup>,但是受制于传统滤波反投影(filtered back projection, FBP)或早期迭代重建技术的自身缺点,单纯降低管电流或管电压均会造成图像噪声伪影增高,进而影响图像质量及疾病诊断。近期研究表明一种新型模型迭代重建技术(iterative model reconstruction, IMR)联合低剂量扫描方案可有效降低辐射剂量,同时保持或提高图像质量<sup>[4-6]</sup>。已有学者<sup>[7]</sup>利用IMR在下肢方面行低剂量成像研究,本研究在此基础上,进一步降低管电流,旨在尽可能的降低下肢CTA辐射剂量。

## 1 资料与方法

**1.1 一般资料** 本研究为前瞻性设计,经医院伦理委员会审核

批准,所有患者均签署知情同意书。收集2015年8月至2016年12月本院疑似外周动脉闭塞性疾病,年龄18岁以上,体质量指数(body mass index, BMI)  $18 \sim 25 \text{ Kg/m}^2$  的患者纳入研究。排除严重心功能不全、肾功能不全(肌酐清除率  $\leq 120 \mu\text{mol/L}$ )、妊娠或哺乳期妇女、已知碘造影剂过敏史、有明显运动伪影者。所有患者随机分为常规剂量(RD)、低剂量(LD)两组并根据不同扫描方案进行CT检查。RD组纳入30例,男23例,女7例,年龄范围20~88岁,平均  $(69.03 \pm 13.90)$  岁, BMI平均为  $(21.44 \pm 2.17) \text{ Kg/m}^2$ ; LD组纳入30例,男性21例,女性9例,年龄范围33~90岁,平均  $(73.60 \pm 13.05)$  岁, BMI平均为  $(20.81 \pm 2.69) \text{ kg/m}^2$ , RD组和LD组患者年龄、性别及BMI差异均无统计学意义( $t=1.312$ ,  $P>0.05$ ;  $\chi^2=0.142$ ,  $P>0.05$ ;  $t=-1.006$ ,  $P>0.05$ )。

**1.2 检查方法** 采用荷兰Philips公司Brilliance iCT 256层CT机,患者取仰卧位,扫描范围自肾下缘至足底。先进行定位像扫描,然后采用高压注射器经肘正中静脉注入碘普胺(优维显,  $370 \text{ mgI/mL}$ )  $80 \text{ mL}$ ,流速  $4 \text{ mL/s}$ ,再以同样速度注入生理盐水  $30 \text{ mL}$  冲洗。采用对比剂推注跟踪技术确定扫描时间,感兴趣区(ROI)置于主动脉分叉处,阈值  $150 \text{ HU}$ ,达到阈值后延迟  $15 \text{ s}$  开始扫描。扫描方案RD组管电压  $120 \text{ kV}$ ,采用自动管电流调制技术(DoseRight, Philips Healthcare),图像质量指数设为12; LD组管电压  $80 \text{ kV}$ ,固定管电流  $20 \text{ mAs}$ 。其余扫描参数两组一致:准直器  $64 \times 0.625 \text{ mm}$ ;重建层厚  $1 \text{ mm}$ ,间隔  $0.7 \text{ mm}$ ,X射线管旋转速度  $0.75 \text{ s/圈}$ ,螺距  $0.76$ ,矩阵  $512 \times 512$ ,视野  $350 \text{ mm}$ 。

**1.3 图像重建及后处理** RD组图像采用FBP重建, LD组图像采用IMR重建。所有重建所得横断位图像传入Philips IntelliSpace工作站,应用最大密度投影(maximum intensity projections, MIP)和曲面重建(curved planar reformations, CPR)技术进行图像后处理。

#### 1.4 图像评价

**1.4.1 客观评价:** 由1名CT诊断主治医师在横断位图像主动脉分叉、髂动脉分叉、股动脉近端、股动脉中端以及腘动脉近端层面血管内及同层面肌肉内放置ROI,测量CT值及标准差(SD),并以肌肉SD值为图像噪声。所有ROI面积约  $50 \text{ mm}^2$ 。每个ROI测量三次,取平均值用于计算信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR)。SNR=血管内CT值/肌肉SD值, CNR=(血管内CT值-肌肉CT值)/肌肉SD值。

