❖影像技术学

Impact of reconstruction algorithms on low dose lower extremity CTA image quality: Comparison of FBP, iDose^4 and IMR

QIAN Weiliang, FENG Chuan, ZHOU Danjing, XU Jianming*, WANG Hong, ZHANG Jibin, WU Xiaoxia, QIAN Xin

(Department of Radiology, Nanjing Medical University Affiliated Suzhou Hospital, Suzhou 215002, China)

[**Abstract**] **Objective** To investigate the effect of different reconstruction algorithms, including filtered back projection (FBP), hybrid iterative reconstruction (iDose^4) and iterative model reconstruction (IMR) on image quality of low dose lower extremity CTA. **Methods** Fifty-six patients underwent lower extremity CTA, and the images were reconstructed with FBP, iDose^4 and IMR algorithms respectively. CT attenuation, image noise and contrast noise ratio (CNR) of 5 positions including aortic bifurcation, iliac bifurcation, proximal femoral artery, middle femoral artery, proximal popliteal artery were calculated. Subjective image quality of lower extremity arteries were assessed on a 4-point scale. **Results** CT attenuation of FBP, iDose^4, IMR in lower extremity arteries were (511.07±195.05)HU, (492.63±178.74)HU, (487.63±197.20)HU, and there was no statistically significant difference among them (F=1.175, P>0.05). The mean image noise of FBP, iDose^4 and IMR images were (76.24±20.85)HU, (39.16±11.75)HU, (13.09±2.55)HU, and the CNR of FBP, iDose4 and IMR images were 6.35±3.14, 12.97±5.10, 33.83±15.85, respectively. Image noise and CNR were both found significantly differences among the 3 methods (F=1 460.000, 646.122, both P<0.05). The visual scores were significantly higher for IMR (3.75±0.46) than those for FBP and iDose^4 images (1.39±0.51 for FBP, 2.61±0.81 for iDose4, χ^2=476.79, P<0.05). There were significant differences in the diagnosis rates of arteries above-the-knee as well as arteries below-the-knee among the 3 methods (FBP 1.34%, iDose^4 56.70%, IMR 98.66%, χ^2=427.9, P<0.05). **Conclusion** IMR may reduce image noise and improve image quality of low radiation dose lower extremity CTA compared with FBP, iDose^4 without compromising the diagnostic requirements.

[**Key words**] Tomography, X-ray computed; Iterative model reconstruction; Angiography; Lower extremity; Radiation dosage

