❖影像技术学

Application of iterative reconstruction in coronary dual-source CT angiography

XU Chao, YANG Lin, YU Wei, LIU Yi, JIANG Hong, GUO Miao, ZHANG Zhao-qi*

(*Department of Radiology, Beijing Anzhen Hospital, Capital Medical University, Beijing* 100029, *China*)

[**Abstract**]　**Objective**　To investigate the effects of iterative reconstruction (IR) on image quality in coronary dual-source CT (DSCT) angiography comparing with regular filtered back projection (FBP). **Methods**　Fifty-seven patients underwent DSCT examination. Images in the best reconstruction intervals were reconstructed with regular FBP and IR technique. Subjective assessment on image quality was performed, CT value, noise, SNR and CNR were measured and compared between FBP and IR. **Results**　In 57 patients, the ratio of good image quality was 78.81% (595/755) for FBP and 83.18% (628/755) for IR (P=0.030). The contrast enhancement (CT value) were (311.49±63.76)HU and (310.57±64.45) HU (P=0.280). The image noise was (19.58±3.47)HU and (13.11±3.06)HU (P<0.001). SNR was 16.27±3.89 and 24.48±5.73 (P<0.001), and CNR was 20.63±4.24 and 30.84±7.24 (P<0.001). **Conclusion**　Compared with regular FBP, IR enables significant reduction of image noise and improves image quality in coronary DSCT angiography.

[**Key words**]　Tomography, X-ray computed; Coronary vessels; Image quality; Iterative reconstruction

迭代重建在双源 CT 冠状动脉成像中的应用

徐　超，杨　琳，于　薇，刘　一，姜　红，郭　淼，张兆琪*

（首都医科大学附属北京安贞医院放射科，北京　100029）

[**摘　要**]　**目的**　与滤过反投影法(FBP)对比，评价迭代重建(IR)在双源 CT(DSCT)冠状动脉成像中对图像质量的影响。**方法**　对 57 例患者进行 DSCT 冠状动脉成像检查，分别采用常规 FBP 法和 IR 法对最佳期相图像进行重建。对图像质量进行主观评价，测量两种重建方法所得冠状动脉图像的 CT 值、噪声、SNR 及 CNR。**结果**　57 例患者冠状动脉图像质量评分中，IR 图像质量为优的血管段比例为 83.18%(628/755)，高于 FBP 重建图像(595/755，78.81%，P=0.030)。FBP 重建与 IR 图像强化水平(CT 值)分别为(311.49±63.76)HU、(310.57±64.45)HU(P=0.280)，图像噪声分别为(19.58±3.47)HU、(13.11±3.06)HU(P<0.001)，SNR 分别为 16.27±3.89、24.48±5.73(P<0.001)，CNR 分别为 20.63±4.24、30.84±7.24(P<0.001)。**结论**　DSCT 冠状动脉成像中应用 IR 法可在保证冠状动脉腔内强化程度不变的同时明显降低图像噪声，改善图像质量。

[**关键词**]　体层摄影术，X 线计算机；冠状血管；图像质量；迭代重建

[**中图分类号**]　R814.42；R541　[**文献标识码**]　A　[**文章编号**]　1003-3289(2012)01-0168-04

解析重建和迭代重建(iterative reconstruction, IR)是 CT 图像重建的两种基本方法。滤过反投影法(filtered back projection, FBP)是解析重建的主要算法，代数重建算法是 IR 中常用的算法。世界上第一台医用 CT 即采用 IR，但由于计算速度慢、所需存储空间大，限制了其应用和发展，FBP 则成为 CT 图像重建的“金标准”[1]。随着计算机性能的提高，IR 用于临床 CT 检查成为现实，其对图像质量的改善成为目前的研究热点。本研究探讨 IR 技术在双源 CT(dual-source CT, DSCT)冠状动脉成像中对图像质量的影响。

[**作者简介**] 徐超(1971—)，男，北京人，大专，主治医师。研究方向：心血管影像学。E-mail: xuchao731@163.com

[**通讯作者**] 张兆琪，首都医科大学附属北京安贞医院放射科，100029。E-mail: zhaoqi5000@vip.sohu.com

[**收稿日期**] 2011-07-27　[**修回日期**] 2011-09-20

1　资料与方法

1.1　一般资料　选择本院 2011 年 6—7 月接受 DSCT 冠状动脉检查的临床可疑冠心病患者 57 例，男 34 例，女 23 例，年龄 41～77 岁，平均(60.3±9.30)岁。排除标准：心、肾功能不全；无法配合屏气；严重心律失常；碘对比剂过敏。患者检查前均未服用控制心率药物及硝酸甘油类药物。所有患者均签署知情同意书。