**1.4.2 主观评价:** 由2名具有5年以上放射科腹部阅片经验的放射科医生采用双盲法分别对两组图像进行评价。最终应用2名医师共同评价得到的一致意见比较各组图像的质量。主观指标均按照4分法针对下肢动脉主-髂动脉段,股-腘动脉段及小腿段图像显示进行评定,若由于患者自身病变的原因出现某段血管严重狭窄或缺失则不予评价。评价标准:(1)血管对比度:1分,血管边缘模糊,不可接受;2分,血管边缘清晰,可接受;3分,高于平均值;4分,优良。(2)噪声:1分,严重噪声,不可接受;2分,噪声较大,干扰主要结构显示;3分,噪声存在,不干扰主要结构显示;4分,无噪声或很小。(3)伪影:1分,严重伪影,不可接受;2分,伪影存在,且干扰主要结构显示;3分,伪影存在,不干扰对主要结构的描述;4分,无伪影或很小。(4)诊断信心:1分,不能

诊断;2分,仅提示可见病变;3分,可能诊断;4分,很有信心。

**1.5 辐射剂量** 采用有效辐射剂量(effective dose, ED)来评价患者的辐射剂量。记录扫描过程中CT容积剂量指数(computed tomography dose index volume, CTDIvol),并测量扫描起始部至股骨小转子长度,即腹盆部和髋部扫描长度(L)。因下肢CTA扫描中下肢部分有效剂量转换因子 $k$ 并不适用<sup>[8]</sup>,故本研究有效辐射剂量仅计算腹盆部及髋部,公式如下:  $ED = \text{CTDIvol} \times L \times k$  ( $k=0.015 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ )<sup>[9]</sup>。

**1.6 统计学分析** 采用MedCal软件进行统计分析。连续数据结果均用  $(\bar{x} \pm s)$  表示。两组客观评价指标比较采用独立样本 $t$ 检验,主观评价指标采用Mann-Whitney U检验。主观评价两名观察者间的一致性采用Kappa检验。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

## 2 结 果

**2.1 辐射剂量** CT容积剂量指数RD组和LD组分别为  $(4.56 \pm 0.96) \text{ mGy}$  及  $(0.40 \pm 0.01) \text{ mGy}$ ;有效辐射剂量(ED)RD组和LD组分别为  $(1.86 \pm 0.51) \text{ mSv}$  及  $(0.16 \pm 0.01) \text{ mSv}$ , 差异有统计学意义( $t=-18.229$ ,  $P<0.05$ ), LD组较RD组降低91.40%。扫描长度(L)RD组合LD组分别为  $(268.75 \pm 26.38) \text{ mm}$ 、 $(270.80 \pm 20.80) \text{ mm}$ , 差异无统计学意义( $t=0.334$ ,  $P>0.05$ )。

**2.2 客观评价结果** 不同位置血管内CT值、SNR以及CNR, LD组均高于RD组,差异均有统计学意义;而不同位置的图像噪声值LD组则低于RD组,差异有统计学意义( $P$ 均 $<0.05$ ),见表1。

**2.3 主观评价结果** 2名评价者间的一致性较好( $\text{kappa}=0.53$ —

0.79,  $P < 0.05$ )。除小腿段血管对比度评分LD组高于RD组( $Z=2.098$ ,  $P < 0.05$ )以外,主-髂动脉段,股-腘动脉段以及小腿段其他各项主观评价指标LD组与RD组均无统计学差异( $P$ 均 $>0.05$ ) (具体统计量见表2)。RD组和LD组典型图像见图1-8。

### 3 讨 论

本研究所采用的模型迭代技术不同于既往的混合迭代技术(如iDose4, 自适应迭代重建等),该

技术可通过完整的前向后向重建在投影数据域以及图像数据域进行迭代运算,并采用统计学模型以及CT系统模型进行对比校正,最终得到低噪声高分辨的CT图像<sup>[10]</sup>,具有极大的降低辐射剂量的潜力。

相较于既往研究着重于通过降低管电压来降低辐射剂量,本研究在降低管电压至80kV的基础上,还对管电流进行了较大幅度调控,结果LD组平均有效辐射剂量仅为0.16mSv,较同类研究<sup>[8-9,11]</sup>的辐射剂量进一步降低。Duan Y<sup>[8]</sup>

