

论著·临床研究 doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2015.10.022

640 层 CT 冠状动脉造影 AIDR3D 重建算法的图像质量及辐射剂量评价

沈合松^{1,2}, 王馨华¹, 罗明月^{1△}, 梁丹¹, 朱珊珊¹, 朱冬云¹, 杜彩虹¹

(1. 中山大学附属第六医院放射科, 广东广州 510655; 1. 重庆市肿瘤研究所放射科, 重庆 400030)

[摘要] **目的** 评价 640 层 CT 冠状动脉造影(CTCA)三维自适应迭代剂量降低(AIDR3D)重建算法的图像质量及辐射剂量。**方法** 连续性 84 例患者接受 640 层 CT 自动曝光扫描冠状动脉造影检查,在图像后处理工作站分别采用 AIDR3D、滤波反投影(FBP)算法对扫描的原始图像数据进行重建。2 位不知道临床信息及重建算法并且富有经验的影像科医生独立测量、计算 2 种重建算法 CTCA 的图像噪声、信噪比和对比噪声比,4 等级法定性评价 CTCA 的图像质量。根据 CT 机扫描输出的剂量长度乘积计算辐射剂量。统计分析比较 2 种重建算法 CTCA 的定量及定性图像质量。**结果** AIDR3D 重建算法 CTCA 的图像噪声为(27.20±4.40)HU,较 FBP(60.00±12.40)HU 减少了 46.10%,信噪比 21.10±5.10 较 FBP 11.40±2.80 提高了 84.70%,对比噪声比 24.70±5.10 较 FBP 13.50±3.20 提高了 82.20%,二者比较均差异有统计学意义($P<0.05$)。AIDR3D 重建算法冠状动脉近部、中部、远部的图像质量定性评价分数分别为(3.90±0.30)、(3.70±0.50)、(3.60±0.60)分,均高于 FBP[分别为(2.60±0.60)、(2.30±0.60)、(2.10±0.70)分],二者比较均差异有统计学意义($P<0.05$)。AIDR3D、FBP 重建算法可以用于诊断的冠状动脉总段数分别为 1 216 段(96.50%)、504 段(40.00%),二者比较差异有统计学意义($P<0.05$)。平均有效辐射剂量为(2.10±1.00)mSv。**结论** 640 层 CTCA AIDR3D 重建算法不仅较常规的 FBP 重建算法的图像噪声显著减少,定量及定性图像质量均明显提高,而且有效辐射剂量低。

[关键词] 体层摄影术,X 线计算机;冠状动脉造影;三维自适应迭代剂量降低;图像处理,计算机辅助;辐射剂量**[中图分类号]** R735.35**[文献标识码]** A**[文章编号]** 1671-8348(2015)10-1358-04

Evaluation on image quality and radiation dose of 640-slice CT coronary arteriography with AIDR3D reconstruction algorithm

Shen Hesong^{1,2}, Wang Xinhua¹, Luo Mingyue^{1△}, Liang Dan¹, Zhu Shanshan¹, Zhu Dongyun¹, Du Caihong¹

(1. Department of Radiology, Sixth Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou, Guangdong 510655, China; 2. Department of Radiology, Chongqing Cancer Institute, Chongqing 400030, China)

