

腹部 CT 血管成像

DOI: 10.13406/j.cnki.cyx.002111

单色能量 CTA 成像结合锐利迭代重建技术评价
支架术后再狭窄的效果魏 森¹, 李信友¹, 赵 渝², 刘 洪², 吕发金¹

(重庆医科大学附属第一医院 1. 放射科; 2. 血管外科, 重庆 400016)

【摘要】目的:研究下肢 CTA 单色能量成像结合中等锐利迭代重建(B60f, SAFIRE)技术在下肢血管支架植入术后再狭窄(in-stent restenosis, ISR)诊断中的应用价值。**方法:**对 72 例(男 37, 女 35)股动脉植入支架的患者行下肢动脉 CT 血管造影(computer tomography angiography, CTA)。25 例采用双能量扫描, 中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE), 分离出 2 组(70 keV_锐, 80 keV_锐)单色能量图像。47 例采用 100 kV 扫描, 其中 23 例(100 kV 标组)标准平滑迭代重建(50% ASIR), 24 例(100 kV 锐组)中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE)。比较图像噪声(SD)、信噪比(SNR)、对比噪声比(CNR)、支架-血管密度差(SVD)、测量-实际支架壁厚差(MAD), 结合血管超声或 DSA, 评价 ISR 的诊断准确率。**结果:**①不同重建同能级:SD, 100 kV_标<100 kV_锐, SNR、CNR 之间无统计学差异($P>0.05$)。②不同能级同重建比较:SD, 70 keV_锐<80 keV_锐<100 kV_锐, 各组间差异有统计学意义($P<0.05$)。腔内 SNR 和 CNR: 100 kV_锐<70 keV_锐<80 keV_锐, 组间差异有统计学意义($P<0.05$)。③支架-血管密度差(SVD): 70 keV_锐<80 keV_锐<100 kV_锐<100 kV_标, 测量-真实支架壁厚差(MAD): 80 keV_锐<100 kV_锐<70 keV_锐<100 kV_标, 组间差异有统计学意义($P<0.05$)。④主观图像质量评分: 70 keV_锐<100 kV_标<100 kV_锐<80 keV_锐 ($P<0.05$), 支架内再狭窄的诊断准确率: 70 keV_锐 (71.04%)<100 kV_标 (86.19%)<100 kV_锐 (91.27%)<80 keV_锐 (95.8%), ($\chi^2=9.95$, $P=0.019$), $\kappa=0.743$ ($P<0.05$)。**结论:**80 keV 锐单色能量结合中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE)成像有助于优化支架血管 CTA 的图像质量, 提高 ISR 的诊断准确率。

【关键词】单色能量成像; 锐利卷积核迭代重建; 支架术后再狭窄**【中图分类号】**R812**【文献标志码】**A**【收稿日期】**2018-10-31Application of CTA with monoenergetic imaging combined with
iterative reconstruction using a sharp convolution kernel
in the evaluation of in-stent restenosisWei Miao¹, Li Xinyou¹, Zhao Yu², Liu Hong², Lü Fajin¹(1. Radiology Department; 2. Vascular Surgery Department, The First Affiliated Hospital of
Chongqing Medical University)

【Abstract】Objective: To study the practical value of computed tomography angiography (CTA) with monoenergetic imaging combined with iterative reconstruction using a medium-sharp convolution kernel (B60f, SAFIRE) in the diagnosis of in-stent restenosis (ISR) of the lower extremities. **Methods:** CTA of the lower extremity arteries was performed in 72 patients (37 males and 35 females) with a stent implanted in the femoral artery. Among the above patients, 25 underwent dual-energy scanning combined with iterative reconstruction using a medium-sharp convolution kernel (B60f, SAFIRE) and were subdivided into two monoenergetic imaging groups (70 keV_{sharp} and 80 keV_{sharp}); 47 underwent 100-kV scanning and were subdivided into 100 kV_{standard} group (23 cases, using adaptive statistical iterative reconstruction [50% ASIR]) and 100 kV_{sharp} group (24 cases, using iterative reconstruction with a medium-sharp

convolution kernel [B60f, SAFIRE]). These groups were compared for image noise (standard deviation [SD]), signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), stent-vessel deviation (SVD), and measured-actual deviation (MAD); the diagnostic accuracy for ISR was evaluated by taking into account the results of vascular ultrasound or digital subtraction