DOI: 10.13929/j.1003-3289.201608051

FBP、iDose^{4}和 IMR 重建算法对低剂量双下肢 CTA 图像质量的影响

钱伟亮，丰　川，周丹静，许建铭*，王　宏，张继斌，吴晓霞，钱　鑫

（南京医科大学附属苏州医院放射科，江苏 苏州　215002）

[**摘　要**] **目的**　探讨滤波反投影（FBP）、混合迭代重建（iDose^4）和基于模型的迭代重建（IMR）技术对低剂量双下肢

[**第一作者**] 钱伟亮（1991—），男，江苏苏州人，在读硕士。研究方向：低剂量 CT 成像。E-mail：564696370@qq.com

[**通信作者**] 许建铭，南京医科大学附属苏州医院放射科，215002。E-mail：jmxu86@163.com

[**收稿日期**] 2016-08-11　[**修回日期**] 2016-12-08

CTA 图像质量的影响。**方法** 对 56 例成年患者行双下肢 CTA 扫描，分别用 FBP、iDose^4 和 IMR 方法重建，测量下肢各段血管(腹主动脉分叉处、髂总动脉分叉处、股动脉近端、股动脉中段和腘动脉近端)的 CT 值、图像噪声及对比噪声比(CNR)，并采用 4 分法对 3 组图像质量分别进行主观评分。**结果** FBP、iDose^4 和 IMR 重建图像的下肢各段血管平均 CT 值分别为(511.07±195.05)HU、(492.63±178.74)HU、(487.63±197.20)HU，三者间差异无统计学意义(F=1.175，P>0.05)。图像噪声分别为(76.24±20.85)HU、(39.16±11.75)HU、(13.09±2.55)HU，三者间差异有统计学意义(F=1 460.000，P<0.05)。CNR 分别为 6.35±3.14、12.97±5.10、33.83±15.85，三者间差异有统计学意义(F=646.122，P<0.05)。图像质量主观评分 IMR(3.75±0.46)、FBP(1.39±0.51)、iDose^4(2.61±0.81)差异有统计学意义(χ^2=476.79，P<0.05)，膝关节以上、下段动脉可诊断率 IMR(98.66%)明显高于 FBP(1.34%)、iDose^4(56.70%)，差异均有统计学意义(χ^2=427.9，P<0.05)。**结论** 行低辐射剂量双下肢 CTA 扫描时，相比 FBP 和 iDose^4，IMR 可以显著降低图像噪声，提高图像质量，且能满足诊断要求。

[**关键词**] 体层摄影术，X 线计算机；基于模型的迭代重建；血管造影术；下肢；辐射剂量
[**中图分类号**] R814.42；R658.3 [**文献标识码**] A [**文章编号**] 1003-3289(2017)02-0290-05

随着 CT 检查在临床工作中的广泛运用，如何在降低辐射剂量的同时获取高质量的图像一直是人们关注的问题[1]。以往在双下肢 CTA 低剂量成像方面的研究更多关注扫描参数的优化及部分迭代算法的使用[2-3]。基于模型的迭代重建(iterative model reconstruction，IMR)是一种全新重建算法，在胸部 CT[4]、冠状动脉 CTA[5]等方面已展现出一定的优势。目前该技术在双下肢 CTA 方面的应用鲜有报道，本研究基于低剂量双下肢 CTA 成像条件，初步评估滤波反投影(filtered back projection，FBP)、混合迭代重建(hybrid iterative reconstruction，iDose^4)和 IMR 这 3 种重建算法对图像质量的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料 连续收集 2015 年 9 月—2016 年 7 月因怀疑下肢动脉病变于我院接受双下肢 CTA 患者的临床及影像资料。排除标准：①血管内支架术后或骨折内固定金属支架术后；②身体质量指数(body mass index，BMI)<18 kg/m^{2}或>25 kg/m^2。最终入组 56 例，男 43 例，女 13 例，年龄 33～92 岁，平均(71.7±12.8)岁。该研究经本院伦理委员会同意，所有患者均签署知情同意书。

1.2 仪器与方法 采用 Philips Brilliance iCT 行双下肢 CTA 扫描。患者取仰卧位，扫描范围均从腹主动脉至足底。扫描参数：管电压 80 kVp，自动管电流调制技术(DoseRight，Philips Healthcare)，图像质量指数设为 1，准直 64×0.625 mm，球管旋转速度 0.75 s/rot，矩阵 512×512，螺距 0.7。采用对比剂推注跟踪技术确定扫描时间，将 ROI 置于主动脉分叉处，阈值 150 HU，达到阈值后延迟 15 s 开始扫描。经外周静脉注射优维显(370 mgI/ml)80 ml，前 40 ml 注射速率为 4.0 ml/s，后 40 ml 为 3.5 ml/s，再以 4.0 ml/s 注入生理盐水 50 ml 冲洗。CT 扫描结束后，分别采用 FBP、iDose^4 和 IMR 3 种重建算法对原始数据进行重建，层厚 0.9 mm，层间距 0.45 mm。

1.3 图像评价

1.3.1 客观评价 将下肢动脉 CTA 所有原始数据均传入 IntelliSpace 工作站，应用 MIP 和 CPR 等进行图像重组。由 1 名具有 5 年以上双下肢 CTA 阅片经验且不知晓图像重建方法的放射科医师在 3 组不同重建算法的图像上，分别测量腹主动脉分叉处、髂总动脉分叉处、股动脉近端、股动脉中段和腘动脉近端血管的 CT 值，并测量相应层面肌肉的 CT 值和标准差(standard deviation，SD)值，以肌肉的 SD 值作为图像噪声。各参数均在连续层面上重复测量 3 次，取平均值作为最终结果。计算对比噪声比(contrast noise ratio，CNR)，$CNR=(CT_{血管}-CT_{肌肉})/SD_{肌肉}$。