1.2　DSCT 冠状动脉扫描　采用 Siemens Somatom Definition DSCT 进行扫描。扫描范围自气管隆嵴下 1 cm 至心脏膈面。采用 Medrad Stellant 双筒高压注射器经肘正中静脉以 4～5 ml/s 的流率注入 50～65 ml对比剂碘海醇(350 mgI/100 ml)，随即以相同流率注射 30 ml 生理盐水。对于体质量指数(body mass index，BMI)≥25 kg/m^2 者用 5 ml/s 的流率，BMI＜25 kg/m^2 者用 4.0～4.5 ml/s的流率。应用对比剂示踪法(bolus tracking)在主动脉根部层面选择 ROI 监测 CT 值，当 ROI 内 CT 值达到 100 HU 时，延迟 6 s 自动触发扫描。采用回顾性心电门控技术，曝光窗宽度依据心率情况自动设定。其他扫描参数：准直 64 × 0.6 mm，扫描层厚 0.6 mm，旋转时间 0.33 s，依据心率情况自动设定螺距(范围 0.2～0.4)。管电压随 BMI 调整，BMI ≥ 25 kg/m^2 采用 120 kV，BMI＜25 kg/m^2 采用 100 kV，管电流为 350～410 mAs。剂量长度乘积(dose-length product，DLP)和 CT 体积剂量指数(CT dose index volume，CTDIvol)扫描后由机器自动读出。DLP×0.017(胸部扫描系数)计算有效辐射剂量[2]。

1.3　图像重建和分析　选择冠状动脉显示最佳期相(图像运动伪影最小期相)进行图像重建。分别采用常规 FBP 法和 IR 法(IRIS，Siemens)，卷积核分别为 B26f、I26f，进行同一最佳期相重建，重建层厚 0.75 mm，间隔 0.5 mm。重建后的图像数据传至独立后处理工作站，并应用 Circulation 和 Viewing 软件进行图像后处理。主要采用 MPR 和 CPR 进行图像重建。