作者介绍:魏 森, Email: weimiao_33@163.com,

研究方向: 血管 CT 成像技术。

通信作者:吕发金, Email: fajinlv@163.com。**基金项目:**重庆医科大学附属第一医院院内培养基金资助项目(编号: PYJJ-2017-36)。**优先出版:** <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20190506.0929.012.html>

(2019-05-07)

angiography. **Results:** In groups of the same energy level and processed with different reconstruction methods, the image noise (SD) was significantly lower in the 100 kV_{standard} group than in the 100 kV_{sharp} group; there were no significant differences between groups in SNR or CNR ($P>0.05$). Between groups of different energy levels and processed with the same reconstruction method, there were significant differences in image noise (SD) ($70\text{ keV}_{\text{sharp}}<80\text{ keV}_{\text{sharp}}<100\text{ kV}_{\text{sharp}}$, $P<0.05$) and intraluminal SNR and CNR ($100\text{ kV}_{\text{sharp}}<70\text{ keV}_{\text{sharp}}<80\text{ keV}_{\text{sharp}}$, $P<0.05$). There were significant differences between groups in SVD ($70\text{ keV}_{\text{sharp}}<80\text{ keV}_{\text{sharp}}<100\text{ kV}_{\text{sharp}}<100\text{ kV}_{\text{standard}}$, $P<0.05$), MAD ($80\text{ keV}_{\text{sharp}}<100\text{ kV}_{\text{sharp}}<70\text{ keV}_{\text{sharp}}<100\text{ kV}_{\text{standard}}$, $P<0.05$), subjective image quality score ($70\text{ keV}_{\text{sharp}}<100\text{ kV}_{\text{standard}}<100\text{ kV}_{\text{sharp}}<80\text{ keV}_{\text{sharp}}$, $P<0.05$), and diagnostic accuracy for ISR ($70\text{ keV}_{\text{sharp}}$ (71.04%) $<100\text{ kV}_{\text{standard}}$ (86.19%) $<100\text{ kV}_{\text{sharp}}$ (91.27%) $<80\text{ keV}_{\text{sharp}}$ (95.8%), ($\chi^2=9.95$, $P=0.019$), $\kappa=0.743$, $P<0.05$). **Conclusion:** Monoenergetic imaging combined with iterative reconstruction using a medium-sharp convolution kernel (B60f, SAFIRE) in the 80 keV_{sharp} group can help optimize the image quality of CTA for stent-implanted vessels and improve the diagnostic accuracy for ISR.

[Key words] monoenergetic imaging; iterative reconstruction using a medium-sharp convolution kernel; in-stent restenosis

外周动脉硬化闭塞性疾病高发于中老年患者,易导致下肢缺血坏死、致畸致残而影响生活质量。介入支架扩张动脉血管成形术是目前最常用的临床治疗手段^[1-2]。但由于支架置入后,血管内正常管腔结构改变,异物植入、血栓形成或新生内膜过度增殖等反应,导致支架内再狭窄(in-stent restenosis, ISR)发生率增加。密切关注 ISR 程度、避免动脉再闭塞是后续治疗方案选择的重要参考因素^[2]。

介入治疗的支架多为金属材质,金属在 CT 图像上产生的放射状伪影使支架边界及管腔内显示不清,从而使 ISR 的程度判定较困难。能谱 CT 低能级单色能量成像(virtual monochromatic spectral imaging, VMS)降低碘的衰减程度,高能级成像可有效去除金属伪影^[3-4],在有支架的碘造影 CT 血管成像(CT angiography, CTA)中,如何综合两者优势,使 ISR 图像更清晰。本研究拟选择不同迭代算法和能级重建,探究支架植入术后血管 CTA 图像的优化扫描条件。

1 资料与方法

1.1 临床资料

收集 72 例(男 37,女 35)因下肢动脉粥样硬化植入支架的患者行双下肢 CTA 成像检查,患者年龄 42~67 岁,支架材质均为镍钛合金[Cordis 镍钛支架系统(SMART)]。支架植入术后 6 个月至 1 年半,72 例患者均完善超声动脉血管成像,其中 10 例还完善 DSA 造影。患者用不同能量、不同重建方法扫描:25 例(男 13 例,女 12 例)进行双能量扫描中等锐利

迭代重建(B60f SAFIRE),能谱分离 2 组单能量图像 70 keV_锐、80 keV_锐;23 例(男 11 例,女 12 例)进行 100 kV 扫描,标准平滑迭代重建(50% ASIR)一组 100 kV_标,24 例(男 13 例,女 11 例)进行 100 kV 扫描,中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE)一组 100 kV_锐。