1.3.2 主观评价 由 2 名具有 5 年以上双下肢 CTA 阅片经验的放射科医师采用盲法以 4 分制对各组图像进行评分，存在分歧时，一同重新阅片达成一致。将双下肢动脉分 4 个节段进行评价：左/右膝关节以上/下段动脉。评分标准[6]：1 分(差)，背景噪声非常明显，血管不清，无法诊断；2 分(中等)，背景噪声明显，血管轮廓明显毛糙，影响诊断；3 分(良好)，背景噪声较轻，对比良好，血管轮廓稍毛糙但不影响诊断；4 分(优异)，背景无明显噪声，对比优异，血管轮廓清晰。评分≥3 分为满足诊断需要的图像，可诊断率为评分≥3 分的血管节段数占总双下肢动脉节段数的比例。

1.4 辐射剂量 采用有效吸收剂量(effective dose，ED)评价患者的辐射剂量。记录每例患者的容积 CT 剂量指数(computed tomography dose index volume，$CTDI_{vol}$)，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。因下肢 CTA 扫描中下肢部分

有效剂量转换因子 k 并不适用[7],故本研究有效辐射剂量仅计算腹盆部及髋部 ED,k 取 0.015 mSv·mGy^{-1}·cm^{-1},计算方法参考相关文献[3]。

1.5 统计学分析 采用 SPSS 16.0 统计分析软件。定量资料符合正态分布,以 $\bar{x}\pm s$ 表示,定性资料以百分率表示。FBP、iDose^4 和 IMR 3 种方法重建后的血管 CT 值、图像噪声和 CNR 间比较采用单因素方差分析,组间比较采用 *Bonferroni* 检验,图像质量主观评分的比较采用 *Kruskal-Wallis H* 非参数检验,组间比较采用 *Mann-Whitney* U 检验。下肢动脉可诊断率的比较采用 χ^2 检验。$P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

所有患者成功完成检查,54 例诊断为下肢动脉硬化,2 例无阳性表现。患者的平均 $CTDI_{vol}$ 为(0.65±0.08)mGy,平均 ED 为(0.51±0.08)mSv。

2.1 客观评价结果 采用 FBP、iDose^4 和 IMR 重建算法得到的 3 组图像的各段血管 CT 值、SD 值及 CNR 见表 1~3。三者间各段血管 CT 值差异均无统计学意义($F=1.175$,$P>0.05$)。图像噪声:FBP>iDose^4>IMR,差异具有统计学意义(P 均<0.05),IMR 较 FBP 和 iDose^4 的图像噪声分别降低 82.83%、66.57%。CNR:IMR>iDose^4>FBP,差异有统计学意义(P 均<0.05),IMR 的 CNR 较 FBP 和 iDose^4 分别提高 432.76%、160.83%。见图 1、2。

2.2 主观评价结果 总体图像质量主观评分:IMR>iDose^4>FBP,差异具有统计学意义(P 均<0.05)。IMR 的膝关节上、下段动脉可诊断率显著高于 iDose^4、FBP(P 均<0.05)。见表 4、5。

表 1 不同重建算法的下肢各段血管 CT 值比较(HU,$\bar{x}\pm s$)

重建算法	腹主动脉分叉处	髂总动脉分叉处	股动脉近端	股动脉中段	腘动脉近端	平均
FBP	613.61±184.28	608.81±170.81	539.84±168.24	416.43±170.94	376.64±153.42	511.07±195.05
iDose^4	539.11±184.38	567.20±184.53	525.01±175.24	442.01±157.17	389.83±127.72	492.63±178.74
IMR	600.59±196.64	576.75±185.32	509.71±176.42	394.60±163.80	356.51±135.71	487.63±197.20
F 值	2.495	0.818	0.423	1.172	0.812	1.175
P 值	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05