[Abstract] **Objective** To investigate the image quality and radiation dose of 640-slice CT coronary arteriography(CTCA) with adaptive iterative dose reduction three-dimensional (AIDR3D) reconstruction algorithm. **Methods** 640-slice CTCA with automatic exposure was performed on 84 consecutive patients. The original image data were reconstructed with AIDR3D and the filtered back-projection (FBP) algorithms at the image postprocessing workstation. Two experienced radiologists without knowing clinical information and reconstruction algorithms independently measured and calculated the image noise, signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio with AIDR3D and FBP reconstruction algorithms. The qualitative image quality was assessed by using the 4-point scale. The radiation dose was calculated based on dose-length product exported on CT scanner. The quantitative and qualitative image quality with two kinds of reconstruction algorithm was analyzed statistically. **Results** The CTCA image noise was (27.20±4.40) HU with AIDR3D and (60.00±12.40) HU with FBP, which with AIDR3D was decreased by 46.10% than that with FBP; the signal-to-noise ratio was 21.10±5.10 with AIDR3D and 11.40±2.80 with FBP, which with AIDR3D was increased by 84.70% than that with FBP; the contrast-to-noise ratio was 24.70±5.10 with AIDR3D and 13.50±3.20 with FBP, which with AIDR3D was raised by 82.20% than that with FBP, the differences in 3 indexes between the two kinds of reconstruction algorithm were statistically significant ($P<0.05$). The CTCA qualitative image quality scores of proximal, middle and distal parts with AIDR3D were (3.90±0.30), (3.70±0.50) and (3.60±0.60) respectively, which all were higher than (2.60±0.60), (2.30±0.60) and (2.10±0.70) with FBP respectively, the differences in 3 items between 2 kinds of algorithm had statistical significance ($P<0.05$). The total segments which could be used to diagnose the CTCA images with AIDR3D and FBP algorithms were 1 216 segments (96.50%) and 504 segments (40.00%), respectively, the difference had statistical significance ($P<0.05$). The mean effective radiation dose was (2.10±1.00) mSv. **Conclusion** 640-slice CTCA with AIDR3D reconstruction algorithm not only significantly reduces the image noise than the conventional FBP algorithm, improves the quantitative and qualitative image quality, but also decreases the effective radiation dose.

[Key words] tomography, X-ray computed; coronary artery angiography; adaptive iterative dose reduction three-dimensional; image processing, computer-assisted; radiation dosage

CT 冠状动脉造影(CTCA)已经成为非侵袭性诊断冠状动脉疾病的首选检查方法,它的图像空间分辨率及时间分辨率均

较高,能够诊断或者排除冠状动脉疾病,但是其电离辐射的危害问题也备受关注^[1]。目前主流的 64 层 CTCA 的有效电离

辐射剂量为 8~18 mSv^[2],因此研究开发新的图像重建算法,在保证图像质量的前提下,采用低电流剂量扫描从而降低电离辐射剂量为 CTCA 未来的研究发展方向^[3-4]。Toshiba 公司新近推出的 640 层动态容积 CT 采用自动曝光扫描技术,能够根据定位图像获得的体质量指数及 CT 值、目标图像噪声、管电压而自动调节扫描的管电流。同时使用三维自适应迭代剂量降低 (adaptive iterative dose reduction three-dimensional, AIDR3D) 重建算法,自动扫描而产生的原始高噪声图像经过一系列自适应迭代重建,图像噪声不断减少,直到目标图像的噪声达到希望的水平,成为一种降低电离辐射剂量的新技术^[5-7]。它有望突破目前最广泛使用的图像常规重建算法滤波反投影(filtered back-projection,FBP)的局限性,减少自动扫描产生的图像噪声,从而提高图像质量^[8]。因此,本研究将以常规的 FBP 为参照标准,评价 640 层动态容积 CTCA AIDR3D 重建算法的图像质量及辐射剂量。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选择中山大学附属第六医院 2012 年 6~10 月接受 CTCA 检查的连续性患者 84 例,其中男 57 例,女 27 例;年龄 30 岁~80 岁,中位 58 岁。心率 42~65 次/分,平均 59 次/分;12 例心率小于 65 次/分,未服用降心率药物;72 例心率大于 65 次/分者,检查前 60 min 口服 25 mg 酒石酸美托洛尔,检查后心率小于或等于 65 次/分。曾经行冠状动脉支架置入术和(或)搭桥术,检查前 60 min 口服 25 mg 酒石酸美托洛尔,检查后心率仍然大于 65 次/分,以及心肾功能不全、不能配合屏气、对碘对比剂过敏者未纳入本研究。本研究得到本院医学伦理委员会的批准,所有患者均知情同意本研究。

1.2 方法

1.2.1 CT 扫描图像数据采集

每例患者均接受严格的口、鼻屏气训练,没有禁忌证者扫描前 3 min 舌下含服硝酸甘油 0.50 mg。使用 Toshiba 公司 640 层动态容积 CT 机进行冠状动脉容积扫描。仰卧位头尾方向扫描,采用自动曝光扫描技术,球管旋转一周的时间为 350 ms。在肘正中静脉留置 18G 静脉套管针,采用密苏里 TMXD2001CT 注射器,以 5 mL/s 的注射速度注入非离子型对比剂碘普罗胺(Ultravist, 370 mgI/mL;广州先灵药业公司)60 mL,随后以同样的注射速度注入 0.9%生理盐水 20 mL。将采集的 CT 扫描原始图像数据经医学影像信息系统(PACS)传送到图像后处理工作站。