1.2 检查方法

设备:双能量扫描使用 SIEMENS SOMATOM Definition Flash 双源 CT,双能量模式(A 管 80 kV, B 管 Sn140 kV)采用中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE),能谱分离生成 70 keV_锐、80 keV_锐 2 组单色能量图像。23 例(100 kV_标)使用宝石能谱 CT(GE Discovery CT750 HD)扫描,管电压 100 kV,标准平滑迭代重建(50% ASIR),24 例(100 kV_锐)使用 SIEMENS SOMATOM Definition Flash 双源 CT,管电压 100 kV,中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE)。所有检查开启 CARE Dose 4D,参考电流(77~180 mA),螺距 0.968,重建层厚 0.625 mm,层间距 0.625 mm。对比剂均从肘静脉入路,碘普罗胺注射液(优维显)浓度 370 mgI/mL,总量 95~100 mL(据患者体质量),生理盐水 30 mL,注射速率 3.5~4.0 mL/s(据血管承受力)。选择股动脉段支架标准轴位断面测量支架腔内噪声 SD、信噪比 SNR、对比噪声比 CNR、支架-血管密度差(stent-vessel deviation, SVD)、支架壁的测量-真实厚度差(measure-actual deviation, MAD)。

1.3 评价

由 3 位经验丰富的诊断医生进行图像质量盲评和 ISR 诊断。由于股动脉管径粗,不易受金属伪影影响,可清楚观察狭窄,故选取股动脉段血管支架观察。采用 4 级评分标准评价图像质量:4 分(支架、血栓边界清晰,支架、管腔、血栓三者间对比度好),3 分(支架边界欠清晰,支架、管腔、血栓三者可模糊分辨),2 分(支架边界模糊,管腔、血栓不可分辨),1 分(三者均不可分辨)。以同期血管超声和 DSA 结果为参考

金标准,比较不同扫描和重建方法诊断 ISR 的准确性。

1.4 统计分析

应用 SPSS 21.0 进行统计分析,资料符合正态分布,以均数 $\pm$ 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示结果。先行方差齐性分析,计量资料多组间比较采用单因素方差分析检验,对 3 名医生的评分结果进行 *Kappa* 一致性分析。计数资料行 Pearson 卡方检验,检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 图像质量指标

不同重建同能级:SD:100 kV_标<100 kV_锐,SNR、CNR 之间无统计学差异 ($P>0.05$)。不同能级同重建比较:SD:70 keV_锐<80 keV_锐<100 kV_锐,各组间差异有统计学意义 ($P<0.05$)。腔内 SNR 和 CNR:100 kV_锐<70 keV_锐<80 keV_锐,组间差异有统计

学意义 ($P<0.05$),见表 1。

2.2 支架-血管密度对比度及支架厚度测量的准确性评价

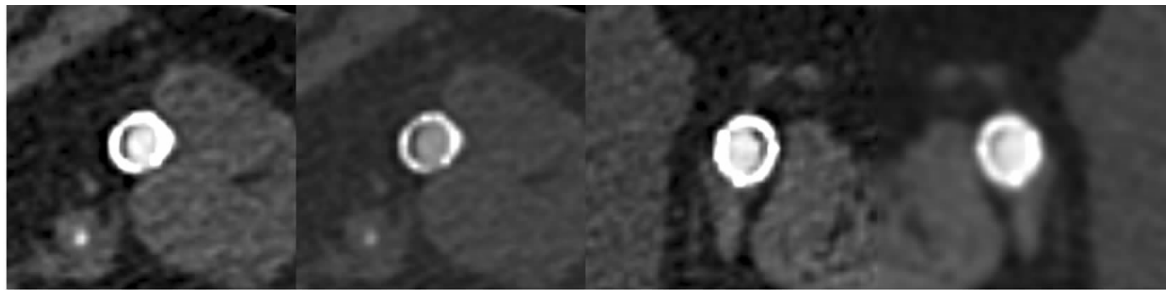
支架-血管密度差(SVD)如图 1、图 2 所示:70 keV_锐<80 keV_锐<100 kV_锐<100 kV_标,组间差异有统计学意义 ($P<0.05$)。支架壁的测量-真实厚度差(MAD):80 keV_锐<100 kV_锐<70 keV_锐<100 kV_标,组间差异有统计学意义 ($P<0.05$),见表 1。