表 2 不同重建算法的下肢各段血管图像噪声比较(HU,$\bar{x}\pm s$)

重建算法	腹主动脉分叉处	髂总动脉分叉处	股动脉近端	股动脉中段	腘动脉近端	平均
FBP	85.94±15.74	84.20±17.59	90.62±15.50	66.68±14.48	53.76±14.86	76.24±20.85
iDose^4	46.01±9.97	40.01±11.43	36.80±9.71	38.91±9.59	34.07±14.26	39.16±11.75
IMR	14.37±2.29	14.02±2.81	14.06±1.80	11.90±2.16	11.14±1.74	13.09±2.55
F 值	613.486	472.242	769.050	405.966	178.962	1 460.000
P 值	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05

表 3 不同重建算法的下肢各段血管图像 CNR 比较($\bar{x}\pm s$)

重建算法	腹主动脉分叉处	髂总动脉分叉处	股动脉近端	股动脉中段	腘动脉近端	平均
FBP	6.80±2.87	6.93±2.76	5.57±2.43	5.84±3.38	6.61±3.90	6.35±3.14
iDose^4	13.18±4.84	12.57±4.73	13.15±4.37	12.63±4.72	13.33±6.64	12.97±5.10
IMR	39.89±17.19	38.80±16.24	33.32±13.88	29.63±15.13	27.48±13.10	33.83±15.85
F 值	158.233	157.957	158.893	94.678	82.528	646.122
P 值	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05

表 4 不同重建算法的下肢各段血管图像质量主观评分比较(分,$\bar{x}\pm s$)

重建算法	左膝关节以上段动脉	右膝关节以上段动脉	左膝关节以下段动脉	右膝关节以下段动脉	平均
FBP	1.46±0.54	1.59±0.56	1.27±0.45	1.25±0.44	1.39±0.51
iDose^4	2.84±0.76	2.82±0.79	2.36±0.80	2.43±0.78	2.61±0.81
IMR	3.79±0.41	3.80±0.44	3.71±0.49	3.70±0.50	3.75±0.46
χ^2 值	121.23	115.97	122.70	123.68	476.79
P 值	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05

表 5　不同重建算法的下肢各段血管图像可诊断率比较[%(个)]

重建算法	左膝关节以上段动脉	右膝关节以上段动脉	左膝关节以下段动脉	右膝关节以下段动脉	平均
FBP	1.79(1/56)	3.57(2/56)	0(0/56)	0(0/56)	1.34(3/224)
iDose^4	69.64(39/56)	69.64(39/56)	41.07(23/56)	46.43(26/56)	56.70(127/224)
IMR	100(56/56)	98.21(55/56)	98.21(55/56)	98.21(55/56)	98.66(221/224)
χ^2 值	115.6	107.8	109.6	108.3	427.9
P 值	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05



图 1　患者男，67 岁，髂总动脉分叉处 CT 图像，分别采用 FBP(A)、iDose^4(B)、IMR(C)重建，图像噪声分别为 91.2、48.5、13.4 HU，图像主观评分分别为 1、2、4 分