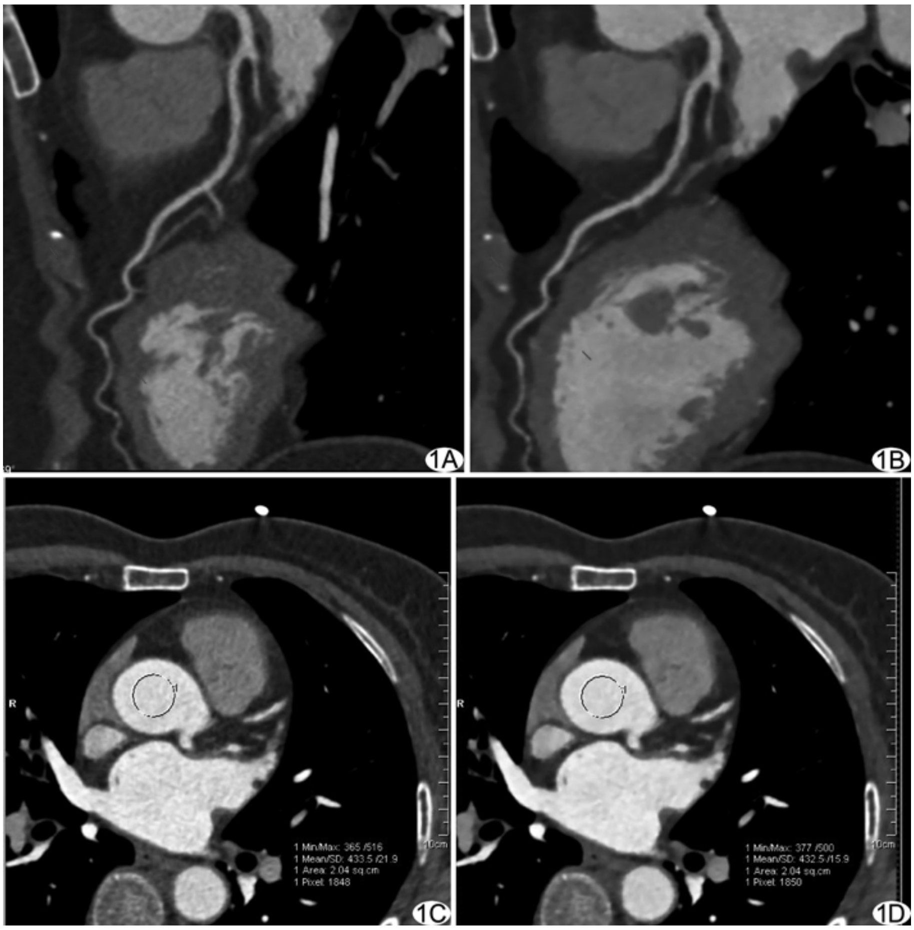

图 1　患者女，62 岁，BMI＝21.88 kg/m^2，管电压 100 kV。对左前降支 CPR 图像分别采用 FBP(A)和 IR(B)重建法进行图像重建，并在相同窗宽、窗位情况下对冠状动脉图像质量进行主观评价；C. 轴位 FDP 重建图像；D. 轴位 IR 图像。在相同层面以及相同窗宽、窗位情况下，在相同位置测量两组图像的 CT 值及噪声

1.3.1　图像质量主观评价　按照美国心脏病学会(American Heart Association，AHA)标准，对冠状动脉采取改良的 15 段分段法[3]。由 2 名资深医师独立分析图像并对图像质量评级(图 1A、B)，意见不一时共同阅片达成一致。图像质量评分标准分为 4 级[2]：1 分：冠状动脉显示清晰，图像噪声小，管腔连续完整，无阶梯状伪影，图像质量为优；2 分：图像噪声较小，管壁轻度伪影或 CPR 上见轻度阶梯状伪影，不影响诊断，图像质量良好；3 分：图像噪声较大，管壁中度伪影或 CPR 图像中度阶梯状伪影，尚可作出诊断，图像质量中等；4 分：图像噪声大，重组图像上冠状动脉错位、管壁严重伪影，不能诊断，图像质量较差。评价管腔直径大于 2 mm 的血管，对于严重钙化血管段不做评价。

1.3.2　图像质量定量评价　将两种不同重建算法所

得图像的同时调入处理软件中，采用原始轴位图像，对两组图像在相同层面同时进行测量（图 1C、D）。在主动脉根部（左主干开口附近）测量 CT 值，ROI 取 2 cm^2，测量 CT 值的标准差定义为图像噪（image noise）。冠状动脉 SNR、CNR 测量[4]：将大小约 3～4 mm^2 ROI 分别置于冠状动脉的 9 个部位，包括左主干、前降支近段、前降支远段（第 2 对角支开口以远）、第 1 对角支近段、旋支近段、旋支远段（第 2 钝缘支开口以远）、第 1 钝缘支近段、右冠状动脉近段和右冠状动脉远段（后降支开口前）。计算公式[5-7]：$SNR = CT_{lumen}/image\ noise$；$CNR = (CT_{lumen} - CT_{connective\ tissue})/image\ noise$；$CT_{lumen}$ 即为各部位冠状动脉 ROI 平均 CT 值，$CT_{connective\ tissue}$ 即为血管周围组织约 3～4 mm^2 ROI（置于左主干开口水平的冠状动脉周围脂肪组织内）的平均 CT 值。

1.4　统计学处理　采用 SPSS 13.0 统计软件，计量资料均以 $\bar{x} \pm s$ 表述。采用配对 t 检验对两种不同重建算法所得图像质量定量测量结果进行比较，对计数资料的比较采用 χ^2 检验。应用 *Kappa* 检验评价两评价者间的一致性，$Kappa > 0.7$ 为一致性较好，$0.4 \leqslant Kappa \leqslant 0.7$ 为一致性中等，$Kappa < 0.4$ 为一致性差。$P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2　结果

2.1　一般资料　57 例中，18 例采用 100 kV 扫描，39 例采用 120 kV 扫描。所有患者检查过程中均未出现对比剂注射所致的过敏反应等不良事件。患者一般资料见表 1。