1.2.2 图像重建

在图像后处理工作站分别使用 AIDR3D (标准 AIDR3D,75%AIDR)、FBP 重建算法获得冠状动脉的造影图像,软组织重建函数 FC43,重建层厚 0.50 mm,重建间隔 0.25 mm,重建视野只包括心脏。

1.2.3 图像质量定量评价

2 位富有心脏影像诊断经验的影像科医生在不知道临床信息及重建算法的情况下独立测量、计算 2 种重建算法得出的 CTCA 图像的噪声、信噪比和对比噪声比。如果 2 位医生的评价有分歧,则与另 1 位高年资影像科医生共同讨论后达成一致意见。测量左冠状动脉主干开口层面主动脉根部的 CT 值、左冠状动脉主干的 CT 值及左冠状动脉主干旁脂肪的 CT 值,感兴趣区尽可能大,但是要避开钙化、斑块、血管狭窄部位及血管壁。图像噪声=主动脉根部 CT 值的标准差,信噪比=左冠状动脉主干的 CT 值/图像噪声,对比噪声比=(左冠状动脉主干的 CT 值-左冠状动脉主干旁脂肪的 CT 值)/图像噪声^[3-4,9]。

1.2.4 图像质量定性评价

上述 2 位影像科医生同样采用盲

法定性评价冠状动脉的图像质量。按照美国心脏协会指南修正版将冠状动脉分为 15 段,15 段再分成 3 个部位:(1)冠状动脉近部,包括右冠状动脉近段、左冠状动脉主干、左回旋支近段、左前降支近段,共 4 段;(2)冠状动脉中部,包括右冠状动脉中段、右冠状动脉远段、中间支、钝圆支、第一对角支、左前降支中段,共 6 段;(3)冠状动脉远部,包括后降支、左回旋支中段、左回旋支远段、第二对角支、左前降支远段,共 5 段。根据 Rybicki 等^[10]的 CTCA 的图像质量定性评价标准,CTCA 的图像质量分为 4 个等级:4 分,优秀,图像噪声小,血管壁清晰,几乎没有伪影;3 分,好,图像噪声较小,管壁轻度伪影;2 分,尚可接受,图像噪声较大,管壁中度伪影;1 分,不可评价,图像噪声大,管壁严重伪影,无法做出诊断。图像质量 3~4 分,可以用于诊断。图像质量小于 3 分,不可以用于诊断。

1.2.5 计算电离辐射剂量

记录 CT 机每次扫描输出的剂量长度乘积。电离辐射剂量用有效剂量表示。有效剂量=剂量长度乘积×CF,其中 CF 指不同组织的转化系数,胸部的 CF 为 0.014^[11]。

1.3 统计学处理

使用 SPSS13.0 统计软件处理数据。采用配对 *t* 检验,比较 AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 的图像质量定量评价及定性评价得分。采用配对 χ^2 检验,比较 AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 图像可用于诊断的段数。用 Kappa 系数 κ 评价两名医师对冠状动脉图像质量定性评价的一致性, κ 为 0.00~0.20 时,一致性差; κ >0.20~0.40 时,一致性一般; κ >0.40~0.60 时,一致性中等; κ >0.60~0.80 时,一致性较好; κ >0.80~1.00 时,一致性好^[12]。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 图像质量定量评价

与 FBP 比较,AIDR3D 重建算法 CTCA 的图像噪声减少了 46.10%,信噪比提高了 84.70%,对比噪声比提高了 82.20%,差异有统计学意义 ($P<0.05$),见表 1。

表 1 AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 的图像质量定量评价

项目	AIDR3D	FBP	<i>t</i>	<i>P</i>
噪声(HU)	27.20±4.40	60.00±12.40	20.94	0.00
信噪比	21.10±5.10	11.40±2.80	14.21	0.01
对比噪声比	24.70±5.10	13.50±3.20	13.76	0.00