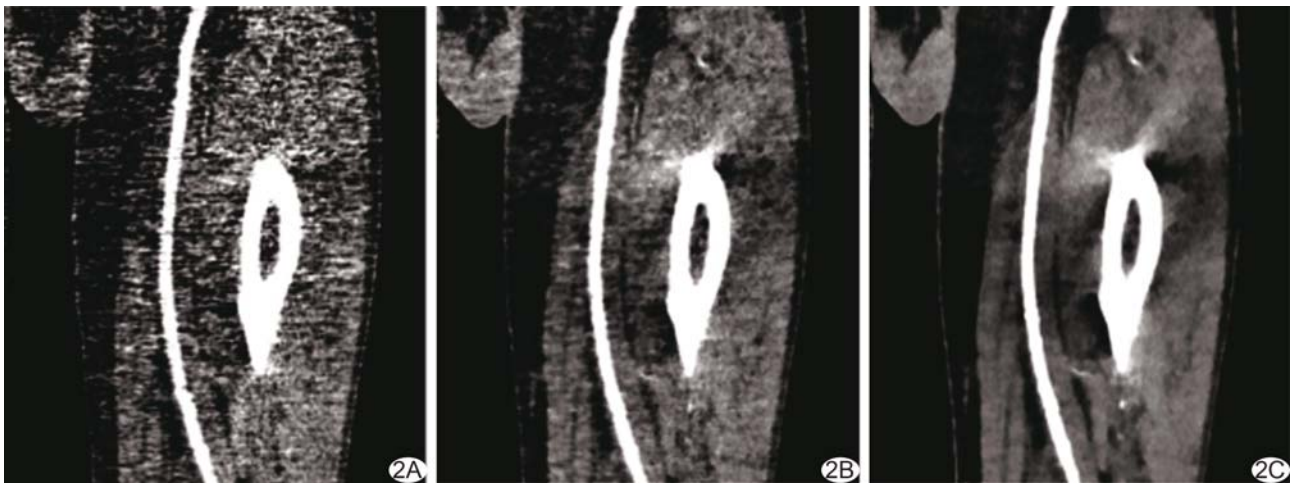


图 2　患者男，76 岁，左侧股动脉冠状位 CPR 图像，分别采用 FBP(A)、iDose^4(B)、IMR(C)重建，FBP 和 iDose^4 图像主观评分均为 2 分，图像噪声明显、血管边缘毛糙，影响诊断，而 IMR 图像主观评分为 4 分，图像噪声低、血管边缘锐利，符合诊断要求

3　讨论

双下肢 CTA 检查中常见的降低辐射剂量的方法包括降低管电压、管电流，提高螺距及利用迭代算法等[3,8]。本研究采用低管电压及自动管电流调节技术行双下肢 CTA 扫描，入组患者的平均 ED 为(0.51±0.08)mSv，达到了亚 mSv 级的扫描状态。

3.1　不同重建算法对于图像质量的影响　本组中 FBP 重建图像的平均噪声为(76.24±20.85)HU，各节段的图像噪声均明显高于 iDose^4 和 IMR，考虑与其采集数据时的理想化，忽略焦点、体素和探测器的实际几何大小等原因有关[9]。

迭代重建算法是基于噪声的统计模型，选择性识别并去除图像噪声，在每次迭代中提高图像质量，降低图像噪声和伪影。iDose^4 综合了 FBP 及迭代重建两种算法，本研究选用降噪比较温和的 4 级，FBP 和迭代重建各占 50%[10]。Hou 等[11]在冠状动脉 CTA 研究中对比 FBP 和 iDose^4，认为 iDose^4 在降低 55%辐射剂量情况下仍可获得噪声较小的高质量图像。本研究中，在低剂量条件下，iDose^4 与 FBP 相比，图像噪声降低约 48.64%，CNR 提高 104.25%，主观评分提高 2 倍。相比 FBP 而言，iDose^4 可以降低噪声，提高图像质量，但由于该算法基于解剖模型，所以在迭代重建过程中具有一定的局限性[12]。

IMR 是目前最新的迭代算法，是基于统计和系统

模型精确测定的数据和图像的统计模型,考虑到了焦点尺寸、X 线束宽度、体素大小、探测器像素尺寸和光束及探测器间的相互作用等因素,是全面的在数据空间和图像空间上对统计和系统模型进行优化从而更精确地还原扫描信息[13]。相比 FBP、iDose^4,IMR 在降低噪声和降低剂量方面的优势明显[10-13]。本研究发现,IMR 较 FBP 和 iDose^4 的图像噪声分别降低 82.83%、66.57%,CNR 分别提高了 432.76%、160.83%,主观图像评分方面 IMR(3.75±0.46)亦显著高于 FBP(1.39±0.51)、iDose^4(2.61± 0.81),差异具有统计学意义(P 均<0.05)。而在 CT 值方面,3 种方法间的差异无统计学意义(P>0.05),与 Yuki 等[13]在低 kV 冠状动脉 CTA 方面的研究结果类似。