等以常规血管造影为参考标准,研究结果表明低剂量下肢CTA在诊断PAOD患者血管狭窄方面可达96.05%的准确率;而Qi L<sup>[9]</sup>等则以常规剂量(1.6mSv)下肢CTA为参考标准,研究结果表明低剂量下肢CTA除了会增加图像噪声之外,可取得满意图像质量。本研究与既往研究结果基本一致,然而在更低剂量条件下结合模型迭代重建技术,除了取得下肢血管各位置显著增高的血管内CT值,SNR以及CNR以外,还达到了更低的图像噪声。血管内CT值增高得益于低管电压技术的应用,因为相较于常规管电压120kV,80kV射线能量更接近于对比剂碘物质的K峰,有利于血管内对比剂的增强<sup>[12]</sup>,而在同时降低管电压和管电流的情况下,图像噪声仍然低于常规剂量组,主要原因则在于模型迭代技术对噪声的有效抑制。

图像主观评分方面,两组各血管节段所有主观评价指标均达到优秀,多数指标两组间无统计学差异。一般而言,主髂动脉段位于盆部,因盆腔器官缺乏良好自然对比,低剂量条件下易于造成较高噪声和显著伪影,而模型迭代技术对于噪声和伪影的有效抑制使得LD组可维持与RD组一致的主观图像质量。而对于下肢动脉中远段,理论上LD组采用的低管电压扫描方案使得血管内对比剂进一步强化,有利于细小血管显示,因此LD组在小腿段的血管对比度评分较高。这与既往模型迭代技术在低管电压冠脉CTA的研究中表现一致<sup>[4,13]</sup>,即采用低管电压联合模型迭代技术的扫描方案有利于中远段血管图像质量提升。

综上,结合模型迭代技术,极低剂量下肢CTA可以显著降低被检查者的辐射剂量,同时保持图像质量。低管电压扫描方案结合

表1 两组图像客观评价指标比较 ( $\bar{x} \pm s$ )

| 位置    | 组别 | 例数 | 血管内CT值(HU)      | 噪声(HU)       | SNR           | CNR           |
|-------|----|----|-----------------|--------------|---------------|---------------|
| 主动脉分叉 | RD | 30 | 417.42 ± 122.21 | 31.15 ± 4.69 | 14.02 ± 5.31  | 12.44 ± 5.21  |
|       | LD | 30 | 596.31 ± 212.32 | 14.52 ± 2.36 | 43.13 ± 18.81 | 39.51 ± 18.71 |
|       | t  |    | 4.309           | -20.997      | 8.533         | 7.976         |
|       | P  |    | < 0.05          | < 0.05       | < 0.05        | < 0.05        |
| 髂动脉分叉 | RD | 30 | 390.58 ± 119.44 | 32.04 ± 5.11 | 12.71 ± 4.88  | 11.18 ± 4.84  |
|       | LD | 30 | 554.69 ± 194.73 | 14.09 ± 3.53 | 41.22 ± 17.3  | 37.14 ± 17.53 |
|       | t  |    | 4.260           | -18.529      | 8.872         | 8.178         |
|       | P  |    | < 0.05          | < 0.05       | < 0.05        | < 0.05        |
| 股动脉近端 | RD | 30 | 351.14 ± 122.57 | 31.51 ± 3.78 | 11.52 ± 4.87  | 10.11 ± 4.94  |
|       | LD | 30 | 493.47 ± 180.69 | 14.04 ± 1.77 | 35.91 ± 14.69 | 32.02 ± 14.11 |
|       | t  |    | 3.896           | -28.303      | 9.222         | 8.478         |
|       | P  |    | < 0.05          | < 0.05       | < 0.05        | < 0.05        |
| 股动脉中段 | RD | 30 | 313.24 ± 116.02 | 24.44 ± 7.32 | 14.21 ± 7.32  | 12.12 ± 6.88  |
|       | LD | 30 | 374.81 ± 152.73 | 12.02 ± 2.43 | 31.88 ± 13.22 | 27.34 ± 13.11 |
|       | t  |    | 1.939           | -11.055      | 6.895         | 6.027         |
|       | P  |    | < 0.05          | < 0.05       | < 0.05        | < 0.05        |
| 腘动脉近端 | RD | 30 | 282.01 ± 100.11 | 20.51 ± 3.69 | 14.41 ± 6.43  | 11.84 ± 6.01  |
|       | LD | 30 | 353.04 ± 134.88 | 11.34 ± 2.01 | 32.31 ± 14.04 | 27.11 ± 13.86 |
|       | t  |    | 2.515           | -14.317      | 6.661         | 5.776         |
|       | P  |    | < 0.05          | < 0.05       | < 0.05        | < 0.05        |