2.2 图像质量定性评价

两名医师对 84 例患者共 1 260 段冠状动脉的图像质量定性评价一致性好 ($\kappa=0.83$, $P<0.05$)。AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 近部、中部、远部的图像质量定性评价得分,见表 2。AIDR3D 重建算法 CTCA 近部、中部、远部的图像质量定性评价得分均明显高于 FBP 重建算法,二者比较差异有统计学意义 ($P<0.05$)。典型病例 CTCA 左冠状动脉主干的图像,见图 1。84 例患者共有冠状动脉 1 260 段,其中近部 336 段、中部 504 段、远部 420 段。AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 的图像质量定性评价 1、2、3、4 分的冠状动脉段数见表 3。AIDR3D 重建算法 CTCA 的近部、中部、远部图像可以用于诊断的冠状动脉段数分别为 336 段(100.00%)、486 段(96.43%)、394 段(93.81%),FBP 重建算法 CTCA 的近部、中部、远部图像可以用于诊断的冠状动脉段数分别为 217 段(64.58%)、173 段(34.33%)、114 段(27.14%);AIDR3D 重建算法 CTCA 的近部、中部、远部图像可以用于诊断的冠状动脉

段数明显高于 FBP 重建算法,二者比较差异均有统计学意义($\chi^2=117.01,272.17,311.00,P<0.05$),分别见表 4、5、6。AIDR3D、FBP 重建算法可以用于诊断的冠状动脉总段数分别为 1 216 段(96.51%)、504 段(40.00%),二者比较差异有统计学意义($\chi^2=704.07,P<0.05$),见表 7。

表 2 AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 近中远部图像质量定性评价得分比较

部位	AIDR 3D		FBP		t	P
	得分	标准差	得分	标准差		
冠状动脉近部	3.90	±0.30	2.60	±0.60	3.14	0.02
冠状动脉中部	3.70	±0.50	2.30	±0.60	3.07	0.00
冠状动脉远部	3.60	±0.60	2.10	±0.70	2.86	0.00

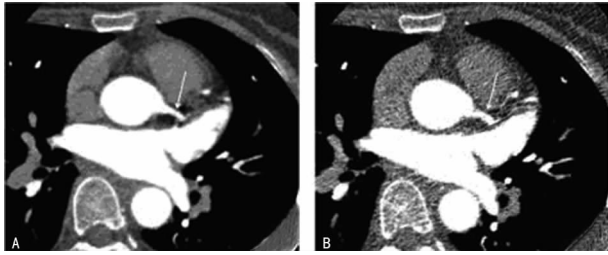


图 1 典型病例 CTCA 左冠状动脉主干的图像
A: AIDR3D 图像质量定性评价 4 分,几乎无伪影(白箭);B: FBP 图像质量定性评价 2 分,管壁中度伪影(白箭)。

表 3 AIDR3D、FBP 重建算法 CTCA 图像质量定性评价的冠状动脉段数(段)

分数	冠状动脉近部		冠状动脉中部		冠状动脉远部	
	AIDR3D	FBP	AIDR3D	FBP	AIDR3D	FBP
1	0	12	0	47	2	75
2	0	107	18	284	24	231
3	39	213	102	173	99	112
4	297	4	384	0	295	2
合计	336	336	504	504	420	420

表 4 二者在冠状动脉近部图像可用于诊断的段数[段(%)]

AIDR3D	FBP		合计
	可用于诊断	不可用于诊断	
可用于诊断	217(64.58)	119(35.42)	336(100.00)
不可用于诊断	0	0	0
合计	217(64.58)	119(35.42)	336(100.00)

表 5 二者在冠状动脉中部图像可用于诊断的段数[段(%)]

AIDR3D	FBP		合计
	可用于诊断	不可用于诊断	
可用于诊断	173(35.60)	313(64.40)	486(96.43)
不可用于诊断	0	18(100.00)	18(3.57)
合计	173(34.33)	331(65.67)	504(100.00)

表 6 二者在冠状动脉远部图像可用于诊断的段数[段(%)]