2.3 诊断准确率及图像质量评分

2 位医生对图像质量的评分:70 keV_锐 (42.17 ± 11.3) <100 kV_标 (51.94 ± 8.64) <100 kV_锐 (67.5 ± 8.29) <80 keV_锐 (71.02 ± 9.41) ($P<0.05$)。结合血管超声测量结果,ISR 的诊断准确率:70 keV_锐 (71.04%) <100 kV_标 (86.19%) <100 kV_锐 (91.27%) <80 keV_锐 (95.8%), ($\chi^2=9.95, P=0.019$)。3 位医生诊断一致性 $\kappa=0.743$ ($P<0.05$)。

表 1 4 组不同能量成像的 SD、SNR、CNR、SVD、MAD 结果比较

	70 keV _锐	80 keV _锐	100 kV _标	100 kV _锐	F 值	P 值
SD	9.82 $\pm$ 0.96	11.32 $\pm$ 1.44	15.36 $\pm$ 0.70	15.61 $\pm$ 0.91	148.700	0.000
SNR	30.49 $\pm$ 3.28	34.30 $\pm$ 4.32	20.08 $\pm$ 2.96	20.25 $\pm$ 3.40	58.370	0.012
CNR	3.57 $\pm$ 0.97	4.71 $\pm$ 1.01	1.70 $\pm$ 0.61	1.94 $\pm$ 0.52	58.890	0.000
SVD (HU)	107.50 $\pm$ 28.44	159.71 $\pm$ 28.44	303.72 $\pm$ 28.19	297.05 $\pm$ 30.50	71.200	0.018
MAD (mm)	0.80 $\pm$ 0.22	0.27 $\pm$ 0.11	0.93 $\pm$ 0.23	0.55 $\pm$ 0.41	70.500	0.000



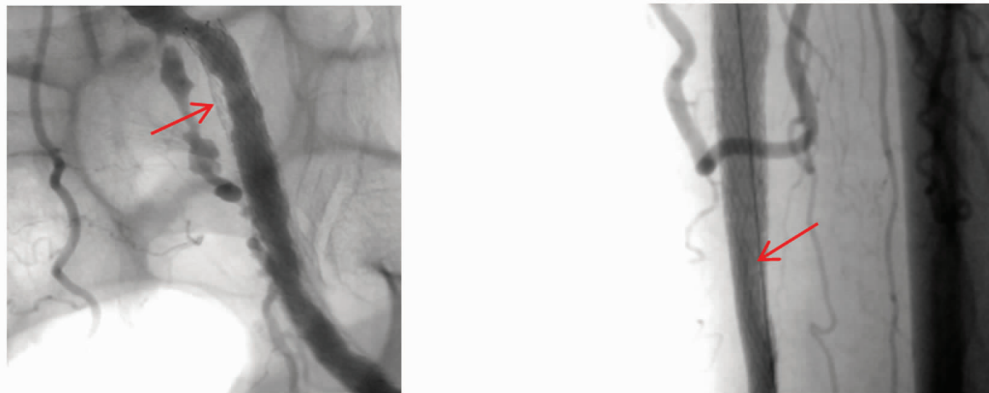
A. 70 keV_锐

B. 80 keV_锐

C. 100 kV_标

D. 100 kV_锐

图 1 4 组方法的支架横断面图像质量比较



A. 介入可见大的充盈缺损提示
附壁血栓 (红色箭头)

B. 股动脉支架后粗细不均,对比剂充盈,
附壁斑块显示欠佳 (红色箭头)

图 2 B 图患者支架内再狭窄介入图

3 讨论

3.1 支架 CTA 成像的临床价值

动脉粥样硬化、血栓形成以及血管先天发育不良会导致下肢动脉闭塞性血管疾病,好发于中老年患者,是跛行、急、慢性下肢缺血坏死的常见病因^[2]。介入治疗的支架植入体内后常继发支架后再狭窄(ISR)^[3,5],介入术后一年内继发 ISR 的发生率为30%~55%^[6]。下肢 CTA 成像是能替代介入造影的主要治疗评估手段,但金属支架在 CT 图像上产生的放射状线束硬化伪影常引起溢出效应^[7-8],表现为支架边界不清,遮盖管壁真实细节,影响血管壁附壁血栓、钙化斑块的观察,特别对于小血管,易引起 ISR 的过度诊断^[5,9]。