表2 两组图像客观评价指标比较[中位数(下四分位数, 上四分位数)]

| 位置     | 评价指标  | RD     | LD     | Z     | P      |
|--------|-------|--------|--------|-------|--------|
| 主-髂动脉段 | 血管对比度 | 4(4,4) | 4(3,4) | 1.678 | > 0.05 |
|        | 噪声    | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.557 | > 0.05 |
|        | 伪影    | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.514 | > 0.05 |
|        | 诊断信心  | 4(4,4) | 4(3,4) | 1.215 | > 0.05 |
| 股-腘动脉段 | 血管对比度 | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.096 | > 0.05 |
|        | 噪声    | 4(3,4) | 4(3,4) | 1.134 | > 0.05 |
|        | 伪影    | 4(3,4) | 4(3,4) | 1.241 | > 0.05 |
|        | 诊断信心  | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.932 | > 0.05 |
| 小腿段    | 血管对比度 | 4(2,4) | 4(3,4) | 2.098 | < 0.05 |
|        | 噪声    | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.368 | > 0.05 |
|        | 伪影    | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.489 | > 0.05 |
|        | 诊断信心  | 4(3,4) | 4(3,4) | 0.328 | > 0.05 |

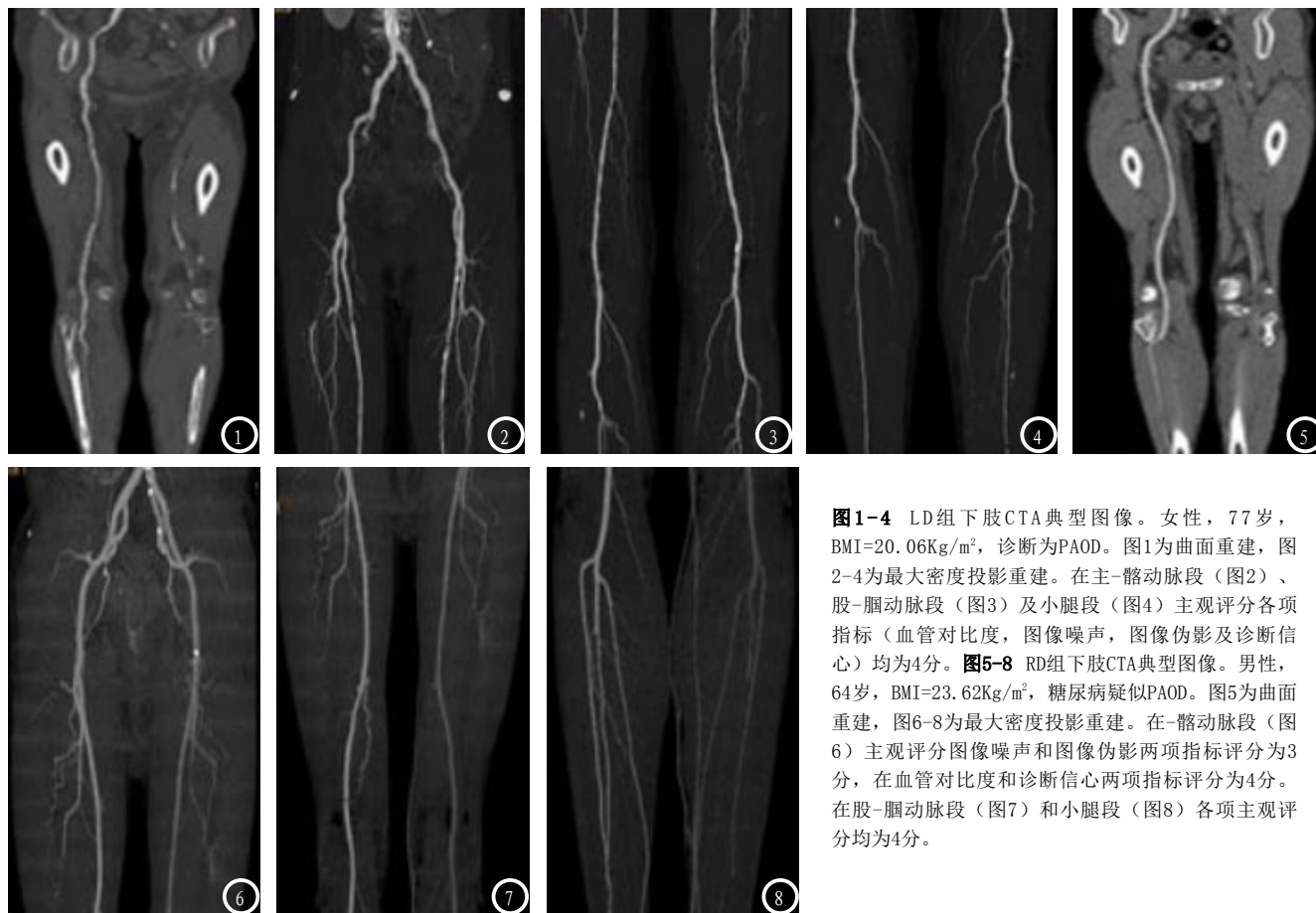


图1-4 LD组下肢CTA典型图像。女性, 77岁, BMI=20.06Kg/m<sup>2</sup>, 诊断为PAOD。图1为曲面重建, 图2-4为最大密度投影重建。在主-髂动脉段(图2)、股-腘动脉段(图3)及小腿段(图4)主观评分各项指标(血管对比度, 图像噪声, 图像伪影及诊断信心)均为4分。图5-8 RD组下肢CTA典型图像。男性, 64岁, BMI=23.62Kg/m<sup>2</sup>, 糖尿病疑似PAOD。图5为曲面重建, 图6-8为最大密度投影重建。在主-髂动脉段(图6)主观评分图像噪声和图像伪影两项指标评分为3分, 在血管对比度和诊断信心两项指标评分为4分。在股-腘动脉段(图7)和小腿段(图8)各项主观评分均为4分。

模型迭代技术, 有利于远段血管显示, 适合推广至临床。

## 参考文献

- [1] Hirsch AT, Criqui MH, Treat-Jacobson D, et al. Peripheral arterial disease detection, awareness, and treatment in primary care [J]. JAMA, 2001, 286(11): 1317-1324.
- [2] 吴戈, 张黎莉, 邓刚, 等. 下肢动脉硬化闭塞症的多层螺旋(HD 750)CTA和3.0T磁共振3D CE-MRA的对比研究[J]. 中国CT和MRI杂志, 2016, 14(5): 112-115.