AIDR3D	FBP		合计
	可用于诊断	不可用于诊断	
可用于诊断	111(28.17)	283(71.83)	394(93.81)
不可用于诊断	3(11.54)	23(88.46)	26(6.19)
合计	114(27.14)	306(72.86)	420(100.00)

表 7 二者在冠状动脉图像可用于诊断的总段数[段(%)]

AIDR3D	FBP		合计
	可用于诊断	不可用于诊断	
可用于诊断	501(41.20)	715(58.80)	1 216(96.51)
不可用于诊断	3(6.82)	41(93.18)	44(3.49)
合计	504(40.00)	756(60.00)	1 260(100.00)

2.3 电离辐射剂量 84 例患者的有效电离辐射剂量范围为 0.90~6.60 mSv,平均有效电离辐射剂量为(2.10±1.00) mSv。

3 讨论

随着 CT 图像数据采集及重建算法的进步,CTCA 的图像质量、诊断能力明显提高,已经成为非侵袭性诊断冠状动脉疾病的首选检查方法^[2,5]。CTCA 需要遵循辐射剂量尽可能低的原则,即在图像质量满足诊断需要的前提下将电离辐射剂量降到最低^[13]。如何平衡电离辐射剂量与图像质量满足诊断需要之间的关系是 CTCA 的关键技术问题。降低电离辐射剂量的主要方法有降低管电流、降低管电压、自动调节扫描管电流剂量、应用迭代重建算法等。管电流与电离辐射剂量呈线性相关,降低电离辐射剂量直截了当的方法是选择低的管电流。但是管电流的降低会增加图像噪声,降低图像质量。单独应用降低管电流等方法,电离辐射剂量的降低程度有限^[14]。因此,CTCA 的研究重点已经从前期单独降低管电流到目前联合使用新的图像重建算法,希望在图像质量满足诊断需要的前提下进一步降低电离辐射剂量。

FBP 是传统的解析重建算法,重建速度快,为目前最广泛使用的图像常规重建算法。但是它不能分辨图像数据采集的基本成分,假设 X 射线源和探测器为一个点,忽略了图像数据采集过程中量子噪声和电子噪声对投影数据的污染,将噪声带到重建图像中去,从而影响图像质量,掩盖病变和有价值的诊断信息^[15]。

AIDR3D 为 Toshiba 公司新近推出的 640 层动态容积 CT 研究开发的 AIDR3D 重建算法,它的重建过程分解成许多运算步骤,这些步骤要么在投影数据空间的正弦图上进行,要么在图像空间的初始重建 FBP 图上完成。AIDR3D 在图像空间的运算上,通过使用和修正各向异性滤波器,自适应性地使图像质量在噪声抑制和细节保留之间取得平衡,反复进行图像空间滤波噪声抑制,达到设定的最终目标才停止^[16]。由于在投影数据空间和图像运算空间方面的结合,AIDR3D 有望减少低管电流剂量扫描而产生的图像噪声,提高图像质量^[4-5]。本研

究中,与 FBP 比较,AIDR3D 重建算法 CTCA 的图像噪声减少了 46.10%,信噪比提高了 84.70%,对比噪声提高了 82.20%,二者比较均差异有统计学意义($P<0.05$);冠状动脉近部、中部、远部的图像质量定性评价分数明显高于 FBP 重建算法,二者比较均差异有统计学意义($P<0.05$);可以用于诊断的近部、中部、远部冠状动脉段数分别为 336 段(100.00%)、486 段(96.43%)、394 段(93.81%),明显高于 FBP 重建算法的 217 段(64.58%)、173 段(34.33%)、114 段(27.14%),二者比较均差异有统计学意义($P<0.05$);AIDR3D 可以用于诊断的冠状动脉总段数为 1 216 段(96.51%),明显高于 FBP 重建算法的 504 段(40.00%),差异有统计学意义($P<0.05$)。