3.2 支架 CTA 单能量成像

能谱 CT 成像是目前国内外研究较多的 CT 成像技术,现广泛用于临床。目前的能谱成像发生方式有 2 种。一种是通过 2 个 X 线球管成 90°角排列,另一种是通过一个 X 线球管进行高低千伏的瞬时切换。2 种方式获得的能谱数据都可进行单能量纯化成像(VMS)^[11-12]及其他诸如物质分离等后处理操作。其中,VMS 技术目前多用于去除体内金属伪影,包括钢钉、支架、人工关节等,提高图像质量。对于 CTA 成像,西门子的迭代重建算法(SAFIRE)能有效降低噪声和辐射剂量,提高图像质量,较其他(ASIR、FBP)重建算法降低约 62%的辐射剂量^[7]。双能量 CT 扫描较常规混合能量的辐射剂量更低,图像噪声更小,如本研究结果,100 kV 的图像噪声相对较大,血管信噪比较双能量技术的图像低。低 keV 能级条件下,不同 keV 图像在支架部分噪声水平和 SNR 有明显差异^[3-4],本研究提示 70 keV 和 80 keV 的噪声水平是有差异的,SNR 无差异。低能级 keV 射线束穿透力较高能级弱,抗高原子序数物质(如碘、金属等)的衰减较差,不利于去除金属伪影,噪声也较大,血管内信噪比会下降^[6]。显示血管 CTA 的最佳能级为 70~85 keV^[6],但对于植入支架的血管 CTA 来讲,选择的能级既要显示支架细节,又要兼顾腔内再狭窄评价,单纯增加能级 keV 条件,可有效降低支架图像的噪声^[3]。金属引起的低密度晕状伪影导

致腔内衰减程度不一,网眼支架的支架壁处的再狭窄诊断阳性率往往超过其真实情况^[3]。80 keV 降低腔内密度衰减,能更准确地反映支架壁的真实厚度。SAFIRE 重建算法可有效降低支架腔内的密度衰减,提高支架腔内密度分辨率^[13],单源支架下肢动脉 CTA 能量成像的最佳 keV 是 65 keV^[6],但未提及密度分辨率的比较,同一原理双能量成像技术中,65~80 keV 最佳支架 CTA 单能量成像(VMI)还可进一步探究。

3.3 迭代重建技术在支架 CT 图像中的价值

迭代重建技术(IR)是现在应用最多的 CT 图像重建技术。基于计算机多次迭代的数学算法,可降低图像噪声,提高对比分辨率 CNR 值,对消除金属伪影的溢出效应效果明显^[14]。从重建算法角度来讲,SAFIRE 与 ASIR 均属于迭代重建,两者均能有效降低溢出效应引起的腔内密度衰减^[7,13]。为了让血管平滑、图像细腻,采用较多的是标准算法或 B30f 平滑重建,但由于支架部分的金属伪影,标准或平滑重建的图像支架边界模糊。故支架血管重建的卷积核应根据实际需要选择。西门子 CT 采用 SAFIRE 迭代重建,卷积核值由低到高的重建表示图像锐利度不同,数值越大,锐利度越好。80keV 的 MAD 最小提示测量的支架壁厚度最接近真实厚度,一方面 80 keV 较其他管电压条件更好地去除金属伪影。国外研究证实,IR 在去除各种伪影方面也有其独特的优势^[14]。尤其对于金属支架,IR 图像有较高敏感性、准确率和空间分辨率,有利于支 ISR 的早期诊断。另一方面,中等锐利迭代重建(B60f SAFIRE)较标准重建(50% ASIR)提高了图像锐利度,降低支架的容积效应,增大管腔可观察直径和面积,也增加了支架壁和钙化的区分能力。GE 的标准算法重建主要用于显示平滑软组织,图像质量更细腻,不同组织交界处平滑,适合密度差异小的组织间对比观察,迭而适用于支架的迭代百分比最好低于 50%^[13,15]。锐利算法是适合支架 CT 图像的最佳迭代重建算法,降低噪声并提升图像质量^[17]。