- [3] Utsunomiya D, Oda S, Funama Y, et al. Comparison of standard- and low-tube voltage MDCT angiography in patients with peripheral arterial disease[J]. Eur Radiol, 2010, 20(10): 2758-2765.
- [4] Zhang F, Yang L, Song X, et al. Feasibility study of low tube voltage(80 kVp) coronary CT angiography combined with contrast medium reduction using iterative model reconstruction (IMR) on standard BMI patients[J]. Br J Radiol, 2016, 89(1058): 20150766.
- [5] 程强, 刘洋, 姜彦, 等. 低管电压联合迭代模型重建技术在肝脏CT增强扫描中的可行性研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2015, 35(12): 953-956.
- [6] 潘丹, 陈鑫, 姜彦, 等. 迭代模型重组设置对不同辐射剂量下肝脏增强CT图像噪声及质量的影响[J]. 中华放射学杂志, 2015, 49(4): 173-178.
- [7] 钱伟亮, 丰川, 周丹静, 等. FBP、iDose4和IMR重建算法对低剂量双下肢CTA图像质量的影响[J]. 中国医学影像技术, 2017, 33(2): 290-294.
- [8] Duan Y, Wang X, Yang X, et al. Diagnostic efficiency of low-dose CT angiography compared with conventional angiography in peripheral arterial occlusions[J]. AJR Am J Roentgenol, 2013, 201(6): W906-914.
- [9] Qi L, Meinel FG, Zhou CS, et al. Image quality and radiation dose of lower extremity CT angiography using 70 kVp, high pitch acquisition and sinogram-affirmed iterative reconstruction [J]. PLoS One, 2014, 9(6): e99112.
- [10] Mehta D, Thompson R, Morton T, et al. Iterative model reconstruction: simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality[J]. Med Phys Int J, 2013, 1(2): 147-155.
- [11] 薛水培, 万素珍, 沈比先, 等. 管电流自动补偿在双源CT下肢CTA降低辐射剂量的价值[J]. 中国CT和MRI杂志, 2015, 13(6): 111-114.
- [12] Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches [J]. Radiology, 2010, 256(1): 32-61.
- [13] Oda S, Weissman G, Vembar M, et al. Iterative model reconstruction: improved image quality of low-tube-voltage prospective ECG-gated coronary CT angiography images at 256-slice CT[J]. Eur J Radiol, 2014, 83(8): 1408-1415.

(本文编辑: 谢婷婷)

【收稿日期】2017-03-11