在本组研究中,640 层 CT 采用自动曝光扫描技术,它根据定位图像获得的体重指数、CT 值、目标图像噪声及管电压来自动调节扫描的管电流。此基础上,再使用标准的 75% AIDR 进行 AIDR3D 技术重建的 CTCA 的图像噪声、信噪比、对比噪声比分别为 (27.20 ± 4.40) HU、 21.10 ± 5.10 、 24.70 ± 5.10 。Yoo 等^[6]研究的 640 层 CT 采用低档的 50% AIDR 进行 AIDR3D 技术重建的 CTCA 的图像噪声、信噪比、对比噪声比分别为 (45.00 ± 9.40) HU、 15.00 ± 2.10 、 16.80 ± 2.30 。虽然二者研究得出的平均有效电离辐射剂量均仅为 (2.10 ± 1.00) mSv,但是本研究较后者降低了图像噪声、提高了信噪比及对比噪声比。覃杰等^[17]320 层 CTCA 的平均有效电离辐射剂量为 (3.36 ± 1.00) mSv,明显高于本研究。目前主流的 64 层 CTCA 的有效电离辐射剂量为 8~18 mSv^[2],高于本研究。

综上所述,本研究结果说明 640 层动态容积 CT 自动曝光扫描 CTCA AIDR3D 重建算法不仅较常规的 FBP 重建算法的图像噪声减少了 46.10%,定量及定性图像质量均明显提高;而且有效电离辐射剂量低,仅为 (2.10 ± 1.00) mSv。

参考文献

- [1] 彭盛坤,曾勇明,罗天友,等. 冠状动脉 CTA 迭代重建算法图像质量和辐射剂量的实验研究[J]. 第三军医大学学报,2013,35(13):1371-1375.
- [2] Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography[J]. JAMA,2009,301(5):500-507.
- [3] Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography[J]. AJR Am J Roentgenol,2010,195(3):649-654.
- [4] Bittencourt MS, Schmidt B, Seltmann M, et al. Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography: initial experience[J]. Int J Cardiovasc Imaging,2011,27(7):1081-1087.
- [5] Kim M, Lee JM, Yoon JH, et al. Adaptive iterative dose reduction algorithm in CT: effect on image quality compared with filtered back projection in body phantoms of different sizes[J]. Korean J Radiol,2014,15(2):195-204.
- [6] Yoo RE, Park EA, Lee W, et al. Image quality of adaptive iterative dose reduction 3D of coronary CT angiography of 640-slice CT: comparison with filtered back-projection [J]. Int J Cardiovasc Imaging,2013,29(3):669-676.
- [7] Joemai RM, Veldkamp WJ, Kroft LJ, et al. Adaptive iterative dose reduction 3D versus filtered back projection in CT: evaluation of image quality[J]. AJR Am J Roentgenol,2013,201(6):1291-1297.
- [8] Chen MY, Steigner ML, Leung SW, et al. Simulated 50% radiation dose reduction in coronary CT angiography using adaptive iterative dose reduction in three-dimensions (AIDR3D) [J]. Int J Cardiovasc Imaging,2013,29(5):1167-1175.
- [9] Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study[J]. AJR Am J Roentgenol,2009,193(3):764-771.
- [10] Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography[J]. Int J Cardiovasc Imaging,2008,24(5):535-546.
- [11] 郭洪涛,刘勇,袁淑华. CT 剂量指数 (CTDI) 测量研究[J]. 中国测试技术,2007,33(4):33-36.
- [12] Yoon MA, Kim SH, Lee JM, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction and Veo: assessment of image quality and diagnostic performance in CT colonography at various radiation dose [J]. J Comput Assist Tomogr,2012,36(5):596-601.
- [13] Albert JM. Radiation risk from CT: implications for cancer screening[J]. AJR Am J Roentgenol,2013,201(1):81-87.
- [14] Duan X, Wang J, Christner JA, et al. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study[J]. AJR Am J Roentgenol,2011,197(3):689-695.
- [15] 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[J]. 中国医学影像技术,2012,28(3):575-578.
- [16] Yamada Y, Jinzaki M, Hosokawa T, et al. Dose reduction in chest CT: comparison of the adaptive iterative dose reduction 3D, adaptive iterative dose reduction, and filtered back projection reconstruction techniques[J]. Eur J Radiol,2012,81(12):4185-4195.
- [17] 覃杰,刘凌云,董云旭,等. 320 排 CT 前瞻性和回顾性心电图门控冠状动脉成像:放射剂量、图像质量及诊断结果的对照观察[J]. 中国医学影像技术,2010,66(5):951-954.

(收稿日期:2014-11-10 修回日期:2014-12-18)