3.2 不同重建算法对于可诊断率的影响 在行 CT 检查时,对于辐射剂量的控制应遵循 ALARA(as low as reasonably as achievable)原则,即在降低剂量的同时也要满足临床诊断需求。本研究显示,FBP、iDose^4 和 IMR 的双下肢 CTA 图像的可诊断率分别为 1.34%、56.70% 和 98.66%,即在低辐射剂量扫描背景下,利用 IMR 可基本满足临床诊断,而 FBP 和 iDose^4 无法满足,这主要与 IMR 更强的去噪声能力有关。与蒋骏等[10,13]在低剂量冠状动脉 CTA 方面的研究结果类似。

3.3 本研究的局限性 本研究不足之处:①纳入的研究对象均为标准 BMI 指数患者,未来将探索对高 BMI 患者行低剂量双下肢 CTA 的可行性方案;②可诊断率以主观评分为标准,今后将进一步与金标准 DSA 行对比分析。

总之,行低辐射剂量双下肢 CTA 扫描时,相比 FBP 和 iDose^4,IMR 可以进一步降低图像噪声,提高图像质量,且能满足临床诊断要求。

[参考文献]

[1] 孟悛非,范淼. 重视 CT 低剂量研究. 中华放射学杂志,2009,43(7):679-680.

[2] 吕仁锋,刘婷婷,李超,等. 能谱 CT 双低剂量在下肢动脉 CTA 中的应用研究. 放射学实践,2014,29(4):378-381.

[3] 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. PLoS One, 2014,9(6):e99112.

[4] 吴瑶媛,王万勤,刘斌,等. FBP、ASiR 和 VEO 三种重建算法对常规剂量胸部 CT 图像质量的影响. 中国医学影像技术,2012,28(3):575-578.

[5] Halpern EJ, Gingold EL, White H, et al. Evaluation of coronary artery image quality with knowledge-based iterative model reconstruction. Acad Radiol, 2014,21(6):805-811.

[6] Fraioli F, Catalano C, Napoli A, et al. Low-dose multidetector-row CT angiography of the infra-renal aorta and lower extremity vessels: Image quality and diagnostic accuracy in comparison with standard DSA. Eur Radiol, 2006,16(1):137-146.

[7] Duan Y, Wang X, Yang X, et al. Diagnostic efficiency of low-dose CT angiography compared with conventional angiography in peripheral arterial occlusions. AJR Am J Roentgenol, 2013,201(6):W906-W914.

[8] 周淑琴,陈一鸣,李树荣,等. 低剂量扫描在多层螺旋 CT 下肢动脉成像中的临床研究. 中华放射医学与防护杂志,2013,33(3):318-322.

[9] Kilic K, Erbas G, Guryildirim M, et al. Lowering the dose in head CT using adaptive statistical iterative reconstruction. AJNR Am J Neuroradiol, 2011,32(9):1578-1582.

[10] 蒋骏,黄美萍,雷益,等. 全模型迭代重建技术在心脏 CT 成像中应用的实验研究. 中华放射学杂志,2015,49(6):473-477.

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

[12] Khawaja RD, Singh S, Gilman M, et al. Computed tomography (CT)of the chest at less than 1 mSv: An ongoing prospective clinical trial of chest CT at submillisievert radiation doses with iterative model image reconstruction and iDose^4 technique. J Comput Assist Tomogr, 2014,38(4):613-619.

[13] Yuki H, Utsunomiya D, Funama Y, et al. Value of knowledge-based iterative modelreconstruction in low-kV 256-slice coronary CT angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2014,8(2):115-123.