表 1　患者一般资料

参数	总体（n=57）	100 kV（n=18）	120 kV（n=39）
年龄（岁）	60.3±9.30	64.4±9.2	58.5±8.9
性别（男/女）	34/23	9/9	25/14
身高（m）	1.66±0.07	1.63±0.08	1.68±0.07
体质量（kg）	70.69±9.44	61.20±8.75	75.00±6.03
BMI（kg/m^2）	25.49±2.16	22.96±1.59	26.64±1.16
平均心率（次/分）	68.78±10.01	66.00±7.59	60.95±4.44
DLP（mGy・m）	822.44±242.53	491.60±56.57	972.82±98.21
有效剂量（mSv）	13.98±4.12	8.36±0.96	16.54±1.67

2.2　图像质量评价结果

2.2.1　主观评价结果　共对 57 例患者的 789 段冠状动脉进行分析，其中 21 段冠状动脉管径＜2 mm，13 段冠状动脉管壁明显钙化，影响冠状动脉评价，予以排除。对 755 段血管段进行图像质量评分，两种不同重建算法图像质量评分结果见表 2。两重建方法所得图像质量主观评分差异无统计学意义（$P=0.182$）。IR 图像为优的血管段比例高于 FBP 重建图像（$P=0.030$）。

两种方法重建图像中，不能满足诊断要求的血管段均分布于同 2 例患者，因此，两组重建图像总体满足诊断率均达 96.49%（55/57）。两评价者间一致性良好（$Kappa=0.82$，$P<0.001$）。

表 2　图像质量主观评价结果（%）

重建方法	图像质量评分			
	1 分	2 分	3 分	4 分
FBP	78.81(595/755)	16.95(128/755)	3.44(26/755)	0.79(6/755)
IR	83.18(628/755)	13.11(99/755)	3.05(23/755)	0.66(5/755)

2.2.2　定量评价结果　对 57 例患者冠状动脉整体情况及冠状动脉近段、冠状动脉远段分别进行图像质量客观定量评价，结果见表 3。IR 图像的噪声、SNR 及 CNR 与 FBP 重建图像差异均有统计学意义，而在强化程度（CT 值）方面差异无统计学意义。

3　讨论

随着 CT 技术的飞速发展，冠状动脉 CT 成像成为可能[8-9]。良好的图像分辨力是保证获得高质量冠状动脉 CT 图像的重要因素，而提高分辨力需相应降低图像的噪声。噪声大小直接影响 CT 图像低对比分辨力（即密度分辨力），可用 ROI 中均质物质的 CT 值的标准差（standard deviation，SD）来表示[10]。近年来对 CT 辐射剂量的关注，使得低管电压、管电流扫描成为趋势，但需以牺牲图像噪声为前提。如何在低剂量扫描前提下获得高分辨力、低噪声的图像质量成为人们关注的问题。作为图像重建算法中的一种，IR 具有获得低噪声图像的能力。国外研究[11]对胸部 CT 平扫 IR 图像质量进行评价，认为可获得较常规 FBP 重建更低的噪声，同时不会损失诊断信息；而针对 IR 对冠状动脉管腔内图像质量的影响情况鲜见报道。

3.1　IR 的成像原理　对于某个重建视角，首先在估计的物体图像上通过“前后投影”计算综合投影，并尽可能地模拟真实 CT 系统中 X 线光子穿过物体并到达探测器的过程；在 X 线光子与物体相互作用的建模过程中，通过计算光子在不同方向和位置进入体素的路径长度来考虑重建像素的大小和尺寸；采用相同方式通过探测器相应函数对探测器单元的大小和形状来建模。将综合投影与实际测量投影相比较，两者间的差

表 3　图像质量定量评价结果

参数	冠状动脉整体				冠状动脉近段				冠状动脉远段			
	FBP	IR	t 值	P 值	FBP	IR	t 值	P 值	FBP	IR	t 值	P 值
CT 值(HU)	311.49±63.76	310.57±64.45	1.10	0.280	359.99±75.43	358.01±75.94	2.025	0.052	280.26±74.69	280.0±76.05	0.157	0.876
噪声(HU)	19.58±3.47	13.11±3.06	28.39	<0.001	—	—	—	—	—	—	—	—
SNR	16.27±3.89	24.48±5.73	16.87	<0.001	18.85±4.78	28.29±6.99	16.73	<0.001	14.61±4.23	22.06±6.64	13.54	<0.001
CNR	20.63±4.24	30.84±7.24	13.29	<0.001	23.21±5.05	34.65±8.20	14.03	<0.001	18.97±4.53	28.42±7.88	11.08	<0.001