3.4 综合图像质量

VMS 和 IR 是提高支架图像质量的重要因素^[16-17]。在血管密度方面,70 keV 增加高原子序数(支架)的对比度,也降低了碘对比剂的密度衰减,支架密

度和血管密度均 >500 HU,支架与血管腔内密度差(SVD)超出人眼可区分的范围,无法识别管腔、管壁和钙化边界;另一方面,低 keV 能级去除金属放射状伪影的效果较差,以上两点加重了早期附壁血栓和 ISR 的漏诊率。本试验中 80 keV 组的支架边界较 70 keV 更清晰,晕状伪影有所缓解,支架壁与血管腔也能区分。VMS 结合 IR 在检出 75%~100%狭窄率方面有较高准确性^[4,11],但本组研究对象的狭窄程度未达重度标准,故还有待进一步研究。综上,80 keV 结合中等锐利迭代重建技术在支架血管 CTA 成像技术中可推荐,该方法提高了 ISR 的诊断准确率。

参 考 文 献

- [1] 包俊敏. 下肢动脉闭塞腔内治疗策略的新思考[J]. 中国血管外科杂志,2017,9(2):81-83.
- [2] 张 媛,刘浩. CTA 对下肢动脉硬化闭塞症支架内再狭窄的评估价值[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志,2017,15(12):127-129.
- [3] Weng CL,Tseng YC,Chen DY,et al. Spectral imaging for intracranial stents and stent lumen[J]. PLoS One,2016,11(1):e0145999.
- [4] Hickethier T,Baeßler B,Kroeger JR,et al. Monoenergetic reconstructions for imaging of coronary artery stents using spectral detector CT:in-vitro experience and comparison to conventional images[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr,2017,11(1):33-39.
- [5] Blum MB,Schmook M,Scherthaner R,et al. Quantification and detectability of in-stent stenosis with CT angiography and MR angiography in arterial stents in vitro[J]. AJR Am J Roentgenol,2007,189(5):1238-1242.
- [6] Almutairi A,Sun Z,Al Safran Z,et al. Optimal scanning protocols for dual-energy CT angiography in peripheral arterial stents:an in vitro phantom study[J]. Int J Mol Sci,2015,16(5):11531-11549.
- [7] Tsukada J,Yamada M,Yamada Y,et al. Comparison of the diagnostic accuracy of FBP,ASiR,and MBIR reconstruction during CT angiography in the evaluation of a vessel phantom with calcified stenosis in a distal superficial femoral artery in a cadaver extremity[J]. Medicine (Baltimore),2016,95(27):e4127.
- [8] Mangold S,De CN,Cecco,等. 一种噪声优化的虚拟单色重建算法提高下肢 CT 血管成像中支架的可视化及检测支架内再狭窄的诊断准确率[J]. 国际医学放射学杂志,2017,40(1):1674-1897.
- [9] Gebhard C,Fuchs TA,Fiechter M,et al. Image quality of low-dose CCTA in obese patients:impact of high-definition computed tomography and adaptive statistical iterative reconstruction[J]. Int J Cardiovasc Imaging,2013,29(7):1565-1574.
- [10] Almutairi A,Al Safran Z,AlZaabi SA,et al. Dual energy CT angiography in peripheral arterial stents:optimal scanning protocols with regard to image quality and radiation dose[J]. Quant Imaging Med Surg,2017,7(5):520-531.
- [11] Yang J,Yang X,De Cecco CN,et al. Iterative reconstruction improves detection of in-stent restenosis by high-pitch dual-source coronary CT angiography[J]. Sci Rep,2017,7(1):6956.
- [12] 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.
- [13] Ebersberger U,Tricarico F,Schoepf UJ,et al. CT evaluation of coronary artery stents with iterative image reconstruction:improvements in image quality and potential for radiation dose reduction[J]. Eur Radiol,2013,23(1):125-132.
- [14] Rajiah P,Schoenhagen P,Mehta D,et al. Low-dose,wide-detector array thoracic aortic CT angiography using an iterative reconstruction technique results in improved image quality with lower noise and fewer artifacts[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr,2012,6(3):205-213.
- [15] Halliburton SS,Tanabe Y,Partovi S,et al. The role of advanced reconstruction algorithms in cardiac CT[J]. Cardiovasc Diagn Ther,2017,7(5):527-538.
- [16] Kuya K,Shinohara Y,Sakamoto M,et al. CT angiography after carotid artery stenting:assessment of the utility of adaptive statistical iterative reconstruction and model-based iterative reconstruction[J]. Neuroradiology,2014,56(11):947-953.
- [17] Zhou Q,Jiang B,Dong F,et al. Computed tomography coronary stent imaging with iterative reconstruction:a trade-off study between medium kernel and sharp kernel[J]. J Comput Assist Tomogr,2014,38(4):604-612.

(责任编辑:唐秋姗)