异代表当前估计需要校正的量。在校正过程中考虑由有限光子统计导致的投影测量波动，同时评估每个独立测量中的光子，并将信息用于图像校正。考虑到所有这些信息时，即校正了当前的重建图像，再通过以上的综合和校正过程来获得一个更新的图像，当重建图像和原始投影数据一致时，迭代即中止，经过多次迭代和校正更新，可重建出高质量和低噪声的图像。IR 算法所需的投影数较少，具有可在数据不完全和低 SNR（低剂量）条件下成像等优点[12]。

3.2　IR 对冠状动脉图像质量的影响　本研究中主观评价结果显示 IR 图像中为优的血管段比例较常规 FBP 重建的图像提高，良好及中等的图像质量血管段比例相应较少，而差的血管段比例差异则无统计学意义，可见 IR 可进一步改善已满足诊断需要的血管段的图像质量；客观定量评价分析显示，采用 IR 图像，其噪声、SNR 及 CNR 均与常规 FBP 重建图像有明显差异，而强化程度差异则无统计学意义，可见 IR 在保证血管腔强化水平不降低的同时进一步降低了图像噪声，提高了 SNR 及 CNR 水平。此外，本研究还分别对两种不同重建方法在冠状动脉近段及远段血管段的图像质量进行比较，发现采用 IR 对近段和远段冠状动脉的图像噪声、SNR 及 CNR 均有改善作用。

3.3　本研究的局限性　本研究中无 BMI>30 kg/m^2 的超重病例，对于 IR 在此类患者冠状动脉图像质量方面的影响作用尚需进一步评价。此外，本研究仅对 IR 对冠状动脉图像质量方面的影响进行了初步评价，需进一步与冠状动脉造影进行对照分析，评价其对诊断准确性方面的影响。

综上所述，与常规 FBP 重建法对比，在双源 CT 冠状动脉成像中应用 IR 法可在保证冠状动脉腔内强化程度不变的同时明显降低图像噪声，改善图像质量。

[参考文献]

[1]　Wang G, Yu H, De Man B. An outlook on X-ray CT research and development. Med Phys, 2008,35(3):1051-1064.

[2]　Leschka S, Scheffel H, Desbiolles L, et al. Image quality and reconstruction intervals of dual-source CT coronary angiography: Recommendations for ECG-pulsing windowing. Invest Radiol, 2007,42(8):543-549.

[3]　Alkadhi H, Scheffel H, Desbiolles L, et al. Dual-source computed tomography coronary angiography: influence of obesity, calcium load, and heart rate on diagnostic accuracy. Eur Heart J, 2008,29(6):766-776.

[4]　Ferencik M, Nomura CH, Maurovich-Horvat P, et al. Quantitative parameters of image quality in 64-slice computed tomography angiography of the coronary arteries. Eur J Radiol, 2006,57(3):373-379.

[5]　Achenbach S, Giesler T, Ropers D, et al. Comparison of image quality in contrast-enhanced coronary-artery visualization by electron beam tomography and retrospectively electrocardiogram-gated multislice spiral computed tomography. Invest Radiol, 2003,38(2):119-128.

[6]　Ferencik M, Moselewski F, Ropers D, et al. Quantitative parameters of image quality in multidetector spiral computed tomographic coronary imaging with submillimeter collimation. Am J Cardiol, 2003,92(11):1257-1262.

[7]　Lembcke A, Wiese TH, Schnorr J, et al. Image quality of noninvasive coronary angiography using multislice spiral computed tomography and electron-beam computed tomography: Intraindividual comparison in an animal model. Invest Radiol, 2004,39(6):357-364.

[8]　张兆琪，马晓海. 64 层螺旋 CT 冠状动脉成像——无创性冠状动脉检查的新纪元. 中华放射学杂志，2006,40(8):789-791.

[9]　虞崚崴，汤光宇. 双源 CT 冠状动脉血管成像的临床应用. 中国医学影像技术，2009,25(S1):206-209.

[10]　刘景鑫，杨海山. 螺旋 CT 图像噪声影响因素的实验分析. 中华放射学杂志，2000,34(1):9-12.

[11]　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.

[12]　Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, et al. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. Med Phys, 2007,34(11):4526-4544.